

**UNIVERSIDADE VEIGA DE ALMEIDA**

**Frederico Campos Manhães**

**INFLUÊNCIA DA DIMINUIÇÃO DO SUPORTE ÓSSEO NA  
DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES EM DENTINA RESTAURADA  
COM PINO INTRA-RADICULAR**

**Rio de janeiro**

**2006**

# **Livros Grátis**

<http://www.livrosgratis.com.br>

Milhares de livros grátis para download.

**Frederico Campos Manhães**

**INFLUÊNCIA DA DIMINUIÇÃO DO SUPORTE ÓSSEO NA  
DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES EM DENTINA RESTAURADA  
COM PINO INTRA-RADICULAR**

**Dissertação apresentada ao curso de  
mestrado profissionalizante em odontologia  
da Universidade Veiga de Almeida como  
requisito parcial para obtenção do grau de  
mestre. Área de concentração: Reabilitação  
Oral.**

**Orientador: Prof. Cláudio Pinheiro Fernandes**

**Rio de janeiro**

**2006**

UNIVERSIDADE VEIGA DE ALMEIDA  
PRÓ-REITORIA DE PÓS-GRADUAÇÃO, ENSINO E PESQUISA  
Rua Ibituruna, 108 – Maracanã  
20271-020 – Rio de Janeiro – RJ  
Tel.: (21) 2574-8845 Fax.: (21) 2574-8891

### FICHA CATALOGRÁFICA

M277i Manhães, Frederico Campos

Influência da diminuição do suporte ósseo na distribuição de tensões em dentina restaurada com pino intra-radicular/  
Frederico Campos Manhães - 2006.  
119 p.; 30cm

Digitado (original)  
Dissertação (Mestrado) – Universidade Veiga de Almeida,  
Mestrado Profissionalizante em Odontologia, Reabilitação Oral,  
Instituto de Ciências da Saúde, Faculdade de Odontologia, Rio de  
Janeiro, RJ, 2006.  
Orientação: Prof Cláudio Pinheiro Fernandes.

1. Método em elementos finitos. 2. Análise de tensões. 3. Fratura  
radicular. 4. Pinos intra-radulares 5. Doença periodontal.  
Dissertações acadêmicas. I. Fernandes, Cláudio Pinheiro  
(orientador). II. Universidade Veiga de Almeida, Mestrado em  
Odontologia .III Título.

CDD – 617.69

Ficha Catalográfica elaborada pela Biblioteca Central/UVA  
Biblioteca Maria Anunciação Almeida de Carvalho

FREDERICO CAMPOS MANHÃES

**INFLUÊNCIA DA DIMINUIÇÃO DO SUPORTE ÓSSEO NA  
DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES EM DENTINA RESTAURADA  
COM PINO INTRA-RADICULAR.**

**Dissertação apresentada ao curso de  
mestrado profissionalizante em odontologia  
da Universidade Veiga de Almeida como  
requisito parcial para obtenção do grau de  
mestre. Área de concentração: Reabilitação  
Oral.**

Aprovada em: 14 / 12 / 2006.

**Banca Examinadora**

---

Prof. Marcos Venicius Soares Pereira

---

Prof. Carlos Eduardo Sabrosa

---

Prof. Walter Augusto Soares Machado

No mesmo dia em que entrava para o curso de mestrado perdia a pessoa que sempre me apoiou na vida. Este trabalho será dedicado à minha mãe que, de algum lugar e com seus ensinamentos, me manteve equilibrado para seguir em frente.

## **AGRADECIMENTOS**

À minha família, especialmente ao meu pai e ao meu irmão, pelo apoio nos momentos difíceis dos últimos anos.

À todos os professores e amigos da Universidade Veiga de Almeida, em especial aos professores Ney Salgado, Rogério Bicalho e Amaryllis Tinoco Dias pelo companheirismo e confiança, e por serem os responsáveis diretos da minha carreira no magistério.

Ao professor Cláudio Pinheiro Fernandes por orientar e viabilizar este estudo abrindo portas, e pelo seu incentivo mesmo quando o andamento parecia impossível.

Aos professores Arnaldo Freitas Camarão e Marcos Venicius Soares Pereira pelo carinho e grande apoio à realização deste trabalho, assim como pela oportunidade concedida em adquirir novos conhecimentos.

Aos professores José Eduardo Amarante, Martha Amarante e Ricardo Aguiar pelo estímulo, amizade e valiosa colaboração, sem a qual seria impossível levar esta pesquisa adiante.

À ESSS – São Paulo que permitiu a realização das simulações.

À todos os amigos que de alguma forma colaboraram para a realização desse projeto.

“É tão forte quanto o vento quando sopra. Tronco forte que não quebra, não entorta. Podes crer, podes crer. Eu estou falando de amizade”.

Toni Garrido

## RESUMO

A influência do nível de suporte ósseo alveolar, nas distribuições das tensões na dentina radicular, possui um importante papel no sucesso clínico e na longevidade das restaurações protéticas. O objetivo deste estudo é avaliar a influência de diversos níveis de osso alveolar na distribuição de tensões geradas, em dentina, por forças mastigatórias em um incisivo central superior restaurado com pino intra-radicular e coroa total, através da simulação com o método em elementos finitos. Foram criados quatro modelos bi-dimensionais de um incisivo central superior, restaurado com pino intra-radicular e coroa metalo-cerâmica, apresentando diferentes alturas ósseas alveolares. Foram aplicadas forças de 100 N com angulação de  $45^{\circ}$  e  $180^{\circ}$  em relação ao longo eixo do dente. Os resultados mostraram que, em todos os modelos, a perda de suporte alveolar causa aumento dos níveis de tensão e deformação na dentina, principalmente na força aplicada à  $45^{\circ}$ . Devido ao movimento de flexão, da força aplicada à  $45^{\circ}$ , o gradiente de tensão migra da dentina interna para a periférica, progressivamente com a perda do suporte ósseo alveolar, e se torna potencialmente mais lesivo à estabilidade da sua estrutura. A conclusão deste estudo é que a elevação dos níveis de tensão na dentina, causada pela perda óssea alveolar, implica em aumento do risco de complicações técnicas e de fracasso clínico.

**Palavras chave:** método em elementos finitos, análise de tensões, fratura radicular, pinos intra-radiculares, doença periodontal.

## ABSTRACT

The influence of alveolar bone support in root dentin stress distribution, plays an important role in the clinical success and service time of prosthetic restorations. The aim of this study is to evaluate the influence of several alveolar bone levels on the distribution of dentin stress, generated by masticatory load in a maxillary central incisor, restored with an intra-radicular post and core and a full crown, with a finite elements method simulation. Four bi-dimensional models were created of a maxillary central incisor, restored with an endodontic cast post and a metal ceramic crown, with different alveolar bone support heights. Loads of 100 N were applied to the models at 45<sup>0</sup> and 180<sup>0</sup> angles in respect to the longitudinal tooth axis. The results showed that, in all models, the reduction of alveolar bone support causes increase of dentin stress and strain levels, particularly in the 45<sup>0</sup> loading. Owing to the bending moment in the 45<sup>0</sup> loading condition, the stress gradients migrate from inner dentin to outer dentin, progressively with the reduction of alveolar bone support, and thus potentially more damaging for tissue structure stability. The conclusion of this study is that the increase of the stress levels in dentine, due to reduced alveolar bone support, implicates in the increase risk of the technical complications and clinical failures.

**Key Words:** finite elements method, stress analysis, root fracture, endodontic posts, periodontal disease.

## LISTA DE ILUSTRAÇÕES

- Figura 1 - Tamanho médio dos incisivos centrais superiores segundo Wheeler, p.49
- Figura 2 - Exemplo do modelo utilizado neste estudo e seus componentes, p.49
- Figura 3 - Modelo A (altura óssea à 2,5mm da junção cerâmica-dentina), p.52
- Figura 4 - Modelo B (perda óssea acentuada na vestibular), p.52
- Figura 5 - Modelo C (altura óssea no mesmo nível do término do pino- intra-radicular), p.53
- Figura 6 - Modelo D (altura óssea apicalmente situada em relação ao término do pino- intra-radicular), p. 53
- Figura 7 - Malha obtida após a discretização aplicada ao modelo A, p. 58
- Figura 8 - Malha obtida após a discretização aplicada ao modelo B, p.59
- Figura 9 - Malha obtida após a discretização aplicada ao modelo C, p.59
- Figura 10 - Malha obtida após a discretização aplicada ao modelo D, p.60
- Figura 11 - Fixed support aplicado à todos os modelos, p.61
- Figura 12 - Força aplicada com angulação de  $45^{\circ}$  em relação ao longo eixo do dente, p.62
- Figura 13 - Força aplicada com angulação de  $180^{\circ}$  em relação ao longo eixo do dente, p.63
- Figura 14 -Tensões equivalentes de von-Mises (modelo total A e carregamento à  $45^{\circ}$ ), p.66
- Figura 15 -Tensões equivalentes de von-Mises (modelo total B e carregamento à  $45^{\circ}$ ), p.66
- Figura 16 -Tensões equivalentes de von-Mises (modelo total C e carregamento à  $45^{\circ}$ ), p.67
- Figura 17 -Tensões equivalentes de von-Mises (modelo total D e carregamento à  $45^{\circ}$ ), p.67
- Figura 18 -Tensões principais máximas (modelo total A e carregamento à  $45^{\circ}$ ), p.68
- Figura 19 -Tensões principais máximas (modelo total B e carregamento à  $45^{\circ}$ ), p.69
- Figura 20 -Tensões principais máximas (modelo total C e carregamento à  $45^{\circ}$ ), p.69
- Figura 21 -Tensões principais máximas (modelo total D e carregamento à  $45^{\circ}$ ), p.70
- Figura 22 -Deformação elástica principal máxima (modelo total A e carregamento à  $45^{\circ}$ ), p.71
- Figura 23 -Deformação elástica principal máxima (modelo total B e carregamento à  $45^{\circ}$ ), p.71
- Figura 24 -Deformação elástica principal máxima (modelo total C e carregamento à  $45^{\circ}$ ), p.72
- Figura 25 -Deformação elástica principal máxima (modelo total D e carregamento à  $45^{\circ}$ ), p. 72
- Figura 26 -Tensões equivalentes de von-Mises (modelo total A e carregamento à  $180^{\circ}$ ), p.74

- Figura 27 - Tensões equivalentes de von-Mises (modelo total B e carregamento à  $180^0$ ), p.75
- Figura 28 - Tensões equivalentes de von-Mises (modelo total C e carregamento à  $180^0$ ), p.75
- Figura 29 - Tensões equivalentes de von-Mises (modelo total D e carregamento à  $180^0$ ), p.76
- Figura 30 - Tensões principais máximas (modelo total A e carregamento à  $180^0$ ), p.77
- Figura 31 - Tensões principais máximas (modelo total B e carregamento à  $180^0$ ), p.77
- Figura 32 - Tensões principais máximas (modelo total C e carregamento à  $180^0$ ), p.78
- Figura 33 - Tensões principais máximas (modelo total D e carregamento à  $180^0$ ), p.78
- Figura 34 - Deformação elástica principal máxima (modelo total A e carregamento à  $180^0$ ), p. 79
- Figura 35 - Deformação elástica principal máxima (modelo total B e carregamento à  $180^0$ ), p.80
- Figura 36 - Deformação elástica principal máxima (modelo total C e carregamento à  $180^0$ ), p.80
- Figura 37 - Deformação elástica principal máxima (modelo total D e carregamento à  $180^0$ ), p.81
- Figura 38 -Tensões equivalentes de von-Mises (modelo dentinário A e carregamento à  $45^0$ ), p.82
- Figura 39 -Tensões equivalentes de von-Mises (modelo dentinário B e carregamento à  $45^0$ ), p.83
- Figura 40 -Tensões equivalentes de von-Mises (modelo dentinário C e carregamento à  $45^0$ ), p.83
- Figura 41-Tensões equivalentes de von-Mises (modelo dentinário D e carregamento à  $45^0$ ), p.84
- Figura 42 - Tensões principais máximas (modelo dentinário A e carregamento à  $45^0$ ), p.85
- Figura 43 - Tensões principais máximas (modelo dentinário B e carregamento à  $45^0$ ), p.85
- Figura 44 - Tensões principais máximas (modelo dentinário C e carregamento à  $45^0$ ), p.86
- Figura 45 - Tensões principais máximas (modelo dentinário D e carregamento à  $45^0$ ), p.86
- Figura 46 -Deformação elástica principal máxima (modelo dentinário A e carregamento à  $45^0$ ), p.87
- Figura 47 -Deformação elástica principal máxima (modelo dentinário B e carregamento à  $45^0$ ), p.88
- Figura 48 -Deformação elástica principal máxima (modelo dentinário C e carregamento à  $45^0$ ), p.88
- Figura 49 -Deformação elástica principal máxima (modelo dentinário D e carregamento à  $45^0$ ), p.89
- Figura 50 -Tensões equivalentes de von-Mises (modelo dentinário A e carregamento à  $180^0$ ), p.91

- Figura 51 -Tensões equivalentes de von-Mises (modelo dentinário B e carregamento à  $180^0$ ), p.91
- Figura 52 -Tensões equivalentes de von-Mises (modelo dentinário C e carregamento à  $180^0$ ), p.92
- Figura 53 -Tensões equivalentes de von-Mises (modelo dentinário D e carregamento à  $180^0$ ), p.92
- Figura 54 -Tensões principais máximas (modelo dentinário A e carregamento à  $180^0$ ), p.93
- Figura 55 -Tensões principais máximas (modelo dentinário B e carregamento à  $180^0$ ), p.94
- Figura 56 -Tensões principais máximas (modelo dentinário C e carregamento à  $180^0$ ), p.94
- Figura 57 -Tensões principais máximas (modelo dentinário D e carregamento à  $180^0$ ), p.95
- Figura 58 - Deformação elástica principal máxima (modelo dentinário A e carregamento à  $180^0$ ), p.95
- Figura 59 - Deformação elástica principal máxima (modelo dentinário B e carregamento à  $180^0$ ), p.96
- Figura 60 - Deformação elástica principal máxima (modelo dentinário C e carregamento à  $180^0$ ), p.96
- Figura 61 - Deformação elástica principal máxima (modelo dentinário D e carregamento à  $180^0$ ), p.97
- Figura 62 - Simulação ANSYS Clássico (elemento PLANE 42). Tensão máxima de von-Mises de 137 Mpa localizada no osso cortical vestibular, p.100
- Figura 63 - Simulação ANSYS Workbench 10.0 (elemento PLANE 183). Tensão máxima de von-Mises de 165 Mpa localizada no osso cortical vestibular, p.100
- Figura 64 - Simulação ANSYS Clássico (elemento PLANE 42). Deslocamento máximo de 0,529 mm do bordo incisal do dente, p.101
- Figura 65 - Simulação ANSYS Workbench 10.0 (elemento PLANE 183). Deslocamento máximo de 0,574 mm do bordo incisal do dente, p.101

## LISTA DE TABELAS

- Tabela 1 - Ranking da ocorrência de fracassos e do tempo de duração de próteses parciais fixas de acordo com a literatura (1 denota a ocorrência mais freqüente e 3 a menos freqüente), p.20
- Tabela 2 - Componentes utilizados nos modelos e suas respectivas medidas, p.50
- Tabela 3 - Propriedades elásticas dos materiais adotados na simulação numérica, p.54
- Tabela 4 - Resumo das áreas no modelo A, p.56
- Tabela 5 - Resumo M.E.F.(modelo A), p.56
- Tabela 6 - Resumo das áreas no modelo B, p.57
- Tabela 7 - Resumo M.E.F.(modelo B), p.57
- Tabela 8 - Resumo das áreas no modelo C, p.57
- Tabela 9 - Resumo M.E.F.(modelo C), p.57
- Tabela 10 - Resumo das áreas no modelo D, p.58
- Tabela 11 - Resumo M.E.F.(modelo D), p.58
- Tabela 12 - Resumo dos resultados obtidos com os modelos completos (carregamento à  $45^{\circ}$ ), p.65
- Tabela 13 - Resumo dos resultados obtidos com os modelos completos (carregamento à  $180^{\circ}$ ), p.73
- Tabela 14 - Resumo dos resultados obtidos com os modelos dentinários (carregamento à  $45^{\circ}$ ), p.81
- Tabela 15 - Resumo dos resultados obtidos com os modelos dentinários (carregamento à  $180^{\circ}$ ), p.89

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

E	-	Módulo de elasticidade ou de Young
e ( $\epsilon$ )	-	Deformação
Kg	-	Kilograma
MEF	-	Método em elementos finitos
MPa	-	Megapascal
Max	-	Máximo
Mín	-	Mínimo
m	-	Metro
mm	-	Milímetro
mm/mm	-	Milímetro por milímetro
m/m	-	Metro por metro
m/s	-	Metro por segundo
m <sup>2</sup>	-	Metro quadrado
N	-	Newton
NiCr	-	Níquel-cromo
s ( $\sigma$ )	-	Tensão
$\nu$	-	Coefficiente de Poisson

# SUMÁRIO

RESUMO

ABSTRACT

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

LISTA DE TABELAS

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

- 1 INTRODUÇÃO, p.14
- 2 OBJETIVOS, p. 17
  - 2.1 OBJETIVO GERAL, p.17
  - 2.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS, p 17
- 3 REVISÃO DE LITERATURA, p.18
  - 3.1 FATORES QUE INFLUENCIAM NA FRATURA RADICULAR, p. 18
    - 3.1.1 Características e comportamento mecânico dos pinos intra-radiculares, p. 21
    - 3.1.2 Influência do tratamento endodôntico, p.27
    - 3.1.3 Influência do suporte periodontal, p.28
  - 3.2 O MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS, p.33
    - 3.2.1 Histórico e definição, p.33
    - 3.2.2 Aplicação e validade do método, p.37
  - 3.3 PRINCÍPIOS DA TEORIA DA ELASTICIDADE, p.44
- 4 HIPÓTESES, p.47
- 5 MATERIAIS E MÉTODOS, p.48
  - 5.1 MODELAGEM GEOMÉTRICA, p.48
  - 5.2 PROCESSAMENTO PELO MÉTODO DOS ELEMENTOS FINITOS, p.54
    - 5.2.1 Contatos entre os componentes ou áreas dos modelos, p.55
    - 5.2.2 Discretização dos modelos, p.55
    - 5.2.3 Aplicação das condições de contorno, p.60
- 6 RESULTADOS, p.64
  - 6.1 MODELOS COMPLETOS COM CARREGAMENTO À 45<sup>0</sup>, p.64
    - 6.1.1 Tensões equivalentes de von-Mises, p.65
    - 6.1.2 Tensões principais máximas, p.68
    - 6.1.3 Deformações elásticas principais máximas, p.70
  - 6.2 MODELOS COMPLETOS COM CARREGAMENTO À 180<sup>0</sup>, p.73
    - 6.2.1 Tensões equivalentes de von-Mises, p.74
    - 6.2.2 Tensões principais máximas, p.76
    - 6.2.3 Deformações elásticas principais máximas, p.79
  - 6.3 MODELOS DENTINÁRIOS COM CARREGAMENTO À 45<sup>0</sup>, p.81
    - 6.3.1 Tensões equivalentes de von-Mises, p.82
    - 6.3.2 Tensões principais máximas, p.84
    - 6.3.3 Deformações elásticas principais máximas, p.87
  - 6.4 MODELOS DENTINÁRIOS COM CARREGAMENTO À 180<sup>0</sup>, p.89
    - 6.4.1 Tensões equivalentes de von-Mises, p.90
    - 6.4.2 Tensões principais máximas, p.93
    - 6.4.3 Deformações elásticas principais máximas, p.95
- 7 DISCUSSÃO, p.98
- 8 CONCLUSÕES, p.106
- 9 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS, p.107

## 1 INTRODUÇÃO

A reabilitação protética de estruturas dentárias perdidas, devido á caries, doença periodontal ou trauma, tem como objetivo a reparação da forma, da função e da estética, assim como a prevenção da fratura do remanescente dental. Quando grande parte da estrutura coronária do dente é perdida, alguma forma de recompor a dentina ausente é necessária para dar adequado suporte e retenção à restauração final. Muitas vezes a realização do tratamento endodôntico e a utilização de pinos intra-radulares se tornam indispensáveis para o sucesso clínico destas reabilitações (GUZY & NICHOLLS, 1979; STANDLEE & CAPUTO, 1988).

A distribuição das tensões na dentina radicular, geradas pelas forças mastigatórias e transmitidas pelo pino intra-radicular, vem se tornado um fator importante na escolha do formato e do material destes retentores. Dentes tratados endodonticamente, devido principalmente à desidratação, tornam-se mais frágeis e mais susceptíveis à fratura radicular (HIRSCHFELD & STERN, 1972; PIERRISNARD, AUGEREAU & DEGRANGE, 1994; PIERRISNARD et al., 1994; LUCAS, VERRI, & SILVA, 2001).

O restabelecimento da estética e funcionalidade na reconstrução protética de dentes anteriores sempre foi alvo de discussão e fonte de opiniões muitas vezes conflitantes (ALBUQUERQUE et al., 2003). Mesmo com uma grande variedade de materiais e técnicas a falha de restaurações que utilizam pinos intra-radulares, seja

ela por fratura radicular ou por soltura dos pinos, ainda ocorre com uma grande frequência e deixa claro o seu caráter multifatorial (YI, 2001).

Outro fator complicador, para o sucesso clínico das reabilitações, é a condição ou saúde periodontal. O tratamento de pacientes com doença periodontal avançada muitas vezes necessita de exodontias, tratamentos endodônticos, confecção de pinos intra-radulares e de próteses extensas e complexas. A perda do suporte periodontal também influencia na distribuição das forças mastigatórias na dentina colaborando para o aumento do potencial de fraturas radiculares (YI, 2001; Amarante, 2003).

Portanto, devido a estes fatores, é indicado um cuidado especial na hora de selecionarmos a conduta restauradora mais eficaz para a reconstrução protéticas destes dentes. Além do prejuízo financeiro para o paciente e muitas vezes para o profissional, a falha destas restaurações pode acarretar a perda do elemento dental envolvido, tornando a reabilitação protética ainda mais complexa e muitas vezes de difícil solução.

A complexidade da biomecânica bucal envolve forças mastigatórias com direções e intensidades variadas, tecidos duros e moles com módulos de elasticidade distintos (FERNANDES et al., 2003; FERNANDES et al., 2003).

Durante a mastigação a mandíbula é submetida a um sistema complexo de forças geradas principalmente pelos músculos mastigatórios e as tensões produzidas se distribuem pelos dentes e ligamento periodontal, que funcionam como meio de transmissão destas cargas oclusais para o osso alveolar. A distribuição destas tensões é alterada sempre quando há mudanças em qualquer componente do sistema mastigatório. Quando a magnitude da força transmitida é superior à capacidade do periodonto de suportar a distribuir adequadamente as forças

resultantes, dependendo da intensidade e da frequência, podem ocorrer reabsorção do osso alveolar, aumento da mobilidade dentária, remodelação óssea e até mesmo fraturas (CAILLETEAU, RIEGER & AKIN, 1992).

Anatomias variadas e ímpares, como por exemplo a altura do osso alveolar em relação ao comprimento radicular; este fato somado ao comprimento, tipo de material e forma dos pinos intra-radulares nos deixa sempre diante de um planejamento difícil e um prognóstico duvidoso (JOHNSON & SAKUMURA, 1978; JOSHI et al., 2001).

Dos exemplos acima, a condição do suporte periodontal ou a altura óssea alveolar em relação à raiz é o fator menos investigado e parece ter uma contribuição decisiva na distribuição das tensões geradas pelas forças mastigatórias em dentes restaurados com pinos intra-radulares. De acordo com todos os fatores, já mencionados, fica evidente a necessidade de uma investigação mais profunda voltada para a real influência dos tecidos periodontais de suporte na distribuição das tensões nas paredes dentinárias que envolvem pinos intra-radulares e se o tecido periodontal de suporte reduzido diminui ou aumenta as concentrações de tensões na área dentinária relativa ao término ou a ponta do pino intra-radicular.

## **2 OBJETIVOS**

### **2.1 OBJETIVO GERAL**

O objetivo deste trabalho é avaliar a influência de diversos níveis de osso alveolar na distribuição de tensões geradas, em dentina, por forças mastigatórias em um incisivo central superior restaurado com pino intra-radicular e coroa total.

### **2.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS**

1. Estudar as tensões e deformações geradas, em dentina, por forças mastigatórias aplicadas em dois ângulos diferentes, em relação ao longo eixo do dente.

2. Mapear e determinar a localização das máximas e mínimas tensões nas estruturas dos modelos estudados em duas simulações de carregamento.

3. Mapear e determinar a localização das máximas e mínimas deformações nas estruturas dos modelos estudados em duas simulações de carregamento.

### **3 REVISÃO DA LITERATURA**

#### **3.1 FATORES QUE INFLUENCIAM NA FRATURA RADICULAR**

A fratura radicular, falhas ou complicações no tratamento de dentes que receberam pinos intra-radiculares e possuem comprometimento nos tecidos de suporte periodontal são achados comuns de vários estudos prévios e têm um importante significado para estudos futuros (NYMAN & LINDHE, 1979; LANGER, STEIN & WAGENBERG, 1981).

Uma “complicação” foi definida como “uma doença secundária ou uma condição desenvolvida no curso da doença primária ou condição” (MERRIAM WEBSTER'S COLLEGIATE DICTIONARY, 1993). Complicações, como a fratura radicular em dentes restaurados proteticamente, deixam clara a necessidade de uma melhora da capacidade profissional em diagnosticar e estabelecer um correto plano de tratamento.

Goodacre et al, em 2003, realizaram uma pesquisa com a finalidade de identificar a incidência de complicações ou falhas mais comuns associadas à coroas unitárias, próteses parciais fixas, coroas de cerâmica pura, próteses cimentadas com cimentos resinosos e núcleos e pinos intra-radiculares. Esta pesquisa foi realizada

através do Medline e de uma extensiva procura manual analisando estudos que relatassem o sucesso destas próteses. Cobrindo uma literatura dos últimos 50 anos, foi dada uma maior importância àqueles que apresentassem dados clínicos tanto dos sucessos quanto dos insucessos (HURSEY, 1958; HUYSMANS & VAN DER VARST, 1995). As publicações foram agrupadas de acordo com o tipo de restauração ou prótese e a incidência das complicações foram calculadas para cada uma delas.

Nesta revisão de literatura, os autores encontraram que a incidência de complicações relacionadas aos núcleos e pinos intra-radiculares e às coroas unitárias foi na ordem de 10% e 11% respectivamente. As complicações mais comuns nos casos dos pinos intra-radiculares foram: soltura do pino 5%, fratura radicular 3% e cáries 2% (WEINE, WAX & WENCKUS, 1991; ROSS, 1980; MORFIS, 1990; NANAYAKKARA, MCDONALD & SETCHELL, 1999).

A influência da saúde ou condição periodontal, nos insucessos clínicos, também é importante. A doença periodontal avançada pode levar à necessidade de extração de muitos dentes, resultando em uma dentição mutilada. A própria reabilitação protética pode ser responsável pela manutenção do suporte periodontal reduzido, nos dentes remanescentes, estabilizando a dentição, reduzindo forças laterais nocivas e favorecendo uma melhor distribuição das forças oclusais mastigatórias pelo efeito da espiantagem nos dentes que apresentam mobilidade.

Tudo isso envolve reabilitações protéticas complexas com necessidade de tratamentos endodônticos, confecção de pinos intra-radiculares e muitas vezes de próteses extensas. Este planejamento vai depender: da condição e do número de dentes remanescentes, a distribuição desses dentes na arcada, suas relações oclusais e a necessidade estética do paciente.

O sucesso da combinação do tratamento protético e periodontal, em pacientes com doença periodontal avançada, tem sido documentado, principalmente, na Suécia e em alguns países da Europa. Contudo, uma atitude mais conservadora é expressa em outras comunidades odontológicas (WISE, 1995).

Muitos estudos sobre a longevidade dessas reabilitações protéticas complexas têm indicado as fraturas radiculares e a perda de retenção como as mais freqüentes razões para o insucesso clínico, como demonstra a **Tabela 1**(YI, 2001).

**Tabela 1** - Ranking da ocorrência de fracassos e do tempo de duração de próteses parciais fixas de acordo com a literatura(1 denota a ocorrência mais freqüente e 3 a menos freqüente).

AUTORES	FRATURA RADICULAR	PERDA DE RETENÇÃO	FRATURA DA ESTRUTURA	DURAÇÃO (ANOS)
Nyman & Lindhe 1979	1	2	3	5-8 (6.2)
Izikowitz 1985	-	-	1	-
Leempoel et al 1985	2	-	1	1-11
Randow et al 1986	1	2	3	6-7
Walton et al 1986	1	2	3	5.7-13.1
Landolt & Lang 1988	1	2	3	3.8-8
Carlsson et al 1989	1	-	-	5
Karlsson 1989	1	3	2	14
Strub et al 1989	3	2	1	3.5-7 (3.5)
Budtz-Jorgensen & Isidor 1990	1	-	-	5
Cheung et al 1990	1	2	-	1-7 (2.9)
Foster 1991	2	1	3	4.5-8.3 (6)
Laurell et al 1991	-	1	-	5-12 (8.3)
Valderhaug 1991	1	2	3	-
Brunner et al 1992	-	-	1	3.8-15.3 (9.5)
Öwall et al 1992	1	-	2	20
Glantz et al 1993	1	2	-	15
Palmqvist & Swartz 1993	1	-	2	18-23
Fayyad & Al-Rafee 1996	1	-	2	5.1
Libby et al 1997	-	1	-	4.1-5
Lindqvist & Karlsson 1998	1	-	-	-

A fratura radicular vertical é um problema clínico grave, de pobre prognóstico e de grande incidência. Esta geralmente ocorre durante um tratamento endodôntico ou após a colocação de pinos intra-radulares e vêm sendo alvo de muitos estudos experimentais com diferentes métodos de investigação. Os principais métodos são:

análise mecânica (não fornece informações sobre a distribuição das tensões- strain gauges), análise fotoelástica (possui dificuldade na elaboração de modelos complexos com as propriedades físicas dos tecidos orais) e o método de elementos finitos muito utilizado para análise de estruturas na engenharia e que vem ganhando espaço em outras áreas (LERTCHIRAKAM, PALMARA & MESSER, 2003).

Muitos estudos, clínicos (WALTON, MICHELICH & SMITH, 1984; SELDEN, 1996) e experimentais (HOLCOMB, PITTS & NICHOLLS, 1987; LERTCHIRAKAM, PALMARA & MESSER, 1999), têm investigado os padrões e as causas da fratura radicular. A observação predominante foi que a direção da fratura, na maioria das vezes, é buco-lingual independente do dente ou da raiz envolvida, mas o mecanismo pelo qual esta característica é desenvolvida ainda não é completamente esclarecido.

### **3.1.1 Características e comportamento mecânico dos pinos intra- radiculares**

A utilização do remanescente radicular para a retenção de restaurações é um procedimento observado desde os primórdios da odontologia.

A literatura mostra evidências que a retenção de coroas, utilizando o remanescente radicular, foi realizada pelos japoneses, no século XIII, através de coroas esculpidas com pinos em madeira. Mais tarde, no século XVII, os franceses utilizaram pinos de prata intra-radulares para a retenção de próteses fixas confeccionadas em osso (MORAES, 2002).

Em 1728, Pierre Fauchard desenvolveu um estudo do qual a retenção de coroas de espiga era feita através de pinos de prata (SHILLINGBURG & KESSLER, 1991). Em seguida, em 1869, Black mostrava ao mundo a utilização de folhas de

ouro coesivo, colocadas no interior da raiz, como retentoras de coroas totais (JOHNSON, SCHWARTZ & BLACKWELL, 1976; MORGANO & BRACKETT, 1999).

Novamente, em 1871, Harris preconizou a remoção total da polpa e a utilização de pinos de madeira (nogueira). Este tipo de madeira se expandia quando absorvia saliva e por esse motivo melhorava a sua retenção (LLOYD & PALIK, 1993).

Richmond e Davis, em 1870, desenvolveram a técnica das “coroas pivot”, na qual a coroa e o pino intra-radicular formava um peça única. Este tipo de procedimento (BAUMHAMMERS, 1962).

A partir da década de 70 até a atualidade os pinos intra-radulares e a coroa protética se tornaram componentes independentes, o que facilitou e viabilizou a troca destes componentes sempre que necessário.

Em 1977 Kantor & Pines demonstraram, em um estudo *in vitro*, que pinos intra-radulares podem dobrar a resistência radicular à fratura. Embora outros estudos mostrem que a transmissão das forças oclusais pelos pinos intra-radulares predispoem à fratura da raiz (GUZY & NICHOLLS, 1979; TROPE, MALTZ & TRONSTAD, 1985).

Johnson, Schwartz & Blackwell, em 1976, concluíram em seu estudo que alguma forma de recompor a dentina ausente é necessária quando 25% ou mais da estrutura dental está perdida. Sem essa recomposição o suporte e a retenção da restauração coronária não se tornaria adequada. Os autores também afirmaram que restaurações com proteção de cúspide, coroas totais e pinos intra-radulares fundidos protegem a estrutura dentária contra fraturas.

Waliszewski & Sabala, em 1978, descreveram a importância da proteção do remanescente coronário no planejamento clínico para a reabilitação de dentes não-

vitais. Essa proteção, segundo os autores, deve ser alcançada com a utilização de pinos intra-radulares e restaurações com recobrimento de cúspides para os dentes posteriores.

Em relação à um possível reforço radicular, Christensen (1996) afirmou que a utilização de pinos intra-radulares pode enfraquecer ou tornar o remanescente radicular mais susceptível à fratura e não reforçá-lo como se pode encontrar em conclusões de estudos prévios.

No mesmo ano, Morgano mostrou que, para uma melhor distribuição e diminuição das tensões geradas pelos pinos intra-radulares em dentina, era necessário o abraçamento de uma porção dentinária pela coroa (ferulização).

Lertchirakam, Palmara & Messer, em 2003, demonstrou através de análise em elementos finitos que a curvatura do canal radicular, em um corte transversal, parece ser mais importante que a morfologia externa da raiz em termos de concentração de tensões e que a redução da espessura das paredes de dentina aumenta a magnitude mais não a direção da tensão máxima.

A importância do comprimento dos pinos também é avaliada em alguns estudos. O movimento de alavanca, causada pelos pinos curtos, sem o devido suporte ósseo gera aumento de tensões na dentina, tornando a dentina radicular mais susceptível à fratura (SHILLINBURG, HOBBO & WHITSETT, 1987; DEUTSH, MUSIKANT & COHEN, 1997).

O comprimento do pino está diretamente relacionado com a retenção e deve satisfazer tanto as exigências funcionais quanto biológicas. É consenso na literatura a manutenção de um tampão apical de guta-percha de 3 a 5 mm. Essa distância é necessária para assegurar o selamento do canal radicular (BURGUES & XU, 1999; MONDELI, 1998).

Quanto a forma e ao material os pinos intra-radulares podem ser cônicos, paralelos, com superfície lisa, rosqueada, fundidos (em ligas como ouro, NiCr,etc) ou pré-fabricados (cerâmica, fibra de vidro, fibra de carbono,etc).

Recentemente pinos intra-radulares estéticos vêm sendo introduzidos no mercado apresentando várias vantagens: adesão a estrutura dental e ao material de preenchimento, módulo de elasticidade próximo ao dente natural, resistência à corrosão, facilidade de remoção com brocas e solventes e o fato de permitirem um preparo mais conservador do dente. Os pinos metálicos possuem um módulo de elasticidade em torno de dez vezes maior que o da dentina, podendo gerar tensões que podem levar à sua desadaptação e até fratura do dente. Com o módulo de elasticidade próximo ao da dentina, os pinos estéticos ganham indicações mais abrangentes (ALBUQUERQUE, DUTRA & VASCONCELOS, 1998; ESTRELA & FIGUEIREDO, 1999).

No entanto, Ourique (2001), refere que os núcleos fundidos representam indicação interessante em casos de canais elípticos ou extremamente expulsivos, onde os núcleos pré-fabricados, por sua secção circular, não teriam grande adaptação ao conduto, requerendo maior espessura de agente cimentante. Da mesma forma, é correta a indicação, deste tipo de núcleo, em casos de núcleos múltiplos onde se teria maior facilidade de adequar o paralelismo da porção coronária entre os diversos elementos.

Albuquerque et al., em 2003, avaliou o efeito de pinos intra-radulares de diferentes materiais e formas na distribuição das tensões, em incisivos centrais superiores tratados endodonticamente, quando submetidos a cargas mastigatórias. Este estudo comparou três formas de pino (cônico, cilíndrico e cilíndrico com dois

estágios) feitos de diferentes materiais (aço, titânio e fibra de carbono com núcleo em resina composta).

A análise foi feita pelo método de elementos finitos bi-dimensionalmente. Uma carga de 100N foi aplicada com uma inclinação de 45 graus em relação ao longo eixo do dente, simulando a força mastigatória. Independente da forma ou do material do pino, as concentrações de tensão não foram significativas na região da crista alveolar palatina. Contudo, identificou-se tensões significativas na interface pino-dentina pelo lado palatino. Estas tensões variaram com a forma e o tipo de material do pino. A influência da forma do pino nas concentrações das tensões foi menor, enquanto que o tipo de material apresentou a maior variação. Os pinos de aço apresentaram as maiores concentrações de tensões, seguido do titânio e fibra de carbono com núcleo em resina composta.

Os núcleos fundidos estão indicados, principalmente, para dentes com menor remanescente coronário, especialmente em altura. A existência de diversos materiais na porção coronária sujeitaria à maiores fracassos. Chang & Millstein, em 1993, chegaram a afirmar que os núcleos fundidos são mais confiáveis porque o potencial de fracassos aumenta com o maior número de materiais envolvidos.

O tipo de esforço ao qual o dente está sujeito é de extrema importância: na presença de cargas laterais e esforços de cisalhamento, o maior número de interfaces dos núcleos de preenchimento estariam mais sujeitas ao fracasso (DURET, REYNAUD & DURET, 1990).

Amarante, em 2003, analisou com base no método de elementos finitos, a distribuição de tensões em um incisivo central superior com uma raiz de pouca espessura dentinária, tratada endodonticamente e restaurada com pinos intraradiculares confeccionados por quatro materiais diferentes. Foram utilizados pinos

em ouro, cerâmico, de fibra de vidro e de fibra de carbono. Os modelos foram submetidos à forças de 100N em ângulos de  $45^{\circ}$  e  $180^{\circ}$  em relação ao longo eixo do dente.

Dentro dos resultados e conclusões se destacam: 1-As distribuições das tensões estudadas diante dos carregamentos apresentaram um padrão diferenciado nos modelos com pinos fundidos em relação aos modelos com pinos pré-fabricados. Esta constatação indica que a geometria da restauração e os módulos de elasticidade dos materiais envolvidos influenciam diretamente o padrão de distribuição de tensões. 2- A região da dentina radicular junto à terminação apical do retentor apresentou-se como uma região crítica no que se refere à presença de concentrações de tensões, em todos os modelos estudados.

Este fato recomenda uma geometria adequada ao pino intra-radicular na sua porção terminal, sem a presença de ângulos vivos, de forma a não contribuir para o aumento de concentrações de tensões nesta região, o que poderia levar à formação de trincas e, conseqüentemente, fratura radicular. 3- Nos modelos restaurados com retentores fundidos as maiores concentrações de tensões trativas apareceram ao longo do retentor junto à parede dentinária do terço médio da raiz, resguardando, desta forma, a dentina que o circunda. 4- Nos modelos restaurados com retentores pré-fabricados e resina composta, observou-se uma distribuição de tensões trativas com menores níveis no pino intra-radicular, preservando o material restaurador. Porém, a dentina foi um componente mecanicamente solicitado, especialmente na região cervical, o que pode ser prejudicial no caso de raízes desgastadas. 5 - A escolha do tipo de retentor intra-radicular por parte do profissional deve visar a preservação do componente mais fragilizado e, assim, resguardar o sistema restaurador como um todo. No caso de raízes desgastadas, principalmente na região

cervical, a escolha deve recair nos pinos fundidos de material mais rígido, estes resultados estão de acordo com os estudos de Ko et al (1992). Nos casos onde a estrutura radicular se encontra conservada, a opção deve ser os pinos pré-fabricados, os quais distribuem as tensões de maneira mais uniforme.

De acordo com os estudos mencionados, raízes que serão restauradas com pinos intra-radulares e coroas totais têm como melhor opção núcleos cônicos fundidos em ouro que possuam 2/3 do comprimento radicular. O preparo para estes pinos deve respeitar a espessura dentinária remanescente e possuir férula sempre que possível.

### **3.1.2 Influência do tratamento endodôntico**

Quando as restaurações para dentes tratados endodonticamente são planejadas é importante entender os efeitos da terapia endodôntica sobre a estrutura dentária. As modificações nas ligações cruzadas das fibras colágenas e a desidratação resultam, em média, em uma redução de 14% na resistência e na dureza da dentina (GUTMANN, 1992).

A perda combinada de integridade estrutural, umidade e resistência da dentina, ocasionadas por este tipo de tratamento, alteram as propriedades físicas e biomecânicas dessa estrutura e são apontadas como fatores predisponentes à fratura dental (HELPER, MELNICK & SHILDER, 1972; CARTER et al., 1983).

A necessidade de manter uma obturação adequada é o segundo fator mais importante na limitação do comprimento do pino intra-radicular. Manter os últimos 3 a 5 mm de material obturador no ápice é suficiente para o selamento endodôntico (GOODACRE & SPOLNIK, 1995; SHILLINBURG, HOBBO & WHITSETT, 1987; DEUTSCH, MUSIKANT & COHEN, 1997).

Quanto ao nível apical do tratamento endodôntico, deve-se manter a integridade dos tecidos periapicais após a remoção da polpa e o canal deve ser hermeticamente selado. O ponto o qual a obturação deve se estender é a junção cemento-dentinária. Se a obturação não atinge esta junção, bactérias presentes nos túbulos dentinários poderão alcançar os tecidos periapicais, via forame (INGLE, 1989).

Ao contrário disto, se a obturação invadir o canal cementário, uma resposta inflamatória dos tecidos periapicais pode ser desencadeada, relacionada ao trauma cirúrgico, medicamentoso ou mesmo infeccioso, comprometendo a cicatrização ou a normalidade destes tecidos. A localização da junção cemento-dentinária, para a maioria dos autores, está à 1mm do ápice radiográfico radicular (DIAS, 1980).

Como um padrão geral mais aceitável devemos concluir que o tratamento endodôntico ideal terá seu limite à 1 mm do ápice radiográfico radicular e deverá possuir no mínimo 4 mm de selamento apical para a colocação de pinos intraradiculares.

### **3.1.3 Influência do suporte periodontal**

A espessura do ligamento periodontal e suas variações foram avaliadas por Coolidge, em 1937, em estudo *in vivo*, através de medidas feitas na região próxima à crista alveolar, no terço médio da raiz e no ápice. Na crista alveolar a espessura média ficou em torno de 0,39 mm, enquanto que nas regiões do terço médio da raiz e no ápice esta média ficou em torno de 0,17mm e 0,21 mm respectivamente. Este estudo também demonstrou que o avanço da idade e a posição dos dentes na arcada dentária influenciam na espessura do ligamento periodontal. Devido às cargas mastigatórias mais intensas na região posterior, os dentes posteriores

apresentam uma espessura de ligamento periodontal menor quando comparadas aos dentes anteriores. Estas medidas de espessura, segundo o autor, também diminuem com o avanço da idade devido ao processo gradativo de envelhecimento fisiológico.

Scharnagl, em 1998, avaliou a importância da simulação do ligamento periodontal em testes de resistência à fratura em restaurações de cerâmica pura (In Ceram). Estes testes foram realizados em mandíbulas de porcos e consistiam em detectar o grau de mobilidade a ser reproduzido pelo ligamento artificial. Foram utilizados alguns materiais elásticos como silicone por adição, poliéter e silicone de condensação nas consistências leve e pesada. O material Impregum F (poliéter) foi o que apresentou os melhores resultados. O autor concluiu que a simulação do ligamento periodontal é de fundamental importância na reprodução das características clínicas em testes laboratoriais de aplicação de tensões.

Nyman & Lindhe , em 1979, avaliaram, em um estudo *in vivo*, os resultados da associação entre o tratamento periodontal e a reabilitação protética em pacientes com suporte periodontal reduzido. O estudo foi realizado em dois grupos de pacientes: no primeiro grupo os pacientes só realizaram o tratamento periodontal, enquanto que no segundo também recebiam próteses parciais fixas. Após o tratamento realizado, os pacientes eram acompanhados em sessões de manutenção por um período de seis anos. Os resultados deste estudo mostraram a efetividade e a importância de um programa de manutenção após o tratamento protético. Os autores também concluíram que não houve influência do desenho das próteses na perda óssea periodontal, e que as falhas mais freqüentes estavam relacionadas às próprias próteses e em alguns casos à fraturas radiculares.

Soares et al, em 2002, realizaram uma estudo avaliando a influência da reprodução do ligamento periodontal na resistência à fratura em dentes bovinos. Os autores dividiram oitenta dentes em quatro grupos: 1- sem ligamento; 2- utilizando um poliéter (Impregum F); 3- utilizando um polissulfeto (Permelastic) e 4- utilizando borracha de poliuretano. Os resultados demonstraram que a simulação do ligamento periodontal pode influenciar nos testes de resistência à fratura e o melhor material para a sua reprodução foi o Impregum F (poliéter).

Lundgren & Laurell, em 1986, utilizando quatro transdutores medidores de tensão, instalados em pânticos bilateralmente na maxila, mediram a força de mastigação e mordida em 12 pacientes com tratamentos periodontais e protéticos realizados (próteses parciais fixas que cruzavam o arco). Como resultados os autores encontraram: 1- os maiores valores de mordida e mastigação se encontram na região posterior. 2- a força de mordida e deglutição têm em média 100 N, enquanto que, na oclusão habitual, a força máxima de mordida é de 320 N. 3- a duração média da parte do ciclo mastigatório a que o dente é submetido é de 240 ms e é três vezes maior durante a deglutição. Com a observação de que o ligamento periodontal pode suportar cargas oclusais transitórias maiores que as cargas operadas durante a mastigação, deglutição e a força máxima de mordida (durante a oclusão habitual), os autores concluíram que este fato só é possível pela presença de mecanorreceptores que controlam ou limitam essas magnitudes de forças através do mecanismo de feedback.

Sulik & White, em 1981, estudaram as tensões produzidas no periodonto de dentes pilares de próteses parciais fixas, através de uma análise fotoelástica tridimensional. Cargas oclusais foram aplicadas em três modelos que representavam a perda de 100, 80 e 60% de suporte periodontal em altura. Os resultados

mostraram que a distribuição de tensões foi alterada nas três situações, sendo mais perceptível no caso de 20% de perda de suporte periodontal do que com 40%.

Davy, Dilley & Krejci, em 1981, aplicou o método de elementos finitos para estudar pinos intra-radiculares e núcleos. Embora este estudo fizesse recomendações sobre a forma e o tamanho dos pinos e suas influências na distribuição das tensões na dentina, os autores admitiram que o refinamento do modelo, levando em consideração o ligamento periodontal e principalmente o osso alveolar, teria uma influência significativa para que se alcançasse uma situação mais próxima da realidade.

Com as observações clínicas descobriu-se que os insucessos, em sua maioria, estavam relacionados com a falha das estruturas de suporte, principalmente a dentina (perda de espessura de dentina nas paredes radiculares – GLUSKIN et al., 1995) e a condição dos tecidos de suporte periodontais, mais especificamente a altura do osso alveolar em relação ao comprimento radicular.

Restaurações que utilizam núcleos e pinos intra-radiculares têm como finalidade, além de retenção, a distribuição das forças de mastigação para a raiz e para o osso de suporte (HIRSCHFELD & STERN, 1972). Alguns estudos prévio em elementos finitos mostram que estas tensões são transferidas para crista alveolar próxima a junção cimento-esmalte (THRESHER & SAITO, 1973).

Com isso a perda do suporte alveolar nesta área, observada até na doença periodontal moderada, é um fator de preocupação e deve ser considerada em estudos futuros.

Felizmente um fator importante, na influência do suporte periodontal nas fraturas radiculares, é a presença de mecanorreceptores, no ligamento periodontal, responsáveis pela sensação de toque, pressão e dor (HANNAM, 1976). Os

mecanorreceptores estão envolvidos com a abertura reflexa da mandíbula e funcionam como controladores na força induzida pelos músculos mastigatórios. Clinicamente as deformações induzidas durante a mastigação se tornam auto-limitantes (CASH & LINDEN, 1982; LINDEN & SCOTT, 1989).

Um dos poucos estudos feitos na área dos tecidos de suporte periodontal foi feito por Reinhardt et al., em 1983. Os autores fizeram um análise, através do método em elementos finitos, utilizando um modelo bi-dimensional de um incisivo central superior restaurado com um pino intra-radicular cilíndrico, fundido em ouro, e uma coroa metalo-cerâmica, também com o seu casquete em ouro. A análise bi-dimensional considera que a distribuição das tensões são idênticas em todos os cortes paralelos ao modelo selecionado.

O modelo, com um corte vestibulo-lingual, foi desenvolvido com medidas baseadas no estudo de Wheeler, de 1962, incluindo osso, ligamento periodontal e gengiva. O pino intra-radicular possuía 11 mm de comprimento e 1,5 mm de diâmetro; a crista óssea alveolar foi colocada à 2 mm apicais da junção amelo-cementária, no primeiro modelo, e movida apicalmente em incrementos de 2mm nos seguintes. Foram aplicadas três direções de forças de 1 N em cada modelo: a primeira com 45 graus em relação ao longo eixo do dente aplicada na borda incisal, simulando as forças mastigatórias, a segunda perpendicular à face vestibular simulando uma carga traumática e a terceira com 50 graus (utilizada em outros estudos como ângulo médio – GUZY & NICHOLLS, 1979) aplicada na face lingual simulando o contato oclusal, em uma oclusão classe I, do incisivo central inferior.

Cada modelo foi dividido em 564 elementos triangulares e 322 nós e o módulo de Young (E) e o coeficiente de Poisson ( $\nu$ ) foram obtidos para cada tipo de tecido ou material. O osso foi considerado um limite fixo neste estudo.

As conclusões deste estudos foram : 1- As tensões na dentina como resultado de cargas funcionais aumentam de acordo com a diminuição do suporte ósseo periodontal; 2- De um modo geral as tensões se localizam próximas à região apical do pino intra-radicular, o que deixa clara a importância do seu design na distribuição das tensões; 3- A partir de 4 a 6 mm de perda óssea as concentrações das tensões também ocorrem na dentina periférica, aumentando o risco de fratura na área mais estreita.

A condição do suporte periodontal ou a altura óssea alveolar em relação à raiz é o fator menos investigado e parece ter uma contribuição decisiva na distribuição das tensões geradas pelas forças mastigatórias em dentes restaurados com pinos intra-radulares. De acordo com os dados já mencionados, fica evidente a necessidade de uma investigação mais profunda voltada para a real influência dos tecidos periodontais de suporte na distribuição das tensões nas paredes dentinárias que envolvem pinos intra-radulares e se o tecido periodontal de suporte reduzido diminui ou aumenta as concentrações de tensões na área dentinária relativa ao término ou a ponta do pino intra-radicular.

## 3.2 O MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS

### 3.2.1 Histórico e definição

O método de elementos finitos (MEF) foi criado para auxiliar a indústria aeroespacial, na década de 50. Está associado à famosa fábrica de aeronaves, a Boeing Company, que encomendou ao professor H.C. Martin, no início dos 50, uma solução sobre problemas em estruturas de suas aeronaves. Este método foi apresentado por Turner et al, em 1956, e desenvolveu-se principalmente nos anos 60 e hoje tem aplicação em várias áreas diferentes. Foi Clough (1960) que, em um

artigo geral de análise de problemas de elasticidade, o nomeou pela primeira vez como o “Método dos elementos finitos”.

O MEF é particularmente adequado à análise de estruturas biológicas pois apresenta grande flexibilidade no tratamento de domínios geometricamente complexos e compostos por múltiplos materiais, onde é muito difícil encontrar uma solução matemática analítica.

Por estes motivos teve seu uso ampliado para outras áreas de pesquisa, inclusive com aplicação na biomecânica das próteses dentárias (FARAH; CRAIG & SIRARSKIE, 1973). Neste campo, tem-se mostrado bastante eficaz para examinar complexos comportamentos mecânicos de próteses e estruturas circunvizinhas, sujeitas às forças oclusais, que são difíceis de serem determinados (LAGANÁ, 1996; LACERDA, 1999).

Simplificando, o MEF visa obter a solução de um problema complexo, através da sua subdivisão em pequenas partes chamadas de elementos. Uma solução aproximada para o problema é então obtida pela combinação das soluções obtidas em cada elemento. Os resultados devem ser interpretados levando-se em consideração a semelhança entre o modelo ou domínio e a situação física real (CARDOSO, 2001).

O desenvolvimento tecnológico proporcionou o aumento da capacidade de memória e resolução dos computadores, além da redução de custos, e, com isso, as aplicações do MEF se expandiram e se tornaram cada vez mais precisas e sofisticadas (SIMULAÇÃO COMPUTACIONAL, 2003).

As simulações feitas pelos softwares de elementos finitos permitem fazer vários tipos de análise, como por exemplo: estática linear e não linear de tensões e deformações (grandes deformações), dinâmica (modos de vibração e frequências

naturais), tensões devido ao carregamento térmico, escoamento de fluídos e campos elétricos e magnéticos.

O processamento realizado através do método de elementos finitos possui uma seqüência que será detalhada a seguir.

A primeira etapa consiste na geração do modelo ou domínio relativo à estrutura a ser analisada. Este modelo pode ser desenhado bi ou tridimensionalmente pelo próprio programa ou por um programa específico de desenho de estruturas como o AutoCAD. Os desenhos devem ser simplificados, em relação à estrutura real, porém de maneira que não comprometa a simulação e os resultados. Esta simplificação permite resultados próximos às circunstâncias reais, além de diminuir o tempo de processamento computacional (LOGAN, 1992).

A segunda etapa consiste em um processo chamado discretização, no qual o modelo é totalmente subdividido em pequenos segmentos poligonais, chamados de elementos. Os elementos mais utilizados para os domínios, bi ou tridimensionais, são: triângulos, retângulos, quadriláteros, cubos, hexaedros e tetraedros. Esse processo permite ao programa calcular os resultados da simulação, como as tensões e deformações, mais facilmente do que no modelo total (COOK et al, 2002).

As resoluções das equações matemáticas, feitas pelo computador, são viabilizadas quando os elementos são interconectados por nós, também chamados de pontos nodais. As funções de interpolação permitem, com a determinação dos deslocamentos de cada nó, interpolar os deslocamentos e calcular as deformações e tensões geradas em qualquer ponto da estrutura quando a simulação é processada.

Os deslocamentos nodais também são chamados de incógnitas e são influenciados pelo tipo de nó e pelos seus graus de liberdade. Ou seja, cada tipo de

nó permite ou limita movimentos de rotação ou translação, nos eixos x, y e/ou z, o que lhe confere a possibilidade de até 6 graus de liberdade.

Com o processo de discretização obtemos, finalmente, a malha que é o conjunto de todos os elementos aplicados ao modelo e conectados pelos nós. Esta malha prévia ainda pode ser refinada em áreas estratégicas ou mais importantes, aumentando o número, reorganizando a disposição ou ainda mudando o tipo de elemento.

Após a aplicação da malha, a próxima etapa é fornecer ao programa os dados necessários para a simulação, como: as condições de contorno (exemplo: aplicação de cargas e fixação ou restrição do modelo) e as propriedades físicas dos materiais presentes no modelo. Para o processamento da análise deste trabalho são necessários as seguintes propriedades físicas: o módulo de elasticidade ou de Young ( $E$ ) e o coeficiente de Poisson ( $\nu$ ).

O módulo de elasticidade é definido como a relação existente entre o esforço específico e a elongação específica, ou seja, é a relação entre as tensões e as deformações elásticas. Esta relação é medida pela inclinação da curva da porção elástica de um diagrama tensão versus deformação e é determinada pelo ensaio físico de tração ou compressão do material. Quanto maior for o módulo de elasticidade, para uma determinada tensão, menor será a deformação correspondente. O módulo de elasticidade pode também ser definido como o grau de elasticidade de um material descrevendo a sua rigidez (ANUSAVICE, 1998).

O coeficiente de Poisson ( $\nu$ ) é definido como a relação que existe entre o sentido da aplicação de um carregamento e a deformação do corpo no sentido contrário, ou seja, um alongamento em sentido longitudinal ocasiona uma contração

no sentido lateral e vice-versa, admitindo-se que o volume do objeto permaneça o mesmo (MEYERS & CHAWLA, 1982).

O software de elementos finitos permite, após a geração dos resultados, visualizarmos as tensões e deformações ocorridas no modelo. Dependendo do tipo de análise podemos escolher que tipo de tensão ou deformação devemos observar. Para as tensões principais, em uma análise de deformação plana, por exemplo, podemos visualizar seus os valores máximos e mínimos e suas respectivas localizações no modelo. O programa também gera uma escala de cores, na qual, poderemos visualizar a distribuição dos níveis de tensão ao longo das regiões do modelo.

Estes resultados ajudam na localização das áreas mais susceptíveis à falhas decorrentes da aplicação das condições de contorno. Em muitos casos práticos, o método de elementos finitos é a única ferramenta capaz de fornecer uma solução aceitável, ainda que sob o ponto de vista matemático a solução seja considerada como uma aproximação.

A utilização do MEF na odontologia vem crescendo muito nos últimos anos. Este crescimento está relacionado às seguintes vantagens oferecidas por este método: 1 – permite a aplicação de vários tipos de condições de contorno. 2 – pode ser utilizado em geometrias complexas e irregulares, com vários tipos de materiais possuindo diferentes propriedades físicas. Estas características são ideais para a simulação das estruturas e da complexidade da biomecânica bucal.

### **3.2.2 Aplicação e validade do método**

Huang & Ledley , em 1969, foram os primeiros, na odontologia, a utilizar modelos matemáticos como método da análise de tensões. Os autores analisaram um dente incisivo superior por meio de uma relação linear de força e deslocamento.

Thresher & Saito, em 1973, estudaram, através do método de elementos finitos bidimensional, a distribuição de tensões em dentes humanos e a maneira que eram distribuídas para as estruturas de suporte. Questionando também a fidelidade de modelos de elementos finitos utilizaram dois modelos: um homogêneo, que considerava o dente como um material único e outro não-homogêneo, atribuindo diferentes valores ao módulo de elasticidade das estruturas dentárias. Os resultados, concluíram que deve-se utilizar modelos não-homogêneos, em análises feitas com o MEF, já que a maior parte das tensões é percebida no esmalte do dente.

Farah, Craig & Sirarskie, em 1973, analisaram as tensões desenvolvidas em modelos axissimétricos de primeiros molares restaurados com coroas totais de ouro, através de dois métodos: análise fotoelástica e método de elementos finitos. Segundo os autores, a utilização de dois métodos para análise de um mesmo problema justifica-se pelo fato destes métodos se complementarem, permitindo um estudo minucioso da distribuição de tensões. A análise fotoelástica fornece um resultado mais qualitativo da distribuição das tensões (visualização por meio de franjas fotoelásticas), enquanto que de elementos finitos fornece uma avaliação mais detalhada quanto ao estado completo de tensões que se processam no modelo pesquisado.

Fisher, Caputo & Shillingburg, em 1974, analisaram, em modelos bi e tridimensionais, a distribuição de tensões em restaurações metálicas com ou sem proteção de cúspides. Os resultados mostraram que ocorreram concentrações de tensões em áreas críticas quando as restaurações são confeccionadas sem proteção de cúspide (Inlay). Foram observadas concentrações de tensões no ângulo linguo-pulpar e vestibulo-pulpar quando o carregamento se deu no centro da superfície oclusal. As maiores tensões se localizaram nas paredes do istmo oclusal,

o que não ocorreu nas restaurações que possuíam proteção de cúspide (Onlay). Estes resultados relacionam o risco da utilização de restaurações Inlays em dentes tratados endodonticamente.

Yetram, Wright & Pickard, em 1976, estudaram, através do método de elementos finitos, a distribuição de tensões em coroas de segundo pré-molar íntegro e restaurado com coroa total em ouro. O carregamento foi aplicado em apenas um contato (axial) e, em outra situação, com contato estabilizante (cúspide palatina superior X fóssula central inferior). Como resultado os autores observaram que as tensões fluíam pela camada de esmalte, sendo a dentina pouco tensionada, principalmente próximo à região amelo-cementária. Este fato está relacionado com o alto grau de compressão a que estão sujeitas as restaurações inseridas nesta região. A maior diferença ocorreu na região cervical, entre esmalte natural e a coroa, em virtude da geometria desta última, chanfro largo, onde ocorreu grande concentração de tensão.

Kito, Suetsugu & Murakami, em 1977, estudaram através de elementos finitos, o comportamento mecânico de modelos de primeiros pré-molares inferiores. Com a finalidade de elaborar um modelo mais complexo e mais próximo das circunstâncias reais, os modelos apresentavam ligamento periodontal e osso alveolar. Com a aplicação de um carregamento oclusal observaram que o ligamento periodontal entra em condição hidrostática e apresentou grande capacidade de suporte para o dente. Porém, quando a aplicação do carregamento foi na direção horizontal, no sentido vestibulo-lingual, o dente se moveu lingualmente, com o fulcro no terço apical. Uma das conclusões deste estudo, segundo os autores, é que a distribuição das tensões foram semelhantes aos ensaios de fotoelasticidade, sendo

que os resultados obtidos pelo MEF são superiores por apresentarem dados quantitativos.

A superioridade do método de elementos finitos em relação ao método da fotoelasticidade, por este permitir análises qualitativas e quantitativas, também foi salientada por Corrêa & Matson em 1977. Os autores fizeram um estudo analisando a distribuição de esforços em um molar restaurado com uma classe I de amálgama de prata sob a aplicação de 24 Kg de carga (análise bidimensional). Observaram que as maiores concentrações de tensões se deram na interface dente-restauração e no esmalte, junto à crista marginal transversal.

Vree, Peters & Plasschaert, em 1983, também concluíram que o MEF é mais preciso e sensível quando comparado ao método de fotoelasticidade.

Rubin et al, em 1983, descreveram o método de elementos finitos como sendo uma resolução matemática que, através de equações, envolve as propriedades físicas dos materiais. Os autores realizaram um experimento em um modelo tridimensional de um primeiro molar inferior direito, não considerando ligamento periodontal e osso alveolar. Os resultados deste estudo foram comparados com os resultados de outros estudos bidimensionais. Através desta comparação observou-se que a concentração de tensões foi consideravelmente menor no modelo tridimensional.

Ko, McDowell & Kotowicz, em 1986, avaliaram o efeito de pinos intraradiculares na redução de tensões na dentina. Através do MEF e um modelo bidimensional de um incisivo central superior, concluíram: 1. pinos fundidos em ouro reduzem em 30% as tensões na dentina; 2. a utilização de pinos reduz de 3 a 8% as tensões na dentina (com carregamento oblíquo de 45° ou horizontal); 3. pinos reduzem em 20% a tensão na dentina quando cargas verticais são aplicadas.

Portanto o objetivo de reforçar o remanescente radicular, com a utilização de pinos, nem sempre é alcançado.

Farah, Craig & Meroueh, em 1988, estudaram, através do método de elementos finitos bidimensional, a distribuição de tensão de um quadrante de mandíbula dentado sob a aplicação de 100 N. Foram aplicados ao modelo três carregamentos distintos: 1. carregamento distribuído no segundo molar 2. carregamento oblíquo a 30° no segundo molar e 3. carregamento distribuído no segundo pré-molar e segundo molar. Os resultados mostraram que há uma melhor distribuição de tensões nas estruturas de suporte quando o carregamento é distribuído e aplicado de maneira uniforme. Também se observou que o carregamento oblíquo a 30° apresentou 3 a 5 vezes mais tensão e uma distribuição desfavorável, quando comparado às simulações onde a distribuição de pontos de aplicação de carga foram utilizadas.

Maeda et al., em 1989, utilizaram o método de elementos finitos para simular o processo de reabsorção óssea sob a base de PPR. Os autores utilizaram modelos de uma secção frontal de uma prótese total superior com suporte mucoso e ósseo na região de primeiro molar. Os resultados mostraram que com a aplicação de cargas na mesa oclusal do modelo, o osso reabsorveu progressivamente e de maneira similar aos relatos clínicos. A localização e a intensidade da reabsorção óssea, segundo o estudo, estão diretamente relacionadas à direção e localização do carregamento.

Tanne et al., em 1989, analisaram, utilizando do método de elementos finitos, o efeito do momento de força na distribuição de tensões no ligamento periodontal de incisivos superiores. Esta análise foi realizada através de modelos tridimensionais e,

de acordo com os resultados obtidos, os autores observaram que o momento de força de translação produziu o padrão mais uniforme de distribuição de tensão.

Sakaguchi et al, em 1991, avaliaram a formação e a distribuição de tensões em dente natural sob aplicação de um carregamento, com a intenção de simular as condições do hábito de bruxismo. Esta análise foi feita pelo MEF (bidimensional) e também pela realização de um método laboratorial, no qual se empregou a construção de um modelo físico. Este modelo era composto de um dente extraído no qual foram fixados extensômetros na face vestibular e lingual. Os resultados deste estudo comparativo mostraram que o método de elementos finitos possui grande concordância com os estudos laboratoriais.

Goel et al, em 1992, relataram que para prevenir fraturas é necessário que se tenha o claro conceito que deve-se prevenir a remoção de estrutura dental, definindo geometria adequada ao preparo cavitário e antecipando a característica de transmissão de tensões no remanescente dental. A combinação destes fatores pode resultar em trincas e conseqüentemente na fratura da estrutura remanescente.

Aydin & Tekkaya, em 1992, analisaram, através do MEF, a distribuição de tensões em uma prótese parcial fixa de três elementos. Os autores utilizaram um modelo bidimensional sob condições diversas de suporte periodontal: periodonto normal, perda de suporte moderada e perda de suporte acentuada. Os carregamentos utilizados foram: 1. carga de 600 N distribuída; 2. carga de 300 N axial e não-axial concentrada na margem distal do elemento suporte (molar); 3. carga de 300 N vertical, concentrada no centro do pântico. Os resultados permitiram concluir que: 1. o pré-molar, utilizado como suporte, exerceu maior pressão sobre o osso alveolar em relação ao molar, exceto sob carga axial; 2. a situação 1 foi a que

gerou as maiores tensões no osso alveolar; 3. com a diminuição do suporte periodontal, as tensões se elevaram significativamente.

Ming-Hsun Ho et al., em 1994, analisou a influência de pinos intra-radulares na distribuição das tensões na dentina, através do método de elementos finitos. Modelos tridimensionais de incisivos centrais superiores com ou sem pinos intra-radulares foram analisados. Quando os dentes foram submetidos à cargas mastigatórias e traumáticas, a distribuição das tensões na dentina foram similares não importando se havia ou não pinos intra-radulares. Os autores concluíram que a presença de pinos intra-radulares não reforça a estrutura dentinária radicular.

Ersöz, em 2000, analisou as tensões causadas por pinos intra-radulares na dentina. Matematicamente modelados, pinos de aço e de titânio foram aplicados em primeiros molares inferiores com extensiva destruição de coroa. As tensões foram avaliadas através do método de elementos finitos. Nos dois modelos de pinos as tensões máximas na dentina foram próximas às extremidades apicais dos mesmos. A localização destas tensões, segundo os autores, deve ser levada em consideração quando avaliamos as vantagens e desvantagens da utilização de pinos intra-radulares em remanescentes radiculares.

Nishigawa et al., em 2003, utilizando o método de elementos finitos, em uma análise bidimensional, avaliaram a influência do posicionamento buco-lingual de dentes artificiais posteriores em prótese totais sob cargas oclusais. Os autores observaram que, este posicionamento deve levar em consideração a forma do rebordo tanto mandibular quanto maxilar e a relação entre eles. Considerar estes fatores, segundo os autores, levaria a uma maior estabilidade da prótese, evitando altas pressões sobre as estruturas de suporte e diminuindo a reabsorção óssea.

### 3.3 PRINCÍPIOS DA TEORIA DA ELASTICIDADE

A resistência de um material está relacionada com a sua capacidade em resistir às forças aplicadas evitando-se, desta maneira, fratura ou deformação acentuada. Quando uma força externa age sobre um corpo sólido, uma força interna deste corpo reagirá em igual magnitude e em direção contrária àquela força externa. Esta força externa será chamada de carga ou carregamento.

A força interna dividida pela área em que ela atua neste corpo é a tensão resultante. Em uma análise simples, a tensão é a força por unidade de área, que atua sobre milhões de átomos em um determinado plano do material. Do ponto de vista prático, tensão é uma reação de um determinado material diante de um carregamento, sendo diretamente proporcional à carga aplicada e inversamente proporcional à geometria (MEYERS & CHAWLA, 1982).

As tensões podem ser definidas de acordo com sua direção e magnitude. Em relação à sua direção, as tensões podem ser classificadas em três tipos: de tração, de compressão ou de cisalhamento, e suas distribuições podem ser observadas através das deformações ocorridas no corpo. Para ilustrar, considere-se que uma força ou carga de estiramento de 200 N está sendo aplicada sobre uma área de seção de  $0,000002 \text{ m}^2$ . Por definição, a tensão será a força dividida pela unidade de área, ou seja:

$$s (\sigma) = \text{Tensão} = \frac{200}{0,000002 \text{ megapascals- MPa}} = 100 \text{ meganewtons/m}^2$$

MPa / 1 pascal = 1newton/ m<sup>2</sup>

Se este mesmo corpo tinha um comprimento de 0,1 m e se a carga provocou um estiramento de 0,001 m, a deformação, por definição, seria a alteração do comprimento por unidade de comprimento, ou seja:

$$e (\epsilon) = \text{Deformação} = \frac{0,001}{0,1} = 0,01 \text{ m/m}$$

A tensão de tração é causada por uma carga que tende a distender ou alongar o corpo. A tensão de tração, ou trativa, é sempre acompanhada por uma deformação por tração. Se um corpo é submetido a uma força que tende a comprimi-lo ou encurtá-lo, a resistência interna a esta força ou carga é chamada de tensão de compressão que, por sua vez, é sempre acompanhada por uma deformação por compressão.

A tensão de cisalhamento ou de torção é definida como a tensão que tende a resistir ao movimento de torção ou de deslizamento de uma porção do corpo sobre a outra.

Podemos calcular essas tensões dividindo a força aplicada pela área transversa do objeto perpendicular à direção da força. Convencionalmente, tensões trativas são positivas, enquanto que as tensões compressivas são negativas (mais comuns na função mastigatória). Estes dois tipos de tensões podem ser gerados também por carregamentos oblíquos que provocam, na estrutura, movimento de flexão ou curvamento. Se as tensões máximas produzidas excederem o limite de resistência mecânica dos materiais restauradores ou do dente, fraturas dos mesmos poderão ocorrer (MEYERS & CHAWLA, 1982).

Os dois tipos de tensões analisados neste estudo são: as tensões principais e as tensões equivalentes de von Mises.

A título de esclarecimento as tensões principais são designadas neste estudo, pelo programa Ansys Workbench 10.0, como tensões principais máximas e possuem valores máximos e mínimos.

As tensões principais são tensões consideradas em apenas um plano, ou seja, são tensões normais que agem em planos principais sem influência de tensões

cisalhantes. Com este tipo de análise é possível identificar a localização de tensões máximas ou trativas (positivas) e mínimas ou compressivas (negativas).

Já a tensão equivalente de von Mises combina os efeitos das tensões normais e das cisalhantes gerando uma tensão de tração resultante (energia de distorção dos materiais). O critério de von Mises sugere que as tensões trativas são as principais causas de falhas nos materiais frágeis, portanto não gera valores para as tensões compressivas (negativas).

As deformações podem ser tanto elásticas como plásticas ou permanentes, ou uma combinação destas duas. As deformações elásticas são reversíveis e desaparecem quando a força é removida. Já as deformações plásticas são irreversíveis e relacionadas com o deslocamento dos átomos internos do material. No presente estudo foram analisadas as deformações elásticas.

## 4 HIPÓTESES

H.1. As tensões na dentina, como resultado de cargas mastigatórias, aumentam de acordo com a diminuição do suporte ósseo alveolar.

H.2. A perda óssea alveolar acentuada aumenta as tensões na dentina periférica, aumentando o risco de fratura radicular.

H.3. A proximidade da altura óssea alveolar, em relação ao término do pino intra-radicular, ocasiona um aumento nas tensões em dentina nesta região.

## 5 MATERIAIS E MÉTODOS

### 5.1 MODELAGEM GEOMÉTRICA

O software utilizado para o desenho dos modelos foi o AutoCAD 2000. Este programa, específico para desenhos de estruturas, permitiu que cada componente ou corpo do modelo fosse desenhado separadamente e, posteriormente, unidos em um único modelo. Este procedimento possibilitou o reconhecimento, pelo programa Ansys Workbench 10.0, de diferentes áreas, viabilizando, desta forma, a inclusão de diferentes propriedades físicas.

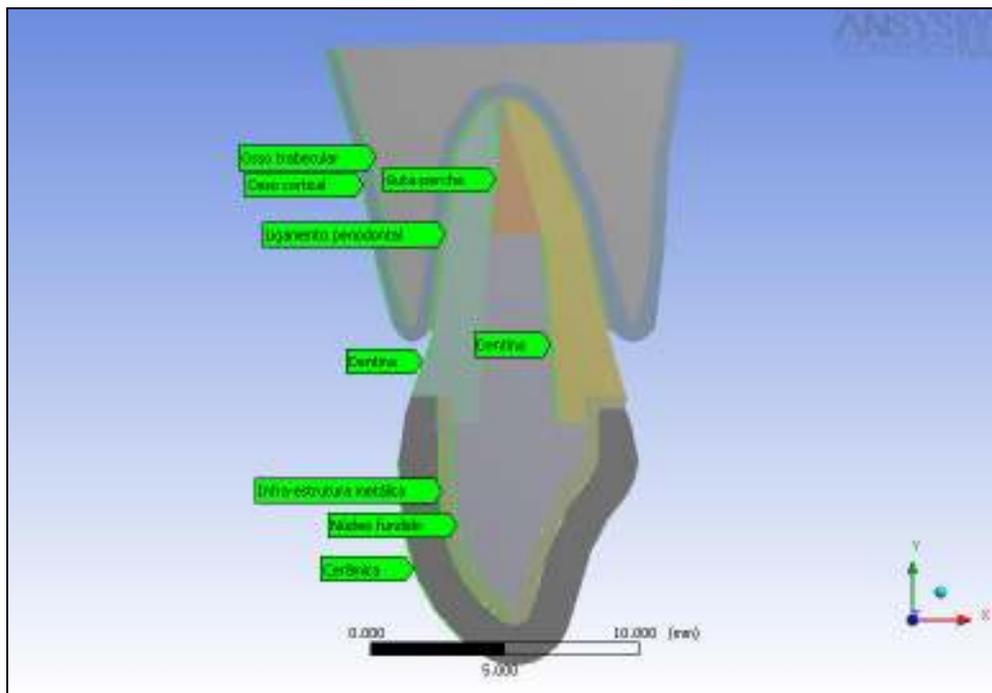
Todos os modelos foram revisados pela empresa ESSS (Engineering Simulation and Scientific Software – São Paulo).

A título de simplificação, o problema em questão foi considerado elástico e bidimensional, sendo os modelos ou domínios constituídos por uma seção transversal vestibulo-lingual representativa de um incisivo central superior, cuja geometria foi baseada nos estudos de Wheeler, em 1962. O comprimento estabelecido para o dente do ápice até a incisal da coroa foi de 21mm, enquanto que a espessura entre os colos vestibular e palatino foi de 7mm (**Fig. 1**).



**Figura 1** - Tamanho médio dos incisivos centrais superiores segundo Wheeler.

Os componentes utilizados e suas respectivas medidas estão melhor representados pela **Figura 2** e pela **Tabela 2** abaixo:



**Figura 2** - Exemplo do modelo utilizado neste estudo e seus componentes.

**Tabela 2** - Componentes utilizados nos modelos e suas respectivas medidas.

<b>COMPONENTES</b>	<b>COMPRIMENTO (ALTURA)</b>	<b>ESPESSURA</b>
<b>Dente</b>	21mm (10mm de coroa e 12mm de raiz incluindo a férula )	7mm no colo cervical
<b>Ligamento periodontal</b>	-	0,175mm
<b>Osso cortical</b>	De acordo com o modelo	0,5mm
<b>Guta-percha</b>	4,0mm	-
<b>Núcleo fundido</b>	13mm (6mm coronários e 7mm intra-radicular )	Região coronária cervical 4mm
		Região coronária intra-radicular 2mm
		Região apical 1mm
<b>Infra-estrutura metálica</b>	-	0,5mm
<b>Cerâmica</b>	10mm	2,0mm na incisal 1,0mm na cervical
<b>Dentina</b>	12mm	2,5mm na cervical
<b>Férula</b>	1,0mm	1,0mm

Holmes, Diaz-Arnold & Leary, em 1996, observaram que a espessura da camada de cimento presente entre o pino intra-radicular e a dentina, assim como entre a coroa total e o núcleo, tem aproximadamente 0,03 mm. Levando em consideração que o cimento radicular possui o módulo de elasticidade semelhante ao da dentina, a exclusão destes dois componentes, nos modelos deste estudo, não influenciou no comportamento mecânico dos materiais e nos resultados obtidos.

Este procedimento simplificou os modelos diminuindo o tempo de processamento computacional.

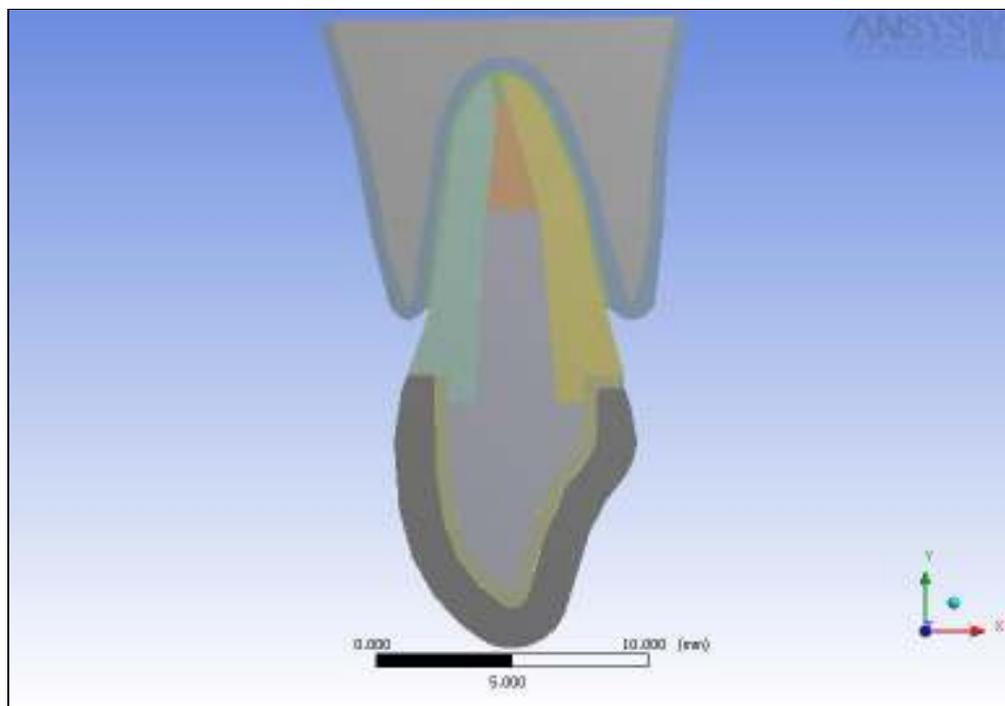
Foi considerada a hipótese de estado plano de deformações, o que equivale assumir que o dente é infinitamente longo na direção normal à seção analisada. Apesar de controversa, tal hipótese é razoável para o dente em questão, que apresenta seção transversal relativamente constante ao longo de seu eixo normal. A adoção dessa hipótese viabiliza a análise bidimensional e tem apresentado resultados satisfatórios conforme apresentado nos trabalhos de Thresher & Saito, em 1973, Davy, Dilley & Krejci, em 1981, Reinhardt et al., em 1983, e principalmente, Ko et al., em 1992, onde se discutem as implicações da adoção de modelos de estado plano de deformações, estado plano de tensões ou axissimétrico.

Serão utilizados oito modelos para representar e analisar a influência da altura óssea alveolar na distribuição das tensões geradas por forças mastigatórias nas paredes de dentina adjacentes ao pino intra-radicular.

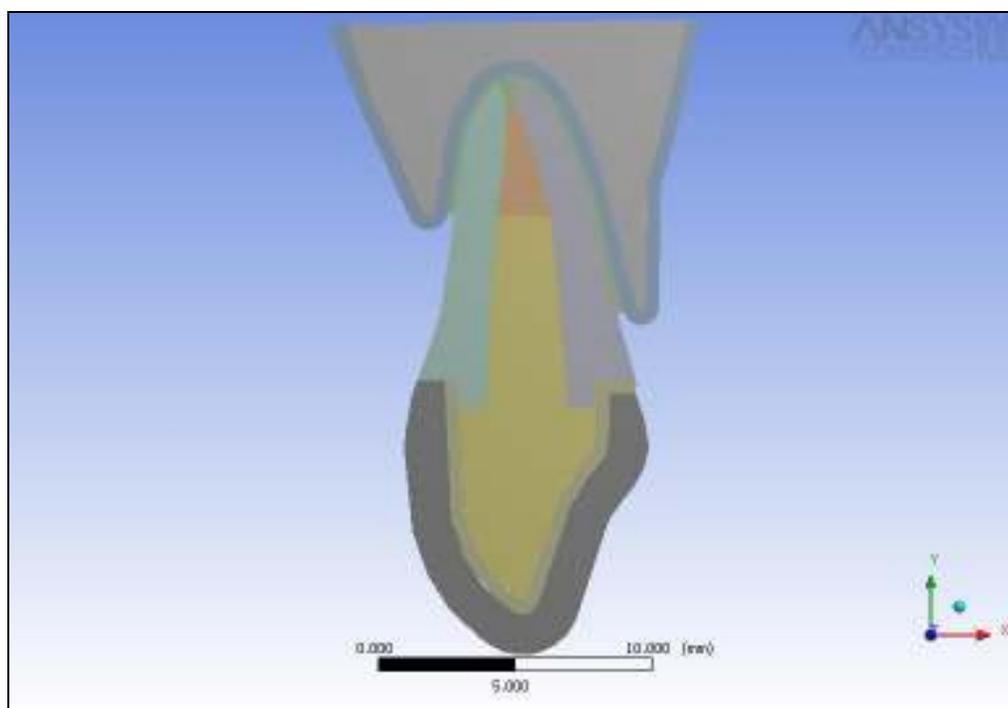
Com base na literatura será estabelecida a preservação de 4,0mm de gutapercha na região apical, mantendo-se desta forma o selamento mínimo considerado satisfatório (MORGANO & BRACKETT, 1999).

Da mesma forma que o tratamento endodôntico, o comprimento do pino intra-radicular será estabelecido como ideal possuindo  $2/3$  do comprimento radicular (ABDULLAH, MOHAMED & THAYER, 1974).

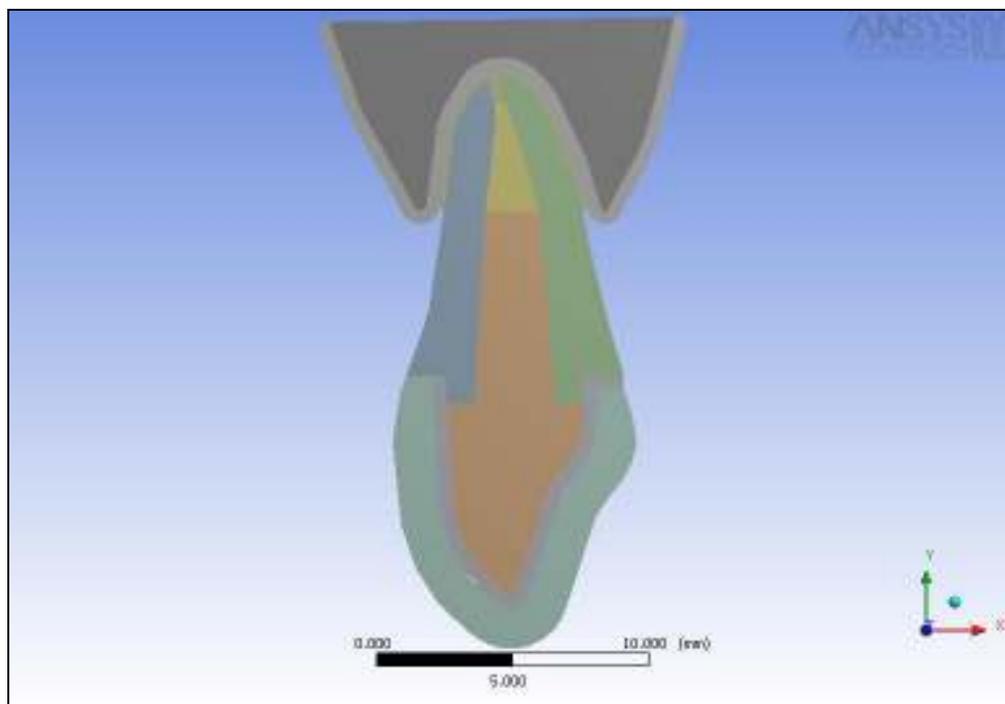
O modelo A representa um periodonto saudável com altura óssea normal (crista óssea à 2,5 mm da junção cerâmica- dentina). O modelo B já apresenta uma perda acentuada de suporte ósseo vestibular, característica clínica comum em dentes submetidos à trauma oclusal. No modelo C o nível ósseo e o término do pino estão na mesma altura, enquanto que no modelo D a altura óssea está mais apicalmente situada em relação ao término do pino (**Figuras 3 a 6**).



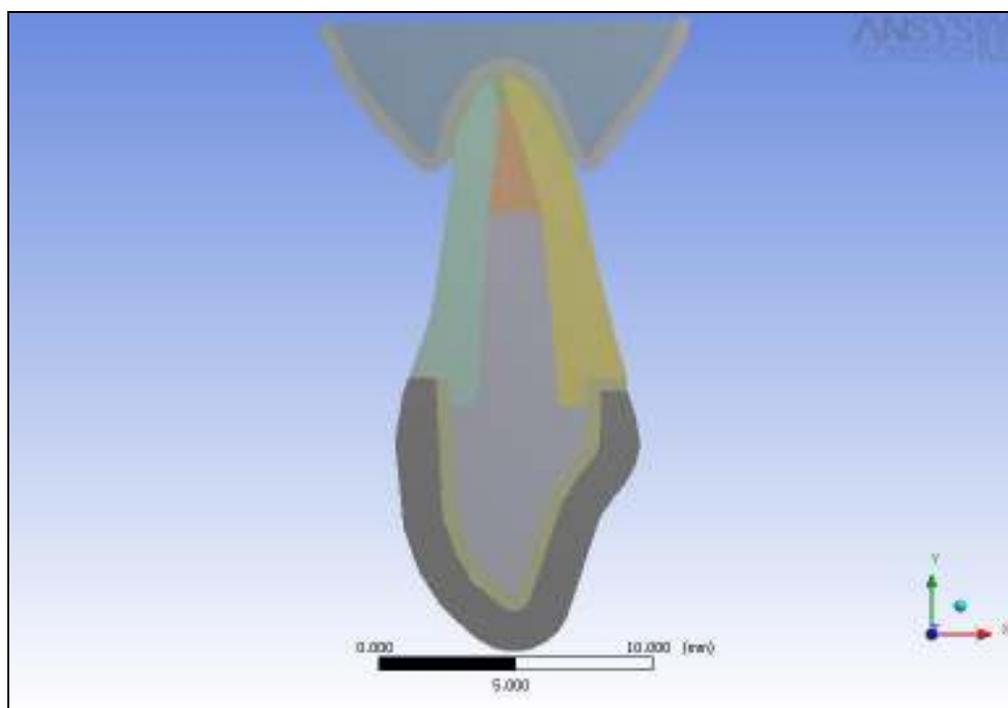
**Figura 3** - Modelo A (altura óssea à 2,5mm da junção cerâmica-dentina).



**Figura 4** - Modelo B (perda óssea acentuada na vestibular).



**Figura 5** - Modelo C (altura óssea no mesmo nível do término do pino- intra-radicular).



**Figura 6** - Modelo D (altura óssea apicalmente situada em relação ao término do pino- intra-radicular).

Com o objetivo de desenvolver a simulação dos esforços mastigatórios, em todos os modelos será aplicada uma força de 100 N, em um ângulo de 45° e 180° em relação ao longo eixo do dente, na superfície palatina (a aplicação desses carregamentos será detalhada no item seguinte do texto).

Combinando os quatro modelos com os dois tipos de carregamento, foram gerados oito modelos para uma completa análise da distribuição das tensões em dentina e sua relação com a variação das alturas ósseas alveolares.

## 5.2 PROCESSAMENTO PELO MÉTODO DOS ELEMENTOS FINITOS

A simulação numérica foi realizada pelo software ANSYS Workbench versão 10.0, com suporte técnico da ESSS (Engineering Simulation and Scientific Software – São Paulo). Na simulação considerou-se que todos os materiais utilizados são homogêneos, isotrópicos (idênticas propriedades em todas as direções) e linear-elásticos (relação linear entre tensão e deformação). A **Tabela 3** representa as propriedades elásticas dos materiais adotados nas simulações numéricas.

**Tabela 3** - Propriedades elásticas dos materiais adotados na simulação numérica.

MATERIAL	MÓDULO DE ELASTICIDADE ou de YOUNG (E)	COEFICIENTE DE POISSON (V)	REFERÊNCIAS
Dentina	18,6 x 10 <sup>3</sup> MPa	0,31	Joshi et al, 2001
Ligamento periodontal	69 MPa	0,45	Joshi et al, 2001
Osso cortical	13,7 x 10 <sup>3</sup> MPa	0,30	Ming-Hsun, 1994
Osso trabecular	1,37 x 10 <sup>3</sup> MPa	0,30	Ming-Hsun, 1994
Núcleo fundido e infra-estrutura metálica (Ouro)	99,3 x 10 <sup>3</sup> MPa	0,33	Amarante, 2003
Guta-percha	0,69 MPa	0,45	Ko et al, 1992
Cerâmica	96 x 10 <sup>3</sup> MPa	0,26	Amarante, 2003

### 5.2.1 Contatos entre os componentes ou áreas dos modelos

O tipo de contato entre os componentes ou áreas dos modelos foi automaticamente gerado por ser a escolha padrão do programa ANSYS workbench para esse tipo de análise. Os contatos são do tipo Bonded (colados) pois este não permite, durante a simulação, nenhum deslize ou separação entre as faces ou vértices dos diferentes componentes. Este tipo de contato é o ideal para uma análise linear visto que a área ou o comprimento do contato não mudará durante a aplicação do carregamento. Se este tipo de contato é determinado no modelo matemático, qualquer falha entre as regiões serão corrigidas e qualquer penetração inicial, entre essas, serão ignoradas.

### 5.2.2 Discretização dos modelos

Os modelos A, B, C e D foram subdivididos ou discretizados em elementos finitos com a aplicação de uma malha inicial. O elemento utilizado foi o PLANE 183, escolhido por ser de ordem superior, com oito nós e que permite deslocamento quadrático, sendo indicado para modelar geometrias irregulares. Este elemento pode ser usado para modelar problemas de tensão plana e deformação plana ou também axissimetria. As malhas foram refinadas através de dois recursos disponíveis no programa: Part Proximity e Mapped Face Meshing. O primeiro executa um pré-refinamento nas extremidades da malha dos componentes, ou seja, varrendo todas as áreas faz um refinamento aproximando-as internamente. Este recurso é recomendado para áreas delicadas ou muito próximas onde a discretização seja muito importante. Com esse recurso é gerado um grande número de elementos que, algumas vezes, chega a ser cinco vezes maior do que o número de elementos da malha inicial.

O segundo recurso controla o mapeamento dos elementos em uma determinada superfície, especificamente, quadrangulares e triangulares para modelos planos ou sem espessura, e somente triangulares para modelos sólidos. Este mapeamento também colabora com o refinamento da malha inicial. As **Tabelas 4 a 11** mostram o resumo e as **Figuras 7 a 10** o resultado da discretização alcançada em cada modelo:

**Tabela 4** - Resumo das áreas no modelo A.

<b>RESUMO DAS ÁREAS OU DOS CORPOS ESTUDADOS</b>		
<b>Nome</b>	<b>Nós</b>	<b>Elementos</b>
Osso trabecular	1235	354
Osso cortical	938	221
Ligamento periodontal	487	164
Guta-percha	915	420
Dentina	646	183
Dentina	668	189
Núcleo fundido	1042	307
Infra-estrutura metálica	755	300
Cerâmica	1269	560

**Tabela 5** - Resumo M.E.F.(modelo A).

<b>RESUMO DO MODELO EM ELEMENTOS FINITOS</b>	
<b>Descrição</b>	<b>Quantidade</b>
Total de nós	7955
Total de elementos	2698
Tipos de elementos	2
Materiais	7

Tabela 6 - Resumo das áreas no modelo B.

<b>RESUMO DAS ÁREAS OU DOS CORPOS ESTUDADOS</b>		
<b>Nome</b>	<b>Nós</b>	<b>Elementos</b>
Osso trabecular	1208	345
Osso cortical	901	216
Ligamento periodontal	344	71
Guta-percha	915	420
Dentina	700	201
Dentina	587	162
Núcleo fundido	1006	295
Infra-estrutura metálica	755	300
Cerâmica	1269	560

Tabela 7 - Resumo M.E.F.(modelo B).

<b>RESUMO DO MODELO EM ELEMENTOS FINITOS</b>	
<b>Descrição</b>	<b>Quantidade</b>
Total de nós	7685
Total de elementos	2570
Tipos de elementos	2
Materiais	7

Tabela 8- Resumo das áreas no modelo C.

<b>RESUMO DAS ÁREAS OU DOS CORPOS ESTUDADOS</b>		
<b>Nome</b>	<b>Nós</b>	<b>Elementos</b>
Osso trabecular	1326	385
Osso cortical	1055	420
Ligamento periodontal	313	64
Guta-percha	915	420
Dentina	622	175
Dentina	644	181
Núcleo fundido	1066	315
Infra-estrutura metálica	755	300
Cerâmica	1269	560

Tabela 9- Resumo M.E.F.(modelo C).

<b>RESUMO DO MODELO EM ELEMENTOS FINITOS</b>	
<b>Descrição</b>	<b>Quantidade</b>
Total de nós	7965
Total de elementos	2820
Tipos de elementos	2
Materiais	7

Tabela 10 - Resumo das áreas no modelo D.

RESUMO DAS ÁREAS OU DOS CORPOS ESTUDADOS		
Nome	Nós	Elementos
Osso trabecular	1219	354
Osso cortical	687	168
Ligamento periodontal	473	182
Guta-percha	915	420
Dentina	702	201
Dentina	653	184
Núcleo fundido	1042	307
Infra-estrutura metálica	755	300
Cerâmica	1269	560

Tabela 11 - Resumo M.E.F.(modelo D).

RESUMO DO MODELO EM ELEMENTOS FINITOS	
Descrição	Quantidade
Total de nós	7715
Total de elementos	2676
Tipos de elementos	2
Materiais	7

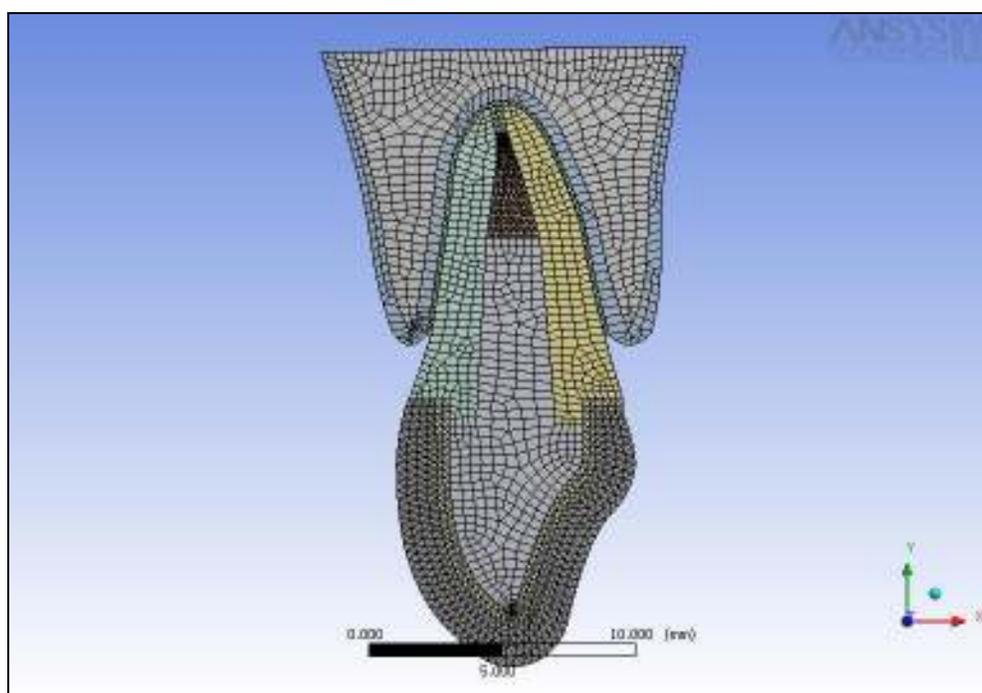
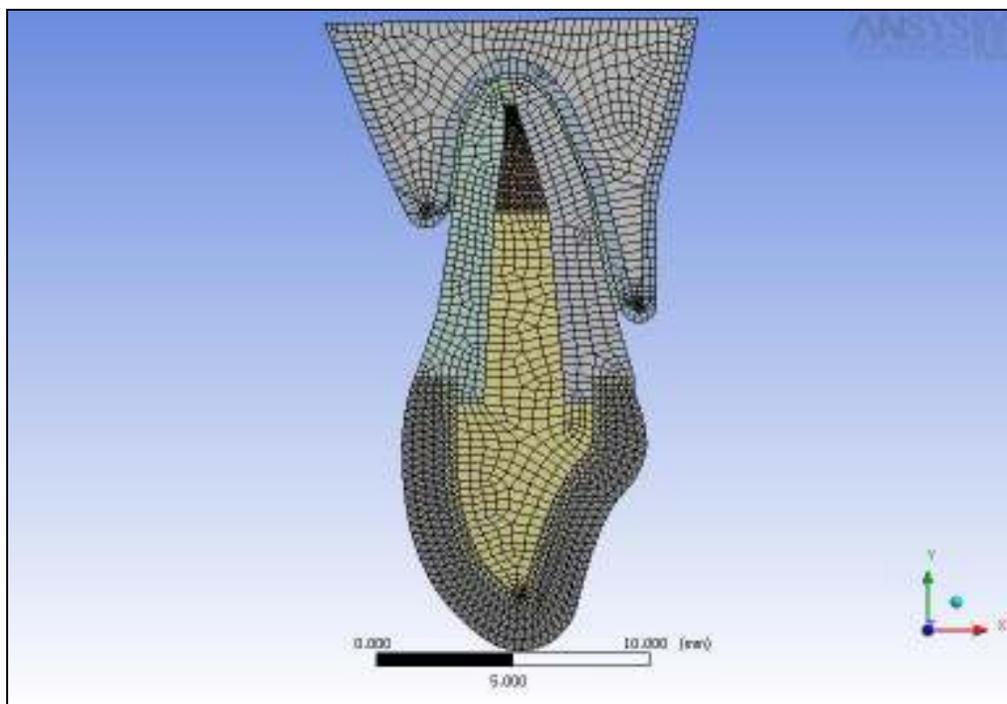
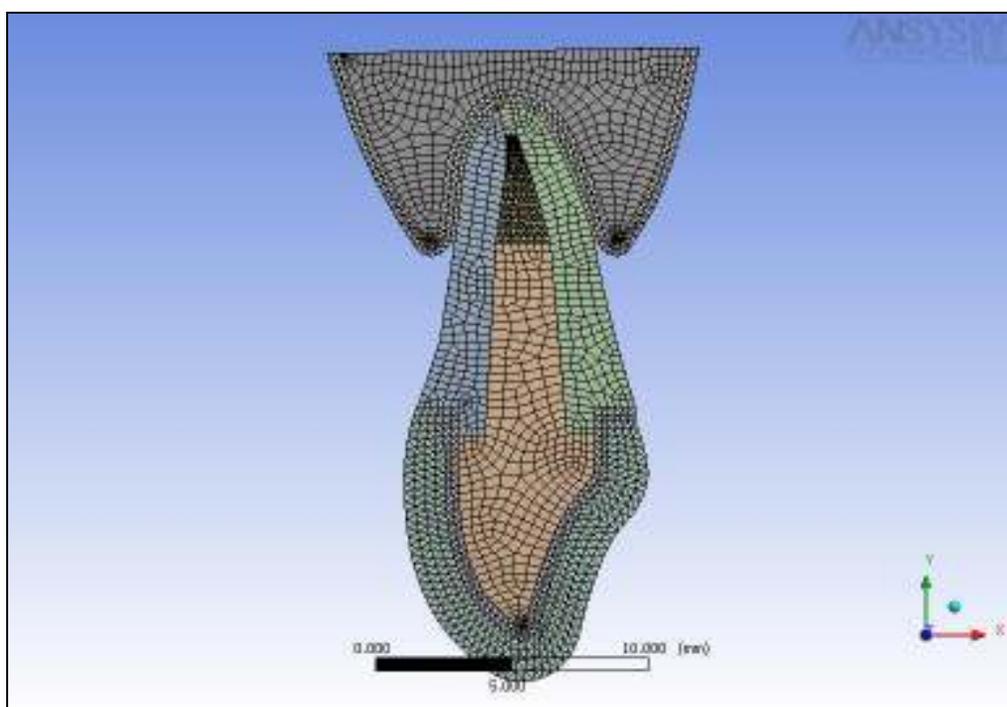


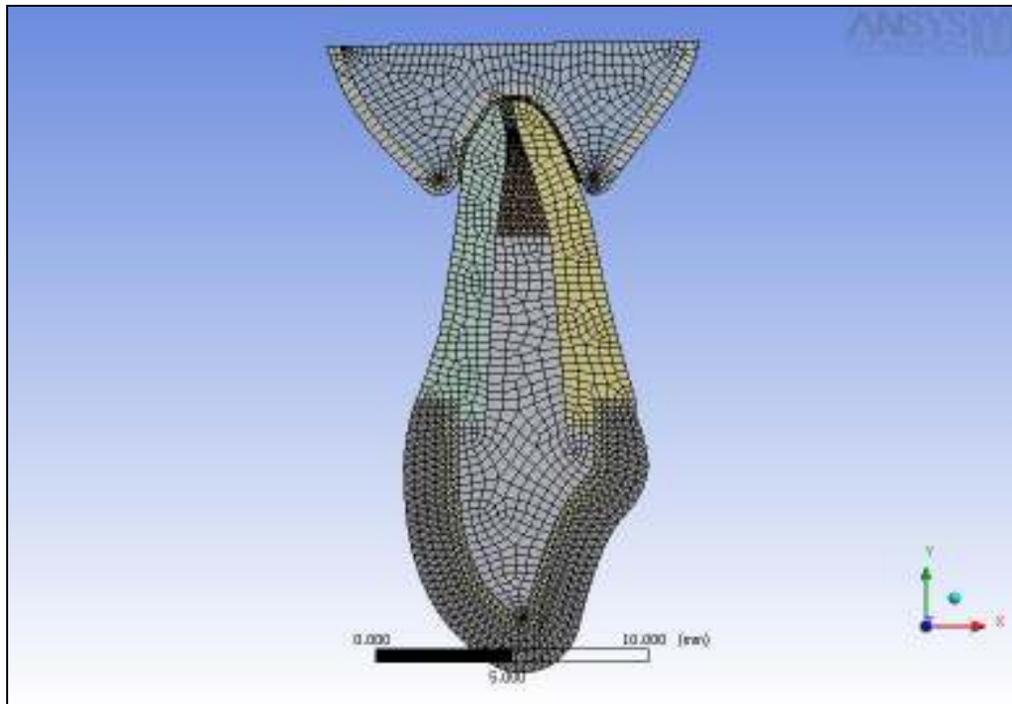
Figura 7 - Malha obtida após a discretização aplicada ao modelo A.



**Figura 8** - Malha obtida após a discretização aplicada ao modelo B.



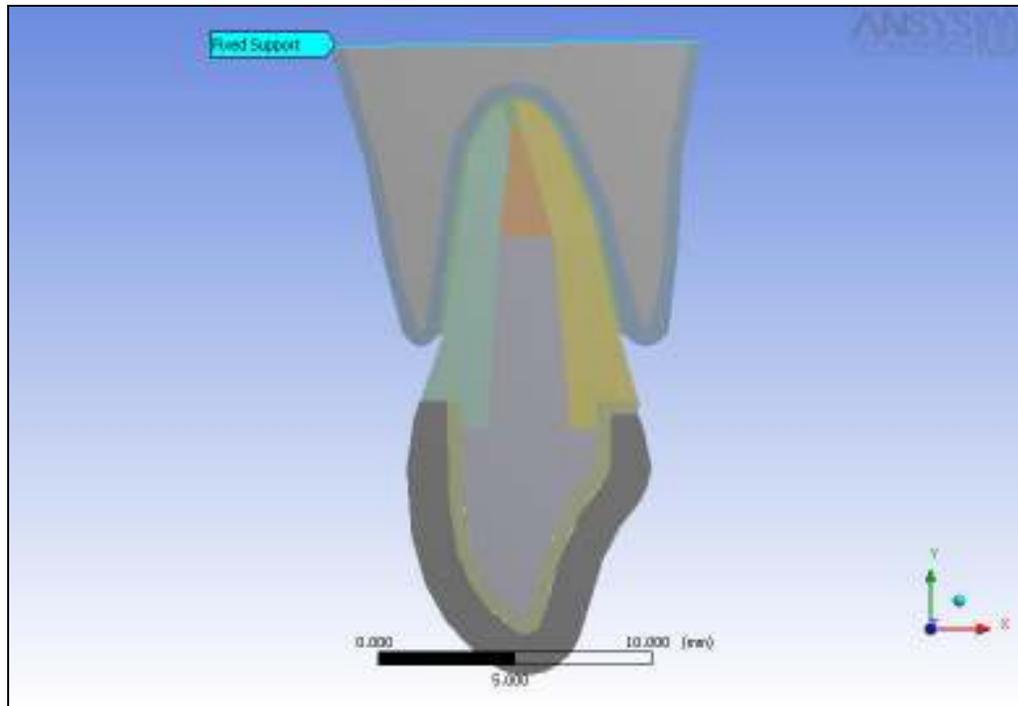
**Figura 9** - Malha obtida após a discretização aplicada ao modelo C.



**Figura 10** - Malha obtida após a discretização aplicada ao modelo D.

### 5.2.3 Aplicação das condições de contorno

As aplicações das condições de contorno são as circunstâncias às quais os modelos serão submetidos com a finalidade de simular situações reais. A condição de fixação ou restrição, dada aos quatro modelos, possibilitou a aplicação dos carregamentos e, conseqüentemente, a análise do estado plano de tensões. As restrições se deram ao longo da linha da borda óssea superior dos modelos, evitando, assim, os movimentos na direção horizontal e vertical enquanto carregados. O recurso utilizado foi o Fixed Support (suporte fixo), ideal para uma análise estática, pois este não permite o movimento do modelo na região fixada **(Figura 11)**.



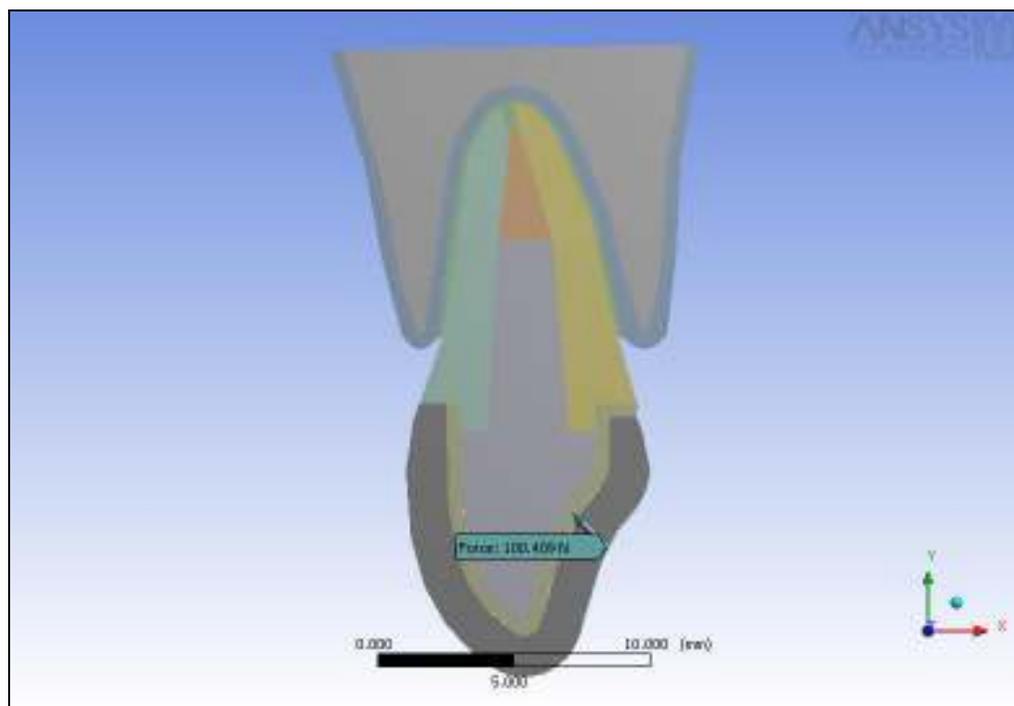
**Figura 11** - Fixed support aplicado à todos os modelos.

Um dos fatores que colaboram com a complexidade da biomecânica bucal é a capacidade mastigatória ou nível de força de mordida de cada paciente. A força de mordida varia para cada indivíduo e depende de fatores fisiológicos como: força muscular, anatomia crânio-mandibular e controle neuromuscular.

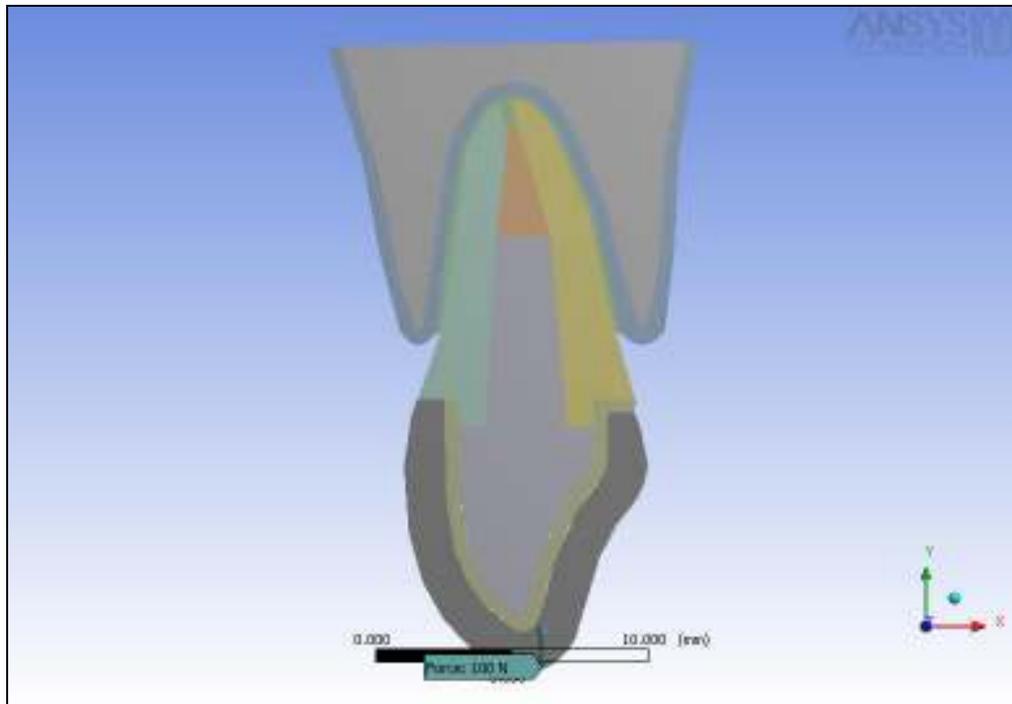
Por esse motivo a determinação exata desta força se torna muito difícil, porém, estudos afirmam que a força mastigatória máxima, em média, é de 756 N.

Ligada ainda à aspectos anatômicos, a força mastigatória máxima pode variar de acordo com a localização dos dentes: Na região dos molares, a variação pode ser de 400 a 890 N, na região dos pré-molares de 222 a 445 N, nos caninos de 133 a 334 N e, finalmente, nos incisivos a força de mastigação pode variar de 89 a 111 N (ANUSAVICE, 1998).

Para simular direções de aplicação de forças comuns nos esforços mastigatórios, foram aplicados carregamentos estáticos de 100 N, aos quatro modelos do estudo, com angulações distintas de  $45^{\circ}$  e  $180^{\circ}$  em relação ao longo eixo do dente (**Figuras 12 e 13**). A força com angulação de  $45^{\circ}$ , representando o ângulo funcional médio formado pelo antagonista inferior para oclusão tipo Classe I durante a mastigação (Holmes, Diaz-Arnold & Leary, 1996), foi aplicada à face palatina do dente, enquanto que a com angulação de  $180^{\circ}$ , relacionada ao corte de alimentos, mordida em topo e ao movimento do bruxismo, foi aplicada na borda incisal (PEGORETTI et al., 2002).



**Figura 12** - Força aplicada com angulação de  $45^{\circ}$  em relação ao longo eixo do dente.



**Figura 13-** Força aplicada com angulação de  $180^{\circ}$  em relação ao longo eixo do dente.

A introdução das condições de contorno, com a aplicação dos carregamentos em angulações distintas,  $45^{\circ}$  e  $180^{\circ}$ , nos quatro diferentes modelos iniciais, gerou oito modelos a serem analisados. Em cada um desses modelos os valores das tensões principais máximas, deformações elásticas principais máximas e tensões equivalentes de von-Mises foram calculados pelo programa ANSYS Workbench 10.0, com o principal objetivo de analisar a influência de diversos níveis de osso alveolar na distribuição de tensões geradas por forças mastigatórias em um incisivo central superior restaurado com pino intra-radicular e coroa total.

## 6 RESULTADOS

Os resultados gerados, para as análises da deformação e dos tipos de tensões, foram descritos separadamente de acordo com a direção do carregamento aplicado ( $45^{\circ}$  ou  $180^{\circ}$ ) ao modelo completo ou somente ao componente dentinário.

As **Tabelas 12 a 15** descrevem os resumos dos resultados obtidos com os tipos de modelos e seus carregamentos, enquanto que as **Figuras 14 a 61** mostram as distribuições das tensões e deformações resultantes.

### 6.1 MODELOS COMPLETOS COM CARREGAMENTO À $45^{\circ}$

Observa-se, na tabela abaixo, um aumento considerável (160% no valor máximo e 60% no valor mínimo, do modelo A para o D) dos valores das tensões equivalentes de von-Mises e a transferência da localização do seu valor máximo para o componente dentinário no modelo D (os valores para o componente dentinário estão em negrito).

O mesmo acontece com as tensões principais máximas na qual podemos verificar um aumento de 170% para o valor máximo (tensão positiva ou trativa) e de 294% para o valor mínimo (tensão negativa ou compressiva). Neste caso já

observamos, a partir do modelo B, a transferência da localização dessas tensões para o componente dentinário.

A deformação elástica principal também apresenta um aumento considerável (490% no valor máximo, do modelo A para o D) e a localização do valor máximo, no ligamento periodontal, e mínimo, no osso trabecular e cortical, está relacionada ao módulo de elasticidade. O ligamento periodontal apresenta um baixo módulo de elasticidade, o que permite maior deformação elástica e maior flexibilidade.

**Tabela 12** – Resumo dos resultados obtidos com os modelos completos ( carregamento à 45° ).

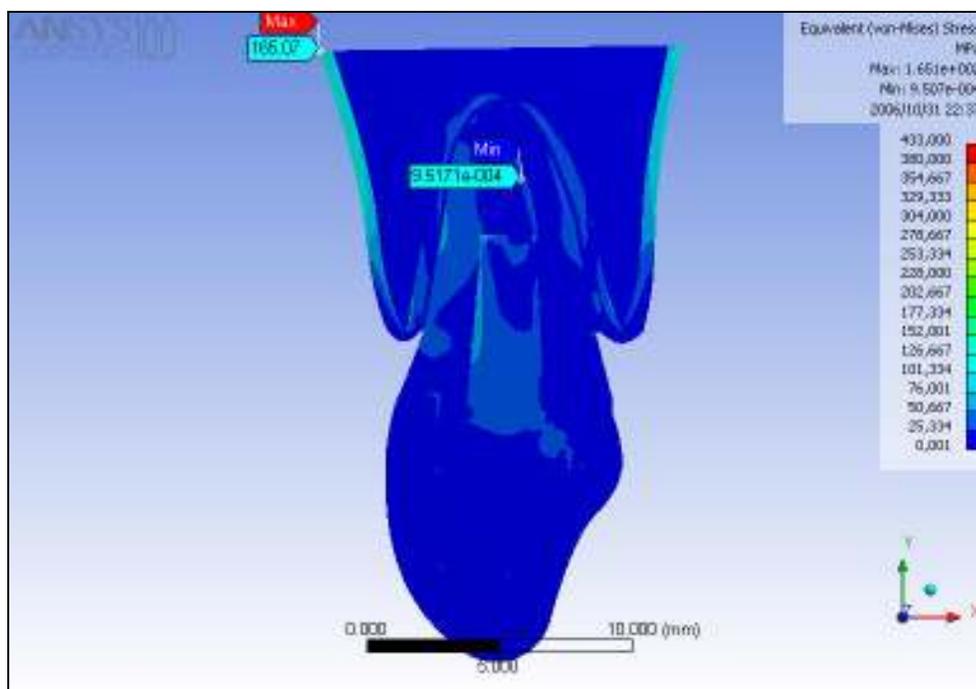
	MODELO A		MODELO B		MODELO C		MODELO D	
	Máximo	Mínimo	Máximo	Mínimo	Máximo	Mínimo	Máximo	Mínimo
<b>Tensões de von-Mises (MPa)</b>	165,07	9,517 e-004	302,82	1,726 e-003	299,34	7,771 e-003	<b>432,13</b>	1,517 e-003
<b>Localização</b>	Osso cortical	Guta-percha	Núcleo fundido	Guta-percha	Núcleo fundido	Guta-percha	<b>Dentina</b>	Guta-percha
<b>Tensões principais máximas (MPa)</b>	182,03	-34,205	240,99	<b>-83,227</b>	<b>268,23</b>	<b>-83,7</b>	<b>494,04</b>	<b>-135,02</b>
<b>Localização</b>	Osso cortical	Osso cortical	Osso cortical	<b>Dentina</b>	<b>Dentina</b>	<b>Dentina</b>	<b>Dentina</b>	<b>Dentina</b>
<b>Deformação elástica principal máxima (mm/mm)</b>	0,40	0	0,744	0	1,312	0	2,372	0
<b>Localização</b>	Lig. Perio.	Osso Trabec.	Lig. Perio.	Osso Trabec	Lig. Perio.	Osso cortical	Lig. Perio.	Osso cortical

### 6.1.1 Tensões equivalentes de von-Mises

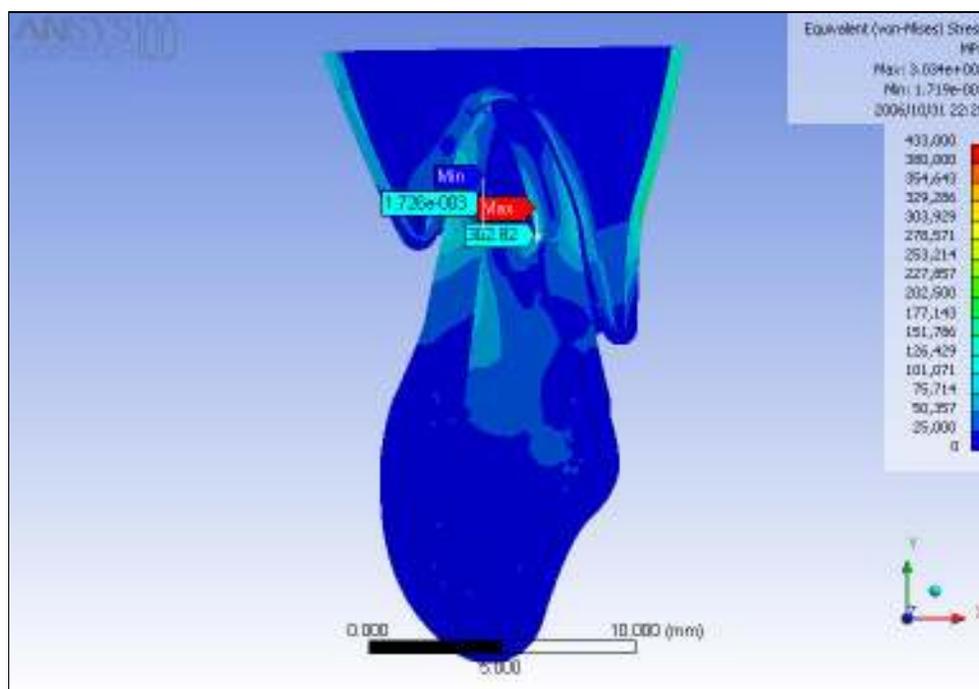
Nas figuras a seguir (**Figuras 14 a 17**), podemos observar que a distribuição das tensões ocorreu de forma heterogênea, apresentando seus valores máximos, inicialmente, no osso cortical e na extremidade apical do pino intra-radicular.

Com a perda gradativa do suporte ósseo alveolar podemos observar o aumento gradativo das tensões na dentina à nível da extremidade apical do pino

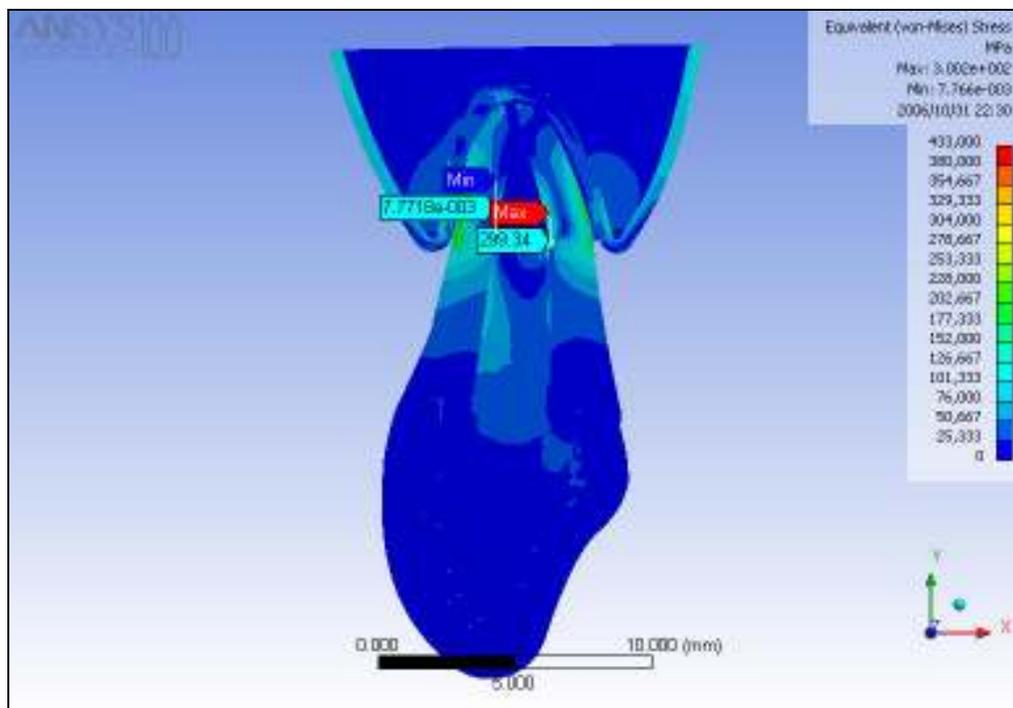
intra-radicular e a migração do valor máximo das tensões para a dentina apical vestibular no modelo D.



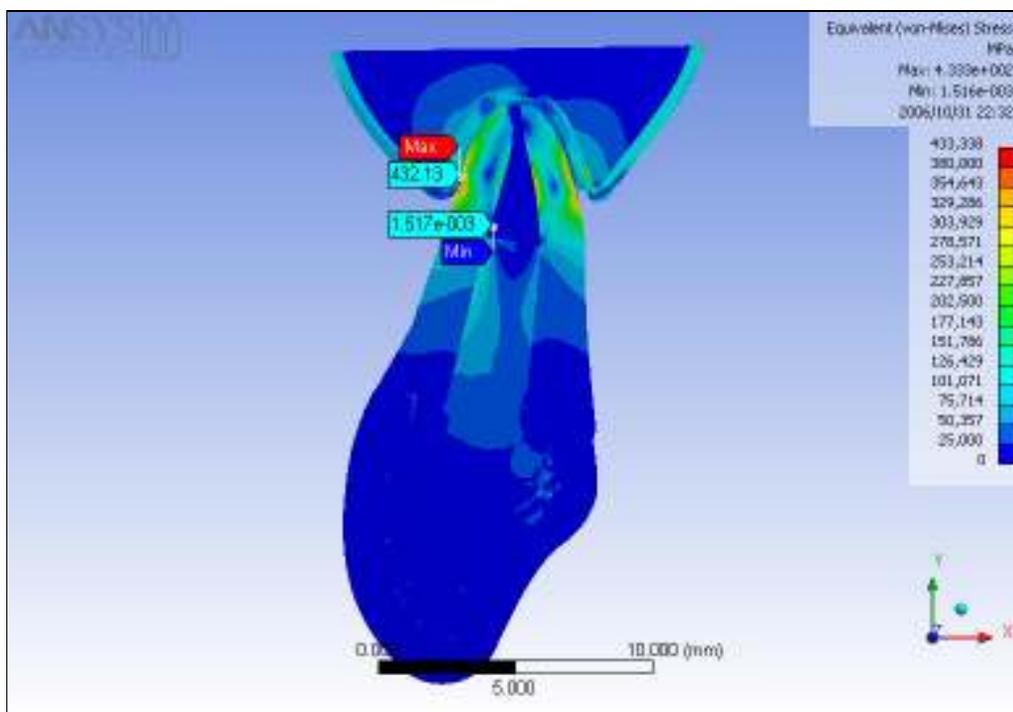
**Figura 14-** Tensões equivalentes de von-Mises (modelo total A e carregamento à 45°).



**Figura 15-** Tensões equivalentes de von-Mises (modelo total B e carregamento à 45°).



**Figura 16-** Tensões equivalentes de von-Mises (modelo total C e carregamento à 45°).

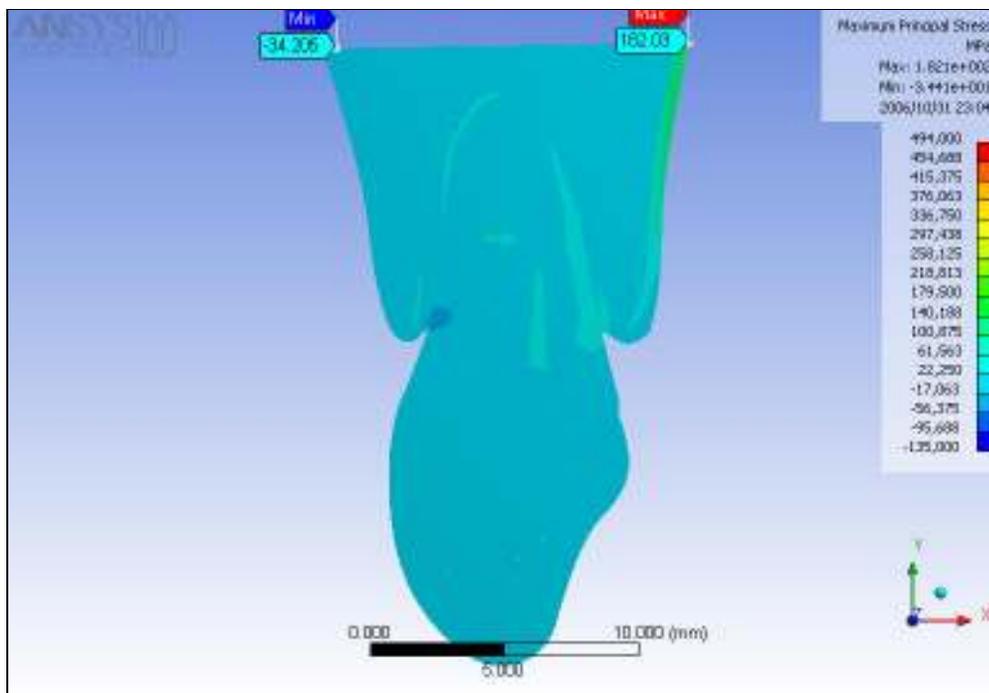


**Figura 17-** Tensões equivalentes de von-Mises (modelo total D e carregamento à 45°).

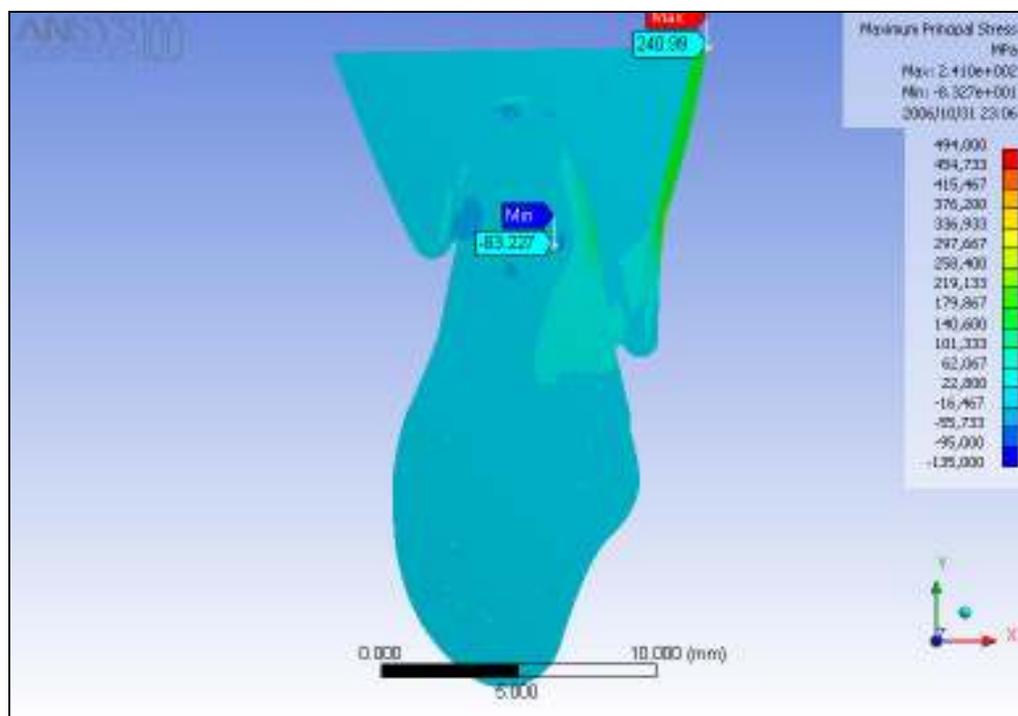
### 6.1.2 Tensões principais máximas

Nas figuras a seguir (**Figuras 18 a 21**), podemos observar a distribuição das tensões principais máximas. As tensões máximas (positivas ou trativas) ocorreram do lado palatino dos modelos, enquanto que as mínimas (negativas ou compressivas) se apresentaram, exceto no modelo B, no lado vestibular.

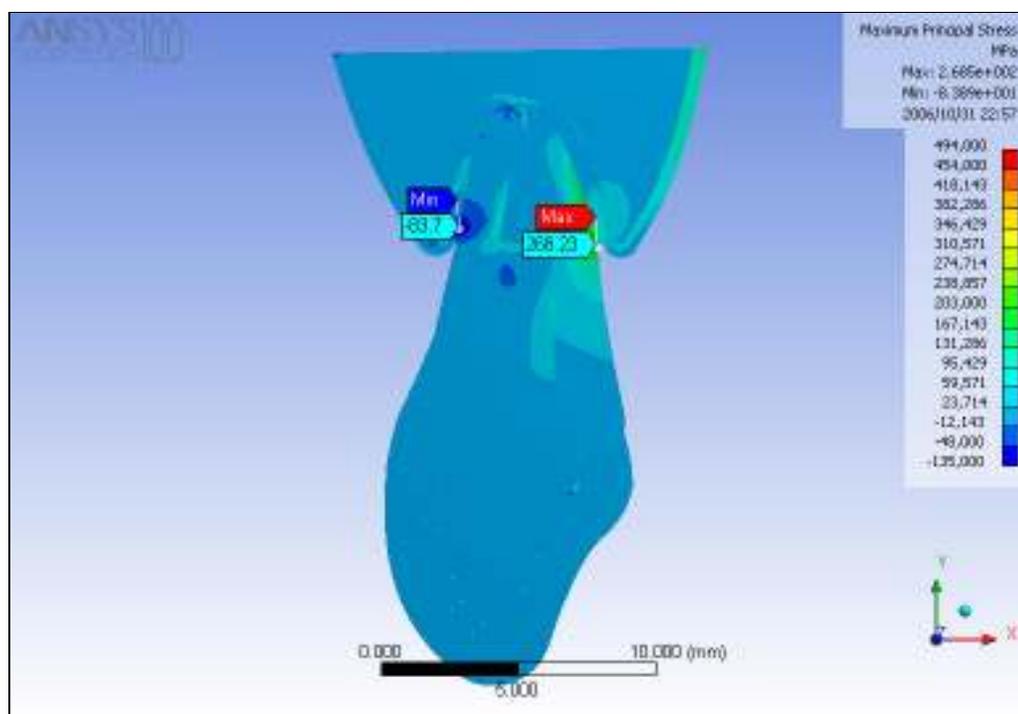
Com a perda gradativa do suporte ósseo alveolar podemos observar o aumento gradativo das tensões, tanto as máximas quanto as mínimas, e a migração destas tensões para a região da dentina já a partir do modelo B. Estas tensões, na dentina, também estão localizadas à nível da extremidade apical do pino intra-radicular e também estão relacionadas ao posicionamento ou altura da crista óssea alveolar.



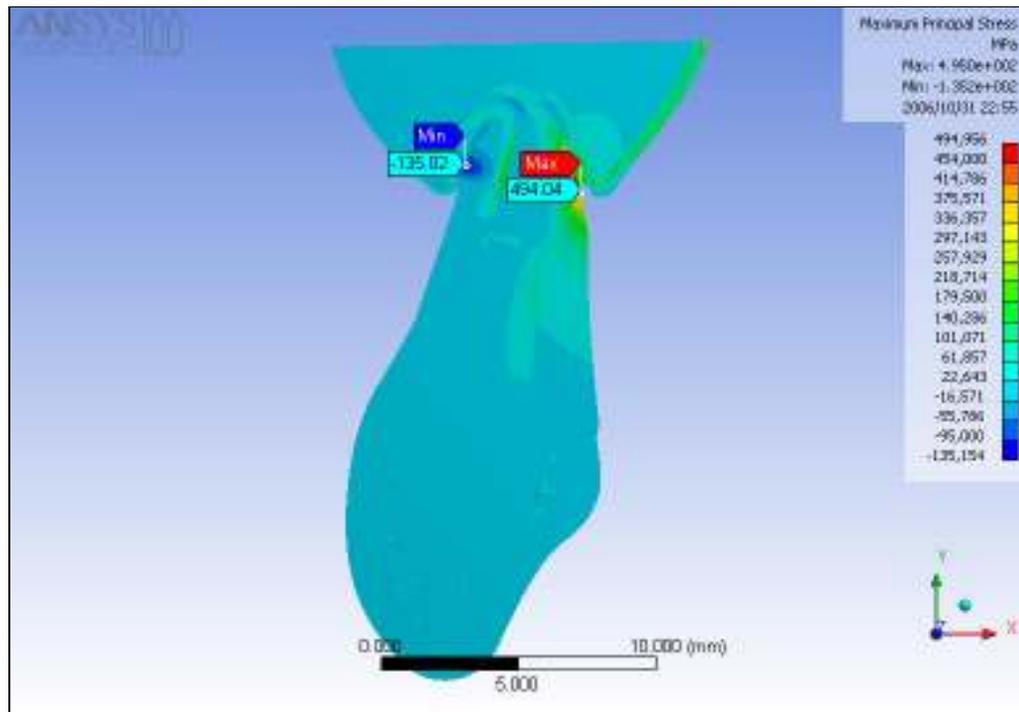
**Figura 18-** Tensões principais máximas (modelo total A e carregamento à 45°).



**Figura 19-** Tensões principais máximas (modelo total B e carregamento à  $45^{\circ}$ ).



**Figura 20-** Tensões principais máximas (modelo total C e carregamento à  $45^{\circ}$ ).



**Figura 21-** Tensões principais máximas (modelo total D e carregamento à  $45^{\circ}$ ).

### 6.1.3 Deformações elásticas principais máximas

De acordo com a explicação dada para a **Tabela 12**, as **Figuras 22 a 25** mostram claramente o aumento considerável da deformação elástica principal máxima, com a perda gradativa do osso alveolar, apenas no ligamento periodontal. Este aumento é melhor elucidado, pelas figuras, na região do ligamento periodontal porque este possui um módulo de elasticidade muito inferior ao do restante dos componentes do modelo.

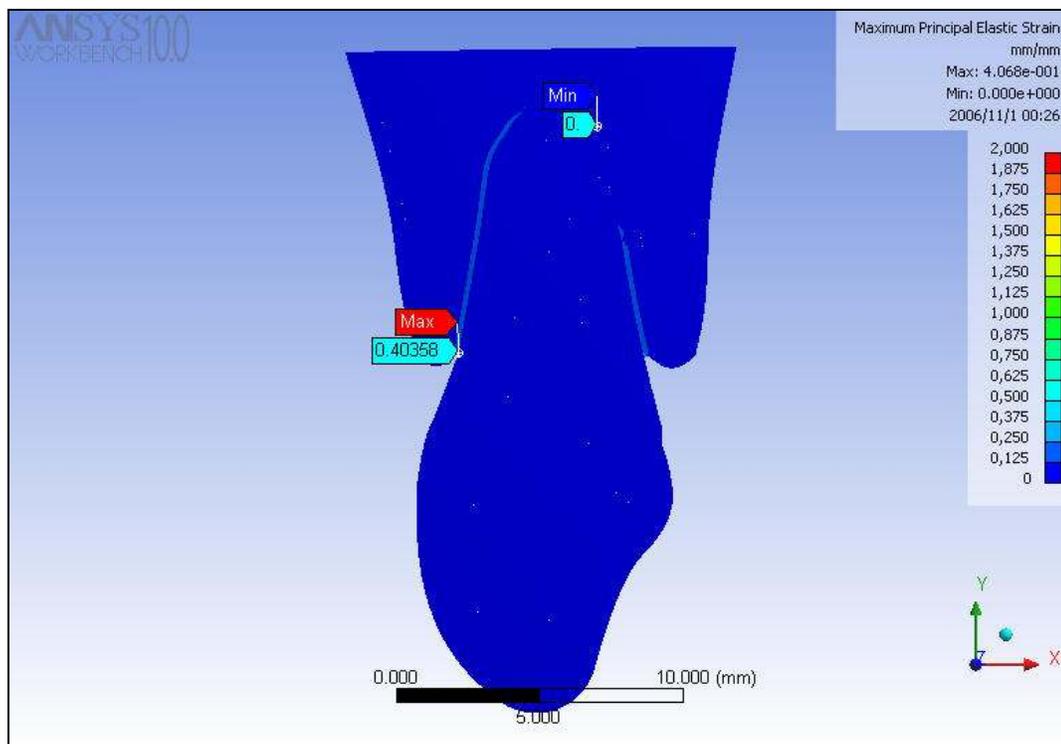


Figura 22- Deformação elástica principal máxima (modelo total A e carregamento à  $45^{\circ}$ ).

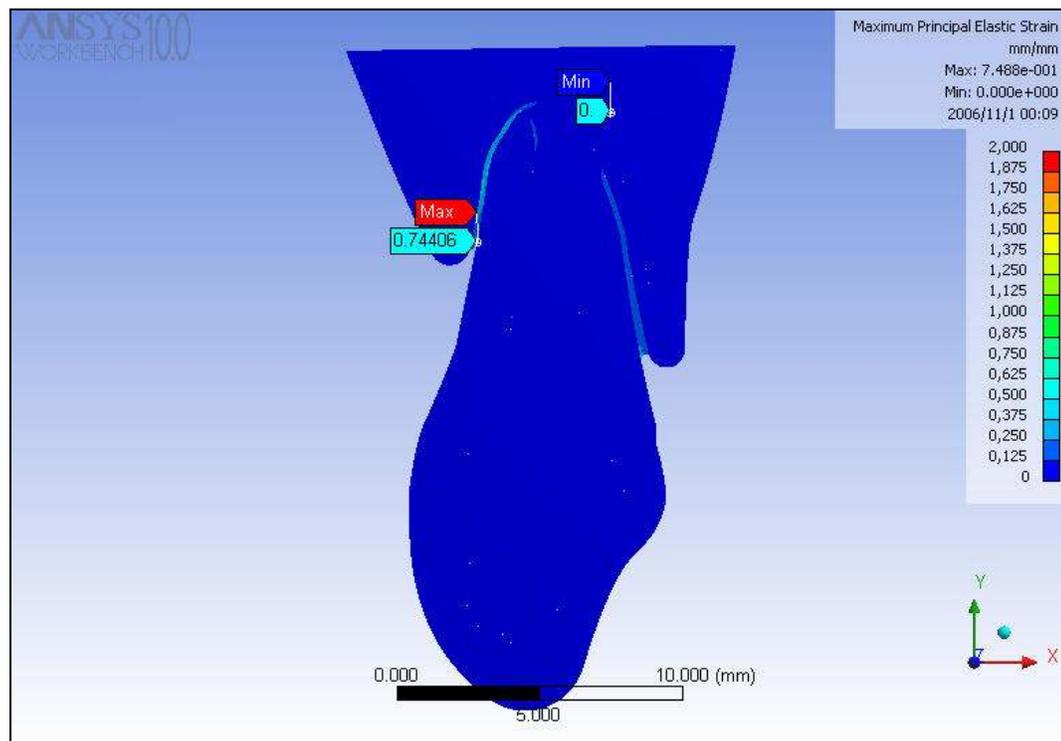


Figura 23 - Deformação elástica principal máxima (modelo total B e carregamento à  $45^{\circ}$ ).

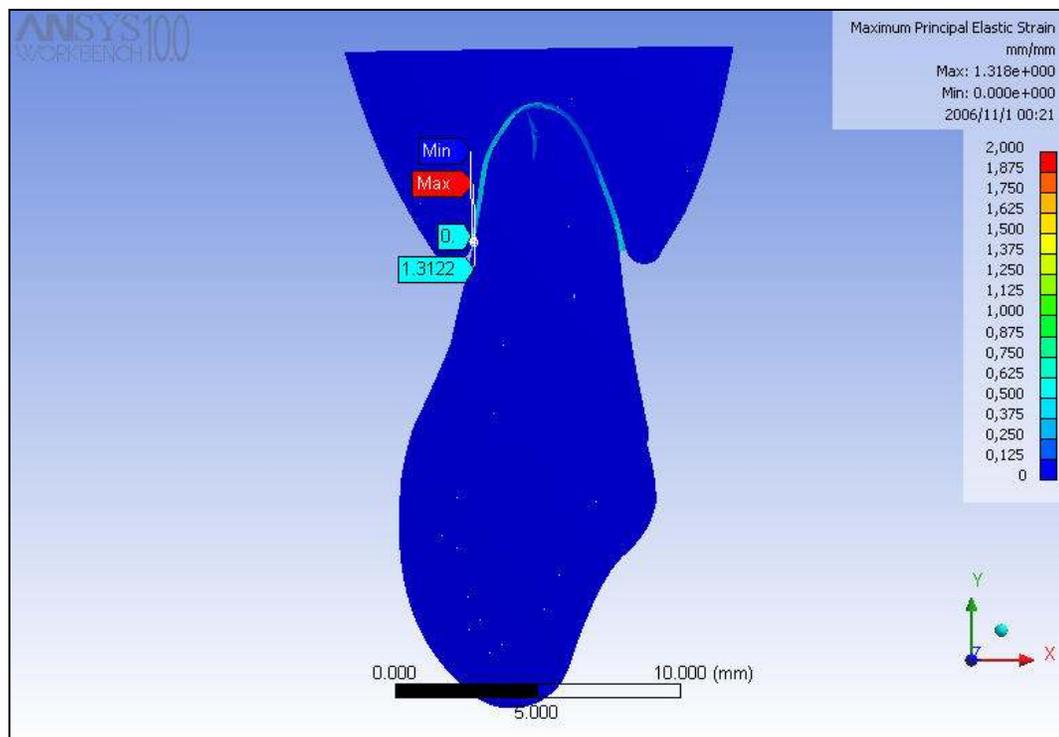


Figura 24 - Deformação elástica principal máxima (modelo total C e carregamento à  $45^{\circ}$ ).

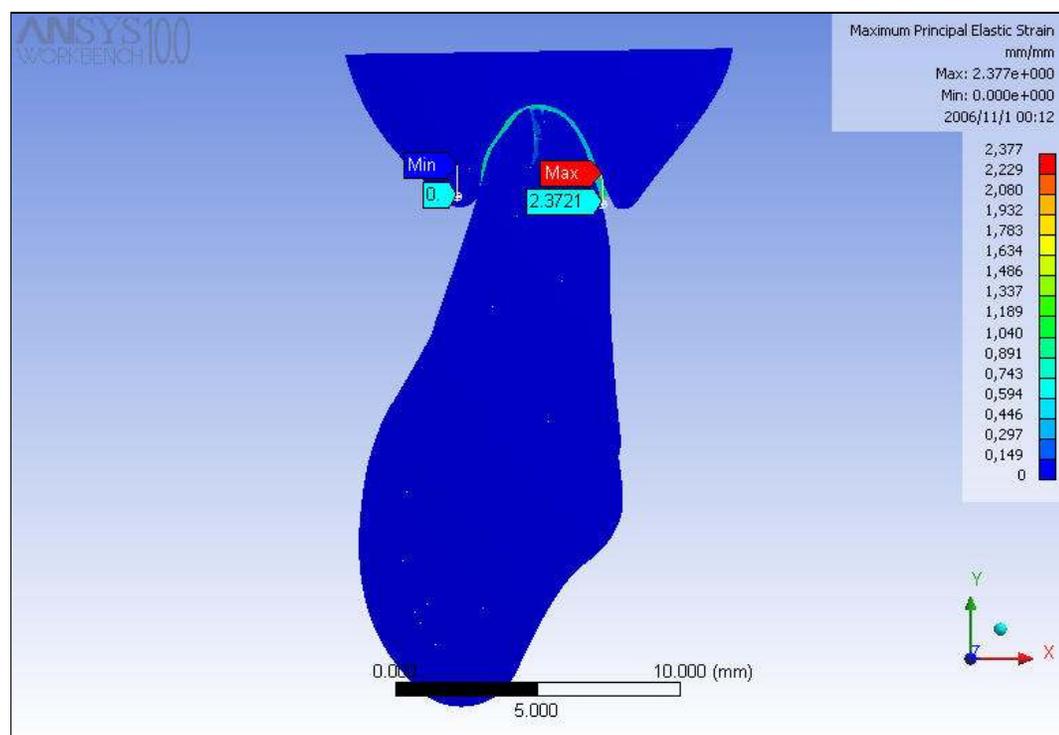


Figura 25 - Deformação elástica principal máxima (modelo total D e carregamento à  $45^{\circ}$ ).

## 6.2 MODELOS COMPLETOS COM CARREGAMENTO À 180<sup>0</sup>

**Tabela 13** – Resumo dos resultados obtidos com os modelos completos (carregamento à 180<sup>0</sup>).

	MODELO A		MODELO B		MODELO C		MODELO D	
	Máximo	Mínimo	Máximo	Mínimo	Máximo	Mínimo	Máximo	Mínimo
<b>Tensões de von-Mises (MPa)</b>	132,05	8,563 e-004	151,91	1,30 e-003	145,86	1,34 e-003	219,86	2,072 e-003
<b>Localização</b>	Núcleo fundido	Guta-percha						
<b>Tensões principais máximas (MPa)</b>	67,07	-15,386	68,005	-19,703	65,904	-23,817	85,428	<b>-26,191</b>
<b>Localização</b>	Núcleo fundido	Lig. Perio.	Núcleo fundido	Lig. Perio.	Núcleo fundido	Lig. Perio.	Núcleo fundido	<b>Dentina</b>
<b>Deformação elástica principal máxima (mm/mm)</b>	0,124	1,693 e-007	0,135	0	0,208	0	0,393	0
<b>Localização</b>	Lig. Perio.	Osso cortical	Guta-percha	Osso cortical	Lig. Perio.	Osso cortical	Lig. Perio.	Osso cortical

Na tabela acima observamos um aumento considerável (67% no valor máximo e 141% no valor mínimo, do modelo A para o D) dos valores das tensões equivalentes de von-Mises. Podemos verificar também que não houve transferência de componente na localização destes valores.

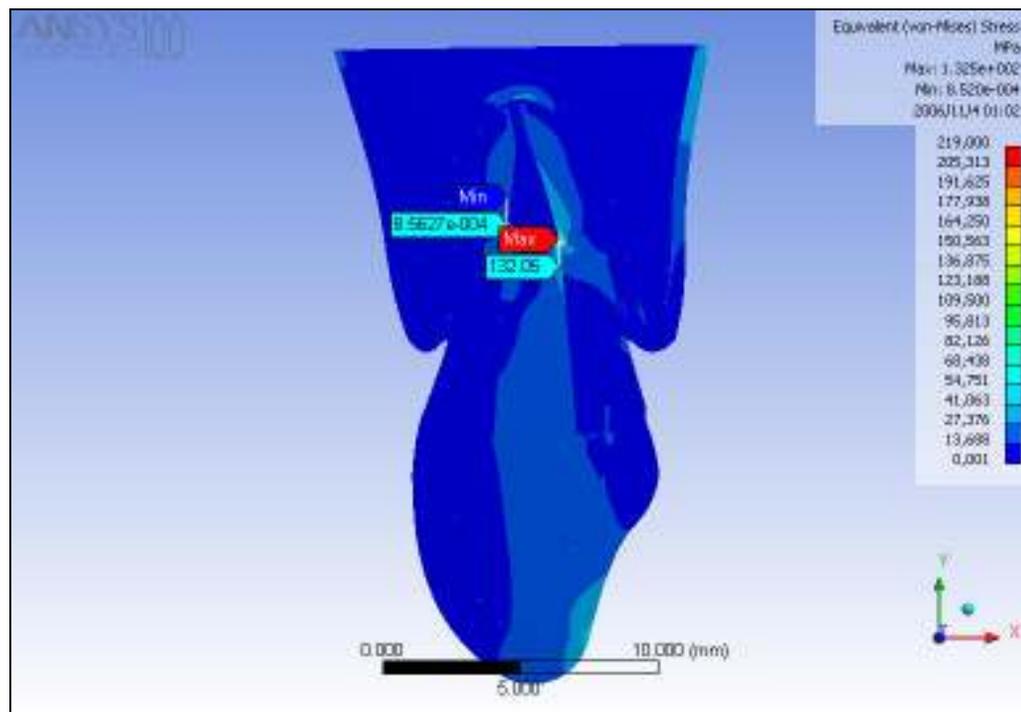
O mesmo acontece com as tensões principais máximas na qual podemos verificar um aumento de 27% para o valor máximo (tensão trativa) e de 71% para o valor mínimo (tensão compressiva). Observamos também a migração do valor máximo da tensão compressiva para a dentina no modelo D (valor em negrito).

A deformação elástica principal também apresenta um aumento considerável (217% no valor máximo, do modelo A para o D) e a localização do seu valor máximo, no ligamento periodontal, e mínimo, no osso cortical, está de acordo com as propriedades físicas destes componentes.

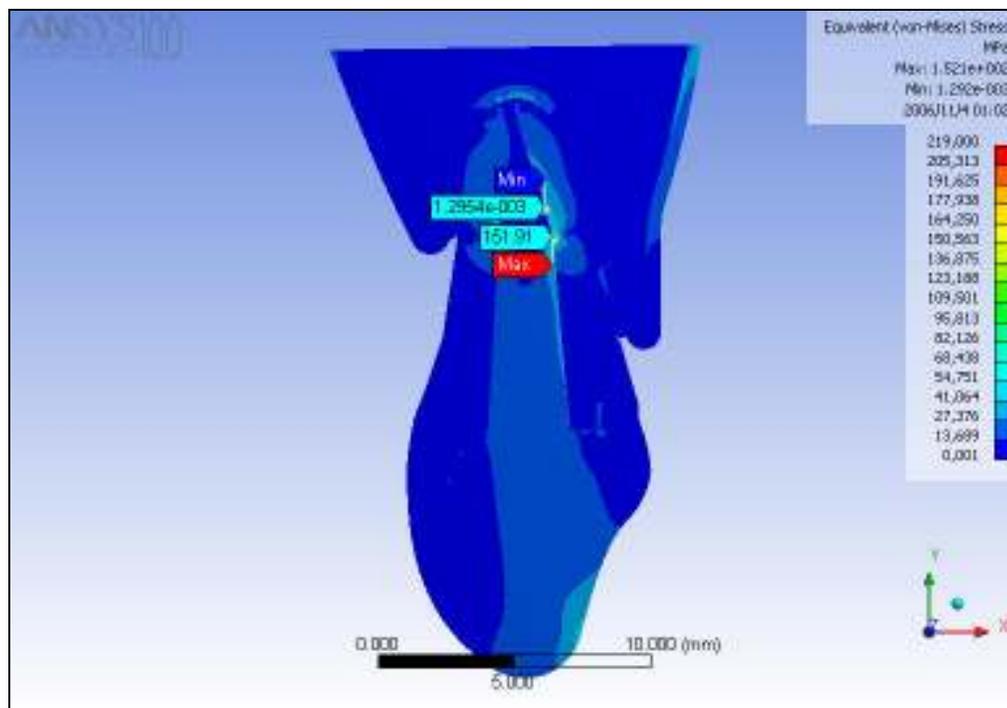
### 6.2.1 Tensões equivalentes de von-Mises

Nas **Figuras 26 a 29**, podemos observar que a distribuição das tensões ocorreu de forma semelhante nos quatro modelos, apresentando seus valores máximos no núcleo fundido e mínimo na guta-percha, apesar do aumento em seus valores.

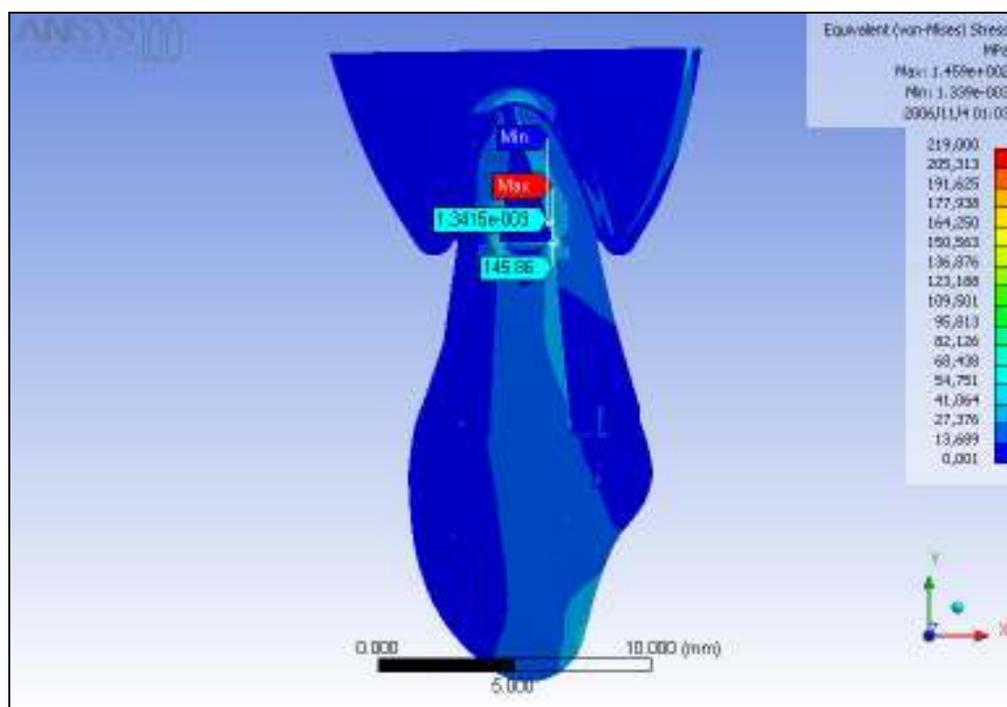
Com a perda gradativa do suporte ósseo alveolar podemos observar o aumento gradativo das tensões na dentina à nível da extremidade apical do pino intra-radicular. Diferente do modelo completo com carregamento à  $45^{\circ}$ , o componente dentinário não incorporou as maiores tensões geradas neste ensaio.



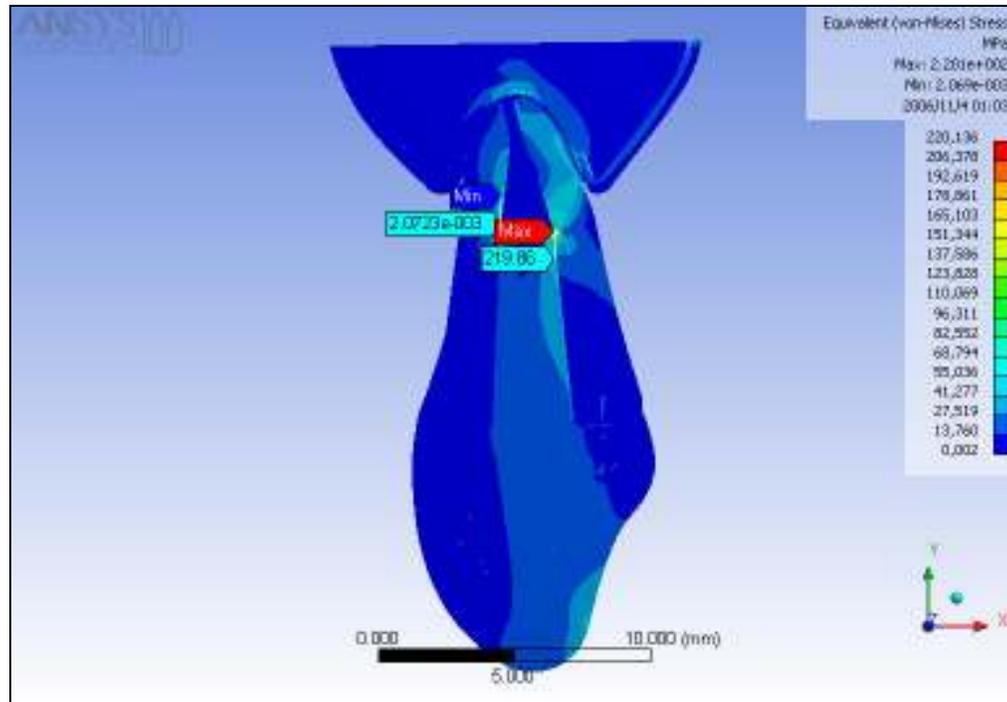
**Figura 26** - Tensões equivalentes de von-Mises (modelo total A e carregamento à  $180^{\circ}$ ).



**Figura 27** - Tensões equivalentes de von-Mises (modelo total B e carregamento à  $180^\circ$ ).



**Figura 28** - Tensões equivalentes de von-Mises (modelo total C e carregamento à  $180^\circ$ ).



**Figura 29** - Tensões equivalentes de von-Mises (modelo total D e carregamento à 180°).

## 6.2.2 Tensões principais máximas

As **Figuras 30 a 33** apresentam a distribuição das tensões principais máximas. Essa distribuição também se dá de forma muito parecida para os quatro modelos. As tensões máximas (positivas ou trativas) ocorreram na extremidade apical do pino intra-radicular, enquanto que as mínimas (negativas ou compressivas) se apresentaram no ligamento periodontal. A única exceção para a tensão mínima se deu no modelo D no qual esta migrou para o componente dentinário.

Com a perda gradativa do suporte ósseo alveolar podemos observar o aumento gradativo das tensões, tanto as máximas quanto as mínimas. As tensões na dentina também aumentam gradativamente e estão localizadas à nível da extremidade apical do pino intra-radicular.

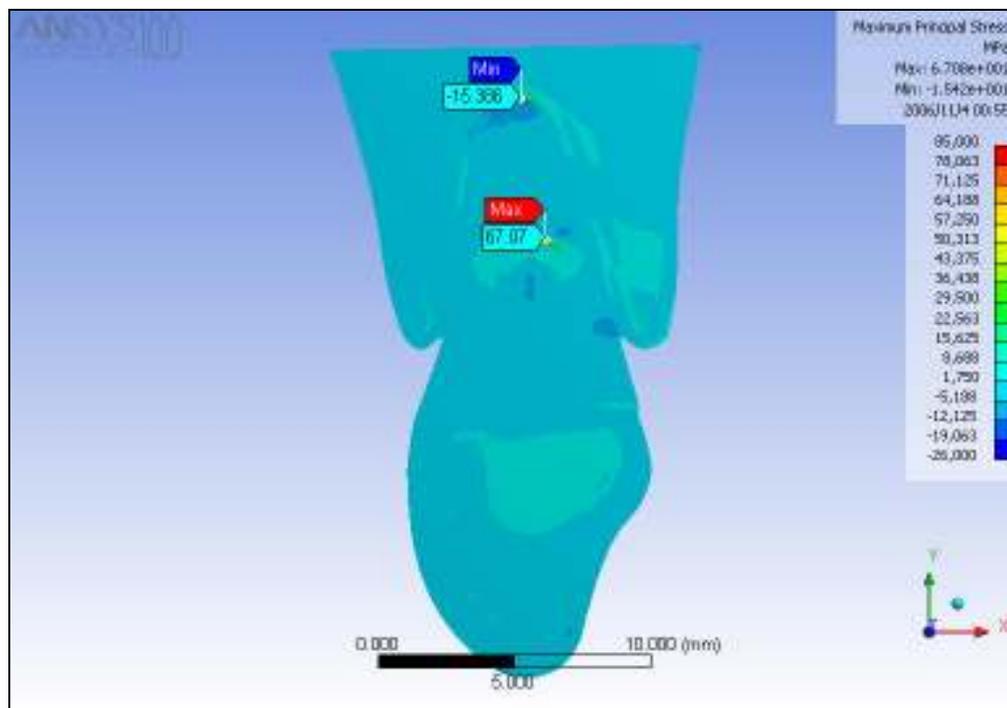


Figura 30 - Tensões principais máximas (modelo total A e carregamento à 180°).

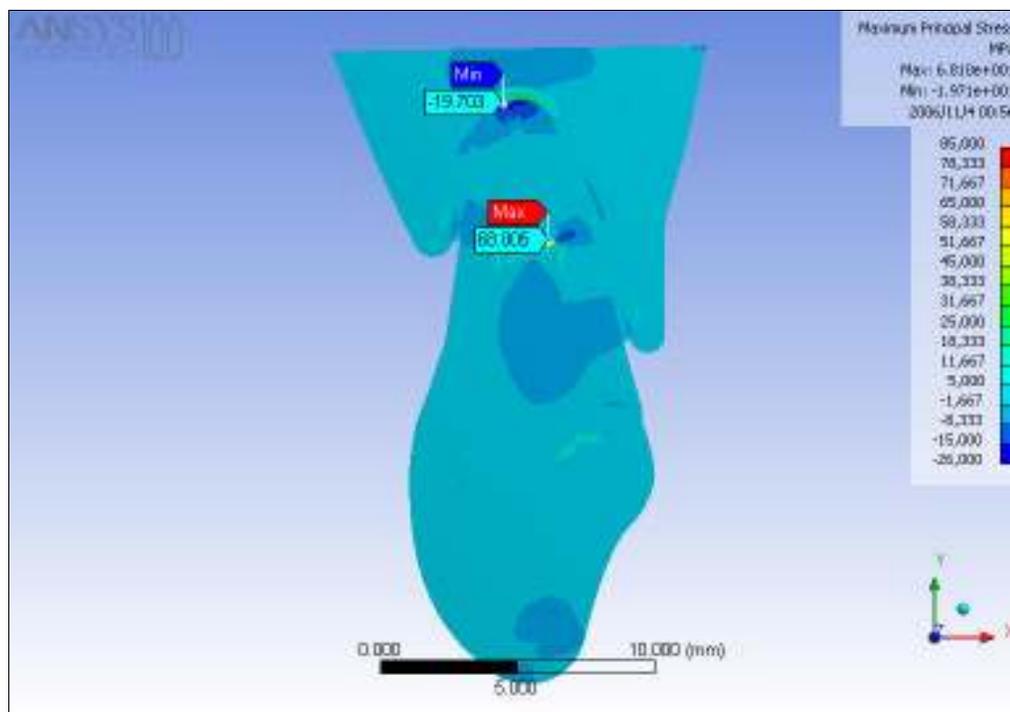


Figura 31 - Tensões principais máximas (modelo total B e carregamento à 180°).

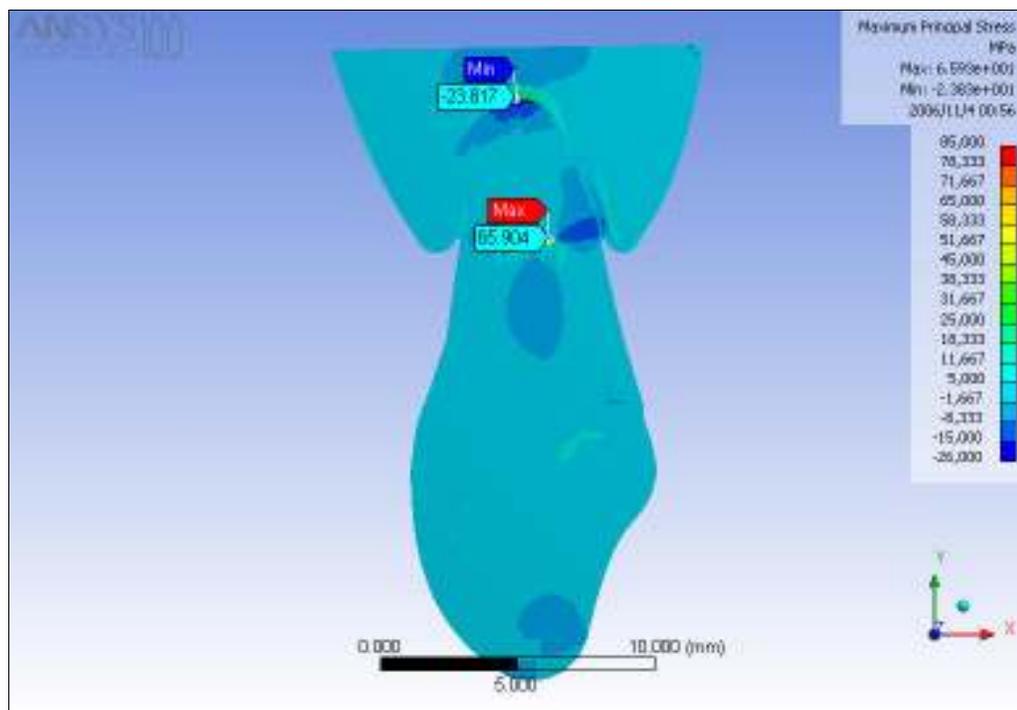


Figura 32 - Tensões principais máximas (modelo total C e carregamento à  $180^\circ$ ).

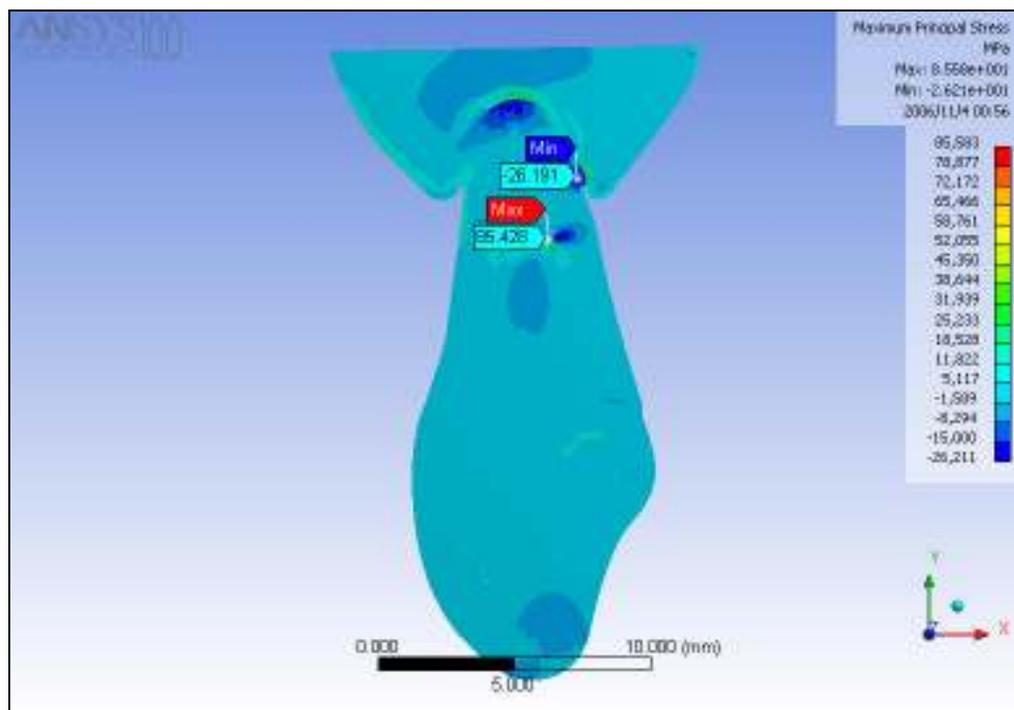
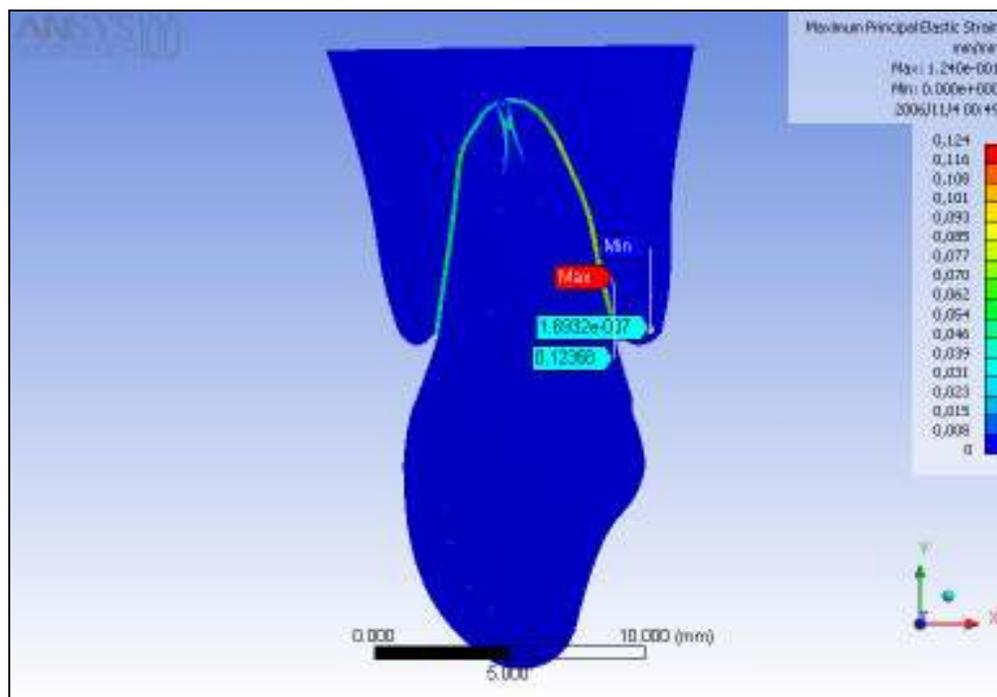


Figura 33 - Tensões principais máximas (modelo total D e carregamento à  $180^\circ$ ).

### 6.2.3 Deformações elásticas principais máximas

De acordo com a explicação dada para a **Tabela 12**, as **Figuras 34 a 37** mostram claramente o aumento considerável da deformação elástica principal máxima, com a perda gradativa do osso alveolar, apenas no ligamento periodontal. De maneira semelhante aos modelos completos com carregamento á  $45^{\circ}$ , este aumento é melhor elucidado, pelas figuras, na região do ligamento periodontal porque este possui um módulo de elasticidade muito inferior ao do restante dos componentes do modelo.



**Figura 34** - Deformação elástica principal máxima (modelo total A e carregamento á  $180^{\circ}$ ).

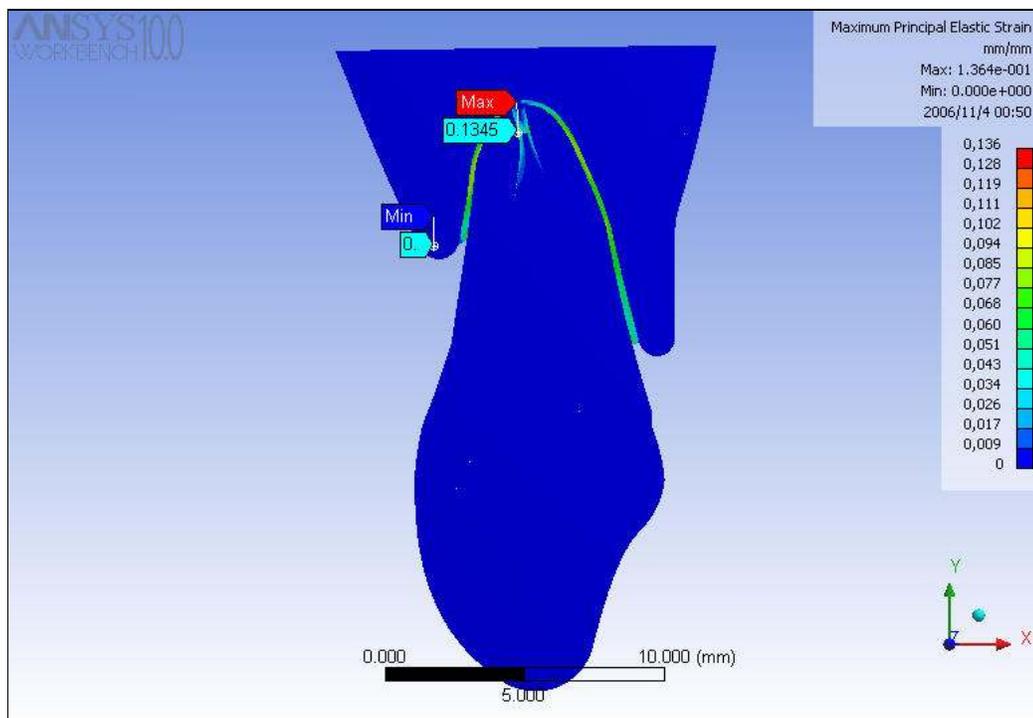


Figura 35 - Deformação elástica principal máxima (modelo total B e carregamento à  $180^\circ$ ).

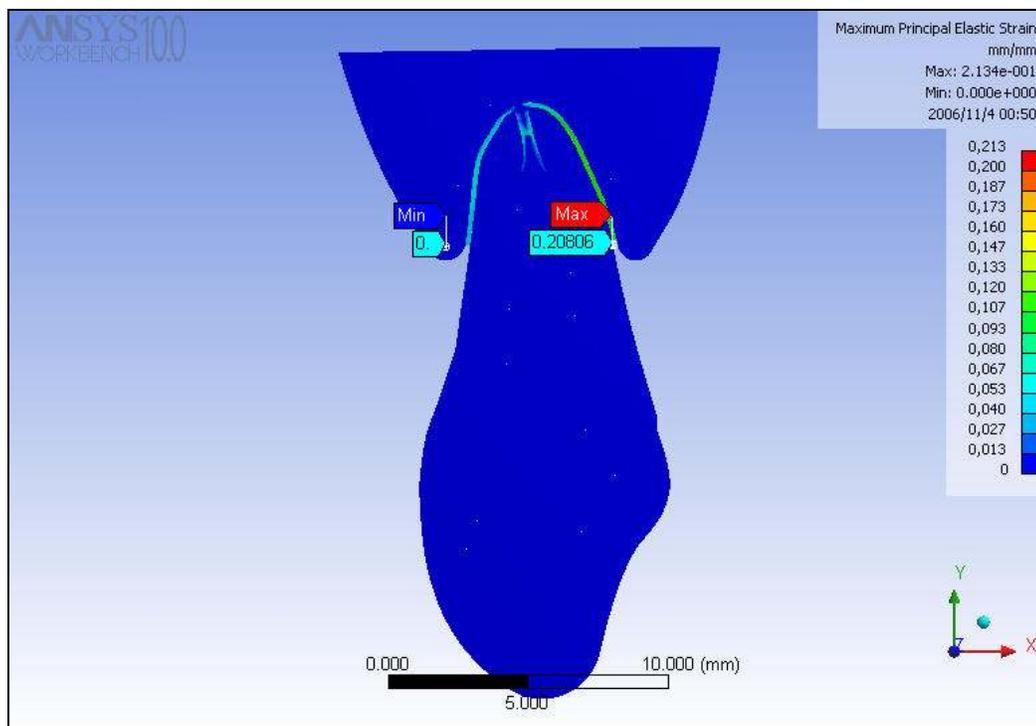


Figura 36 - Deformação elástica principal máxima (modelo total C e carregamento à  $180^\circ$ ).

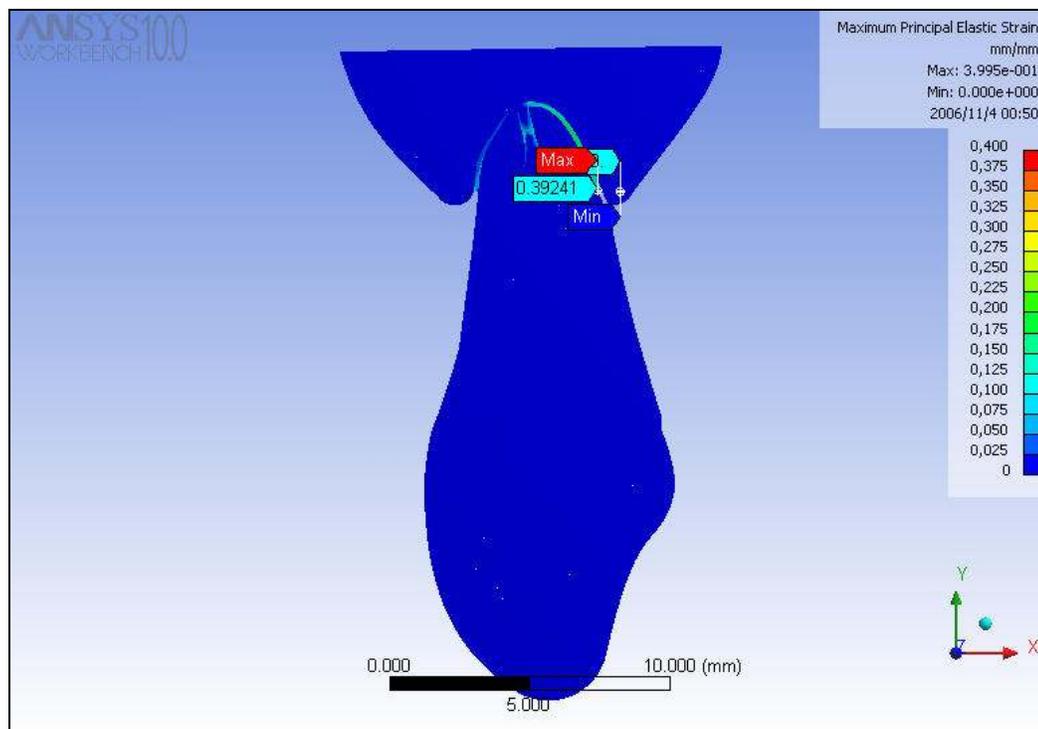


Figura 37 - Deformação elástica principal máxima (modelo total D e carregamento à 180°).

### 6.3 MODELOS DENTINÁRIOS COM CARREGAMENTO À 45°

Tabela 14 – Resumo dos resultados obtidos com os modelos dentinários (carregamento à 45°).

	MODELO A		MODELO B		MODELO C		MODELO D	
	Máximo	Mínimo	Máximo	Mínimo	Máximo	Mínimo	Máximo	Mínimo
Tensões de von-Mises (MPa)	58,009	0,633	171,71	0,884	240,29	<b>0,398</b>	<b>432,13</b>	4,23
Tensões principais máximas (MPa)	48,979	-30,501	130,48	-83,227	268,23	-83,7	<b>494,04</b>	<b>-135,02</b>
Deformação elástica principal máxima (mm/mm)	2,33 e-003	<b>8,47 e-008</b>	6,23 e-003	0	1,21 e-002	4,81 e-006	<b>2,21 e-002</b>	2,93 e-006

A tabela acima, que representa um resumo das tensões e deformações obtidas para os modelos dentinários com carregamento à 45°, evidencia um

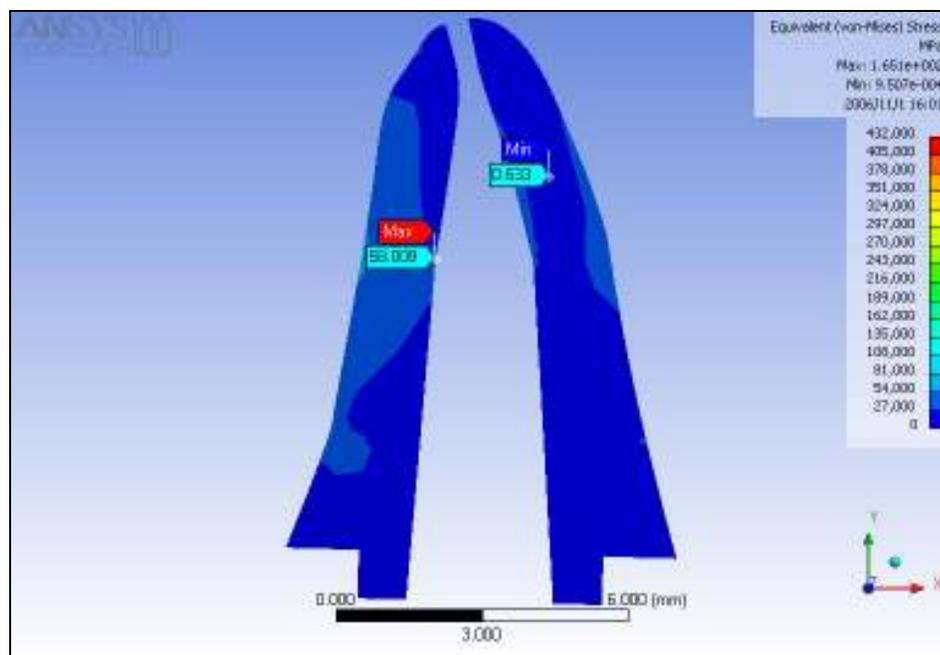
aumento considerável (644% no valor máximo e 960% no valor mínimo, do modelo A para o D) dos valores das tensões equivalentes de von-Mises (os valores máximos e mínimos estão em negrito).

O mesmo acontece com as tensões principais máximas na qual podemos verificar um aumento de 900% para o valor máximo (tensão positiva ou trativa) e de 343% para o valor mínimo (tensão negativa ou compressiva).

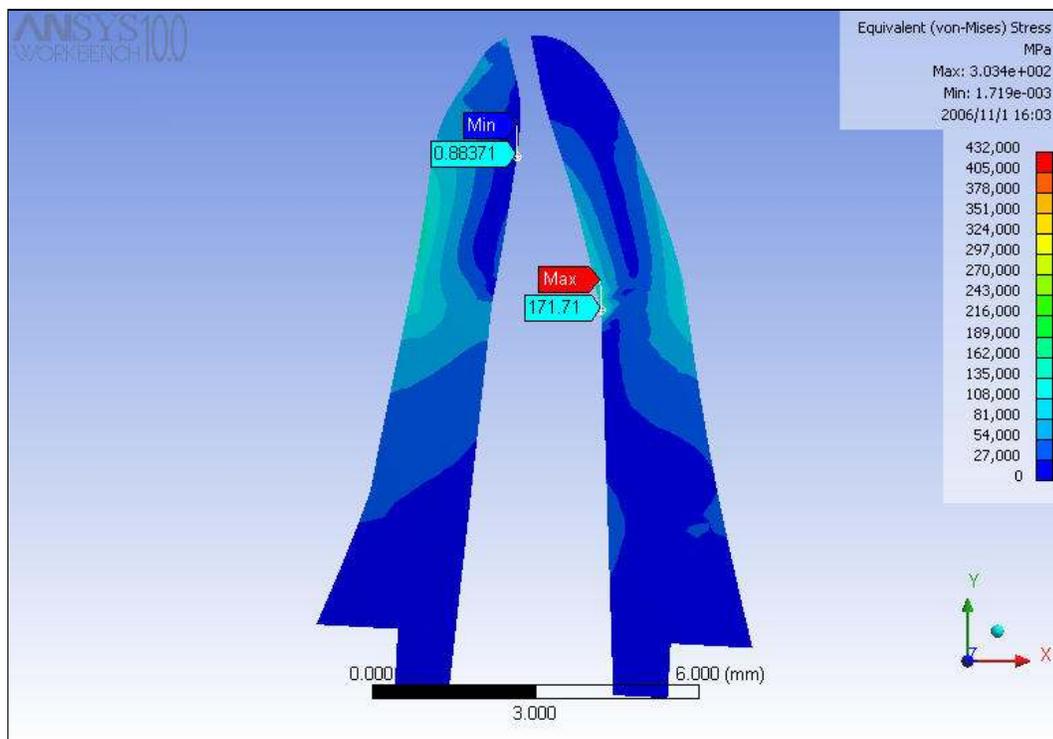
A deformação elástica principal apresenta um aumento muito pequeno. O alto módulo de elasticidade da dentina resulta em uma baixa deformação elástica.

### 6.3.1 Tensões equivalentes de von-Mises

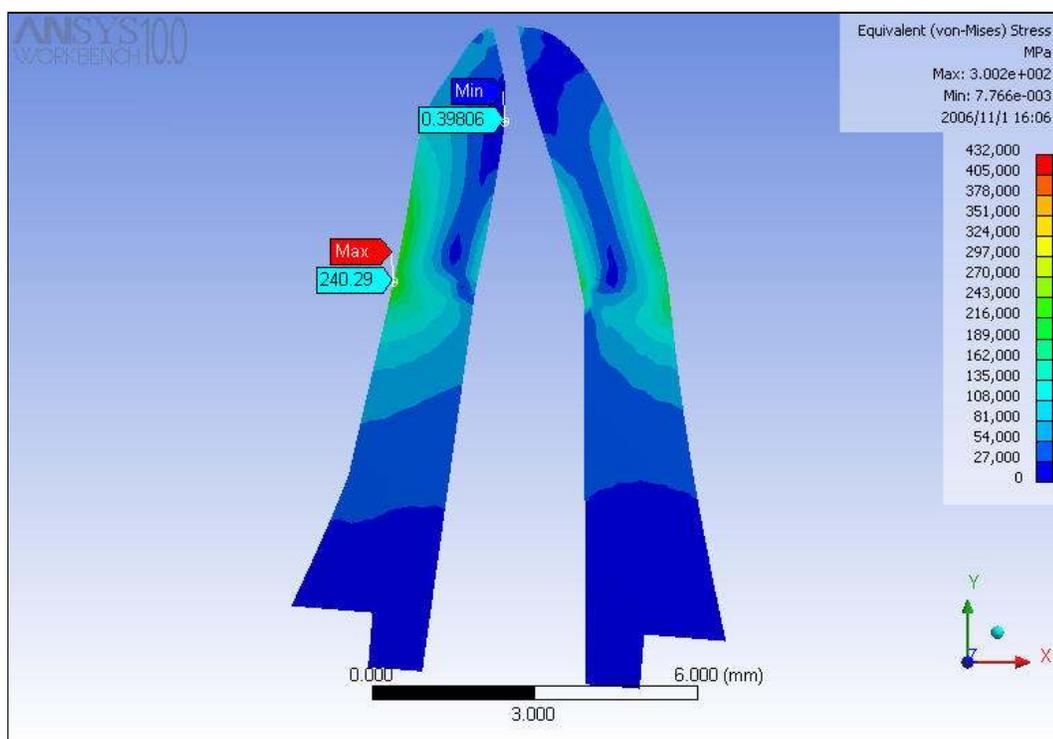
Nas figuras seguintes (**Figuras 38 a 41**), podemos observar a distribuição das tensões equivalentes de von-Mises na dentina, como também a localização das tensões máximas e mínimas. As tensões mais consideráveis, em todos os modelos, se localizaram à nível da extremidade apical do pino intra-radicular e com a perda gradual do osso alveolar as tensões máximas migraram para a dentina periférica.



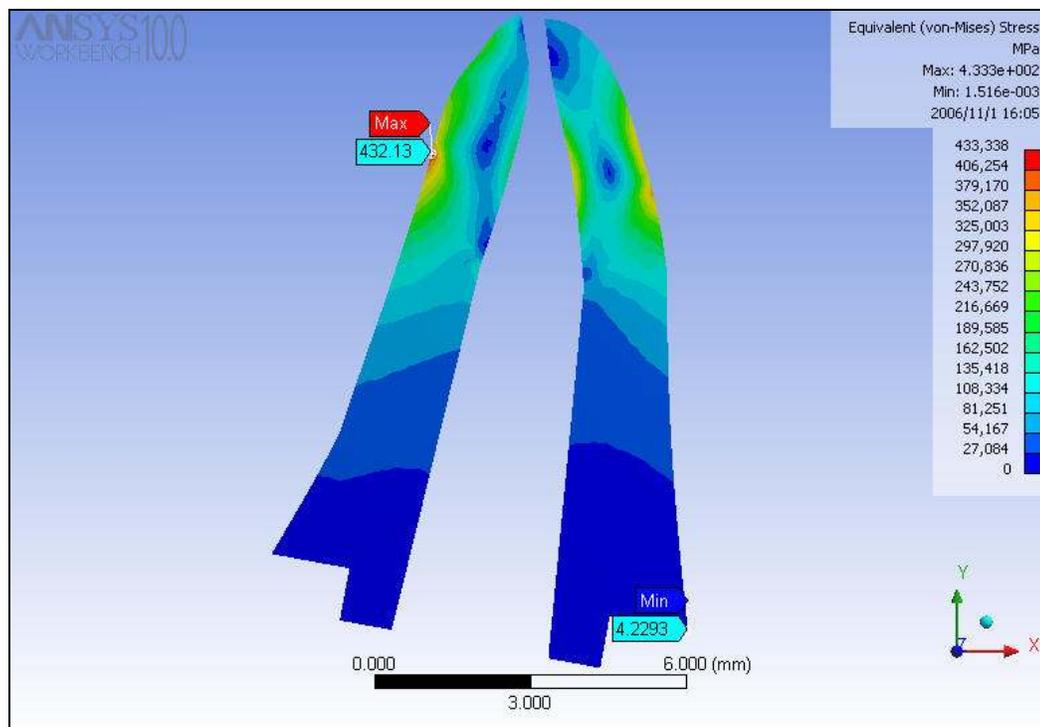
**Figura 38-**Tensões equivalentes de von-Mises (modelo dentinário A e carregamento à  $45^{\circ}$ ).



**Figura 39-**Tensões equivalentes de von-Mises (modelo dentinário B e carregamento à  $45^{\circ}$ ).



**Figura 40-**Tensões equivalentes de von-Mises (modelo dentinário C e carregamento à  $45^{\circ}$ ).



**Figura 41-**Tensões equivalentes de von-Mises (modelo dentário D e carregamento à 45°).

### 6.3.2 Tensões principais máximas

As tensões principais máximas, assim como as tensões equivalentes de von-Mises, se distribuem ao longo da dentina à nível da extremidade apical do pino intraradicular, nos quatro modelos, porém também têm relação com o nível da altura óssea alveolar (**figuras 42 a 25**).

Os valores máximos (positivos ou trativos) se localizaram na dentina periférica apical palatina em todos os modelos, enquanto que o mínimo (negativo ou compressivo) inicialmente (modelo A) se posiciona na dentina vestibular e, com a perda do osso alveolar, migra para a dentina palatina interna apical (modelos B e C). No modelo D a tensão mínima se localiza na dentina periférica apical vestibular.

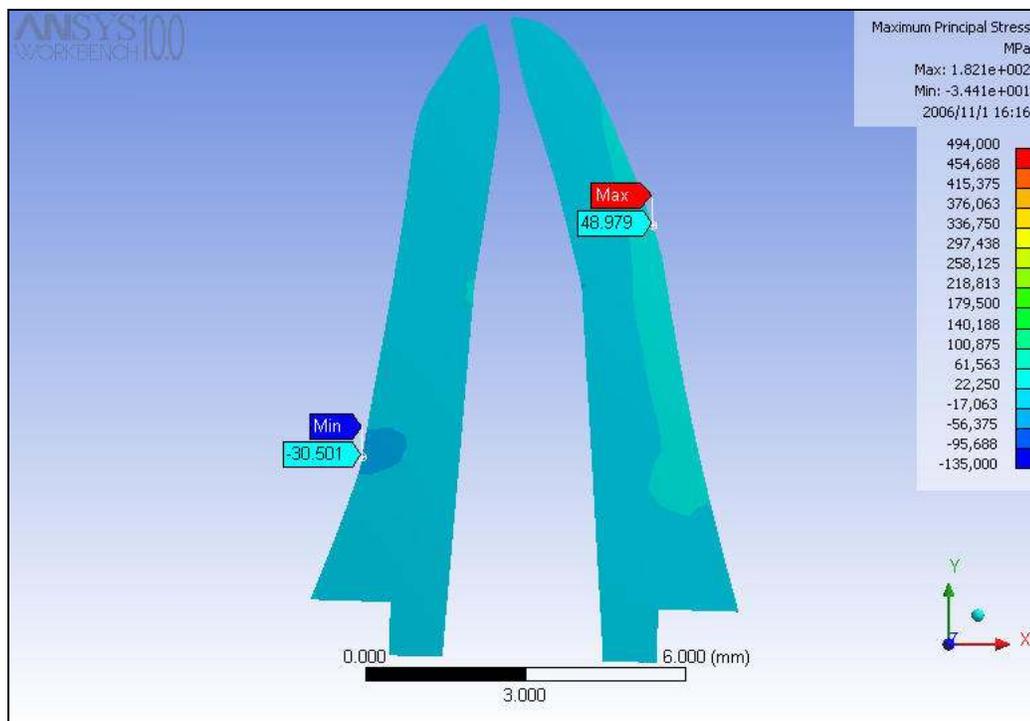


Figura 42- Tensões principais máximas (modelo dentinário A e carregamento à  $45^{\circ}$ ).

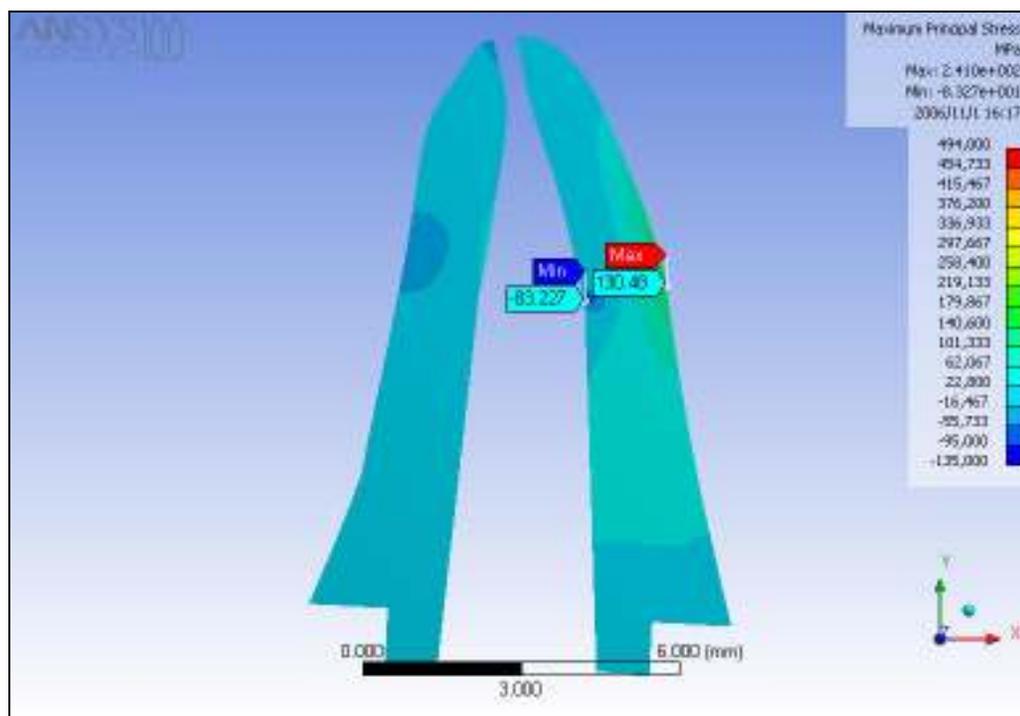
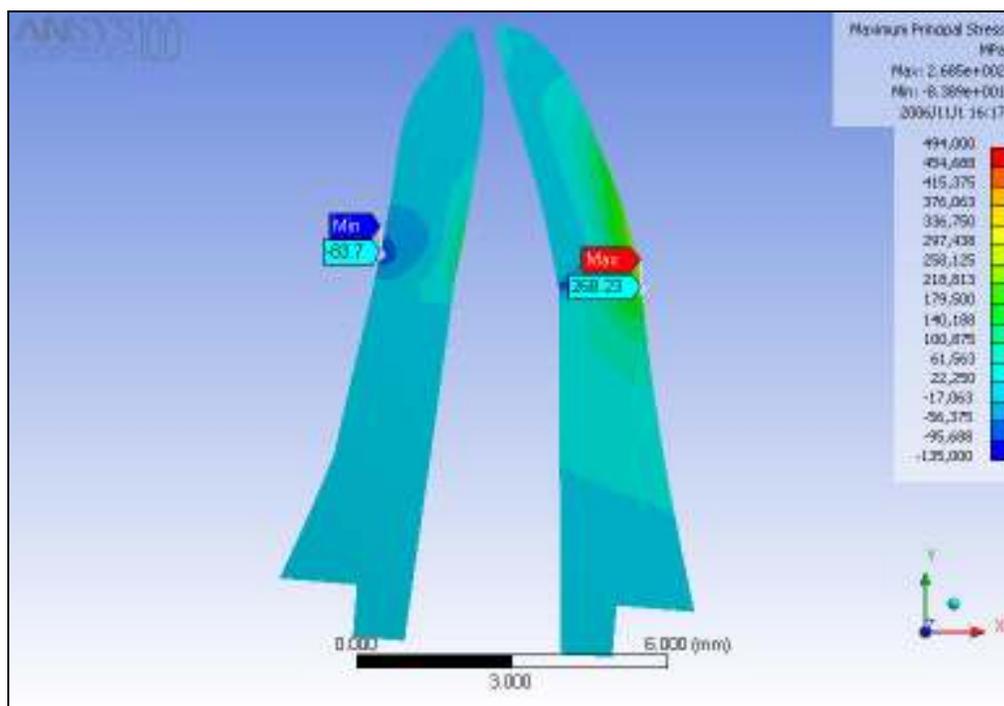
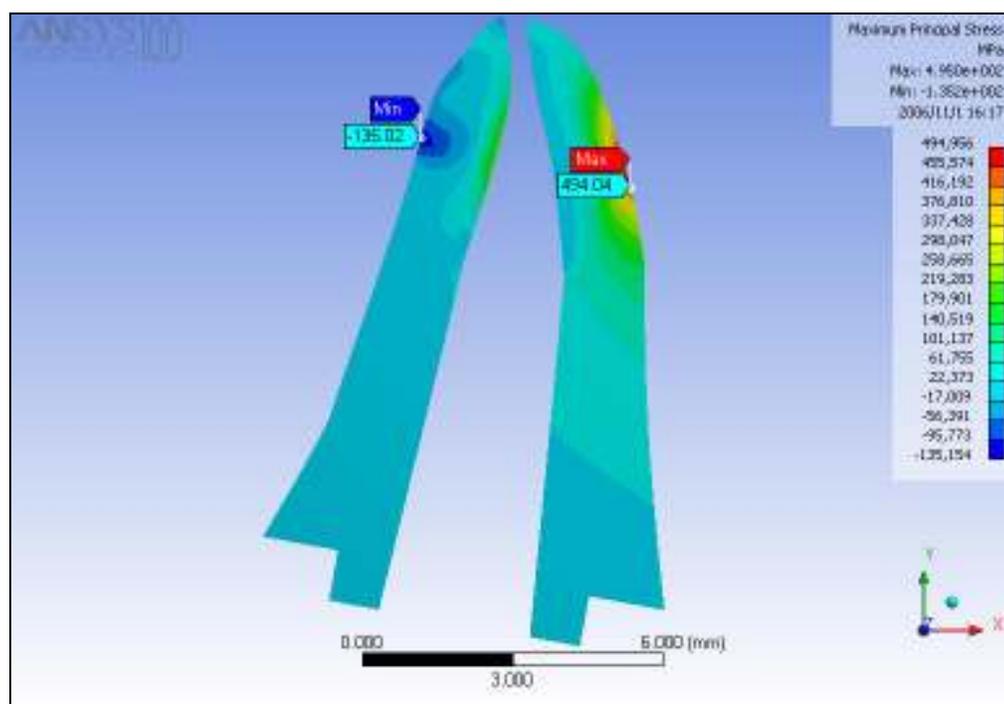


Figura 43- Tensões principais máximas (modelo dentinário B e carregamento à  $45^{\circ}$ ).



**Figura 44-** Tensões principais máximas (modelo dentinário C e carregamento à  $45^{\circ}$ ).



**Figura 45-** Tensões principais máximas (modelo dentinário D e carregamento à  $45^{\circ}$ ).

### 6.3.3 Deformações elásticas principais máximas

A deformação elástica principal apresenta (Figuras 46 a 49), como já dito anteriormente, um aumento muito pequeno. Este comportamento tem como explicação o alto módulo de elasticidade da dentina. Por este motivo o modelo dentinário possui uma baixa deformação elástica. Mesmo com essa característica podemos observar que, de acordo com a distribuição das tensões, os valores máximos se localizam à nível da extremidade apical do pino intra-radicular.

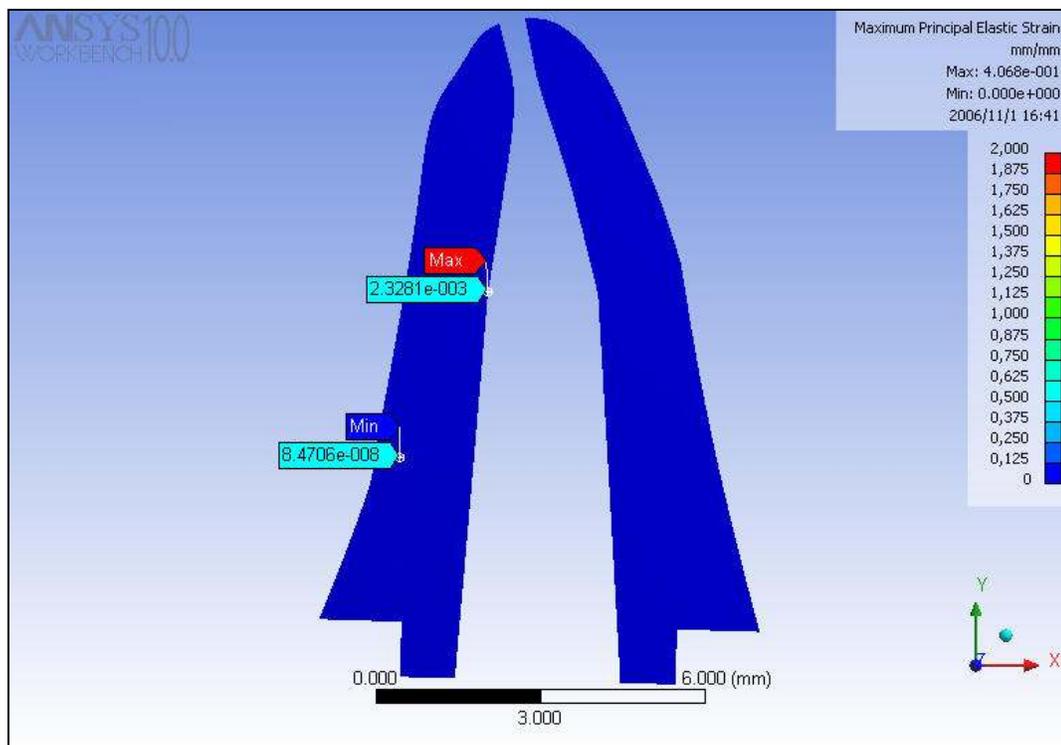


Figura 46 -Deformação elástica principal máxima (modelo dentinário A e carregamento à 45°).

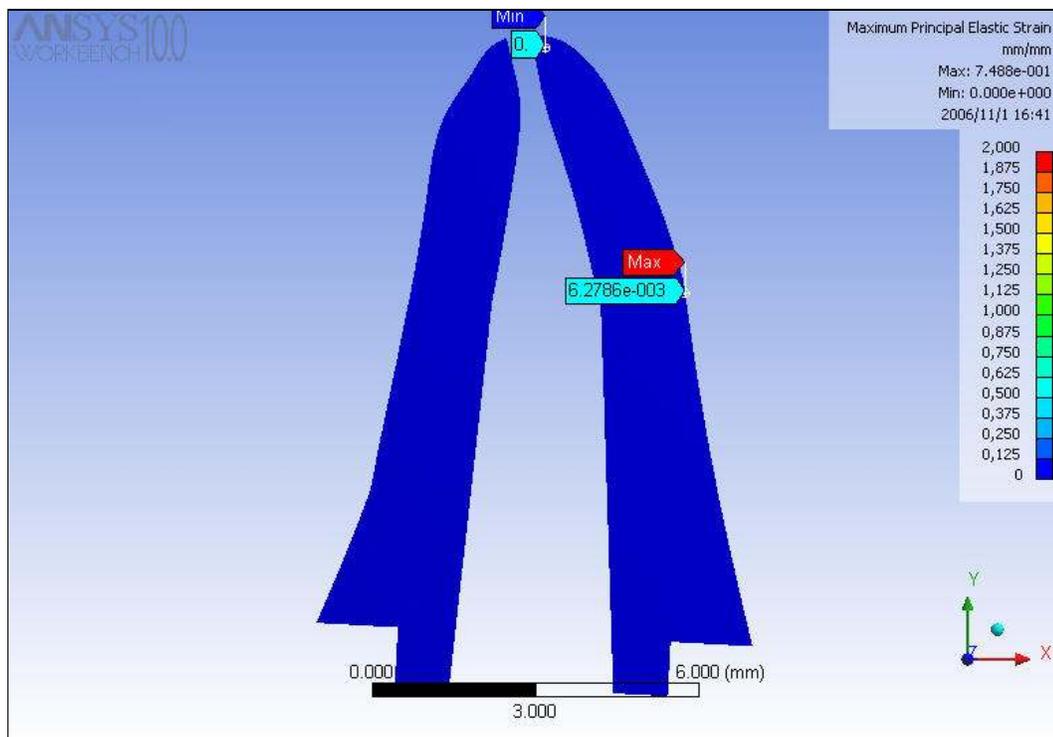


Figura 47 -Deformação elástica principal máxima (modelo dentinário B e carregamento à 45°).

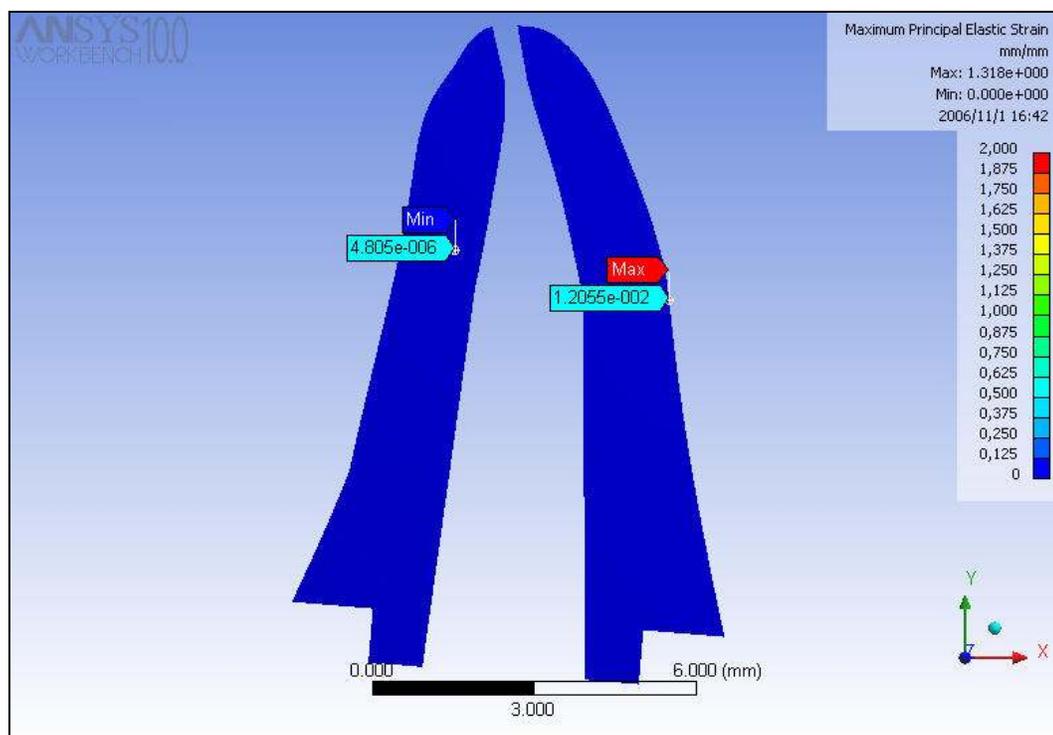


Figura 48 -Deformação elástica principal máxima (modelo dentinário C e carregamento à 45°).

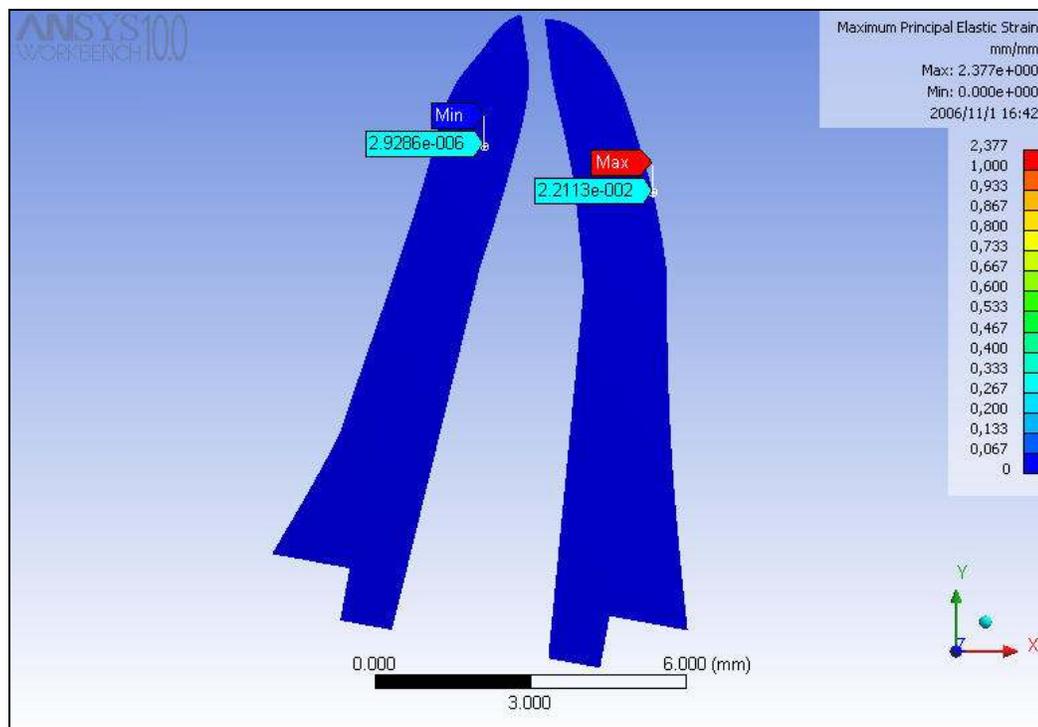


Figura 49 -Deformação elástica principal máxima (modelo dentinário D e carregamento à 45°).

#### 6.4 MODELOS DENTINÁRIOS COM CARREGAMENTO À 180°

Tabela 15 –Resumo dos resultados obtidos com os modelos dentinários (carregamento à 180°).

	MODELO A		MODELO B		MODELO C		MODELO D	
	Máximo	Mínimo	Máximo	Mínimo	Máximo	Mínimo	Máximo	Mínimo
Tensões de von-Mises (MPa)	83,245	1,654	91,781	1,5308	93.034	0,896	<b>142,37</b>	<b>0,719</b>
Tensões principais máximas (MPa)	21,13	-12,09	21,45	-14,71	18,53	-19,377	<b>24,70</b>	<b>-26,191</b>
Deformação elástica principal máxima (mm/mm)	2,14 e-003	7,24 e-009	1,94 e-003	2,26 e-006	2,10 e-003	7,41 e-008	<b>2,97 e-003</b>	<b>0</b>

A tabela acima, que representa um resumo das tensões e deformações obtidas para os modelos dentinários com carregamento à 180°, mostra um

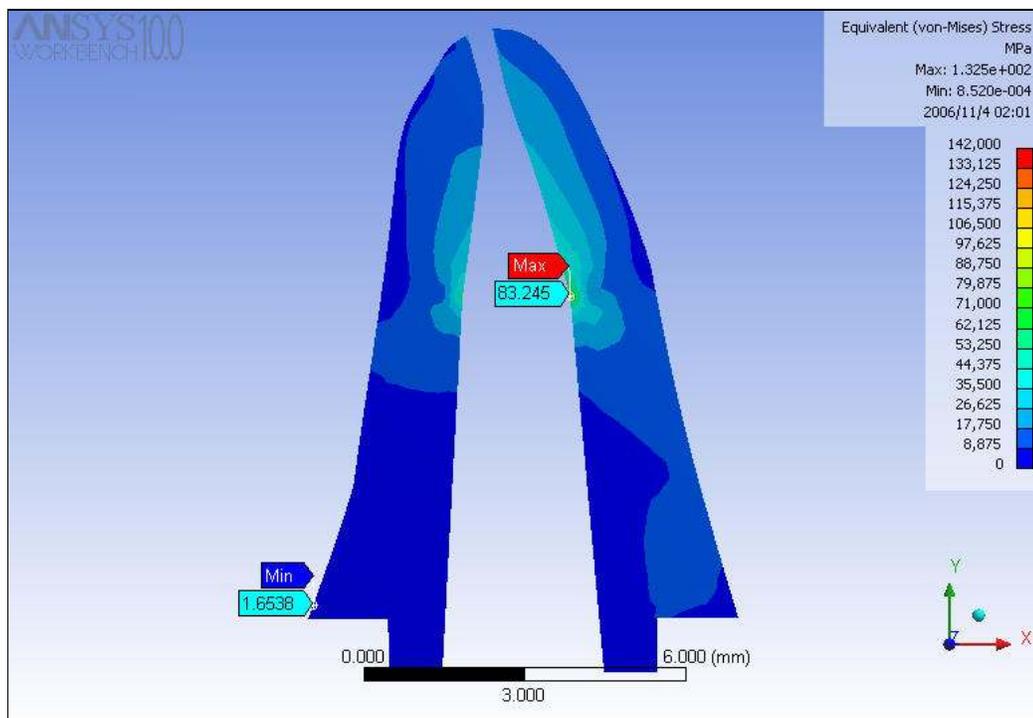
comportamento diferente daquele observado com o carregamento à 45<sup>0</sup>. O aumento dos valores máximos, das tensões equivalentes de von-Mises, é de 71% e a tensão mínima diminui o seu valor gradativamente do modelo A para o D (os valores máximos e mínimos estão em negrito).

Nas tensões principais máximas podemos verificar um aumento de apenas 17% para o valor máximo (tensão positiva ou trativa) e de 117% para o valor mínimo (tensão negativa ou compressiva).

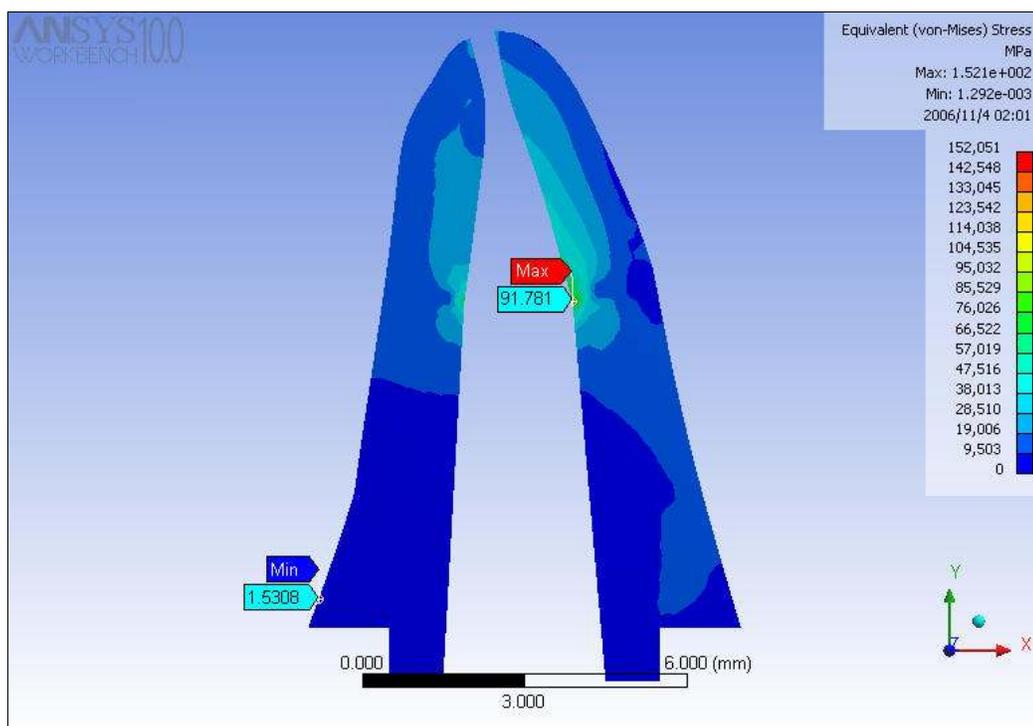
A deformação elástica principal, de forma semelhante ao carregamento à 45<sup>0</sup>, apresenta um aumento muito pequeno. O alto módulo de elasticidade da dentina resulta em uma baixa deformação elástica.

#### 6.4.1 Tensões equivalentes de von-Mises

Nas figuras seguintes (**Figuras 50 a 53**), podemos observar a distribuição das tensões equivalentes de von-Mises na dentina, como também a localização das tensões máximas e mínimas. As tensões máximas em todos os modelos se localizou na dentina interna palatina à nível da extremidade apical do pino intra-radicular. A mínima, com a perda gradual do osso alveolar, migrou da região cervical vestibular (modelos A e B) para a região apical vestibular (no modelo C) e, finalmente, para a dentina periférica palatina (modelo D). As duas últimas também à nível da extremidade apical do pino intra-radicular.



**Figura 50-** Tensões equivalentes de von-Mises (modelo dentinário A e carregamento à 180°).



**Figura 51-** Tensões equivalentes de von-Mises (modelo dentinário B e carregamento à 180°).

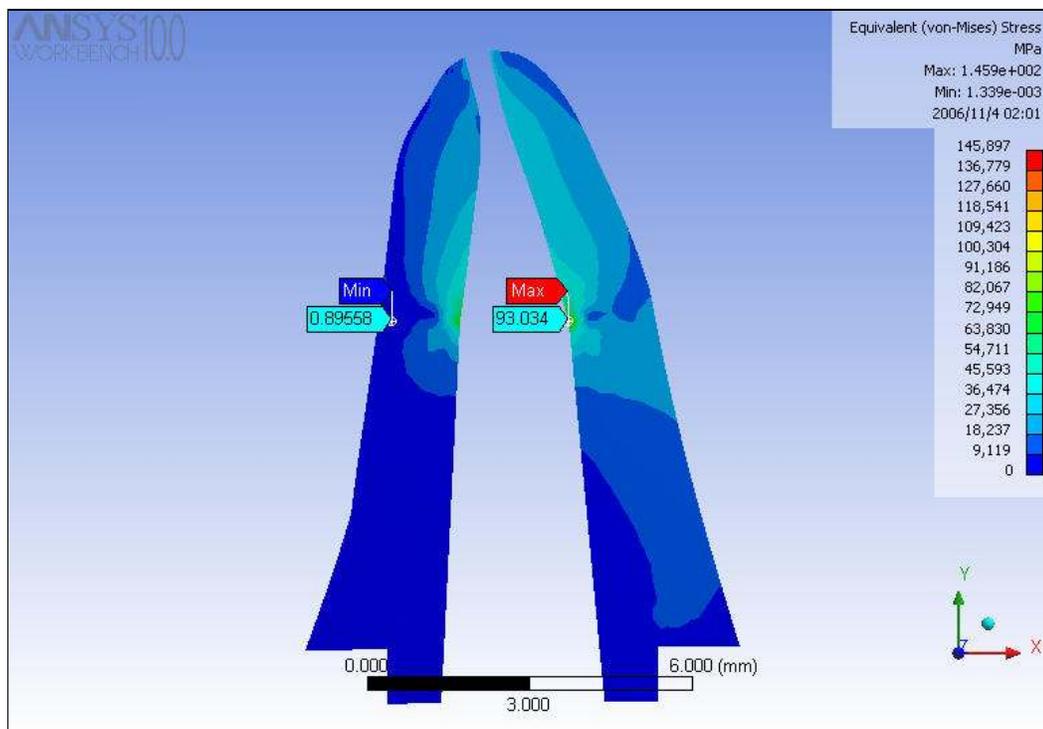


Figura 52- Tensões equivalentes de von-Mises (modelo dentinário C e carregamento à  $180^{\circ}$ ).

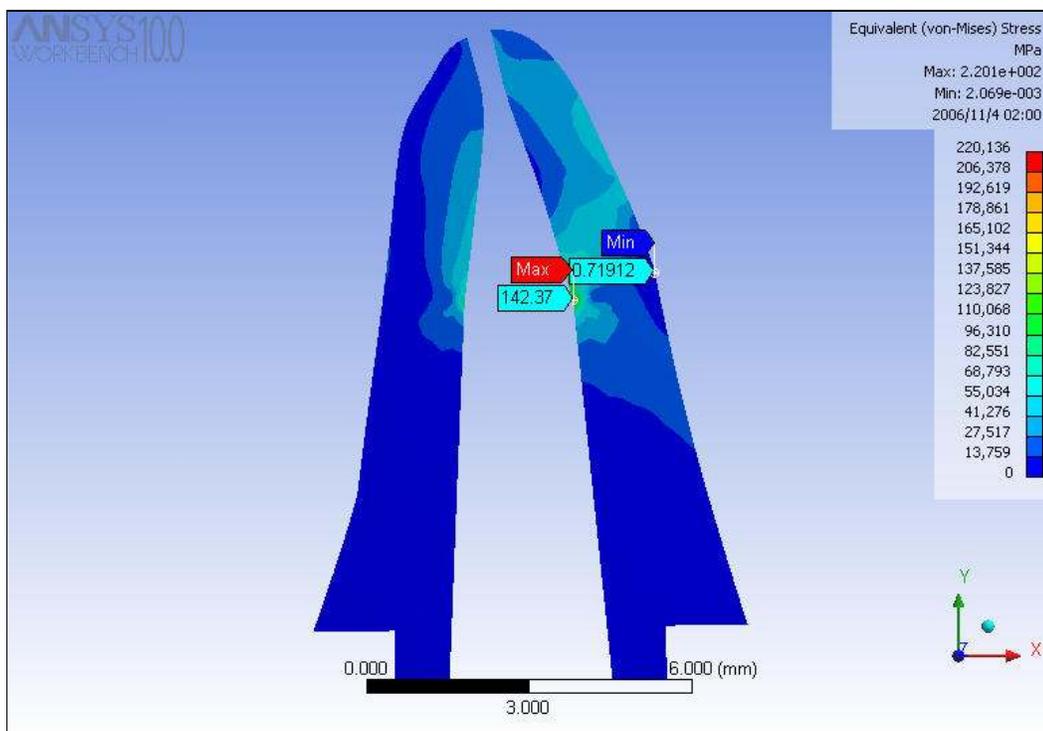
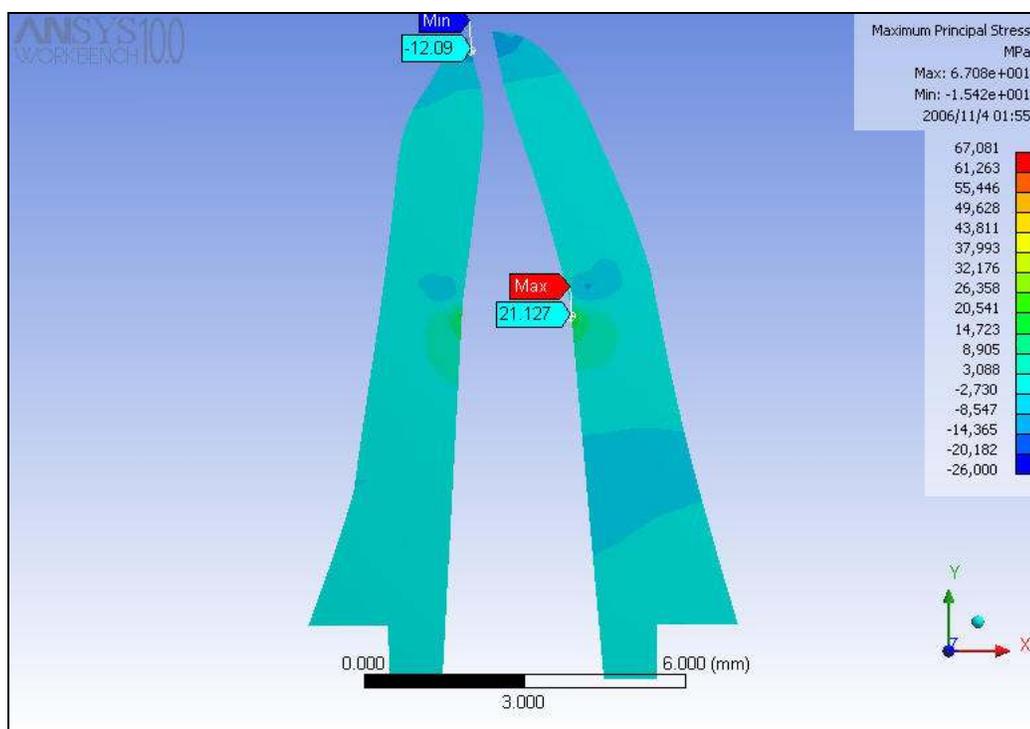


Figura 53- Tensões equivalentes de von-Mises (modelo dentinário D e carregamento à  $180^{\circ}$ ).

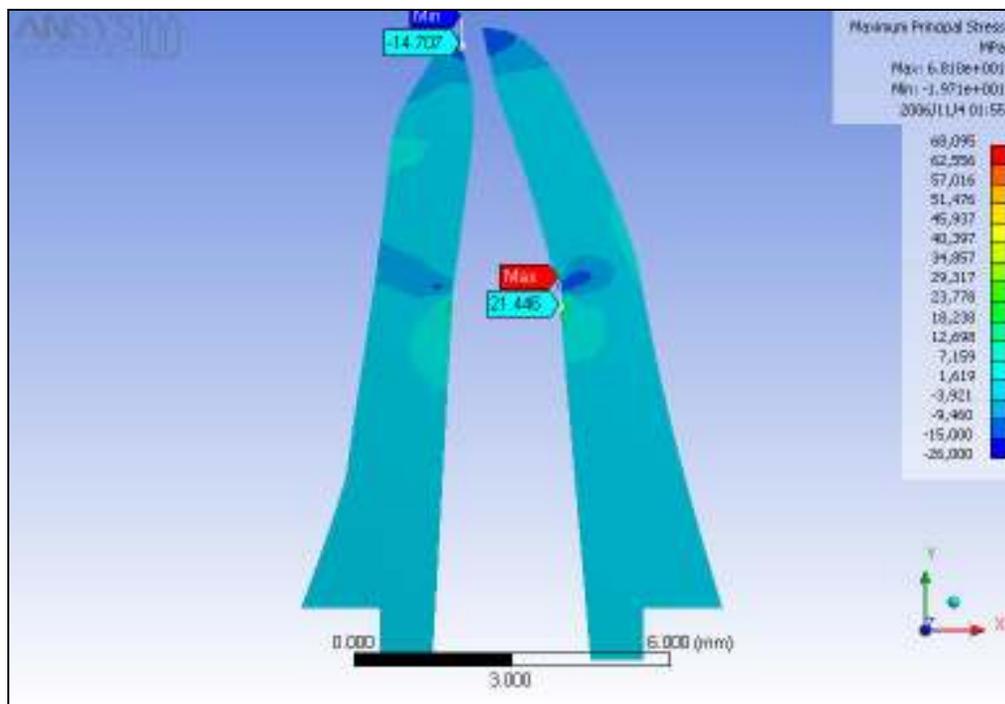
## 6.4.2 Tensões principais máximas

As tensões principais máximas, assim como as tensões equivalentes de von-Mises para o carregamento à  $180^{\circ}$ , têm seus valores máximos (positivos ou trativos) à nível da extremidade apical do pino intra-radicular. Localizam-se na região interna palatina da dentina em todos os modelos.

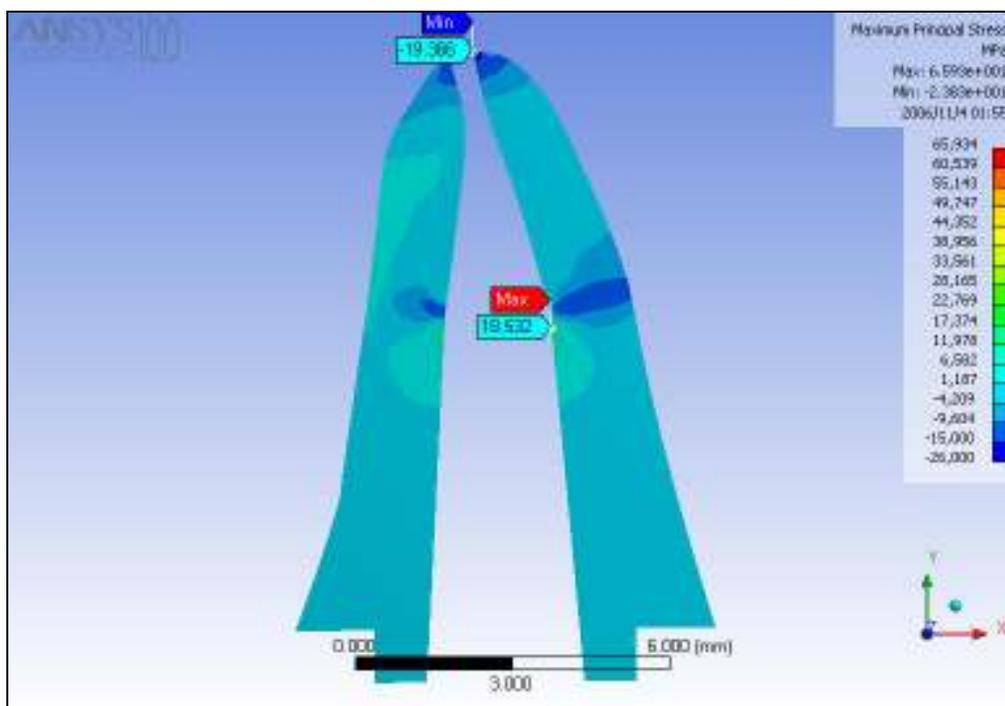
A tensões mínimas migram, com a perda gradual do osso alveolar, da extremidade apical vestibular (modelos A e B) e palatina (modelo C) para a dentina periférica palatina à nível da extremidade apical do pino intra-radicular.



**Figura 54-** Tensões principais máximas (modelo dentinário A e carregamento à  $180^{\circ}$ ).



**Figura 55-** Tensões principais máximas (modelo dentinário B e carregamento à  $180^{\circ}$ ).



**Figura 56-** Tensões principais máximas (modelo dentinário C e carregamento à  $180^{\circ}$ ).

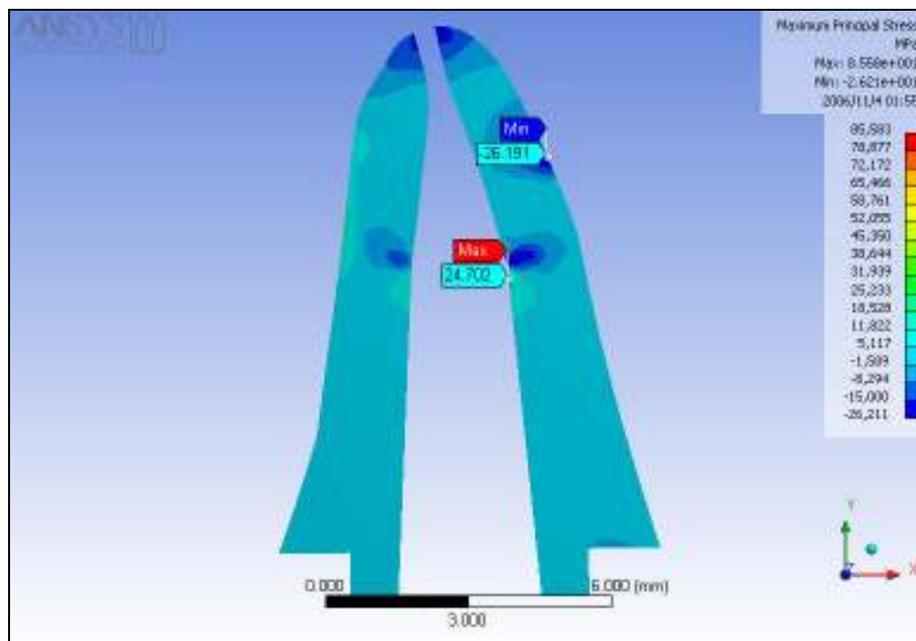


Figura 57- Tensões principais máximas (modelo dentinário D e carregamento à  $180^{\circ}$ ).

### 6.4.3 Deformações elásticas principais máximas

A deformação elástica principal apresenta (Figuras 58 a 61), como já dito anteriormente, um aumento muito pequeno. Este comportamento é semelhante ao do carregamento à  $45^{\circ}$ .

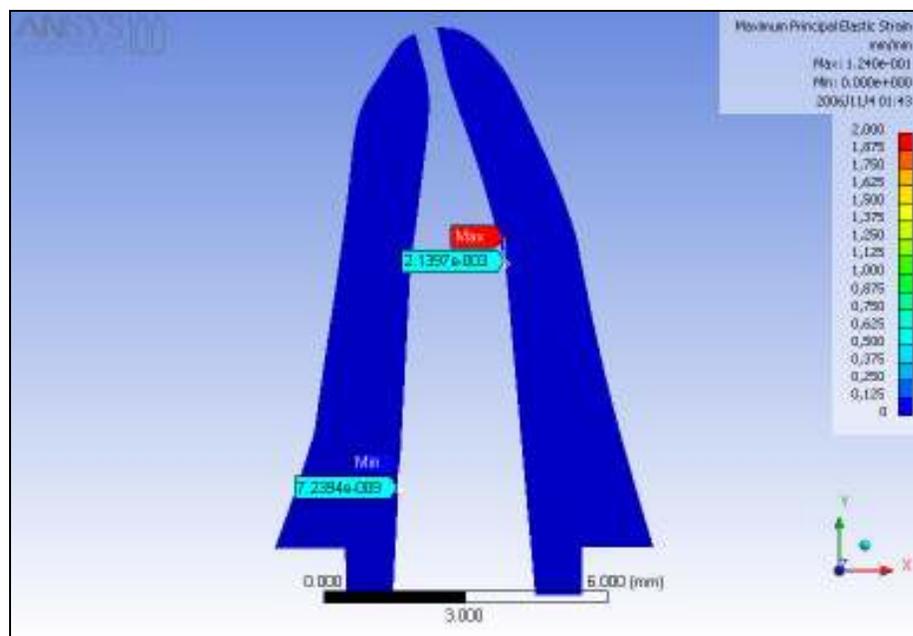
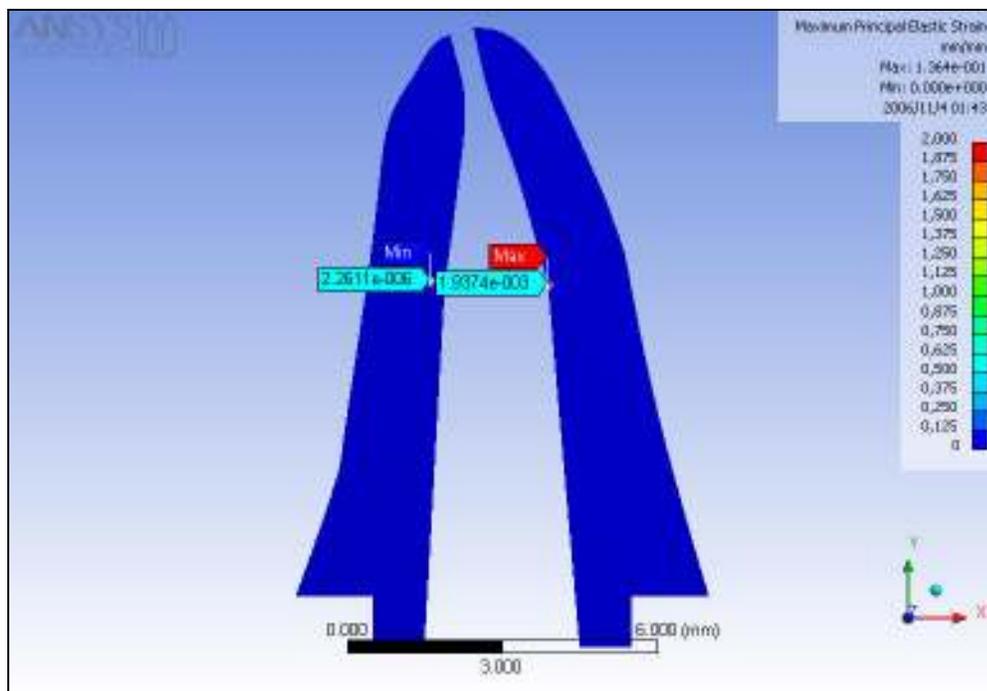
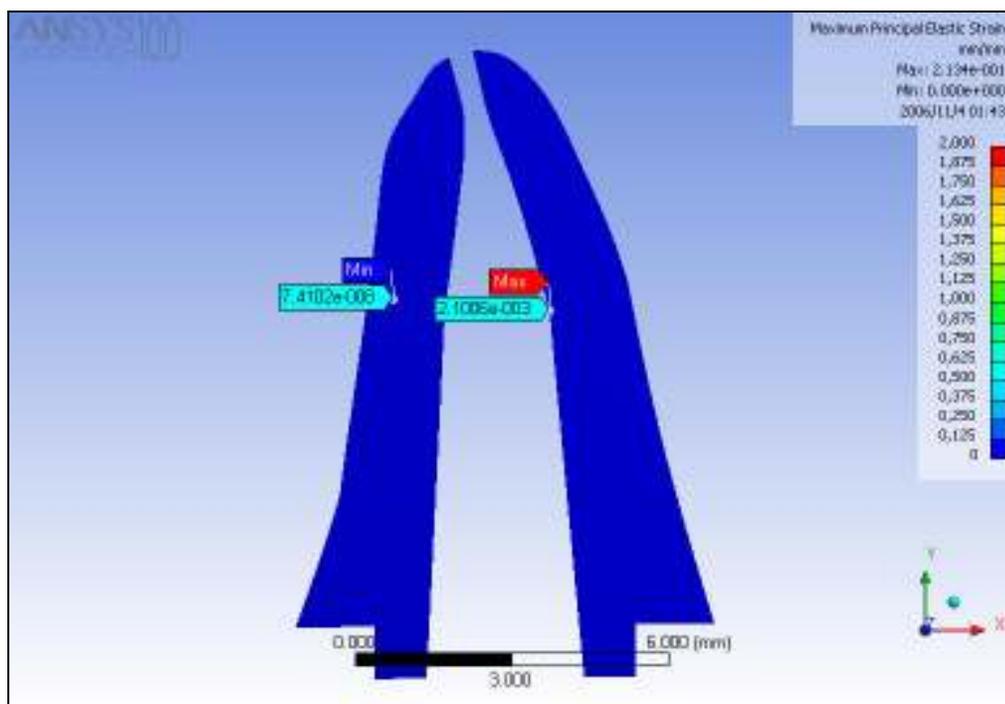


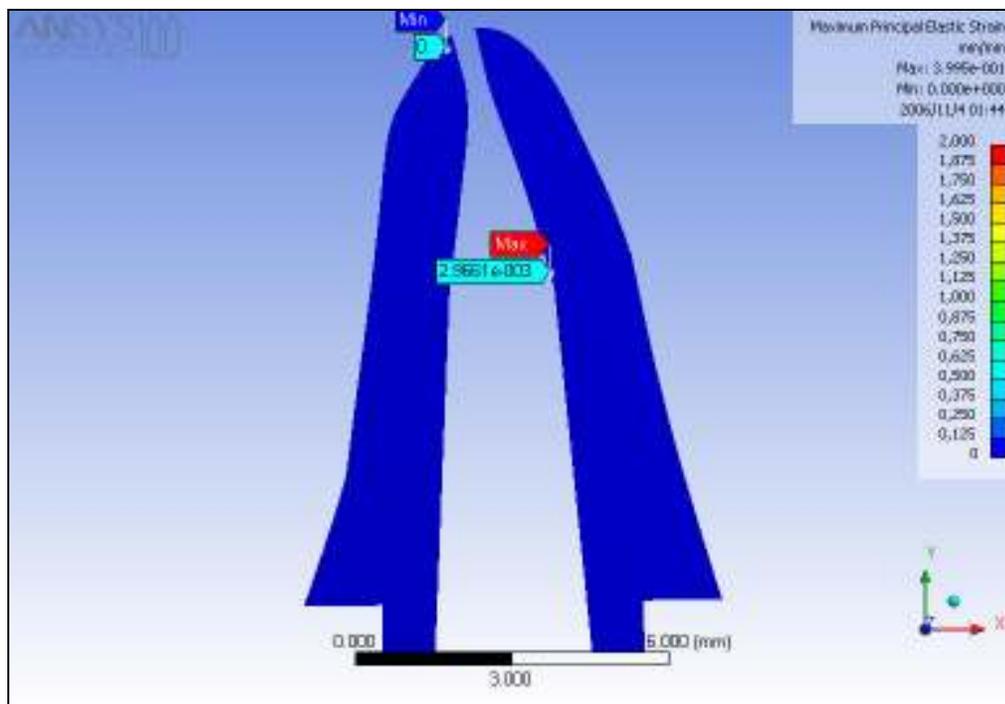
Figura 58 -Deformação elástica principal máxima (modelo dentinário A e carregamento à  $180^{\circ}$ ).



**Figura 59** -Deformação elástica principal máxima (modelo dentinário B e carregamento à  $180^{\circ}$ ).



**Figura 60** -Deformação elástica principal máxima (modelo dentinário C e carregamento à  $180^{\circ}$ ).



**Figura 61** -Deformação elástica principal máxima (modelo dentário D e carregamento à  $180^{\circ}$ ).

## 7 DISCUSSÃO

Frequentemente, em pacientes com doença periodontal avançada, a destruição das estruturas de suporte periodontal chegam ao ponto de ser inevitável a extração de vários elementos dentários. Ao final da fase inicial do tratamento estes pacientes apresentam poucos dentes remanescentes, que por sua vez, também exibem suporte periodontal reduzido e, na maioria das vezes, mobilidade acentuada.

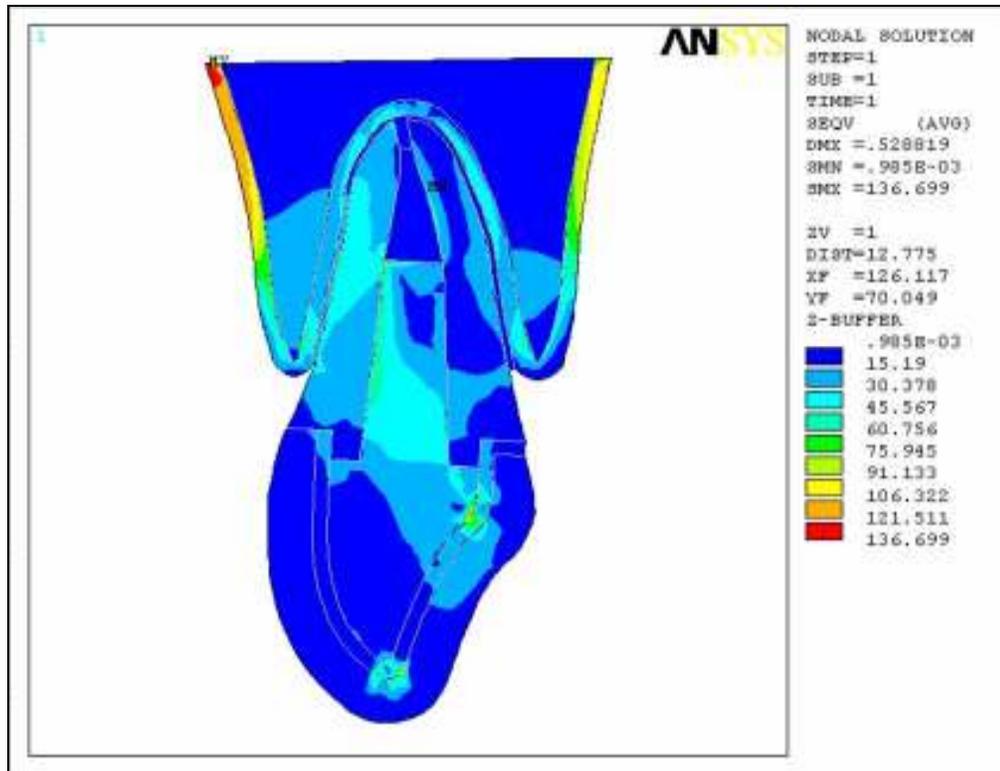
Nestes casos a reabilitação oral muitas vezes recai na necessidade da esplintagem de dentes, tratamentos endodônticos, confecção de pinos intraradiculares e de próteses fixas complexas, mesmo que nos conceitos atuais esta situação clínica não seja a ideal para a realização deste tipo de trabalho (NYMAN & LINDHE, 1979; LANGER, STEIN & WAGENBERG, 1981).

O aumento das tensões, geradas pelas forças mastigatórias, na dentina radicular de dentes com suporte periodontal reduzido (REINHARDT et al, 1983), somado às necessidades clínicas, relacionadas acima, são fatores predisponentes para a ocorrência de fraturas radiculares (YI, 2001).

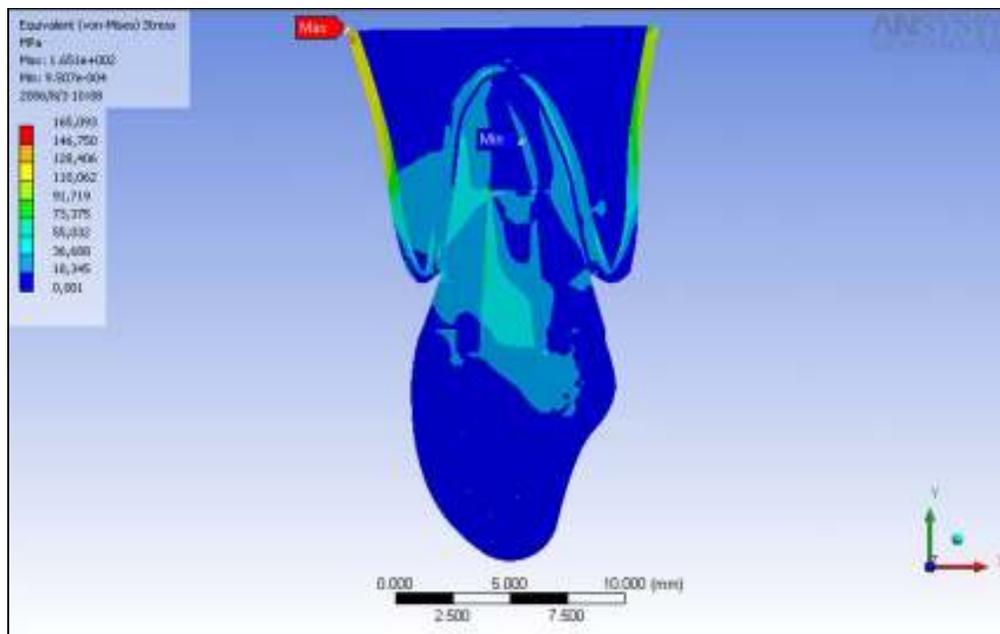
O método de simulação com elementos finitos permitiu, neste trabalho, um estudo detalhado da distribuição e dos valores das tensões e deformações sofridas na dentina como resultado da simulação de cargas funcionais mastigatórias, em

dentos com perda do suporte ósseo periodontal. Esta análise pode ajudar na previsão do potencial de fratura radicular mediante as circunstâncias clínicas simuladas.

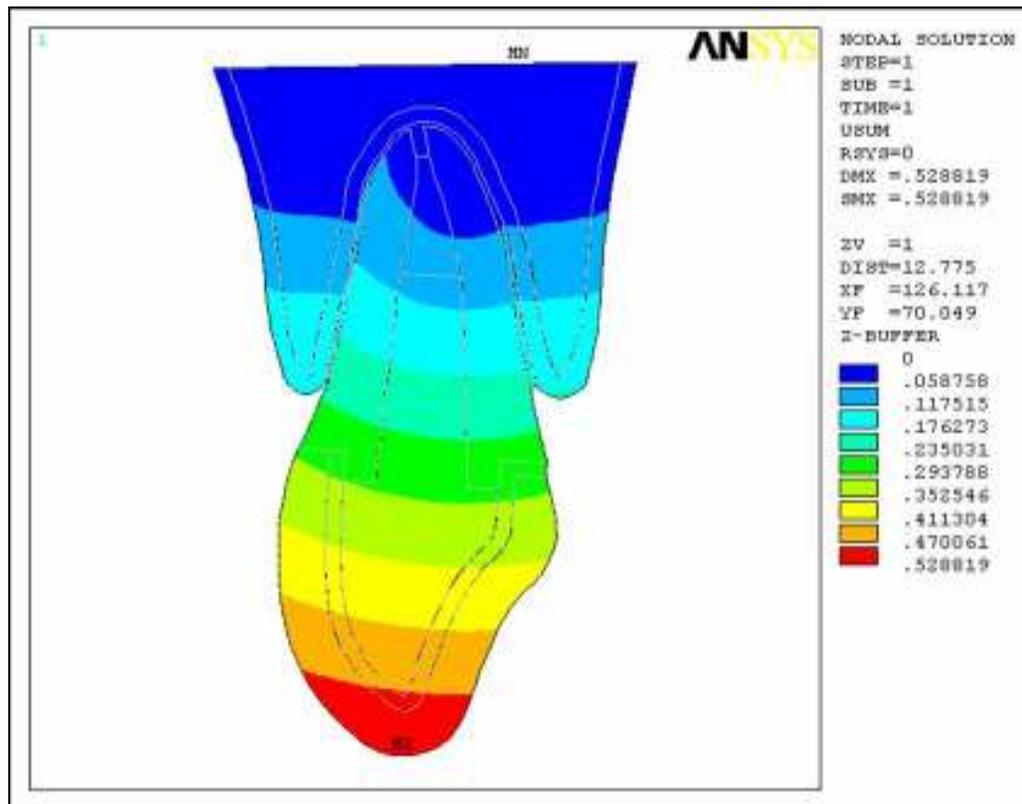
A escolha do programa ANSYS Workbench 10.0 e a utilização do elemento 183, em detrimento do programa ANSYS Clássico com a utilização do elemento 42 (também utilizados para este tipo de análise), se deu através de uma comparação de resultados feitos pela empresa ESSS (Engineering Simulation and Scientific Software – São Paulo). Nesta comparação a diferença nas tensões equivalentes máximas, que ocorrem na base do osso cortical nos modelos completos, é de 20% **(Figuras 62 e 63)** e nos deslocamentos máximos no bordo incisal, 9% **(Figuras 64 e 65)**. Este resultado menos conservador pode ser explicado pelo fato do elemento PLANE 42 apresentar maior rigidez comparado ao elemento PLANE 183, que possui deslocamento quadrático e é indicado pra modelar geometrias irregulares. Em consequência da maior rigidez do elemento PLANE 42, as tensões e deformações resultantes são menores (HALLQUIST, 1994; COOK et al, 2002).



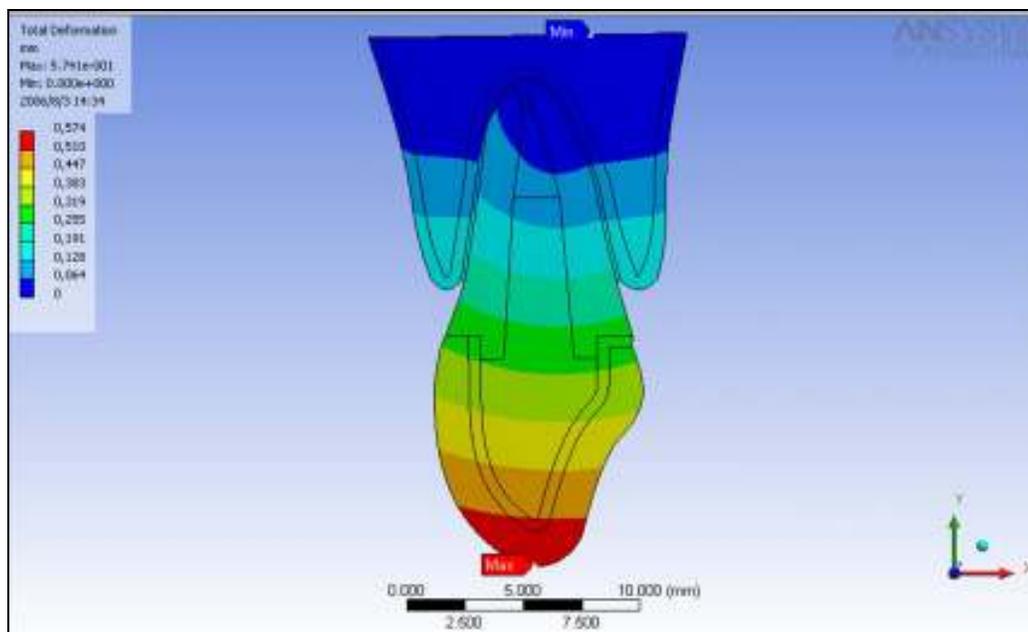
**Figura 62** -Simulação ANSYS Clássico (elemento PLANE 42). Tensão máxima de von-Mises de 137 Mpa localizada no osso cortical vestibular.



**Figura 63**-Simulação ANSYS Workbench 10.0 (elemento PLANE 183). Tensão máxima de von-Mises de 165 Mpa localizada no osso cortical vestibular.



**Figura 64** - Simulação ANSYS Clássico (elemento PLANE 42). Deslocamento máximo de 0,529 mm do bordo incisal do dente.



**Figura 65** - Simulação ANSYS Workbench 10.0 (elemento PLANE 183). Deslocamento máximo de 0,574 mm do bordo incisal do dente.

A utilização do método de elementos finitos, em análises bidimensionais da distribuição de tensões em dentes restaurados com pinos intra-radulares e coroas totais, tem sido adotada por vários estudos nos últimos anos (LERTCHIRAKARN, PALAMARA & MESSER, 2003; KO et al, 1992; ALBUQUERQUE et al, 2003; AMARANTE, 2003).

O processamento computacional em modelos tridimensionais geram, muitas vezes, resultados mais precisos da distribuição das tensões, quando comparados aos modelos bidimensionais. Porém, a necessidade de processadores profissionais e de um tempo maior de processamento, dificulta a sua utilização. Estudos comparativos entre os dois tipos de análise mostram que, para determinadas simulações, os resultados bidimensionais são bastante semelhantes aos tridimensionais. Em algumas circunstâncias, portanto, a simulação tridimensional não é imprescindível (PEGORETTI et al., 2002).

Com a finalidade de tornar a simulação, em elementos finitos, próxima a situação clínica real, os modelos utilizados foram desenhados com dados fornecidos pela literatura. As medidas anatômicas de um incisivo central superior estão de acordo com o estudo clássico de Wheeler (1962) e as propriedades físicas dos materiais, assim como o valor e as direções do carregamento utilizado, foram pesquisadas em trabalhos prévios sobre a biomecânica bucal e suas forças mastigatórias (KITO, SUETSUGU & MURAKAMI, 1977; AMARANTE, 2003; ASSIF & GORFIL, 1994; ANUSAVICE, 1998; FERNANDES, 2003).

Com os resultados obtidos podemos observar que, para as tensões e deformações nos modelos completos ou nos dentinários com carregamento à  $45^{\circ}$ , houve um aumento mais considerável dos seus valores, conforme a perda gradual

do suporte ósseo alveolar, comparados àqueles com carregamento à  $180^{\circ}$ . Também podemos observar a migração mais evidente, na simulação à  $45^{\circ}$ , das tensões máximas para a dentina. A explicação para esta diferença está no movimento de flexão gerado pelo ângulo de  $45^{\circ}$  o que é facilmente comprovado e compreendido observando os valores máximos (positivos ou trativos) e mínimos (negativos ou compressivos), das tensões principais máximas, com suas respectivas localizações.

O movimento de flexão somado à perda gradual do osso alveolar, que funciona como um fulcro e gera um aumento no momento da força de carregamento aplicada, potencializam o risco de fratura radicular. Podemos observar a comprovação deste comportamento mecânico no resultados de estudos prévios (JOSHI et al, 2001; KO et al, 1992; AMARANTE, 2003), nos quais o carregamento aplicado à  $45^{\circ}$  gera um aumento em todos os tipos de tensões em dentina, quando comparado ao ângulo de  $180^{\circ}$ .

As deformações elásticas nos modelos completos apresentam seus valores máximos no ligamento periodontal, este resultado é explicado pelo seu baixo módulo de elasticidade responsável por uma maior deformação comparada à dos outros componentes do modelo. Esta elasticidade, porém, é capaz de suportar e distribuir forças, reduzindo com isso o risco de concentração adversa do esforço para as outras estruturas envolvidas. O modelo indicou aumento considerável de deformação no ligamento periodontal (**Figuras 22 a 25 e 34 a 37**). É possível que as deformações observadas ativem o sistema neuromuscular de controle da mastigação.

A presença de mecanorreceptores, responsáveis pela sensação de toque, pressão e dor, particularmente na região periapical do ligamento periodontal e osso alveolar, também é um fator controlador na força induzida pelos músculos

mastigatórios (HANNAM, 1976). Os mecanorreceptores estão envolvidos com a abertura reflexa da mandíbula e podem ser divididos, de acordo com a sua velocidade de resposta, em rápidos ou lentos (BONTE et al, 1993). Os mecanorreceptores de resposta rápida possuem ligação direta com a medula e estão situados em uma pequena área do ligamento periodontal no ápice radicular. Já os de resposta lenta, que estão ligados ao nervo trigêmio, estão espalhados por todo o ligamento periodontal. Desta forma, clinicamente, as deformações induzidas durante as funções mastigatórias se tornam auto-limitantes (CASH & LINDEN, 1982; LINDEN & SCOTT, 1989).

É também importante compreender que o limiar da função do mecanorreceptor não é definitivo, e pode ser alterado por adaptação à magnitude ou direção da força exercida sobre o dente (ÖWALL & MOLLE, 1974; GOLDBERG, 1976). Os de adaptação lenta também ficam situados no ligamento periodontal do ápice radicular (NAKANISHI et al, 2004). O posicionamento dos mecanorreceptores de resposta rápida e adaptação lenta, no ligamento periodontal do ápice radicular, favorecem o controle das forças mastigatórias nos dentes com suporte periodontal reduzido.

Neste estudo observamos que houve, de fato, clara redução dos valores de deformação, no ligamento periodontal, do carregamento à 45<sup>0</sup> para o de 180<sup>0</sup>.

Pela razão inversa, do que ocorre no ligamento periodontal, os modelos dentinários têm uma deformação elástica muito pequena por possuir um módulo de elasticidade mais alto, mas a localização das suas deformações máximas, na região relacionada à extremidade do pino intra-radicular e a altura óssea alveolar, confere, junto a distribuição das tensões, o potencial e as áreas de risco para as fraturas radiculares.

Neste estudo, nos resultados obtidos para os modelos dentinários com carregamento à  $45^{\circ}$ , as migrações dos valores máximos das tensões equivalentes de von-Mises e das deformações ocorreram da dentina interna para a periférica (na região apical do pino intra-radicular) conforme a perda gradual do suporte ósseo (modelo A para o D). As tensões principais máximas tiveram seus valores localizados na dentina periférica em todos os modelos.

Para o carregamento à  $180^{\circ}$  esta característica não se repete. Tanto as tensões como as deformações têm seus valores máximos posicionados na dentina interna relacionada com o término do pino intra-radicular. Estes fatos comprovam o movimento de flexão e o maior potencial do risco de fratura radicular para o carregamento à  $45^{\circ}$  (ALBUQUERQUE et al, 2003; KISHEN, KUMAR & CHEN, 2004).

Os resultados obtidos estão de acordo com o estudo de Reinhardt et al (1983) que comprovou o aumento de tensões na dentina relacionado com a perda do suporte ósseo alveolar. As localizações da distribuição das tensões e das deformações na região dentinária, relacionada ao nível do término apical do pino intra- radicular e da altura óssea alveolar, também foram semelhantes aos estudos de Ersöz (2000) e de Kishen, Kumar & Chen (2004), e evidenciam a importância do formato e do material do pino intra-radicular na diminuição das tensões e, conseqüentemente, do risco de fratura radicular.

Comparando diferentes formatos e materiais para os pino intra-radulares os estudos feitos por Ming-Hsun Ho et al (1994), Joshi et al (2001), Ko et al (1992) e Amarante (2003), demonstraram, através de análises em elementos finitos, que o núcleo fundido em ouro gera menores tensões para a dentina. Por esse motivo seria a primeira escolha principalmente nos casos de pequena espessura de dentinária.

## 8 CONCLUSÕES

Os resultados deste estudo permitem concluir que:

1. A redução de suporte ósseo alveolar causa aumento dos níveis de tensão na dentina ao longo das regiões periféricas da extremidade apical do pino;
2. As tensões máximas, na dentina, migram progressivamente da dentina interna para a periférica com o nível de perda óssea alveolar;
3. Carregamento oblíquo gerou níveis de tensão potencialmente mais lesivas aos tecidos dentários;
4. As deformações observadas no ligamento periodontal nas situações de perda óssea elevada, podem estar próximas ao nível crítico da sua estabilidade estrutural. Esta observação sugere estudos complementares sobre o comportamento do ligamento periodontal sob tais condições;
5. A elevação dos níveis de tensão, causada pela perda óssea alveolar, implica em aumento do risco de complicações técnicas e de fracasso clínico. O resultado deste estudo mostra a importância da observação clínica dos fatores que influenciam na fratura radicular, citados anteriormente, no planejamento das reabilitações orais em pacientes com suporte periodontal reduzido.

## 9 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. ABDULLAH, S.I.; MOHAMED, H.; THAYER, K.E. Restoration of endodontically treated teeth. A review. **J. Can. Dent. Assoc.**, v.40, n.4, p.300-3003, 1974.
2. ALBUQUERQUE, R. C. et al. Stress analysis of an upper central incisor restored with different posts. **J. Oral. Rehabilitation**, n.30, p.936-943, 2003.
3. ALBUQUERQUE, R.C.; DUTRA, R.A.; VASCONCELOS, W.A. Pinos intra-radulares de fibras de carbono em restaurações de dentes tratados endodonticamente. Ver de **APCD**, v.52, n.6, p.441-444; nov/dez., 1998.
4. AMARANTE, Martha Vasconcellos. **Análise de tensões em dentina restaurada com pinos intra-radulares de diferentes materiais**. Rio de Janeiro, R.J., out., 2003. Originalmente apresentada como dissertação de mestrado, Pontifícia Universidade Católica, 2003.
5. ANUSAVICE, K.J. **Materiais Dentários**. 10. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1998.
6. ASSIF, D., GORFIL C. Biomechanical considerations in restoring endodontically treated teeth. **J. Prosthet. Dent.**, vol. 71, p. 535-543, 1994.

7. AYDIN, A. K.; TEKKAYA, A. E. Stresses induced by different loadings around weak abutments. **J. Prosthet. Dent.**; 68(6): 879-89, 1992.
8. BAUMHAMMERS, A. Simplified technique for one-unit cast dowel crown. **Dent. Digest.**, 68(10): 468-72, 1962.
9. BONTE, B. et al. Role of periodontal mechanoreceptors in evoking reflexes in the jaw-closing muscles of the cat. **Journal of Physiology**. 465, pp 581-594, 1993.
10. BURGESS, J.O. & XU, X. Pinos intracanaís. **Dental Advisor**, v.6, p.1-6, 1999.
11. 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. Endodon.**, vol.18, n.11, p. 540-544, 1992.
12. CARDOSO, J.M. **Análise de tensões em implantes dentários utilizando o método de elementos finitos**. Dissertação de mestrado, EEIMVR-UFF, 2001.
13. CARTER, J.M. et al. Punch shear testing. **J. Biomech.** , v. 16, p. 841-8, 1983.
14. CASH, R.M. & LINDEN, R.W.A. The distribution of mechanoreceptor in the periodontal ligament of the mandibular canine tooth of the cat. **Journal of Physiology**, 330, pp 439-447, 1982.
15. CHANG, W.C. & MILLSTEIN, P.L. Effect of design of prefabricated post heads on core materials. **J. Prosth. Dent.**, v.69, n.5, p.475-82, may, 1993.
16. CHRISTENSEN, G.J. Posts: necessary or unnecessary? **J. Am. Dent. Assoc.**, 127(10): 1522-6, 1996.

17. CLOUGH, R.W. The finite element method in plane stress analysis. **Proc. of the American Soc. of Civil Engineers**, 2<sup>nd</sup> conference on electronic computation, Pittsburg, pp.345-378, 1960.
18. COOK, R.D. et al. **Concepts and applications of finite elements analysis**. 4. ed.: John Wiley & Sons, Inc. , 2002.
19. COOLIDGE, E. D. The thickness of the human periodontal membrane. **J. Am. Dent. Assoc.** ; 24 (7-8): 1260-70, 1937.
20. CORRÊA, A. A.; MATSON, E. Avaliação quantitativa e qualitativa dos esforços que ocorrem numa restauração de amálgama de prata pelo método dos elementos finitos. **Ver. Fac. Odontol. S. Paulo**; 15(1) : 19-26, 1977.
21. DAVY, D.T.; DILLEY, G.L.; KREJCI, R.F. Determination of stress patterns in root-filled teeth incorporating various dowel designs. **J. Dent. Res.** 60: 1301-1310, 1981.
22. DEUTSH, A.; MUSIKANT, B.L.; COHEN, B. I. **Rational predictable posthole preparation. Compendium**, vol.18, n.6, p.626-634, 1997.
23. DIAS, A. et al. **Manual de endodontia**. Ed. Guanabara Koogan, R.J., cap.12:210, 1980.
24. DURET, B.; REYNAUD, M.; DURET, F. Un nouveau concept de reconstitution corono-radulaire: le composipos (1). **Le Chirurgien-dentiste de France**, v.60, n.540, p.131-41, nov., 1990.
25. ERSÖZ, E. Evaluation of stresses caused by dentin pin with finite elements stress analysis method. **J. Oral Rehabil.**, 27:769-773, 2000.

26. ESTRELA, C. & FIGUEIREDO, J.A.P. **Endodontia: princípios biológicos e mecânicos**. Ed. São Paulo: Artes Médicas, cap.20, p.739-750: restauração do dente tratado endodonticamente, 1999.
27. FARAH, J. H.; GRAIG, R. G; MEROUEH, K. A. Finite element analysis of a mandibular model. **J. Oral Rehabil.**; 15(6): 615-24, 1988.
28. FARAH, J. H.; GRAIG, R. G; SIRARSKIE, D. L. Photoelastic and finite element stress analysis of a restored axisymmetric first molar. **J. Bio. Mechan.**; 6(5): 511-20, 1973.
29. FERNANDES, C.P. et al. Reflection photoelasticity: a new method for studies of clinical mechanics in prosthetic dentistry. **Dental materials**, 19, p. 106-117, 2003.
30. FERNANDES, C.P. et al. A novel sensor for bite force determinations. **Dental materials**, 19, p. 118-126, 2003.
31. FISHER, D.W.; CAPUTO A.A.; SHILLINGBURG, H.T. Photoelastic analysis of inlay and onlay preparations. **J. Dent. Res.** Washington v.53, p.279, 1974.
32. GLUSKIN, A.H. et al. The mandibular incisor: rethinking guidelines for post and core design. **J. Endod.** , n. 21:33-7, 1995.
33. GOEL, V.K. et al. Effect of cavity depth on stresses in a restored tooth. **J. Prosthet. Dent.** Saint Louis, v.67, n.2, p.174-183, feb., 1992.
34. GOLDBERG, L.J. Changes in the excitability of elevator and depressor mononeurons produced by stimulation of intra-oral nerves. **In Mastication, ed. Anderson, D.J. % Matthews, B. Bristol, U. K.:John Wright & Sons Ltd.**, 1976.

35. GOODACRE, C.J. et al. Clinical complications in fixed prosthodontics. **J. Prosthet. Dent.**, vol. 90, p. 31-40, jul., 2003.
36. GOODACRE, C.J. & SPOLNIK, K.J. The prosthodontic management of endodontically treated teeth: a literature review II. Maintaining the apical seal. **J. Prosthodont.** 4:51.1995.
37. GUTMANN, J.L.: The dentin-root complex: anatomic and biologic considerations in restoring endodontically treated teeth. **J. Prosthet. Dent.**, 67: 458, 1992.
38. GUZY, G.E.; NICHOLLS, J.I. In vitro comparison of intact endodontically treated teeth with and without endo-post reinforcement. **J. Prosthet. Dent.** 42:39-44, 1979.
39. HALLQUIST, J.O. **Theoretical manual.** Ls-Dyna, 1994.
40. HANNAM, A. G. **Periodontal mechanoreceptors. In Mastication**, ed. Anderson, D.J. & Matthews, B. Bristol, U.K.: John Wright & Sons Ltd., 1976.
41. HELFER, A.R.; MELNICK, S.; SHILDER, H. Determination of the moisture content of vital and pulpless teeth. **Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol.** 34:661-70, 1972.
42. HIRSCHFELD, Z.; STERN, N. Post and core - The biomechanical aspect. **Aust. Dent. J.** 17: 467-468, 1972.
43. HOLCOMB, J.Q.; PITTS, D.L.; NICHOLLS, J.I. Further investigation of spreader loads required to cause vertical root fracture during lateral condensation. **J. Endod.** 13:277-84, 1987.

44. HOLMES, D.; DIAZ-ARNOLD, A.M.; LEARY, J.M. Influence of post dimensions on stress distribution in dentin. **J. Prosthet. Dent.**, vol.75, n.2, p. 140-147, 1996.
45. HUANG H. K.; LEDLEY, R. S. Numerical experiments with a linear force displacement tooth model. **J. Dent. Res.**; 48(1): 32-7, 1969.
46. HURSEY, R.J. A clinical survey of the failure of crown and bridges. **South Carolina Dent. J.**, 16:4-11, 1958.
47. HUYSMANS, M.C.; VAN DER VARST, P.G. Mechanical longevity estimation model for post-and-core restorations. **Dent. Mater.**, 11: 252-57, 1995.
48. INGLE, J.I. **Endodontia**. 3<sup>a</sup> ed., Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, p.737, 1989.
49. JOHNSON, J.K. & SAKUMURA, J.S. Dowel form and tensile force. **J. Prosthet. Dent.** v.40, n.6, 645-649, 1978.
50. JOHNSON, J.K.; SCHWARTZ, N.L.; BLACKWELL, R.T. Evaluation and restoration of endodontically treated posterior teeth. **J. Am. Dent. Assoc.**, 93(3): 597-605, 1976.
51. JOSHI, S. et al. Mechanical performance of endodontically treated teeth. **Finite Elements in Analysis and Design**. 37:587-601, 2001.
52. KANTOR, M.E.; PINES, M.S. A comparative study of restorative techniques for pulpless teeth. **J. Prosthet. Dent.** 38:405-12, 1977.
53. KISHEN, A.; KUMAR, G.V.; CHEN, N.N. Stress-strain response in human dentine: rethinking fracture predilection in postcore restored teeth. **Dent. Traumatol.** 20: 90-100, 2004.

54. 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.**; 24: 81-7, 1977.
55. KO, C. C. et al. Effects of posts on dentin stress distribution in pulpless teeth. **J. Prosthet. Dent.**, v.68, n.3, pp. 421-427, 1992.
56. KO, S.H.; McDOWELL, G.C.; KOTOWICZ, W.E. Photoelastic stress analysis of mandibular removable partial dentures with mesial and distal occlusal rests. **J. Prosthet. Dent.**; 56(4): 454-65, 1986.
57. LACERDA, T. S. **Comportamento biomecânico das estruturas de suporte e da prótese parcial removível apoiada sobre implante na região distal.** São Paulo. Tese de Mestrado. Faculdade de Odontologia da USP, 1999.
58. LAGANÁ, D. C. **Comportamento biomecânico das estruturas de suporte e da prótese parcial removível de extremidade livre, com encaixe extracoronário rígido e semi-rígido.** São Paulo. Tese de Livre Docência. Faculdade de Odontologia da USP, 1996.
59. LANGER, B.; STEIN, S. D.; WAGENBERG, B. An evaluation of root resections. A ten-year study. **J. Periodontol.** 52: 719-722, 1981.
60. LERTCHIRAKAM, V.; PALAMARA, J.E.A.; MESSER, H.H. Load and strain during lateral condensation and vertical root fracture. **J. Endod.** 25:99-104, 1999.
61. LERTCHIRAKAM, V.; PALAMARA, J.E.A.; MESSER, H.H. Patterns of vertical root fracture: factors affecting stress distribution in the root canal. **J. Endod.** 29:523-528, 2003.

62. LINDEN, R.W.A. & SCOTT, B.J.J. Distribution of mesencephalic nucleus and trigeminal ganglion mechanoreceptors in the periodontal ligament of the cat. **Journal of Physiology**, 410, pp 35-44, 1989.
63. LLOYD, P.M. & PALIK, J.F. The philosophies of dowel diameter preparation: A literature review. **J. Prosthet. Dent.**, 69(1): 32-6, 1993.
64. LOGAN, D.L. **A first course in the finite element method**. 2. ed. PWS – Kent, 1992.
65. LUCAS, L.V.M. de; VERRI F. R.; SILVA E.M.M. Tratamento protético de dentes despolpados: preparos intra-radiculares e opções de restaurações. Revisão bibliográfica. **Rev. Reg. Araçatuba A.P.C.D.**, vol. 22, n.2, p. 20-24, 2001.
66. LUNDGREN, D.; LAURELL, L. Occlusal force pattern during chewing and biting in dentition restored with fixed bridges of cross-arch extension. **J. Oral Rehabil.**; 13(1): 57-71, 1986.
67. MAEDA, Y. et al. Simulation of bone resorption in denture patients using finite element analysis. 1. Application of optimization method. **Nippon Hotetasu Shika Gakkai Zasshi**; 33(2): 450-6, 1989.
68. MERRIAM WEBSTER'S COLLEGIATE DICTIONARY. 10 th ed. Springfield, MA: **Merriam- Webster**; p. 236, 1993.
69. MEYERS, M.A.; CHAWLA, K.K. **Princípios da metalurgia mecânica**. São Paulo: Edgard Blucher Ltda, 1982.

70. MING-HSUN, M. S. et al. Three-dimensional finite element analysis of the effects of posts on stress distribution in dentin. **J. Prosthet. Dent.**, v.72, n.4, p.367-372, oct., 1994.
71. MONDELLI, J. Técnicas restauradoras para dentes com tratamento endodôntico. **RDR**, v.1, n.3, 1998.
72. MORAES, A.B. **Estudo sobre a influência da base do núcleo, dos retentores intra-radiculares cônicos, na proteção do remanescente dental – estudo “in vitro” em análogos radiculares plásticos.** Dissertação de Mestrado. São Paulo: Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, 2002.
73. MORFIS, A.S. Vertical root fractures. **Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol.**, 69: 631-5, 1990.
74. MORGANO, S.M.; BRACKETT, S.E. Foundation restoration in fixed prosthodontics: current knowledge and future needs. **J. Prosthet. Dent.** v.82, n.6, p.643-657, 1999.
75. MORGANO, S.M. Restoration of pulpless teeth: application of traditional principles in present and future contexts. **J. Prosthet. Dent.** v.75, n.4, p.375-380, 1996.
76. NAKANISHI, H. et al. Changes in response properties of periodontal mechanoreceptors after experimental orthodontic tooth movement in rats. **Angle orthodontist**, vol. 74, n. 1, 2004.

77. NANAYAKKARA, L., MCDONALD, A., SETCHELL, D.J. Retrospective analysis of factors affecting the longevity of post crowns. **IADR Abstract n° 932. J. Dent. Res.** ( special issue ) 78: 222, 1999.
78. NISHIGAWA, G. et al. Finite element analysis of the effect of the bucco-lingual position of artificial posterior teeth under occlusal force on the denture supporting bone of the edentulous patient. **J. Oral Rehabil.** ; 30(6): 646-52, 2003.
79. NYMAN, S.; LINDHE, J. A longitudinal study of combined periodontal and prosthetic treatment of patients with advanced periodontal disease. **J. Periodontol.** 50(4): 163-169, 1979.
80. OURIQUE, S.A.M. Cimento resinoso e compósito reforçados por fibras cerâmicas flexíveis em núcleo intracanal. **Jornal Brasileiro de Clínica Odontológica Integrada**, v.5, n.7, p.223-227, mai/jun, 2001.
81. ÖWALL, B. & MÖLLER, E. Oral tactile sensibility during biting and chewing. **Odontologisk Revy**, 25, 327-346, 1974.
82. PEGORETTI, A. et al. Finite element analysis of a glass fibre reinforced composite endodontic post. **Biomaterials**, vol.23, p. 2667-2682, 2002.
83. PIERRISNARD, L.; AUGEREAU, D.; DEGRANGE, M. Comportement mécanique des structures dentaires et osseuses. II. Analyse de la répartition des contraintes em fonction du type de reconstituion corono-radriculaire.. **Cah. Proth.**, vol. 88, p. 7-13, 1994.

84. PIERRISNARD, L. et al. Comportement mécanique des structures dentaires et osseuses. I. Influence de la longueur, du diamètre et du profil du tenon radiculaire, influence du support paradontal. **Cah. Proth.**, vol. 87, p. 21-32, 1994.
85. REINHARDT, R.A. et al. Dentin stresses in post-reconstructed teeth with diminishing bone support. **J. Dent. Res.**, Sept. 62(9): 1002-1008, 1983.
86. ROSS, I.F. Fracture susceptibility of endodontically treated teeth. **J. Endod.**, 6: 560-5, 1980.
87. RUBIN, C. et al. Stress analysis of the human tooth using a three-dimensional finite element model. **J. Dent. Res.**; 62(2): 82-6, 1983.
88. SAKAGUCHI, R.L. et al. Independent movement of cusps during occlusal loading. **Dent. Mater.** Washington, v.7, p.186-190, 1991.
89. SCHARNAGL, P. **Simulation der physiologischen zahn beweglichkeit bei der in-vitro-belastungs prüfung dentaler restaurationen im "Regensburger kausimulator" untersuchung am beispiel vollkeramischer in-ceram-brücken.** Dissertatio zur erlangung des doktorgrades der zahnheilkunde, medizinischen fakultät der universität Regensburg. 102p., 1998.
90. SELDEN, H.S. Repair of incomplete vertical root fracture in endodontically treated teeth-in vivo trials. **J. Endod.** 22:426-9, 1996.
91. SHILLINBURG, H.T.; HOBBS, S.; WHITSETT, L.D. **Fundamentos da prótese fixa.** Quintessence, Chicago, p.78-79, 1987.

92. SHILLINBURG, H.T. & KESSLER, J.C. **Princípios dos dentes tratados endodonticamente.** In: Restauração protética dos dentes tratados endodonticamente. São Paulo: Quintessence Ltda, cap.1, p.13-44, 1991.
93. SIMULAÇÃO COMPUTACIONAL – **Introdução à análise por elementos finites, Internet,** 2003.
94. SOARES, C.J. et al. Efeito do método de inclusão e reprodução do ligamento periodontal na resistência à fratura de dentes bovinos. **Pesq. Odontol. Brasil,** São Paulo, v.16, supl. (anais da 19ª reunião anual da SBPqO), p.82, 2002.
95. STANDLEE, J. P.; CAPUTO, A. A. Biomechanics. **CDA Journal,** vol. 16, n.11, p. 49-58, 1988.
96. SULIK, W. D.; WHITE, J. T. Modification of stresses surrounding abutment teeth for fixed partial dentures induced by various levels of periodontal support: a photoelastic study. **J. Prosthet. Dent.;** 46(1): 32-5, 1981.
97. TANE, K. et al. Effect of moment to force ratios on stress patterns and levels in the PDL. **J. Osaka Univ. Dent. ;** 29:9-16, 1989.
98. THRESHER, R.W.; SAITO, G.E. The stress analysis of human teeth. **J. Biomech.** 6: 443-449, 1973.
99. TROPE, M.; MALTZ, D.O.; TRONSTAD, L. Resistance to fracture of restored endodontically treated teeth. **Endodont. Dent. Traumatol.,** 1:108-11, 1985.
100. TURNER, M.J. et al. Stiffness and deflection analysis of complex structures. **J.Aero.Sci.,** vol.23, p.805-823, 1956.

101. VREE, J. H. P.; PETERS, M. C. R. B.; PLASSCHAERT, A. J. M. A comparison of photoelastic and finite element stress analysis in restored tooth structures. **J. Oral Rehabil.**; 10(6): 505-17, 1983.
102. WALISZEWSKI, K.J. & SABALA, C.L. Combined endodontic and restorative treatment considerations. **J. Prosthet. Dent.**, 40(2): 152-6, 1978.
103. WALTON, R.E.; MICHELICH, R.J.; SMITH, G.N. The histopathogenesis of vertical root fractures. **J. Endod.** 10:48-56, 1984.
104. WEINE, F.S.; WAX, A.H., WENCKUS, C.S. Retrospective study of tapered smooth post systems in place for 10 years or more. **J. Endod.**, 17:293-7, 1991.
105. WHEELER, R. C. **An atlas of tooth form**. 3rd ed., Philadelphia and London: W.B. Saunders Co., pp. 24-26 and 30-35, 1962.
106. WISE, M.D. Failure in the restored dentition: Management and treatment. **London: Quintessence**, p.311-316, 1995.
107. YETTRAM, A. L.; WRIGHT, K. W. J.; PICKARD, H.M. Finite element stress analysis of the crowns of normal and restored teeth. **J. Dent. Res.**; 55(6): 1004-11, 1976.
108. YI, S.W. **Studies on oral rehabilitation of periodontally compromised dentitions**. Originalmente apresentada como tese de doutorado, Department of Prosthetic Dentistry, Faculty of Odontology, Malmö University, Sweden, 2001.

# Livros Grátis

( <http://www.livrosgratis.com.br> )

Milhares de Livros para Download:

[Baixar livros de Administração](#)

[Baixar livros de Agronomia](#)

[Baixar livros de Arquitetura](#)

[Baixar livros de Artes](#)

[Baixar livros de Astronomia](#)

[Baixar livros de Biologia Geral](#)

[Baixar livros de Ciência da Computação](#)

[Baixar livros de Ciência da Informação](#)

[Baixar livros de Ciência Política](#)

[Baixar livros de Ciências da Saúde](#)

[Baixar livros de Comunicação](#)

[Baixar livros do Conselho Nacional de Educação - CNE](#)

[Baixar livros de Defesa civil](#)

[Baixar livros de Direito](#)

[Baixar livros de Direitos humanos](#)

[Baixar livros de Economia](#)

[Baixar livros de Economia Doméstica](#)

[Baixar livros de Educação](#)

[Baixar livros de Educação - Trânsito](#)

[Baixar livros de Educação Física](#)

[Baixar livros de Engenharia Aeroespacial](#)

[Baixar livros de Farmácia](#)

[Baixar livros de Filosofia](#)

[Baixar livros de Física](#)

[Baixar livros de Geociências](#)

[Baixar livros de Geografia](#)

[Baixar livros de História](#)

[Baixar livros de Línguas](#)

[Baixar livros de Literatura](#)  
[Baixar livros de Literatura de Cordel](#)  
[Baixar livros de Literatura Infantil](#)  
[Baixar livros de Matemática](#)  
[Baixar livros de Medicina](#)  
[Baixar livros de Medicina Veterinária](#)  
[Baixar livros de Meio Ambiente](#)  
[Baixar livros de Meteorologia](#)  
[Baixar Monografias e TCC](#)  
[Baixar livros Multidisciplinar](#)  
[Baixar livros de Música](#)  
[Baixar livros de Psicologia](#)  
[Baixar livros de Química](#)  
[Baixar livros de Saúde Coletiva](#)  
[Baixar livros de Serviço Social](#)  
[Baixar livros de Sociologia](#)  
[Baixar livros de Teologia](#)  
[Baixar livros de Trabalho](#)  
[Baixar livros de Turismo](#)