



UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM
ENGENHARIA MECÂNICA

AVALIAÇÃO DO COMPORTAMENTO MECÂNICO DA
RECONSTRUÇÃO RADICULAR EM RAÍZES
ENFRAQUECIDAS UTILIZANDO O MÉTODO DOS
ELEMENTOS FINITOS

CLAUDIA MACHADO DE ALMEIDA MATTOS

Belo Horizonte, 26 de março de 2012

Claudia Machado de Almeida Mattos

**AVALIAÇÃO DO COMPORTAMENTO MECÂNICO DA
RECONSTRUÇÃO RADICULAR EM RAÍZES
ENFRAQUECIDAS UTILIZANDO O MÉTODO DOS
ELEMENTOS FINITOS**

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Minas Gerais, como requisito parcial à obtenção do título de Doutor em Engenharia Mecânica.

Área de concentração: Bioengenharia

Orientador: Prof. Estevam Barbosa de Las Casas

Universidade Federal de Minas Gerais

Belo Horizonte

Escola de Engenharia da UFMG

2012



Universidade Federal de Minas Gerais

Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica

Av. Antônio Carlos, 6627 - Pampulha - 31.270-901 - Belo Horizonte – MG

Tel.: +55 31 3499-5145 - Fax.: +55 31 3443-3783

www.demec.ufmg.br - E-mail: cpgmec@demec.ufmg.br

**AVALIAÇÃO DO COMPORTAMENTO MECÂNICO DA
RECONSTRUÇÃO RADICULAR EM RAÍZES
ENFRAQUECIDAS UTILIZANDO O MÉTODO DOS
ELEMENTOS FINITOS**

CLAUDIA MACHADO DE ALMEIDA MATTOS

Tese defendida e aprovada em 26 de março de 2012, pela Banca Examinadora designada pelo Colegiado do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Minas Gerais, como parte dos requisitos necessários à obtenção do título de "**Doutor em Engenharia Mecânica**", na área de concentração de "**Bioengenharia**"

Prof. Estevam Barbosa de Las Casas - (UFMG) - Orientador

Prof. Rudolf Huebner - (UFMG) - Examinador

Prof. Rodrigo de Castro Albuquerque - (UFMG) - Examinador

Prof. Osvaldo Luiz Manzoli - (UNESP) - Examinador

Prof. Angelo Gil Pezzino Rangel - (UFES) - Examinador

“Sisters and chocolate make life bearable”, estava escrito em uma pequena lembrança que ela me trouxe do Canadá. Naquele momento, eu não sabia o verdadeiro significado daquelas palavras simples e graciosas. Mas ela me abriu as portas da sua casa, me emprestou seu lar, sua família, foi meu porto seguro. Eu jamais teria conseguido em outro lugar, sem sua companhia, sua ajuda emocional, acadêmica, material... Serei eternamente grata por seu empenho para que eu concluísse esse curso da forma mais leve e confortável possível. Tê-la ao meu lado foi, sem dúvida, a melhor parte dessa jornada.

*A minha irmã Andréa, por seu apoio
indescritível e inestimável,
ofereço este trabalho.*

AGRADECIMENTOS

A minha valiosa família, meu marido Marcos, meus filhos Bruna e Felipe, e minha mãe Eliana, pelo apoio incondicional, amor, desprendimento, compreensão e colaboração.

Ao professor Dr. Estevam Barbosa de Las Casas, pela disposição em me orientar, por estar disponível sempre que precisei, pela tolerância e paciência em me ensinar cada passo neste terreno tão árduo que escolhi. *“Ensinar é um exercício de imortalidade. De alguma forma continuamos a viver naqueles cujos olhos aprenderam a ver o mundo pela magia da nossa palavra. O professor, assim, não morre jamais...”* (Rubem Alves)

Ao engenheiro civil Ítalo Gustavo Ribeiro Dutra, pelo empenho e dedicação na confecção e processamento dos modelos, durante sua iniciação científica e até mesmo depois de formado. Sua participação foi fundamental e indispensável.

Ao professor Dr. Ângelo Gil Pezzino Rangel, pelos ensinamentos e pela pronta ajuda todas as vezes que precisei.

À professora Dra. Selva Maria Gonçalves Guerra, colega de trabalho e amiga pessoal, por me incentivar a iniciar meus estudos no campo da Biomecânica.

Ao cirurgião-dentista Hedilberto Sousa, pela participação imprescindível na metodologia deste trabalho e na submissão dos artigos para publicação.

Aos meus professores do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica (PPGMEC), pela receptividade e acolhimento.

Enfim, aos que estiveram comigo, aos que me ensinaram, aos que me apoiaram, aos que me proporcionaram oportunidades, aos que abriram portas e caminhos, aos que me ouviram, aos que sofreram e aos que torceram, a todos aqueles que participaram comigo dessa jornada,

Meus sinceros agradecimentos.

SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS	8
LISTA DE GRÁFICOS	14
LISTA DE QUADROS E TABELAS	15
RESUMO	16
1 INTRODUÇÃO	16
2 REVISÃO DA LITERATURA	24
2.1 Reconstrução de raízes enfraquecidas	24
2.2 Materiais utilizados para a reconstrução	54
2.2.1 Resina composta	54
2.2.2 Ionômero de vidro	65
2.3 Estudos utilizando o método dos elementos finitos (MEF)	68
2.4 Análise crítica da literatura	80
3 OBJETIVOS	83
3.1 Objetivo geral	83
3.2 Objetivos específicos	83
4. METODOLOGIA	84
4.1 Modelagem	84
4.1.1 Modelos geométricos	85
4.1.1.1 Modelo preliminar	85
4.1.1.2 Modelo 1	88
4.1.1.3 Modelo 2	95
4.1.1.4. Modelo 3	100
4.1.2 Propriedades atribuídas aos modelos geométricos	106
4.1.3 Modelo discreto	110
4.1.3 1. Teste de convergência de malha	110
4.1.4 Condições de contorno	120
4.1.5 Carregamento	121
5 RESULTADOS	121
6 ANÁLISE DOS RESULTADOS	189

6.1 Comparação do comportamento mecânico dos modelos em relação aos estudos experimentais e numéricos.....	189
6.2 Análise biomecânica comparativa do comportamento dos modelos.....	197
6.3 Análise do comportamento dos modelos em relação à resistência à fratura de seus materiais constituintes.....	201
6.4 Análise do comportamento dos modelos à fadiga.....	206
7 CONCLUSÕES.....	210
ABSTRACT	212
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	213
GLOSSÁRIO	244

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1.1 –	Dente restaurado com sistema pino/núcleo metálico fundido e coroa metalocerâmica.....	17
FIGURA 1.2 –	Efeito de cunha do pino metálico sobre as paredes da raiz.....	19
FIGURA 1.3 –	Fratura provocada pelo deslocamento do pino após a falha do cimento.	20
FIGURA 2.1 –	Férula: abraçamento da raiz pela coroa metalocerâmica.....	30
FIGURA 2.2 –	Sequencia operatória proposta por Lui (1994a) para reconstrução de raízes (sistema Luminex).....	36
FIGURA 4.1 –	Geometria do Modelo Preliminar: Dente íntegro e suas estruturas de suporte (corte frontal – plano XY).	86
FIGURA 4.2 –	Geometria do Modelo Preliminar (corte sagital – plano YZ).....	87
FIGURA 4.3 –	Geometria do Modelo 1: dente restaurado com pino de fibra de vidro, núcleo de resina composta e coroa total metálica (corte frontal – plano XY).....	90
FIGURA 4.4 –	Modelo 1: camada de cimento ao redor da porção radicular do pino (corte frontal – plano XY).....	91
FIGURA 4.5 –	Geometria do Modelo 1: dente restaurado com pino de fibra de vidro, núcleo de resina composta e coroa total metálica (corte sagital – plano YZ).....	92
FIGURA 4.6 –	Modelo 1: camada de cimento ao redor da porção radicular do pino (corte sagital – plano YZ).....	93
FIGURA 4.7 –	Esquema da forma anatômica do Sistema FibreKor Post ® nº3.	94
FIGURA 4.8 –	Sistema de pinos de fibra de vidro FibreKor Post ®.....	94
FIGURA 4.9 –	Esquema com as dimensões utilizadas na simulação do defeito radicular.....	95
FIGURA 4.10 –	Geometria do Modelo 2: Dente com raiz fragilizada reconstruída no terço cervical (corte frontal – plano XY).....	96
FIGURA 4.11 –	Modelo 2: camada de cimento ao redor do pino e da reconstrução radicular (corte frontal – plano XY).....	97
FIGURA 4.12 –	Geometria do Modelo 2: Dente com raiz fragilizada reconstruída no terço cervical (corte sagital – plano XY).....	98

FIGURA 4.13 – Modelo 2: camada de cimento ao redor do pino e da reconstrução radicular (corte sagital – plano YZ).....	99
FIGURA 4.14 – Geometria do Modelo 3: dente restaurado com pino de fibra de vidro, núcleo de ionômero de vidro e coroa total metálica (corte frontal – plano XY)	101
FIGURA 4.15 – Modelo 3: camada de cimento ao redor do pino e da reconstrução radicular (corte frontal – plano XY).....	102
FIGURA 4.16 – Geometria do Modelo 3: Dente com raiz fragilizada reconstruída no terço cervical (corte sagital – plano YZ)	103
FIGURA 4.17 – Modelo 3: camada de cimento ao redor do pino e da reconstrução radicular (corte sagital – plano YZ).....	104
FIGURA 4.18 – Geometria dos Modelos 2 e 3: Detalhe tridimensional do volume criado no terço cervical da raiz, representando a área do defeito radicular a ser reconstruída.....	105
FIGURA 4.19 – Elemento tetraédrico Solid 45.	110
FIGURA 4.20 – Tensões $S1$ observadas no Modelo 1 durante o teste de malha com a malha selecionada.....	114
FIGURA 4.21 – Tensões $S3$ observadas no Modelo 1 durante o teste de malha com a malha selecionada.....	114
FIGURA 4.22 – Tensões $S1$ observadas no Modelo 2 durante o teste de malha com a malha selecionada.....	115
FIGURA 4.23 – Tensões $S3$ observadas no Modelo 2 durante o teste de malha com a malha selecionada.....	115
FIGURA 4.24 – Tensões $S1$ observadas no Modelo 3 durante o teste de malha com a malha selecionada.....	116
FIGURA 4.25 – Tensões $S3$ observadas no Modelo 3 durante o teste de malha com a malha selecionada.....	116
FIGURA 4.26 – Vistas lateral e oblíqua da malha Modelo 1 com o elemento Solid 45. ..	117
FIGURA 4.27 – Vistas lateral e oblíqua da malha do Modelo 2 com o elemento Solid 45.	118
FIGURA 4.28 – Vistas lateral e oblíqua da malha do Modelo 3 com o elemento Solid 45.	119
FIGURA 4.29 – Áreas de engastamento.	120
FIGURA 4.30 – Aplicação da carga sobre os nós na face palatina (vista palatina).....	121

FIGURA 4.31 –	Aplicação da carga sobre os nós na face palatina (vista proximal).....	122
FIGURA 5.1 –	MODELO 1: Diagrama de distribuição das tensões S1 na superfície do dente (vista proximal).....	125
FIGURA 5.2 –	MODELO 1: Diagrama de distribuição das tensões S1 na superfície da raiz (vista lingual).....	126
FIGURA 5.3 –	MODELO 1: Diagrama de distribuição das tensões S1 (corte sagital–plano YZ).....	127
FIGURA 5.4 –	MODELO 1: Diagrama de distribuição das tensões S1 com a raiz isolada (corte sagital–plano YZ).....	128
FIGURA 5.5 –	MODELO 1: Diagrama de distribuição das tensões S1 na região cervical da raiz isolada (corte transversal–plano XZ)	129
FIGURA 5.6 –	MODELO 1: Diagrama de distribuição das tensões S1 no pino (corte sagital–plano YZ)	130
FIGURA 5.7 –	MODELO 1: Diagrama de distribuição das tensões S1 no cimento (parede proximal)	131
FIGURA 5.8 –	MODELO 1: Diagrama de distribuição das tensões S3 na superfície do dente (vista proximal).....	132
FIGURA 5.9 –	MODELO 1: Diagrama de distribuição das tensões S3 na superfície da raiz (vista vestibular)	133
FIGURA 5.10 –	MODELO 1: Diagrama de distribuição das tensões S3 (corte sagital–plano YZ).....	134
FIGURA 5.11 –	MODELO 1: Diagrama de distribuição das tensões S3 com a raiz isolada (corte sagital–plano YZ).....	135
FIGURA 5.12 –	MODELO 1: Diagrama de distribuição das tensões S3 na região cervical da raiz isolada (corte transversal–plano XZ)	136
FIGURA 5.13 –	MODELO 1: Diagrama de distribuição das tensões S3 no pino (corte sagital–plano YZ)	137
FIGURA 5.14 –	MODELO 1: Diagrama de distribuição das tensões S3 no cimento (parede proximal)	138
FIGURA 5.15 –	MODELO 2: Diagrama de distribuição das tensões S1 na superfície do dente (vista proximal).....	139
FIGURA 5.16 –	MODELO 2: Diagrama de distribuição das tensões S1 na superfície da raiz (vista lingual).....	140

FIGURA 5.17 – MODELO 2: Diagrama de distribuição das tensões S1 (corte sagital– plano YZ).....	141
FIGURA 5.18 – MODELO 2: Diagrama de distribuição das tensões S1 com a raiz isolada (corte sagital– plano YZ).....	142
FIGURA 5.19 – MODELO 2: Diagrama de distribuição das tensões S1 na região cervical da raiz isolada (corte transversal– plano XZ)	143
FIGURA 5.20 – MODELO 2: Diagrama de distribuição das tensões S1 na região da reconstrução radicular (corte sagital– plano YZ)	144
FIGURA 5.21 – MODELO 2: Diagrama de distribuição das tensões S1 na região da reconstrução radicular (vista lingual)	145
FIGURA 5.22 – MODELO 2: Diagrama de distribuição das tensões S1 no pino (corte sagital– plano YZ)	146
FIGURA 5.23 – MODELO 2: Diagrama de distribuição das tensões S1 no cimento (vista proximal)	147
FIGURA 5.24 – MODELO 2: Diagrama de distribuição das tensões S1 no cimento (parede lingual).....	148
FIGURA 5.25 – MODELO 2: Diagrama de distribuição das tensões S3 na superfície do dente (vista proximal).....	149
FIGURA 5.26 – MODELO 2: Diagrama de distribuição das tensões S3 na superfície da raiz (vista lingual).....	150
FIGURA 5.27 – MODELO 2: Diagrama de distribuição das tensões S3 (corte sagital– plano YZ).....	151
FIGURA 5.28 – MODELO 2: Diagrama de distribuição das tensões S3 com a raiz isolada (corte sagital– plano YZ).....	152
FIGURA 5.29 – MODELO 2: Diagrama de distribuição das tensões S3 na região cervical da raiz isolada (corte transversal– plano XZ)	153
FIGURA 5.30 – MODELO 2: Diagrama de distribuição das tensões S3 na região da reconstrução radicular (corte sagital– plano YZ)	154
FIGURA 5.31 – MODELO 2: Diagrama de distribuição das tensões S3 na região da reconstrução radicular (vista vestibular)	155
FIGURA 5.32 – MODELO 2: Diagrama de distribuição das tensões S3 no pino (corte sagital– plano YZ)	156
FIGURA 5.33 – MODELO 2: Diagrama de distribuição das tensões S3 no cimento (vista proximal)	157

FIGURA 5.34 – MODELO 2: Diagrama de distribuição das tensões S3 no cimento (parede vestibular)	158
FIGURA 5.35 – MODELO 3: Diagrama de distribuição das tensões S1 na superfície do dente (vista proximal)	159
FIGURA 5.36 – MODELO 3: Diagrama de distribuição das tensões S1 na superfície da raiz (vista lingual)	160
FIGURA 5.37 – MODELO 3: Diagrama de distribuição das tensões S1 (corte sagital–plano YZ).....	161
FIGURA 5.38 – MODELO 3: Diagrama de distribuição das tensões S1 com a raiz isolada (corte sagital– plano YZ).....	162
FIGURA 5.39 – MODELO 3: Diagrama de distribuição das tensões S1 na região cervical da raiz isolada (corte transversal– plano XZ)	163
FIGURA 5.40 – MODELO 3: Diagrama de distribuição das tensões S1 na região da reconstrução radicular (corte sagital – plano YZ)	164
FIGURA 5.41 – MODELO 3: Diagrama de distribuição das tensões S1 na região da reconstrução radicular (vista lingual)	165
FIGURA 5.42 – MODELO 3: Diagrama de distribuição das tensões S1 no pino (corte sagital– plano YZ)	166
FIGURA 5.43 – MODELO 3: Diagrama de distribuição das tensões S1 no cimento (parede proximal)	167
FIGURA 5.44 – MODELO 3: Diagrama de distribuição das tensões S3 na superfície do dente (vista proximal).....	168
FIGURA 5.45 – MODELO 3: Diagrama de distribuição das tensões S3 na superfície da raiz (vista vestibular)	169
FIGURA 5.46 – MODELO 3: Diagrama de distribuição das tensões S3 (corte sagital–plano YZ).....	170
FIGURA 5.47 – MODELO 3: Diagrama de distribuição das tensões S3 com a raiz isolada (corte sagital– plano YZ).....	171
FIGURA 5.48 – MODELO 3: Diagrama de distribuição das tensões S3 na região cervical da raiz isolada (corte transversal– plano XZ)	172
FIGURA 5.49 – MODELO 3: Diagrama de distribuição das tensões S3 na região da reconstrução radicular (corte sagital– plano YZ)	173
FIGURA 5.50 – MODELO 3: Diagrama de distribuição das tensões S3 na região da reconstrução radicular (vista vetibular)	174

FIGURA 5.51 –	MODELO 3: Diagrama de distribuição das tensões S3 no pino (corte sagital– plano YZ)	175
FIGURA 5.52 –	MODELO 3: Diagrama de distribuição das tensões S3 no cimento (parede proximal)	176
FIGURA 5.53 –	Distribuição das tensões S1 nos Modelos 1, 2 e 3 (a: vista proximal; b: corte sagital– plano YZ).	177
FIGURA 5.54 –	Distribuição das tensões S1 nas raízes dos Modelos 1, 2 e 3 (a: corte transversal; b: corte sagital– plano YZ).....	178
FIGURA 5.55 –	Distribuição das tensões S1 nas raízes dos Modelos 1, 2 e 3 (a: corte transversal – plano XZ; b: vista lingual)	179
FIGURA 5.56 –	Distribuição das tensões S1 nos pinos nos Modelos 1, 2 e 3 (corte sagital– plano YZ)	180
FIGURA 5.57 –	Distribuição das tensões S1 na região da reconstrução nos Modelos 2 e 3 (a: corte sagital– plano YZ; b: vista vestibular)	181
FIGURA 5.58 –	Distribuição das tensões S1 na região do cimento nos Modelos 1, 2 e 3 (corte sagital– plano YZ).....	182
FIGURA 5.59 –	Distribuição das tensões S3 nos Modelos 1, 2 e 3 (a: vista proximal; b: corte sagital– plano YZ).	183
FIGURA 5.60 –	Distribuição das tensões S3 nas raízes dos Modelos 1, 2 e 3 (a: corte transversal; b: corte sagital– plano YZ).....	184
FIGURA 5.61 –	Distribuição das tensões S3 nas raízes dos Modelos 1, 2 e 3 (a: corte transversal– plano XZ; b: vista vestibular).....	185
FIGURA 5.62 –	Distribuição das tensões S3 nos pinos nos Modelos 1, 2 e 3 (corte sagital– plano YZ)	186
FIGURA 5.63 –	Distribuição das tensões S3 na região da reconstrução nos Modelos 2 e 3 (a: corte sagital– plano YZ; b: vista lingual)	187
FIGURA 5.64 –	Distribuição das tensões S3 na região do cimento nos Modelos 1, 2 e 3 (corte sagital– plano YZ).....	188

LISTA DE GRÁFICOS

GRÁFICO 4.1 – Teste de malha: variação das tensões principais para o Modelo 1 (MPa).....	111
GRÁFICO 4.2 – Teste de malha: variação das tensões principais para o Modelo 2 (MPa).....	112
GRÁFICO 4.3 – Teste de malha: variação das tensões principais para o Modelo 3 (MPa).....	113
GRÁFICO 5.1 – Magnitude das tensões S1 nas estruturas dos modelos.	123
GRÁFICO 5.2 – Magnitude das tensões S3 nas estruturas dos modelos.	123

LISTA DE QUADROS E TABELAS

QUADRO 4.1 –	Medidas utilizadas para construção do Modelo 1	85
QUADRO 4.2 –	Propriedades dos materiais representados nos modelos tridimensionais	109
TABELA 4.1 –	Levantamento estatístico dos valores para o Módulo de elasticidade (E) na literatura; n = número de artigos analisados, CV: Coeficiente de Variação)	108
TABELA 4.2 –	Teste de convergência de malha para o Modelo 1: malhas testadas, número de nós e de elementos e a respectiva variação das tensões principais (MPa).	111
TABELA 4.3 –	Teste de convergência de malha para o Modelo 2: malhas testadas, número de nós e de elementos e a respectiva variação das tensões principais (MPa).	112
TABELA 4.4 –	Teste de convergência de malha para o Modelo 3: malhas testadas, número de nós e de elementos e a respectiva variação das tensões principais (MPa).	112
TABELA 4.5 –	Características finais dos modelos discretos	113
TABELA 5.1 –	Magnitude e distribuição das tensões S1 e S3 nos três modelos	124

RESUMO

A restauração dos dentes tratados endodonticamente muitas vezes é uma tarefa complexa em razão da grande perda de estrutura coronária. Quando a destruição atinge a raiz, os canais muito amplos dificultam a colocação de pinos intra-radulares necessária para a reabilitação protética do dente. A reconstrução cervical por meio de materiais adesivos tem sido sugerida, devido às propriedades mecânicas favoráveis e à adesão às paredes dentinárias. Este trabalho teve por objetivo aplicar o método dos elementos finitos para: a) comparar a distribuição de tensões em dentes tratados endodonticamente com raízes reconstruídas com resina composta ou ionômero de vidro *cermet* entre si, e em relação a dentes tratados endodonticamente com raízes estruturalmente íntegras, sob carga estática; b) verificar os prováveis tipos de falha da reconstrução (fratura radicular, deslocamento do pino) de acordo com a resistência da dentina e dos materiais utilizados, e sua provável localização; c) de posse da magnitude e da distribuição das tensões, verificar o comportamento desses dentes sob carregamento cíclico, com base na resistência à fadiga dos materiais estudados; e d) comparar os resultados obtidos com os disponíveis na literatura. O programa Ansys® 12.0 (Canonsburg, PA, EUA) foi utilizado para modelagem e processamento. Foram confeccionados 3 modelos geométricos tridimensionais, representando um incisivo central superior com raiz íntegra, restaurado com pino/núcleo/coroa total (Modelo 1), ou com o canal ampliado e paredes radulares reconstruídas com resina composta (Modelo 2) e ionômero de vidro *cermet* (Modelo 3). Uma carga de 100N foi aplicada na região palatina, a 130° com o longo eixo do dente. As tensões principais (S1 e S3) foram analisadas no dente, na raiz isolada, no pino, no cimento e na área da reconstrução radicular. Sob carga estática, os resultados indicaram que a falha na dentina radicular é pouco provável. Entretanto, existe a possibilidade de falha nas interfaces adesivas. No Modelo 2, a falha mais provável ocorreria na união cimento/dentina, enquanto que no Modelo 3, a falha ocorreria na união ionômero/dentina. O comportamento do Modelo 2 ficou mais próximo do Modelo 1 do que Modelo 3. Nos três modelos, os dentes trabalham próximos à resistência à fadiga da dentina. Os resultados apontaram um prognóstico desfavorável para as reconstruções adesivas de raízes fragilizadas, devendo ser indicadas com cautela, levando-se em consideração as características individuais dos pacientes.

Palavras-chave: Técnica para retentor intra-radicular. Fraturas dos dentes. Materiais restauradores do canal radicular. Pinos dentários. Biomecânica. Análise de elemento finito.

1 INTRODUÇÃO

O tratamento endodôntico possibilitou o restabelecimento funcional de dentes acometidos por cáries profundas ou grandes destruições coronárias, aumentando consideravelmente a viabilidade da manutenção de dentes que, no passado, seriam extraídos (SAPONE; LORENCKI, 1981). Os dentes tratados endodonticamente são mais sujeitos à fratura radicular, fato esse observado clinicamente e suportado por evidências de estudos retrospectivos (FENNIS et al., 2002; GHER JR et al., 1987; SORENSEN; MARTINOFF, 1984). A menor resistência desses dentes se deve principalmente à redução estrutural (LELES; SOUZA; BUSATO, 2004). A remoção progressiva do tecido dentário, desde a abertura do acesso ao canal até o preparo cavitário com finalidade de restauração protética, diminui progressivamente a rigidez e resistência do dente (LANG et al., 2006; HUSSAIN et al., 2007). Dessa forma, aumenta progressivamente o risco de fratura dos dentes, com tratamento endodôntico, em comparação com um dente sadio (DIETSCHI et al., 2007).

Além do tratamento endodôntico, esses dentes podem apresentar grande perda de estrutura coronária original, provocada por cárie, traumatismo ou restaurações extensas (JOHNSON et al., 2000). Tais dentes requerem grandes reconstruções, que permitem a continuidade da função como dentes isolados ou como pilares de próteses fixas. Quando há grande perda da estrutura coronária e não há possibilidade de retenção nem resistência suficiente para a reconstrução protética da coroa, é necessário buscar retenção no interior do canal radicular, por meio de um sistema composto por um pino intrarradicular e um núcleo coronário (MCANDREW; JACOBSEN, 2002). Numa relação direta de dependência funcional, a restauração coronária é retida pelo núcleo coronário, que por sua vez é retido pelo pino intrarradicular (LELES; SOUZA; BUSATO, 2004) (FIG. 1.1). Entretanto, a cimentação de um pino no interior do canal, embora necessária para a retenção da coroa, confere um risco adicional, uma vez que a carga oclusal passa a ser transmitida diretamente ao interior da raiz, sem o amortecimento fisiológico prévio realizado pelas estruturas coronárias dos dentes sadios (GUZY; NICHOLLS, 1970; TROPE, MALTZ; TRONSTAD, 1985).

A quantidade de dentina remanescente pode ser considerada como o fator mais importante para a manutenção da resistência estrutural do dente e redução do risco de fratura radicular (MARCHI et al., 2003; MORGANO, 1996). A dentina é o tecido que confere resistência ao dente, suporta e transmite as cargas funcionais ao periodonto e à base óssea. Dentes unirradiculares tratados endodonticamente representam um desafio para a odontologia

restauradora, pois a restauração final deve reforçar a estrutura remanescente do dente e, ao mesmo tempo, possibilitar máxima resistência e retenção do sistema de pino/núcleo selecionado (MENDOZA et al., 1997).

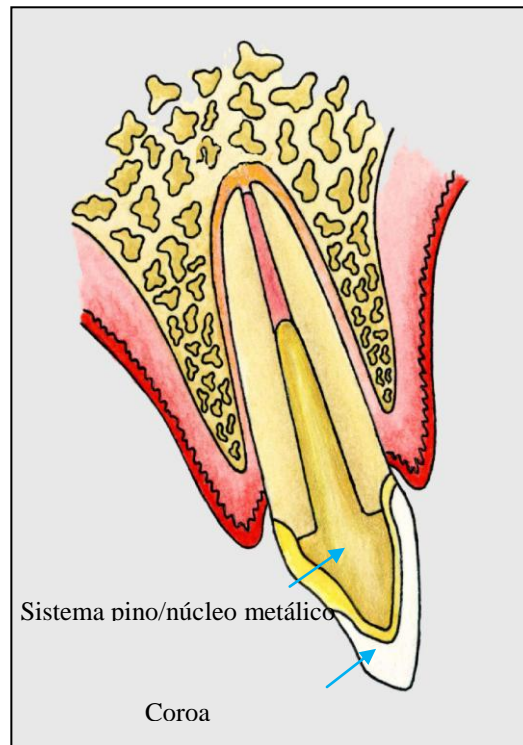


FIGURA 1.1 – Dente restaurado com sistema pino/núcleo metálico fundido e coroa metalocerâmica.

FONTE – Adaptado de Shillingburg e Kessler (1987).

Tradicionalmente, dois tipos de sistemas de pino/núcleo com características diferentes são recomendados para a reabilitação protética dos dentes tratados endodonticamente (SAUPE; GLUSKIN; RADKE JR, 1996). O primeiro deles, o sistema de pino/núcleo individualizado metálico fundido, reproduz intimamente a morfologia do canal radicular, personalizando comprimento, largura e seção transversal (MORGANO; MILOT, 1993). Este sistema tem a vantagem de apresentar uma melhor adaptação às paredes e, conseqüentemente, melhor retenção friccional. No segundo sistema, um tipo pré-fabricado de pino, constituído de aço inoxidável ou resina reforçada por fibras de carbono, quartzo ou vidro é cimentado no interior do conduto e associado a um núcleo coronário geralmente em resina composta. A retenção e resistência ao deslocamento, sob a ação das forças mastigatórias, são dependentes de uma combinação de fatores como preparo do conduto, agentes cimentantes e configuração interna da raiz. Um pino com paredes paralelas, bem

adaptado, é considerado o tipo mais retentivo e que gera menores níveis de tensão na raiz (MENDOZA et al., 1997). A retenção dos pinos pré-fabricados é ainda incrementada pela cimentação adesiva (MENDOZA; EAKLE, 1994).

Porém, a situação clínica torna-se significativamente mais crítica quando a raiz apresenta paredes residuais extensamente danificadas, como nos casos de cárie envolvendo o canal radicular, instrumentação excessiva, ou pela presença de pinos muito largos (JOHNSON et al., 2000). Esse tipo de raiz, com paredes muito delgadas, pode comprometer o sucesso a longo prazo da restauração do dente. Nesses casos, pinos metálicos fundidos, devido a sua rigidez, podem agir como cunha e provocar fratura radicular; e pinos pré-fabricados podem ter a adaptação imprecisa, devido à grande amplitude do canal. Alguns materiais têm sido sugeridos para reconstruir a parede interna da raiz e solucionar esse problema, como a resina composta (LUI, 1994a; SAUPE; GLUSKIN; RADKE JR, 1996), o ionômero de vidro (LUI, 1992), tiras e pinos de fibra acessórios (BONFANTE et al., 2007), melhorando a adaptação do pino ao canal, diminuindo a espessura do cimento, favorecendo a retenção e prevenindo falhas adesivas. O principal objetivo é a restauração em “monobloco” (BONFANTE et al., 2007), ou seja, por meio da adesão, formar um complexo biomecânico único entre a estrutura dentária e os componentes da prótese (pino, cimento e materiais restauradores), e a utilização de materiais com propriedades mecânicas semelhantes às da estrutura dental remanescente.

No sistema metálico fundido, quando se trata de raízes enfraquecidas, com canais muito amplos, a forma cônica do pino, associada ao alto módulo de elasticidade dos metais, que torna o pino muito rígido quando comparado aos tecidos circundantes, provoca um efeito de cunha, aumentando o risco de fratura radicular (BONFANTE et al., 2007; LELES; SOUZA; BUSATO, 2004). Isso acontece porque o pino, além de reter a coroa protética, tem a função de receber as cargas mastigatórias e repassá-las à dentina remanescente, que, por sua vez, dissipa-as ao ligamento periodontal e ao osso. Pinos constituídos de um material pouco flexível fazem com que todas as cargas por ele recebidas sejam imediatamente transmitidas à dentina, gerando áreas de concentração de tensões sobre as paredes radiculares (FIG. 1.2). Quanto maior a rigidez do pino, maior é essa possibilidade. Se as tensões produzidas ultrapassarem o limite de resistência da dentina, o resultado é a fratura radicular (MEZZOMO; MASSA, 2006).

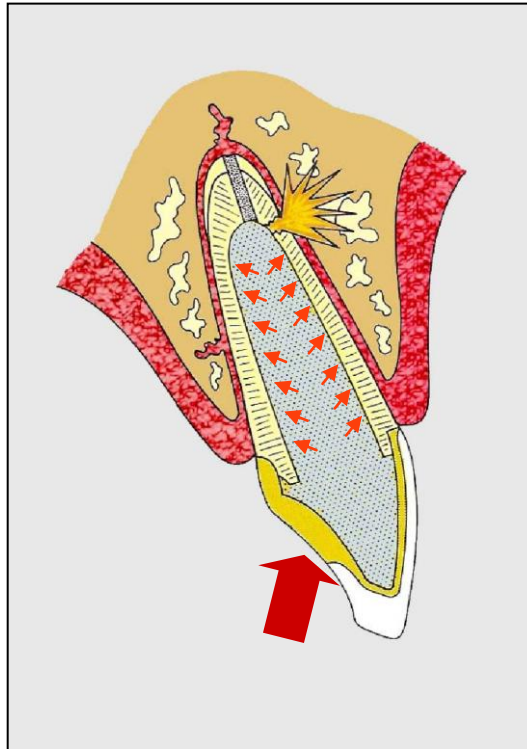


FIGURA 1.2 – Efeito de cunha do pino metálico sobre as paredes da raiz.

FONTE – Adaptado de Shillingburg e Kessler (1987).

Por outro lado, pinos pré-fabricados com paredes paralelas não se adaptam perfeitamente à forma muito ampla do canal na região cervical da raiz, levando a uma menor retenção e maior instabilidade do pino (MOOSAVI et al., 2008; SCHMAGE et al., 2009). O espaço que permanece entre o pino e as paredes do canal é preenchido por cimento e, se este não tem boa resistência à compressão, tende a falhar com o carregamento mastigatório repetitivo (MENDOZA et al., 1997). Quando o cimento começa a fraturar, a retenção do pino é comprometida; se o pino não se solta completamente, o risco de fratura da raiz é ainda maior, pois o pino instável sofre pequenos deslocamentos dentro do canal durante a mastigação (SANTOS et al., 2010) (FIG. 1.3).

Por essas razões, de acordo com Mendoza et al. (1997), a restauração de um dente enfraquecido não pode ser realizada somente pelo pino e núcleo, independente do sistema utilizado. A porção cervical do dente é submetida a esforços de compressão, tração e torção significativas durante a função. Presume-se que esses esforços possam levar à fadiga gradual das paredes radiculares, aumentando a possibilidade de fratura com o tempo. Portanto, a reabilitação estrutural prévia da raiz enfraquecida é de importância crítica para assegurar o sucesso do tratamento restaurador do dente desvitalizado.

A reconstrução adesiva da raiz na região cervical vem sendo sugerida como forma de aumentar a resistência à fratura radicular após a cimentação do pino (JOHNSON et al., 2000; LUI, 1992; 1994a; MARCHI et al., 2003; MENDOZA et al., 1997; SAUPE; GLUSKIN; RADKE JR., 1996). Um tipo de reforço radicular, conseguido através de um abraçamento externo da região cervical por um núcleo metálico fundido, foi inicialmente confeccionado com algum sucesso no aumento da resistência do dente (BARKHORDAR et al., 1989). Porém, com a tendência da Odontologia atual para os tratamentos sem metal aparente, esses colares cervicais metálicos vêm caindo em desuso por serem esteticamente desfavoráveis.

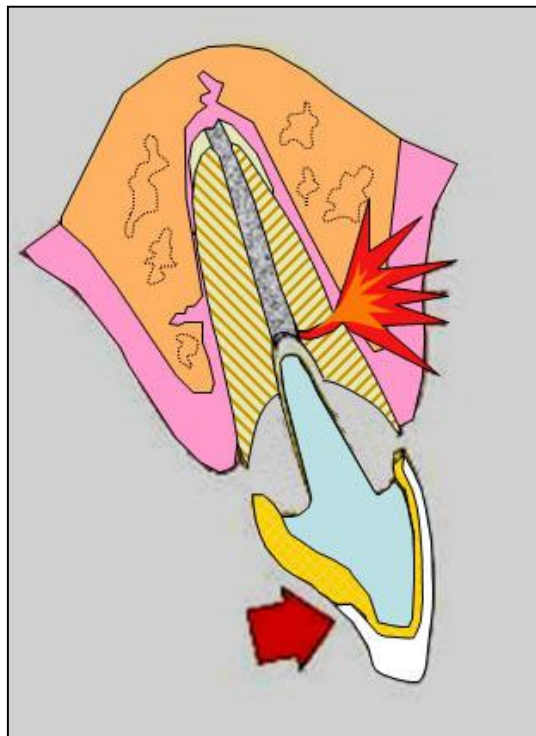


FIGURA 1.3 – Fratura provocada pelo deslocamento do pino após a falha do cimento.

FONTE – Adaptado de Shillingburg e Kessler (1987)

Com o propósito de melhorar o prognóstico de raízes estruturalmente comprometidas, a reconstrução intrarradicular, por meio de restauração adesiva de resina composta fotopolimerizável, tem sido proposta para aumentar a espessura interna e, conseqüentemente, reduzir o diâmetro do canal (GONCALVES et al., 2006; GRANDINI et al., 2003; KINA; BRUGUERA, 2008; LUI, 1994a). Assim, a dimensão interna da raiz é reforçada por meio de um colar de resina composta aderido à dentina. A resina composta aumenta a espessura diametral da parede da raiz, medida da superfície externa até a interface

com o pino posicionado no interior do canal (SAUPE; GLUSKIN; RADKE JR, 1996). O comportamento favorável em razão da adesão, bem como a boa resistência à tração e ao cisalhamento conferem à resina composta um excelente potencial para reforçar clinicamente raízes com paredes delgadas. Contudo, a influência da contração da resina composta durante a fotopolimerização deve ser minimizada, para que se possa garantir o reforço das paredes através da adesão (CALHEIROS et al., 2006; LAZARCHIK et al., 2007; TERRY; LEINFELDER, 2006;).

O cimento de ionômero de vidro também tem sido sugerido para o reforço radicular (BERRY; POWERS, 1994a; LUI, 1992; WEIGER et al., 1995), devido a sua boa adesão à dentina radicular (BERRY; POWERS, 1994a; WEIGER et al., 1995). O cimento de ionômero de vidro tipo *cermet* é o resultado da inclusão de pó metálico no vidro através de sinterização em altas temperaturas. Além das qualidades desejáveis do ionômero de vidro convencional, como boa adesão e liberação de flúor, o ionômero tipo *cermet* apresenta maior resistência à compressão e à flexão, menor desgaste e limite de fadiga mais alto (LUI, 1992).

Apesar da existência de vários materiais e diferentes técnicas para a reconstrução protética dos dentes tratados endodonticamente, com raízes enfraquecidas, a preservação e a restauração desses dentes, severamente debilitados, sem suporte dentinário adequado no terço cervical do canal radicular, é um procedimento difícil e de prognóstico duvidoso. O comportamento mecânico dessas raízes, após o reforço radicular, quando submetidas às forças mastigatórias, é um assunto pouco conhecido. Estudos científicos comparativos, ensaios mecânicos e estudos clínicos de acompanhamento longitudinal sobre o desempenho dos materiais e técnicas disponíveis para o reforço radicular, no que se refere à resistência e à longevidade, são importantes para fornecer os subsídios científicos necessários para a tomada de decisão clínica.

Para Xible (2004), um aspecto comum dos ensaios sobre resistência de raízes é sua natureza destrutiva. Dentes humanos têm sido comumente usados para testar, *in vitro*, as reconstruções com pinos e núcleos intrarradiculares. As principais desvantagens da utilização de dentes humanos são as dificuldades para se conseguir um número de dentes suficiente para uma amostra representativa, e a grande variação em tamanho e forma, interferindo com os parâmetros mecânicos. Para contornar esses problemas, dentes bovinos ou de resina podem ser utilizados. Dentes bovinos são comparáveis aos dentes humanos em módulo de elasticidade, resistência à tração e características de adesão, porém são muito maiores que os dentes humanos, o que inviabiliza a adaptação dos pinos disponíveis, bem como a extrapolação dos resultados. Por sua vez, dentes de resina reproduzem o tamanho dos dentes

humanos e podem ser padronizados, mas não simulam adequadamente as propriedades de adesão, elasticidade e resistência inerentes àqueles. Com base no que foi exposto, o método numérico dos elementos finitos parece ser um meio simples e acessível de analisar o comportamento dos dentes com reforço radicular, permitindo uma simulação com características bastante aproximadas de seu comportamento mecânico durante a função.

Como pode ser observado, diferentes sistemas de pinos e materiais restauradores associados já foram utilizados para evitar a perda precoce e restabelecer a função do remanescente radicular estruturalmente comprometido (BONFANTE et al., 2007; BONILLA, 2001; MARCHI et al., 2003; MENDOZA et al., 1997; SAUPE; GLUSKIN; RADKE JR, 1996; SOARES, 1999). Da mesma forma, diversos materiais restauradores têm sido propostos, na tentativa de encontrar um substituto adequado para o tecido dentinário perdido, como o cimento de ionômero de vidro (LUI, 1992; MARCHI et al., 2003; SOARES, 1999), os cimentos resinosos (MARCHI et al., 2003; MENDOZA et al., 1997; NAUMANN; PREUSS; FRANKEBERGER, 2006), a resina composta (BONILLA, 2001; LUI, 1994a; MARCHI et al., 2003; ZOGHEIB et al., 2008) e as fibras de polietileno (BELLI; ERDEMIR; YILDIRIM, 2006; BONFANTE et al., 2007).

A introdução de pinos de fibra cimentados de forma adesiva forneceu um novo conceito de sistema restaurador, onde os vários componentes da restauração (adesivo, cimento, reforço e pino) constituem um complexo estrutural mecanicamente homogêneo. A esse sistema de restauração em monobloco (BONFANTE et al., 2007), com o emprego de materiais adesivos com propriedades físicas semelhantes às da dentina, tem sido atribuído um comportamento similar ao de uma raiz íntegra. Na literatura, existem poucas investigações sobre o comportamento de dentes com raízes comprometidas reconstruídas adesivamente utilizando o método dos elementos finitos (COELHO et al., 2006; LI et al., 2006; MEZZOMO et al., 2011). A influência do módulo de elasticidade dos cimentos, da espessura da camada de cimento, do tipo de pino foram algumas variáveis analisadas. Nenhum desses estudos realizou uma análise comparativa dos materiais restauradores adesivos utilizados para reconstruir uma raiz estruturalmente comprometida entre si e em relação a uma raiz íntegra.

Nesse contexto, esse estudo se propõe a utilizar o método dos elementos finitos para investigar se a reconstrução das raízes fragilizadas por meio de sistemas de reconstrução radicular é capaz de devolver a resistência à fratura dessas raízes, quando comparadas com uma raiz íntegra, em um dente reconstruído com pino de fibra de vidro, núcleo em resina composta e coroa total. Dessa forma, pode contribuir com dados que possibilitem ao clínico e ao pesquisador selecionar, de maneira previsível, a técnica mais adequada para aumentar a

longevidade de dentes com tratamento endodôntico e raízes fragilizadas com grande redução da estrutura.

Inicialmente, descrevem-se os resultados de uma ampla **revisão da literatura**, abrangendo primeiramente os estudos sobre a resistência de dentes tratados endodonticamente, com raízes íntegras e enfraquecidas, reabilitados com sistemas de pino/núcleo/coroa. Em seguida, os aspectos mais relevantes sobre as propriedades e o comportamento dos materiais utilizados na reconstrução das raízes e suas técnicas de aplicação foram apresentados. Por fim, uma compilação dos estudos que utilizam o método dos elementos finitos para investigar o comportamento mecânico, no que se refere à distribuição das tensões e deformações, dos dentes tratados endodonticamente com raízes estruturalmente sadias ou reconstruídas foi apresentada. Os três modelos geométricos criados para atender aos objetivos propostos são detalhadamente descritos no capítulo de **metodologia**, bem como as propriedades atribuídas a cada material, as características da malha, as condições de contorno e carregamento de cada modelo. Os **resultados** da distribuição das tensões em cada um dos modelos são resumidos em uma tabela e mostrados sob a forma de diagramas fornecidos pelo programa utilizado. Com base na literatura disponível, uma **discussão** abrangente dos resultados foi apresentada para conferir validade aos modelos analisados e para avaliar os resultados em relação à resistência dos materiais utilizados frente a cargas estáticas e cíclicas. As possíveis falhas dos materiais foram analisadas para cada modelo, separadamente, procurando-se **concluir** sobre a viabilidade clínica das reconstruções radiculares em dentes tratados endodonticamente. O **ANEXO A** traz as definições dos termos referentes à anatomia dental e aos termos técnicos particulares à Odontologia utilizados nesta revisão.

2 REVISÃO DA LITERATURA

2.1 Reconstrução de raízes enfraquecidas

Pinos intrarradiculares e núcleos coronários têm sido utilizados de forma eficiente para reter restaurações protéticas de dentes tratados endodonticamente extensamente destruídos. Com base em seu comportamento mecânico, de maneira geral, sistemas compostos por pinos de fibra e núcleos em resina composta cimentados de forma adesiva parecem ser a melhor opção disponível atualmente (AL-OMIRI et al., 2010). Apesar dos bons resultados, reconhecer o significado dos fatores que influenciam na resistência à fratura desses dentes pode auxiliar na escolha do tratamento adequado para cada caso individualmente.

As falhas biomecânicas em dentes desvitalizados são um tema de importância crítica na odontologia restauradora, de tal forma que Dietschi et al. (2007) publicaram uma revisão sistemática sobre os aspectos biomecânicos da restauração dos dentes tratados endodonticamente, com ênfase nas alterações da composição e estrutura de tais dentes. Os autores analisaram estudos publicados entre 1990 e 2005, encontrados na base de dados PubMed/Medline, e constataram que as alterações no comportamento biomecânico dos dentes após a terapia endodôntica podem ser atribuídas a alterações que ocorrem em diferentes níveis: composição tecidual, micro e macroestrutura da dentina e estrutura do dente.

Os prolongamentos odontoblásticos mantêm o fluido intercelular no interior dos canalículos dentinários, tendo, portanto, a função de hidratação local dos tecidos. Devido à remoção do tecido pulpar durante o tratamento endodôntico, alterações no conteúdo de água no tecido dentinário seriam esperadas. Pesquisando as alterações na composição tecidual dos dentes desvitalizados, Helfer, Melnick e Schilder (1972) conduziram um estudo com o objetivo de caracterizar o conteúdo de água dos dentes desvitalizados como um dos fatores contribuintes para a maior fragilidade desses dentes, e constataram que a umidade era menor nos tecidos calcificados dos dentes despolpados do que nos dentes vitais.

Vinte anos mais tarde, Huang, Schilder e Nathanson (1992) publicaram um estudo sobre o efeito do conteúdo de umidade e do tratamento endodôntico sobre algumas propriedades mecânicas da dentina humana. O estudo teve como objetivo detectar diferenças significantes entre as propriedades da dentina de dentes despolpados e dentes vitais. Duzentos e sessenta e dois corpos de prova foram obtidos a partir da dentina de 54 dentes humanos recém-extraídos vitais e 24 despolpados. Os corpos de prova foram submetidos a diferentes

condições experimentais de umidade, e ensaios de compressão, tração e impacto foram realizados para medir as propriedades mecânicas. Os resultados mostraram que a desidratação da dentina, em decorrência do tratamento endodôntico, não altera significativamente sua resistência à tração, à compressão ou ao impacto. Apesar disso, os autores reconheceram que outras propriedades mecânicas podem ser alteradas nos dentes não vitais.

Além do conteúdo de água, de acordo com Rivera e Yamauchi (1993), outro fator que pode afetar as propriedades mecânicas dos dentes em um nível tecidual é a rede de colágeno. Hawkins e Davies (1998), estudando o efeito do hipoclorito sobre as proteínas, constataram que esse provoca a fragmentação da cadeia de peptídeos com a formação de material de menor massa molecular (radicais livres da amina), principalmente naquelas que apresentam grupos de aminoácidos lisina na cadeia protéica, como é o caso do colágeno. Esse fato foi verificado por Dietschi et al. (2007), que, em sua revisão sistemática, constataram que tanto o hipoclorito, quanto os agentes quelantes, ambos utilizados na irrigação e desinfecção do canal, interagem com a dentina radicular, um com o substrato orgânico (hipoclorito de sódio), e outro com o conteúdo mineral (quelantes), provocando erosão e amolecimento da dentina.

Essas alterações teciduais podem provocar alterações nas características mecânicas da dentina dos dentes com tratamento endodôntico. Grigoratos et al. (2001) estudaram o efeito de soluções de hipoclorito de sódio sobre a resistência à flexão e o módulo de elasticidade em 121 barras padronizadas de dentina, divididas em cinco grupos-teste e um controle. Os resultados revelaram um módulo de elasticidade significativamente reduzido, bem como a resistência flexural. Entretanto, a resistência à flexão depende da geometria, e o comportamento de barras de dentina pode ser diferente daquele da estrutura dentária *in situ*.

Sim et al. (2001) testaram a influência do hipoclorito de sódio nas propriedades mecânicas da dentina e no enfraquecimento do dente endodonticamente tratado. O estudo foi dividido em duas partes relacionadas entre si. A primeira parte avaliou o efeito do hipoclorito de sódio localmente na dentina, e a segunda permitiu a observação do efeito do “enfraquecimento local” da dentina na deformação do dente como um todo. Além dos ensaios de resistência, efetuados em barras de dentina (corpos de prova), foram realizados ensaios não destrutivos com carga cíclica para verificar a deformação do dente, por meio do acoplamento de extensômetros na região cervical de 10 dentes, com a estrutura do esmalte e da dentina reduzida e o canal preparado. Os autores concluíram que o hipoclorito de sódio, utilizado na desinfecção e debridamento do canal radicular, reduz significativamente a resistência à flexão

e o módulo de elasticidade da dentina. Tal efeito é percebido no dente como um todo, por meio do aumento da deformação sob cargas cíclicas não destrutivas.

A perda da vitalidade pulpar tem sido associada a alterações nas propriedades da dentina e, conseqüentemente, na resistência do dente. Como se pode observar, vários estudos têm sido realizados, no sentido de investigar, de maneira qualitativa e quantitativa, a influência do tratamento endodôntico no comportamento mecânico do dente, através do conteúdo de umidade (HELFER et al., 1972; HUANG; SCHILDER; NATHANSON, 1992), da natureza do colágeno (HAWKINS; DAVIES, 1998), e de ensaios experimentais (GRIGORATOS et al., 2001; HUSSAIN; MCDONALD; MOLES, 2007; SEDGLEY; MESSER, 1992; SIM et al., 2001). Infelizmente os resultados encontrados são variáveis, devido a diferentes metodologias. Huang, Schilder e Nathanson (1992) utilizaram amostras de dentina e ensaios de compressão, tração e impacto, para calcular o módulo de elasticidade, limite proporcional e resistência à fratura; outros pesquisadores utilizaram barras de dentina e ensaios de flexão para investigar a resistência à flexão e o módulo de elasticidade à flexão (GRIGORATOS et al., 2001; SIM et al., 200). Apesar da falta de consenso, para Sim et al. (2001), todos esses fatores interagem de maneira cumulativa para influenciar na resistência à fratura dos dentes desvitalizados, culminando com falhas catastróficas.

Embora as alterações na composição tecidual da dentina estejam comprovadas, de acordo com Diestchi et al. (2007), as maiores mudanças na resistência mecânica do dente podem ser atribuídas à perda de tecido dentário estrutural provocada por cáries, fraturas ou preparos de cavidade, que incluem a cavidade de acesso ao canal para o tratamento endodôntico. Além das alterações químicas teciduais causadas pelos agentes irrigantes, logicamente, o preparo do canal afeta a resistência do dente devido ao tecido coronário e radicular removido.

Esse fato também foi constatado por Sedgley e Messer (1992) que compararam as propriedades mecânicas de 23 dentes tratados endodonticamente com seus pares contralaterais vitais, quanto à resistência ao cisalhamento, dureza, tenacidade e resistência à fratura. A similaridade entre as propriedades indicou que o tecido dentário não se torna mais frágil após o tratamento endodôntico. A análise estatística pareada revelou que somente a dureza mostrou-se significativamente maior nos dentes vitais (3,5%). Entretanto, os autores realçaram que outros fatores, como a perda da macroestrutura dental por cáries, acesso e instrumentação endodôntica, traumas e preparos cavitários extensos podem contribuir para a fragilidade desses dentes.

O preparo para colocação de um pino intrarradicular, por si só, é capaz de enfraquecer a estrutura dos dentes tratados endodonticamente, como foi observado por Trope, Maltz e Tronstad (1985). Com o propósito de comparar a resistência à fratura de dentes tratados endodonticamente, após diferentes métodos de restauração, os autores avaliaram 64 incisivos naturais intactos extraídos. Os dentes receberam tratamento endodôntico e a coroa foi mantida íntegra, com exceção do orifício para acesso endododôntico. Os dentes foram restaurados de oito maneiras diferentes, variando desde uma simples resina composta até o preparo do canal e cimentação de um pino de aço pré-fabricado (1,25mm de diâmetro) com resina composta. Uma força crescente gradual foi aplicada no cingulo a um ângulo de 50° com o longo eixo do dente. Observou-se que o preparo do espaço para o pino enfraqueceu significativamente o dente. De grande importância foi a constatação de que nenhum dos métodos usados para restaurar o dente foi capaz de reforçá-lo suficientemente a ponto de alcançar a resistência de um dente sem o preparo para o pino. Os autores concluíram então que a idéia de que o uso de um pino pode reforçar um dente endodonticamente tratado pode não ser correta, e aconselharam que, na prática clínica, os preparos para pinos sejam evitados sempre que possível, devendo ser utilizados somente quando necessários para a retenção da restauração.

Trope e Ray Jr. (1992) estudaram 48 dentes caninos tratados endodonticamente preparados de quatro maneiras diferentes. Os dentes foram desgastados de forma a deixar a parede lingual da coroa num nível 2mm abaixo da parede vestibular da raiz, e as raízes preparadas foram incluídas em resina acrílica, de maneira que 12mm da raiz vestibular ficavam expostos. Uma carga lenta e gradual foi aplicada até a fratura. A magnitude da força, no momento da fratura, foi registrada para comparação entre os grupos de dentes. Todos os dentes fraturaram na junção da parede vestibular com a resina acrílica. Os autores observaram que a instrumentação do canal reduziu significativamente a resistência das raízes.

Lang et al. (2006) pesquisaram o impacto das várias etapas do tratamento endodôntico na rigidez das raízes, sob o aspecto da deformação, e não da resistência à fratura. Vinte incisivos centrais superiores foram avaliados a cada passo da sequência clínica: preparo do acesso ao canal, instrumentação manual com limas de número 20 a 110 e preparo para pino (com paredes cônicas e paralelas). Os dentes foram fixados em dois pontos, na região do ápice da raiz e a 2mm da junção cimento-esmalte, e uma força de 3,75N, controlada através de um dispositivo piezoelétrico, foi aplicada na superfície palatina, a 135° com o longo eixo do dente. A cada etapa, o deslocamento correspondente foi registrado por meio de interferometria. Nesse processo, o dente é iluminado por laser de argônio, criando um padrão

que caracteriza a posição do dente naquele momento. São realizados dois registros, em repouso e no estado carregado, e a subtração das intensidades de luz gera um interferograma, que é utilizado para calcular os deslocamentos através da interpretação da imagem. Um aumento cumulativo na deformação foi observado a cada passo do tratamento, de forma não linear, sendo estatisticamente significativo no acesso endodôntico e no preparo para pino, principalmente na transformação do preparo de pinos cônicos para paralelos. Ao fim de todos os procedimentos, o grau de deformação triplicou, partindo de $0,24 \pm 0,03\mu\text{m}$ no dente íntegro, para $0,73 \pm 0,09\mu\text{m}$ após o preparo para pinos paralelos. Os autores concluíram que tanto a perda de estrutura quanto a mudança na geometria do canal têm um importante papel na redução da rigidez das raízes.

Segundo Mezzomo e Massa (2006), dentes com tratamento endodôntico, como regra, trazem consigo uma história pregressa de perdas substanciais de estrutura mineralizada e restaurações extensas que naturalmente os deixam mais frágeis. Tais perdas de estrutura mineralizada podem atingir a região interna das raízes, como consequência de alterações patológicas, como reabsorções internas e lesões de cárie, ou até iatrogênicas, como a instrumentação exagerada durante o tratamento endodôntico, preparos muito amplos para a instalação de pinos intrarradiculares, ou mesmo um desgaste excessivo durante a remoção de pinos para retratamento endodôntico. Essas perdas estruturais podem somar-se às alterações provocadas durante a antissepsia químico-cirúrgica do canal radicular, contribuindo, de maneira importante, para redução da resistência do dente à fratura sob cargas oclusais fisiológicas.

Com o propósito de medir a quantidade de tecido removida durante preparos endodônticos e protéticos, Hussain, McDonald e Moles (2007) realizaram um estudo com 22 dentes incisivos e caninos para quantificar a massa de tecido estrutural perdida em procedimentos sucessivos: acesso endodôntico, instrumentação, preparo para laminados cerâmicos, coroas metalocerâmicas e, finalmente, pinos e núcleos. O peso de cada dente foi registrado em gramas no início do estudo e após cada procedimento, através de uma balança analítica e um mostrador digital. Os resultados mostraram que as perdas teciduais são proporcionalmente maiores nos incisivos do que nos caninos, e que a porcentagem média de tecido removido aumentou a cada passo, especialmente durante o preparo para coroa metalocerâmica. Após a conclusão desses procedimentos, uma quantidade considerável de massa tecidual havia sido removida dos dentes (41,7% nos incisivos e 36,5% nos caninos).

Caputo e Standlee (1976) consideravam as restaurações retidas por pinos indispensáveis para a Odontologia restauradora conservadora. Relataram que a utilização

eficaz dos sistemas de pinos requer a aplicação de princípios biomecânicos apropriados para cada situação, não existindo um desenho único, embora um pino de paredes paralelas, cimentado, adaptado precisamente no interior do canal fosse a combinação ideal de características. Quando a morfologia do dente ou a demanda funcional requer mais retenção, esta pode ser alcançada aumentando-se o comprimento e o diâmetro do pino, ou ainda, beneficiando-se da resiliência da dentina. Entretanto, o dentista deve ter em mente que o preço para maior retenção é o aumento do risco de danificar a estrutura do dente. Segundo os autores, quando utilizados da maneira correta, ótimos resultados podem ser obtidos com tratamentos através de pinos e coroas, recuperando muitos dentes e minimizando o risco de falha. Os autores recomendaram a manutenção de pelo menos 1mm de dentina íntegra ao redor de toda a circunferência do canal.

De acordo com Mezzomo e Massa (2006), a espessura de dentina remanescente é a variável mais importante na resistência à fratura radicular, e a necessidade de manutenção de estrutura saudável na região cervical do dente e seu envolvimento pela coroa protética têm uma explicação biomecânica: em média, a 2,0mm abaixo da junção cimento-esmalte, está localizada a crista óssea alveolar, ponto de apoio (eixo rotacional) frente às cargas horizontais e oblíquas aplicadas sobre a coroa. Portanto, quando a raiz tem as paredes delgadas nessa região, essa área deve ser protegida, tanto pelo abraçamento externo feito pela coroa protética (aproximadamente 1,5 a 2,0mm de extensão), como internamente através do reforço da parede dentinária.

Ao abraçamento externo do remanescente coronário realizado pela coroa protética dá-se o nome de “férula” (FIG. 2.1). Milot e Stein (1992) conduziram um estudo em dentes de plástico, simulando o tratamento endodôntico para investigar a resistência à fratura das raízes de dentes tratados endodonticamente. As réplicas de plástico receberam três diferentes tipos de pino e um núcleo em ionômero de vidro tipo *cermet*, e foram cobertas por uma coroa cimentada definitivamente. Em seguida, foram submetidas a uma força lingual oblíqua até a fratura. As raízes que receberam um “bisel” de 1,0mm na sua circunferência, previamente à confecção da coroa, apresentaram um significativo aumento na resistência final. Além disso, ocorreu o dobro de fraturas verticais nos preparos sem bisel.

Estudando os efeitos da confecção da férula na resistência à fratura de dentes tratados endodonticamente, Zhi-Yue e Yu-Xing (2003) investigaram 48 incisivos centrais superiores extraídos e restaurados com coroas metalocerâmicas (CMC). Os dentes receberam tratamento endodôntico e foram divididos em quatro grupos: a) restaurados somente com CMC (grupo controle); b) férula de 2mm, núcleo metálico fundido e CMC; c) sem férula,

núcleo metálico fundido e CMC; d) férula de 2mm, pino pré-fabricado, núcleo de resina composta e CMC. Cada espécime foi submetido a uma carga aplicada na superfície lingual, a 135° com o longo eixo do dente, até a fratura. Os resultados demonstraram que o grupo b apresentou a maior resistência à fratura, não havendo diferença entre os outros três grupos. Através desse estudo, pôde-se concluir que nem todas as combinações de pino/núcleo testadas foram capazes de aumentar a resistência à fratura dos dentes tratados endodonticamente, sendo que os melhores resultados foram apresentados por aqueles preparados com uma férula de 2mm de extensão e restaurados com pino/núcleo metálico fundido.

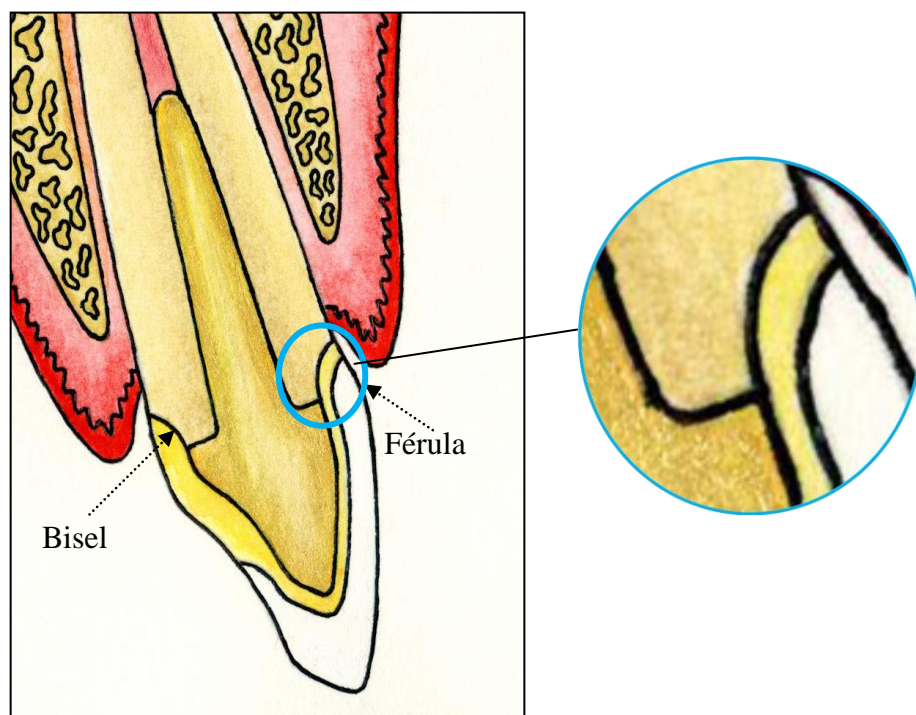


FIGURA 2.1 – Férula: abraçamento da raiz pela coroa metalocerâmica.

Tan et al. (2005) realizaram um estudo *in vitro* em 50 incisivos superiores extraídos para verificar o efeito da férula na resistência a cargas estáticas. A amostra foi dividida em cinco grupos de dentes com tratamento endodôntico, dos quais uma parte foi restaurada com coroas sobre pinos intrarradiculares metálicos fundidos e com férulas de diferentes tamanhos. Uma força crescente foi aplicada na superfície palatina, a uma inclinação de 45° até a fratura. A análise comparativa pareada demonstrou que a ausência da férula resultou em uma resistência à fratura significativamente menor. Os dentes restaurados com núcleo e coroa, com férula uniforme de 2mm de comprimento, apresentaram a maior

resistência à fratura. Os autores observaram que a confecção da férula fornece um benefício substancial, e que a férula deve estar presente sempre que possível, mesmo que num formato irregular. Entretanto, apesar de não apresentarem comprovação para essa afirmativa, ressaltaram que, devido à natureza dinâmica da mastigação, as cargas estáticas não reproduzem exatamente as forças na cavidade oral, em magnitude e natureza, e que, *in vivo*, a maioria dos dentes despolpados fratura como resultado de uma falha por fadiga.

De Oliveira et al. (2008) avaliaram a resistência à fratura de 60 dentes tratados endodonticamente restaurados com pinos de fibra de carbono e coroa metálica em Ni-Cr, com variação da quantidade de dentina coronária remanescente, e não encontraram diferenças significativas entre os grupos experimentais. A amostra foi dividida em seis grupos com dez dentes cada, dos quais um foi o controle negativo (dentes sem pino e sem férula) e o outro, o controle positivo (dentes com sistema pino/núcleo metálico fundido sem estrutura coronária, ou seja, sem férula). O restante recebeu pino de fibra de carbono com variações no tamanho da férula. Diferindo dos outros estudos, que utilizaram somente carga estática nesse estudo os dentes foram previamente submetidos a 250 mil ciclos de carga intermitente com magnitude de 30N, num simulador de mastigação, equivalendo a um ano de função. Após avaliação visual com lente de aumento quanto à integridade estrutural, os dentes foram considerados intactos, sendo então submetidos a uma carga estática crescente aplicada a 45° na superfície palatina até a falha. Nenhum dente fraturou durante a carga intermitente. Durante a carga estática, nos grupos restaurados com pinos de fibra pré-fabricados, todas as fraturas ocorreram no material do núcleo ou na porção coronária, e o grupo restaurado com pino/núcleo fundido apresentou basicamente fraturas de raiz. Os autores atribuíram esse resultado ao comportamento mecânico dos pinos de fibra de carbono, cujo módulo de elasticidade é próximo ao da dentina, fazendo com que a força se distribua ao longo de todo o comprimento do pino de modo semelhante, independente da presença da férula.

A fratura da raiz é uma das mais sérias complicações que podem suceder à restauração de dentes tratados endodonticamente. Por essa razão, Pereira et al. (2006) desenvolveram um estudo laboratorial para comparar a resistência à fratura de dentes tratados endodonticamente, restaurados com pinos e núcleos, e com diferentes graus de perda de estrutura dentinária na coroa. Cinquenta caninos naturais foram analisados, sendo aleatoriamente divididos em cinco grupos: o grupo controle foi composto por dentes com um sistema de pino/núcleo metálico fundido (sem férula), e os grupos experimentais foram restaurados com pinos pré-fabricados de aço inoxidável, paredes paralelas e extremidade cônica, e núcleo de resina composta. Nesses dentes, um desgaste variável foi realizado na

coroa, de modo a deixar diferentes quantidades de dentina coronária localizada sob o núcleo (0, 1, 2 e 3mm), correspondendo ao desenho da férula. Todos os dentes receberam coroa total metálica e foram submetidos a uma força compressiva aplicada a 45° com o longo eixo do dente até a fratura. O estudo demonstrou que o aumento da quantidade de dentina coronária e, conseqüentemente, do comprimento da férula, teve um efeito significativo no aumento da resistência à fratura de dentes tratados endodonticamente restaurados com pinos.

Akkayan e Gulmez (2002) realizaram um estudo *in vitro* para avaliar a resistência à fratura e o padrão de falha de quarenta dentes naturais tratados endodonticamente com pinos de titânio, fibra de quartzo e vidro e zircônia. A amostra foi dividida em quatro grupos com 10 dentes, que foram restaurados com pinos, núcleo de resina composta e coroa total metálica sem férula. Os dentes foram incluídos numa barra de resina acrílica e receberam uma carga compressiva aplicada a 130° com o longo eixo de dente até a fratura (656,58; 894,40; 744,35; e 773,87N para cada grupo respectivamente). Houve apenas duas falhas catastróficas nos dentes com pino de fibra de quartzo, e quatro naqueles com fibra de vidro. O restante das falhas nesses dois grupos foi considerado reparável. Todos os dentes restaurados com pinos de titânio e sete com pinos de zircônia sofreram fraturas catastróficas.

Maccari, Conceição e Nunes (2003) também avaliaram *in vitro* o papel dos pinos estéticos na resistência à fratura de dentes tratados endodonticamente. Trinta dentes naturais com dimensões similares foram preparados para receber três tipos de pinos intrarradiculares estéticos cimentados adesivamente: pino de fibra de carbono revestida Aestheti-Post (Bisco, IL, EUA); pino de fibra de vidro FibreKor Post (Jeneric/Pentron, CT, EUA) e pino de zircônia CosmoPost (Ivoclar, Vivadent, Liechtenstein). Os dentes receberam coroas de resina composta (TetricCeram, Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) e foram submetidos a uma carga compressiva aplicada a 45° na porção média da coroa. A carga crítica média dos dentes foi de 818,88N (Aestheti-Post), 840,46N; (FibreKor Post) e 63,74N (CosmoPost). Nos dentes restaurados com CosmoPost ocorreram fraturas dos pinos associadas a fraturas radiculares. Os dentes restaurados com os outros tipos de pinos apresentaram fraturas nas coroas.

Fokkinga et al. (2004) realizaram um estudo com base em uma análise detalhada da literatura sobre os estudos *in vitro* referentes à resistência à fratura e aos padrões de falha de sistemas de pinos de fibra e metálicos. Durante o levantamento, somente estudos experimentais *in vitro*, utilizando dentes unirradiculares humanos, foram incluídos na análise. Os resultados revelaram que sistemas de pinos metálicos demonstram maior resistência do que pinos de fibra, enquanto que pinos cerâmicos apresentam a menor resistência entre todos. Entretanto, os pinos de fibra apresentam um número de falhas favoráveis significativamente maior do que os pinos

metálicos. Os autores argumentaram que, sob o ponto de vista da resistência à fratura, os núcleos metálicos fundidos podem ser preferíveis para a restauração de dentes unirradiculares. Entretanto, enfatizaram que um modo de falha mais favorável pode ter mais valor do que uma alta resistência à fratura, contrariando os relatos de Maccari et al. (2007).

Gu e Kern (2006) avaliaram a resistência à fratura de incisivos centrais tratados endodonticamente restaurados com coroa metalocerâmica e diferentes sistemas de pinos: fibra de vidro (Snowpost - Carbotech, Ganges, France); titânio (ParaPost XT - Coltene/Whaledent, NJ, EUA) e metálico fundido (liga de Cromo-Cobalto). Cimentos à base de resina (Panavia F - Kuraray, Osaka, Japão) e ionômero de vidro (Fuji I, GC, Tokyo, Japão) foram utilizados. Os dentes foram montados num bloco de resina acrílica e, após ciclagem térmica, receberam uma força aplicada na região palatina a 135° com o longo eixo do dente até a fratura. O modo de fratura foi classificado como reparável (fraturas no terço cervical da raiz, fraturas do núcleo ou deslocamento da coroa ou pino) ou catastrófico (fraturas abaixo do terço cervical da raiz). O comportamento dos dentes restaurados com pinos de fibra de vidro foi bem melhor do que o dos outros dentes, no que se refere à maior resistência à fratura (534 N), bem como no modo mais favorável de fratura (a maioria considerada reparável).

Com o objetivo de analisar a resistência e o padrão de fratura de dentes restaurados com pinos de fibra de vidro (Rebilda – VOCO GmbH, Cuxhaven, Alemanha), Perez-Gonzalez et al. (2011) avaliaram trinta incisivos centrais em três estágios do processo restaurador: somente com o pino cimentado (estágio 1); depois da confecção do núcleo (estágio 2) e com a cimentação final da coroa (estágio 3). Os dentes foram incluídos num bloco de resina acrílica e testados à tração (estágio 1) e à flexão (estágios 2 e 3). A falha no estágio 1 ocorreu na interface pino/dentina (191,2N). No estágio 2, a falha foi localizada principalmente no núcleo e na dentina coronária (505,9N); e, no estágio 3, foi predominantemente na dentina coronária (397,4N). O modo de fratura foi na maioria reparável. Os autores discutiram ainda um aspecto importante dos resultados dos trabalhos experimentais sobre o comportamento de dentes tratados endodonticamente restaurados com pinos: segundo eles, as divergências encontradas na literatura podem ser devidas aos diferentes parâmetros utilizados para definir o experimento de cada estudo. Diferentes tipos de dentes são testados, mesmo sabendo-se que o maior risco de falha da restauração está no grupo dos incisivos e caninos. As dimensões dos pinos não são as mesmas e diferentes materiais são utilizados para a coroa, núcleo e cimentação. Diferenças na altura da férula, quando presente, diferentes carregamentos em diferentes direções são utilizados em diferentes zonas de aplicação, o que pode afetar a distribuição das tensões, as deformações, o modo de

falha e a resistência à fratura. O material em que as raízes são incluídas também varia e nem sempre um ligamento periodontal artificial em borracha ou silicone está presente. Todos esses fatores podem gerar resultados contrastantes.

O pino metálico, embora mais resistente do que os pinos de fibras cerâmicas envolvidas numa matriz de resina, apresenta maior rigidez, aumentando o risco de fratura da raiz quando as paredes são muito delgadas. Por outro lado, pinos pré-fabricados de fibra, quando cimentados no interior de canais muito amplos, não se adaptam intimamente às paredes, resultando em uma camada espessa de cimento que não resiste aos esforços mastigatórios (SCHMAGE et al., 2009). Isso foi demonstrado por Maccari et al. (2007), num estudo para avaliar a resistência à fratura de raízes fragilizadas restauradas com pinos. Trinta dentes anteriores tratados endodonticamente foram avaliados. Os dentes tiveram suas coroas removidas ao nível da junção cimento-esmalte e os canais ampliados com broca diamantada. Três grupos foram aleatoriamente formados de acordo com o tipo de pino: pino de fibra de vidro (FRC Postec - Ivoclar Vivadent, Liechtenstein); pino de fibra de quartzo (D.T. Light-Post - Bisco Dental Products, IL, EUA) e núcleo metálico fundido (liga de Ni-Cr). Todos os pinos foram cimentados com cimento adesivo à base de resina. Os dentes receberam núcleos de resina composta e coroas metálicas e foram submetidos a uma carga aplicada a 45° até a fratura. O padrão de fratura foi classificado como reparável (deslocamento da coroa, fratura cervical da raiz, ou fratura que permita a restauração) e não reparável (fratura abaixo do terço cervical, fratura oblíqua ou vertical da raiz, ou fratura horizontal no terço médio ou apical da raiz, condenando o dente à extração). Os dentes restaurados com núcleos metálicos fundidos apresentaram uma resistência à fratura (207,65N) duas vezes maior do que os dentes com pinos de fibra (vidro: 93,28N; quartzo: 108,63N). Os autores relataram que os pinos de fibra falharam com cargas compressivas comparáveis a condições clínicas (75 a 190 N), mas todas as falhas foram consideradas reparáveis. Esse fato foi atribuído à camada mais espessa de cimento, que pode ter dissipado as tensões, uma vez que nenhuma reconstrução foi realizada previamente à cimentação do pino. Apenas três falhas reparáveis ocorreram nos dentes com núcleos metálicos. Mesmo assim, sob as condições do estudo, os autores concluíram que núcleos metálicos são preferíveis para restaurar raízes com canais amplos e sem férula.

Em raízes com canais muito amplos e paredes muito delgadas na extremidade cervical, a falta de retenção e suporte dentinário constitui um problema para a reabilitação protética do dente. Nesses casos, onde geralmente o remanescente coronário não está mais presente, a possibilidade de abraçamento e reforço através da férula não existe. Lui (1987) descreveu uma técnica que permitia a restauração dessas raízes, onde a falta de suporte

dentínario na porção cervical impedia a recuperação de dentes desvitalizados que precisavam ser preservados. Em tais dentes, a colocação de núcleos metálicos fundidos pela técnica convencional poderia levar à fratura da raiz, durante a aplicação da força de cimentação ou durante a função, pelas forças mastigatórias, devido à extensão rígida do núcleo metálico para dentro do defeito. Por outro lado, a retenção de pinos pré-fabricados seria dificultada pela falta de estrutura dentinária. Por meio dessa técnica, o defeito radicular recebeu um forramento com uma camada adesiva suficientemente espessa de resina composta autopolimerizável, criando um novo canal com paredes reforçadas que, segundo o autor, seria capaz de reter e suportar adequadamente um sistema de pino e núcleo.

Cinco anos mais tarde, Lui (1992) descreveu uma nova técnica para restauração funcional e estética de raízes enfraquecidas, a qual utilizava cimento de ionômero de vidro tipo *cermet*, por considerar esse material resistente, com boa união à dentina e capaz de liberar flúor com atividade anticariogênica nas paredes dentinárias. Porém, a restauração de dentes severamente danificados, nos quais falta suporte de dentina na parte cervical do canal radicular, é difícil mesmo quando o canal foi adequadamente tratado. Nesses dentes, a colocação de pinos intrarradiculares convencionais provoca a concentração de esforços e resulta em um efeito cunha nessa porção já enfraquecida da raiz. Essa situação poderia ser corrigida por meio de tracionamento ortodôntico do dente, para extrusão da raiz com subsequente remoção da parte cervical afetada, mas tal procedimento, além de demorado, culmina com o encurtamento drástico da raiz remanescente. Para contornar esses problemas, o autor demonstrou, através de um relato de caso clínico, a correção do defeito do terço coronário da raiz através de sua reconstrução com cimento de ionômero de vidro, inserido diametralmente em todas as paredes da raiz. Segundo o autor, a técnica foi considerada simples e conservadora, e possibilitou reforçar a raiz comprometida de forma a torná-la capaz de suportar a restauração durante a função.

Em outro estudo, Lui (1994a) sugeriu nova modificação na técnica anteriormente descrita, e justificou que os cimentos de ionômero de vidro, apesar de suas boas propriedades mecânicas, apresentam menor resistência do que as resinas compostas. A resina composta, agora fotopolimerizável, voltou a ser indicada como material de escolha para o reforço radicular (FIG. 2.2a a FIG. 2.2h). O autor alegou que o tempo de polimerização da resina composta autopolimerizável era difícil de ser controlado e, frequentemente, resultava na polimerização precoce da resina no interior do conduto, o que impedia o assentamento final do pino. Porém, enquanto as resinas fotopolimerizáveis são de utilização mais fácil, sua polimerização pode ser um problema em canais muito profundos, nos quais a luz não tem

alcance completo. Para contornar esse problema, na nova técnica apresentada, o autor descreveu a utilização de pinos plásticos fototransmissores (Luminex System® Dentatus, Spanga, Suécia), que permitiam a transmissão da luz no interior do canal, e possibilitavam a reconstrução do lúmen do canal com resina composta adesiva com o conseqüente reforço das paredes enfraquecidas. Ao mesmo tempo, os pinos fototransmissores formavam um ótimo conduto para pino na raiz rehabilitada e permitiam a adaptação precisa de um pino definitivo metálico de tamanho correspondente.

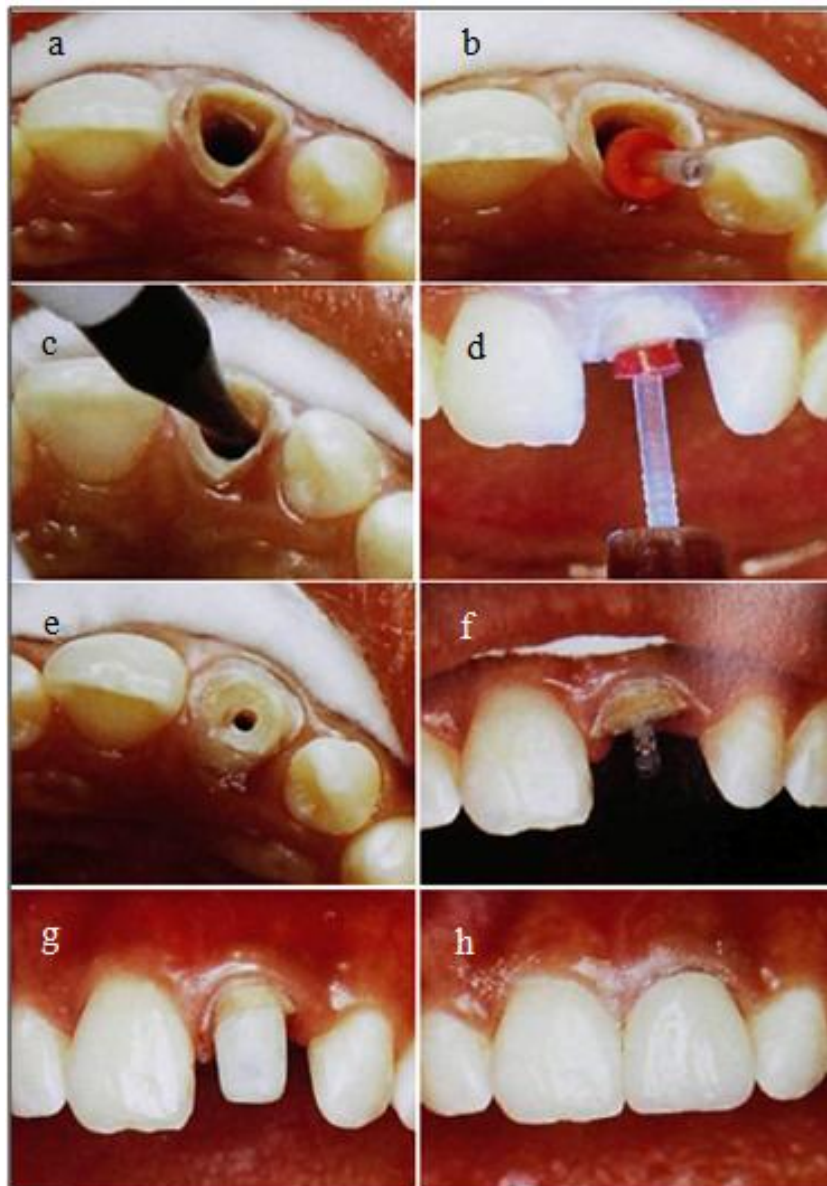


FIGURA 2.2 – Sequencia operatória proposta por Lui (1994a) para reconstrução de raízes (sistema Luminex).
Nota: canal ampliado (a); prova do pino fototransmissor (b); inserção da resina composta (c); fotopolimerização (d); canal reconstruído (e); pino cimentado (f); núcleo em resina composta (g); coroa(h).

Gooder, Zhuzovski e Bivona (1994) apresentaram um relato de caso clínico de reabilitação de raízes com paredes delgadas em que utilizavam resina fotopolimerizável, justificando que o método usual de restauração desses dentes, por meio de núcleos metálicos fundidos, aumentava a possibilidade de fratura radicular, devido ao efeito de cunha durante as cargas funcionais. Além disso, os núcleos metálicos poderiam interferir negativamente na aparência gengival por transparência. As dificuldades de inserção e polimerização da resina composta em profundidades maiores que 4-6mm levaram à indicação do pino plástico transluminador do sistema Luminex. Dessa forma, foi possível reabilitar a porção interna radicular com resina composta e restabelecer as dimensões adequadas. O espaço para o pino foi preparado com o comprimento necessário; o conduto foi condicionado com ácido fosfórico a 35%; recebeu uma camada de adesivo fotopolimerizável (através do pino fototransmissor), e, em seguida, foi preenchido com resina composta injetada com uma seringa Centrix. O pino translúcido isolado com vaselina foi reposicionado no interior do conduto, e a resina, polimerizada por 60 segundos. Removeu-se o pino com movimentos de rotação e uma polimerização adicional foi realizada por mais 20 segundos. No novo conduto, agora com menor calibre, um núcleo metálico foi cimentado com cimento adesivo à base de resina composta.

Martins (1995), em sua tese de livre-docência, realizou um estudo laboratorial para comparar o resultado da reconstrução radicular em dentes restaurados com núcleo metálico fundido (liga de Cobre-Alumínio) e coroa. Os materiais utilizados na reconstrução foram resina composta (Z100 – 3M do Brasil, Sumaré, São Paulo e Herculite XRV – Kerr Ind. E Com. Ltda, São Paulo, SP); ionômero de vidro convencional (KetacBond – ESPE, Oberbay, Alemanha); ionômero de vidro tipo cermet (ChelonSilver – ESPE, Oberbay, Alemanha) e ionômero de vidro fotoativado (Vitremmer – 3M do Brasil, Sumaré, São Paulo); comparados com controles positivos (raiz íntegra) e negativos (raízes debilitadas sem reconstrução). Os núcleos foram cimentados com cimento de Fosfato de Zinco (S.S.White, Rio de Janeiro, RJ). Os dentes receberam uma carga compressiva até a fratura. Os resultados (N) demonstraram um melhor desempenho para a resina Z100 (2.323,37), inclusive em relação ao controle positivo (1.987,19). O ionômero Vitremmer (2.019,35), a resina Herculite XRV (1.902,75) e o ionômero ChelonSilver (1.799,88) tiveram resultados estatisticamente semelhantes. O ionômero KetacBond (1.056,02) apresentou um resultado desfavorável em relação a todos os outros, e semelhante ao controle negativo (1.231,27). O melhor resultado da resina Z100 foi atribuído a sua boa resistência mecânica e ao seu excelente sistema de adesivos. O ionômero ChelonSilver, apesar da maior resistência conferida pela prata,

apresenta menor adesividade do que os ionômeros convencionais. Segundo o autor, a falha não ocorre simplesmente por fratura, mas também por uma perda da adesividade inicial.

Saupe, Gluskin e Radke Jr. (1996) desenvolveram um estudo *in vitro* com o propósito de investigar a validade da reconstrução das paredes radiculares em dentes com tratamento endodôntico e raízes residuais delgadas. Para tal, 40 incisivos centrais com a coroa removida e a raiz desgastada até uma espessura de 0,5 a 0,75mm das paredes foram divididos em dois grupos, com e sem reforço radicular. Ambos os grupos foram subdivididos em outros dois grupos, dos quais um deles recebeu um preparo para férula, ou seja, um desgaste inclinado de 2mm de espessura na parede cervical da raiz. Em todas as raízes, pinos metálicos fundidos foram confeccionados, cimentados com cimentos adesivos à base de resina composta. Nenhuma coroa foi confeccionada. As raízes foram então recobertas com uma fina camada borrachoide para simular o ligamento periodontal e diretamente montadas em blocos de resina acrílica. Uma força crescente foi aplicada na porção coronária do pino, a 60° com o longo eixo da raiz, até a fratura. Os autores concluíram que, nas raízes estruturalmente enfraquecidas, onde a estrutura dentária remanescente é de importância crítica, a reabilitação intrarradicular é uma solução clínica viável para suportar as tensões de cimentação e funcionais que normalmente levam à fratura. Nesses dentes, a restauração prévia da porção cervical da raiz com resina pode reforçá-la (1.699,55N) em 52,4% a mais do que os pinos metálicos fundidos convencionais (1.115,06N).

Para investigar o desempenho da reconstrução intrarradicular com resina composta fotopolimerizável, Mendoza et al. (1997) avaliaram o papel da resina composta no aumento da resistência de raízes fragilizadas restauradas com pinos intrarradiculares. Para tal, 40 dentes hígidos foram preparados, e tiveram a coroa removida e a raiz desgastada internamente até uma espessura de 1mm das paredes, na porção cervical. Após esse procedimento, foram divididos aleatoriamente em quatro grupos: grupo 1 - pinos paralelos cimentados com cimento de fosfato de zinco (Mizzi, Cherry Hill, N.J.); grupo 2 - cimento resinoso Panavia® (J.Morita, Tustin, Calif.); grupo 3 - cimento resinoso C&B Metabond® (Parkell, Farmingdale, N.Y.); e grupo 4 - agente adesivo de polimerização dual, após reforço com resina composta Z-100® (3M Dental Products). No grupo 4, o pino foi cimentado utilizando-se o sistema Luminex® (Dentatus), com a técnica descrita por Lui (1994a). Assim como no trabalho de Saupe, Gluskin e Radke Jr. (1996), os dentes foram envoltos por uma fina camada de material borrachoide (para simular o ligamento periodontal) e, em seguida, incluídos em blocos de acrílico. Da mesma forma, uma força crescente foi aplicada sobre os pinos até a fratura da raiz. Menor força foi necessária para fraturar as raízes cujos pinos foram

cimentados com fosfato de zinco (580,77N), sendo que a fratura do cimento ocorreu antes da fratura da raiz. Nos pinos cimentados com cimentos à base de resina composta, não houve diferença estatística entre os grupos (1: 902,24; 2: 708,06; e 3: 777,98N).

Soares (1999), em sua dissertação, propôs-se a avaliar a resistência à fratura de raízes debilitadas reconstruídas com três diferentes sistemas restauradores adesivos e núcleo metálico fundido comparativamente à raiz hígida com núcleo metálico fundido. Foram selecionados 56 incisivos centrais e caninos superiores com dimensões semelhantes, os quais foram divididos em quatro grupos: grupo 1 - raiz hígida com núcleo metálico fundido (grupo controle); grupo 2 - raiz debilitada reconstruída com resina composta fotopolimerizável Z100; grupo 3 - raiz debilitada reconstruída com cimento de ionômero de vidro Vitremer; e grupo 4 - raiz debilitada reconstruída com resina composta autopolimerizável Bisfil II. Após a remoção da porção coronária, padronizando-se um remanescente radicular com 12mm de comprimento, o conduto foi obturado com guta-percha. Uma sequência de desgaste padronizada foi realizada para simular enfraquecimento da raiz, permanecendo as paredes remanescentes com 0,5mm de espessura no terço cervical. O preenchimento interno da raiz foi feito de acordo com instruções dos respectivos sistemas restauradores e a fotoativação realizada através do pino fototransmissor Luminex nº 4, deixando um espaço com 8mm de comprimento e 1,5mm de diâmetro para o pino intrarradicular. As raízes foram incluídas em pequenos blocos acrílicos e, após cimentação dos núcleos metálicos fundidos com cimento de fosfato de zinco, os espécimes foram armazenados por 24 horas em água a 37°C. Os testes de resistência à fratura foram realizados com força compressiva, aplicada na face palatina do núcleo, formando um ângulo de 135° com o longo eixo da raiz. Os resultados obtidos (N) demonstraram que nenhum dos sistemas restauradores utilizados foi capaz de recuperar a resistência à fratura da raiz (grupo 1: 702,18; grupo 2: 393,26; grupo 3: 267,73; e grupo 4: 355,01). Não houve diferença estatisticamente significativa entre as resinas compostas Z 100 e Bisfil II. O cimento de ionômero de vidro Vitremer proporcionou valores de resistência à fratura significativamente menores em relação aos demais grupos experimentais.

Lui (2001) publicou um relato de caso clínico no qual sugeriu uma possibilidade adicional de utilização do “reforço” radicular com resinas compostas no tratamento de raízes danificadas em dentes com obturação endodôntica. Descreveu detalhadamente a “colagem” de um fragmento da raiz palatina de um incisivo central superior, de forma triangular, cujo ápice se estendia 3-4mm apicalmente na raiz. O fragmento foi mantido em posição, através da aplicação de um adesivo dentinário fotopolimerizável, seguida pelo preenchimento do canal com resina composta e inserção de um pino transiluminador nº 2 do sistema Luminex para o

reforço da raiz. Um pino metálico foi fundido utilizando como padrão de fundição um pino de plástico, também do sistema Luminex, de diâmetro correspondente ao pino formador do conduto. Uma coroa metalocerâmica foi confeccionada para finalizar a reabilitação estética e funcional do dente. O autor relatou um controle clínico de dois anos, que comprovou o sucesso do tratamento.

Entretanto, Teixeira, Silva-Sousa e Sousa-Neto (2008) investigaram a dureza Vickers de uma resina composta para núcleos (Light Core - Bisco), quando usada para reconstrução de raízes enfraquecidas, variando o tempo de exposição à luz, considerando a região do canal e a distância lateral do pino foto-transmissor. Quarenta e cinco raízes longas (17mm) com tratamento endodôntico e paredes artificialmente enfraquecidas foram restauradas com resina composta fotoativada por 40, 80 e 120 segundos. Os espécimes foram seccionados para produzir cortes transversais do terço cervical, médio e apical das raízes reconstruídas. A dureza da resina foi medida em três diferentes distâncias laterais da interface com o cimento (50, 200 e 350 μ m). Os resultados indicaram que a dureza diminuiu significativamente nas regiões mais profundas e mais afastadas do pino. Um maior tempo de polimerização forneceu maiores valores de dureza.

Devido à dificuldade de fotopolimerização da resina composta no interior dos condutos, bem como aos problemas decorrentes da contração de polimerização, Grandini, Sapio e Simonetti (2003), num relato de caso clínico, apresentaram uma técnica de reconstrução intrarradicular à qual chamaram de “pino anatômico” (FIG. 2.3a a FIG. 2.3e). Um pino de fibra, combinado a um cimento de polimerização dual, foi cimentado adesivamente a um canal amplo, de seção elíptica. Previamente à cimentação, o pino foi inserido no canal isolado e reembasado com resina fotopolimerizável, para adquirir a forma personalizada do canal. Depois disso, o pino foi removido e cimentado, procedimento que possibilitou uma melhor adaptação às paredes do canal e, portanto, reduzindo a quantidade de cimento necessária. Os autores consideraram o procedimento simples e propuseram sua utilização de forma rotineira para a cimentação de pinos em canais muito largos ou de seção não arredondada.

Segundo Marchi et al. (2003), diante da utilização de materiais restauradores como o cimento de ionômero de vidro, a resina composta e materiais híbridos de ionômero/resina para a restauração dos defeitos radiculares com a finalidade de evitar a extração de raízes enfraquecidas, seria necessária uma investigação sobre qual material oferece maior resistência para o remanescente dentário e mais facilita a técnica restauradora. Os autores selecionaram 75 raízes bovinas, que receberam em sua totalidade pinos pré-

fabricados metálicos (Radix Anker – Dentsply Int. PA, EUA), cimentados com cimento resinoso (All Bond C&B - Bisco, IL, EUA), e foram subdivididas em um grupo controle, com raízes saudáveis, e quatro grupos experimentais: grupo 1 - com raízes enfraquecidas sem reforço (somente o All Bond C&B); grupo 2 - reconstruídas com cimento de ionômero de vidro modificado por resina (Vitremmer - 3M do Brasil, SP); grupo 3 - reconstruídas com resina composta modificada por poliácido (Dyract AP - Bisco, IL, EUA); e grupo 4 - reconstruídas com resina composta (Z100 - 3M do Brasil, SP), previamente à cimentação do pino. As raízes enfraquecidas tiveram a espessura de sua parede reduzida a 0,5mm, às custas de sua parede interna, ao longo de uma altura de 4mm no sentido apical. Nenhum tipo de coroa foi confeccionado. As raízes foram submetidas a uma força compressiva aplicada a 135° em relação ao longo eixo da raiz diretamente sobre o pino. Em relação à condição da raiz, os autores afirmaram que as raízes saudáveis apresentaram a maior resistência à fratura (513,69N), devido à maior espessura da parede dentinária ao redor do pino, demonstrando que a resistência à fratura dos dentes tratados endodonticamente é proporcional à quantidade de estrutura dentinária remanescente. Entre os grupos com raízes enfraquecidas, aquelas cujos pinos foram cimentados com ionômero de vidro Vitremmer, apresentaram maior resistência, embora sem significado estatístico. A resistência (N) para os grupos de 1 a 4 foi respectivamente: 311,37 (All Bond C&B); 418,56 (Vitremmer); 385,70 (Dyract AP) e 385,32 (Z100). Nenhum dos materiais avaliados foi capaz de alcançar a resistência das raízes íntegras. Entretanto, na discussão sobre os resultados do estudo, os autores enfatizaram que o reforço radicular com resina composta mostrou-se viável nos estudos de Mendoza et al. (1997) e de Saupe, Gluskin e Radke Jr. (1996), porque esses estudos compararam o desempenho do reforço em relação a pinos metálicos fundidos e não em relação a raízes saudáveis. Por essa razão especularam que é possível que o aumento da espessura da raiz com materiais adesivos possa realmente reforçar as paredes enfraquecidas.

Em um trabalho experimental, Yoldas, Akova e Uysal (2005) avaliaram a transmissão de tensão de diferentes sistemas de pino e núcleo para a porção cervical de raízes artificiais de resina acrílica com canais alargados e paredes de 1mm de espessura. Vinte e um modelos idênticos de raízes foram criados a partir de um molde de alumínio e receberam extensômetros fixados na porção cervical. Os modelos foram aleatoriamente divididos em três grupos: grupo 1 - pino e núcleo metálico fundido, sem reconstrução radicular; grupo 2 - pino e núcleo metálico fundido com reconstrução radicular; e grupo 3 - pino pré-fabricado em aço inoxidável (Dentatus, Dentatus, NY, EUA) e núcleo em resina composta com reconstrução radicular. A reconstrução das raízes foi realizada através da utilização do pino transiluminador

no 3 do sistema Luminex® (Dentatus) e resina composta Z250 (3M Dental Products, MN, EUA) e os pinos foram cimentados com cimento resinoso Panavia F (Kuraray Medical Inc., Okayama, Japão). Os modelos foram envoltos por uma fina camada de material à base de silicone para simular o ligamento periodontal e incluídos numa base de resina acrílica, deixando 1mm do terço cervical da raiz exposto. Uma força crescente máxima de 100N foi aplicada no núcleo a 45° com o longo eixo da raiz. Os extensômetros foram conectados a um módulo de aquisição de dados para medir e registrar as alterações na deformação. Os espécimes reconstruídos com resina composta, com ambos os tipos de pino, transferiram menos tensão para a porção cervical das raízes artificiais do que aqueles com sistemas de pino e núcleo metálicos sem reconstrução.

Para Tait, Ricketts e Higgins (2005), raízes enfraquecidas podem ser reconstruídas utilizando agentes adesivos e resina composta e, se a estrutura coronária presente for insuficiente, pode-se utilizar um pino de fibra de quartzo para reter um núcleo também em resina composta. De acordo com os autores, sabendo-se que a finalidade dos pinos é puramente retentiva, quanto maior a espessura da resina composta aderida às paredes do canal, maior sua capacidade de reforço. Por essa razão, ao utilizar o sistema Luminex, recomendaram que o pino transluminador plástico selecionado resulte num espaço para um pino de pequeno diâmetro. Ainda segundo os autores, um problema em potencial que pode ocorrer ao se utilizar a resina composta no interior do conduto é a contração de polimerização, afastando-a das paredes do canal em direção ao pino plástico, e deixando um vazio na interface com a dentina. Relataram que isso pode ser evitado, através de um cuidadoso processo de adesão, utilizando um condicionador adequado, para expor os túbulos dentinários.

Com o propósito de determinar experimentalmente a resistência à fratura de raízes fragilizadas restauradas com resina composta e compará-la com a dos sistemas convencionais com núcleos metálicos fundidos, Gonçalves et al. (2006) avaliaram 48 incisivos superiores, dos quais oito foram utilizados como controle (grupo 1), recebendo um pino metálico fundido em liga de cobre e alumínio no conduto radicular convencionalmente preparado. Os outros quarenta dentes tiveram o conduto radicular sobrepreparado, oito dos quais receberam pinos metálicos fundidos (grupo 2). Os trinta e dois dentes restantes receberam pinos pré-fabricados de titânio, e foram previamente restaurados com materiais à base de resina composta através do sistema Luminex, e classificados em quatro grupos experimentais, de acordo com o material utilizado na restauração prévia das paredes do canal: Tetric Ceram (grupo 3), Filtec Supreme (grupo 4), Z100 (grupo 5) e Renew (grupo 6). Nenhuma coroa foi confeccionada e os dentes foram submetidos a uma força compressiva aplicada obliquamente sobre o pino até a

fratura. Os resultados (N) desse estudo *in vitro* demonstraram que o reforço das raízes enfraquecidas através do sistema Luminex com as resinas compostas estudadas aumentou significativamente a resistência das raízes (Grupos 3, 4, 5 e 6, respectivamente: 520,9; 479,9; 391,6; e 333,0), quando comparadas com as restauradas somente com pinos metálicos fundidos (212,8 N), e algumas até atingiram a resistência de uma raiz normal (447,8 N). Além disso, as raízes enfraquecidas restauradas com os pinos metálicos fundidos demonstraram a menor resistência à compressão. Os valores alcançados nas raízes enfraquecidas reforçadas com resina Z100 (391,6 N) foram semelhantes àqueles encontrados no estudo de Marchi et al. (2003), que também utilizaram pinos pré-fabricados metálicos em raízes reconstruídas com resina Z100 (392,9 N).

Bonfante et al. (2007) investigaram a resistência e o padrão de fratura de dentes com canais ampliados restaurados com pinos de fibra de vidro (FibreKor- Pentron Corporation, CT, EUA). Cinquenta caninos foram divididos em cinco grupos (n=10): dentes restaurados com núcleos metálicos fundidos (grupo 1); pinos de fibra com diâmetro menor do que o do canal (grupo 2); pinos de fibra com diâmetro menor do que o do canal em conjunto com tiras de fibra de vidro (grupo 3) ou pinos acessórios (grupo 4) e pinos anatômicos (fibra de vidro reembasados com resina composta) (grupo 5). Os pinos foram cimentados com cimento à base de resina (Rely X Arc - 3M ESPE, MN, EUA) e a porção coronária foi reconstruída com um núcleo de resina composta e coroa metálica (liga de Niquel-Cromo). Os dentes foram submetidos a uma carga compressiva aplicada a 135° na superfície palatina da coroa até a fratura. Os valores de resistência à fratura (N) obtidos para os grupos de 1 a 5 foram: 1087.06; 745.69; 775.41; 920.64; 876.12. No grupo 1, 70% das raízes fraturaram de forma irreparável, ou seja, no terço médio, abaixo do nível ósseo simulado e 30% ocorreram no terço cervical. No grupo 2, o modo de fratura variou entre fratura do pino e/ou da porção coronária do núcleo com deslocamento parcial da coroa (40%), fratura oblíqua se estendendo para o terço cervical da raiz (40%), e fratura oblíqua até o terço médio da raiz (20%). No grupo 3, 30% das fraturas ocorreram na porção coronária, 30% no terço cervical e somente 10% no terço médio da raiz. O grupo 4 teve um comportamento semelhante ao grupo 2: 30% apresentou fratura do pino e/ou da porção coronária do núcleo com deslocamento parcial da coroa, 40% sofreu fratura oblíqua se estendendo para o terço cervical da raiz e em 30% houve fratura oblíqua até o terço médio da raiz. No grupo 5, 50% das fraturas ocorreram na porção coronária do pino; 30% na região cervical e 20% abaixo do nível ósseo. O grupo 3 apresentou o maior número de fraturas reparáveis (90%), seguido dos grupos 2 e 5 (80%) e grupo 4 (70%), enquanto que apenas 30% dos dentes do grupo 1 sofreu fraturas favoráveis. O padrão

de fratura dos dentes restaurados com pinos de fibra de vidro (grupos 2 a 5) foi predominantemente reparável.

Segundo Liang et al. (2007), raízes com paredes delgadas, quando restauradas com núcleos metálicos fundidos convencionais apresentam maior risco de fratura. A colocação de uma camada intermediária de resina composta, entre a raiz e um pino metálico de pequeno diâmetro, pode aumentar a resistência à fratura dessas raízes. Nesse estudo experimental, os autores avaliaram 12 incisivos centrais superiores, divididos em dois grupos, preparados com paredes radiculares de aproximadamente 1,0mm de espessura, com canal cônico. No grupo 1, os dentes receberam núcleos metálicos fundidos e coroas metalocerâmicas. No grupo 2, uma camada espessa de resina composta foi interposta entre o pino e as paredes radiculares. No ensaio de resistência à fratura, a força média (N) necessária para fraturar as raízes foi de 639.3 para o Grupo 2 e de 360.8 para o grupo 1. Os autores realçaram que os resultados necessitariam de confirmação clínica.

Investigando a eficácia da resina composta e do ionômero de vidro no reforço de raízes enfraquecidas, Wu et al. (2007) estudaram 21 incisivos centrais com tratamento endodôntico e paredes delgadas de aproximadamente 1mm, restaurados com núcleo metálico fundido (liga de Ni-Cr) e coroa metalocerâmica. Os dentes foram aleatoriamente distribuídos em três grupos: no grupo 1, as raízes foram restauradas com um núcleo metálico fundido cônico de grande diâmetro; no grupo 2, uma camada espessa de resina composta de polimerização dual (BIS-CORE – Bisco Inc., IL, EUA) foi inserida no canal previamente à fabricação de um núcleo metálico fundido cônico de pequeno diâmetro; no grupo 3, uma camada espessa de cimento de ionômero de vidro convencional (ChemFil Superior – Dentsply International, PA, EUA) foi inserida antes da fabricação do núcleo. Os núcleos foram cimentados adesivamente com cimento à base de resina composta (HI-X, Bisco Inc., IL, EUA). As raízes foram recobertas com silicone (para simular o ligamento periodontal) e incluídas num bloco de gesso. Uma força estática foi aplicada numa pequena ranhura na superfície palatina das coroas, num ângulo de 135°. O ensaio mecânico demonstrou que a resistência média das raízes do grupo 1 foi equivalente a 370N e que a resina composta (640N), mas não o ionômero (490N) aumentou significativamente a resistência à fratura de raízes fragilizadas. A resistência da união com as paredes dentinárias da raiz também foi testada através de ensaio de microtração e observada por microscopia óptica e atômica. A adesão da resina composta com a dentina radicular foi de 21,7MPa e do ionômero, 12,9MPa. Os resultados mostraram que uma camada espessa adesiva de resina composta interposta entre a dentina radicular e um núcleo metálico de pequeno diâmetro aumenta significativamente a

resistência à fratura das raízes. Segundo os autores, a significância clínica desses dados ainda deve ser determinada.

Com o objetivo de comparar a resistência à fratura de dentes anteriores com tratamento endodôntico e raízes reconstruídas, Moosavi, Maleknejad e Kimyai (2008) avaliaram 40 incisivos superiores tratados com pinos de fibra de quartzo e núcleos de resina composta divididos em quatro grupos (n=10): nos grupos 1, 2 e 3, os canais foram ampliados para simular paredes radiculares enfraquecidas, e depois foram reconstruídos com resina composta (Clearfil DC Core - Kuraray America, Inc., NY, EUA), pinos acessórios de fibra de vidro (Reforpin - Angelus, PR, Brasil) e cimento resinoso (Panavia F - Kuraray America, Inc., NY, EUA), respectivamente. No grupo 4 (controle), as paredes das raízes foram mantidas intactas. Nenhuma coroa foi confeccionada. As raízes foram cobertas com uma fina camada de material à base de borracha, montadas em um bloco de acrílico e uma força crescente a 45° com o longo eixo dos dentes foi aplicada na superfície palatina até a fratura. Os resultados mostraram que, para a reconstrução de canais muito amplos, pinos de fibra associados a pinos acessórios (500N) ou à resina composta (390N) têm maior resistência à fratura do que o cimento resinoso (230N). Apesar desses resultados, nenhum grupo com raízes enfraquecidas alcançou a resistência das raízes com paredes normais (830N). Os diferentes modos de fratura foram classificados com restauráveis ou não restauráveis. O traço de fratura foi observado através de microscopia com aumento de 20X. As fraturas localizadas a 1mm abaixo da junção do cimento-esmalte foram classificadas como não restauráveis. O número de fraturas reparáveis foi 6, 10, 4 e 8, respectivamente para os grupos de 1 a 4. A relativa baixa resistência alcançada pelo grupo 1 foi atribuída à contração de polimerização da resina composta Clearfil DC Core, que pode ter gerado tensões residuais.

Kivanc et al. (2009) realizaram um estudo com objetivo de comparar a resistência à fratura de raízes enfraquecidas após a restauração com diferentes sistemas. Cento e sessenta e cinco incisivos centrais superiores naturais humanos tiveram a coroa removida e foram aleatoriamente alocados em 3 grupos (n=55), de acordo com a espessura residual da raiz (1,0mm, 1,5mm, 2,0mm). Cada grupo foi subdividido em dois grupos com materiais alternativos em teste e outros três grupos de acordo com o sistema de pino utilizado na restauração: grupo L, reconstrução radicular com resina composta fotopolimerizável (Clearfil Majesty Esthetic, Kuraray America Inc., NY, EUA) pelo sistema Luminex + pino de fibra de vidro (Mirafit White, Hager & Werken; Duisburg, Alemanha); grupo C, reconstrução coronária e radicular somente com resina composta (Clearfil Majesty Esthetic, Kuraray America Inc., NY, EUA); e grupo M, núcleo metálico fundido (liga de Níquel-Cromo).

Núcleos coronários em resina composta foram utilizados para todos os grupos com exceção do grupo com núcleos metálicos fundidos. As amostras foram incluídas em resina acrílica até a junção cimento-esmalte e submetidas a uma força crescente gradual aplicada na superfície palatina a 45° até a fratura. A resistência máxima (N) foi encontrada com os núcleos metálicos fundidos (1708.73, 1659.36 e 1220.18, para as raízes com espessuras de 1, 1,5 e 2mm, respectivamente). O grupo L apresentou resistência intermediária e o grupo C apresentou os valores de resistência mais baixos (L: 557,82; 593,97 e 838,45; C: 539,18; 568,36 e 511,18). Não houve diferença estatística entre os outros grupos, embora a resistência à fratura tenha sido influenciada pela espessura radicular residual. O uso de pinos de fibra resultou em menor resistência à fratura do que os núcleos metálicos fundidos, especialmente nas menores espessuras da parede radicular. Esses achados são compatíveis com os resultados de Maccari et al. (2007). Segundo os autores, essa diferença pode ser resultado do deslocamento ou fratura da camada de cimento, do núcleo em resina composta ou do pino durante o ensaio mecânico, como resultado de sua maior capacidade de deformação. O padrão das fraturas não foi especificado nos resultados.

De acordo com Dietschi et al. (2007), ensaios com carga estática foram projetados para avaliar a influência de diferentes materiais e técnicas na resistência do dente na presença de uma tensão extrema. Tais ensaios simulam situações muito específicas de falhas ou de tensões como num trauma mastigatório específico. Na verdade, a maioria das falhas clínicas que resultam no colapso do material, do tecido ou da interface entre ambos, pode ser atribuída a tensões mastigatórias funcionais ou parafuncionais, quando repetidas frequentemente por longos períodos de tempo, conhecidas como ruptura à fadiga. Dietschi et al. (2008), continuando sua revisão sistemática sobre considerações biomecânicas de dentes tratados endodonticamente, concluíram que, em função do maior controle sobre os parâmetros biomecânicos e a ausência de variáveis não controláveis nos estudos clínicos, estudos de fadiga podem ser considerados como a melhor fonte de informação sobre a comparação das técnicas e dos materiais usados na restauração desses dentes.

Drummond (2008), em seu estudo sobre degradação, fadiga e falha dos materiais à base de resina composta, relatou que o carregamento cíclico dos materiais vem ganhando importância crescente, desde que se percebeu que a avaliação estática de um material pode não ser tão importante como os valores de fadiga para materiais usados na cavidade oral. Segundo o autor, diversos materiais restauradores dentais demonstram suscetibilidade a cargas cíclicas, como cerâmicas, ionômero de vidro, resinas reforçadas por fibras e resinas

compostas, e os valores de resistência estáticos não se correlacionam com valores de resistência à fadiga.

Segundo Torbjorner e Fransson (2004a,b), as falhas técnicas ligadas às próteses fixas são em geral causadas por fadiga. O dente, o cimento e o material restaurador estão sujeitos a esforços repetitivos por um longo período e, quando um desses materiais é submetido à tensão de tração intermitente, uma pequena trinca pode se formar, e se desenvolver lentamente até que ocorra uma fratura por fadiga. Alguns fatores de risco para fraturas por fadiga mecânica foram enumerados, sendo eles a magnitude e a frequência do carregamento oclusal, a direção das forças e a dimensão e forma da dentina e dos materiais restauradores. Os autores sugeriram que a restauração de um dente estruturalmente comprometido com coroas totais, deve incluir um colar metálico, abraçando a circunferência da raiz (férula), para suportar as forças oclusais. Relataram ainda que é possível ocorrer uma fratura do pino por fadiga, porém não é recomendado que tal possibilidade seja prevenida através do aumento do diâmetro do pino, lembrando que não é mais metal, e sim mais estrutura dentária que reforça a raiz.

Wiskott, Nichols e Belser (1995), estudando os princípios básicos das falhas por fadiga e suas implicações nos tratamentos protéticos, relataram que as evidências clínicas indicam que a maioria das fraturas em estruturas protéticas ocorre após um período de vários anos. Tais falhas não estariam inicialmente relacionadas a uma sobrecarga aguda, mas sim a um processo de fadiga, modo pelo qual uma estrutura falha depois de submetida a pequenas cargas de maneira repetitiva. Segundo os autores, a falha por fadiga pode ser explicada pelo desenvolvimento de trincas microscópicas em área de concentração de tensões, que se fundem por efeito dos vários ciclos repetidos, resultando em um ciclo final de cargas que excede a capacidade de resistência do material já fragilizado (falha catastrófica). Por essa razão, aconselharam que as avaliações do comportamento mecânico dos materiais e estruturas fossem realizadas através de ensaios com cargas cíclicas.

Considerando o comportamento das restaurações, a longo prazo, as falhas podem ser classificadas como biológicas, por exemplo, aquelas ligadas à presença de placa bacteriana, e mecânicas, cuja participação é bastante significativa. A maioria das falhas mecânicas é atribuída a um processo longo, que culmina com a falha irreparável apenas após muitos anos de serviço. Essa pode ser a razão pela qual muitos pacientes não relacionam o momento da fratura à mastigação de um alimento duro ou fibroso. A falha imediata, atribuída à sobrecarga, parece mais rara e geralmente ligada ao trauma (WISKOTT; NICHOLLS; BELSER, 1995).

Em dentes restaurados com pinos intrarradiculares, sob carregamento funcional, áreas subcríticas de concentração de tensões geram microtrincas no interior da raiz, cujo crescimento e propagação podem levar à falha por fadiga, e provocar fraturas radiculares irreparáveis (DIETSCHI et al., 2008). A carga cíclica é responsável pela maioria das falhas clínicas durante a função (TORBJORNER; FRANSSON, 2004a).

Segundo Wiskott, Nicholls e Belser (1995), o número de ciclos mastigatórios aplicados às estruturas dentárias pode ser computado da seguinte forma: assumindo-se três períodos de 15 minutos de mastigação por dia, numa frequência de sessenta ciclos por minuto (1Hz), um indivíduo mastiga, em média, 2.700 vezes por dia. Isso resulta grosseiramente em 10^6 vezes por ano. Ao longo de vinte anos, um dente é submetido a 2×10^7 ciclos de tensão. Numa abordagem mais realista, considerando-se que nem todo ciclo mastigatório realmente aplica o ciclo máximo de tensão a todas as estruturas, os ensaios de fadiga devem ser conduzidos a um mínimo de 10^6 ciclos. De acordo com Anderson (1956), a dentina humana experimenta aproximadamente 5×10^5 a 10^6 ciclos mastigatórios por ano.

O limite de fadiga é definido como sendo a amplitude de tensão (S) que permite uma vida infinita, em geral da ordem de 10^6 ciclos ou mais. A curva S/N (amplitude de tensão/número de ciclos) se torna horizontal nesse ponto, porque abaixo dessa amplitude de tensão, em princípio, o material não irá falhar por fadiga. Nalla et al. (2003), observando a curva S/N da dentina humana, detectaram um limite de fadiga entre 10^6 - 10^7 ciclos de aproximadamente 25 a 45MPa. A essa altura, a curva S/N da dentina atinge um platô, que sugere um limite de fadiga acima de 10^6 ciclos. Na dentina, de acordo com Nalla et al. (2004), a resistência à fadiga atinge aproximadamente 30 MPa, para ciclos de zero/tração. Arola e Reproger (2006) relataram que, assim como a resistência à tração, o limite de fadiga da dentina varia de acordo com a orientação dos túbulos de 44MPa até 24MPa, para uma carga paralela e perpendicular, respectivamente, com 10^7 ciclos. Bajau-Escribano et al. (2006) demonstraram que o comportamento das trincas de fadiga na dentina também varia de acordo com a idade e com o grau de hidratação. A resistência à fadiga decresce tanto com a idade quanto com a desidratação do dente.

Freeman et al. (1998), buscando determinar o número mínimo de ciclos de carga necessários para desencadear a falha preliminar em dentes restaurados com três diferentes tipos de núcleos, pinos e coroas metálicas, estudaram 35 incisivos centrais superiores divididos em três grupos: grupo 1 - restaurado com pino metálico pré-fabricado paralelo e núcleo em resina composta; grupo 2 - restaurado com pino metálico pré-fabricado cônico e núcleo de resina composta; e grupo 3 - com pino/núcleo metálico fundido. Previamente ao

preparo, todos os dentes foram examinados microscopicamente para eliminar a possibilidade de linhas de fratura pré-existentes. Todos os pinos e coroas foram cimentados com cimento de fosfato de zinco. Durante o carregamento, a falha preliminar foi definida como o primeiro movimento da margem da coroa em relação à margem do dente, detectado através de extensômetros posicionados nessa região. Após a constatação da falha preliminar, mais cem mil ciclos foram aplicados, seguidos por um banho de fuccina e secção dos espécimes para análise da microinfiltração. Os resultados mostraram que a falha preliminar ocorreu com menos de oitocentos ciclos e foi clinicamente imperceptível em todos os grupos, mas, ainda assim, foi capaz de permitir a microinfiltração do corante entre a restauração e o dente, que, em alguns casos, se estendeu até a superfície do núcleo.

Heydecke, Butz e Strub (2001) compararam a resistência à fratura de incisivos superiores com cavidades proximais (classe III) bilaterais e tratamento endodôntico, após serem submetidos à fadiga termomecânica (1,2 milhões de ciclos). Os dentes foram restaurados de três formas: grupo 1, com pino intrarradicular de titânio; grupo 2, pino intrarradicular de zircônia; e grupo 3, sem pino, com o conduto radicular parcialmente preenchido com resina composta. O grupo 4 (controle) teve somente o orifício de acesso endodôntico restaurado com resina composta. Um espécime do grupo 3 não sobreviveu à simulação de mastigação utilizando parâmetros clínicos (carga de 30N numa frequência de 1,3Hz). Os valores de resistência à fratura (N) para os grupos de 1 a 4 foram 1038, 1057, 750 e 1171, respectivamente. O valor médio do grupo 3 foi estatisticamente inferior aos demais. Os autores concluíram que: a) a reconstrução de dentes unirradiculares tratados endodonticamente com cavidades proximais pode ser realizada com sucesso através do fechamento do acesso endodôntico e das cavidades com resina composta. A cimentação de pinos intrarradiculares oferece resistência à fratura comparável, mas não melhor, quando comparada à não utilização de pinos; b) o alargamento do canal após a terapia endodôntica deve ser evitado e não pode ser compensado somente pelo preenchimento com resina composta; c) menor número de falhas não restauráveis foi observado nos espécimes onde os pinos não foram utilizados.

Posteriormente, Heydecke et al. (2002) investigaram a resistência à fratura de incisivos superiores tratados endodonticamente restaurados com quatro tipos de pinos e núcleos após carregamento cíclico. Sessenta e quatro dentes foram aleatoriamente divididos em quatro diferentes grupos, de acordo com o material utilizado na restauração: grupo 1 - pinos de titânio com núcleos em resina composta; grupo 2 - pinos de zircônia e núcleos de resina composta; grupo 3 - pinos de zircônia fundidos em núcleos cerâmicos; e grupo 4 -

núcleos metálicos fundidos em ouro (controle). Todos os dentes receberam coroa metálica, cujo preparo permitiu uma férula de 1 a 2mm, cimentadas com cimento de ionômero de vidro. Foram realizados 1,2 milhões de ciclos de carga (30N) em um simulador de mastigação eletronicamente controlado, com termociclagem simultânea. Em seguida, os espécimes que não fraturaram foram carregados até a fratura, com cargas aplicadas a 130° na superfície palatina. Nenhuma diferença significativa foi detectada na resistência à fratura registrada entre os quatro grupos estudados. Os autores sugeriram o desenvolvimento de estudos clínicos para comprovar os resultados experimentais.

Segundo Pontius e Hutter (2002), os ensaios de fadiga têm se firmado como uma ferramenta essencial para testar restaurações adesivas, porque reproduzem um padrão de carregamento cíclico comparável à função mastigatória e, portanto, podem simular os resultados de ensaios clínicos longitudinais mais demorados. Num estudo *in vitro*, os autores avaliaram a taxa de sobrevivência e a resistência à fratura de incisivos centrais restaurados com diferentes tipos sistemas de pinos e núcleos, sem reforço radicular, quando submetidos a um ensaio de fadiga. Os dentes foram classificados em quatro grupos de acordo com o sistema utilizado: grupo 1 - pino pré-fabricado metálico com núcleo sobrefundido em liga nobre; grupo 2 - pinos de zircônia com núcleo cerâmico cimentado com técnica adesiva; grupo 3 - pino em material compósito com fase interpenetrante de resina e cerâmica (experimental) e núcleo cerâmico pré-fabricado adesivo; e grupo 4 - sem a utilização de pino ou núcleo, apenas uma restauração em resina composta para fechamento do acesso endodôntico. Após ciclagem mecânica (1,2 milhões de ciclos simulando 5 anos de função na boca) e termociclagem, os espécimes foram submetidos a uma força compressiva de magnitude máxima de 980N, aplicada a 135° na face palatina até a fratura. As taxas de sobrevivência de cada grupo foram: grupo 1 - 90%; grupo 2 - 80%; grupo 3 - 60% e grupo 4 - 100%. Os espécimes restaurados com pino/núcleos metálicos apresentaram maior número de fraturas verticais. Os resultados levaram à conclusão de que, durante a restauração de dentes tratados endodonticamente, a preservação das estruturas dentárias internas e externas é fundamental. Esse fato também foi confirmado por Dietschi et al. (DIETSCHI et al., 2008), que relataram que os estudos de fadiga demonstram claramente a importância da conservação da estrutura dentária e, sendo assim, quando uma quantidade suficiente de tecido está presente, um pino não é necessário.

Segundo Bolhuis, de Gee e Feilzer (2004), existe uma alta incidência de falha em dentes endodonticamente tratados, quando restaurados com pinos, núcleos e coroas, especialmente naqueles com pinos curtos ou férulas deficientes. Para os autores, esse fato

pode ser atribuído à deterioração do cimento ao redor do pino por fadiga funcional. No caso dos pré-molares, em particular, a anatomia das raízes pode ser incompatível com a colocação de pinos longos. Com o objetivo de avaliar a influência da fadiga na qualidade da camada de cimento entre o pino e as paredes da raiz, quatro de sistemas de pinos foram selecionados: pinos de titânio, de fibra de quartzo e de fibra de carbono revestido com quartzo, todos com núcleos em resina composta; e um sistema de pino/núcleo metálico fundido, já que a rigidez do pino pode afetar a resistência dos dentes. Todos os pinos foram cimentados com cimento adesivo à base de resina composta. Para cada grupo, a metade da amostra foi submetida à fadiga (10^5 ciclos) a 37°C , enquanto a outra metade foi usada como controle. Três cortes transversais de 1,5mm de espessura e paralelos entre si foram realizados em cada espécime, para exame através de microscopia eletrônica de varredura, com o objetivo de verificar a integridade do cimento. A retenção dos pinos foi verificada em testes de resistência à tração. Foi observado que, clinicamente, a fadiga não provocou a separação dos pinos das raízes ou afetou a resistência à tração dos pinos. No entanto, a microscopia revelou que, no interior dos canais, a integridade adesiva foi afetada pela fadiga, mostrando a formação de trincas na camada de cimento ou a falta de adaptação do cimento ao pino ou à dentina, fato que não resultou em menor resistência no ensaio de tração. As falhas entre o cimento e a parede da dentina foram mais frequentes com os pinos de titânio, cuja integridade do cimento foi significativamente pior do que nos outros três grupos, os quais não apresentaram diferenças entre si. Entretanto, essa diferença não pôde ser explicada pela diferença na rigidez dos pinos, pois, segundo os autores, a melhor adaptação dos pinos fundidos às paredes dos canais resultou numa camada de cimento mais delgada e, portanto, menos resistente. Nos dentes com pinos pré-fabricados, a camada de cimento foi bem mais espessa.

Num dos poucos estudos em que se investigaram o comportamento da reconstrução radicular após fadiga, Naumann, Preuss e Frankenberger (2006) analisaram uma amostra de 32 dentes divididos em quatro grupos ($n=8$), todos restaurados com pinos de fibra de vidro (Fiberpoints Root Pins Glass, Schuetz-Dental, Alemanha) e coroas cerâmicas. Em dois dos quatro grupos, os dentes foram seccionados ao nível da junção cimento-esmalte (sem férula) e nos outros dois grupos os dentes foram seccionados 2mm acima da junção cimento-esmalte. Nos dois grupos sem férula, os pinos foram cimentados com cimento à base de resina convencional autoadesivo Rely X Unicem (RelyX Unicem, 3M ESPE, MN, EUA). Dos grupos com férula, os pinos foram cimentados com cimento autoadesivo Rely X Unicem em um deles; e no outro, o cimento Panavia (Kuraray, Osaka, Japão) foi utilizado na cimentação dos pinos. Um dos grupos sem férula teve o canal ampliado e preenchido com cimento Rely

X Unicem. Todos os dentes tiveram as raízes cobertas por silicone para simular o ligamento periodontal e incluídos em um bloco de acrílico. Um período de cinco anos foi simulado por fadiga termomecânica (6 mil ciclos térmicos [5°C/55°C] e 1,2 milhões de ciclos mastigatórios com uma carga de 50N aplicada na superfície palatina das coroas. Em seguida, os espécimes receberam uma carga estática até a fratura. A resistência e o padrão de fratura foram registrados. O grupo sem férula e com canais ampliados sofreu seis fraturas durante a ciclagem e duas no carregamento estático (68N). Todas as fraturas foram consideradas restauráveis. O grupo sem férula e com raiz íntegra sofreu uma fratura durante a ciclagem e sete no carregamento estático (315N). Somente quatro foram consideradas restauráveis. O grupo com férula e pino cimentado com Rely X Unicem sofreu duas fraturas durante a ciclagem e seis com o carregamento estático (488N). O grupo com férula e pino cimentado com Panavia sofreu três fraturas durante a ciclagem e cinco com o carregamento estático (860N). Embora todas as falhas do grupo com reconstrução radicular com o cimento tenham sido consideradas restauráveis, a resistência à fratura foi muito baixa. Esse fato foi atribuído às tensões residuais em consequência da polimerização, na camada mais espessa de cimento. A presença da férula foi recomendada sempre que possível. Os resultados levaram à conclusão de que raízes com paredes fragilizadas, sem possibilidade de ferulização, restauradas com pinos cimentados adesivamente e coroas cerâmicas, não revelaram uma capacidade de suportar as cargas oclusais. Segundo os autores, outras alternativas de tratamento devem ser consideradas.

Para analisar o papel da fadiga na resistência de raízes fragilizadas reconstruídas com resina composta através do sistema Luminex, Zogheib et al. (2008) conduziram um estudo em que avaliaram trinta caninos superiores restaurados com pinos de fibra de vidro, núcleo de resina composta e coroas metálicas. A amostra foi dividida em três grupos (n=10): grupo 1 - com raízes intactas; grupo 2 - com raízes parcialmente fragilizadas; e grupo 3 - com raízes severamente fragilizadas. Os dentes previamente foram expostos a 250 mil ciclos mastigatórios de carga cíclica de 30N numa frequência de 2,6Hz num simulador e, em seguida, submetidos a uma carga estática aplicada a 45° na superfície palatina até a fratura. O grupo controle apresentou uma resistência significativamente maior (566,7N), não havendo diferenças entre os dois grupos de raízes enfraquecidas (grupo 2: 409,6N; grupo 3: 410,9 N). A causa mais comum de falha nas raízes intactas (grupo 1) foi a fratura do material restaurador ou da dentina radicular na cervical (9 espécimes), enquanto que a causa mais comum de falha nas raízes enfraquecidas foi a fratura da raiz, nos terços médio e apical (6 espécimes no grupo 2 e 7 espécimes no grupo 3). Os resultados desse estudo demonstraram

que, em casos de raízes severamente fragilizadas, com paredes dentinárias muito delgadas, o uso da resina composta associada a pinos de fibra de vidro não reconstrói a raiz de modo a restaurar sua resistência a um nível comparável ao de raízes normais. Ficou claro que paredes mais espessas de dentina aumentam significativamente a resistência à fratura de dentes tratados endodonticamente.

Buscando reunir fatores que afetam a resistência de dentes reconstruídos através de pinos e núcleos, Fernandes e Dessai (2001) publicaram uma revisão de literatura realizada, a partir de artigos indexados na base de dados Medline, na qual observaram uma grande ênfase na distribuição das tensões durante a inserção e função dos pinos. Outros fatores como comprimento, diâmetro, forma e adaptação do pino, quantidade de dentina remanescente, materiais utilizados para o núcleo e a coroa, forma de utilização do dente tratado (unitário, pilar de prótese removível ou fixa) e cargas parafuncionais também influenciam na resistência e longevidade dos dentes. Com base na literatura consultada, os autores concluíram que a preservação da estrutura dentária é fundamental, e os pinos jamais devem ser utilizados com o objetivo de reforçar o dente. Sugeriram ainda que, previamente à restauração desses dentes, seja realizada uma avaliação das forças oclusais funcionais e parafuncionais, e que estudos clínicos prospectivos para avaliar cada um dos fatores citados devem ser conduzidos.

Fernandes, Shetty e Coutinho (2003) relataram que a maioria dos dentes tratados endodonticamente requer um sistema pino/núcleo para que tenham a saúde e função restauradas. Para tal, a seleção apropriada do tipo de pino e núcleo é importante e, dada a enorme variedade de materiais comercialmente disponíveis, pode tornar-se um dilema clínico. Com o propósito de analisar a literatura e identificar os vários fatores que influenciam na escolha do sistema, foram consultados artigos de língua inglesa indexados no Medline, publicados entre 1961 e 2002. Importantes fatores a serem considerados na seleção do tipo de pino foram enumerados, como comprimento e largura da raiz, anatomia do dente, configuração do canal, quantidade de estrutura remanescente, tensões, pressão hidrostática, desenho do pino, compatibilidade do material, capacidade adesiva, biocompatibilidade, retenção, retratamento, estética e tipo de coroa. Os autores concluíram que a interrelação entre os fatores biológicos, mecânicos e estéticos é determinante na restauração ótima da forma e função dos dentes com tratamento endodôntico.

2.2 Materiais utilizados para a reconstrução

Segundo Mezzomo e Massa (2006), o enfoque do plano de tratamento protético dos dentes endodonticamente tratados deve ser direcionado para a preservação da estrutura dentária, a exigência funcional e estética e o objetivo de “restaurar para proteger” o remanescente dental, que os autores definem como “aumentar o percentual de sobrevivência desses dentes”. Para isso, segundo eles, é necessário entender a interação dos materiais entre si e com a estrutura dentária, durante a dinâmica oclusal.

De acordo com Dietschi et al. (2008), com uma aplicação mais meticulosa do preparo conservador contemporâneo e das técnicas de restauração, a colocação de um pino vem deixando de ser a regra, mas quando é necessária para aumentar a retenção e estabilidade da reconstrução, pinos de fibra, com propriedades físicas mais próximas às da dentina natural, cimentados adesivamente, parecem ser a opção mais adequada.

A reconstrução radicular em raízes enfraquecidas segue a tendência de se evitar os materiais metálicos e utilizar materiais e técnicas que permitam boa adesão aos tecidos dentários, especialmente à dentina, nas regiões mais profundas do canal radicular. Através dos estudos da literatura, previamente citados, observa-se que a reconstrução radicular tem sido predominantemente realizada com materiais à base de resina composta e ionômero de vidro, sendo necessária, portanto, uma revisão dos aspectos mais relevantes sobre as propriedades e o comportamento desses materiais e suas técnicas de aplicação, para que possam ser avaliados no tratamento de dentes tratados endodonticamente com raízes enfraquecidas.

2.2.1 Resina composta

De acordo com Annusavice (1998), o termo material composto ou compósito pode ser definido como um composto de dois materiais diferentes com propriedades superiores ou intermediárias àquelas dos seus constituintes individuais. O desenvolvimento de materiais odontológicos restauradores compostos começou no início dos anos 60, quando Bowen (1962) patenteou uma combinação de resinas epóxicas e acrílicas, culminando no desenvolvimento da molécula bis-GMA. Essa molécula formava uma matriz orgânica, reforçada com partículas de carga cerâmicas, quartzo ou sílica, revestidas por um silano (agente de união), para permitir a adesão das partículas inorgânicas à matriz. A incorporação

de partículas de carga à matriz de bis-GMA melhora consideravelmente as propriedades da matriz (ANUSAVICE, 1998), reduzindo a contração de polimerização, o coeficiente de expansão térmica e a absorção de água. Com a adição da carga, propriedades como resistência à tração e compressão, módulo de elasticidade e resistência à abrasão são também melhoradas.

O advento da resina composta introduziu na Odontologia um material resistente, estético, que podia ser aplicado em várias situações clínicas, mas sua adesividade às estruturas dentárias não era suficiente, levando a problemas como infiltração marginal, descoloração e recidiva de cárie. Esses problemas foram inicialmente solucionados com a contribuição de Buonocore (1955), e de Brudevold, Buonocore e Wileman (1956), com seus trabalhos de adesão de resinas ao esmalte e à dentina, parcialmente desmineralizados, através da aplicação de um agente condicionador à base de ácido fosfórico.

Somam-se a esses trabalhos, estudos que desenvolveram agentes de união, com maior fluidez e molhabilidade, capazes de unir a resina composta ao tecido dentário condicionado, penetrando na estrutura mineralizada para criar um embricamento mecânico (BERRY; POWERS, 1994b), bem como os trabalhos de Nakabayashi (1982, 1984, 1991, 1994, 2003), Nakabayashi, Nakamura e Yasuda (1991) e Nakabayashi e Saimi (1996) sobre a *smear layer*, a importância da rede de colágeno, a formação dos *tags* de resina, a camada híbrida (infiltração de monômeros no tecido dentário desmineralizado com subsequente polimerização) e a fotopolimerização.

Atualmente, a matriz polimerizável contém tipicamente um ou mais monômeros, como o bis-GMA, o Trietilenoglicol-Dimetacrilato (TEGDMA) ou Uretano-dimetacrilato (UDMA). A polimerização pode ser iniciada quimicamente nas resinas “autopolimerizáveis”, através de luz nas resinas “fotopolimerizáveis”, ou por uma combinação dos dois modos, nas “resinas de polimerização dual”. Vários materiais inorgânicos, como partículas finas ou microfinas e fibras de vidro, são utilizados como reforço, variando em tamanho e composição nas diferentes resinas existentes (DRUMMOND, 2008).

Todos esses fatores em muito contribuíram para o atual sucesso das restaurações com resina composta. Entretanto, algumas desvantagens das resinas compostas ainda precisam ser adequadamente contornadas, entre elas a contração de polimerização (BAUSCH et al., 1982).

Segundo Chen et al. (2001), a contração de polimerização é um dos problemas mais críticos dos materiais estéticos à base de resina composta. As tensões residuais geradas durante a contração de polimerização afetam adversamente a manutenção da interface de

ligação entre as resinas e os tecidos duros dentários, podendo potencialmente romper a ligação e levar a falhas clínicas da restauração (LUTZ; KREICI; BARBAKOW, 1991).

A contração da fase pós-gel de polimerização das resinas compostas gera tensões de tração na zona de adesão com o dente e nas estruturas dentárias adjacentes. Segundo Sakaguchi et al. (1992), a contração de polimerização das resinas, quando linear, pode ser medida de maneira efetiva, utilizando-se extensômetros, descrevendo uma técnica em que o espécime de resina composta foi circundado por um anel de acrílico, simulando a restauração envolvida pelo dente. Um extensômetro mede a deformação no anel, enquanto outro, simultaneamente, mede a alteração dimensional da amostra. Calculam-se as tensões localizadas no anel, resultantes da contração de polimerização da resina, com base nas deformações no anel e nas propriedades do material do anel. Dessa forma, os autores mediram as deformações e tensões geradas pela contração de polimerização de quatro resinas compostas. Os valores das tensões, ao final da aplicação da luz, variaram de 0,3 a 1,7MPa, embora a variação não tenha significado estatístico. Os autores consideraram esse método como um bom preditor dos resultados da contração de polimerização das resinas compostas. A capacidade da resina de se ligar ao acrílico através do uso de agentes de união à dentina e a simplicidade da geometria da amostra permitem facilmente o cálculo das relações de tensão-deformação.

Segundo Venhoven, de Gee e Davidson (1993) e Peutzfeldt (1997), as resinas compostas contraem-se durante a reação de polimerização, principalmente porque as distâncias entre as unidades monoméricas do polímero, determinadas pelas ligações covalentes, são menores do que no estado original monomérico, mantido por ligações fracas (forças de Van der Waals). Davidson e Feilzer (1997) postularam que, em geral, a maior parte da contração pode ser resolvida no estado plástico inicial através de “fluência” (escorregamento das moléculas do polímero durante a fase pós-gel inicial, enquanto o material ainda não alcançou uma rigidez muito alta, permitindo assim uma pequena movimentação entre as macromoléculas), ou através da alteração da forma volumétrica. Após a reação de gelificação, o processo de polimerização é acompanhado por um rápido aumento no módulo de elasticidade, impedindo contrações subsequentes, pois o material está rígido demais para permitir o escoamento plástico e a alteração de forma compensatória. Ao restaurar uma cavidade de maneira adesiva, a resina composta está ligada às superfícies rígidas da estrutura dentária e, portanto, impedida de alterar sua forma, a não ser na superfície livre, resultando em tensões residuais (CHEN et al., 2001).

De acordo com Puckett et al. (2007), a inclusão de partículas de carga pode reduzir o volume da matriz polimérica e assim reduzir a alteração volumétrica, mas a quantidade de incorporação de carga está se aproximando do empacotamento máximo teórico de 74% em volume. Os autores encontraram uma contração de polimerização de 1,6 a 8% em volume, nas resinas comercialmente disponíveis e relataram que as tensões de tração desenvolvidas na margem da restauração podem ser suficientes para ultrapassar a resistência de união do sistema, resultando na abertura da interface e suas consequências. Acrescentaram ainda que, durante a polimerização à temperatura ambiente, o gel da matriz resinosa e o polímero formado estão abaixo de sua temperatura de transição vítrea e, portanto, o escoamento da matriz para aliviar a contração encontra-se limitado. Diluentes de baixo peso molecular podem permitir maior escoamento, mas têm o potencial de reduzir as propriedades mecânicas da matriz.

Para Fielzer, de Gee e Davidson (1987), a tensão residual gerada na polimerização das resinas compostas é função da forma da restauração, descrita como o *fator-C*, ou seja, a razão entre as superfícies adesivas e livres. A restauração pode estar numa “caixa” de paredes duras e, portanto, com só uma superfície livre, ou num “ângulo” do dente, podendo ter duas ou até três superfícies livres. Em um estudo experimental, a forma das restaurações foi simulada com formas cilíndricas de várias dimensões, e a contração de polimerização registrada mostrou que, na maioria das configurações relevantes de cavidades clínicas, o escorregamento entre as moléculas não foi suficiente para liberar as tensões e preservar a adesão à dentina, através dos agentes de ligação. Segundo Dauvillier, Aarnts e Feilzer (2000), além do fator-C, a natureza do material pode influenciar a contração de polimerização, bem como suas propriedades visco-elásticas. Numa dada configuração, materiais menos rígidos e de reação de polimerização mais lenta podem apresentar maior habilidade para escoar nos estágios precoces da polimerização, reduzindo o dano à interface adesiva (DAVIDSON; FEILZER, 1997; FEILZER; DE GEE; DAVIDSON, 1987, 1990a, b, 1993; MEHL; HICKEL; ZUNZELMANN, 1997).

Desde que Lui (1994a) sugeriu o uso de resinas compostas no reforço radicular de dentes endodonticamente tratados, os materiais e técnicas têm sido melhor estudados e modificados no sentido de diminuir a contração de polimerização das resinas compostas (CALHEIROS et al., 2006; CHOI; CONDON; FERRACANE, 2000; DA SILVA et al., 2007; SAKAGUCHI; BERGE, 1998).

Dauvillier, Aarnts e Feilzer (2000) revisaram criticamente as publicações relevantes sobre as propriedades dos materiais e a aplicação de técnicas importantes para

minimizar os efeitos da contração de polimerização das resinas compostas utilizados na Odontologia Restauradora. Os autores relataram que, desde quando se reconheceu que a contração de polimerização das resinas pode interferir severamente com a adesão, esforços consideráveis vinham sendo feitos no sentido de reduzir seus efeitos negativos, que culminam com a ruptura da interface dente-restauração. Apesar de todos os esforços, não existe um material ou técnica capaz de garantir uma restauração durável à prova de infiltração, sendo de suma importância que os profissionais saibam como lidar com tais problemas, escolhendo o material e procedimento ideal para contornar a contração de polimerização e maximizar o sucesso clínico.

A camada adesiva de resina sem carga posicionada entre o dente e a resina composta propõe-se a absorver parte das tensões geradas durante a polimerização e reduzir a infiltração marginal. Choi, Condon e Ferracane (2000) variaram sistematicamente a espessura da camada de adesivo, para relacionar os efeitos na redução da tensão residual e infiltração marginal em cavidades Classe V em dentes bovinos. Observaram que a contração de polimerização decresceu significativamente com o aumento da espessura da camada de adesivo, comprovando que as tensões residuais são efetivamente absorvidas e dissipadas pela aplicação de uma camada espessa de uma resina de menor rigidez.

De acordo com Van Meerbeek et al. (1998), em revisão de literatura sobre o desempenho clínico dos sistemas de adesivos, essas observações fornecem evidências para um conceito de adesão elástica, na qual uma camada de resina sem carga, suficientemente espessa e relativamente elástica absorve, em parte, as tensões residuais de contração da resina composta através de deformação (alongamento), e impede o descolamento da interface. A camada híbrida também pode ser considerada parte desse complexo, desde que a zona de interdifusão de resina/dentina seja suficiente para envolver as fibras de colágeno expostas pelo condicionamento ácido. Segundo os autores, é de se esperar que uma maior resistência da união resina/dentina na zona de interdifusão seja alcançada quando uma camada mais espessa de adesivo protege a camada híbrida, previamente à inserção do cimento resinoso ou da resina composta, como ocorre nos reforços radiculares.

Segundo Cadenaro et al. (2008), a tendência atual de desenvolvimento das resinas compostas levou ao aparecimento de novos materiais com cargas modificadas e melhores matrizes de resina, com o propósito de melhorar as propriedades mecânicas e diminuir a contração de polimerização. As propriedades da ligação dente/resina também melhoraram com as pesquisas na área de adesivos, embora a possibilidade de se alcançar altos valores de adesão a ponto de compensar a contração de polimerização ainda não tenha sido alcançada. Se

o grau de polimerização não for considerado, a contração volumétrica depende principalmente da composição química da matriz de resina e da porcentagem de carga, enquanto a tensão residual e o escoamento (habilidade de liberar a tensão) são determinados pelo módulo de elasticidade do material. Melhorias nas resinas convencionais tipo bis-GMA, através da adição de novos monômeros em combinação com melhores tipos de carga, produziram materiais de baixa contração, sem alteração das propriedades mecânicas. Esse fato foi comprovado pelos referidos autores, em seu estudo que avaliou a contração de polimerização de três tipos de resinas compostas fotopolimerizáveis de acordo com sua composição (micro-híbrida, nanoparticulada e resina de baixa contração). Para os autores, idealmente, resinas livres de contração representariam a solução para os problemas decorrentes das tensões residuais.

A introdução dos pinos de fibra teve um grande impacto nos procedimentos clínicos para restauração de dentes tratados endodonticamente. Grandini, Sapio e Simonetti (2003) relataram que, desde seu lançamento nos anos 90, pesquisas contínuas modificaram os tipos de fibras, que, inicialmente, eram de carbono, passaram para o quartzo e depois para o vidro, bem como a forma dos pinos. Ainda segundo os autores, a evolução tecnológica permitiu aos fabricantes disponibilizar pinos de fibra que oferecem propriedades estéticas e mecânicas superiores às dos pinos metálicos, apresentando excelente desempenho clínico, comprovado por estudos longitudinais. Com relação à forma do pino, a evolução partiu de pinos duplamente cilíndricos, projetados com propósitos de retenção, para os pinos cilíndricos ou cônicos, visando a uma melhor adaptação no interior dos canais, para minimizar a remoção de estrutura dentária residual. Essa tendência atual de preparos radiculares mais conservadores para a adaptação do pino só foi possível graças aos progressos contemporâneos no campo de materiais e técnicas adesivas, que tornaram a adesão às paredes do canal mais segura e previsível. Dessa forma, os autores descreveram, através do relato de um caso clínico, uma técnica de adaptação de um pino translúcido, revestido por uma camada de resina fotopolimerizável, que permite uma individualização anatômica do pino, através de sua introdução no canal, com o objetivo de se conseguir uma adaptação precisa. Depois de cimentado, o “pino anatômico” fica contornado por uma camada fina e uniforme de cimento resinoso, que cria condições ideais para a retenção do pino. Esse procedimento, embora recomendável em muitos casos, parece ser especialmente eficaz nos casos de canais com formas elípticas, ou que exibem uma quantidade reduzida de estrutura residual após o tratamento endodôntico.

Ao restaurar dentes tratados endodonticamente com raízes fragilizadas, o espaço entre o pino e as paredes do conduto cria uma situação desfavorável para a colocação direta do pino intracanal, exigindo um grande volume de resina ou cimento resinoso para preenchimento total do conduto (KINA; BRUGUERA, 2008). Nessa situação, considerando o conduto como uma caixa de cinco paredes, cujo preenchimento não pode ser por incrementos, o *fator-C* interno seria muito alto, sem a possibilidade de liberação da tensão residual, prejudicando a resistência adesiva. Para contornar os problemas da contração de polimerização, os autores recomendaram a técnica modificada de reforço radicular em raízes fragilizadas, utilizando a individualização do pino. Na técnica descrita, um gel lubrificante hidrossolúvel é usado para isolar as paredes do conduto radicular, seguido do preenchimento do conduto com uma resina de polimerização dual para núcleo e do posicionamento de pinos intrarradiculares pré-fabricados (um principal e vários acessórios) de fibra de vidro. A porção coronária (núcleo) é confeccionada simultaneamente. A resina é então polimerizada e o conjunto é cuidadosamente removido e limpo com ácido fosfórico 37% por 30 segundos. Uma película de adesivo é aplicada e o sistema é cimentado sobre a raiz preparada. Dessa forma, segundo os autores, com a possibilidade de polimerização e liberação das tensões fora do conduto radicular, os efeitos da contração de polimerização são minimizados.

Bonfante et al. (2007) descreveram uma técnica semelhante, que utiliza a modelagem do pino de fibra de vidro no interior do conduto isolado com resina composta de baixa viscosidade e pinos acessórios. Complementaram que o “pino anatômico” reproduz a forma do canal, reduz a espessura do cimento e previne falhas adesivas. Ao comparar com outras modalidades de restauração de raízes fragilizadas, os resultados revelaram que os valores de resistência à fratura, embora menores do que aqueles obtidos com núcleos metálicos de liga de Ni-Cr, bem como o modo de fratura observado para os pinos individualizados, sugerem que essas técnicas são viáveis para a reconstrução de dentes com canais muito amplos. Entretanto, os autores enfatizaram que o controle da técnica adesiva é fundamental, sendo mais facilmente alcançado *in vitro* do que na boca, especialmente quando o uso de um isolamento absoluto não é possível. Por essa razão, segundo os autores, os estudos clínicos demonstram que falhas por deslocamento dos pinos são as mais frequentes causas de insucesso dos pinos de vidro.

Cornachia (2005) complementa afirmando que a grande vantagem do procedimento restaurador indireto, no caso da utilização de resinas, é a eliminação da contração de polimerização do material restaurador no dente que está sendo restaurado, restando apenas aquela da camada delgada de cimento resinoso de fixação da restauração.

A maioria das resinas compostas atuais requer fotoativação para que ocorra a polimerização. Variáveis que afetam a quantidade de energia luminosa que atinge a camada de resina, como a cor, a distância da fonte de luz e a intensidade da luz podem interferir com a fotopolimerização. Portanto, além da contração de polimerização, outro fator que interfere no resultado das restaurações de resina composta intrarradiculares é a qualidade da fotopolimerização em razão da profundidade da camada e da dificuldade de acesso da luz ao interior dos canais. Esse problema também pode ser evitado por meio da técnica do “pino anatômico”, que permite uma polimerização adicional da resina composta fora da boca (GRANDINI; SAPIO; SIMONETTI, 2003).

A profundidade de polimerização das resinas compostas no interior dos condutos é uma preocupação, quando se utiliza um pino plástico fototransmissor. Lui (1994b), pouco depois de publicar sobre a aplicação da técnica de reforço radicular, conduziu um estudo sobre a eficácia da técnica na polimerização das resinas profundamente em canais simulados. Nesse estudo, a profundidade de polimerização, através dos pinos fototransmissores, foi comparada à daquela alcançada pelo método convencional. Seis diferentes diâmetros de pinos foram investigados (1,05; 1,20; 1,35; 1,50 e 1,65mm). De modo geral, quanto maior o diâmetro do pino, maior a profundidade de polimerização. Apesar das diferenças significantes encontradas entre os controles e todas as dimensões dos pinos analisadas, bem como entre os vários diâmetros entre si, o autor concluiu que é possível alcançar a profundidade de cura necessária, maior que 11mm apicalmente, utilizando o pino fototransmissor.

A ligação entre a resina composta e a dentina é obtida através de sistemas adesivos, os quais têm apresentado um enorme desenvolvimento desde sua criação nos anos setenta, e modificações continuam sendo criadas com o objetivo de simplificação e melhora. Entretanto, a grande quantidade de modificações e de estudos com metodologias diferentes resultou em uma enorme diversidade de dados sobre a eficácia e resistência da união resina/dente. Segundo Thomsen e Peutzfeldt (2007), os dados variam entre os vários tipos de sistemas, dependendo de inúmeros fatores como a infiltração do adesivo no tecido desmineralizado, o grau de conversão e resistência do adesivo, propriedades mecânicas da resina composta e compatibilidade entre os vários sistemas adesivo/resina e os vários substratos dentários. A resistência da adesão pode, por exemplo, como foi comprovado por Thomsen e Peutzfeldt (2007), interferir com a resistência à flexão das resinas compostas e essa influência pode ainda interferir com o comportamento das resinas compostas no interior dos condutos, na região de reconstrução radicular.

Os sistemas adesivos são sensíveis à técnica, especialmente aqueles para adesão à dentina, e podem variar ainda se as instruções do fabricante não forem corretamente seguidas. Após um estudo sobre os efeitos do uso incorreto na resistência da união, Peutzfeldt e Asmussen (2002) recomendam que, para se obter resultados finais mais confiáveis, as instruções do fabricante sejam meticulosamente respeitadas, como por exemplo, a aplicação da segunda camada, o tempo de aplicação e de exposição à luz.

Hasegawa et al. (1999), estudando o efeito das propriedades mecânicas das resinas compostas na eficácia da adesão à dentina, investigaram a relação entre a adaptação marginal, a resistência à tração da união adesiva e as propriedades mecânicas das resinas compostas. Para tal, determinaram a contração de polimerização, resistência à tração e flexão e módulo de elasticidade de oito resinas compostas. Esse estudo mostrou a importância das propriedades da resina e da união dente/resina na determinação do tipo de falha das restaurações, se na região da união (falha adesiva) ou no corpo da resina (falha coesiva). Dessa forma, dados referentes às propriedades mecânicas das resinas são necessários para a determinação do comportamento mecânico dos reforços radiculares.

O estudo do comportamento mecânico dos reforços radiculares torna-se complexo, uma vez que inúmeros são os fatores que influenciam as propriedades mecânicas das restaurações com resinas compostas, como a composição, a polimerização e o envelhecimento.

Em todas as restaurações adesivas à base de resina composta, a dentina é condicionada com agentes ácidos que dissolvem seus componentes minerais. Um adesivo dentinário é aplicado na superfície da dentina condicionada para formar a camada híbrida, uma camada de dentina desmineralizada infiltrada por adesivo dentinário. As características da camada híbrida dependem da permeabilidade e da espessura da dentina desmineralizada, bem como da difusibilidade do adesivo aplicado, resultando numa camada de propriedades heterogêneas. Em alguns casos, podem existir fibras de colágeno expostas, que não foram embebidas pelo adesivo. A interface adesiva resultante é, portanto, um complexo formado por diversos materiais. As diferentes propriedades desses materiais interferem com o desempenho e a durabilidade da interface dentina/resina. A resistência à fadiga dessa interface é função da amplitude da tensão, das condições de contorno, da microestrutura e das propriedades mecânicas de cada material. Apesar das fibras expostas de colágeno constituírem o componente mais fraco, a resistência final é determinada pelo adesivo (DE MUNCK, 2005; SINGH et al., 2011).

A maioria dos adesivos dentais demonstra resultados imediatos favoráveis, em termos de retenção e selamento da interface de união, contrabalançando a contração de polimerização inicialmente. Porém, apesar da eficácia imediata, Breschi et al. (2008) apontaram dúvidas quanto à integridade da interface ao longo do tempo, devido à degradação e à fadiga. Em uma revisão crítica da literatura sobre adesão dental, com foco nos micro e nanofenômenos que levam à degradação da interface, os autores observaram que, entre os diferentes fenômenos que ocorrem na interface resina/dentina, alguns são considerados principais na redução da longevidade da união, como impregnação insuficiente da dentina pela resina, polimerização sub-ótima, e ativação de enzimas colagenolíticas. Para contornar esses problemas, estudos recentes (CADENARO et al., 2005, 2006; CARRILHO et al., 2007a, b) indicam a utilização de um sistema adesivo convencional não simplificado, o aumento do tempo de polimerização e a utilização de *primers* inibidores de proteases.

Os cimentos à base de resina composta ganharam popularidade nos últimos anos devido às melhorias em suas propriedades físicas. Mais uma vez, o significado dos ensaios de tração monotônicos é limitado, uma vez que não retratam o modo de falha clínica dos cimentos. Para Junge et al. (1998), *in vivo*, o papel da fadiga parece ser mais importante, uma vez que as restaurações não falham em um curto período de tempo em função na boca. Em um estudo com 50 incisivos centrais superiores restaurados com coroas e pinos, com uma carga cíclica baixa, de 14,71N, os cimentos de resina composta toleraram um número significativamente maior de ciclos dos que os cimentos de ionômero e de fosfato de Zinco, não havendo falha com até 8×10^4 ciclos. A superioridade da resposta dos cimentos de resina composta à carga cíclica, quando comparados com os cimentos convencionais de fosfato de zinco, também foi observada por Uy et al. (2006).

Hill (2007), numa revisão sobre as características dos cimentos odontológicos, afirmou que o requisito primordial de um agente de cimentação definitivo deve ser a capacidade de manter a restauração em posição por um período indefinido, bem como o selamento entre o dente e a restauração. As medições para comparação entre os cimentos, realizadas sob condições estáticas unidirecionais (de tração ou compressão), apesar de significativas, podem representar apenas o estado inicial de restaurações recém-cimentadas. A fratura do cimento por fadiga, por sua vez, pode levar à infiltração de fluidos orais e contaminação por bactérias, resultando em recidiva de cárie e perda da retenção da restauração. O autor compartilha a opinião de que ensaios de fadiga mecânica e térmica são importantes para a compreensão do desempenho clínico dos cimentos a longo prazo e permitir a melhor comparação entre os materiais de cimentação.

Para Mitchell, Douglas e Cheng (1999), o cimento ideal deve ter bom escoamento antes da presa, ser dimensionalmente estável para minimizar as tensões durante a polimerização, apresentar alta resistência à fratura, ser livre de porosidades, aderir aos substratos dentários e liberar flúor. Entretanto, numa carga intraoral de impacto, a falha do cimento é preferível à fratura do dente, já que a recimentação é um procedimento simples. Além disso, numa eventual necessidade, o cimento deve permitir uma remoção não destrutiva da prótese. Portanto, a resistência do cimento deve ser capaz de prevenir falhas coesivas durante a polimerização ou sob as condições mastigatórias normais, mas não a ponto de permitir que a resistência à tração da dentina seja o elo mais fraco do dente restaurado. Diante desses requisitos, os autores analisaram vários tipos de cimentos e concluíram que cimentos resinosos são melhores que os cimentos de ionômero de vidro, tanto os convencionais quanto aqueles modificados por resina. O mesmo foi observado por Knobloch et al. (2000).

De acordo com De Munck et al. (2005), embora a interface dente/resina seja vulnerável ao dano progressivo provocado por cargas subcríticas, os ensaios mecânicos com carga estática para avaliar a resistência das interfaces dente/restauração ainda são a abordagem mais utilizada nos laboratórios. Os dados obtidos a partir de estudos de fadiga têm maior relevância clínica, especialmente para prever a eficácia da união a longo prazo. Apesar dessa necessidade, poucos dados são encontrados na literatura, principalmente no que diz respeito aos sistemas adesivos contemporâneos. Estudando o comportamento da interface dente/resina composta com carga estática e o limite de fadiga com 10^5 ciclos de tensão, os dados obtidos em ensaios com carga estática e cíclica foram correlacionados. Segundo os autores, a resistência da interface adesiva à fadiga é em torno de 30-40% mais baixa que a resistência à tração, tanto no esmalte quanto na dentina. O mesmo foi relatado por Braem, Lambrechts e Vanherle (1994).

O estudo de Brunthaler et al. (2003), sobre a longevidade das restaurações em resinas compostas reuniu os dados publicados entre 1996 e 2002, e concluiu que as falhas iniciais nas restaurações com resinas compostas (nos primeiros 5 anos) são decorrentes de problemas operacionais, como seleção incorreta da técnica ou do material, e, a partir dos cinco anos, a principal razão de falhas é a cárie secundária. Para Drummond (2008), como é de se esperar, quanto maior o tempo de serviço na boca, maior é a prevalência de falha, mas as falhas com as resinas compostas vão além das propriedades dos materiais. Assim como em todos os materiais utilizados para restaurações dentárias, a técnica apropriada, a correta indicação do material e a adequada seleção do paciente, certamente, asseguram o sucesso clínico da restauração.

2.2.2 Ionômero de vidro

O cimento de ionômero de vidro foi inicialmente descrito na literatura por Wilson e Kent (1972), como um novo cimento translúcido, baseado na reação de endurecimento entre um pó de alumínio-silicato de vidro e soluções aquosas de polímeros e copolímeros do ácido acrílico. Durante a reação, o pó de vidro, na solução aquosa do ácido, é atacado pelos prótons do ácido, liberando íons de alumínio e cálcio. Uma matriz de gel envolve as partículas de pó não reagidas, e essa matriz é capaz de aderir-se aos tecidos mineralizados devido às múltiplas interações dos grupos carboxílicos do poliácido com o cálcio (OILO, 1981). A restauração deve ser mantida isolada por um verniz, nas primeiras 24 horas, para garantir o equilíbrio aquoso. Nos estágios tardios da reação, formam-se ligações cruzadas com o alumínio, que conferem maior estabilidade à matriz (BOWEN; MARJENHOFF, 1992).

O cimento de ionômero de vidro possui certas características que o tornam um material útil para restauração ou como adesivo, incluindo a adesão a substratos úmidos (MCLEAN; GASSER, 1985) e a materiais de base, propriedades anticariogênicas devidas à liberação de flúor, coeficiente térmico compatível com o do esmalte, biocompatibilidade e baixa toxicidade (XIE et al., 2000).

O cimento de ionômero de vidro foi criado com o objetivo de atender a diversas aplicações, como restauração de dentes anteriores, preenchimento de cavidades de erosão, cimentações em geral e forramento de cavidades. O conceito era combinar as propriedades de resistência, rigidez e liberação do flúor do pó de silicato com a biocompatibilidade e qualidades adesivas do ácido poliacrílico (BOWEN; MARJENHOFF, 1992). Entretanto, as formulações iniciais apresentaram alguns problemas como dificuldades de manipulação, sensibilidade à umidade, estética e rugosidade superficial, que limitaram sua aceitação. Como consequência, embora suas propriedades tenham melhorado significativamente ao longo dos anos, o ionômero de vidro ainda não é tão utilizado como as resinas compostas para restauração, mas continuou a ser utilizado devido a algumas vantagens importantes, como boas propriedades de adesão e liberação de flúor.

De acordo com Culbertson (2001), o cimento de ionômero de vidro tem algumas propriedades que permitem várias aplicações na Odontologia, como um material para a restauração de dentes anteriores, agentes cimentantes, forramentos, base sob outras restaurações, reparos de abrasões e erosões. Isso devido a suas importantes vantagens, enumeradas pelo autor: forma um material duro após a polimerização, exibe pouca ou

nenhuma reação exotérmica e nenhuma contração de polimerização, não tem monômeros residuais na matriz, tem alta estabilidade dimensional e boa adesão à estrutura dentária.

No início dos anos 80, a introdução da adesão das partículas metálicas (fibras ou pó) ao vidro, através da sinterização em altas temperaturas, resultou nos cimentos tipo *cermet*. A adição de pó de liga de prata aumentou a resistência à abrasão e resultou na melhoria de várias propriedades físicas. Embora reconhecendo que os cimentos *cermet* apresentem uma resistência de união à dentina um pouco menor do que a dos cimentos de ionômero de vidro convencionais, Lui (1992), ao descrever a técnica de reforço radicular de raízes estruturalmente comprometidas com ionômero de vidro tipo *cermet*, justificou sua utilização devido a suas propriedades mecânicas superiores, como melhor resistência à flexão (32MPa) e à compressão (190MPa), e coeficiente de expansão térmica comparável ao da dentina ($15 \times 10^{-6} \text{K}^{-1}$). Segundo o autor, a microestrutura do cimento *cermet* é praticamente livre de porosidades, o que, associado à capacidade de absorção de esforços das partículas de prata, poderia aumentar a resistência e rigidez do dente. Sua boa retenção foi atribuída à capacidade de selamento marginal e estabilidade dimensional, devido à pequena contração durante a polimerização, deixando poucos espaços vazios na interface com o dente. No caso descrito, o dente com a raiz reforçada permanecia na boca em função por mais de cinco anos, sem evidências de fratura ou descolamento.

A mistura de partículas de metal e o pó do vidro são fundidos a 800°C e o composto de vidro-metal sinterizado, quando triturado até um pó fino, retém suas características porque o metal fica firmemente ligado ao vidro. Segundo McLean e Gasser (1985), as partículas do *cermet* trituradas são mais arredondadas do que as partículas do vidro, o que confere excelente manuseabilidade, com boa condensabilidade e baixa porosidade. Além da vantagem de fácil manipulação, os autores relatam que a adição do metal ao vidro aumentou a ductilidade e a tenacidade em relação às formulações originais e tornou o ionômero um material indicado para núcleo de preenchimento e grandes reconstruções coronárias.

Pereira et al. (2002), com o objetivo de caracterizar as propriedades mecânicas e resistência de ligação dos cimentos de ionômero de vidro indicados para restaurações, inclusive alguns modificados por resina composta, avaliaram a resistência à compressão, à tração diametral e a resistência da união ionômero/dentina, através de ensaios laboratoriais destrutivos. Os resultados revelaram uma resistência à compressão que variou entre 90 e 170MPa, maior que a resistência à tração (6 a 22MPa). A resistência da união variou entre 4,9 e 11,3MPa.

Berry e Powers (1994a) conduziram um estudo comparativo da resistência ao cisalhamento da união do cimento de ionômero de vidro à dentina coronária e radicular e constataram uma melhor união com a dentina radicular, quando a raiz é previamente tratada com ácido poliacrílico. Mendoza e Eakle (1994) pesquisaram a retenção de pinos pré-fabricados cimentados com cimentos adesivos à base de resina composta e ionômero de vidro. Utilizaram 60 raízes de caninos humanos superiores com tratamento endodôntico, que foram montadas num bloco de resina e os pinos tracionados até a remoção. A força necessária para deslocar os pinos não foi significativamente diferente entre os pinos cimentados com resina e ionômero de vidro.

Baseando-se no fato de que a adesão dos cimentos às paredes do canal é um fator crucial para o reforço de dentes desvitalizados, Weiger et al. (1995) também pesquisaram a adesão dos cimentos de ionômero de vidro à dentina, e afirmaram que o tratamento prévio da dentina com substâncias quelantes como ácido etilenodiamino tetra-acético (EDTA) ou ácidos para a eliminação da *smear layer* é fundamental para a adesão. Segundo Pereira et al. (2002), as substâncias químicas aplicadas na dentina podem, em muito, influenciar na resistência da ligação do ionômero ao substrato dentário. O ácido poliacrílico remove a *smear layer* e, portanto, expõe a dentina subjacente, aumenta a área de contato, facilita o molhamento da superfície e pré-ativa os íons de cálcio e fosfato da dentina, tornando-os mais reativos com o cimento. Esse mecanismo promove um íntimo contato intermolecular do cimento adesivo com o tecido dentário.

De Moor e Bruyne (2000), numa revisão da literatura sobre as várias aplicações dos cimentos de ionômero de vidro na Endodontia, citaram, entre outras, o selamento e restauração da câmara pulpar, reparo de reabsorções e perfurações, e até mesmo fraturas radiculares. Seu sucesso resulta de suas características especiais de adesão química à dentina, que reforça a raiz, biocompatibilidade e liberação de flúor sem perder a resistência.

Dessa forma, desde os relatos de Lui (1992), os cimentos de ionômero de vidro tipo *cermet* vêm sendo utilizados na reabilitação de raízes enfraquecidas, baseando-se principalmente na sua melhor capacidade de adesão à dentina radicular, que pode conferir maior longevidade ao reforço cervical e na sua menor contração de polimerização quando comparado às resinas compostas.

2.3 Estudos utilizando o método dos elementos finitos (MEF)

Um problema físico pode ser descrito por meio de uma formulação matemática apropriada (modelo matemático). Em um problema mecânico, os métodos analíticos clássicos permitem o cálculo da resposta exata dos deslocamentos, deformações e tensões de uma estrutura em todos os seus pontos, ou seja, nos seus infinitos pontos, porém essas soluções são somente conhecidas para alguns casos. A necessidade de desenvolver procedimentos aproximados, que possam ser aplicados em caráter geral, independente da forma da estrutura e das condições de carregamento, dentro de uma precisão aceitável, deu origem aos métodos numéricos, por exemplo, o método dos elementos finitos (ALVES FILHO, 2000).

Os parâmetros necessários para a descrição de um modelo de mecânica dos sólidos para análise de tensões devem descrever a geometria do domínio, as propriedades mecânicas dos materiais envolvidos e as condições de contorno, aí incluídas as solicitações externas. O método dos elementos finitos envolve a discretização de um meio contínuo em pequenos elementos, que são conectados entre si através dos nós e mantêm as propriedades mecânicas do material original. Os deslocamentos são calculados somente em alguns pontos, cujo número deve ser suficiente para representar o conjunto inteiro de forma aproximada. A partir do conhecimento do comportamento dos nós, pode-se calcular o comportamento interno (deformações e tensões) de cada elemento. Assim, o modelo de elementos finitos é representado por um sistema de equações e um algoritmo apropriado é usado no programa para solucionar um sistema de equações. O módulo de pós-processamento fornece os gráficos da distribuição de tensões, das deformações e dos deslocamentos, e possibilita a visualização através de cortes no modelo (ALVES FILHO, 2000).

Devido a sua grande aplicabilidade e eficiência, o MEF pode ser utilizado em diversas áreas das ciências exatas e biológicas. Na Odontologia, ele é utilizado para a realização de pesquisas nas diferentes especialidades. Uma de suas aplicações na área odontológica é a simulação dos diferentes constituintes de um dente e suas estruturas de suporte, para o estudo do comportamento mecânico das estruturas biológicas e dos materiais dentários, sem os custos elevados de um estudo *in vitro*, ou a demanda de tempo e as implicações éticas de um estudo *in vivo*.

De acordo com Holmes, Diaz-Arnold e Leary (1996), a maior vantagem do método dos elementos finitos é a habilidade de resolver problemas biomecânicos complexos que de outra forma dificilmente poderiam ser resolvidos. Entretanto, o método apresenta algumas limitações. Suposições relativas às propriedades dos materiais simulados, como

isotropia e homogeneidade, fazem com que o modelo careça de representatividade total. Além disso, as características físicas dos tecidos variam de acordo com o local e de indivíduo para indivíduo. Por essas razões, embora as tendências qualitativas observadas sejam significativas, os resultados quantitativos dos estudos com elementos finitos podem ter significância limitada fora do contexto do modelo.

Por outro lado, para Diestchi et al. (2007), a principal vantagem da análise por elementos finitos é a possibilidade de quantificar e visualizar a distribuição das tensões no interior do dente restaurado, como reação a uma quantidade de deformação estabelecida, sem a influência das variáveis inerentes aos tecidos biológicos. Porém, os autores reconhecem que muitas simplificações são inevitáveis: na maioria dos modelos bi e tridimensionais, a dentina e o esmalte são modelados como sendo substratos isotrópicos, homogêneos e linearmente elásticos, apesar da anisotropia intrínseca de sua anatomia (túbulos e prismas) e das subsequentes variações na microdureza e no comportamento elástico. Na verdade, as propriedades elásticas (módulo de elasticidade e coeficiente de Poisson) da dentina peri e intertubular diferem bastante, mas, segundo os autores, “esta anisotropia é num nível microscópico, enquanto que os modelos são mais macroscópicos”. Lembram ainda que o comportamento sob tensão de alguns materiais também precisa ser simplificado, interfaces são consideradas contínuas, e a complexidade da função mastigatória cíclica é impossível de ser reproduzida.

Embora os estudos *in vitro* forneçam informações valiosas e sejam imprescindíveis para a caracterização e avaliação dos materiais e técnicas disponíveis, também apresentam algumas limitações. Vasco (2007) enumerou alguns dos fatores que fazem com que os resultados *in vitro* sejam observados com cautela: a possibilidade de defeitos indetectáveis nos corpos de prova, como trincas e porosidades; a não homogeneidade da amostra; diferenças morfológicas e físico-químicas dos espécimes e dificuldades para simular estruturas fundamentais como o ligamento periodontal.

Entretanto, o domínio dos recursos do programa utilizado e o conhecimento das limitações do método possibilitam uma análise adequada e uma correta extrapolação dos resultados. Dentro desse contexto de uso de métodos alternativos, a aplicação da análise por elementos finitos pode contribuir com informações adicionais sobre as situações clínicas e suas formas de tratamento, bem como confirmar resultados de outras modalidades de estudo.

Dietschi et al. (2007) relataram que, para o estudo de tensões, os modelos fotoelásticos não reproduzem ou mimetizam as características físicas essenciais dos tecidos dentários e não podem simular todos os esforços complexos da cavidade oral. Por essa razão,

não representam a ferramenta ideal para modelar a variedade de interações entre a restauração e o substrato dentário e vêm sendo substituídos pelas análises com elementos finitos.

De Vree, Peters e Plasschaert (1983) compararam os resultados da análise da distribuição das tensões nas estruturas dentárias utilizando o método da fotoelasticidade e dos elementos finitos, com modelos bidimensionais e tridimensionais axissimétricos, citando importantes vantagens do método dos elementos finitos, entre elas: todas as tensões podem ser calculadas; os componentes das tensões podem ser calculados para cada ponto do modelo; as alterações nos parâmetros e no carregamento podem facilmente ser incorporadas ao cálculo; é um procedimento rápido; análises tridimensionais podem facilmente ser realizadas; materiais não homogêneos e anisotrópicos podem ser analisados; a precisão dos resultados calculados pode ser facilmente aumentada, elevando-se o número de elementos. Apesar de todas as vantagens do MEF, os resultados numéricos encontrados mostraram uma conformidade razoável com os resultados experimentais por análise fotoelástica.

Para Cimini Jr. et al. (2000), modelos matemáticos de estruturas dentárias têm sido propostos nos últimos anos para analisar os campos de tensão e deformação resultantes das cargas mastigatórias. O aumento da velocidade e da capacidade de manipulação de dados dos computadores levou a um aumento no uso de procedimentos numéricos para analisar estruturas biológicas, em geral, e estruturas dentárias em particular. O método dos elementos finitos é uma técnica especialmente adequada, que permite grande flexibilidade para lidar com domínios geométricos complexos, compostos por múltiplos materiais e, por isso, vem se tornando uma ferramenta popular na investigação do comportamento mecânico dos dentes. A precisão do resultado da análise numérica, no entanto, depende da qualidade dos dados inseridos no programa, por exemplo, o carregamento. Segundo os autores, a magnitude da força de mordida varia coletivamente, entre comunidades, e, individualmente, dependendo dos hábitos alimentares, tipo de alimento, região da boca, idade, sexo, raça e características físicas. Vários esforços têm sido realizados no sentido de medir experimentalmente as forças sobre os dentes, mas os resultados, muitas vezes dispersos e geralmente inconclusivos, conduzem a análises mais qualitativas do que quantitativas. Após uma revisão crítica dos trabalhos existentes, os autores resumiram e tabularam os resultados, numa tentativa de indicar valores que possam direcionar melhor a análise. Para a região dos incisivos especificamente, a força oclusal, ou seja, “aquela que atua fragmentando os alimentos em porções grandes para depois serem triturados pelos dentes posteriores”, varia de 89 a 240N.

A literatura é vasta no que se refere a estudos que aplicam o método de elementos finitos na análise de tensões em dentes tratados endodonticamente, restaurados com pinos de

diversos materiais e formas. Muitos estudos numéricos sobre dentes tratados com pinos envolvem investigações sobre a influência do material, forma e dimensão do pino na distribuição das tensões ao longo da raiz (ALBUQUERQUE, 1999; JOSHI et al., 2001; LANZA et al., 2005; RIBEIRO, 2004; VASCONCELOS, 2002). A influência da quantidade de remanescente coronário e o efeito férula das coroas (PIERRISNARD et al., 2002) também vêm sendo avaliados pelo método dos elementos finitos. Estudos que investigam o papel da reconstrução das paredes radiculares enfraquecidas previamente à cimentação do pino são escassos (COELHO et al., 2009; LI et al., 2006; MEZZOMO et al., 2011). Alguns desses estudos, considerados mais relevantes, serão mostrados a seguir.

Para Joshi et al. (2001), do ponto vista mecânico-estrutural, um dente tratado endodonticamente restaurado com pino, núcleo e coroa pode ser tratado como uma estrutura formada por múltiplos componentes e com geometria complexa. A distribuição das tensões em um sistema como esse é dependente da geometria, da rigidez do material do pino e das estruturas dentárias e de suporte, e da direção e magnitude da força oclusal. Para os autores, a natureza das tensões, em termos da magnitude e direção, deve ser compreendida para se obter uma maior longevidade da restauração. Com o propósito de avaliar o comportamento mecânico dos dentes tratados endodonticamente, uma análise por elementos finitos de modelo tridimensional de um dente tratado endodonticamente restaurado com pinos foi realizada com o objetivo de verificar a forma e o material ideais para o pino. O estudo demonstrou que as tensões (von Mises) máximas estão localizadas nos terço-médio do pino, do lado oposto ao da carga. Sem pinos, um padrão uniforme, sem áreas de concentração de tensões foi observado. Segundo os autores, o material rígido faz com que o pino se comporte como um amplificador de tensões, causando áreas localizadas de tensões maiores. Por isso, a utilização de um pino deve ser considerada apenas quando não há retenção suficiente para o núcleo, lembrando que uma quantidade mínima de estrutura dentária deve ser removida durante a confecção do pino. Entre os materiais estudados, os pinos de aço inoxidável mostraram os maiores valores de tensões, seguidos pelos pinos de titânio, cerâmica e fibras de vidro. Esses últimos apresentaram o melhor potencial para reforçar o dente. Os autores concluíram que a forma do pino deve ser determinada, tendo em mente que o máximo de dentina coronária deve ser preservado e o material deve ter rigidez próxima à da dentina. A única classe de material que pode reunir essas características é a resina composta reforçada por fibras.

Santos (2008) analisou o risco de fratura radicular em um pré-molar superior restaurado com pino intrarradicular utilizando o método dos elementos finitos, variando a forma da seção transversal do canal e do pino. Segundo a autora, o achatamento mesio-distal

dos canais desses dentes e o descolamento do pino têm sido apontados como os principais fatores predisponentes para a fratura. A tensão principal máxima (σ_{\max}) foi investigada em modelos que simularam pinos de seção transversal circular ou oval, aderidos ou descolados, e em modelos de dentes hígidos. Os modelos com diferentes composições de pinos e núcleos foram comparados quanto à distribuição da σ_{\max} e à magnitude, localização e orientação dos vetores dos picos de σ_{\max} na dentina. O índice de risco de fratura foi calculado dividindo-se o valor de σ_{\max} para a estrutura analisada (raiz, núcleo, pino ou cimento) pelo valor de resistência à tração de cada material, obtido na literatura. O maior risco de descolamento foi detectado entre o pino metálico fundido e o cimento, aumentando o risco de fratura radicular.

O efeito de abraçamento (férula) também já foi investigado através do MEF. Poiate (2007) conduziu uma análise biomecânica de um pré-molar restaurado com pino intrarradicular fundido, com e sem férula, sob várias condições de carregamento. Foram confeccionados seis modelos, um de um dente hígido (controle) e cinco com diferentes graus de perda estrutural coronária e radicular. Os valores dos picos de tensão principal máximos ocorridos na dentina e no cimento foram comparados com valores de resistência à tração desses materiais, para avaliar se as cargas seriam potencialmente lesivas às estruturas estudadas. Os resultados mostraram que, sob algumas condições, o cimento ficou submetido a tensões que ultrapassam sua resistência à fratura, e que a dentina apresentou tensões de tração compatíveis com fraturas longitudinais (com início na crista óssea). Porém, a férula não pareceu ser necessária para melhorar a distribuição de tensões, a não ser no carregamento na direção longitudinal, considerado o menos lesivo dos carregamentos estudados.

Utilizando uma análise bidimensional pelo método dos elementos finitos, Ribeiro (2004) estudou a distribuição de tensões em modelos de um incisivo central superior com e sem remanescente de dentina na porção coronária, utilizando cinco sistemas diferentes de pinos intrarradiculares (núcleo metálico fundido, fibra de carbono, fibra de vidro, dióxido de zircônio e titânio). Os sistemas pré-fabricados receberam um núcleo de preenchimento em resina composta. Além do modelo de um incisivo central íntegro que foi utilizado como controle, o autor simulou modelos restaurados com os sistemas de pinos pré-fabricados em duas situações clínicas diferentes: modelos sem remanescente coronário e modelos com 2mm de remanescente de dentina na porção coronária. Uma carga de 100N foi aplicada no terço incisal da região palatina com uma inclinação de 45° em relação ao longo eixo do dente para todos os modelos criados. Nos resultados, comparando os modelos restaurados com o íntegro, foi observado que a presença de um pino intrarradicular favoreceu o aparecimento de novas áreas de tensões concentradas na região central do dente. Quanto aos sistemas de pinos, os

modelos com pinos fabricados com materiais de alto módulo de elasticidade (dióxido de zircônio, núcleo metálico fundido e titânio) apresentaram os maiores valores de tensões (von Mises). A simulação com pinos de fibra de carbono e fibra de vidro resultou em tensões menores. Os resultados encontrados nos modelos com remanescente dentinário foram similares aos modelos sem remanescente na porção coronária. Segundo o autor, a presença de 2mm de remanescente de dentina favoreceu apenas as tensões na região cervical do elemento dental, que foram mais uniformes. Mesmo assim, considerou que a preservação da dentina coronária é benéfica para a reconstrução dos dentes tratados endodonticamente, uma vez que aumenta a área de retenção para o pino.

Pierrisnard et al. (2002) demonstraram que as tensões na região cervical são reduzidas na presença de pinos, especialmente aqueles com alto módulo de elasticidade, e que a presença da férula reduz as tensões cervicais e aumenta a resistência do dente restaurado, independente do material utilizado para o pino e núcleo. Nesse estudo, foram avaliadas diferentes combinações de reconstruções coronário-radulares de dentes tratados endodonticamente. Sete modelos tridimensionais representando o dente incluído numa base óssea foram criados, variando do grau de perda de estrutura coronária (total ou parcial) e o material do núcleo e do pino (quando presente). Todos os modelos receberam uma coroa total em Ni-Cr, onde foi aplicado um carregamento constante de 100N, a 30° de inclinação. As tensões de tração locais, que induzem à propagação de trincas, e as tensões de compressão foram investigadas, quanto à intensidade, localização e concentração. As maiores tensões, tanto de tração quanto de compressão, foram observadas na região cervical, independente do modelo. A tensão na região cervical foi aproximadamente 60% maior na ausência de férula.

Ho et al. (1994), através de análise numérica, simularam um incisivo central superior, restaurado com e sem pino metálico, submetido a uma força aplicada a 45° com o longo eixo do dente e a uma força traumática no sentido horizontal sobre a superfície vestibular. No modelo do incisivo sem pino, a tensão foi concentrada sobre o terço médio e cervical da raiz. A distribuição de tensões na dentina, quando um pino de ouro ou de aço inoxidável estava presente, foi semelhante à do incisivo sem pino, porém com valores ligeiramente reduzidos. Os resultados desse estudo demonstraram que os efeitos benéficos do reforço radicular através de pinos na diminuição das tensões na raiz, são duvidosos. Os autores sugeriram que o profissional pode optar por um tratamento mais conservador, sem a colocação de um pino, quando existir um remanescente de estrutura coronária suficiente para retenção. Caso contrário, o pino é recomendado para a retenção da restauração.

Os pinos comercialmente disponíveis apresentam variação quanto à forma (cônicos, cilíndricos e cilíndricos com dois diâmetros diferentes) e ao material de confecção (titânio, aço inoxidável, zircônia e resina reforçada por fibras). Utilizando um modelo bidimensional, Albuquerque (1999) analisou a distribuição de tensões de von Mises e as tensões no longo eixo do dente, geradas por uma carga de 100N aplicada na face palatina de um incisivo central superior, reconstruído com diferentes pinos intrarradiculares. Através dos resultados obtidos, verificou-se que a colocação de um pino intrarradicular modificou consideravelmente a distribuição das tensões quando comparada à de um dente hígido. A presença de pino gerou uma tensão de tração na interface palatina entre o pino e a dentina, que foi maior com os pinos cônicos, seguidos pelos pinos cilíndricos de dois diâmetros e, por último, pelos pinos cilíndricos. Quanto ao material de confecção dos pinos, o aço inoxidável proporcionou a maior concentração de tensão, seguido pelo titânio e depois pela fibra de carbono, que apresentou a melhor distribuição. Essa alta concentração de tensão de tração foi considerada potencialmente capaz de provocar uma fratura radicular. Mais uma vez, o autor sugeriu que o emprego de materiais com rigidez próxima à da dentina tende a resultar em padrões mais favoráveis de distribuição de tensões.

Complicações como deslocamento do pino ou fratura da raiz podem ser influenciadas por muitos fatores, como a quantidade de dentina remanescente, a direção da força oclusal e a forma do pino. Yang et al. (2001) estudaram os efeitos da forma do pino e da direção da força através do MEF, utilizando um modelo bidimensional de um incisivo central superior, numa seção vestibulo-lingual. Os resultados mostraram que um pino cilíndrico longo distribuiu as tensões amplamente na restauração e na estrutura dentária, resultando em menores picos de tensão. Um pino de pequeno diâmetro também reduziu as tensões. A direção da força teve maior influência nas tensões do que a forma do pino.

Vasconcellos (2002) considerou a análise tridimensional preferível devido à possibilidade de alcançar resultados mais próximos do real, apesar da maior dificuldade de modelagem e processamento, quando comparada à bidimensional. Empregando modelos bi e tridimensionais de incisivos centrais superiores, o autor analisou comparativamente a distribuição de tensões induzida pela forma e material do pino intrarradicular. Os modelos analisados foram: dente hígido (controle) e dentes tratados endodonticamente restaurados com coroa de porcelana e diferentes tipos de pinos intrarradiculares. Os sistemas de pinos utilizados diferiram quanto ao material (aço, titânio, dióxido de zircônio, fibra de vidro em matriz de bis-GMA e fibra de carbono em matriz de bis-GMA) e quanto à forma (cônico, cilíndrico e cilíndrico de dois estágios). Os modelos foram submetidos a uma força de 100N,

a 45° na face palatina. Os valores dos resultados da concentração de tensões na análise tridimensional foram sempre maiores que na análise bidimensional. Os pinos de resina reforçada com fibra de vidro, cônicos, apresentaram menor alteração no padrão da distribuição de tensões quando comparados ao incisivo central hígido. O autor afirmou que um pino ideal deve possibilitar um preparo conservador do canal, proporcionar retenção e resistência ao deslocamento e induzir mínima transmissão de tensão para o remanescente dentário.

Os estudos com elementos finitos que avaliam a reconstrução de dentes tratados endodonticamente são heterogêneos no que se refere aos materiais estudados, à magnitude e direção da carga aplicada, aos tipos de modelos (geometrias, condições de contorno) e programas utilizados. De maneira geral, os registros da literatura disponível revelam que, quando um mecanismo não adesivo foi utilizado (pino/núcleo metálico fundido), a concentração de tensão apareceu na interface pino-dente, enquanto que com os pinos de fibra, a tensão surgiu na região cervical e mostrou picos menores devido à rigidez semelhante à do dente. Isso foi observado por Pegoretti et al. (2002) que estudaram a resposta mecânica de pinos de fibra de vidro a forças externas através de simulação por elementos finitos bidimensional. O pino foi modelado de forma cilíndrica com extremidade cônica, que facilita sua adaptação no canal e evita bordas que possam funcionar como concentradores de tensão. Dados mecânicos obtidos a partir ensaios laboratoriais de flexão foram aplicados no modelo de elementos finitos. Sob várias condições de carregamento, os campos de tensões resultantes da utilização do pino de fibra de vidro foram comparados com os de um pino metálico fundido em ouro e outro de fibra de carbono, e ainda, com um dente natural hígido. O pino de ouro produziu maior concentração de tensões na interface pino-dentina e o pino de fibra de vidro apresentou tensões na região cervical, atribuídas a sua maior flexibilidade e à menor rigidez do material do núcleo. A menor tensão no interior da raiz encontrada no modelo com pinos de fibra de vidro foi atribuída a sua rigidez semelhante à do dente. A não ser pela concentração de tensões na região cervical, os campos de tensão gerados pelo pino de fibra de vidro foram semelhantes àqueles do dente natural.

Aplicando o critério das tensões equivalentes de von Mises em modelos tridimensionais de um incisivo central superior, Lanza et al. (2005) analisaram o comportamento mecânico de três tipos de pinos (metálico, fibra de carbono e fibra de vidro), variando o tipo de cimento utilizado. Sobre os pinos, um núcleo de resina composta e uma coroa em ouro foram modelados. Uma força estática de 10N foi aplicada a 125°. Os resultados mostraram que os valores máximos de tensão foram de 7,5MPa para o pino

metálico, 5,4 e 3,6MPa para os pinos de fibra de carbono cimentados com material de alto e baixo módulo de elasticidade, respectivamente. O valor máximo de tensão para os pinos de fibra de vidro foi de 2,2MPa, tanto para os cimentos com alto ou baixo módulo de elasticidade. Os autores concluíram que a diferença no módulo de elasticidade do pino influencia mais na distribuição de tensões do que a diferença no módulo de elasticidade do cimento.

Sorrentino et al. (2007a) realizaram uma análise numérica tridimensional comparativa para verificar a distribuição de tensões e deformações em 18 modelos experimentais, simulando um incisivo central com tratamento endodôntico, pino, núcleo e coroa total. Uma força arbitrária de 10N foi aplicada a 60° na superfície palatina. Os maiores valores de tensão (von Mises) e deformação foram localizados na região cervical da raiz por vestibular e lingual. As tensões diminuíram progressivamente da parede externa para a parede interna da raiz.

Spazzin et al. (2009) avaliaram pelo método dos elementos finitos a influência de dois sistemas de pinos e da camada de cimento na distribuição de tensões em incisivos centrais superiores. O módulo de elasticidade da camada de cimento variou de 7,0 a 18,6GPa e a espessura variou de 70 a 200µm. A distribuição de tensões no pino, na dentina e na camada de cimento foi analisada. Os modelos restaurados com pinos de zircônia apresentaram altos níveis de tensões no pino e menor nível de tensão na dentina. Nos modelos com pinos de fibra de vidro, os altos níveis de tensões ocorreram na dentina do terço cervical da raiz. Esses pinos apresentaram em sua estrutura uma distribuição de tensões mais homogênea com valores muito pequenos. Os resultados encontrados são comparáveis aos resultados encontrados na literatura, que demonstram que pinos mais rígidos tendem a concentrar as tensões internamente no pino, e pinos mais flexíveis distribuem as tensões ao longo do terço cervical das raízes. Com relação à camada de cimento, o cimento resinoso com alto módulo de elasticidade gerou níveis de tensões mais altos, e a espessura de cimento não causou mudanças significantes dos níveis de tensões na camada de cimento.

Num estudo realizado por Holmes, Diaz-Arnold e Leary (1996), com modelos de caninos inferiores com pinos e núcleos metálicos fundidos de diferentes dimensões, ficou demonstrado que os picos de tensão de cisalhamento ocorrem, na região adjacente ao pino no terço médio da raiz, e sofrem pouca alteração quando o diâmetro ou o formato (cilíndrico ou cônico) do pino são modificados. Porém, são inversamente proporcionais ao comprimento do pino. Os picos de tensão de tração, por sua vez, ocorreram no terço cervical da superfície

vestibular das raízes, e os picos de compressão, na superfície lingual. Esse comportamento é esperado para os dentes inferiores.

Eskitascioglu, Belli e Kalkan (2002) compararam pinos de fibras de compósitos laminados com núcleos metálicos fundidos, utilizando ensaios de convencionais em laboratório e o método de elementos finitos. Nos ensaios de fratura, 20 incisivos superiores humanos tiveram a coroa removida e o canal tratado, previamente à restauração com núcleo metálico fundido ou pino de fibra. Os dentes foram incluídos em blocos de resina e a carga foi aplicada a 45° na face palatina. Nesse modelo experimental não houve diferença estatística entre os dois tipos de pinos. Na análise com MEF, um modelo tridimensional do incisivo central foi utilizado, simulando a situação a ser analisada (dente com pino metálico ou de fibra), e demonstrou que a tensão se acumulava dentro do sistema pino/núcleo fundido e que a transmissão às estruturas de suporte era baixa. Essa constatação foi considerada uma vantagem para os sistemas metálicos fundidos, embora os ensaios experimentais mostrassem o contrário: na análise do modo de falha, os espécimes restaurados com pinos metálicos tiveram 100% dos pinos deslocados e 70% de fratura radicular. Os espécimes com pinos de fibra tiveram 70% de fraturas do núcleo, 20% de fraturas radiculares e somente 10% de deslocamento dos pinos. Quando os pinos de fibra foram analisados pelo MEF, os resultados indicaram que as tensões foram transferidas para o dente e as estruturas de suporte e foram mais baixas no sistema do pino. Os autores consideraram esse resultado uma vantagem para a restauração, mas uma desvantagem para os tecidos de suporte.

Lertchirakarn, Palamara e Messer (2003b) modelaram raízes simplificadas de incisivos inferiores e superiores, correlacionando a análise pelo MEF com medidas de deformação e padrões de fratura de dentes naturais. O objetivo do estudo foi verificar a tendência das raízes de fraturar na direção vestibulo-lingual, apesar de a espessura da dentina ser maior nessas regiões do que nas proximais. Os modelos criados simularam fatores potencialmente capazes de influenciar a localização e direção da fratura, variando sistematicamente o diâmetro e a forma da seção transversal do canal, a morfologia externa da raiz e a espessura radicular, para determinar sua contribuição relativa na etiologia das fraturas radiculares verticais. Adicionalmente foram criados modelos baseados na seção transversal de raízes de dentes naturais humanos fraturadas clínica e experimentalmente. Os modelos de elementos finitos demonstraram que a curvatura interna do canal parece mais importante do que a morfologia externa da raiz, em termos de concentração de tensões, e que a espessura reduzida de dentina aumenta a magnitude, mas não altera a direção das tensões de tração máximas. Os modelos baseados nas raízes fraturadas demonstraram acentuada semelhança entre a

distribuição das tensões e os padrões de fratura. Nesses estudos, alguns resultados interessantes foram encontrados. Por exemplo, a redução progressiva da espessura da dentina radicular proximal resultou em maior concentração de tensões na região vestibulo-lingual, predispondo à fratura nessa região; e em todos os modelos estudados, a trinca ocorreria inicialmente na superfície vestibular ou lingual interna do canal, propagando-se para a superfície externa da raiz. Intuitivamente, era de se esperar que acontecesse o contrário, com a fratura ocorrendo na parede mais delgada da dentina. Através de uma comparação com o comportamento dos vasos tubulares, os autores explicaram que, quando uma pressão interna é aplicada numa parede espessa, as tensões resultantes são de dois tipos: tensões de tração numa direção circunferencial, e tensões de compressão numa direção radial. As partes delgadas da parede serão forçadas a expandir na direção radial mais rapidamente do que as partes mais espessas. Essa expansão assimétrica gera tensões de tração circunferenciais adicionais na superfície interna das paredes mais espessas, que resultam da flexão externa das paredes mais delgadas. Embora a forma da seção transversal do canal pareça mais importante do que a espessura da parede de dentina na distribuição das tensões, os autores enfatizaram que a remoção da dentina fosse minimizada durante os procedimentos endodônticos e protéticos, mantendo a raiz o mais espessa, regular e lisa possível, para evitar tensões adicionais decorrentes da deformação das paredes, diminuindo assim a suscetibilidade à fratura vertical das raízes.

Com objetivo de utilizar resultados de ensaios *in vitro*, para confirmar a validade da simulação pelo método dos elementos finitos, Barjau-Escribano et al. (2006) realizaram ensaios experimentais para analisar a resistência mecânica de incisivos centrais superiores extraídos restaurados com dois tipos de pinos intrarradiculares (aço inoxidável e fibra de vidro). Desenvolveram também um modelo tridimensional em elementos finitos de um incisivo central superior restaurado, para investigar as tensões originadas com os dois sistemas de pinos e compará-las com as obtidas nos ensaios experimentais. Os dentes restaurados com pinos de fibra de vidro apresentaram maior resistência à fratura (803N) do que os pinos metálicos de aço de inoxidável (520N). A localização da fratura dos dentes com os dois tipos de pinos ocorreu na porção coronária, entretanto, nos dentes restaurados com pinos metálicos, a fratura se estendia para a porção radicular. Os resultados da análise dos modelos tridimensionais foram compatíveis com os resultados *in vitro*, e indicaram um desempenho mecânico dos pinos de fibra melhor do que o dos sistemas de aço inoxidável, e confirmaram as expectativas do modelo experimental, validando o modelo desenvolvido.

A partir de 2006, o interesse sobre o desempenho mecânico dos dentes tratados com pinos intrarradiculares começou a se expandir para os dentes com raízes comprometidas

estruturalmente. Li et al. (2006), em um estudo inédito sobre raízes fragilizadas pelo métodos dos elementos finitos, construíram um modelo tridimensional de um dente restaurado com pino de titânio em combinação com diferentes tipos de cimento em uma raiz com canal ampliado, restaurado com coroa metalocerâmica sem férula. O módulo de elasticidade dos cimentos variou de 1,8 a 22,4GPa. Entretanto, no modelo criado, somente o cimento foi utilizado para o preenchimento do defeito radicular. Os picos máximos de tensão foram localizados na superfície lingual externa da raiz (39,58MPa), na altura do terço cervical, com um cimento com módulo de elasticidade de 1,8GPa. Os autores atribuíram a distribuição das tensões na dentina cervical à menor espessura da parede. Ao cimento Panavia F foi atribuído um módulo de elasticidade similar ao de algumas resinas compostas (18,3GPa), e mais próximo ao da dentina, o que levou à diminuição da tensão nas paredes dentinárias (31,55MPa). As tensões principais encontradas diminuiram com o aumento do módulo de elasticidade do cimento. Segundo os autores, a participação do cimento é decisiva na resistência às forças mastigatórias. Quando o cimento e a dentina compartilham da mesma rigidez, podem se deformar simultaneamente e assim suportar e distribuir melhor as tensões. O uso de materiais restauradores com módulo de elasticidade próximo ao da dentina foi recomendado como forma de reforçar a raiz e reduzir as tensões na dentina.

Coelho et al. (2009) investigaram a influência de diversos tipos de pino (metálicos, cerâmicos e de fibra) na distribuição das tensões em dentes com raízes enfraquecidas reconstruídas com resina composta internamente, por meio de uma análise por elementos finitos bidimensional. A partir de um modelo de um incisivo central superior sadio (controle), foram criados seis modelos experimentais, onde parte da dentina radicular foi removida do interior do canal. Nesses, as raízes foram internamente restauradas com resina composta e receberam pinos de diversos tipos: metálicos fundidos, aço inoxidável, fibra de vidro, fibra de carbono, zircônia e titânio. Os dentes receberam coroas cerâmicas com férula. Quando comparados com o dente sadio, o uso de pinos mais rígidos resultou em maior concentração de tensões do que os pinos de fibra, sugerindo que estes últimos devem ser indicados para melhorar o comportamento mecânico dos dentes com raízes reconstruídas.

Com o objetivo de investigar a distribuição das tensões em dentes tratados endodonticamente, Mezzomo et al. (2011) realizaram um estudo comparando o comportamento de um modelo tridimensional de um incisivo central superior sadio (modelo 1) com o do mesmo dente restaurado com pino, núcleo e coroa. Os autores variaram o material do pino (modelo 2: pino fundido de ouro; modelo 3: pino de fibra de vidro e núcleo em resina composta) e a configuração do canal (modelo 4: pino de fibra de vidro e canal ampliado). O modelo foi

inicialmente obtido por meio da digitalização a laser de um dente natural. A morfologia interna e as propriedades mecânicas dos materiais simulados nos modelos foram obtidas da literatura. Uma carga de 100N foi aplicada a 45° na superfície palatina e as tensões de von Mises, geradas em decorrência desse carregamento, foram analisadas. No modelo 1, as tensões máximas se concentraram no terço cervical e médio da raiz por vestibular (23,2MPa) e por lingual (24,5MPa). Nos modelos 2 e 3, as maiores tensões ocorreram no cimento (47 MPa). No modelo 4, o pico de tensão ocorreu no ponto de aplicação da carga (46,2 MPa), não havendo concentração na camada de cimento. Os autores concluíram que o uso de pinos e cimentos com propriedades semelhantes às da dentina e o aumento da espessura de cimento resultam num comportamento mecânico semelhante ao do dente.

2.4 Análise crítica da literatura

Após a revisão da literatura sobre o assunto, pode-se constatar que as falhas biomecânicas das restaurações de dentes tratados endodonticamente constituem um tema importante dentro da Odontologia Restauradora, pois podem provocar infiltração, recidiva de cárie, formação de trincas e fraturas radiculares, levando a problemas de origem endodôntica e complicações protéticas (GHER JR. et al., 1987; JOHNSON et al., 2000; SORENSEN; MARTINOFF, 1984).

O impacto do papel da umidade e das alterações nas propriedades físicas da dentina, como a dureza, o módulo de elasticidade e a resistência à fratura, como consequência da perda da vitalidade, parece mínimo (GRIGORATOS et al., 2001; HAWKINS; DAVIES, 1998; HUANG; SCHILDER; NATHANSON, 1992; SIM et al., 2001). Entretanto, o preparo da cavidade de acesso ao canal, o alargamento do canal durante a terapia endodôntica e o uso de substâncias químicas no interior do canal reduzem significativamente a resistência do dente (HUSSAIN; MCDONALD; MOLES, 2007; LANG et al., 2006; SEDGLEY; MESSER, 1992; TROPE; RAY, 1992). Na realidade, a conservação dos tecidos dentários é o aspecto mais importante quando se trata da resistência mecânica de dentes desvitalizados (DIETSCHI et al., 2007). Apesar de alguns relatos contrários (DE OLIVEIRA et al., 2008; PIERRISNARD et al., 2002; POIATE, 2007; RIBEIRO, 2004), estudos experimentais e numéricos demonstram que a preservação da estrutura sadia, especialmente na região cervical, para permitir o abraçamento pela coroa protética, parece ser crucial para otimizar o comportamento biomecânico desses dentes (AQUILINO; CAPLAN, 2002; CAPUTO;

STANDLEE, 1976; MEZZOMO; MASSA, 2006; MILOT; STEIN, 1992; PEREIRA et al., 2006; SLUTZKY-GOLDBERG et al., 2009; TAN et al., 2005; ZHI-YUE; YU-XING, 2003). Sendo assim, a utilização de pinos intrarradiculares não parece ser a opção primária para a restauração de dentes desvitalizados, a menos que não haja meios de retenção suficientes para o núcleo (HEYDECKE et al., 2001; PONTIUS; HUTTER, 2002).

Fatores como preservação da estrutura dentinária, utilização de pinos com propriedades mecânicas similares às da dentina natural, e técnicas adesivas de cimentação aumentam a resistência à fratura dos dentes reconstruídos com pinos e núcleos (AL-OMIRI et al., 2010).

Quando não há estrutura coronária remanescente capaz de reter a coroa protética, e a raiz apresenta perda estrutural por cárie ou outros fatores, o pino metálico pode aumentar o risco de fratura devido a sua rigidez e os pinos pré-fabricados não se adaptam perfeitamente (BONFANTE et al., 2007; MACCARI et al., 2007; MENDOZA et al., 1997). Nesses casos, o ionômero de vidro (LUI, 1992) e a resina composta (GOODER et al., 1994; LUI, 1987, 1994a; SAUPE; GLUSKIN; RADKE JR., 1996) são indicados para a reconstrução e reforço radicular, sendo que a resina parece ser o material ideal (GONCALVES et al., 2006; YOLDAS; AKOVA; UYSAL, 2005). No entanto, problemas decorrentes da contração de polimerização e da adesão inadequada às paredes internas da raiz devem ser cuidadosamente considerados (CHOI; CONDON; FERRACANE, 2000; DAUVILLIER; AARNTS; FEILZER, 2000; PEUTZFELDT; ASMUSSEN, 2002; VAN MEERBEEK et al., 1998).

A maioria dos autores concorda que nenhum dos sistemas restauradores é capaz de recuperar a resistência da raiz saudável (MARCHI et al., 2003; MOOSAVI; MALEKNEJAD; KIMYAI, 2008; SOARES, 1999; ZOGHEIB et al., 2008). De modo geral, estudos experimentais (AKKAYAN; GULMEZ, 2002; ESKITASCIOGLU; BELLI; KALKAN, 2002) e numéricos (ALBUQUERQUE, 1999; VASCONCELOS, 2002) demonstraram que, devido às propriedades físicas próximas às dos dentes naturais, os pinos de fibra são preferíveis em relação aos pinos metálicos ou cerâmicos, principalmente quando se trata de raízes enfraquecidas (COELHO et al., 2009). Estudos utilizando métodos numéricos demonstram que a utilização de pinos mais rígidos seria proveitosa para melhorar a estabilidade da restauração protética, pois distribuem as tensões ao longo da raiz, mas, geralmente, pinos cerâmicos ou metálicos, mais rígidos, tendem a distribuir as tensões internamente ou transferi-las para a região apical, gerando falhas mais desastrosas (MACCARI et al., 2007), enquanto que os pinos de fibra tendem a concentrar as tensões na região cervical e ao longo da interface adesiva (PEGORETTI et al., 2002), transferindo-as, de

maneira mais uniforme, ao longo do dente e estruturas de suporte (DIETSCHI et al., 2007; ESKITASCIOGLU; BELLI, 2002). Dessa forma, o uso de materiais com propriedades próximas às da dentina parece ser o mais apropriado.

Estudos com elementos finitos envolvendo as técnicas restauradoras, de modo geral, também sugerem que o material restaurador ideal deveria apresentar um módulo de elasticidade semelhante ao da estrutura dentária (AUSIELLO et al., 2001; REEH; ROSS, 1994; TOPARLI; GOKAY; AKSAY, 1999; XU et al., 1998), e a resina composta parece ser o material ideal para a substituir a dentina.

Os estudos com cargas estáticas, porém, não fornecem um panorama completo dos fenômenos que acontecem na cavidade bucal, já que não levam em consideração as cargas cíclicas, que respondem pela maioria das falhas clínicas (DIETSCHI et al., 2008; DRUMMOND, 2008; TAN et al., 2005). Os estudos com cargas cíclicas demonstram a importância da conservação do tecido e da presença de um efeito férula na melhoria das propriedades biomecânicas do dente (BOLHUIS; DE GEE; FEILZER, 2004; PONTIUS; HUTTER, 2002; TORBJORNER; FRANSSON, 2004a; WISKOTT; NICHOLLS; BELSER, 1995).

Diante das diversas formas de tratamento, a tomada de decisão clínica em relação à seleção de técnicas e materiais restauradores é um processo difícil, em razão das inúmeras opções de materiais comercialmente disponíveis. Esse processo torna-se ainda mais complicado quando o dente se apresenta com a raiz estruturalmente comprometida. Soma-se a isso a falta de um consenso na literatura, no que se refere à melhor forma de reconstrução dos dentes desvitalizados (AL-OMIRI et al., 2010). Na verdade, os estudos utilizam múltiplos métodos de avaliação, o que leva a resultados conflitantes, principalmente porque cada estudo explora apenas um aspecto do comportamento da restauração. A utilização de apenas um parâmetro (material, forma do pino, dimensões) não é capaz de fornecer dados suficientes para a seleção do tipo ideal de tratamento (DIETSCHI et al., 2007; NAUMANN et al., 2009). Esses fatores impedem que o profissional clínico possa determinar o prognóstico desses dentes de forma mais previsível e optar pela melhor forma de tratamento disponível para o paciente.

3 OBJETIVOS

3.1 Objetivo geral

Diante do exposto, este trabalho teve por objetivo aplicar o método dos elementos finitos para avaliar o comportamento mecânico de raízes enfraquecidas de dentes tratados endodonticamente, após a reconstrução intrarradicular por técnica adesiva.

3.2 Objetivos específicos

- a) comparar a distribuição de tensões em dentes tratados endodonticamente com raízes reconstruídas com resina composta ou ionômero de vidro cermet entre si e em relação a dentes tratados endodonticamente com raízes estruturalmente íntegras, sob carga estática;
- b) verificar os prováveis tipos de falha da reconstrução (fratura radicular, deslocamento do pino) de acordo com a resistência da dentina e dos materiais utilizados e sua provável localização.
- c) de posse da magnitude e da distribuição das tensões, verificar o comportamento dos dentes tratados endodonticamente com raízes reconstruídas com resina composta ou ionômero de vidro tipo cermet sob carregamento cíclico, com base na resistência à fadiga dos materiais estudados.
- d) comparar os resultados obtidos com os disponíveis na literatura, quando possível.

4. METODOLOGIA

Este estudo aplicou o método dos elementos finitos para simular e analisar uma situação clínica na qual um dente incisivo central superior com tratamento endodôntico e grande perda estrutural na região cervical da raiz foi reconstruído proteticamente, por meio de materiais restauradores (resina composta ou ionômero de vidro), pino intrarradicular e coroa total. O comportamento da raiz reconstruída foi comparado ao comportamento de uma raiz estruturalmente íntegra. O Programa Ansys® (Ansys Inc., Canonsburg, EUA), versão 12.0, foi utilizado para modelagem e processamento.

Inicialmente, foram descritos os procedimentos realizados durante a modelagem, que partiu de um modelo preliminar até a obtenção de três modelos geométricos tridimensionais, representando um incisivo central superior com raiz íntegra, restaurado com pino/núcleo/coróa total (Modelo 1), ou com o canal ampliado e paredes radiculares enfraquecidas, reconstruídas com resina composta (Modelo 2) ou com cimento de ionômero de vidro (Modelo 3). As características dos modelos foram descritas detalhadamente. Em seguida, as propriedades elásticas (módulo de elasticidade e coeficiente de Poisson) foram atribuídas às estruturas geométricas dos modelos, com base nas propriedades encontradas experimentalmente na literatura. Os modelos foram então discretizados utilizando uma malha de elementos tetraédricos. Para encontrar a malha ideal, um teste de convergência de malha foi realizado em todos os modelos experimentais. Após a geração da malha, as condições de contorno e carregamento foram determinadas previamente ao processamento.

4.1 Modelagem

Um modelo geométrico tridimensional de um incisivo central superior, desenvolvido inicialmente no Grupo de Engenharia Biomecânica da Universidade Federal de Minas Gerais pelo Prof. Carlos Alberto Cimini Jr, foi utilizado como base (modelo preliminar) para a construção do modelo utilizado neste estudo. O modelo preliminar foi construído tendo como referência a anatomia do incisivo central superior direito apresentada por Wheeler (1969).

4.1.1 Modelos geométricos

4.1.1.1 Modelo preliminar

Inicialmente foi criado um modelo geométrico de um dente incisivo central superior íntegro, baseado nas dimensões do órgão dental (dentina, esmalte e polpa) e suas estruturas de suporte (ligamento periodontal e osso) citadas na literatura. O dente foi incluído numa fatia de osso alveolar, cuja extensão projetou-se vestibularmente até a inserção na espinha nasal, e, na região palatina, até junção com o palato duro (FIG. 4.1 e 4.2). O Quadro 4.1 apresenta as medidas utilizadas para construção do Modelo preliminar.

QUADRO 4.1

Medidas utilizadas para construção do Modelo 1.

Estrutura	Medida (mm)	Referência
comprimento coroa-raiz	23,09	Wheeler (1969)
distância mesio-distal da coroa	8,74	Wheeler (1969)
distância cérvico-incisal da coroa	10,14	Wheeler (1969)
comprimento radicular	12,95	Wheeler (1969)
espessura de esmalte na borda incisal	1,3	Martignoni e Schönenberger (1998)
espessura de esmalte nas paredes proximais	1,35	Martignoni e Schönenberger (1998)
espessura de esmalte na face vestibular	1,06	Martignoni e Schönenberger (1998)
espessura de esmalte na face lingual	1,16	Martignoni e Schönenberger (1998)
ligamento periodontal	0,3	Jeon, Turley e Ting (2001)
osso cortical vestibular	1,24	Katranji, Misch e Wang (2007)
osso cortical lingual	1,33	Katranji, Misch e Wang (2007)

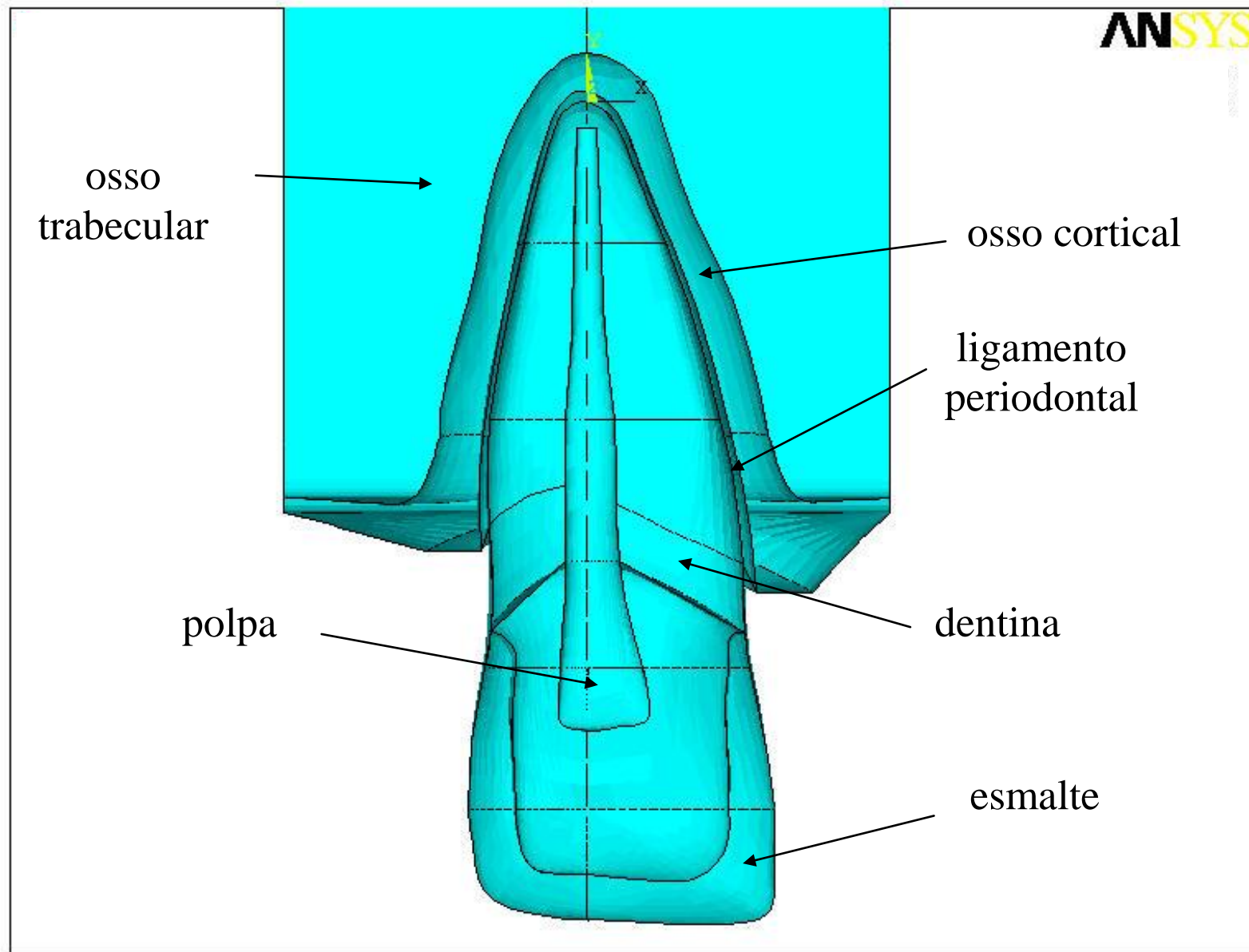


FIGURA 4.1 – Geometria do Modelo Preliminar: Dente íntegro e suas estruturas de suporte (corte frontal – plano XY).

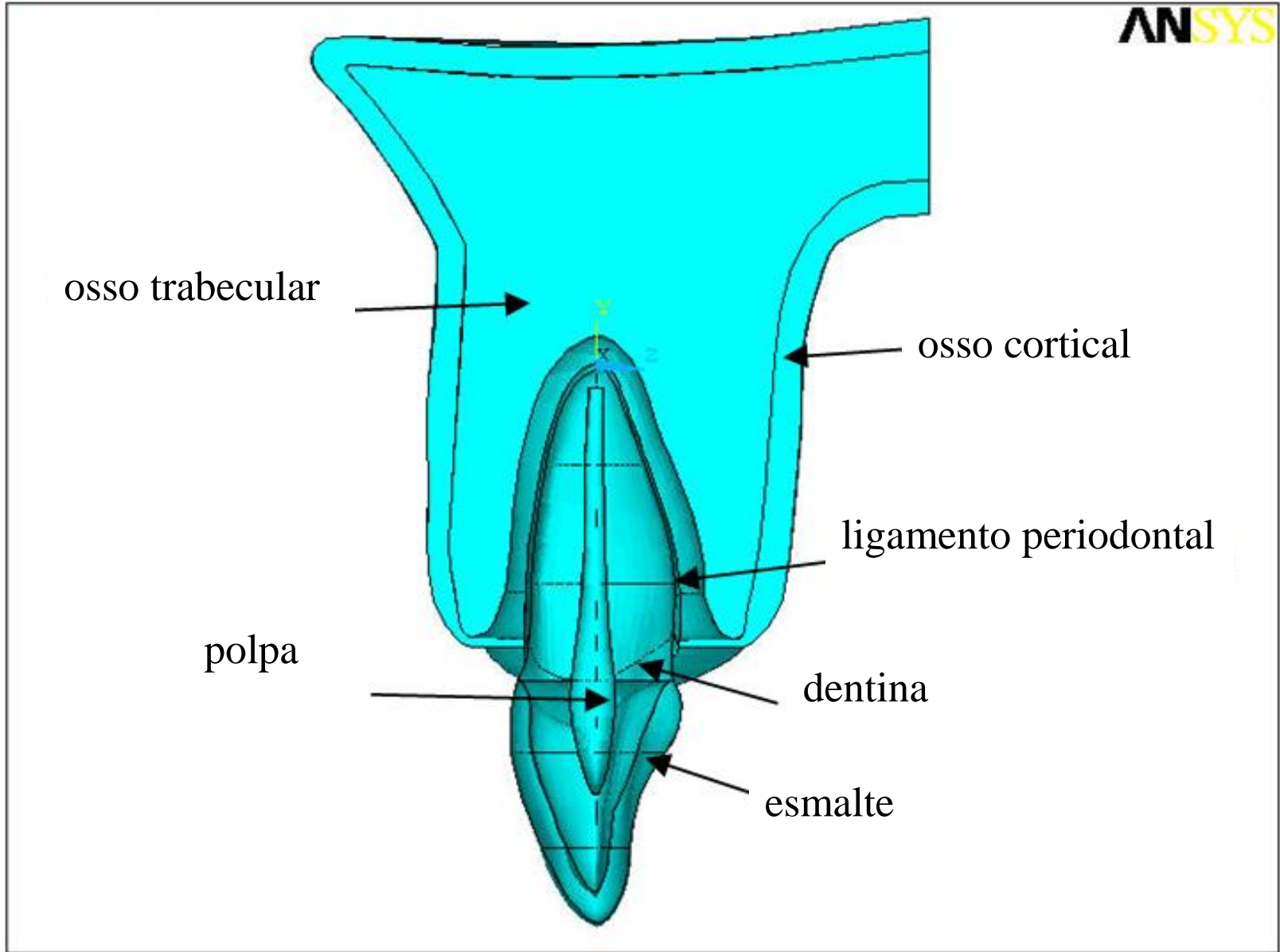


FIGURA 4.2 - Geometria do Modelo Preliminar (corte sagital – plano YZ).

A partir do Modelo preliminar, foram criados três modelos experimentais para simular três situações clínicas distintas.

4.1.1.2 Modelo 1

O Modelo 1 representou um incisivo central superior, com tratamento endodôntico, restaurado com pino de fibra de vidro FibreKor Post (Pentron Clinical Technologies, CT, EUA) cimentado com cimento resinoso adesivo Rely X Arc (3M ESPE, MN, EUA), núcleo em resina composta (FilteK Z250, 3M ESPE, MN, EUA) e coroa total metálica (FIG. 4.3 a 4.6). O pino foi modelado abrangendo dois terços do comprimento da raiz, restando 4mm de obturação de guta-percha no ápice do canal radicular.

O pino do sistema FibreKor Post nº 3 foi escolhido para ser representado na modelagem. Esse pino tem a forma cilíndrica (1,5mm de diâmetro), resultante da sobreposição de vários pequenos cones, com finalidade de conferir melhor retenção ao pino cimentado (FIG. 4.7 e 4.8). Essas retenções presentes na superfície do pino não foram reproduzidas no modelo, uma vez que não havia interesse em avaliar a retenção ou a forma anatômica do sistema. Apesar disso, como a modelagem do pino teve início na parte mais larga do primeiro cone da porção coronária, terminando na parte mais estreita do último cone da porção apical, o resultado foi um pino com geometria ligeiramente cônica. O comprimento total do pino foi de 14,5mm, sendo uma porção radicular com 8,25mm e uma porção coronária para a retenção do núcleo com 6,25mm.

Interposto entre o pino e a dentina foi criado um volume estreito para simular a camada de cimento. O cimento representado foi o Rely X Arc (3M ESPE, MN, EUA), um cimento à base de resina composta, de polimerização dual, num sistema de duas pastas, com uma matriz de BisGMA-TEGDMA e partículas de carga de Zircônia de 1,5 μ m (65,7% em peso). A Zircônia confere radiopacidade, resistência ao desgaste e à fratura (DE JAGER; PALLAV; FEILZER, 2004).

A espessura da camada de adesivo é difícil de ser caracterizada durante a modelagem, uma vez que envolve a camada híbrida, os *tags* de resina, e o adesivo propriamente dito. Ausielo et al. (2004) sugeriram uma espessura de 10 μ m para a camada de adesivo e de 70 μ m para a camada de cimento resinoso sob restaurações indiretas. Singh et al. (2010), estudando as propriedades viscoelásticas dos adesivos dentinários, propuseram um módulo de elasticidade de 5MPa, considerando cargas oclusais mais altas. Como o cimento

representado neste estudo (Rely X Arc – 3M ESPE) tem módulo de elasticidade de 5,5GPa (SASKALAUSKAITE; TAM; MCCOMB, 2008), ou seja, muito próximo ao do adesivo, na geometria do modelo, as camadas de adesivo e de cimento foram englobadas numa única estrutura, com 100 μ m entre o pino e as paredes do canal. Assumiu-se uma adesão contínua perfeita entre os materiais nas interfaces pino/cimento, cimento/adesivo e adesivo/dentina.

A modelagem da região correspondente ao esmalte do Modelo preliminar foi utilizada para a criação da coroa metálica em liga de Ni-Cr (Verabond II, Aalba Dent. Inc., CA, EUA) no Modelo 1, e a porção da dentina coronária deu origem ao núcleo (FIGs. 4.3 e 4.5). Embora a coroa metálica não seja compatível com as exigências estéticas de um dente anterior, o modelo foi assim caracterizado pelo fato de o metal apresentar um comportamento elástico mais definido e suas propriedades elásticas mais conhecidas na literatura, ao contrário da porcelana, que apresenta maior variabilidade na composição e, conseqüentemente, nas propriedades. Além do mais, assumiu-se que, como a porção coronária não seria avaliada, e sim a região cervical da raiz, o material da coroa não teria influência no resultado final, desde que fosse padronizado para todos os modelos.

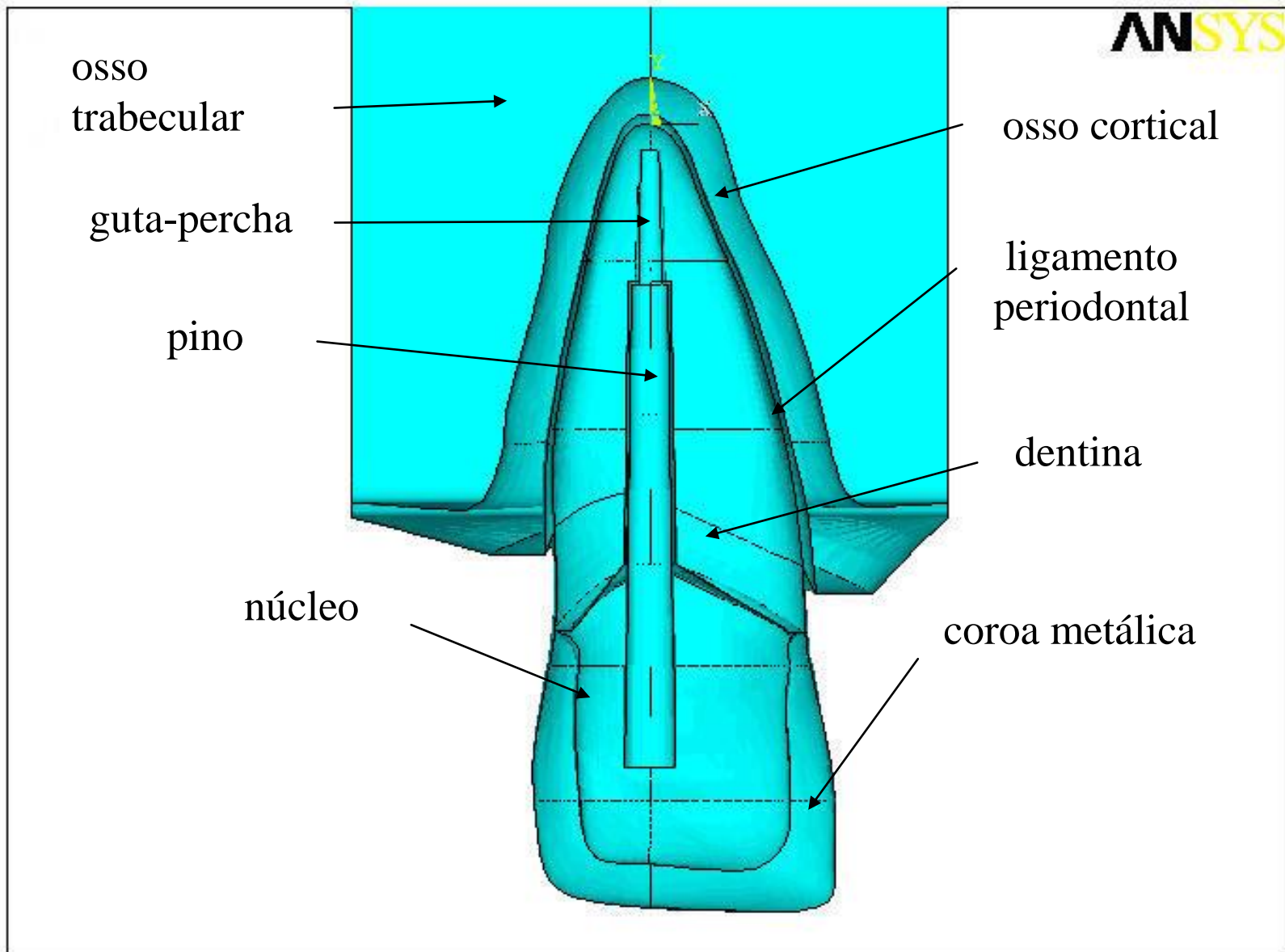
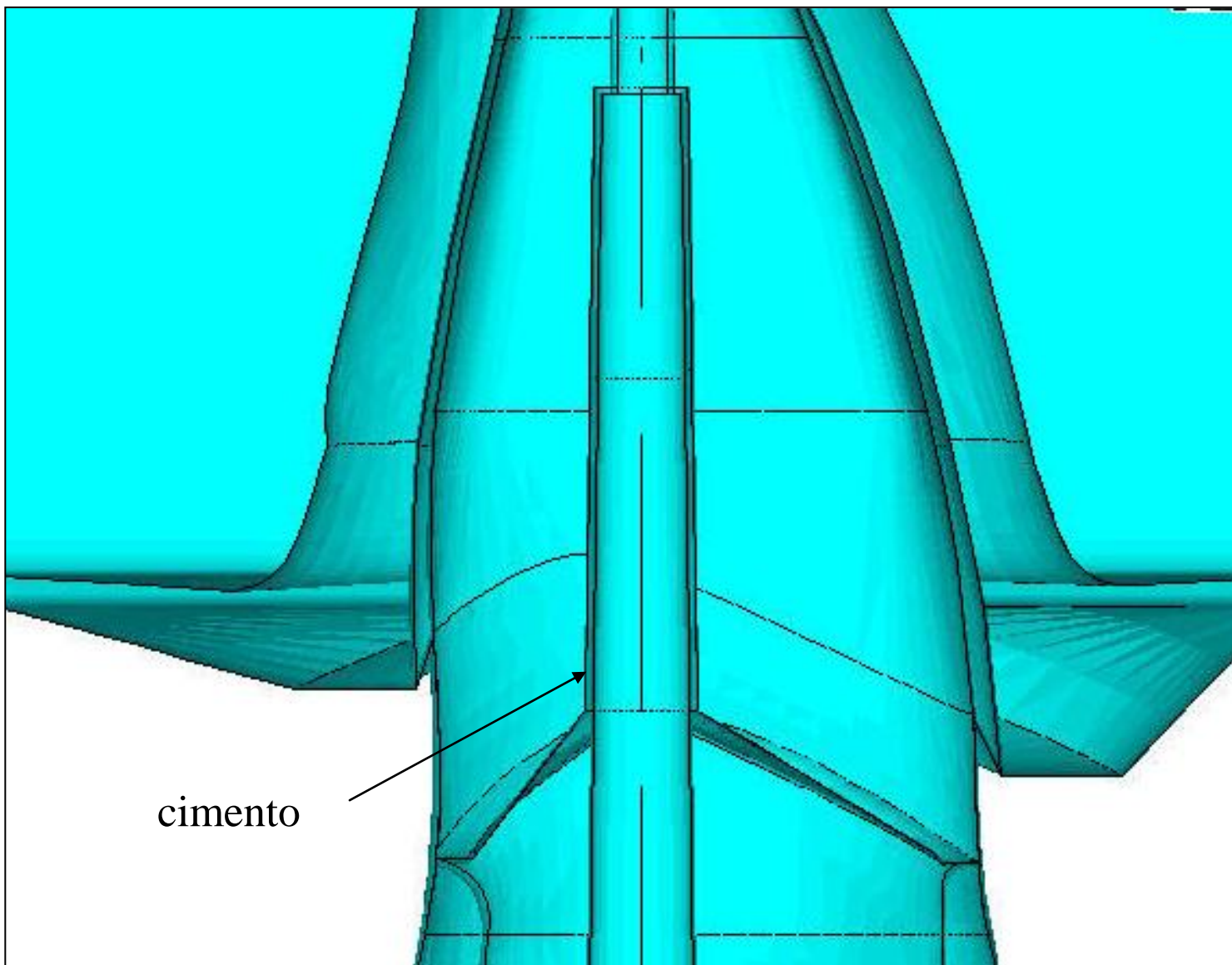


FIGURA 4.3 – Geometria do Modelo 1: dente restaurado com pino de fibra de vidro, núcleo de resina composta e coroa total metálica (corte frontal – plano XY).



cimento

FIGURA 4.4 - Modelo 1: camada de cimento ao redor da porção radicular do pino (corte frontal – plano XY).

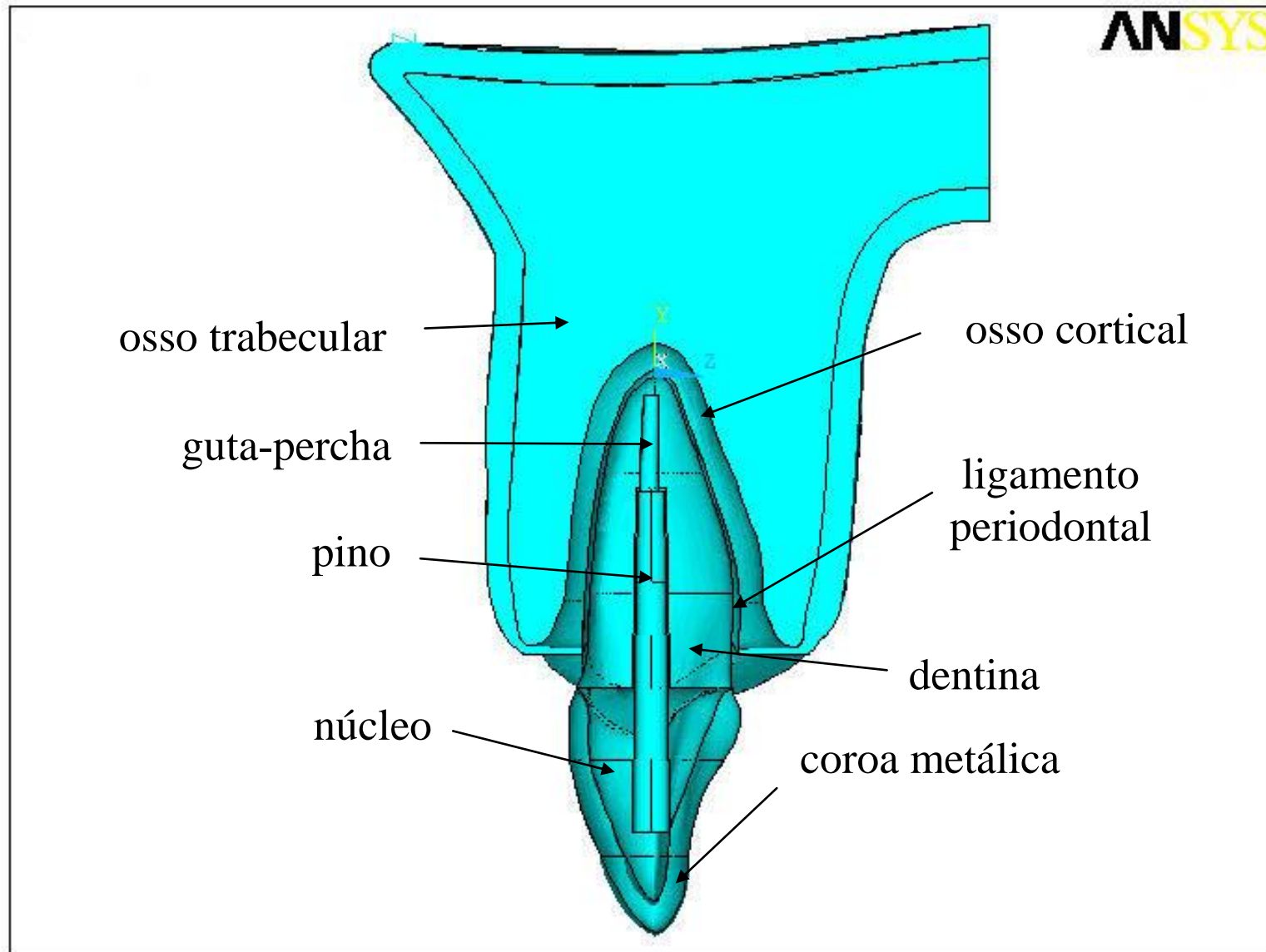


FIGURA 4.5 – Geometria do Modelo 1: dente restaurado com pino de fibra de vidro, núcleo de resina composta e coroa total metálica (corte sagital – plano YZ).

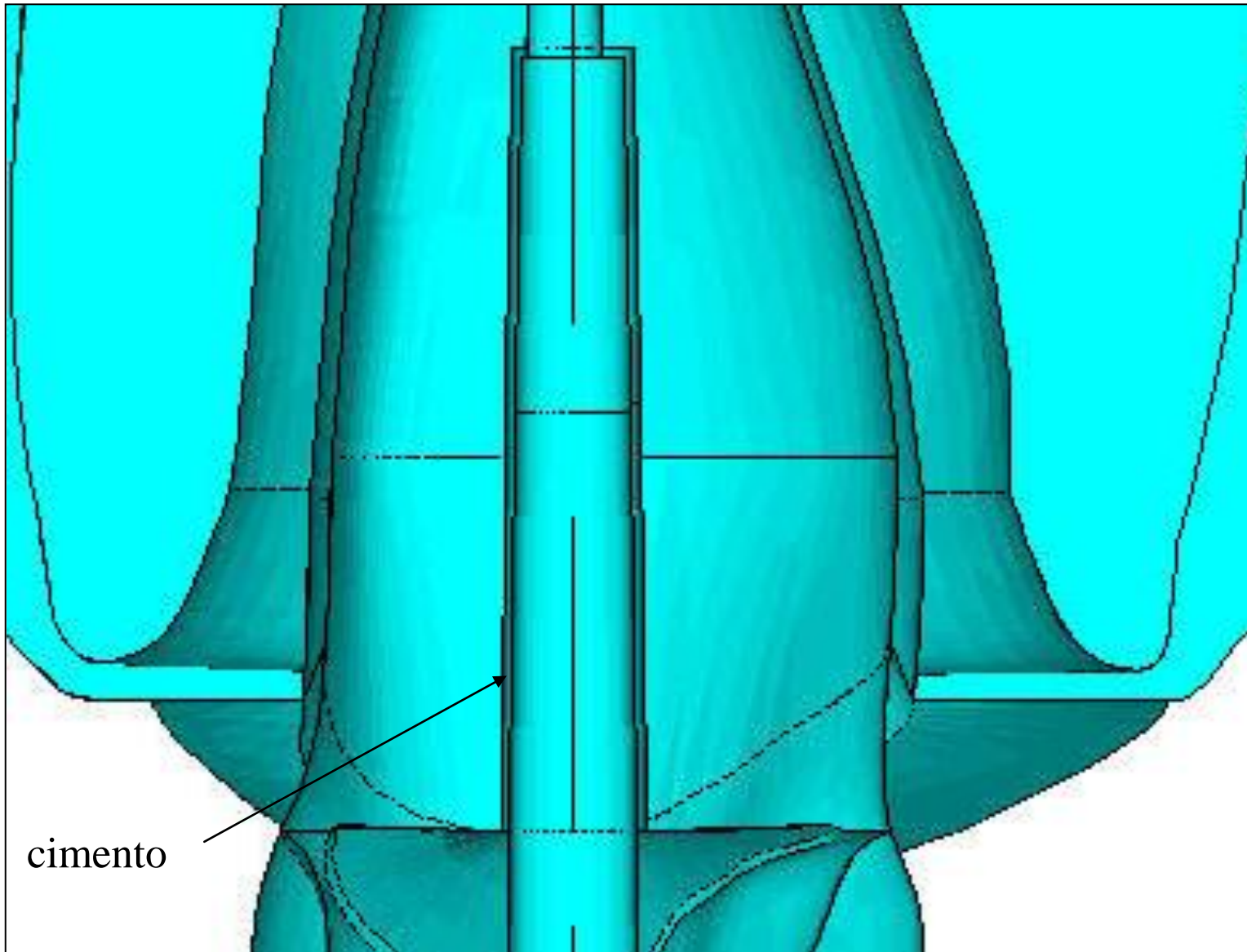


FIGURA 4.6 - Modelo 1: camada de cimento ao redor da porção radicular do pino (corte sagital – plano YZ).

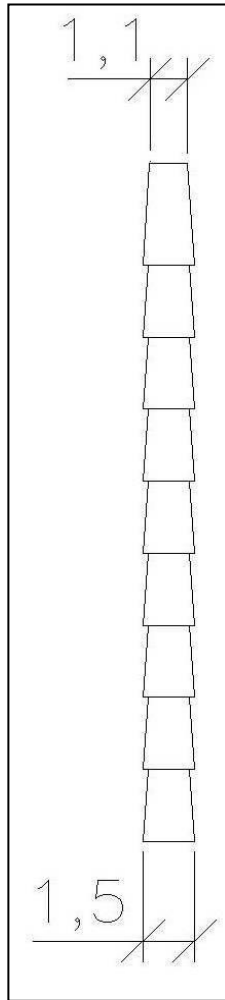


FIGURA 4.7 – Esquema da forma anatômica do Sistema FibreKor Post ® nº3.



FIGURA 4.8 – Sistema de pinos de fibra de vidro FibreKor Post ®.

4.1.1.3 Modelo 2

O Modelo 2 foi derivado do Modelo 1 e consistiu também num incisivo central superior, com tratamento endodôntico e raiz fragilizada, apresentando área de perda estrutural na região cervical, reconstruída em resina composta, pino de fibra de vidro FibreKor Post (Pentron Clinical Technologies, CT, EUA), núcleo em resina composta e coroa total metálica (FIG. 4.9 a 4.14).

Com base na geometria do Modelo 1, foi criado um novo volume na região cervical da raiz, representando uma área onde a estrutura dentinária foi perdida, permanecendo um remanescente radicular estruturalmente comprometido (FIG. 4.9 e 4.14). Tendo como origem o terço cervical da raiz, a dentina foi removida até a espessura de 0,5mm da parede, numa profundidade máxima de 3,0mm. Em seguida, outra porção foi removida, a uma profundidade de 3,0mm até 5,0mm, mantendo espessura de 1,0mm na parede de dentina nessa porção da raiz (FIG. 4.9). A esse volume foram atribuídas as propriedades da resina composta (Z250®, 3M Dental Products, MN, EUA) com finalidade de reconstrução interna da raiz. O pino intraradicular de fibra de vidro foi mantido no remanescente radicular, conservando-se os 4,0mm de guta-percha no ápice da raiz.

A reconstrução radicular simulada no Modelo 2 seguiu a técnica do pino anatômico sugerida por Grandini, Sapio e Simonetti (2003), na qual a porção reconstruída é cimentada na raiz enfraquecida, para contornar os problemas de acesso da luz polimerizadora e da contração da resina composta. A camada de cimento, com 100µm, foi modelada contornando a região do pino e da reconstrução (FIG. 4.11).

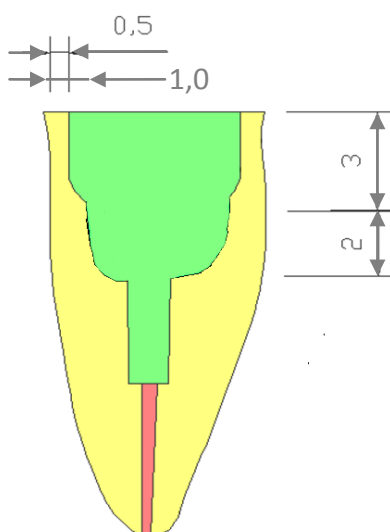


FIGURA 4.9 – Esquema com as dimensões utilizadas na simulação do defeito radicular.

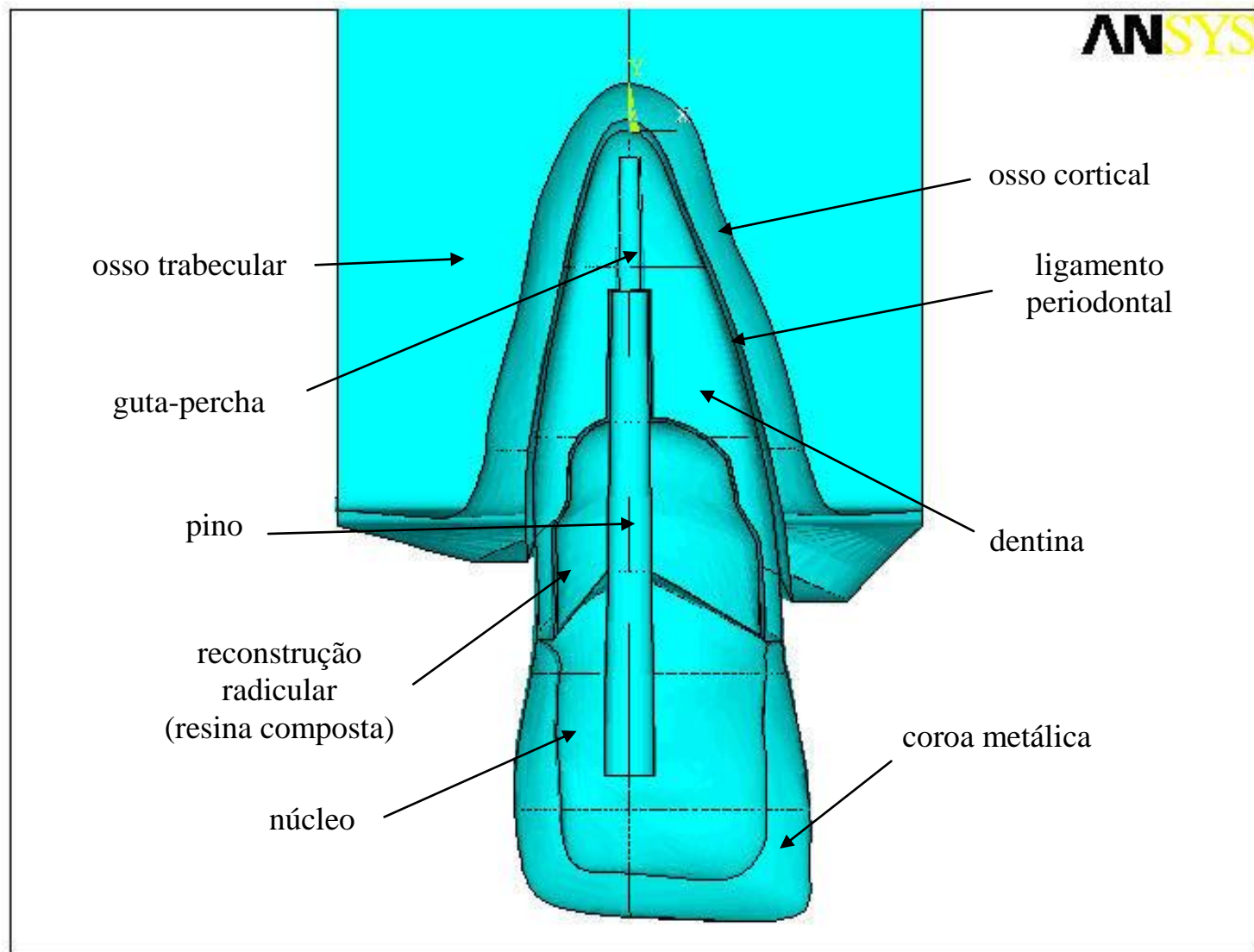


FIGURA 4.10 – Geometria do Modelo 2: Dente com raiz fragilizada reconstruída no terço cervical (corte frontal – plano XY).

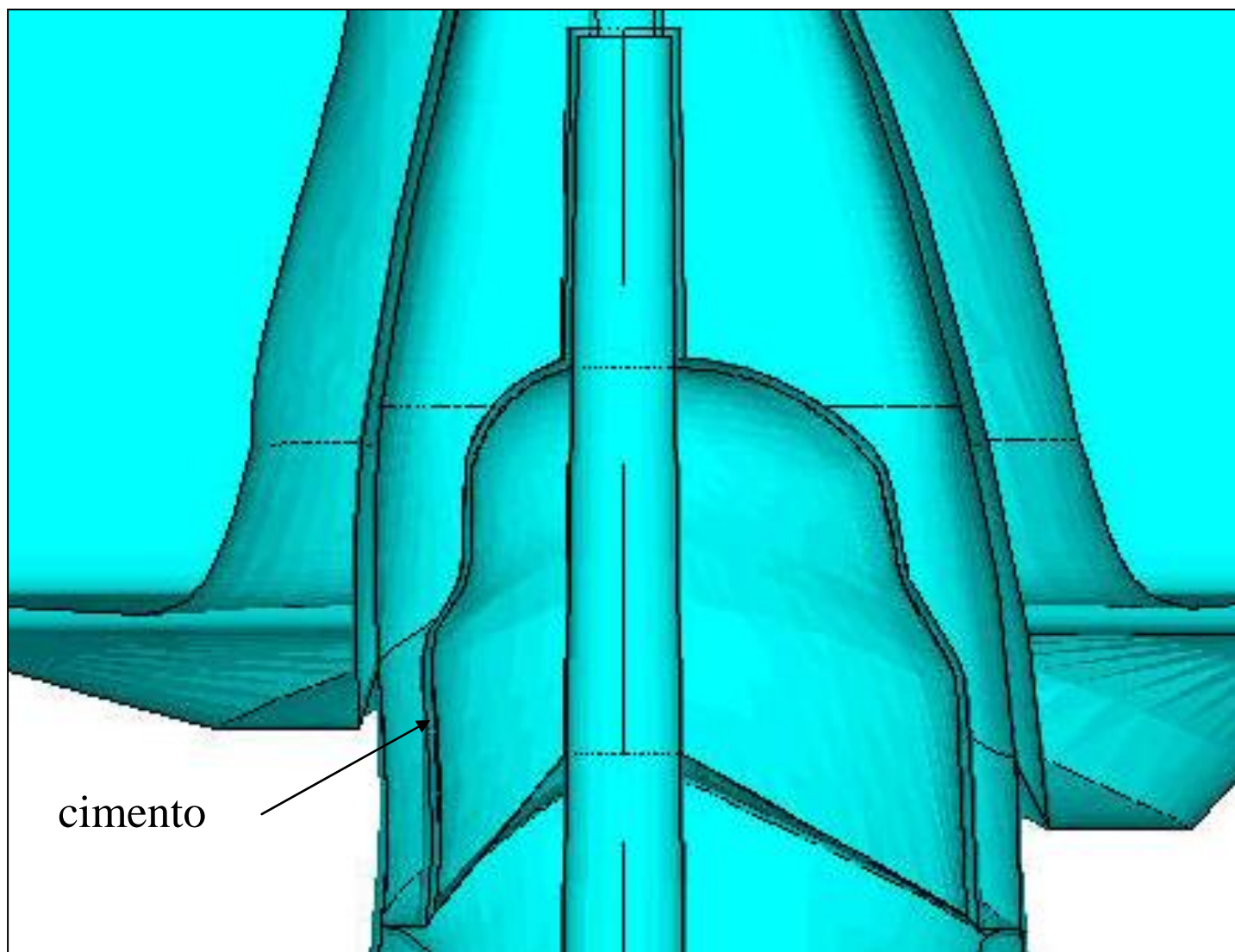


FIGURA 4.11 – Modelo 2: camada de cimento ao redor do pino e da reconstrução radicular (corte frontal – plano XY).

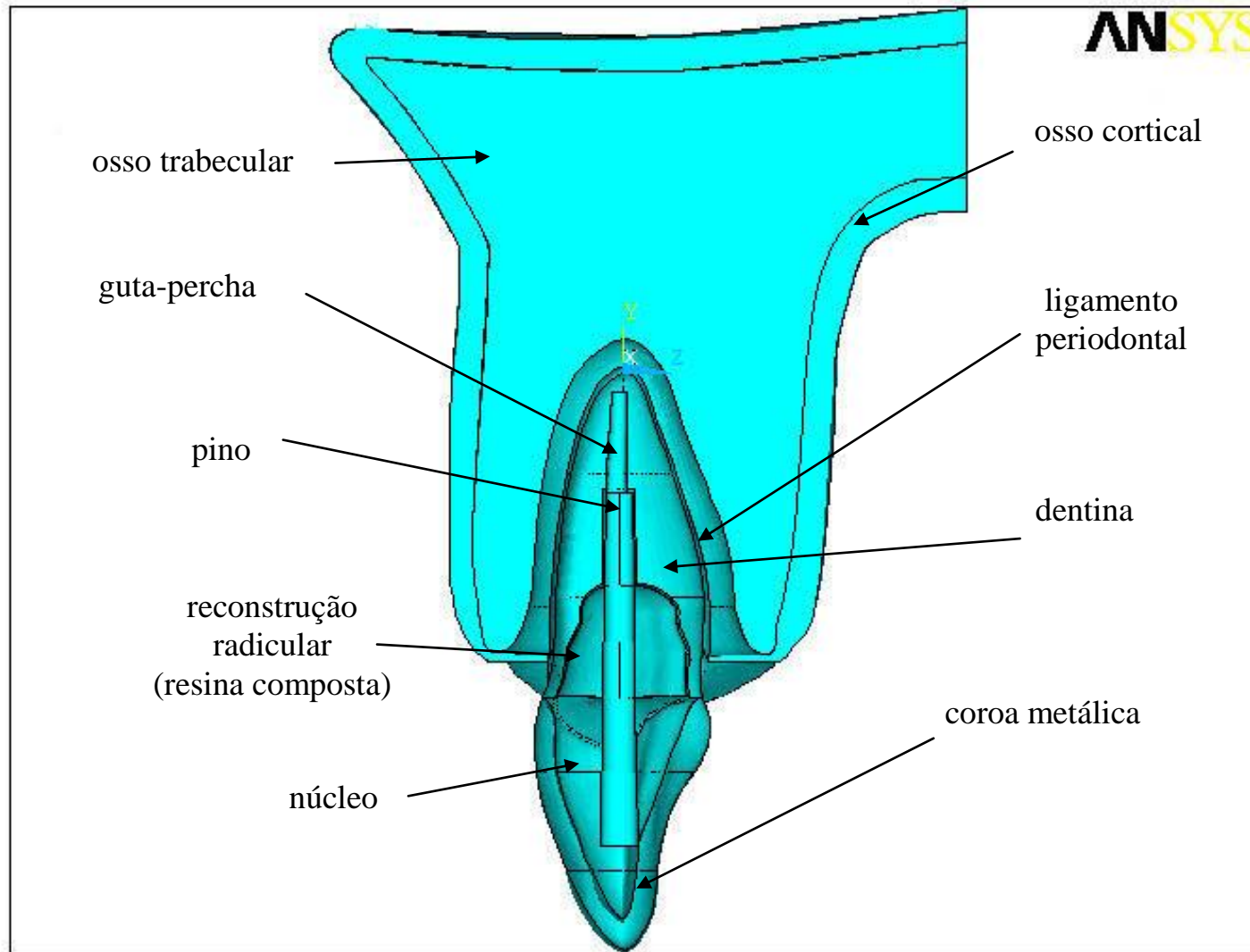
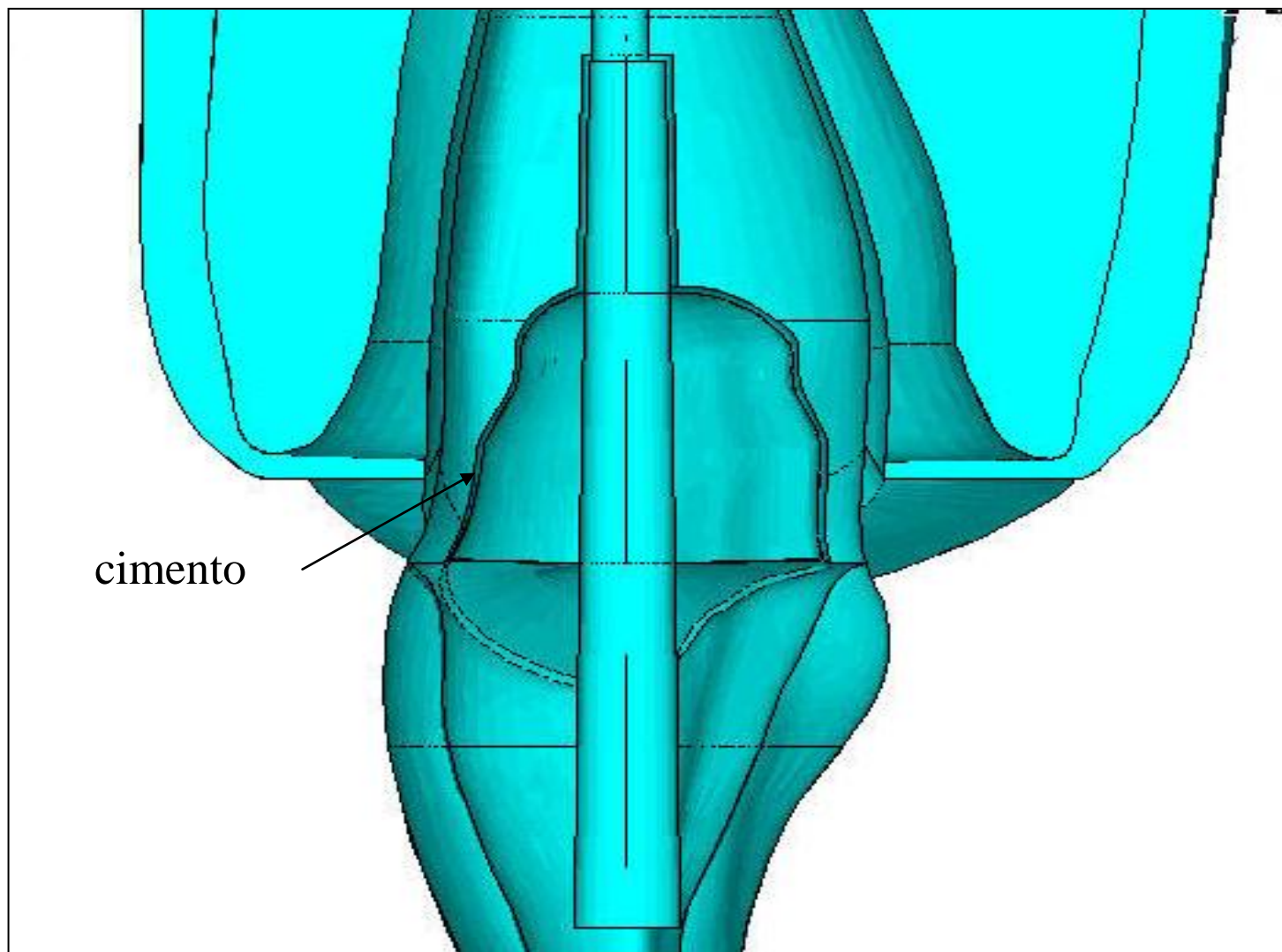


FIGURA 4.12 – Geometria do Modelo 2: Dente com raiz fragilizada reconstruída no terço cervical (corte sagital – plano XY).



cimento

FIGURA 4.13 – Modelo 2: camada de cimento ao redor do pino e da reconstrução radicular (corte sagital – plano YZ).

4.1.1.4. Modelo 3

O Modelo 3 (FIG 4.14 a 4.17) representa um incisivo central superior, com tratamento endodôntico e raiz fragilizada, reconstruída com ionômero de vidro tipo *cermet* (KetacSilver – 3M RSPE, MN, EUA), pino de fibra de Vidro (FibreKor Post - Pentron Clinical Technologies, CT, EUA), núcleo em resina composta e coroa total metálica. Clinicamente, a reconstrução com ionômero de vidro não pode ser realizada pela técnica do reembasamento. Inicialmente a raiz tem suas paredes internas reconstruídas com ionômero inserido diretamente na porção alargada do conduto radicular. Aguarda-se a polimerização do ionômero e, em seguida, o novo conduto é preparado para receber o pino de fibra. Portanto, geometricamente, a linha de cimentação contorna somente o pino, assim como no Modelo 1, e não a área da reconstrução total, como é o caso do Modelo 2. No Modelo 3, foram atribuídas as propriedades do ionômero de vidro tipo *cermet* KetacSilver (3M Dental Products, MN, EUA) à região correspondente à área da reconstrução radicular.

A FIG. 4.18 evidencia o detalhe do volume tridimensional, criado no terço cervical da raiz, para representar a área do defeito radicular, que pode ser reconstruído com resina composta ou cimento de ionômero de vidro.

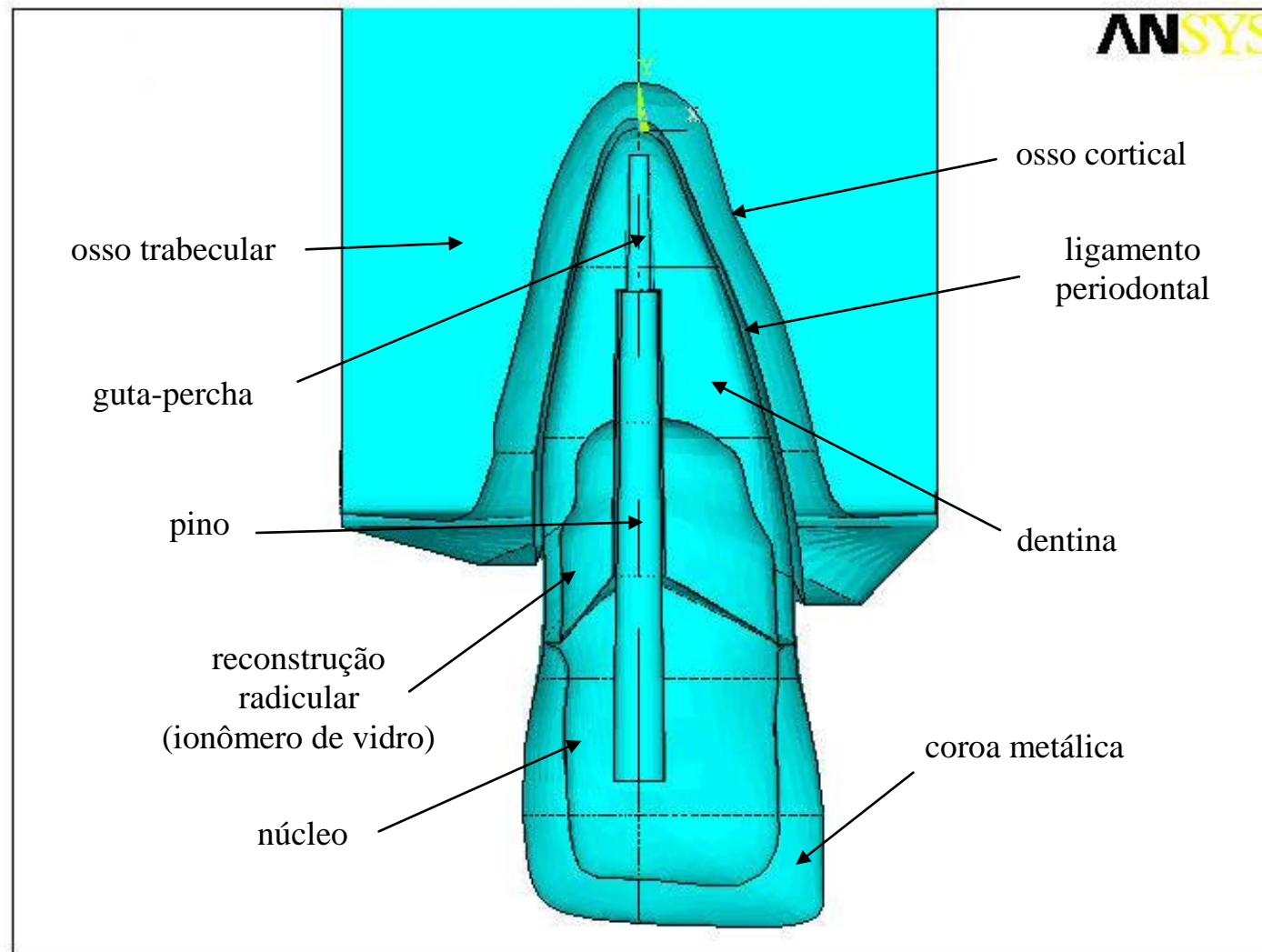


FIGURA 4.14 – Geometria do Modelo 3: dente restaurado com pino de fibra de vidro, núcleo de ionômero de vidro e coroa total metálica (corte frontal – plano XY).

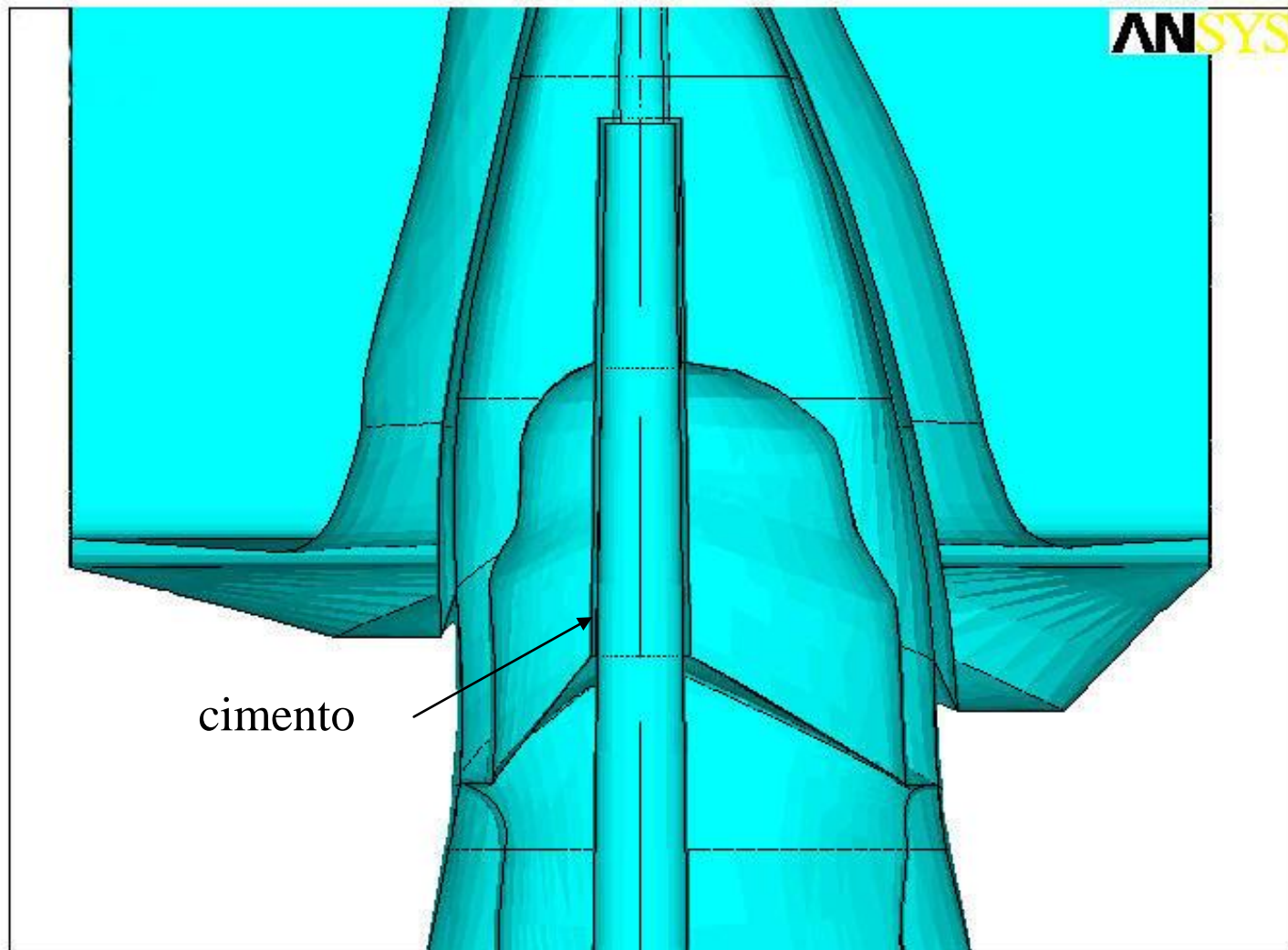


FIGURA 4.15 – Modelo 3: camada de cimento ao redor do pino e da reconstrução radicular (corte frontal – plano XY).

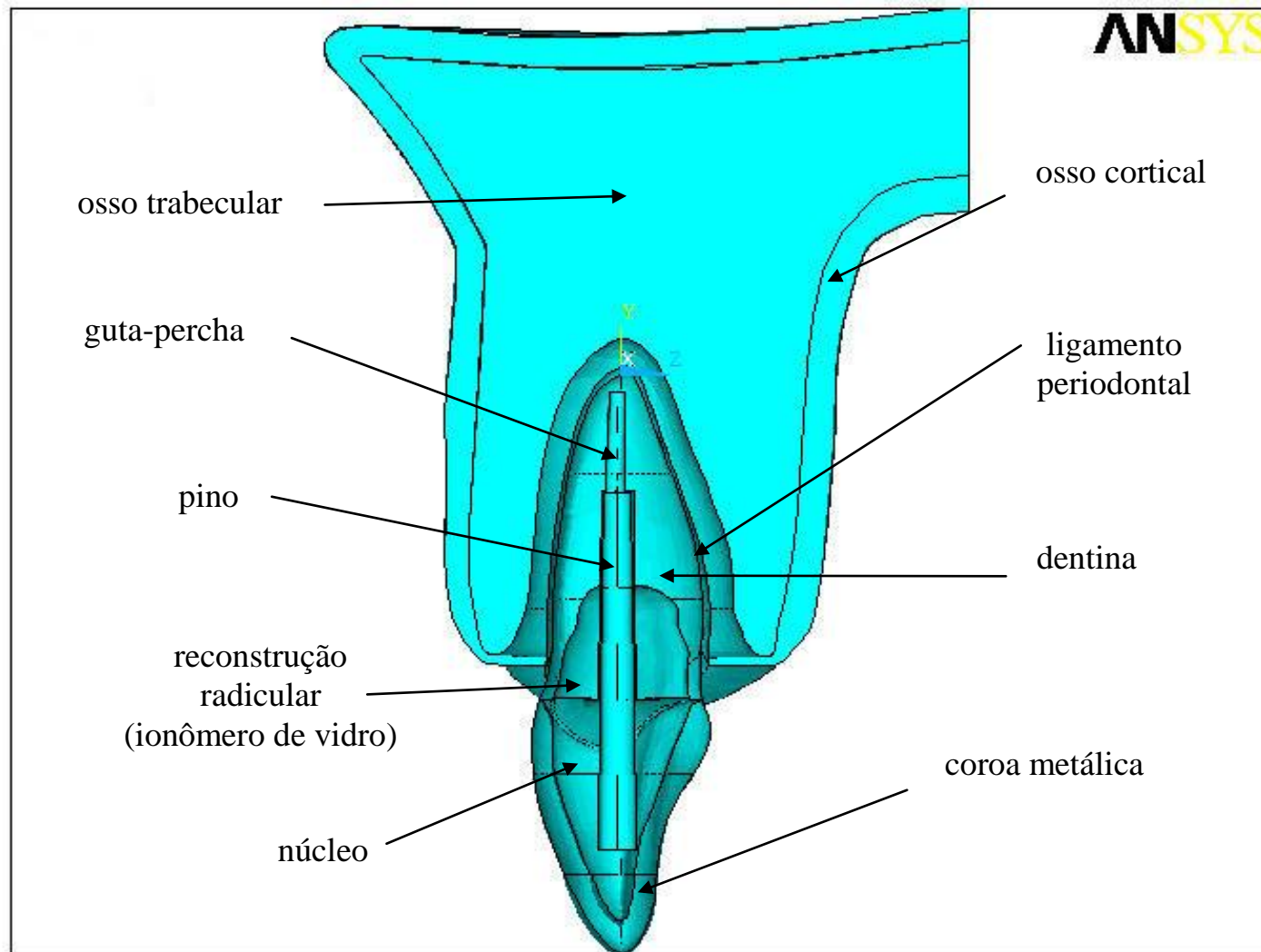


FIGURA 4.16 – Geometria do Modelo 3: Dente com raiz fragilizada reconstruída no terço cervical (corte sagital – plano YZ).

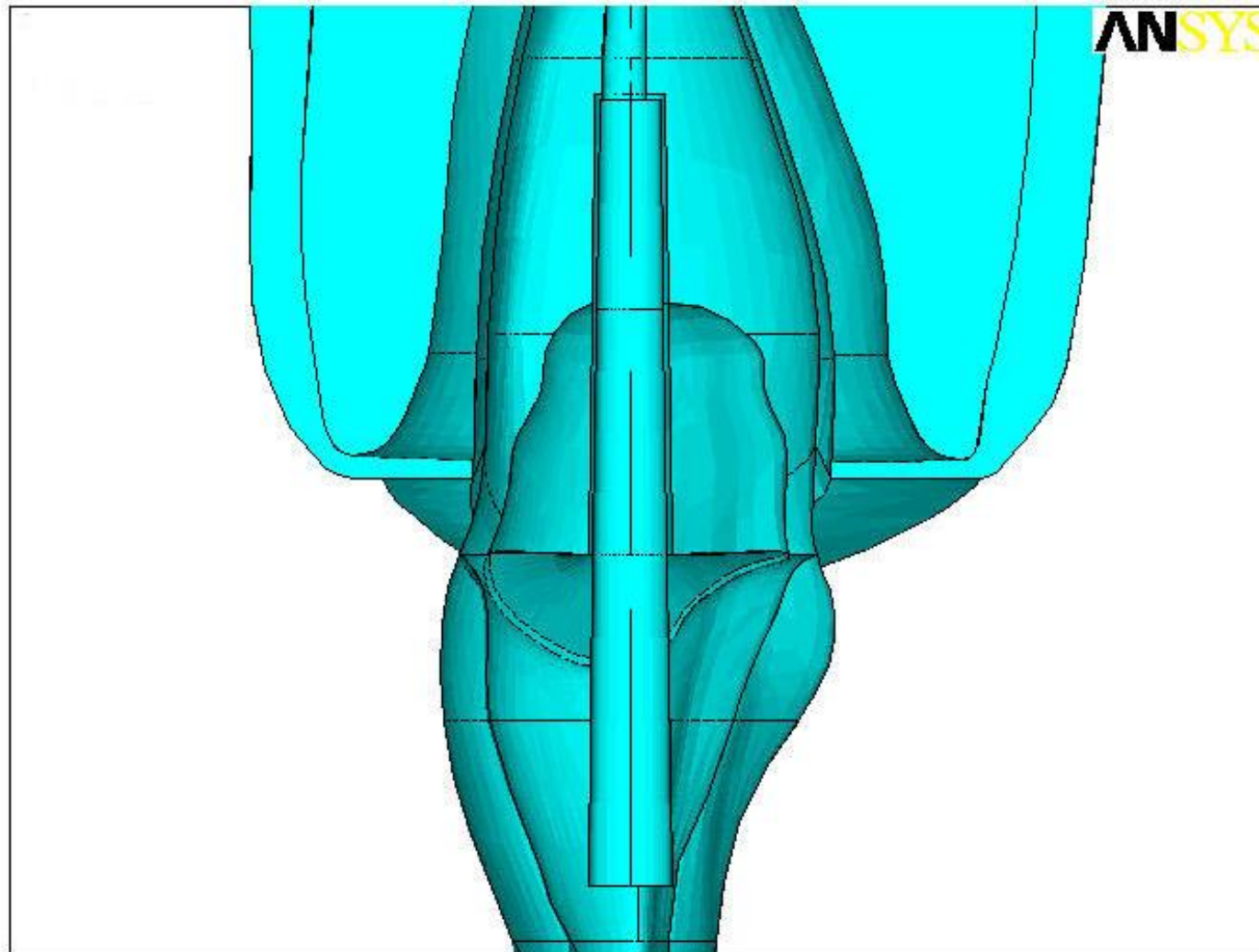


FIGURA 4.17 – Modelo 3: camada de cimento ao redor do pino e da reconstrução radicular (corte sagital – plano YZ).

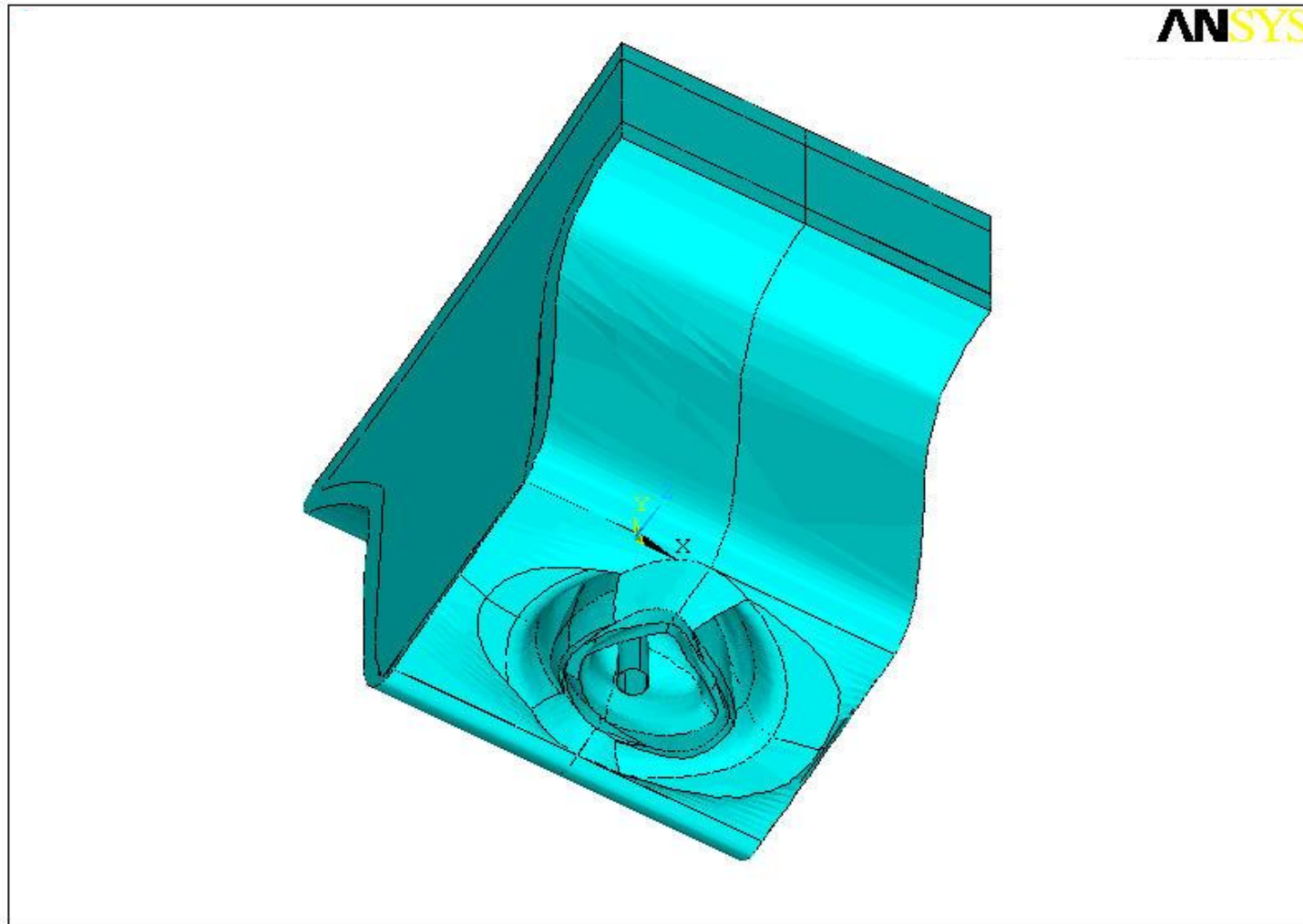


FIGURA 4.18 – Geometria dos Modelos 2 e 3: Detalhe tridimensional do volume criado no terço cervical da raiz, representando a área do defeito radicular a ser reconstruída.

4.1.2 Propriedades atribuídas aos modelos geométricos

Conforme demonstrado na revisão da literatura, o método dos elementos finitos envolve a discretização de um meio contínuo em pequenos elementos, que mantêm o comportamento mecânico do material original. Para tal, é necessário atribuir as propriedades elásticas (módulo de elasticidade e coeficiente de Poisson) dos materiais a serem representados, como um dos parâmetros imprescindíveis para a descrição do modelo.

Os valores dessas propriedades podem ser calculados diretamente por meio de ensaios mecânicos ou extraídos a partir de dados existentes na literatura. Entretanto, tais dados muitas vezes são sucessivamente utilizados e reutilizados por vários autores em estudos numéricos, e a incorporação de erros (referentes à magnitude, ordem de grandeza ou decorrentes da conversão entre os sistemas de unidades) pode resultar numa cascata de resultados incorretos (RUSE, 2008), que se propagam sucessivamente cada vez que são reutilizados nos estudos com MEF. Assim sendo, a certificação da origem experimental dos valores para a caracterização dos modelos computacionais é uma etapa fundamental.

A geometria do modelo criado para atender aos objetivos deste trabalho envolve a representação da raiz de um incisivo central superior com tratamento endodôntico reconstruída proteticamente com materiais como resina composta, ionômero de vidro, pino de fibra de vidro e coroa metálica. Apesar da existência de inúmeros trabalhos investigando o módulo de elasticidade dos tecidos dentários e materiais restauradores utilizados na reconstrução dos dentes endodonticamente tratados, cada um desses estudos utiliza metodologias diferentes, variando o tipo de material, a natureza dos espécimes, as dimensões, a marca comercial, o tipo de ensaio mecânico, o modelo experimental e a análise, o que torna difícil a padronização dos resultados (RUSE, 2008). Além disso, devido ao constante surgimento de novas composições e novas marcas comerciais, muitos estudos, embora relativamente recentes, não se aplicam aos métodos atuais. Soma-se a essas dificuldades o fato de os dentes, assim como alguns materiais restauradores, apresentarem comportamento heterogêneo e anisotrópico. Como consequência, na literatura, diferentes valores são encontrados para um mesmo material, gerando incertezas nos resultados dos estudos que utilizam o MEF.

Por essas razões, como parte da metodologia deste estudo, foi realizado um levantamento dos valores existentes na literatura para o módulo de elasticidade da dentina e dos materiais restauradores utilizados na reconstrução protética de raízes fragilizadas (SOUSA, [2012]). Somente os estudos experimentais foram considerados, os quais foram

padronizados quanto ao material e o tipo de ensaio, numa tentativa de extrair um valor confiável, que pudesse ser aplicado na simulação através do MEF, conferindo maior validade aos resultados.

Inicialmente foi realizada uma busca na literatura (base de dados PubMed/Medline) por estudos experimentais que investigaram o módulo de elasticidade da dentina e dos materiais restauradores. Após a filtragem inicial, 149 estudos foram encontrados, sendo 78 sobre propriedades da dentina e 71 sobre materiais restauradores. Os materiais restauradores analisados foram: resina composta (Filtek Z250 – 3M ESPE, MN, EUA), ionômero de vidro (KetacSilver – 3M ESPE, MN, EUA), pinos de fibra de vidro (FibreKor Post – Pentron Clinical Technologies, CT, EUA) e cones de guta-percha.

Os estudos foram catalogados de acordo com o material e a propriedade analisada (ex. módulo de elasticidade à tração, compressão, flexão) e seus resultados foram classificados separadamente, de acordo com o tipo de ensaio mecânico realizado (tração simples, tração diametral, compressão, flexão, nanoindentação e sônico). Os resultados dos dois últimos tipos de ensaio não foram considerados na análise, por não existirem estudos disponíveis para todos os materiais. Os ensaios de flexão também foram excluídos, uma vez que a flexão engloba os comportamentos à tração e à compressão de forma inespecífica. Assim, somente os estudos referentes à tração e à compressão foram utilizados, o que resultou em 68 artigos selecionados (TAB. 4.1).

Os resultados desses estudos foram analisados de forma descritiva, por meio de tabelas de frequências, médias e desvios-padrão. O pacote estatístico Social Package Statistical Science (SPSS - versão 15.0) foi utilizado para tabulação e análise descritiva dos dados. O teste de normalidade Kolmogorov-Smirnov foi aplicado para verificar a distribuição estatística dos resultados (TAB. 4.1).

Somente um trabalho foi selecionado sobre o ionômero de vidro tipo cermet (COMBE et al., 1999) e sobre a guta-percha a 31°C (FRIEDMAN et al., 1975). Esse último avaliou uma amostra com várias marcas comerciais, resultando num valor médio da amostra e não de uma marca comercial específica. Estudos utilizando ensaios de tração na dentina foram escassos, embora seus resultados tenham apresentado uma distribuição estatística normal. O módulo de elasticidade citado para os pinos de fibra de vidro refere-se aos valores encontrados na direção do eixo x (longitudinal ao pino). A literatura é unânime no que se refere aos valores nas direções transversais y e z ($E=9,5\text{GPa}$). O restante dos materiais foi considerado isotrópico e homogêneo.

Os resultados mostraram uma distribuição estatística normal, sugerindo que os valores médios encontrados representam o comportamento dos materiais na maioria dos trabalhos na literatura. Apesar disso, a grande variabilidade da amostra sugere que os resultados devem ser utilizados com cautela. Enquanto tecnologias mais precisas para o estudo das propriedades não são utilizadas, de forma difundida, para todos os materiais, os valores encontrados foram considerados representativos no que se refere ao comportamento dos materiais estudados, podendo ser utilizados nos estudos com MEF com maior padronização e validade.

TABELA 4.1

Levantamento estatístico dos valores para o Módulo de elasticidade (E) na literatura; n = número de artigos analisados, CV : Coeficiente de Variação).

Material / Ensaio Mecânico	$n=68$	E (GPa)		
		Média	Desvio Padrão	Coeficiente de Variação
Dentina / compressão	36	18,45	7,61	0,41
Dentina / tração	4	13,90	3,24	0,23
Resina Composta / compressão	16	10,49	3,38	0,32
Ionômero de Vidro <i>Cermet</i> / compressão	1	4,12	---	---
Pino de fibra de vidro / tração	10	42,50	7,12	0,16
Cone de Guta-percha/ tração	1	0,14	---	---

Os dados sobre o coeficiente de Poisson foram, em sua maioria, obtidos a partir de estudos experimentais realizados em menor número e, talvez, por essa razão não apresentem grande variação. Por outro lado, sobre o módulo de elasticidade da dentina e de materiais restauradores, existem inúmeros trabalhos na literatura, com resultados variáveis, não havendo valores representativos consensuais.

As propriedades elásticas (módulo de elasticidade e coeficiente de Poisson) dos materiais representados nos modelos estão descritas no QUADRO 4.2. Todos os materiais foram considerados homogêneos, linearmente elásticos e isotrópicos, com exceção dos pinos de fibra de vidro, que foram considerados ortotrópicos.

QUADRO 4.2

Propriedades dos materiais representados nos modelos tridimensionais.

ESTRUTURA	MARCA COMERCIAL – FABRICANTE	<i>E</i> (GPa)*		<i>v</i>**		REFERÊNCIA
Dentina	---	18,45		0,29		*Levantamento literat. **Kinney, Balooch e Marshall (1999)
Resina composta	Filtek Z250 – 3M Dental Products, MN, EUA	10,49		0,30		*Levantamento literat. **Chung et al. (2004)
Ionômero de vidro	KetacSilver – 3M ESPE Dental Products, MN, EUA	4,12		0,30		*Levantamento literat. ** Akinmade e Nicholson (1995)
Pino de fibra de vidro	FibreKor Post - Pentron Clinical Technologies, CT, EUA	E_y^*	E_x e E_z^*	y	x e z	*Levantamento literat. ** Lanza et al. (2005)
		42,5	9,5	0,34	0,27	
Guta-percha	---	0,14		0,49		*Levantamento literat. **Friedman et al. (1977)
Liga de Níquel-Cromo	UniMetal – Shofu Inc., Kyoto, Japão	203,6		0,30		Suansuwan e Swain (2001)
Cimento resinoso	Rely X Arc – 3M Dental Products, MN, EUA	5,5		0,27		*Saskalauskaite, Tam e McComb (2008) **De Jager, Pallav e Feilzer (2004)
Ligamento Periodontal	---	0,31 e-04		0,45		Pietrzak et al. (2002)
Osso cortical	---	11,17		0,45		* Baker et al. (2010) **Reilly e Burstein (1974)
Osso medular	---	9,62 e-02		0,30		*Misch, Qu e Bidez (1999) ** Van Staden, Guan e Loo (2006)

4.1.3 Modelo discreto

O elemento tetraédrico de quatro nós Solid 45 (FIG. 4.19) foi selecionado para gerar a malha dos modelos tridimensionais. Esse elemento é utilizado para modelagens estruturais simples e sem a necessidade de análise não-linear.

As FIGs. 4.26 e 4.28 permitem a visualização do modelo após a discretização, com a malha gerada com o elemento Solid 45.

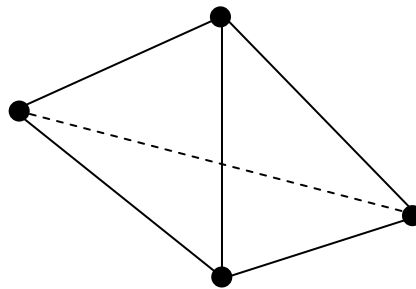


FIGURA 4.19 – Elemento tetraédrico Solid 45.

4.1.3 1. Teste de convergência de malha

Na modelagem por elementos finitos, devido à natureza diferencial das equações e da limitação computacional de resolvê-las na forma analítica, é necessário discretizar o domínio de simulação em pequenos volumes, sendo a solução não mais contínua, mas aproximada por um número finito de nós. Quanto maior o número de volumes (e consequentemente de nós), mais a solução numérica tenderá a se aproximar da solução real (ANDERSON; ELLIS; WEISS, 2007; HENNINGER et al., 2010). Isso significa que a opção por uma malha mais densa resulta em uma solução mais acurada. Por outro lado, quando se tenta resolver uma simulação com um número grande de elementos, ou seja, à medida que a malha é refinada, o tempo de simulação pode aumentar muito. Com base nessa relação entre a densidade da malha e o tempo de processamento, deve-se dispor de conceitos e técnicas de forma a gerar a melhor malha para a solução do problema a ser analisado. A malha ideal deve ser suficientemente densa para equilibrar satisfatoriamente a precisão dos resultados com os recursos computacionais disponíveis. Um teste de convergência de malha deve ser efetuado com esse objetivo.

Para realizar um teste de malha, primeiramente, o problema deve ser simulado com uma malha esparsa. Após a análise do modelo com a malha inicial, o problema é novamente simulado com uma malha mais refinada e os resultados comparados com aqueles da malha inicial. Na comparação dos resultados, se estiverem próximos, o fenômeno físico a ser estudado pode ser simulado com a malha mais esparsa. Do contrário, o refinamento da malha deverá continuar até que seja encontrado um resultado que se repita independente da malha utilizada. Esse teste de convergência de malha pode permitir uma solução acurada com uma malha suficientemente densa, sem requerer muito tempo de processamento.

O teste de convergência de malha foi realizado nos Modelos 1, 2 e 3, com uma carga 100N aplicada na superfície palatina, a uma inclinação de 130° com o longo eixo do dente. Para cada modelo, cinco malhas foram analisadas. Os resultados do teste de convergência de malha estão demonstrados nas TAB. 4.2 a 4.4 (a malha selecionada encontra-se realçada em laranja) e ilustrados nos GRA. 4.1 a 4.3.

TABELA 4.2

Teste de convergência de malha para o Modelo 1: malhas testadas, número de nós e de elementos e a respectiva variação das tensões principais (MPa).

Malha	Nós	Elementos	S1(max)	S3 min
1	18249	102639	30,836	-45,097
2	20898	118862	29,383	-45,094
3	27924	161108	32,406	-45,081
4	29422	169368	32,588	-45,078
5	32045	185108	31,775	-45,078

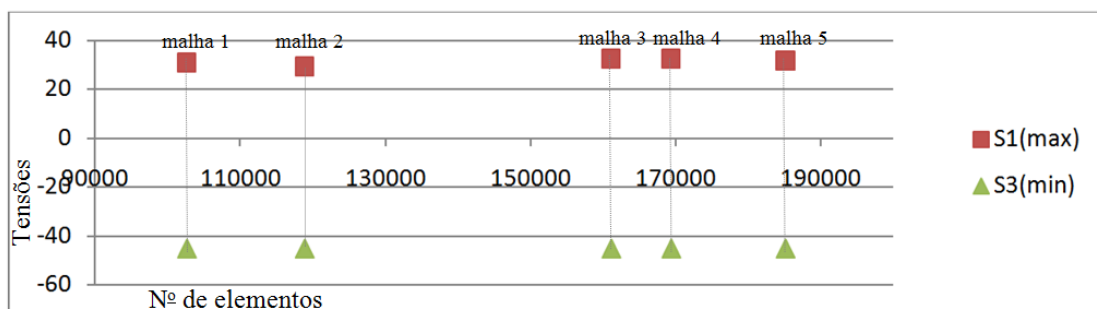


GRÁFICO. 4.1 – Teste de malha: variação das tensões principais para o Modelo 1 (MPa).

TABELA 4.3

Teste de convergência de malha para o Modelo 2: malhas testadas, número de nós e de elementos e a respectiva variação das tensões principais (MPa).

Malha	Nós	Elementos	$S1_{max}$	$S3_{min}$
1	15009	83250	31,287	-45,493
2	23303	127603	31,690	-45,507
3	26756	151607	34,433	-45,499
4	28036	156298	32,646	-45,501
5	41792	238715	34,411	-45,478

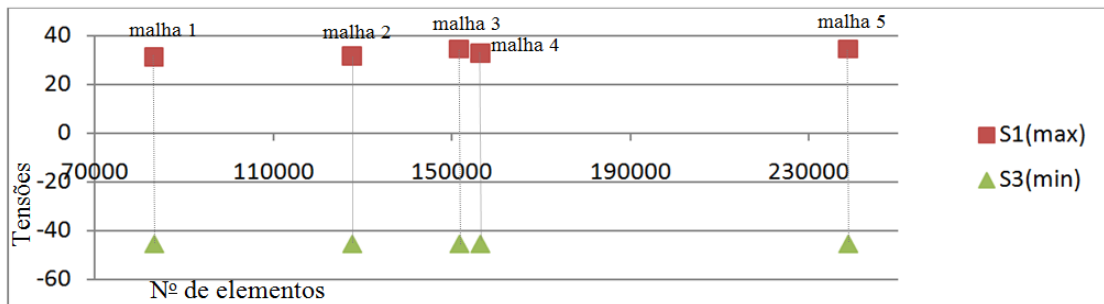


GRÁFICO 4.2 – Teste de malha: variação das tensões principais para o Modelo 2 (MPa).

TABELA 4.4

Teste de convergência de malha para o Modelo 3: malhas testadas, número de nós e de elementos e a respectiva variação das tensões principais (MPa).

Malha	Nós	Elementos	$S1_{max}$	$S3_{min}$
1	17519	96886	33,244	-45,136
2	22737	129928	34,505	-45,104
3	28295	162900	31,880	-45,170
4	32984	191469	32,595	-45,133
5	35192	204637	36,069	-45,106

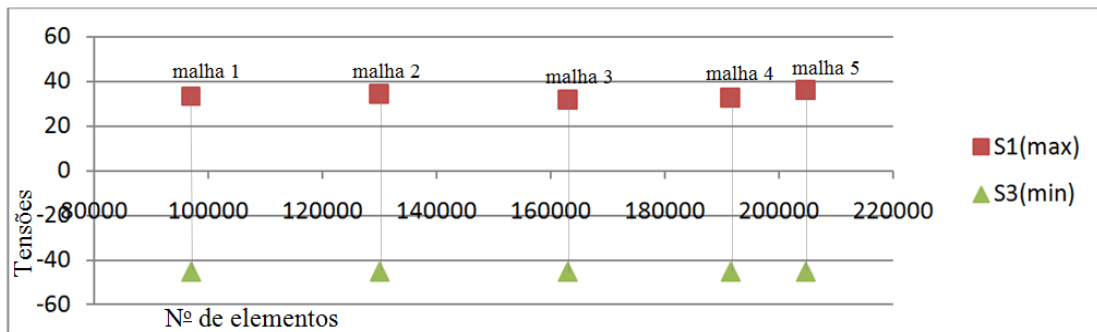


GRÁFICO 4.3 – Teste de malha: variação das tensões principais para o Modelo 3 (MPa).

As tensões, especialmente $S3_{\min}$, variaram pouco com a variação na densidade das malhas. Portanto, foram selecionadas as malhas que apresentavam densidade aproximada. As malhas de número 3, 4 e 3 (TABs. 4.2 a 4.4) foram selecionadas respectivamente para os modelos 1, 2 e 3. As tensões observadas nos modelos 1, 2 e 3 durante o teste de malha estão demonstradas nas FIGs. 4.20 a 4.25 para a malha selecionada. As características finais dos modelos discretos encontram-se descritas na TAB. 4.5. As malhas geradas nos modelos discretos estão ilustradas nas FIG. 4.26 a 4.28.

TABELA 4.5

Características finais dos modelos discretos.

MODELO	DESCRIÇÃO	NÚMERO DE NÓS	NÚMERO DE ELEMENTOS
Modelo 1	Raiz íntegra; pino e coroa	27924	161108
Modelo 2	Raiz enfraquecida; reconstrução com resina composta, pino e coroa	28036	156298
Modelo 3	Raiz enfraquecida; reconstrução com ionômero de vidro, pino e coroa	28295	162900

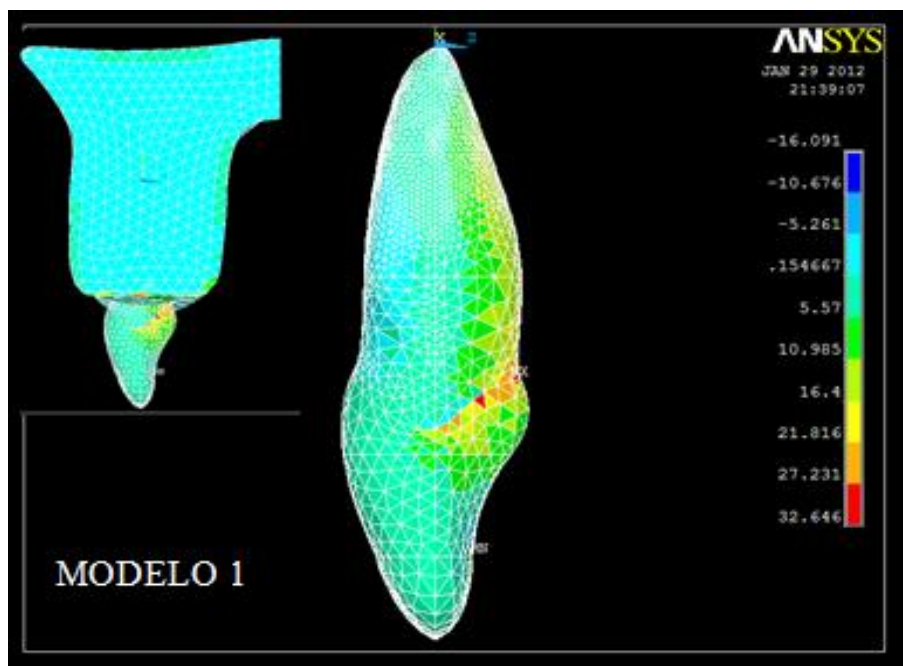


FIGURA 4.20 – Tensões $S1$ observadas no Modelo 1 durante o teste de malha com a malha selecionada.

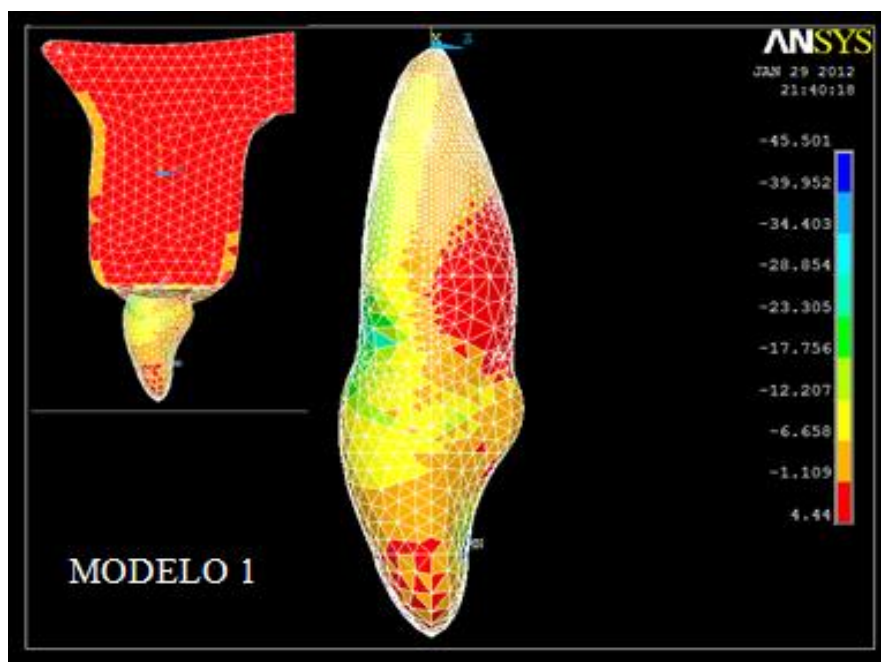


FIGURA 4.21 – Tensões $S3$ observadas no Modelo 1 durante o teste de malha com a malha selecionada.

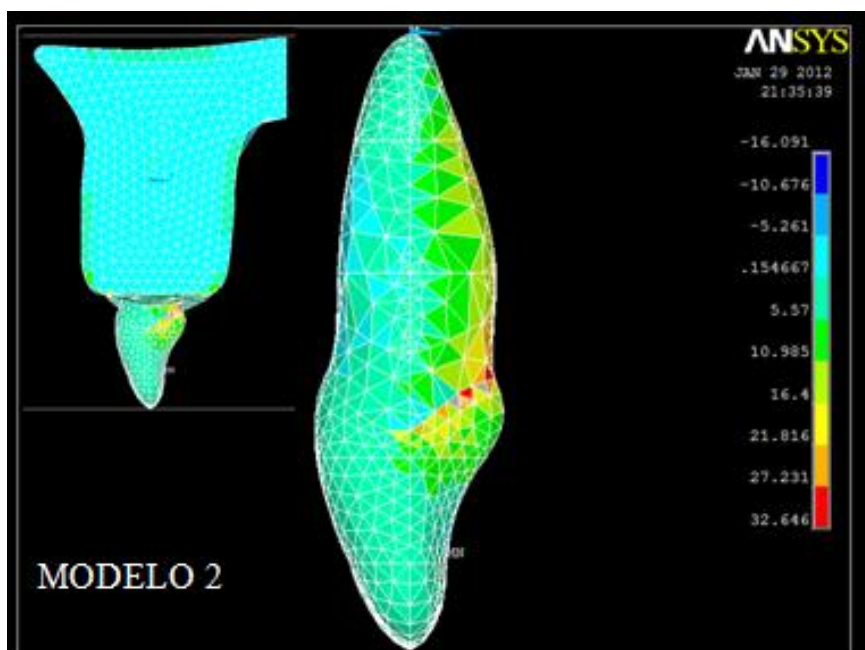


FIGURA 4.22 – Tensões $S1$ observadas no Modelo 2 durante o teste de malha com a malha selecionada.

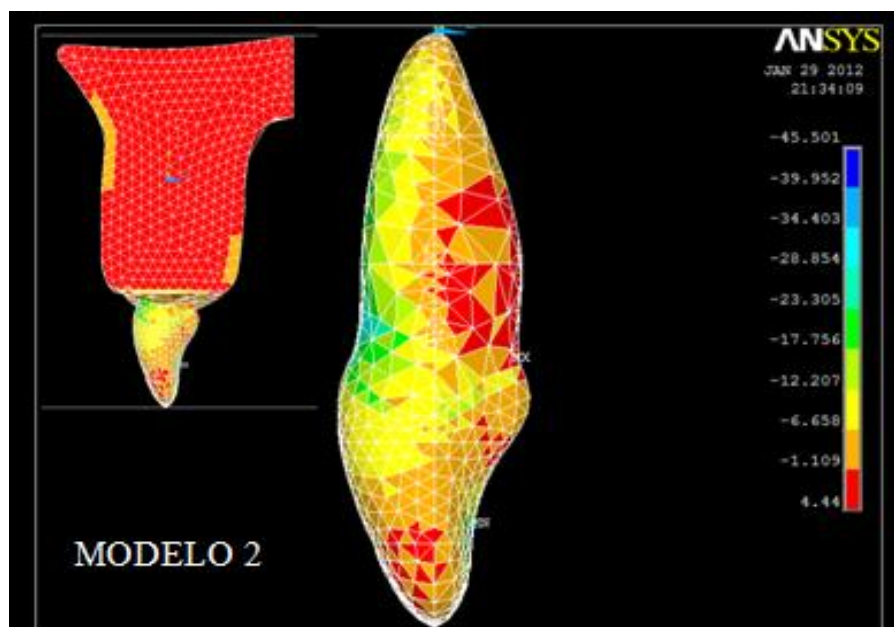


FIGURA 4.23 – Tensões $S3$ observadas no Modelo 2 durante o teste de malha com a malha selecionada.

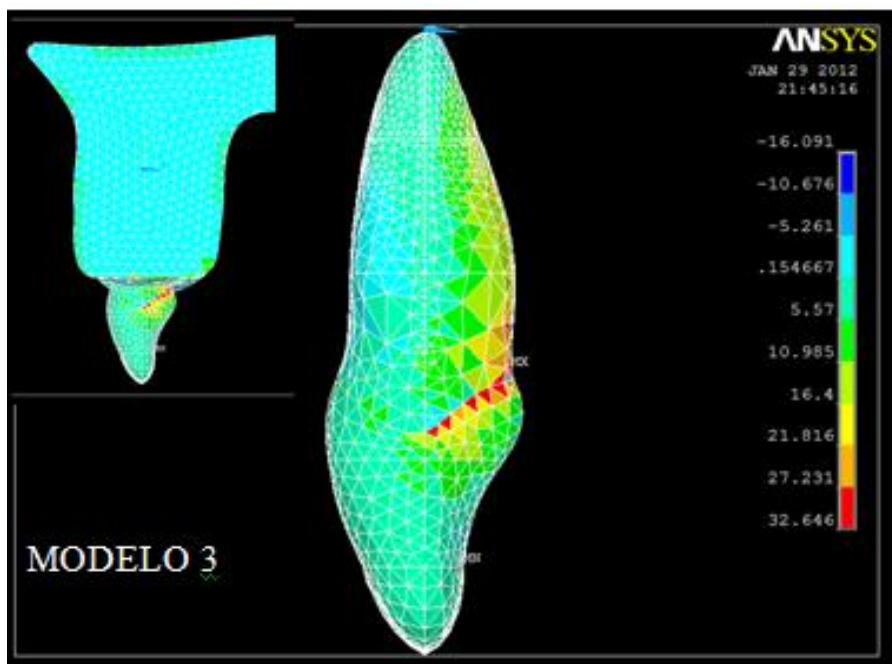


FIGURA 4.24 – Tensões $S1$ observadas no Modelo 3 durante o teste de malha com a malha selecionada.

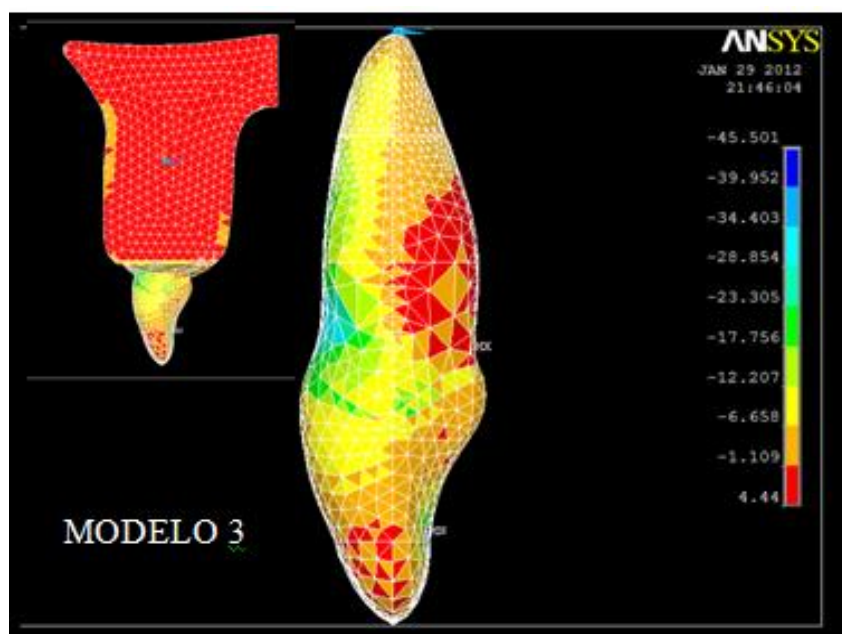


FIGURA 4.25 – Tensões $S3$ observadas no Modelo 3 durante o teste de malha com a malha selecionada.

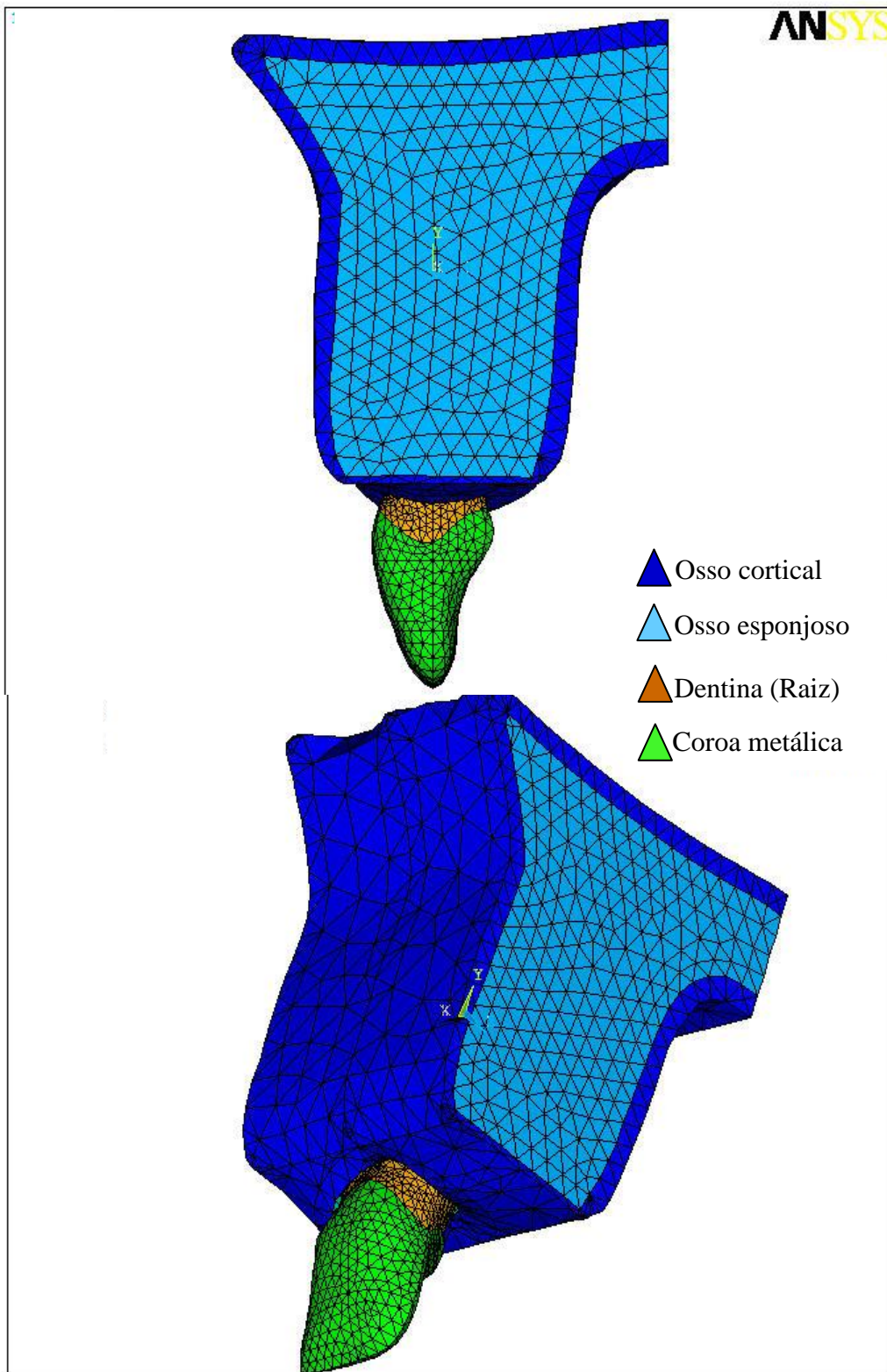


FIGURA 4.26 – Vistas lateral e oblíqua da malha Modelo 1 com o elemento Solid 45.

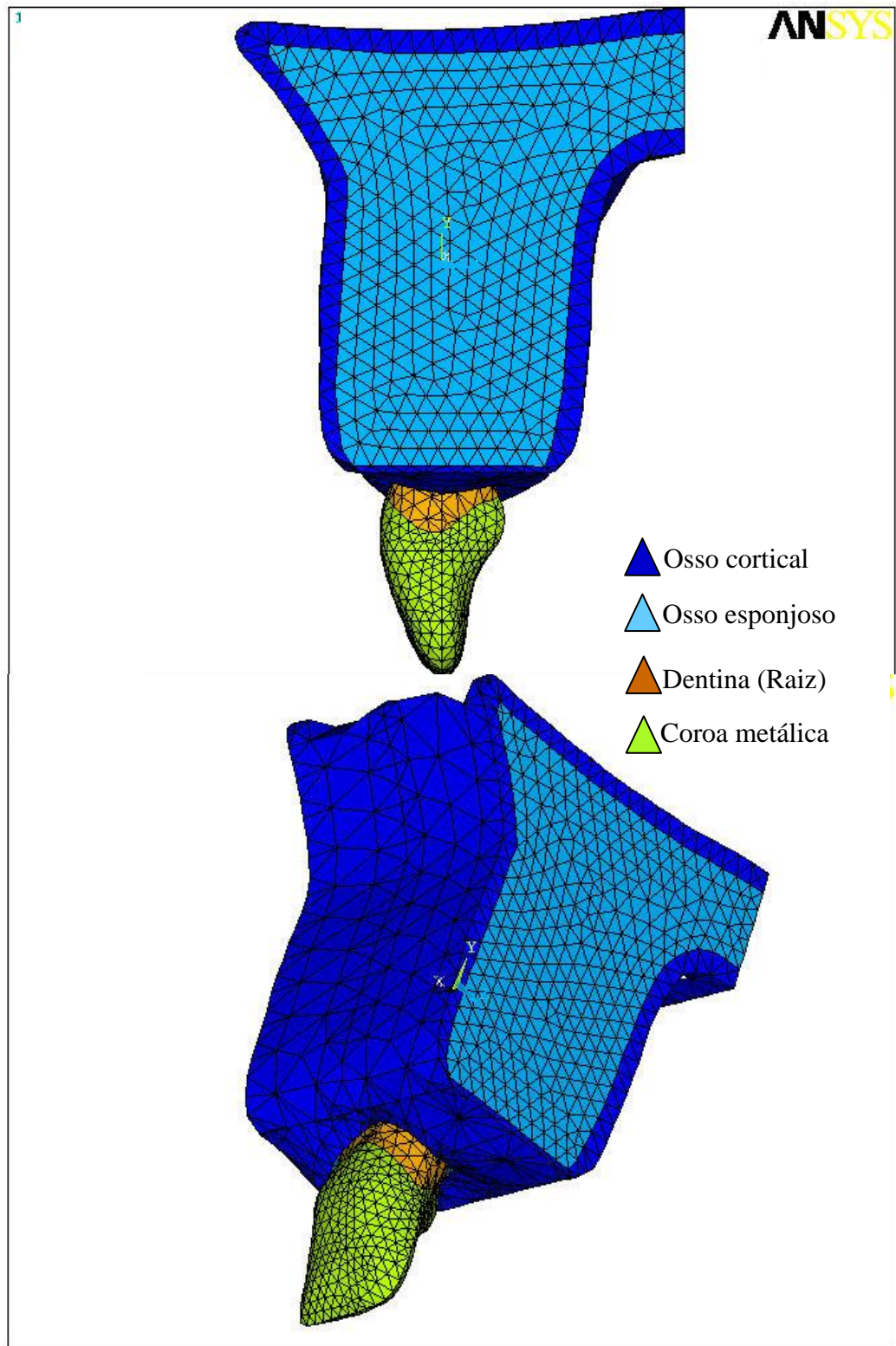


FIGURA 4.27 – Vistas lateral e oblíqua da malha do Modelo 2 com o elemento Solid 45.

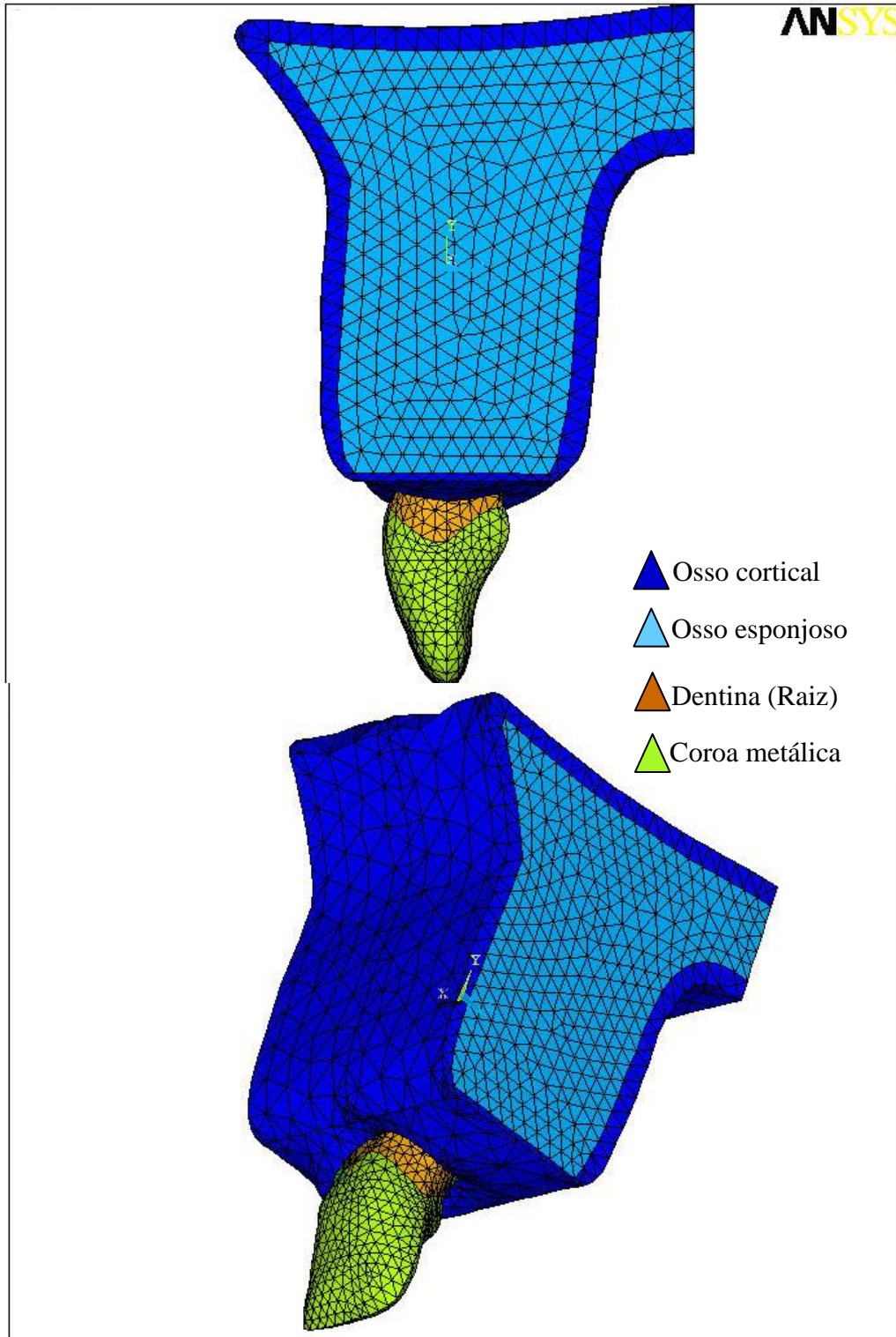


FIGURA 4.28 – Vistas lateral e oblíqua da malha do Modelo 3 com o elemento Solid 45.

4.1.4 Condições de contorno

Os modelos foram imobilizados por meio do engastamento dos nós presentes na porção anterior e posterior do suporte ósseo, bem como na parede lateral do “bloco” ósseo, para evitar a deformação do conjunto durante a aplicação da carga (FIG. 4.29).

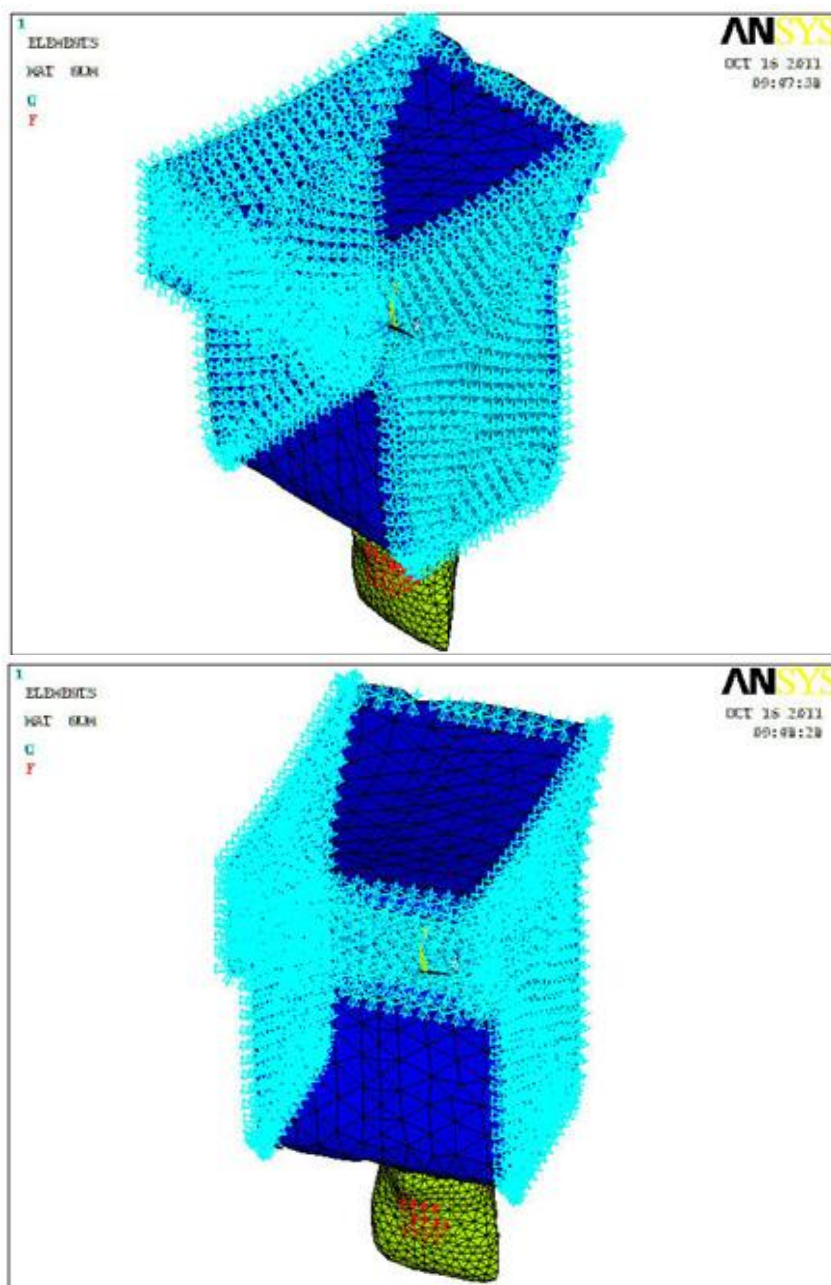


FIGURA 4.29 – Áreas de engastamento.

4.1.5 Carregamento

Para analisar a distribuição de tensões, na superfície palatina dos modelos, foi aplicada uma carga estática de 100N a 130° com o longo eixo do dente, simulando o ângulo de contato interincisal (FREIRE et al., 2007). A carga foi aplicada na fossa palatina a 3,2mm da borda incisal e distribuída sobre quatro nós, simulando uma área de contato oclusal (FIGs. 4.30 e 4.31). Esse procedimento foi realizado repetidamente nos Modelos 1, 2, 3.

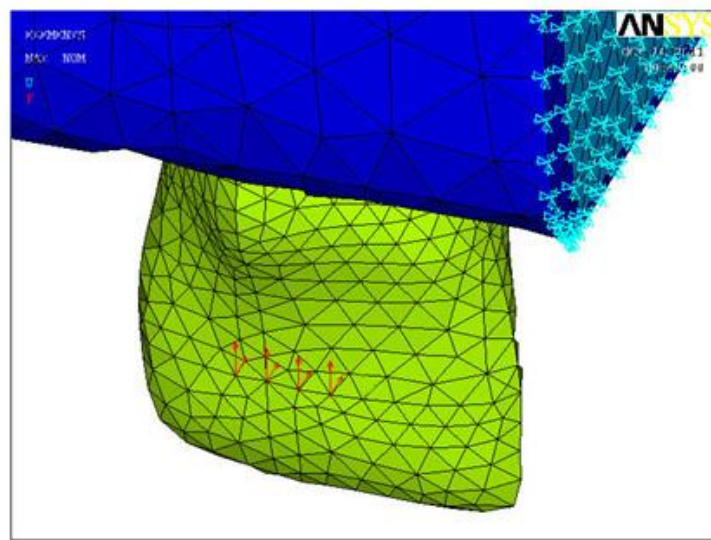


FIGURA 4.30 – Aplicação da carga sobre os nós na face palatina (vista palatina).

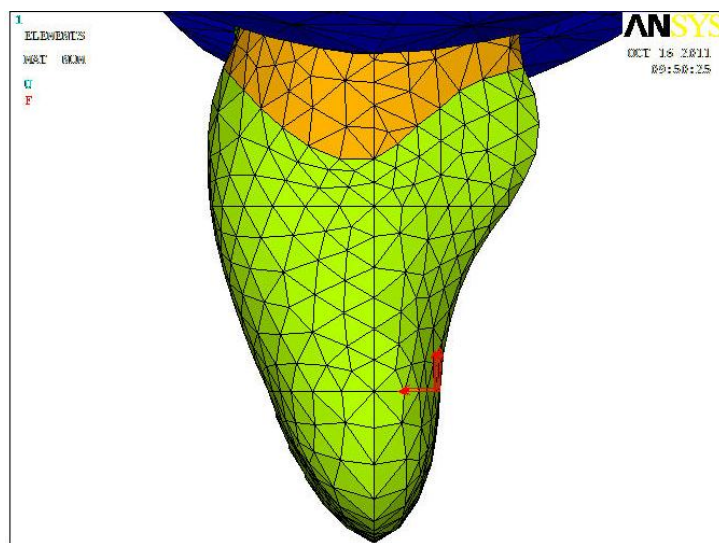


FIGURA 4.31 – Aplicação da carga sobre os nós na face palatina (vista proximal).

5 RESULTADOS

O programa Ansys determina as tensões atuantes em cada região e as mostra segundo uma escala de cores correspondentes a faixas de isotensão (MPa). Como a maioria dos materiais investigados demonstra um comportamento frágil, os resultados foram analisados nos planos principais, onde as tensões normais são máximas (σ_1 ou *S1*) ou mínimas (σ_3 ou *S3*) e onde o cisalhamento é zero. Os resultados foram apresentados em termos das tensões principais *S1* (geralmente tensão de tração) e *S3* (geralmente tensão de compressão). As tensões principais foram analisadas no dente, na raiz isolada, no pino, no cimento e na área da reconstrução radicular (no caso dos Modelos 2 e 3).

A distribuição das tensões no Modelo 1 é mostrada nas FIGs. 5.1 a 5.7 (máximas - *S1*) e nas FIGs. 5.8 a 5.14 (mínimas - *S3*). A distribuição das tensões no Modelo 2 é mostrada nas FIGs. 5.15 a 5.24 (máximas - *S1*) e nas FIGs. 5.25 a 5.34 (mínimas - *S3*). A distribuição das tensões no Modelo 3 aparece nas FIGs. 5.35 a 5.43 (máximas - *S1*) e nas FIGs. 5.44 a 5.52 (mínimas - *S3*). As FIGs. 5.53 a 5.64 trazem os três modelos dispostos lado a lado, para facilitar a comparação entre os resultados (FIGs. 5.53 a 5.58 – *S1* e FIGs. 5.54 a 5.64 – *S3*).

As informações sobre a magnitude e a distribuição das tensões nas estruturas dos três modelos, bem como a figura correspondente à imagem no texto, estão resumidas na TAB. 5.1. A magnitude das tensões *S1* e *S3* pode ser visualizada de forma comparativa nos GRA. 5.1 e 5.2.

A análise dos resultados revelou um padrão de distribuição de tensões semelhante entre os modelos. Em todos os modelos, os maiores valores de tensão *S1* foram observados na região lingual (palatina) (FIGs. 5.5, 5.19 e 5.39) e os maiores valores de tensão *S3* foram observados na região vestibular (FIGs. 5.12, 5.29 e 5.48).

Os Modelos 1 e 2 demonstraram tensões de tração (*S1*) nas raízes de magnitudes muito similares (32,4 e 32,6MPa, respectivamente) (FIGs. 5.4 e 5.18). O Modelo 3 apresentou tensões de tração muito próximas (31,8MPa), porém ligeiramente menores do que os dois primeiros (FIG. 5.38).

A distribuição das tensões de compressão (*S3*) nas raízes apontou diferentes comportamentos entre os modelos. No Modelo 1, níveis mais altos de tensão de compressão (-27MPa) foram observados na região cervical vestibular da superfície radicular (FIG. 5.11). Nos modelos 2 e 3, os maiores níveis de tensão foram observados no terço cervical vestibular

da raiz, próximos à área de reconstrução (-30.9 e -39.4 MPa, respectivamente) (FIGs. 5.28 e 5.47).

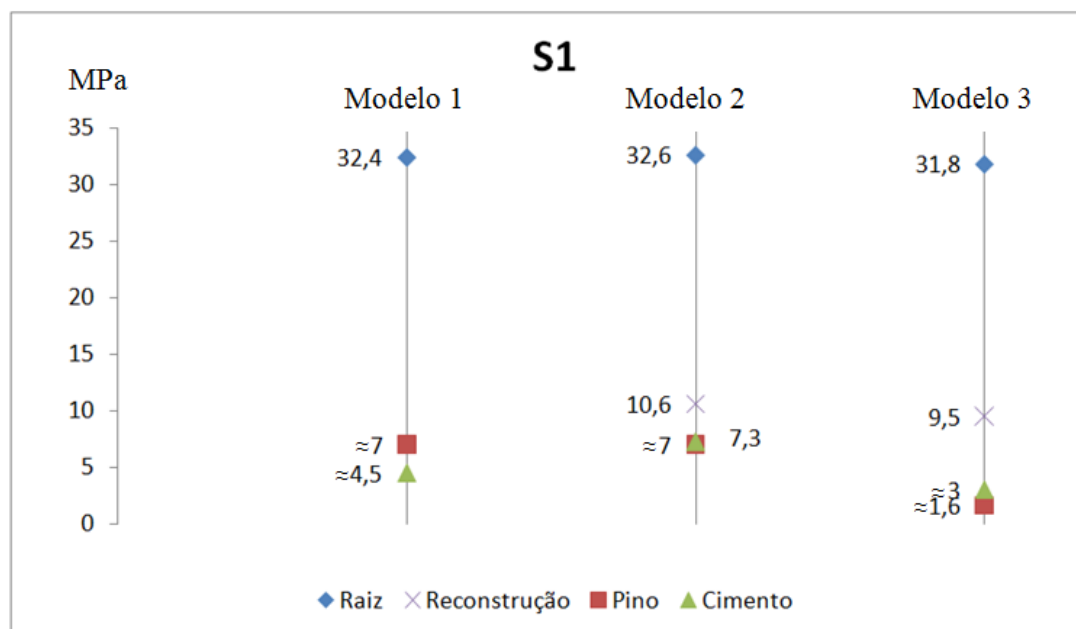


GRÁFICO 5.1 – Magnitude das tensões S1 nas estruturas dos modelos.

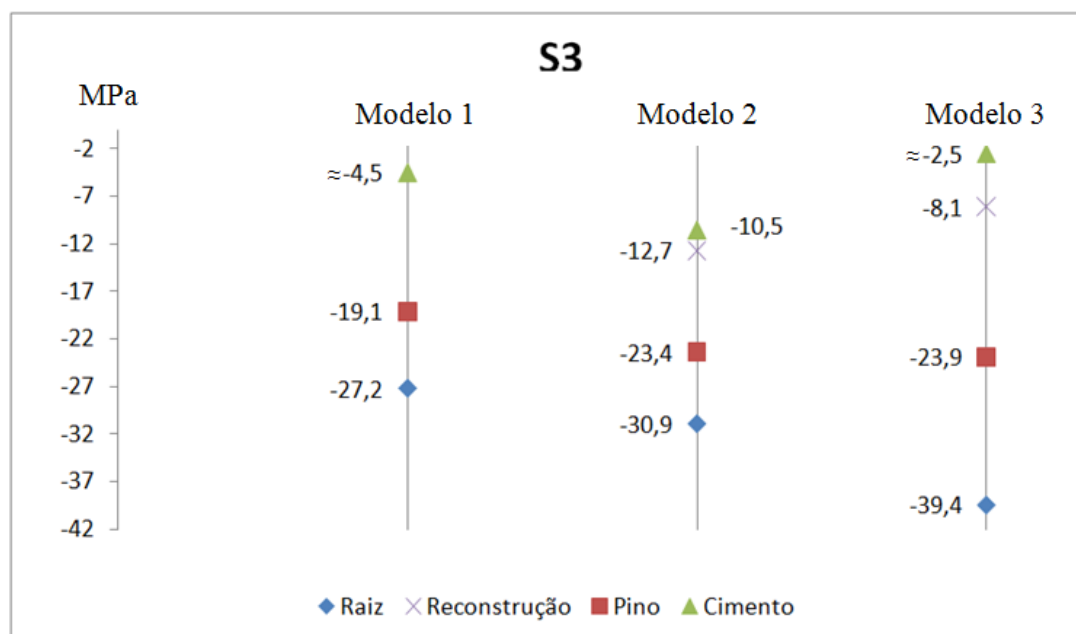


GRÁFICO 5.2 – Magnitude das tensões S3 nas estruturas dos modelos.

TABELA 5.1
Magnitude e distribuição das tensões S1 e S3 nos três modelos (MPa).

MODELO	ESTRUTURA	S1	REGIÃO	FIG.	S3	REGIÃO	FIG.
MODELO 1	RAIZ	32,4	cervical por lingual	5.4	-27,2	cervical por vestibular	5.11
	PINO	≈ 7	superfície lingual (porção cervical e apical) com pequena concentração de tensões no ápice (9,4)	5.6	-19,1	superfície vestibular, tendendo a se concentrar no ápice (≈ -7 a -8)	5.13
	CIMENTO	≈ 4 a 5	parede lingual (porção apical e cervical), tendendo a se concentrar no ápice (7,3)	5.7	≈ -4 a -5	parede vestibular (porção apical e cervical), tendendo a se concentrar no ápice (-13,3)	5.14
MODELO 2	RAIZ	32,6	cervical por lingual	5.18	-30,9	cervical por vestibular	5.28
	RECONSTRUÇÃO	10,6	limite cervical por lingual	5.20 e 5.21	-12,7	toda a extensão cervical vestibular	5.30 e 5.31
	PINO	≈ 7	superfície lingual (porção cervical e apical) com pequena concentração de tensões no ápice (8,3)	5.22	-23,4	superfície vestibular, tendendo a se concentrar no ápice (≈ -7 a -9)	5.32
	CIMENTO	7,3	cervical por lingual	5.23 e 5.24	-10,5	Ápice e região vestibular da reconstrução	5.33 e 5.34
MODELO 3	RAIZ	31,8	cervical por lingual	5.38	-39,4	cervical por vestibular	5.47
	RECONSTRUÇÃO	9,5	limite cervical por lingual	5.40 e 5.41	-8,1	cervical por vestibular	5.49 e 5.50
	PINO	≈ 1,6	superfície lingual (porção cervical e apical) com pequena concentração de tensões no ápice (10,6)	5.42	-23,9	superfície vestibular	5.51
	CIMENTO	2 a 4	cervical por lingual com 5,5 no ápice	5.43	≈ -2 a -3	cervical com 13,5 no ápice.	5.52

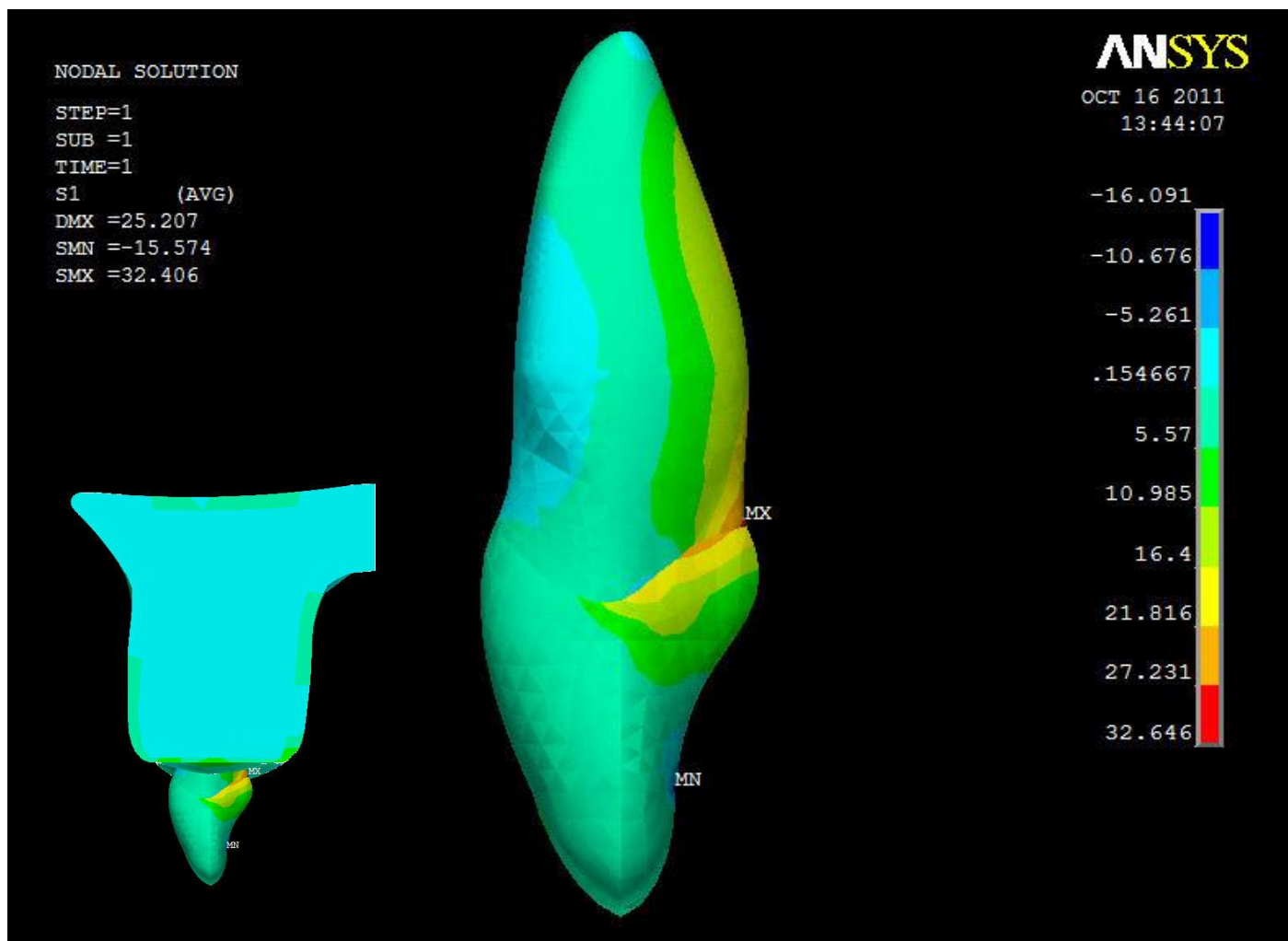


FIGURA 5.1 – MODELO 1: Diagrama de distribuição das tensões S1 na superfície do dente (vista proximal).

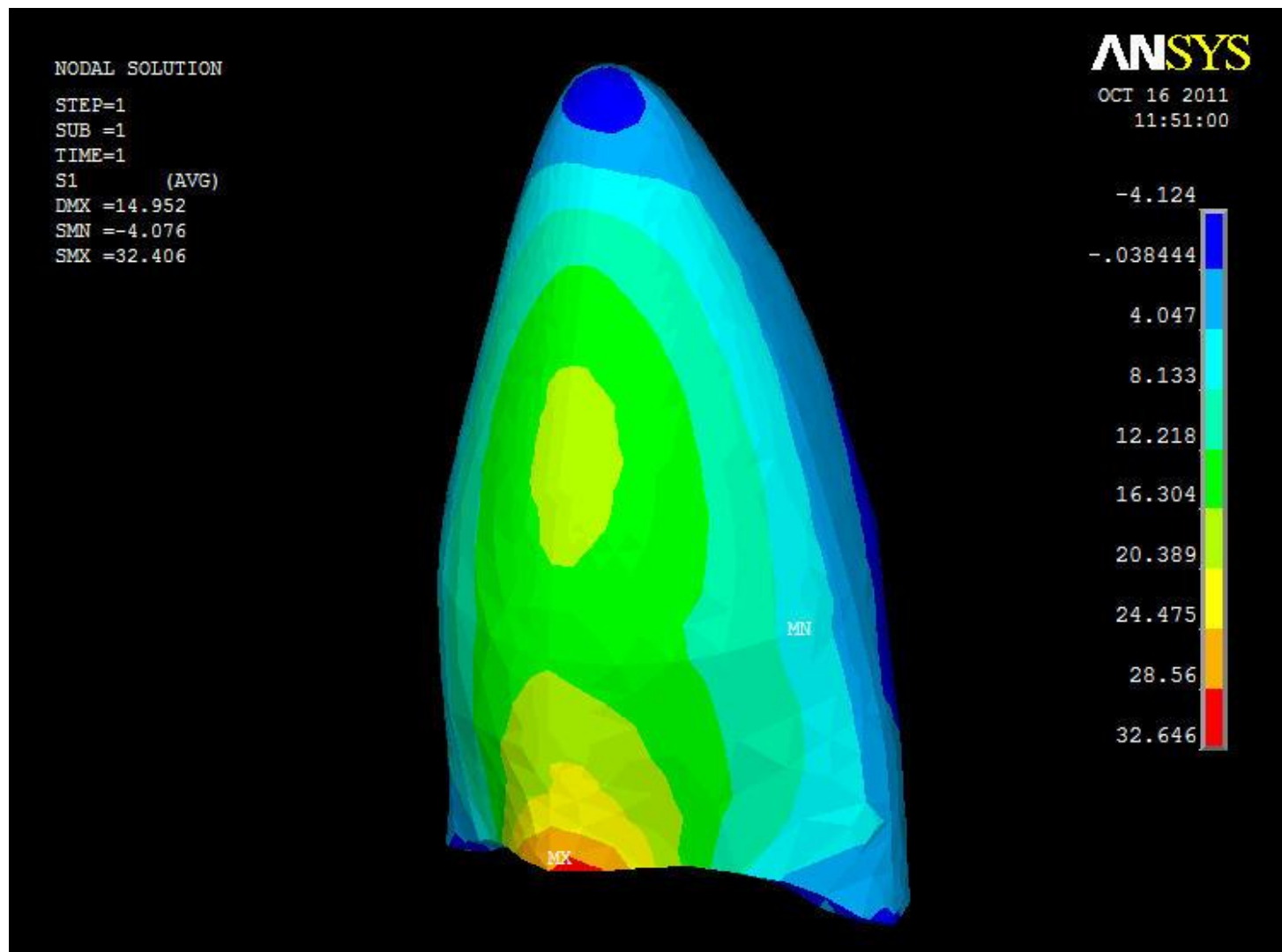


FIGURA 5.2 – MODELO 1: Diagrama de distribuição das tensões S1 na superfície da raiz (vista lingual).

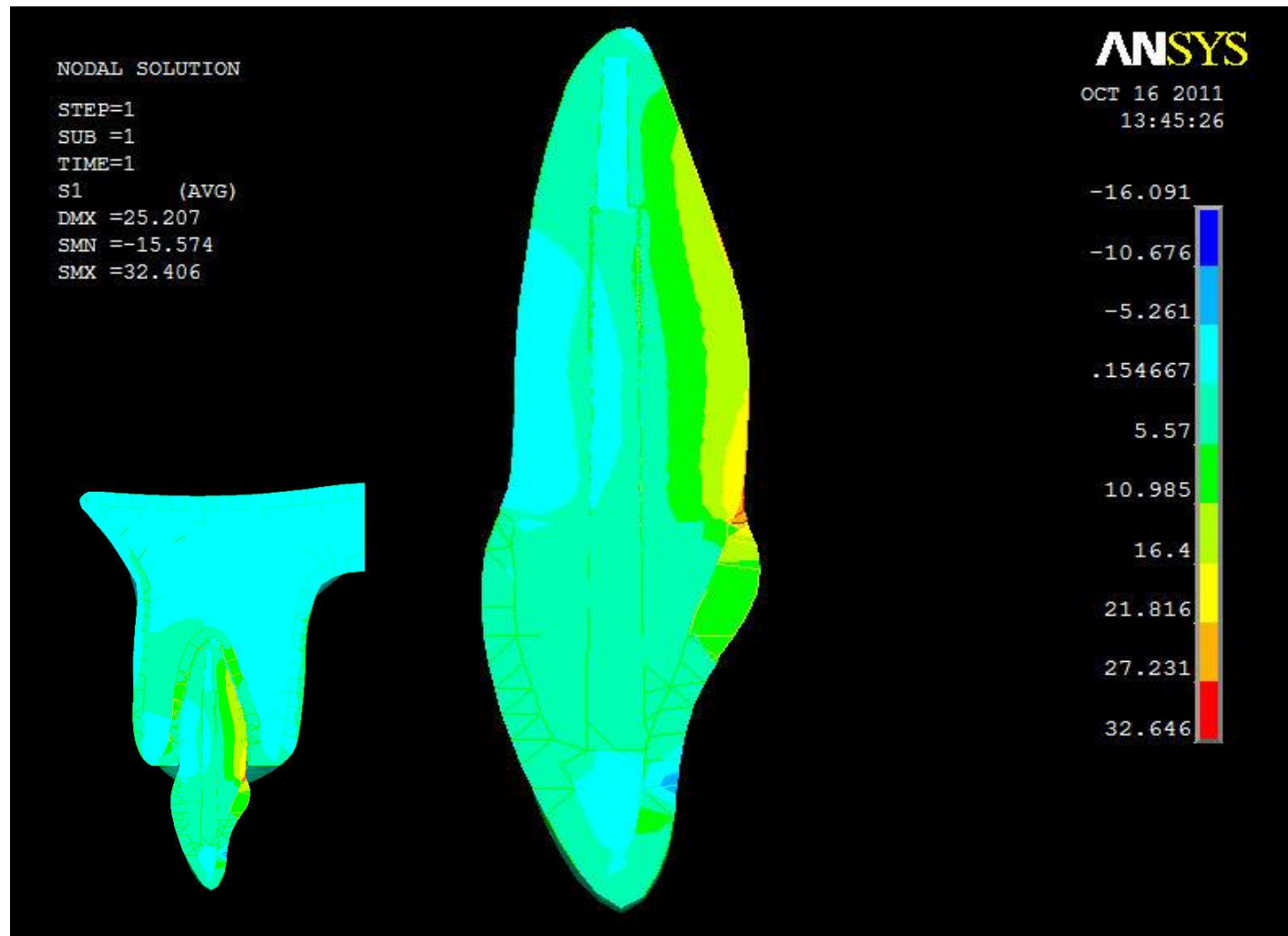


FIGURA 5.3 – MODELO 1: Diagrama de distribuição das tensões S1 (corte sagital– plano YZ).

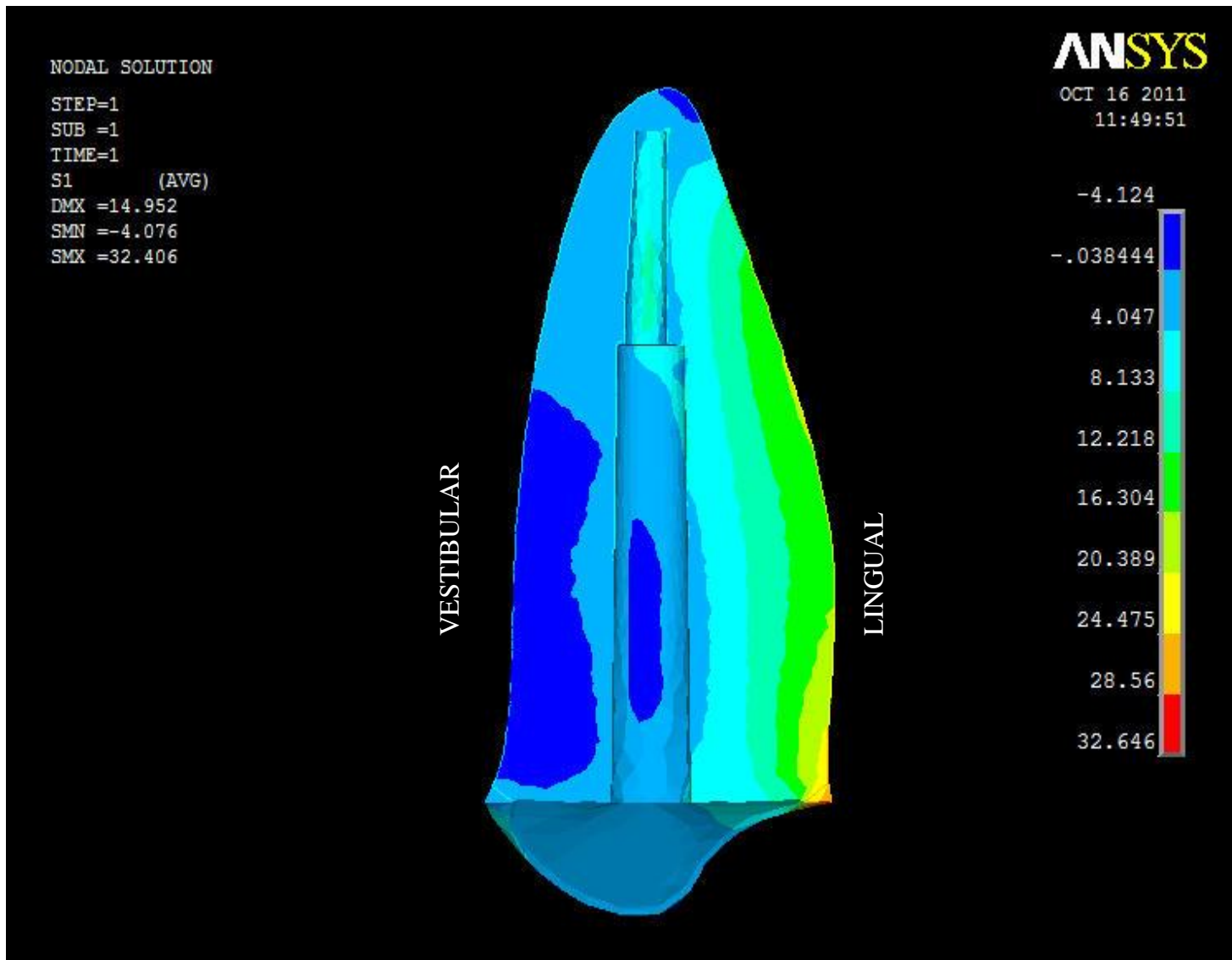


FIGURA 5.4 – MODELO 1: Diagrama de distribuição das tensões S1 com a raiz isolada (corte sagital–plano YZ).

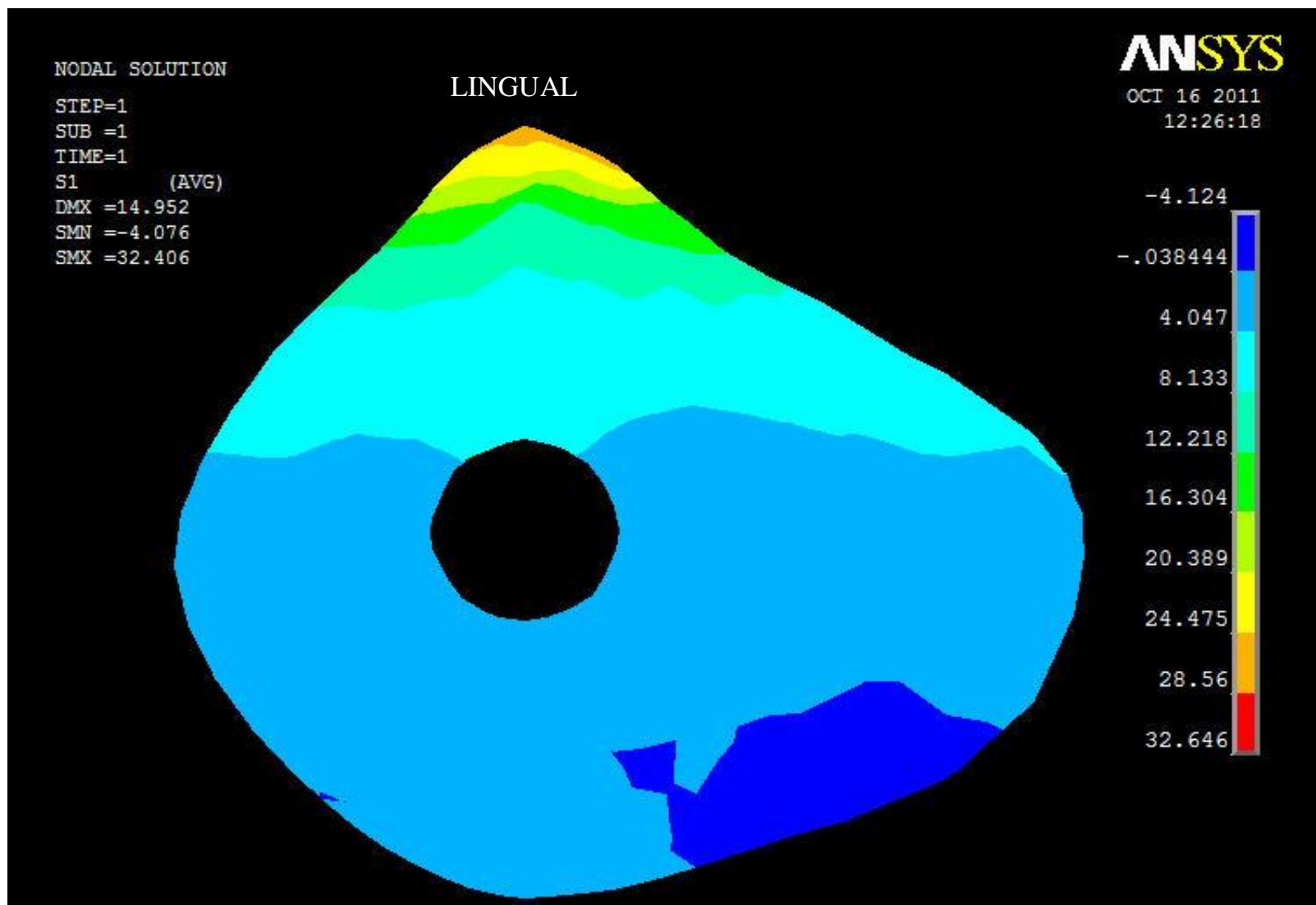


FIGURA 5.5 – MODELO 1: Diagrama de distribuição das tensões S1 na região cervical da raiz isolada (corte transversal– plano XZ).

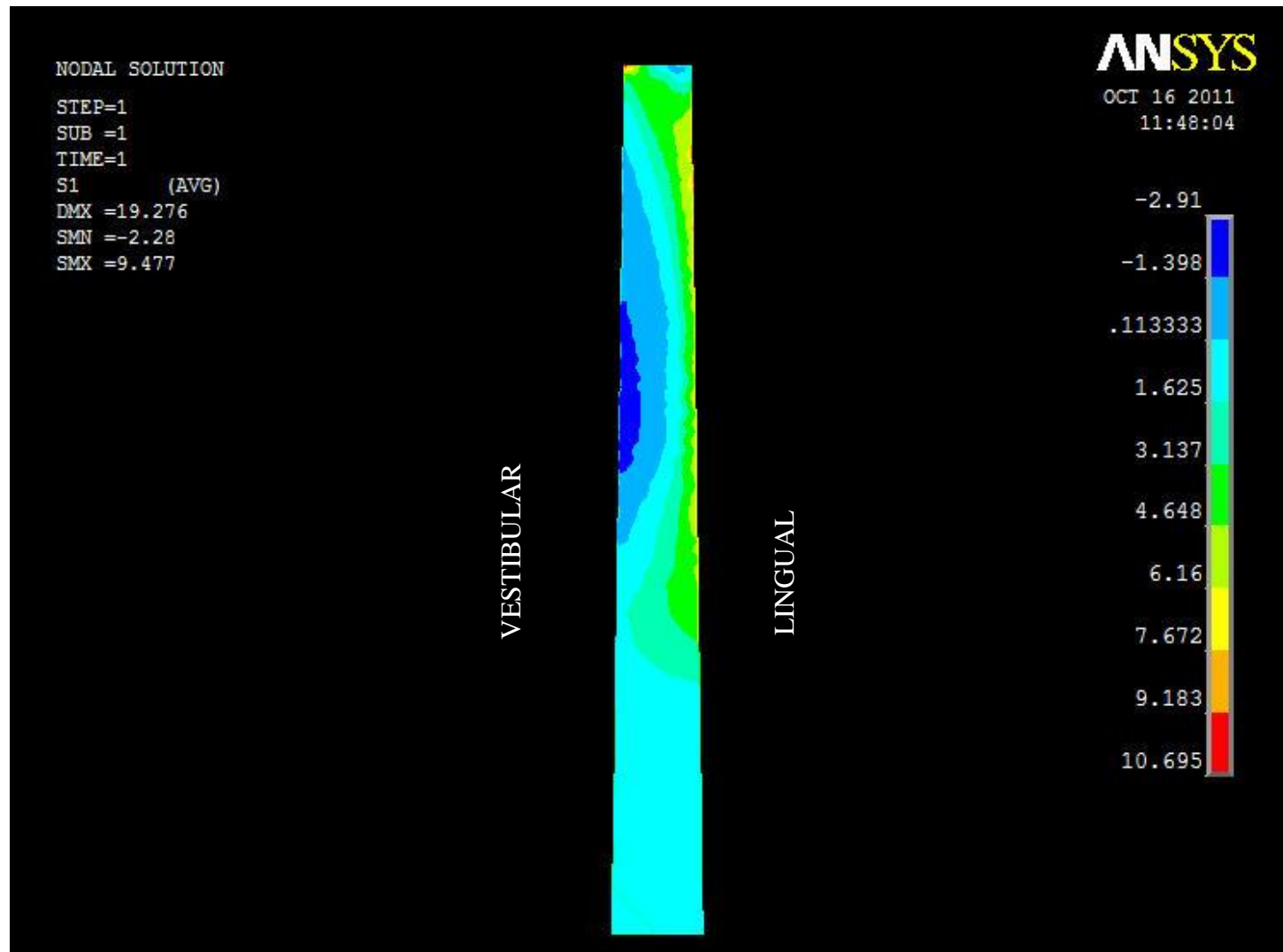


FIGURA 5.6 – MODELO 1: Diagrama de distribuição das tensões S1 no pino (corte sagital– plano YZ).

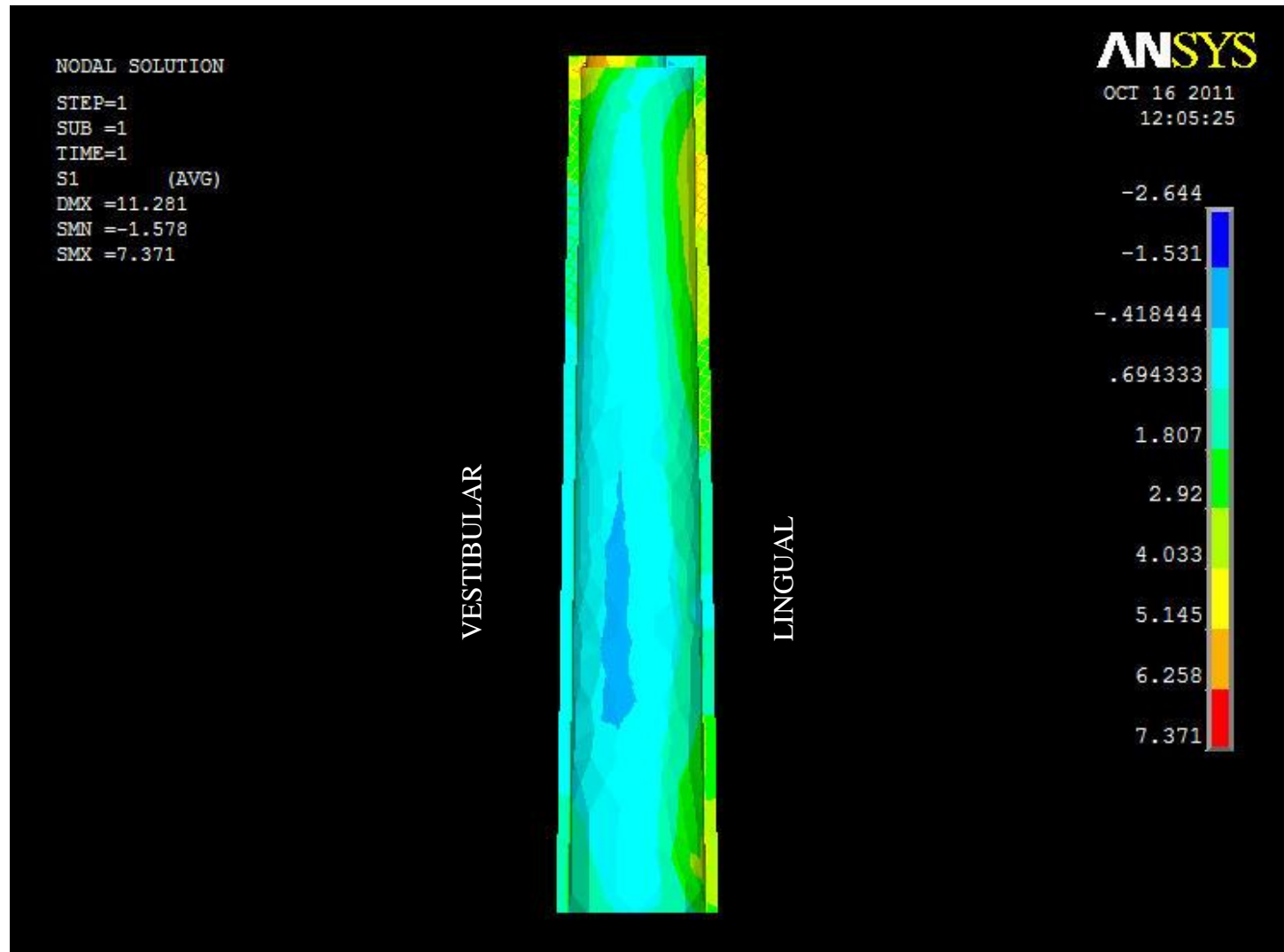


FIGURA 5.7 – MODELO 1: Diagrama de distribuição das tensões S1 no cimento (parede proximal).

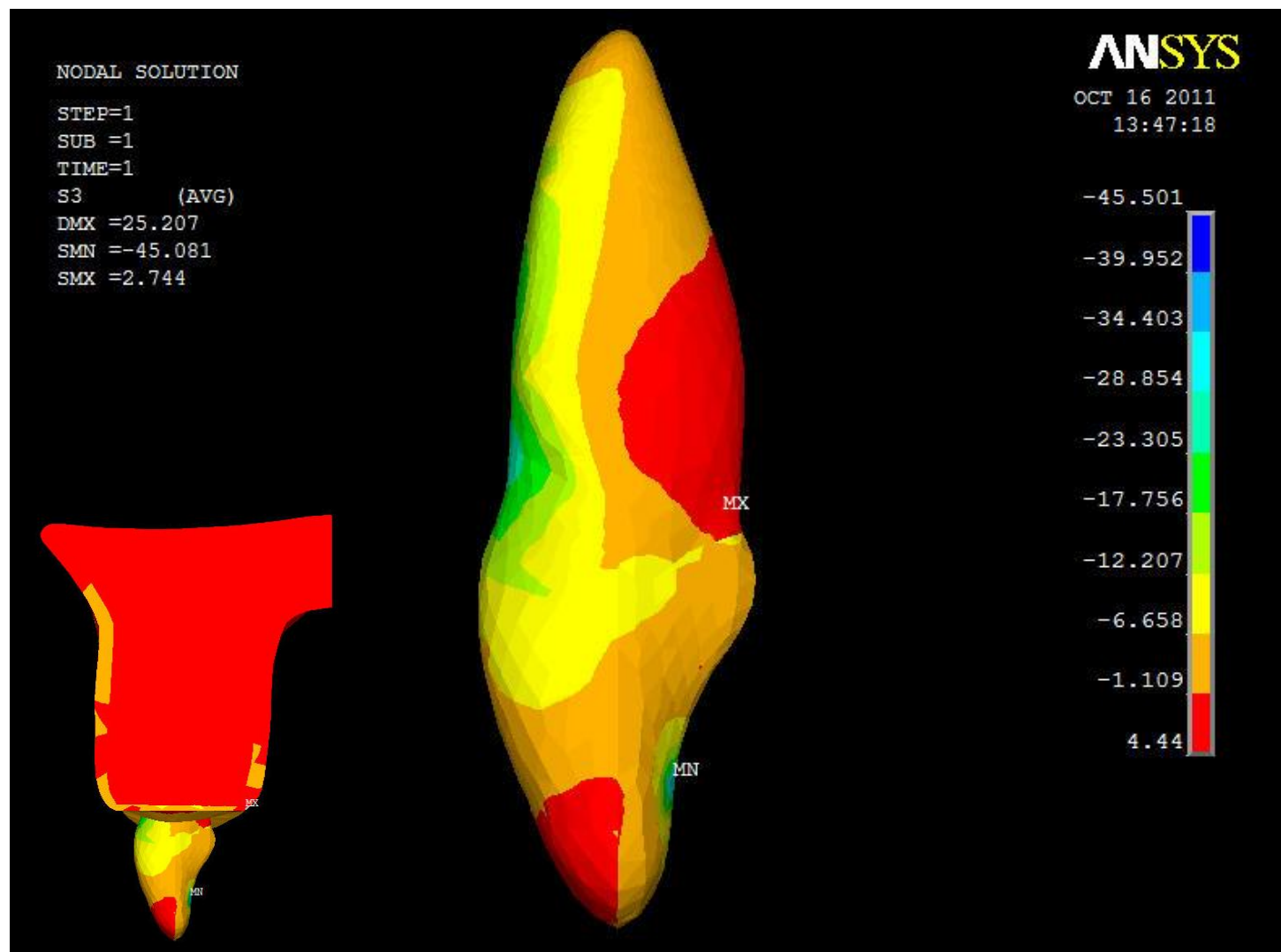


FIGURA 5.8 – MODELO 1: Diagrama de distribuição das tensões S3 na superfície do dente (vista proximal).

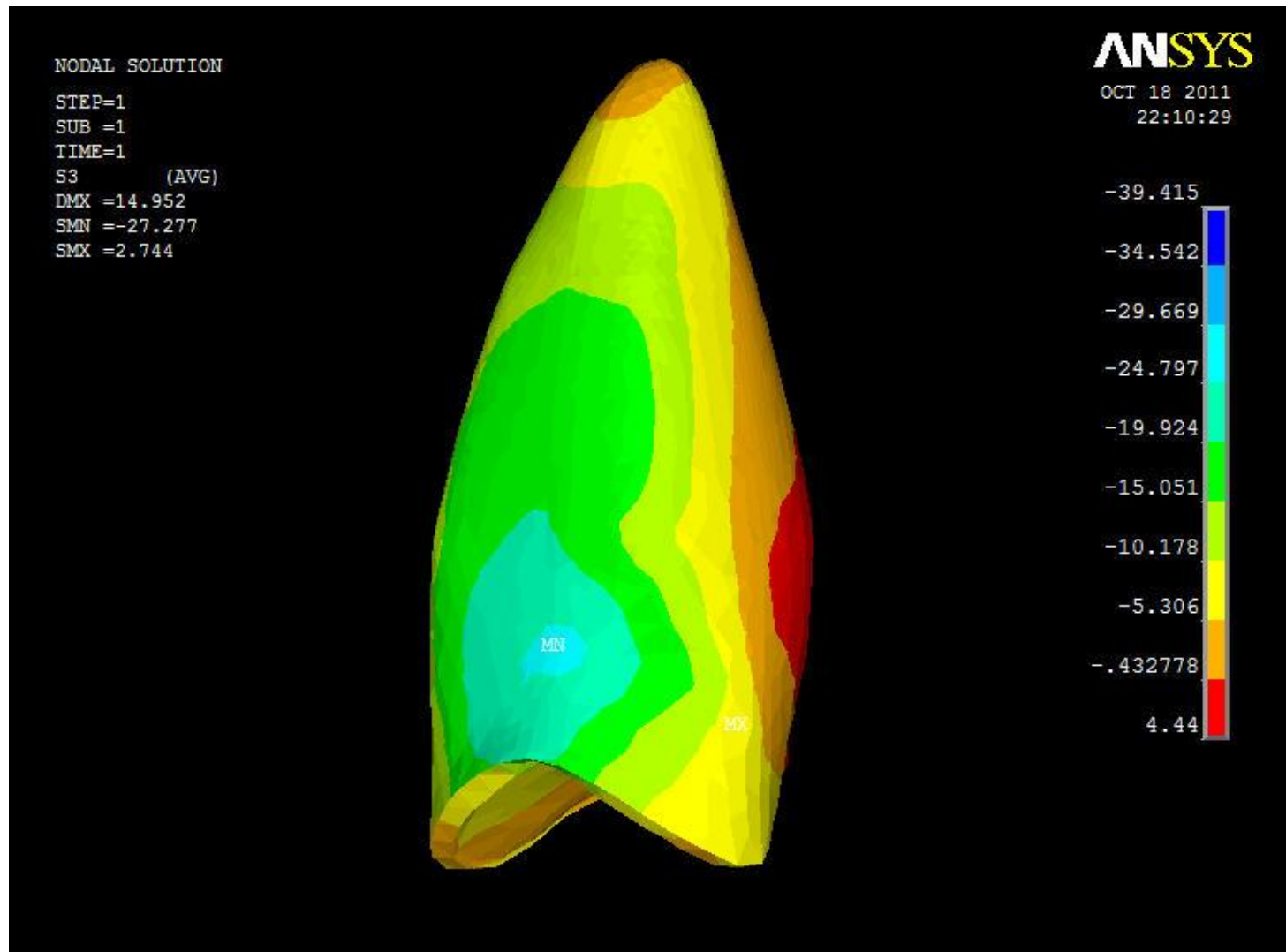


FIGURA 5.9 – MODELO 1: Diagrama de distribuição das tensões S3 na superfície da raiz (vista vestibular).

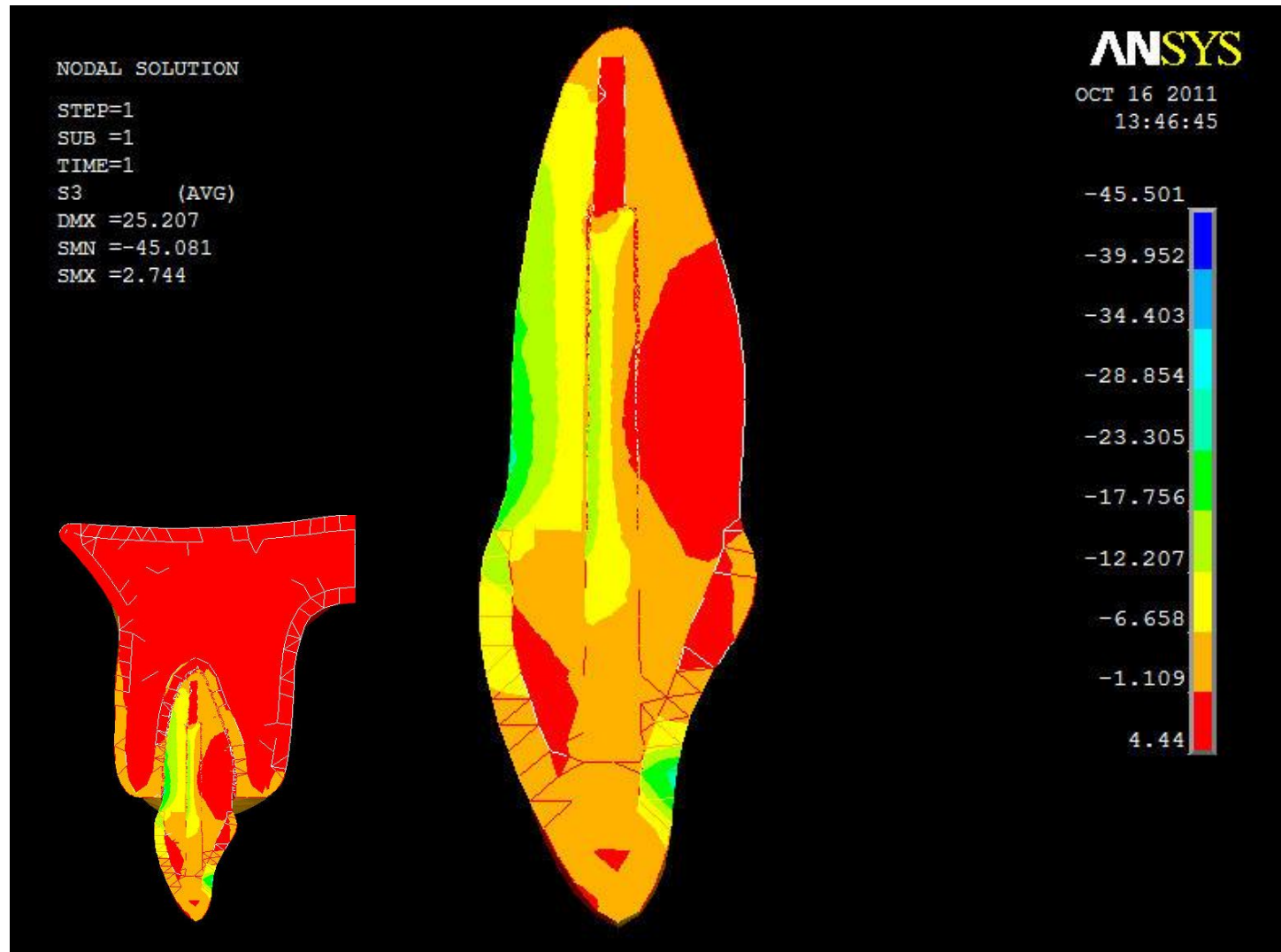


FIGURA 5.10 – MODELO 1: Diagrama de distribuição das tensões S3 (corte sagital– plano YZ).

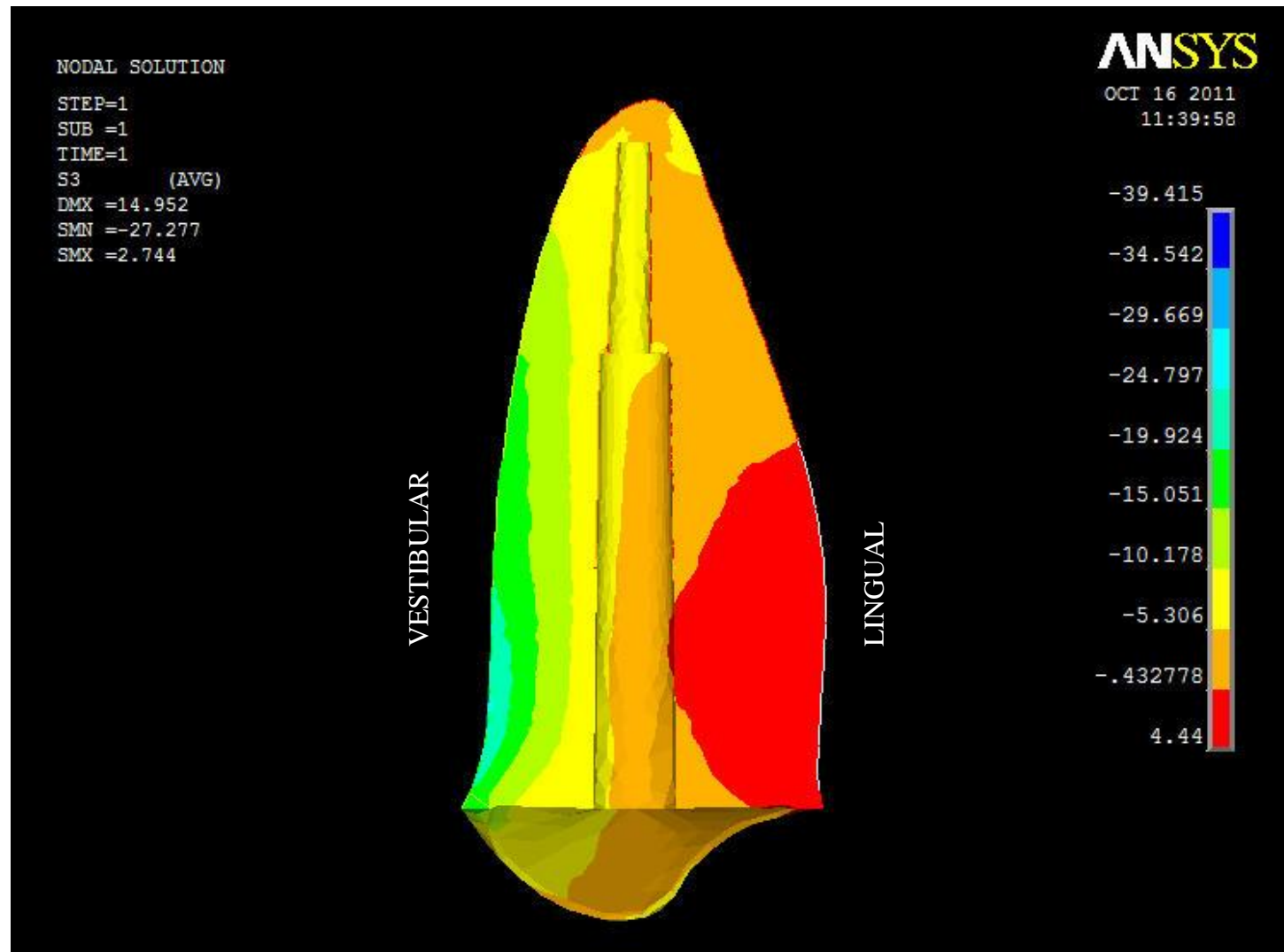


FIGURA 5.11 – MODELO 1: Diagrama de distribuição das tensões S3 com a raiz isolada (corte sagital– plano YZ).

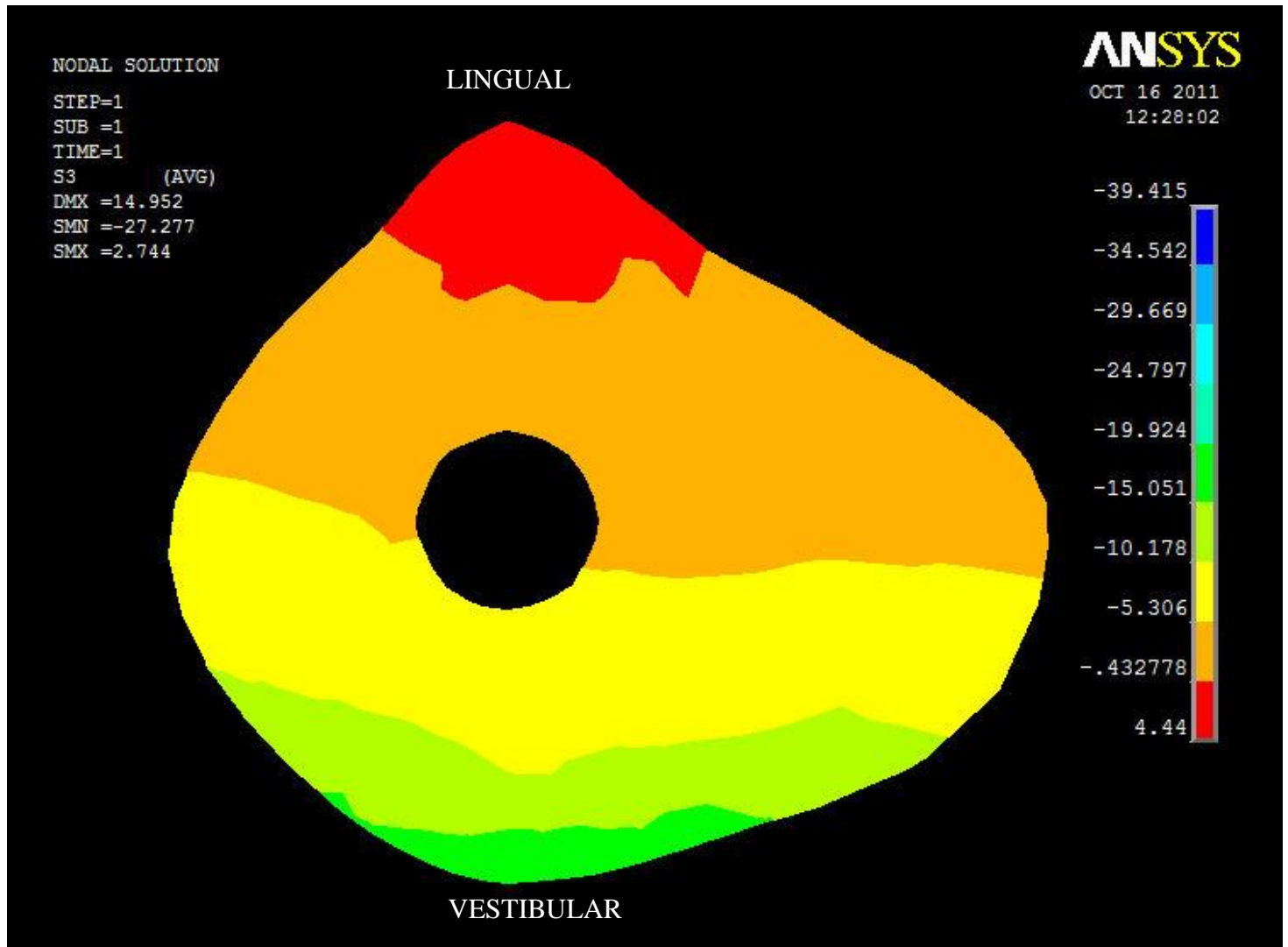


FIGURA 5.12 – MODELO 1: Diagrama de distribuição das tensões S3 na região cervical da raiz isolada (corte transversal– plano XZ).

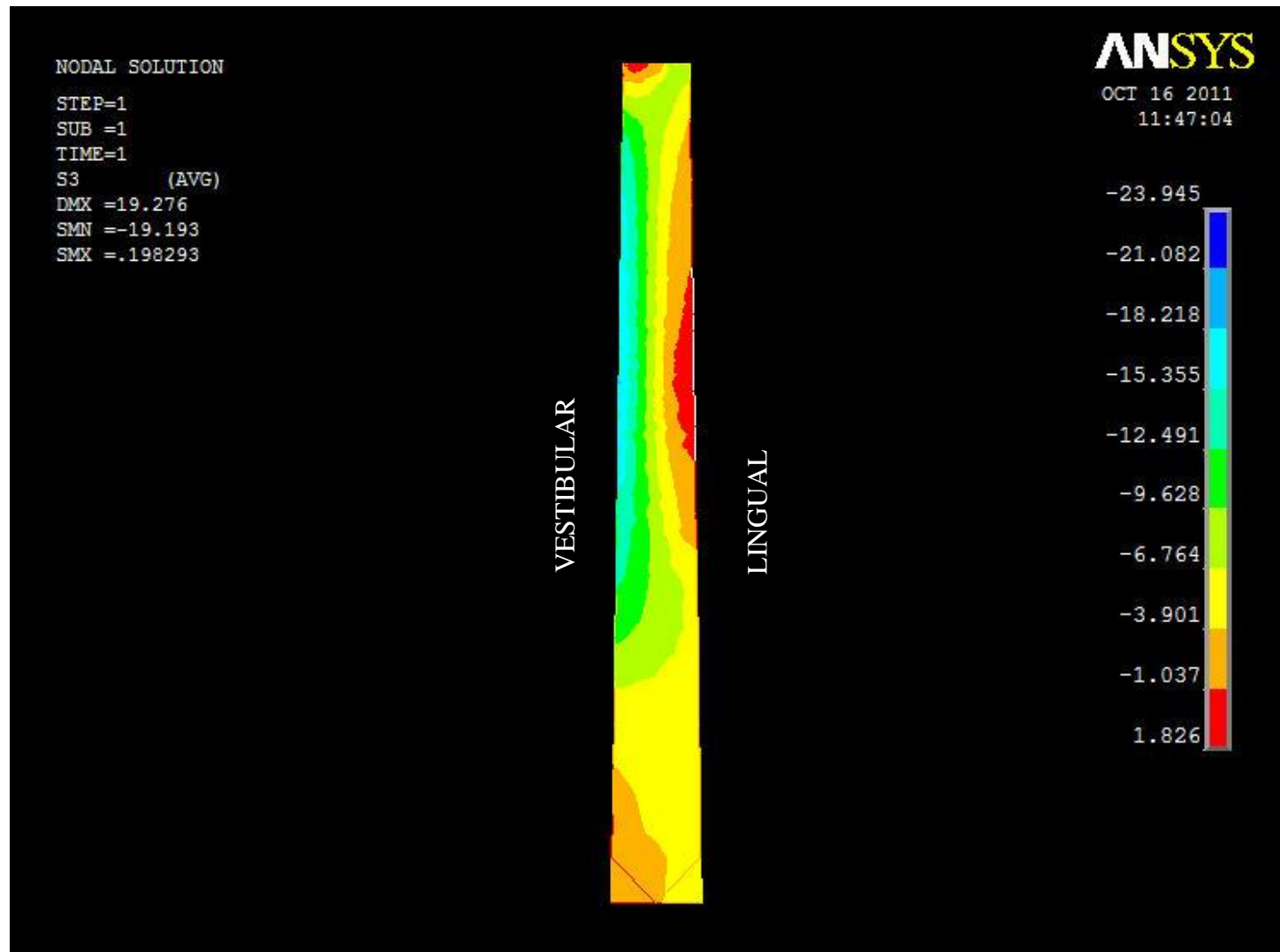


FIGURA 5.13 – MODELO 1: Diagrama de distribuição das tensões S3 no pino (corte sagital– plano YZ).

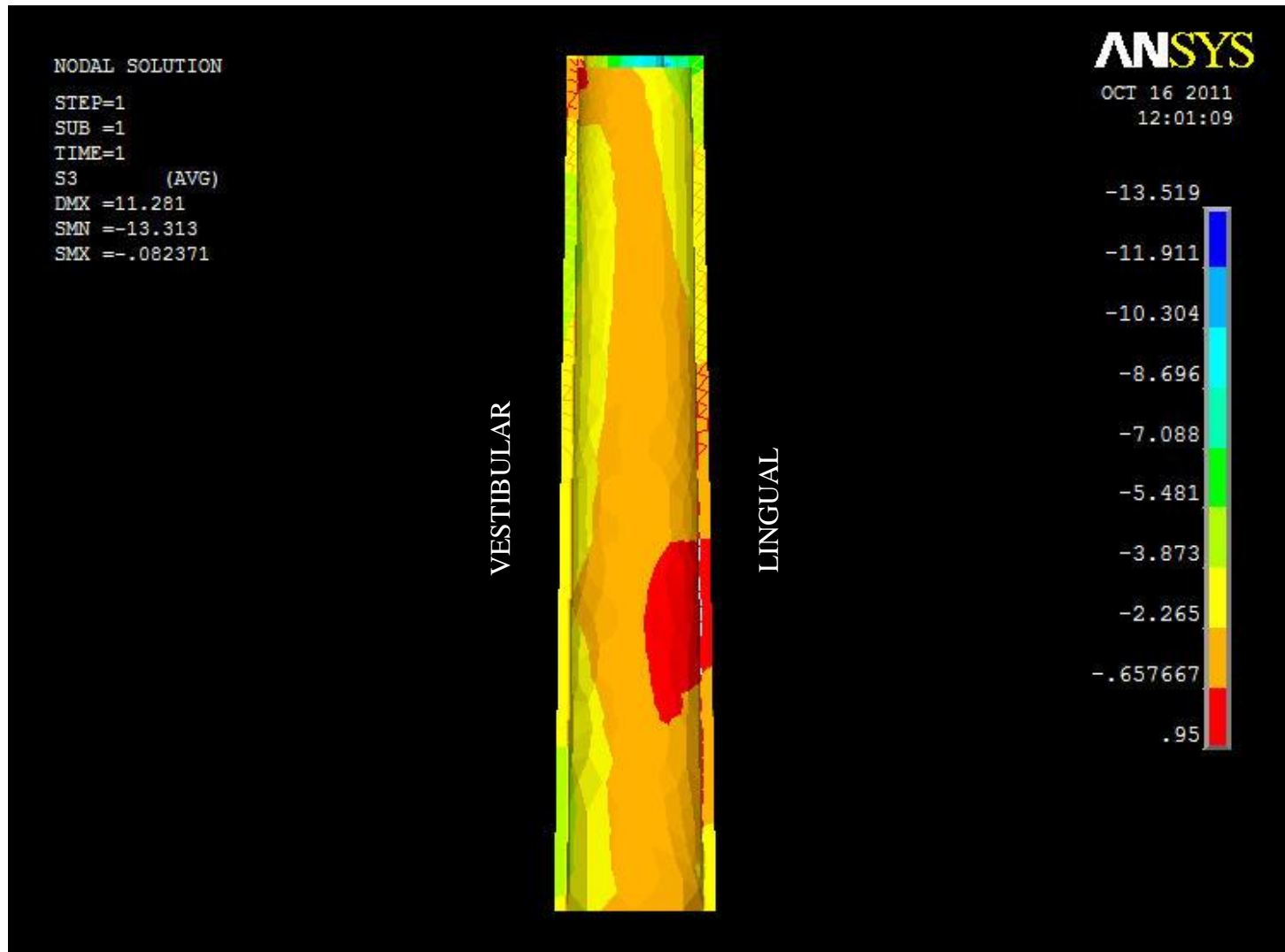


FIGURA 5.14 – MODELO 1: Diagrama de distribuição das tensões S3 no cimento (parede proximal).

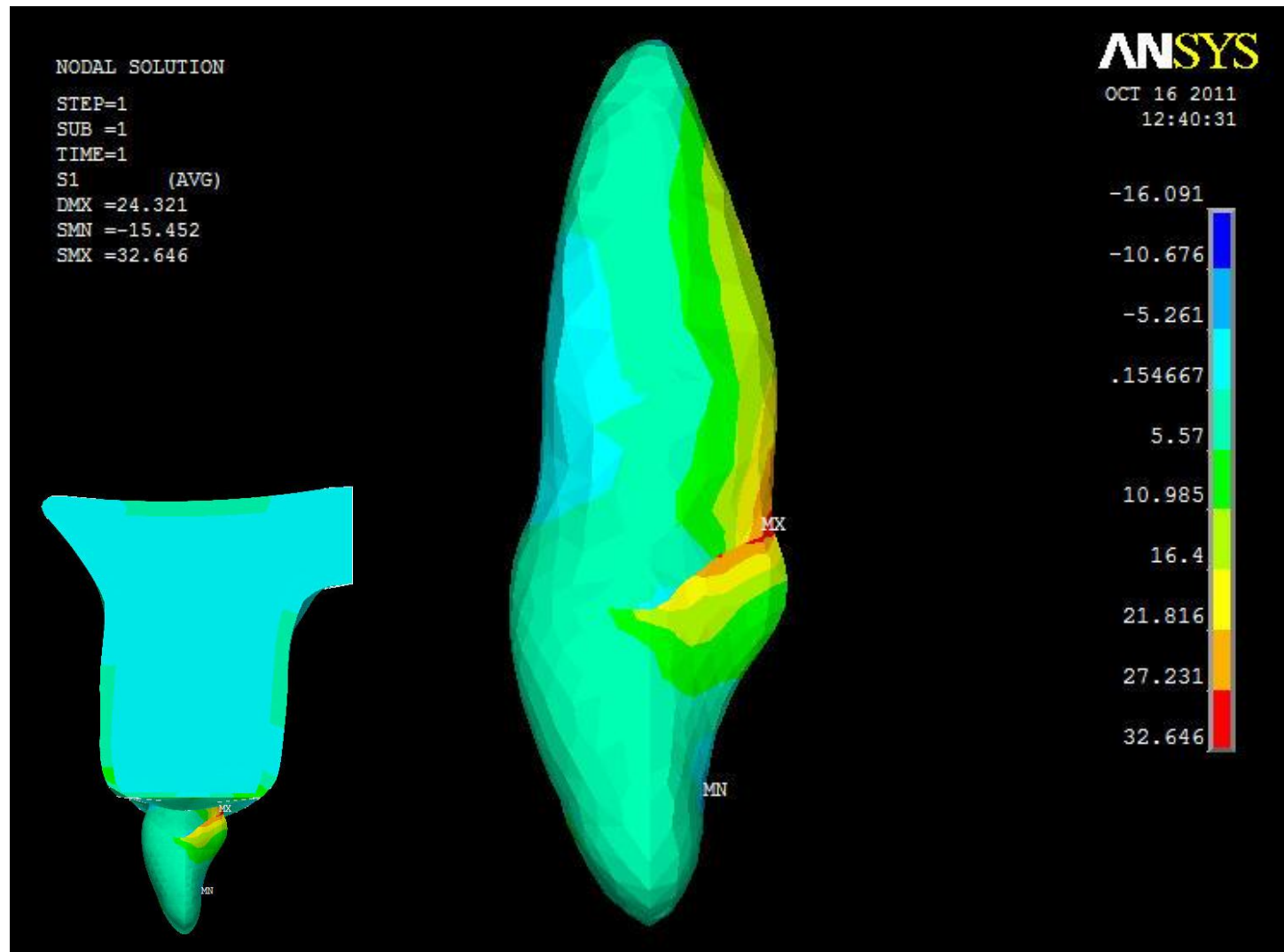


FIGURA 5.15 – MODELO 2: Diagrama de distribuição das tensões S1 na superfície do dente (vista proximal).

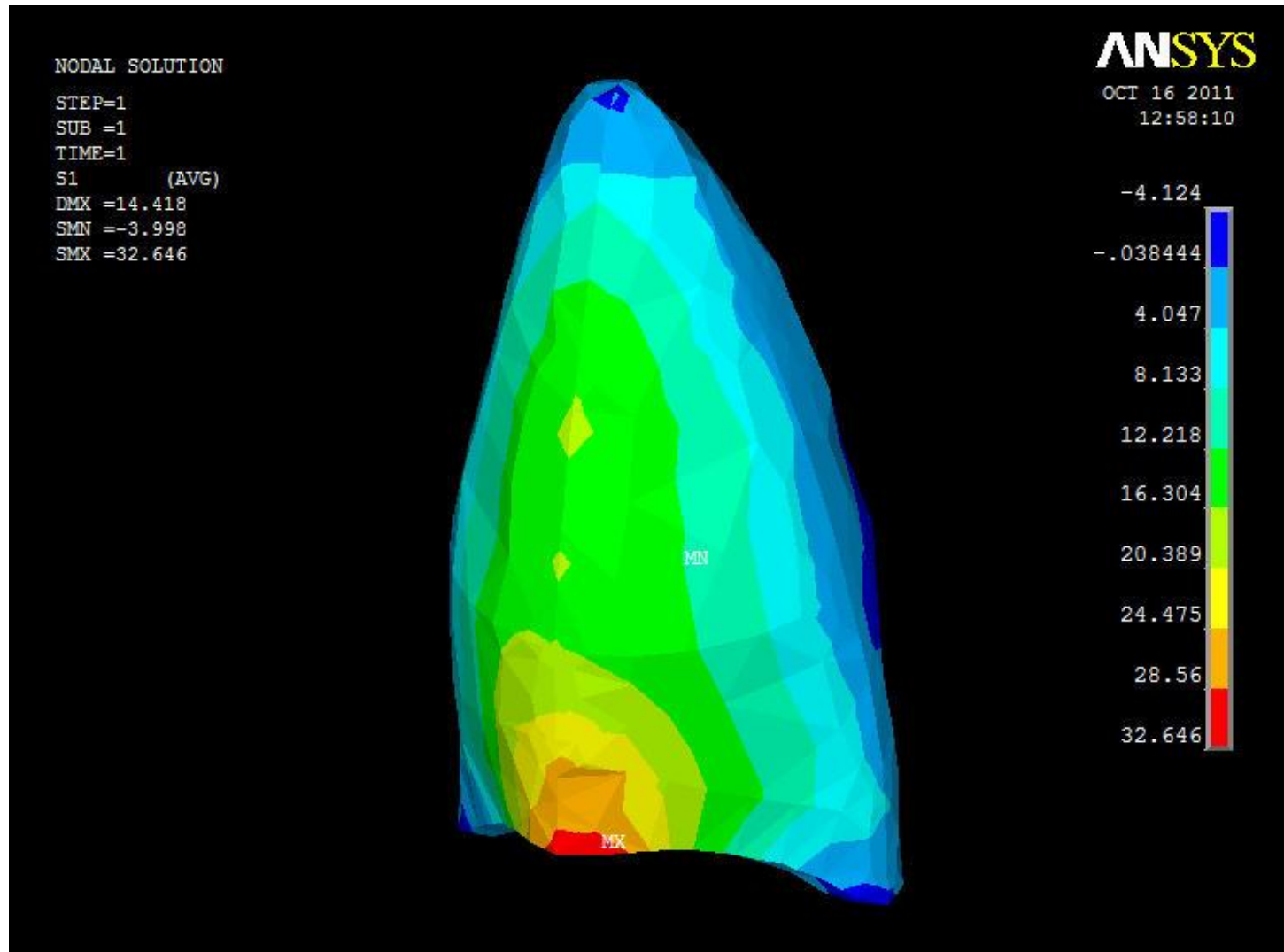


FIGURA 5.16 – MODELO 2: Diagrama de distribuição das tensões S1 na superfície da raiz (vista lingual).

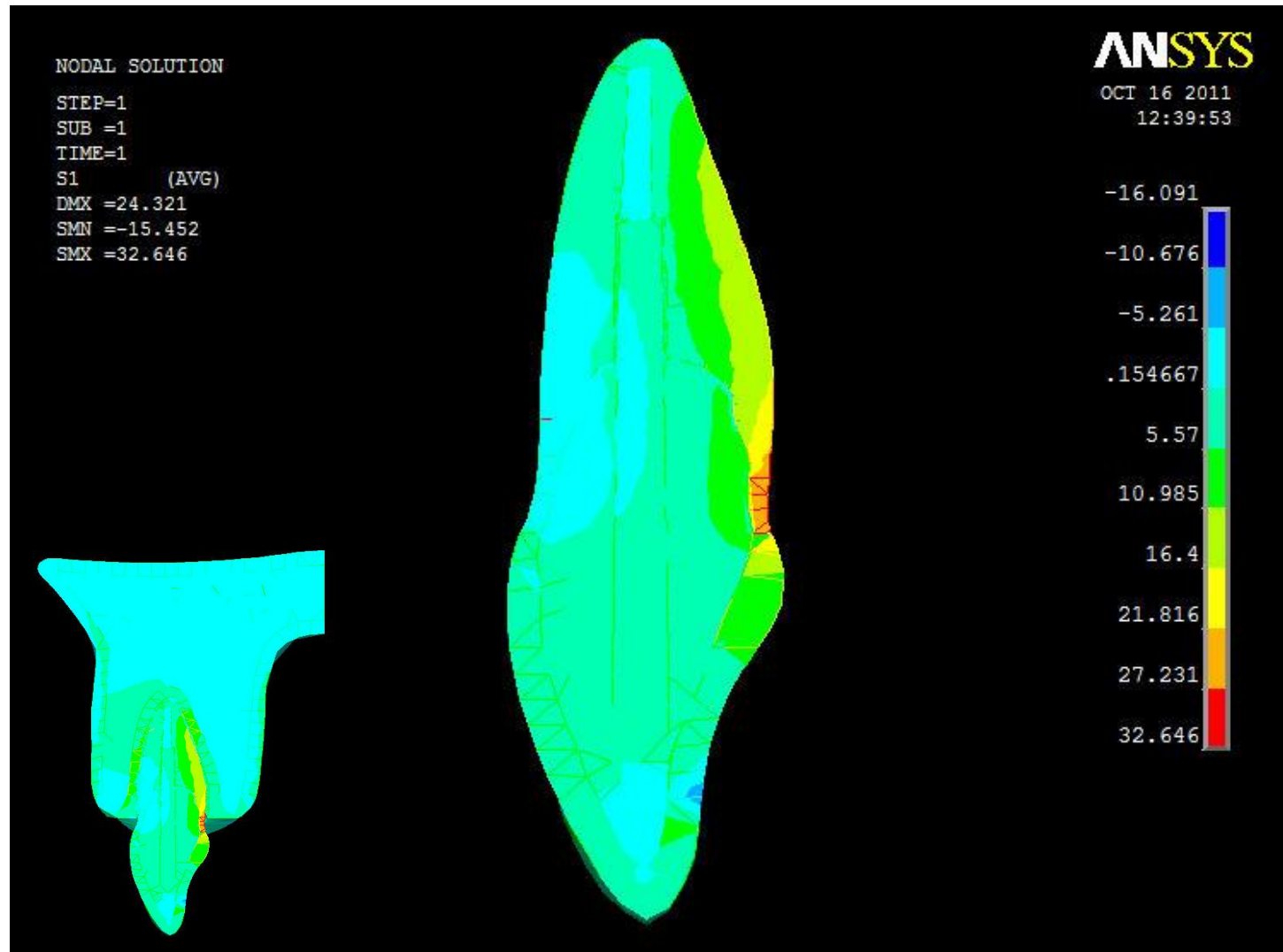


FIGURA 5.17 – MODELO 2: Diagrama de distribuição das tensões S1 (corte sagital– plano YZ).

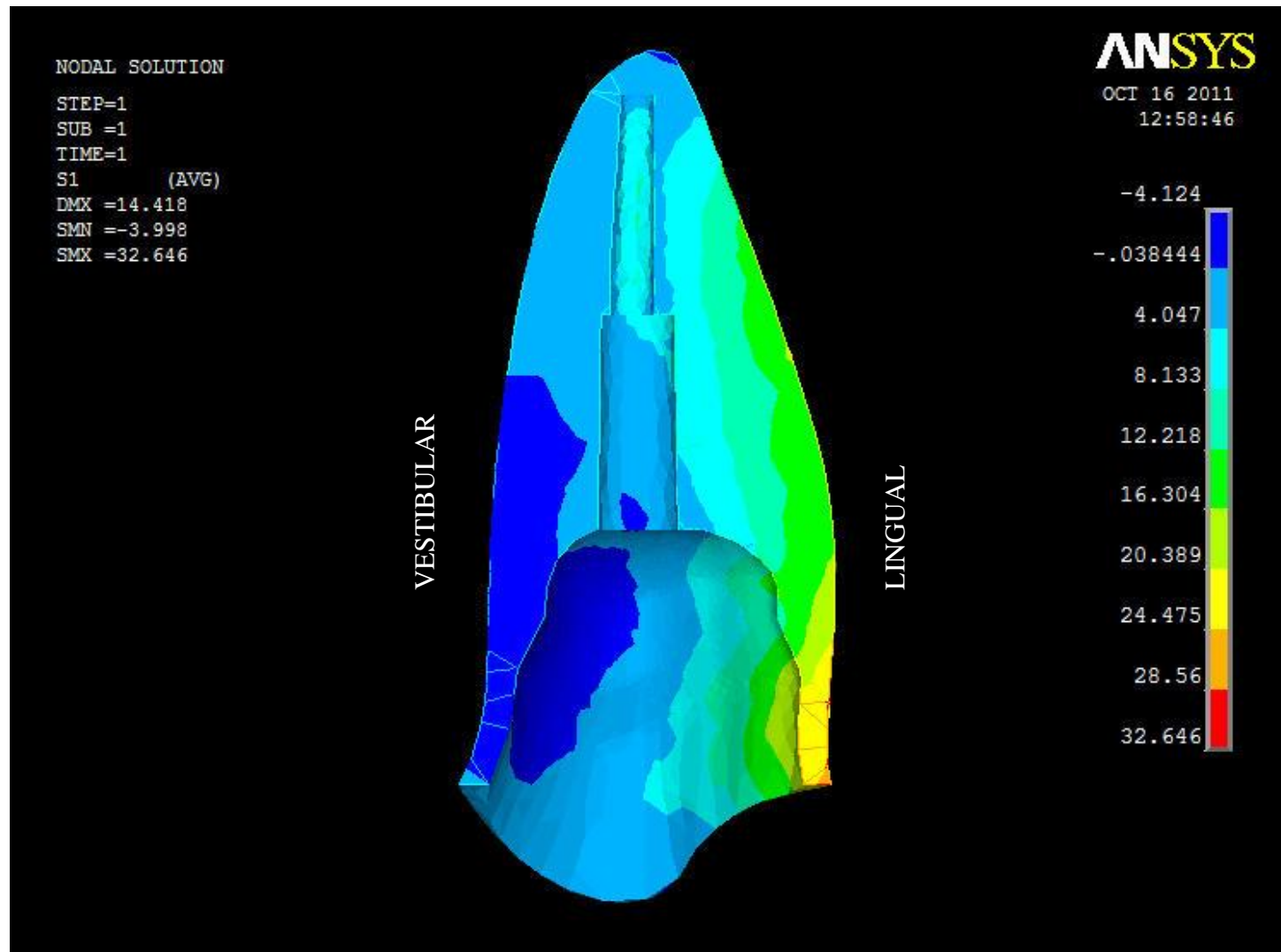


FIGURA 5.18 – MODELO 2: Diagrama de distribuição das tensões S1 com a raiz isolada (corte sagital– plano YZ).

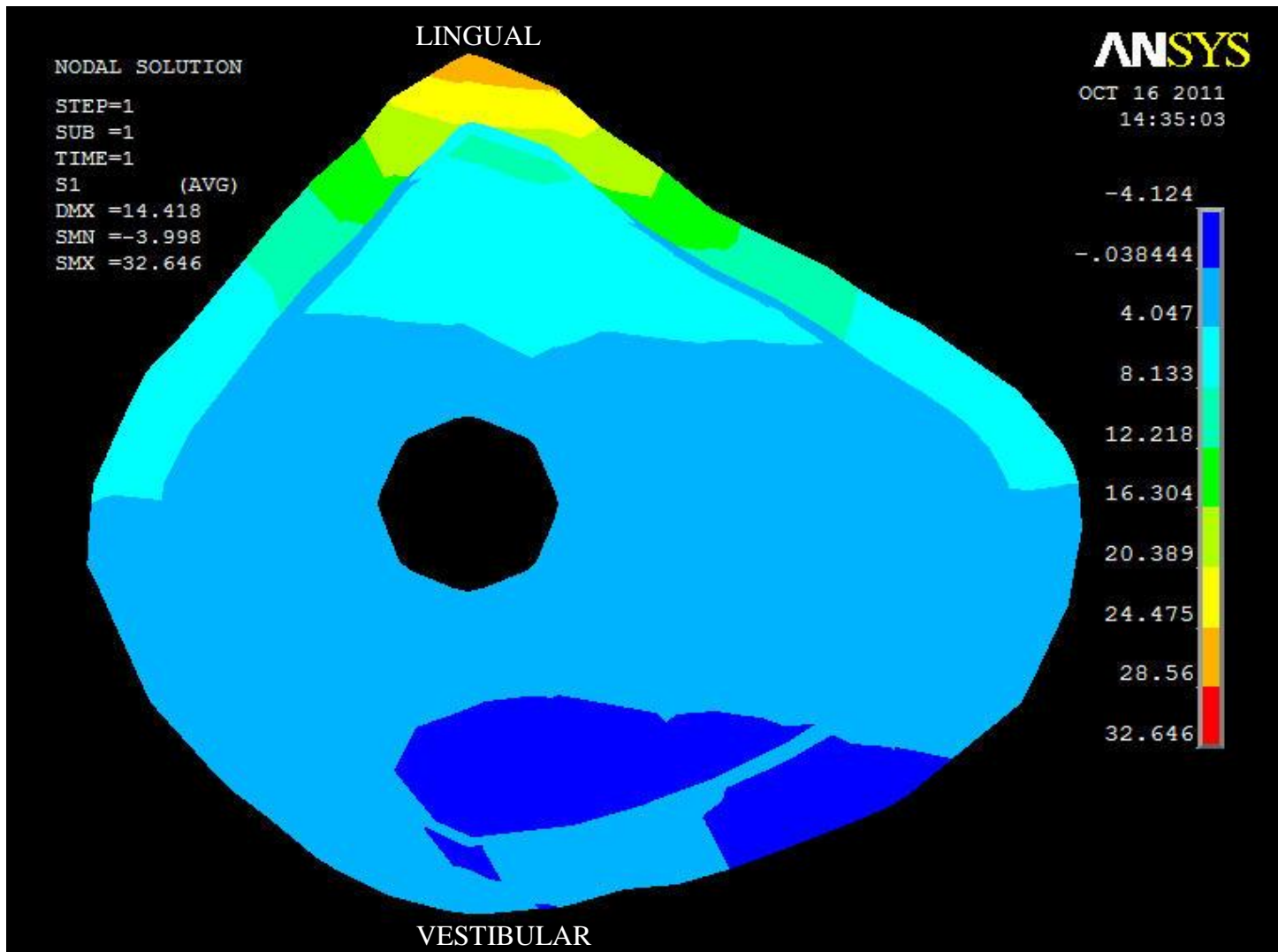


FIGURA 5.19 – MODELO 2: Diagrama de distribuição das tensões S1 na região cervical da raiz isolada (corte transversal– plano XZ).

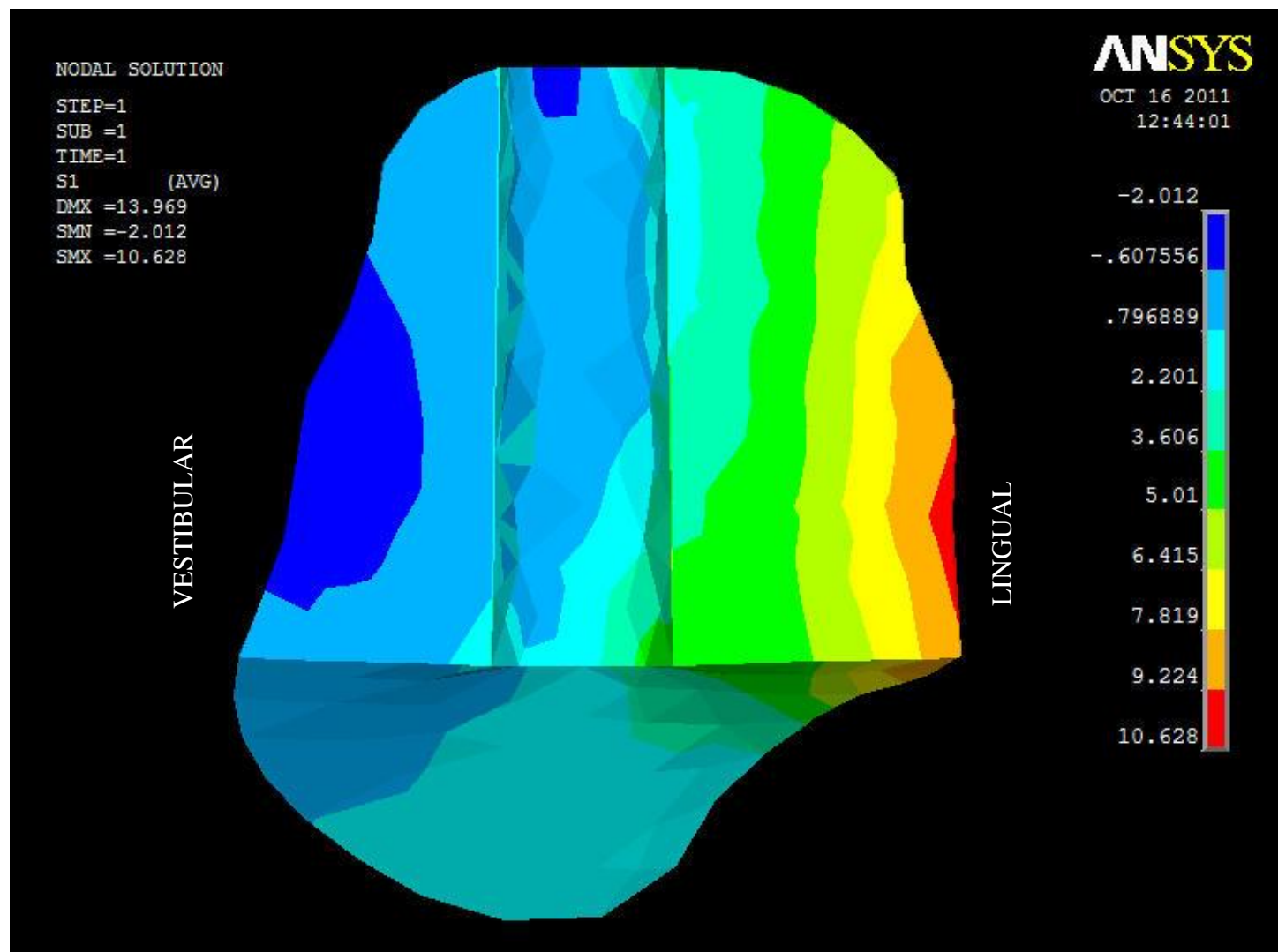


FIGURA 5.20 – MODELO 2: Diagrama de distribuição das tensões S1 na região da reconstrução radicular (corte sagital– plano YZ).

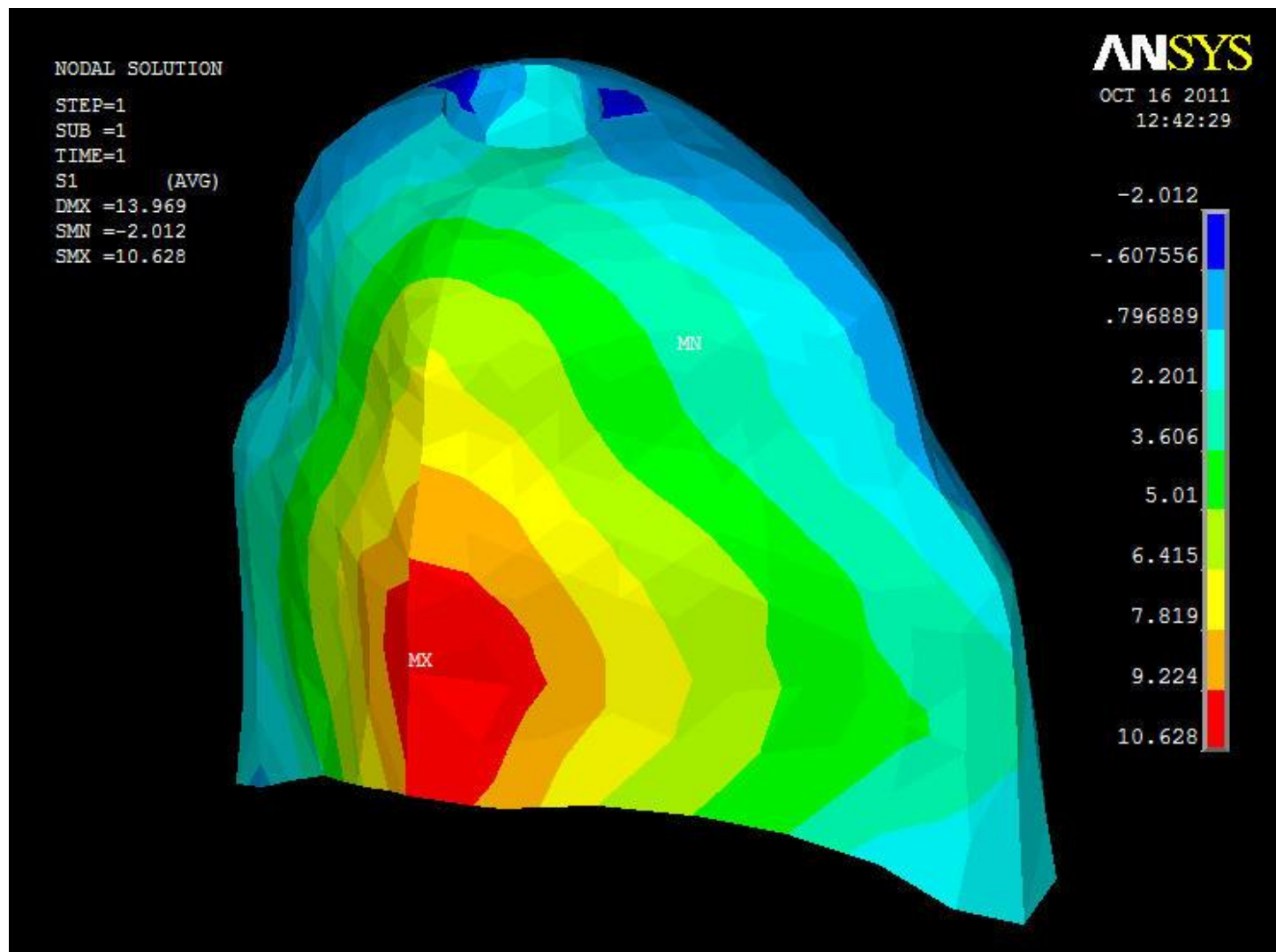


FIGURA 5.21 – MODELO 2: Diagrama de distribuição das tensões S1 na região da reconstrução radicular (vista lingual).

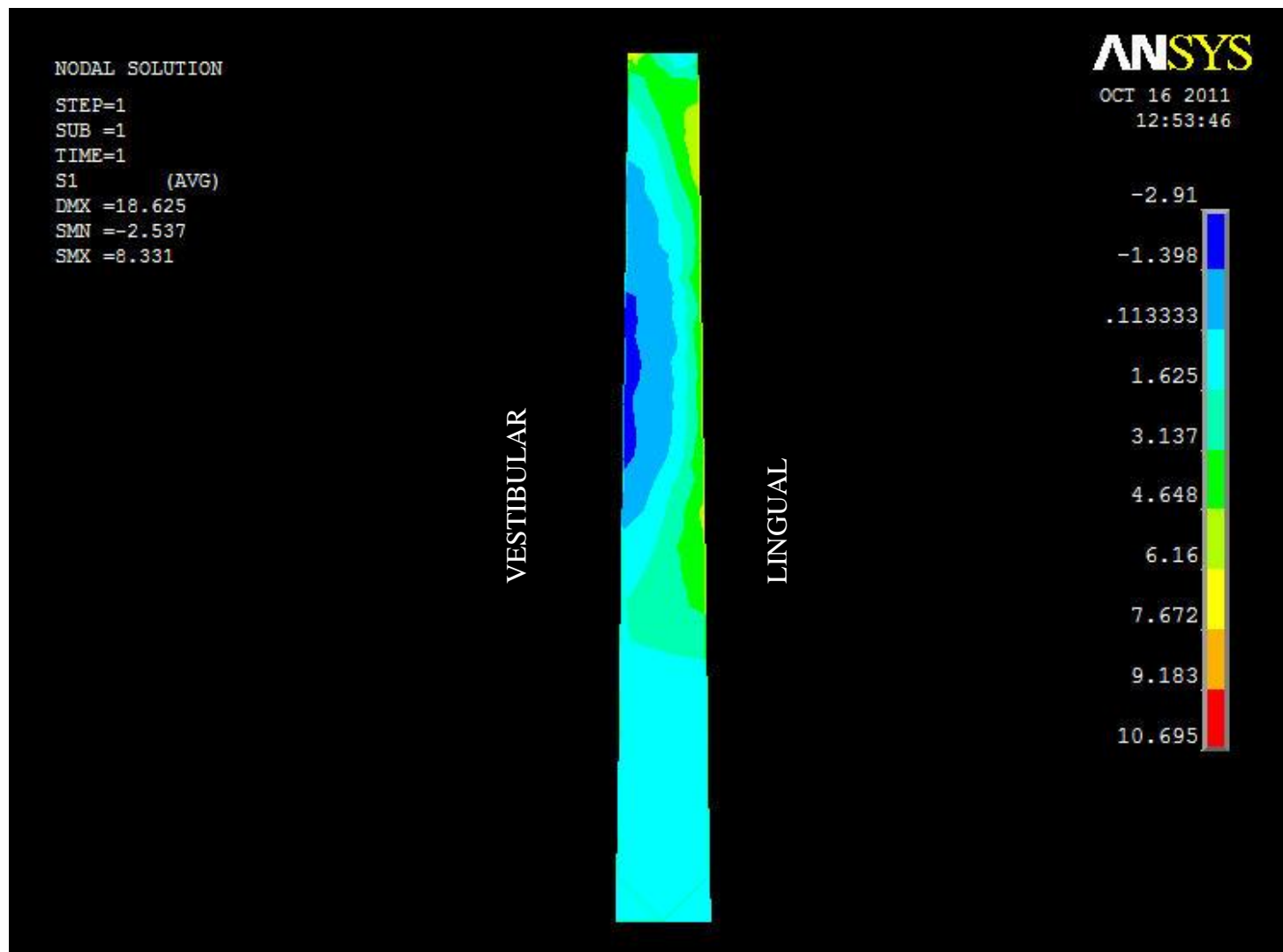


FIGURA 5.22 – MODELO 2: Diagrama de distribuição das tensões S1 no pino (corte sagital– plano YZ).

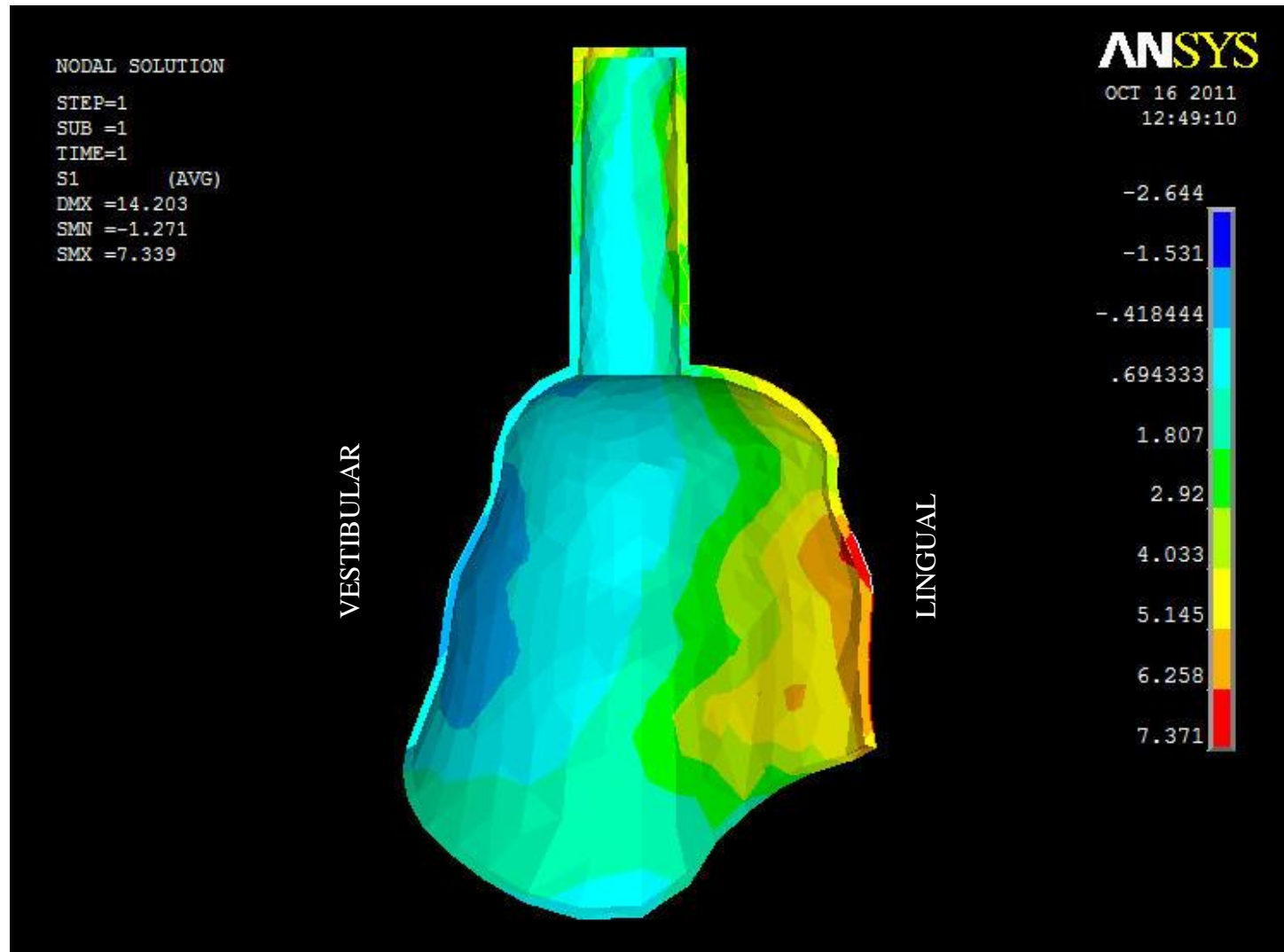


FIGURA 5.23 – MODELO 2: Diagrama de distribuição das tensões S1 no cimento (vista proximal).

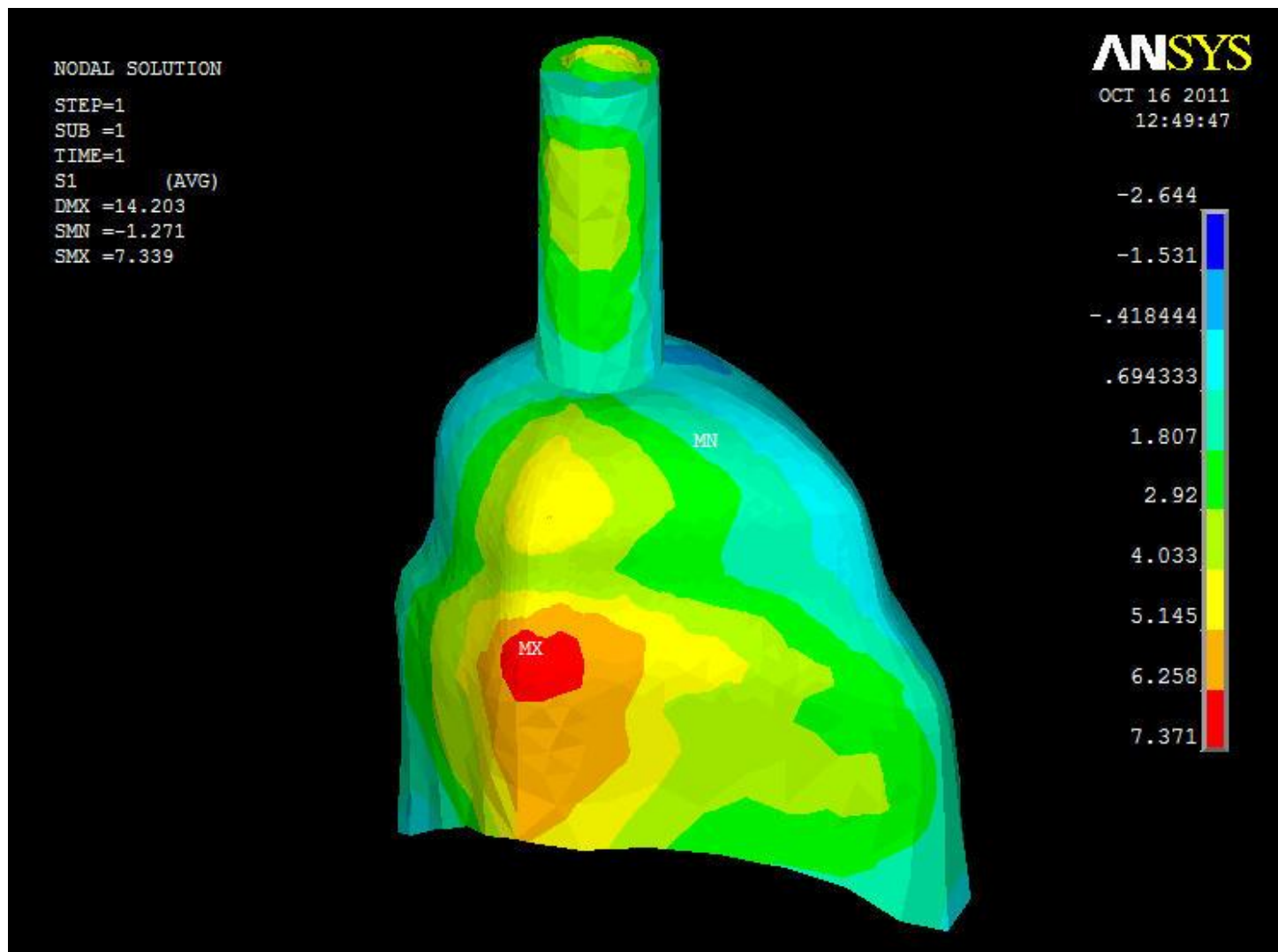


FIGURA 5.24 – MODELO 2: Diagrama de distribuição das tensões S1 no cimento (parede lingual).

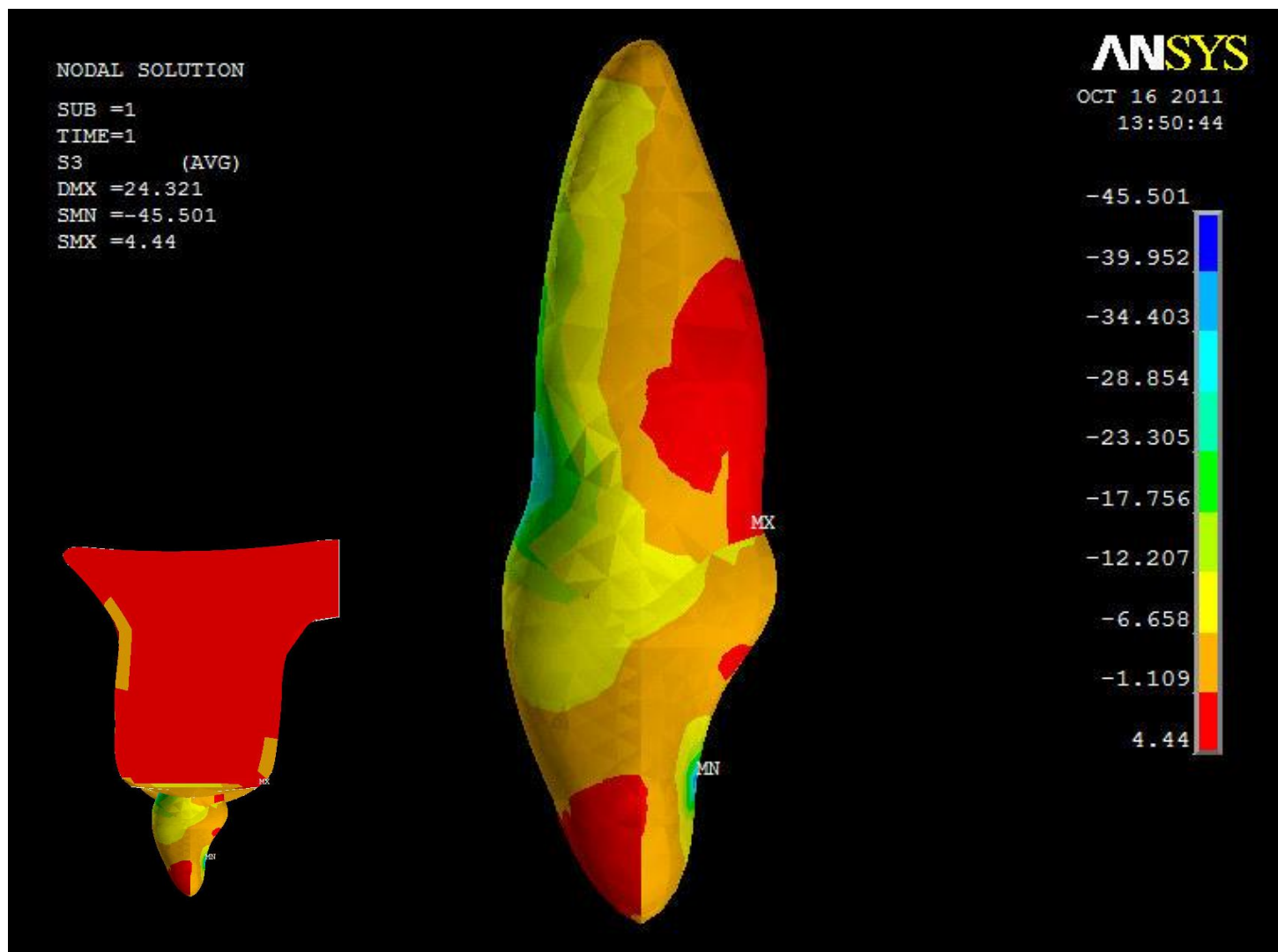


FIGURA 5.25 – MODELO 2: Diagrama de distribuição das tensões S3 na superfície do dente (vista proximal).

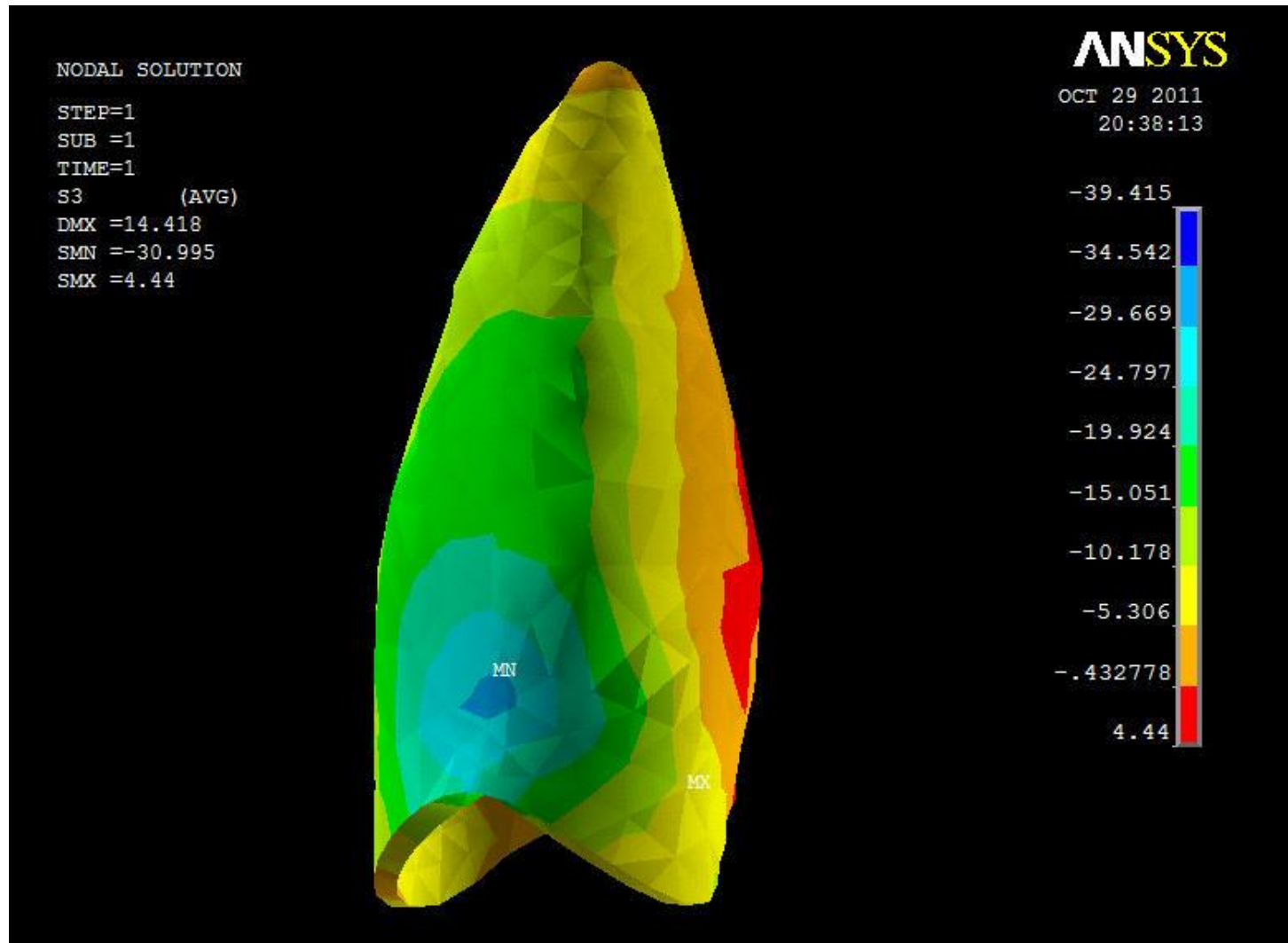


FIGURA 5.26 – MODELO 2: Diagrama de distribuição das tensões S3 na superfície da raiz (vista lingual).

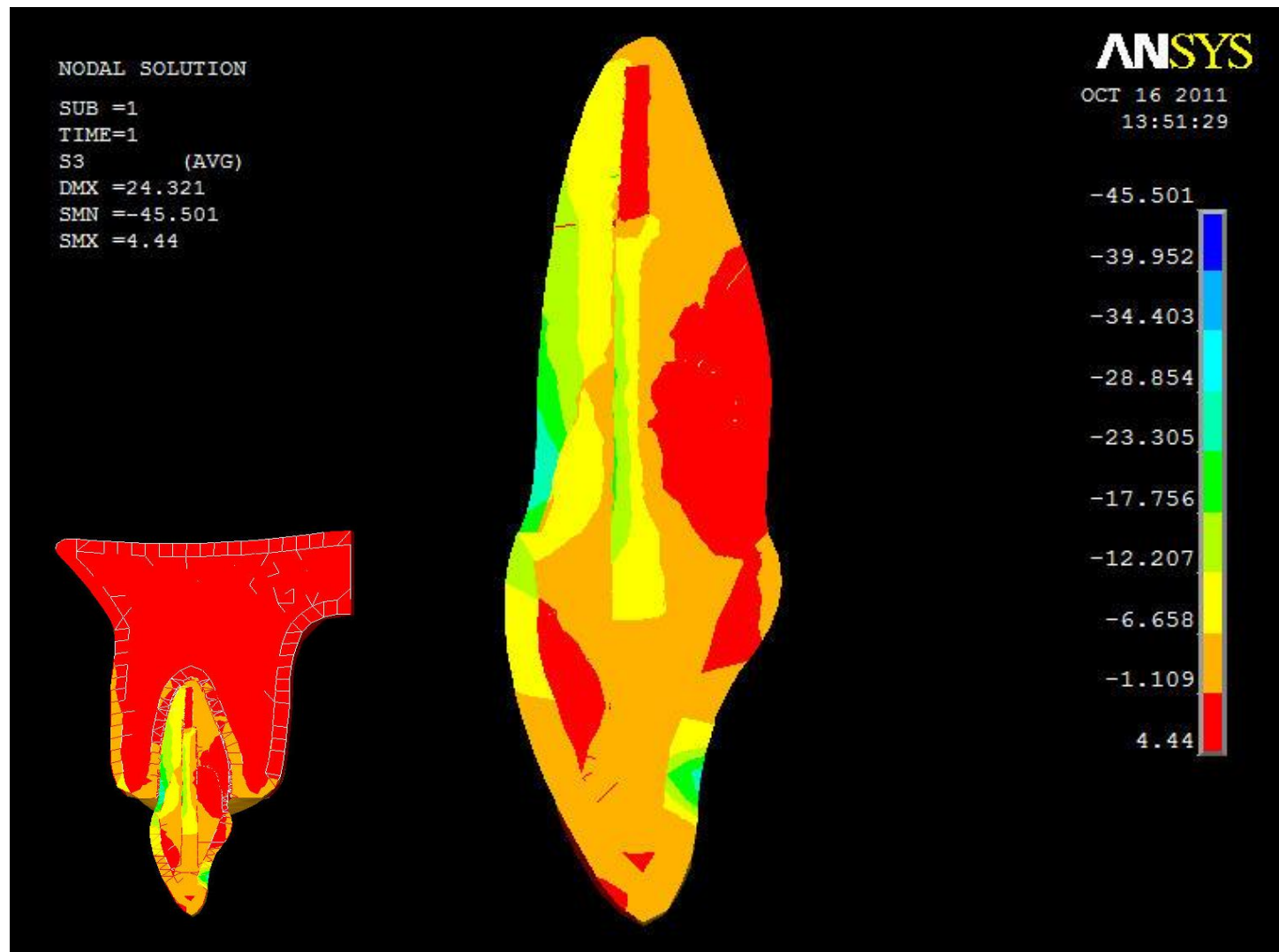


FIGURA 5.27 – MODELO 2: Diagrama de distribuição das tensões S3 (corte sagital– plano YZ).

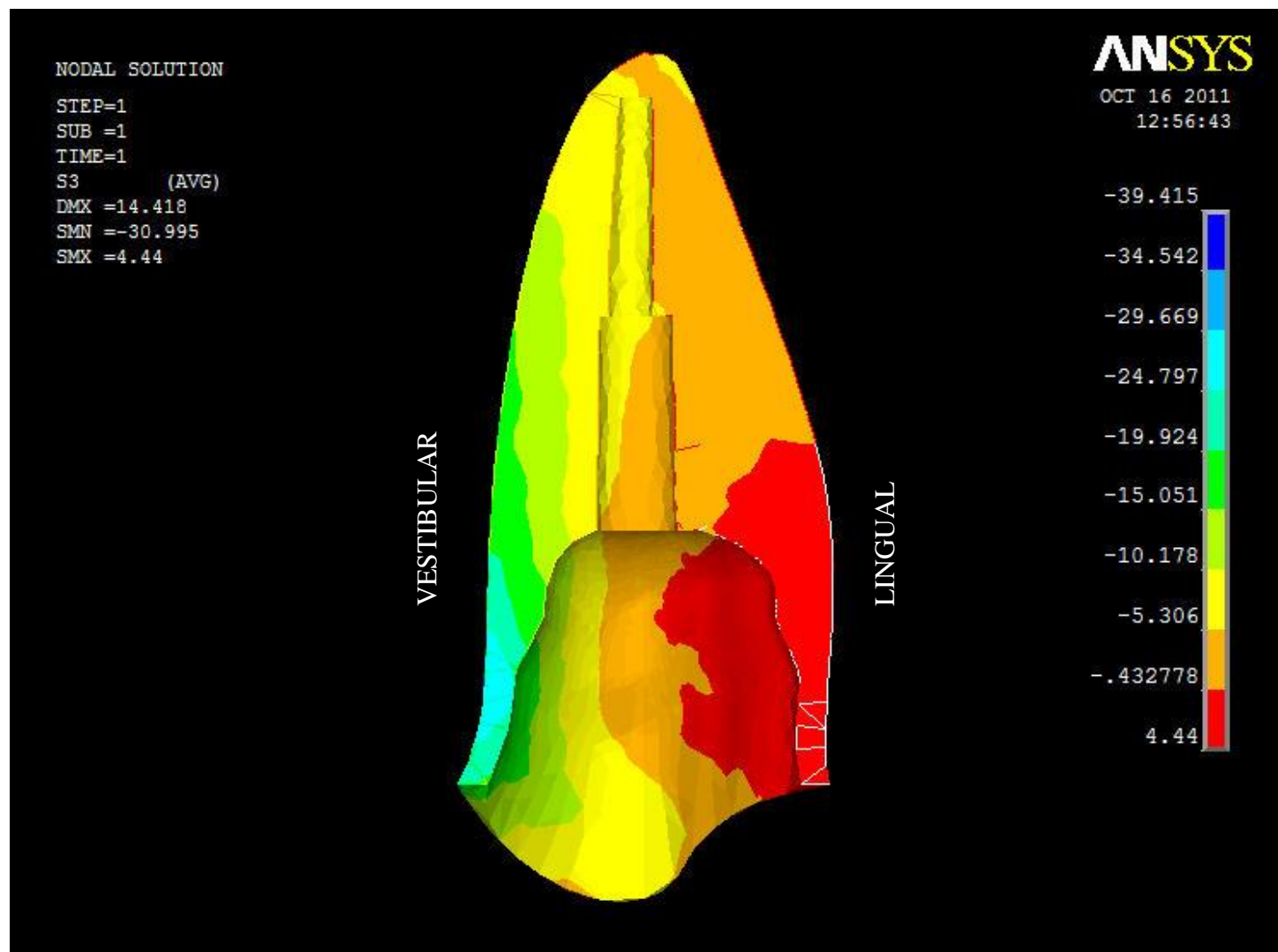


FIGURA 5.28 – MODELO 2: Diagrama de distribuição das tensões S3 com a raiz isolada (corte sagital– plano YZ).

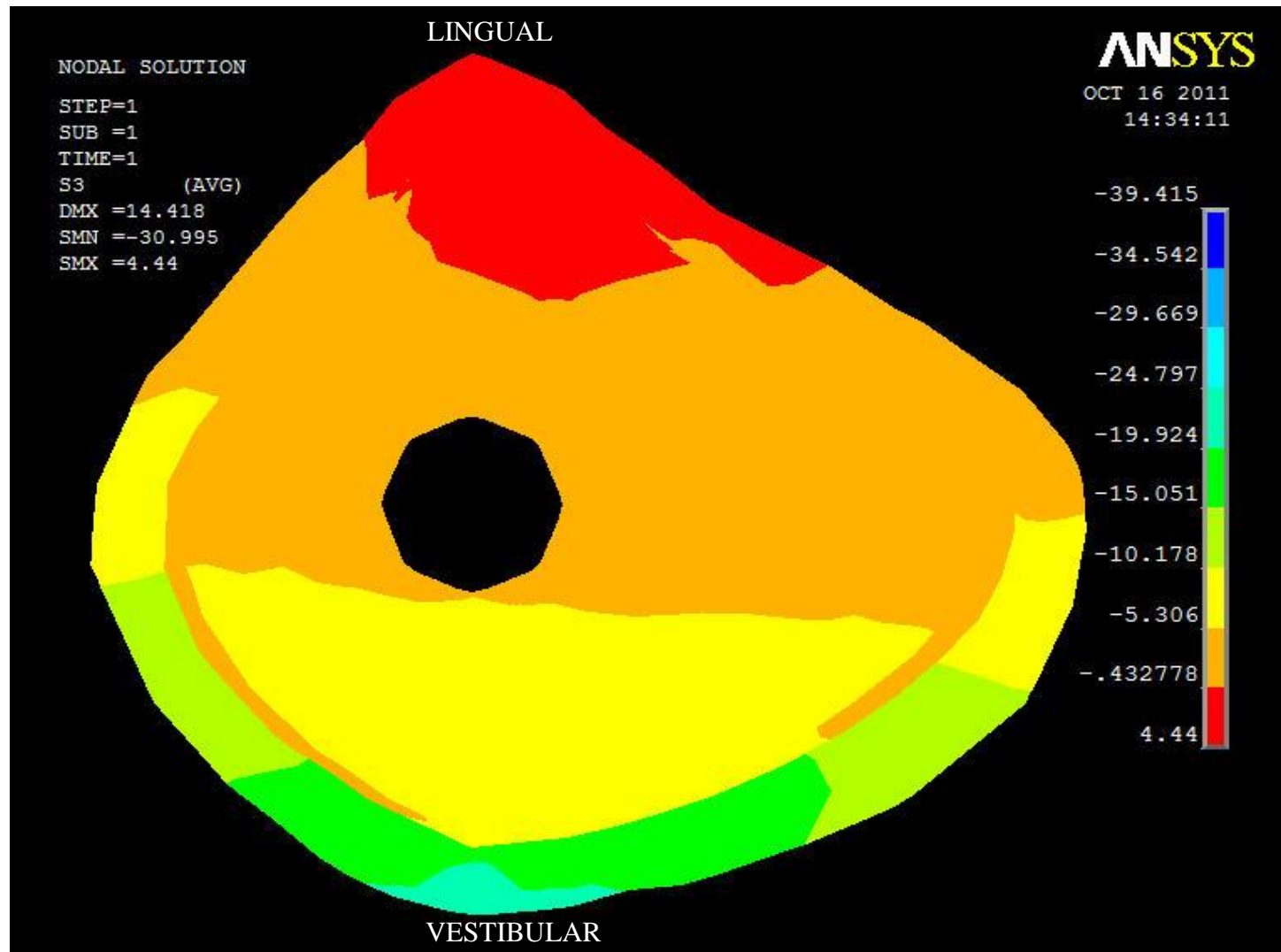


FIGURA 5.29 – MODELO 2: Diagrama de distribuição das tensões S3 na região cervical da raiz isolada (corte transversal– plano XZ).

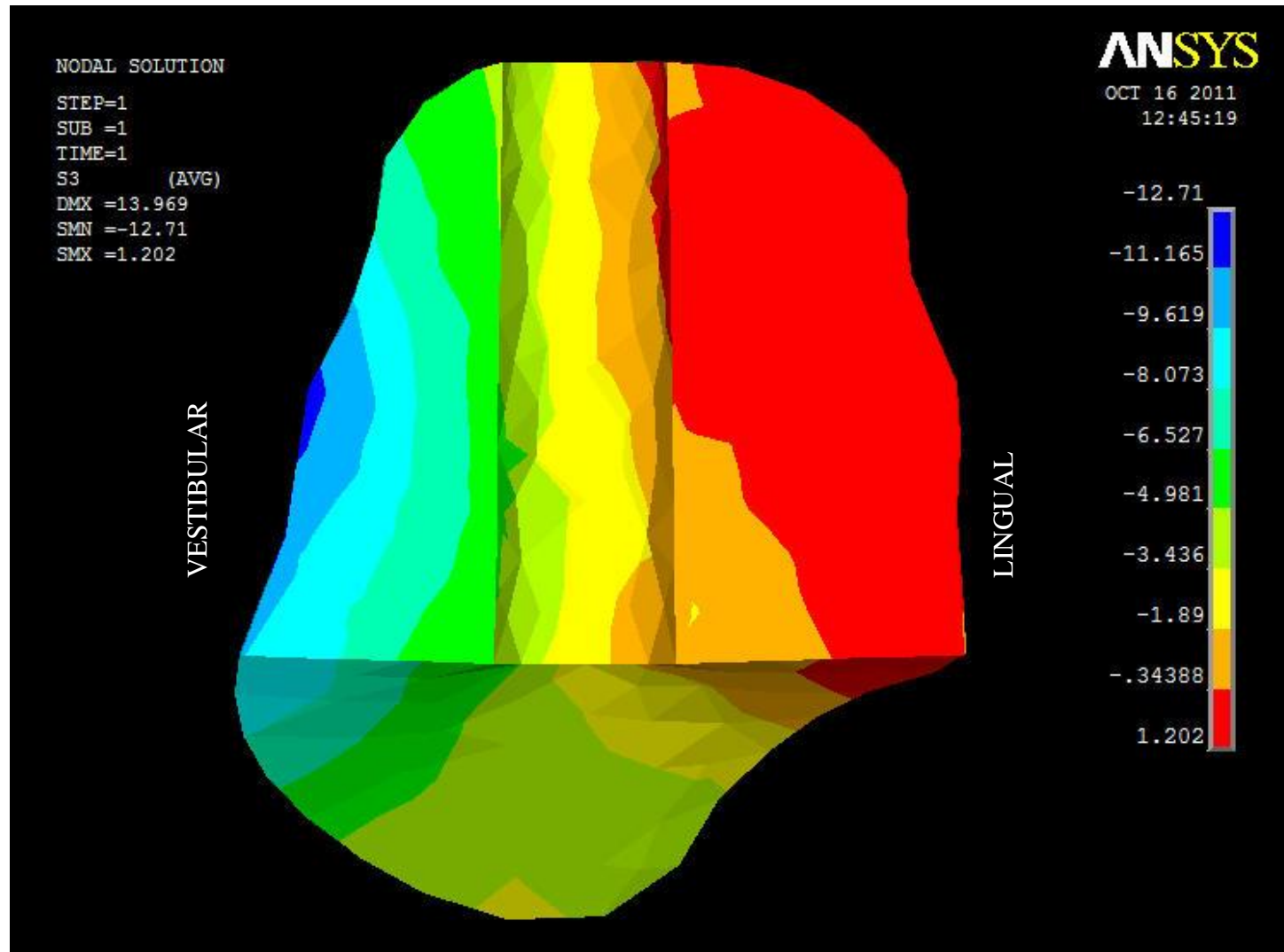


FIGURA 5.30 – MODELO 2: Diagrama de distribuição das tensões S3 na região da reconstrução radicular (corte sagital– plano YZ).

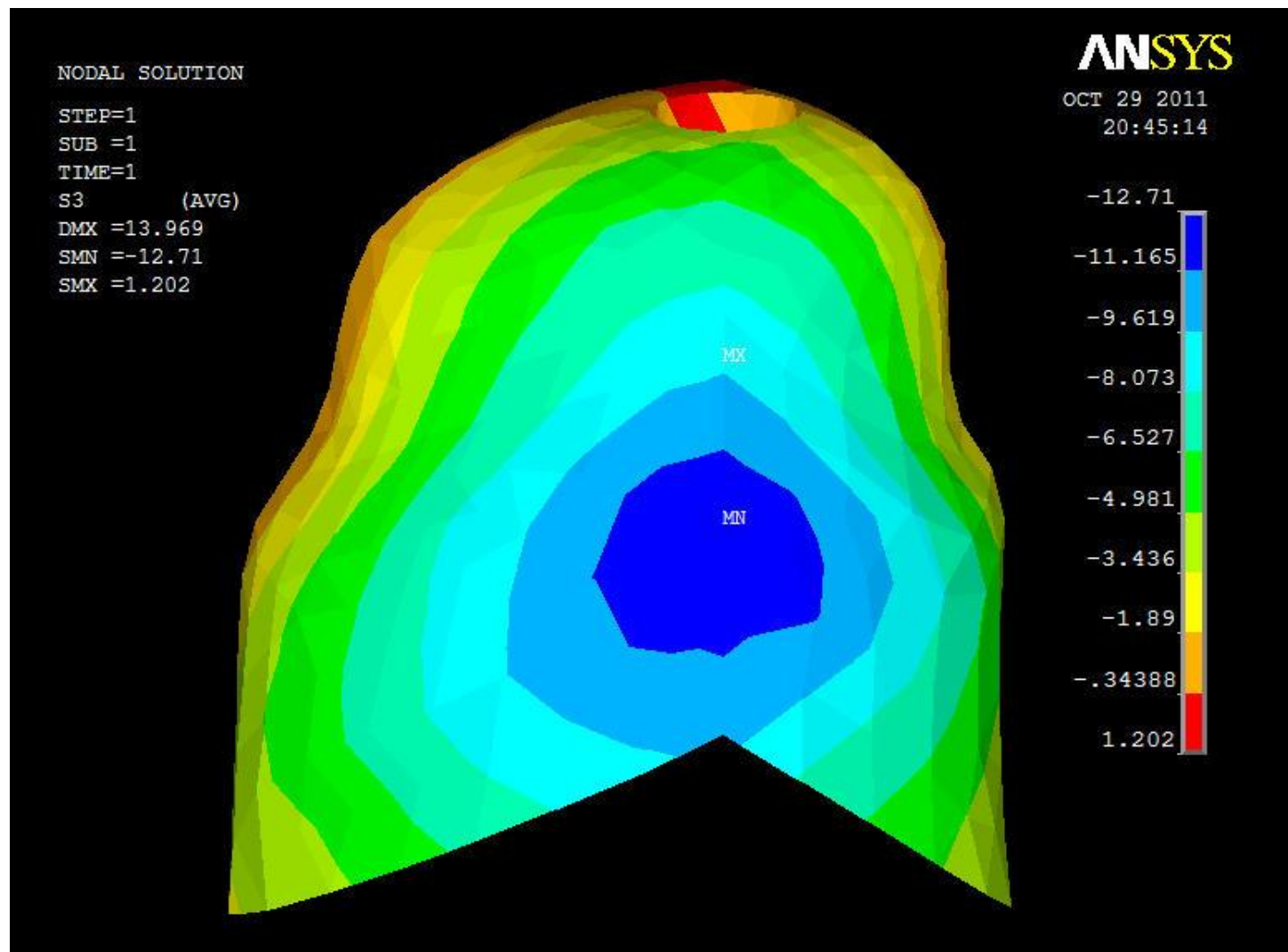


FIGURA 5.31 – MODELO 2: Diagrama de distribuição das tensões S3 na região da reconstrução radicular (vista vestibular).

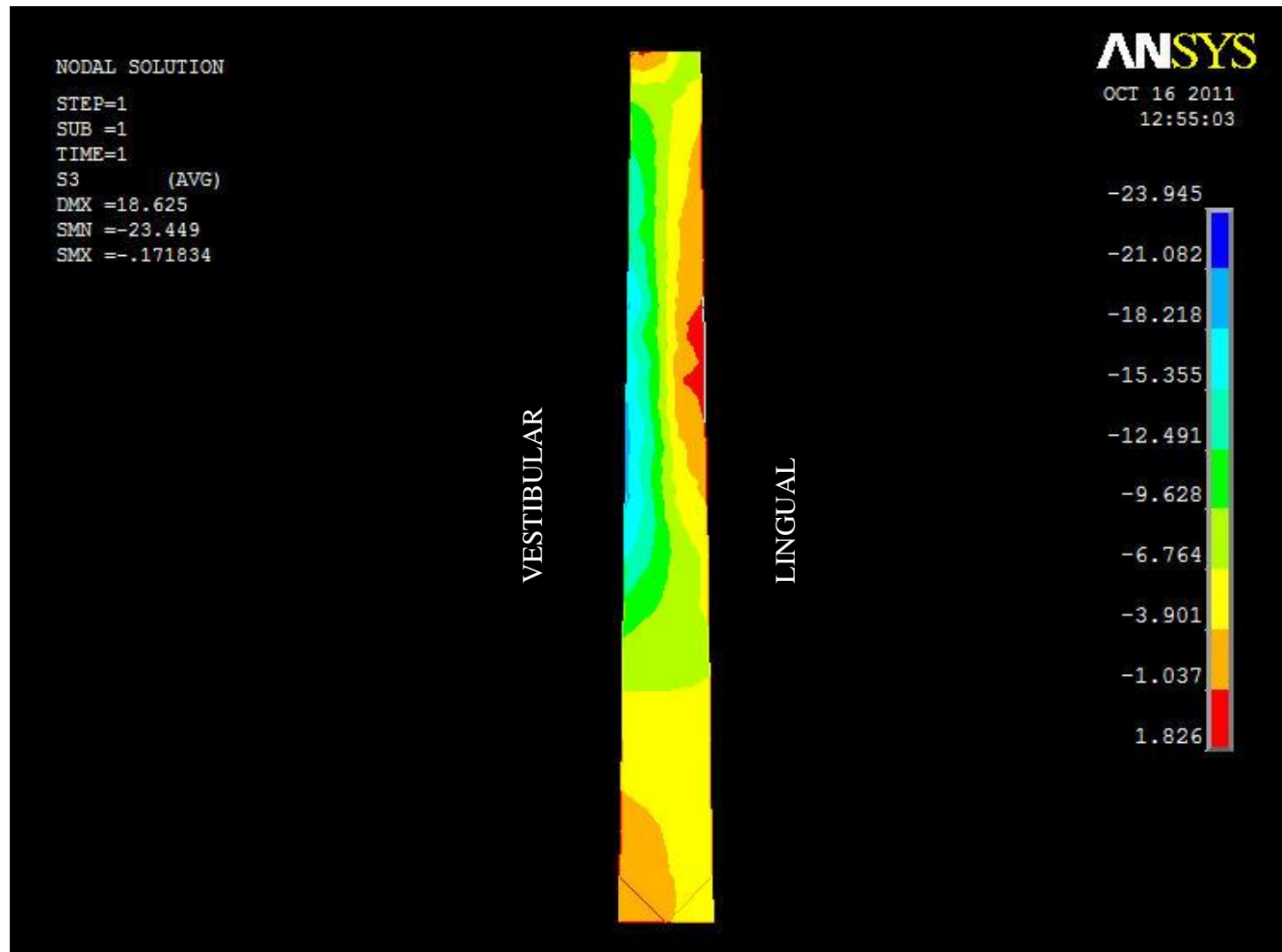


FIGURA 5.32 – MODELO 2: Diagrama de distribuição das tensões S3 no pino (corte sagital– plano YZ).

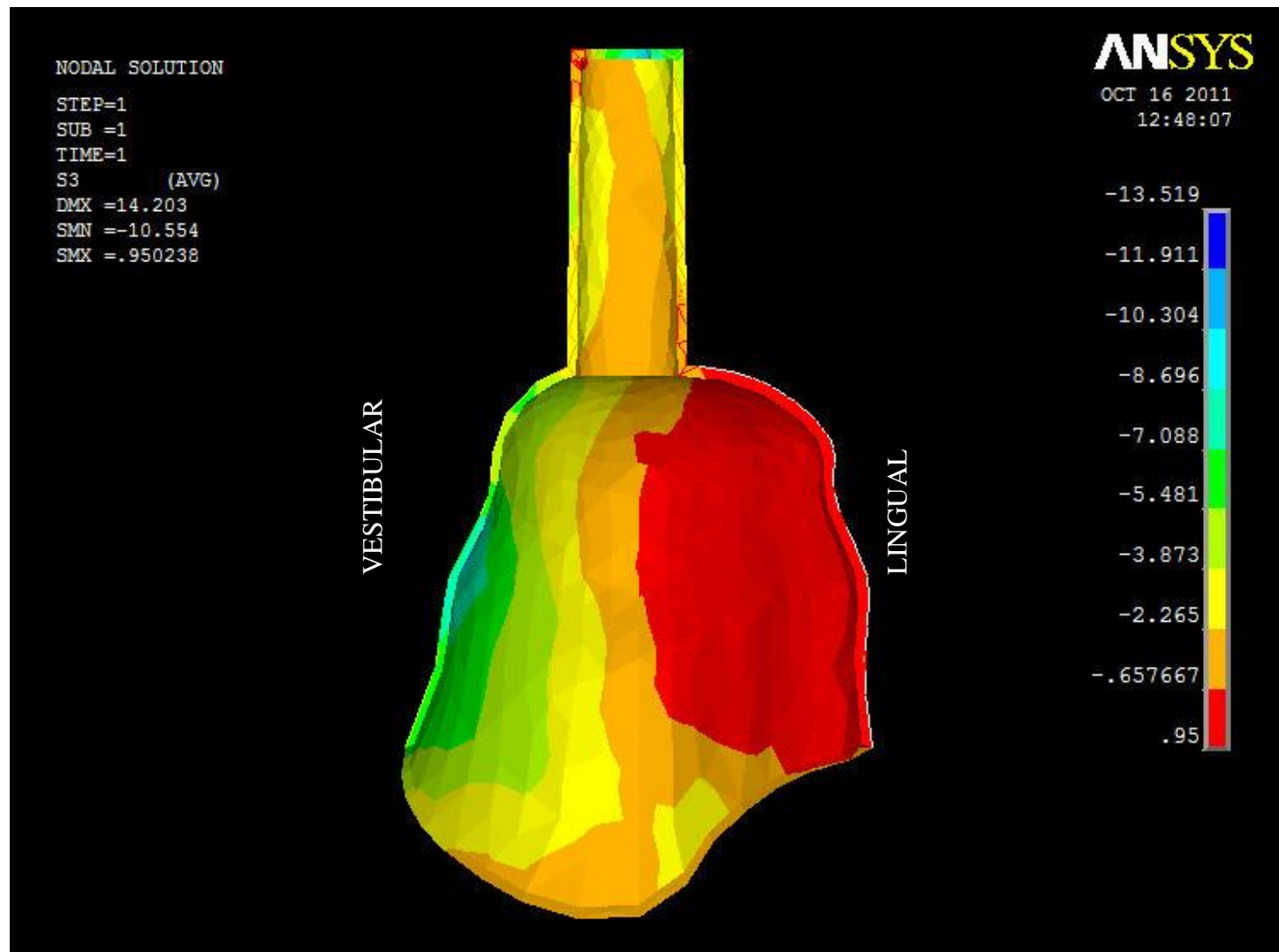


FIGURA 5.33 – MODELO 2: Diagrama de distribuição das tensões S3 no cimento (vista proximal).

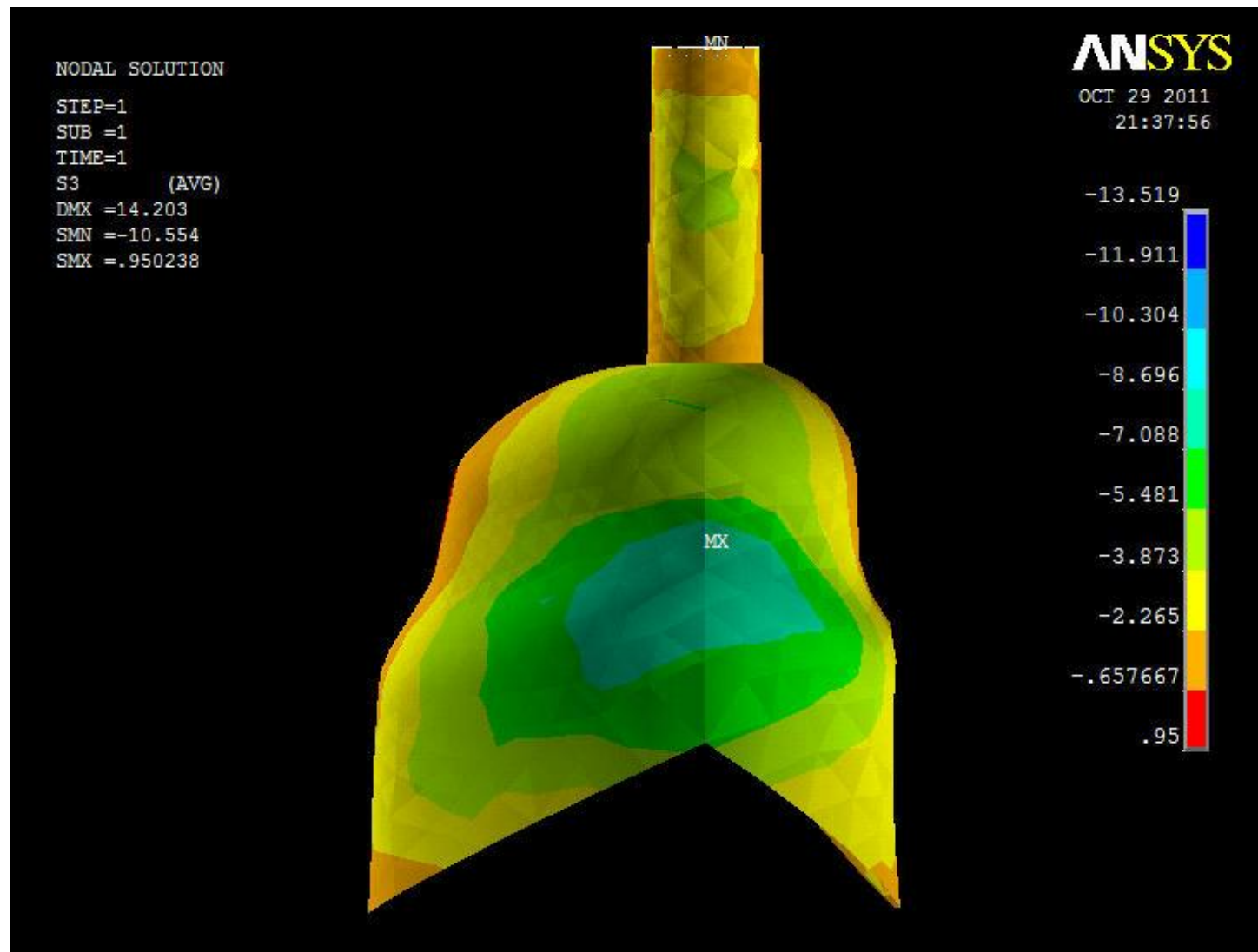


FIGURA 5.34 – MODELO 2: Diagrama de distribuição das tensões S3 no concreto (parede vestibular).

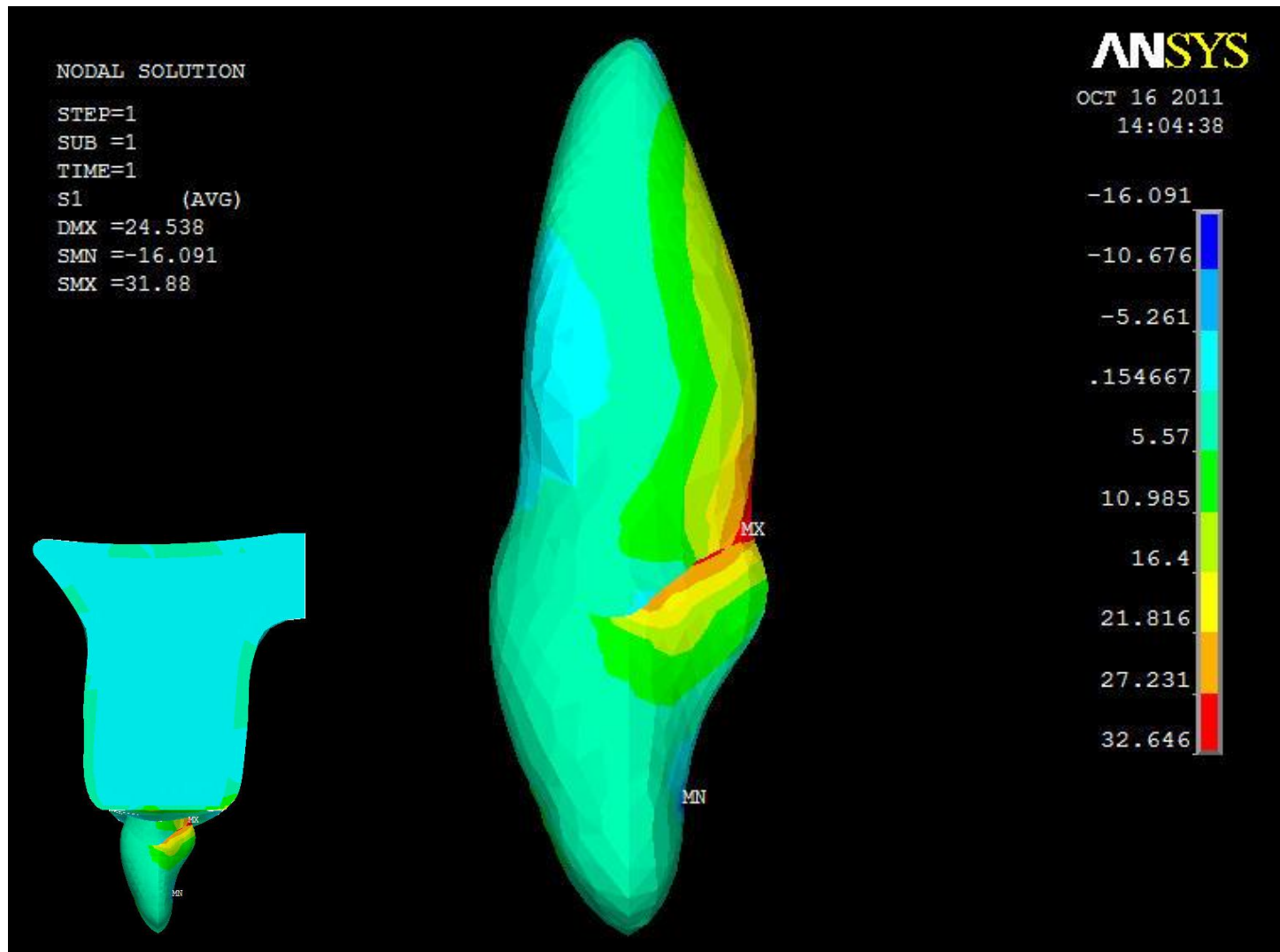


FIGURA 5.35 – MODELO 3: Diagrama de distribuição das tensões S1 na superfície do dente (vista proximal).

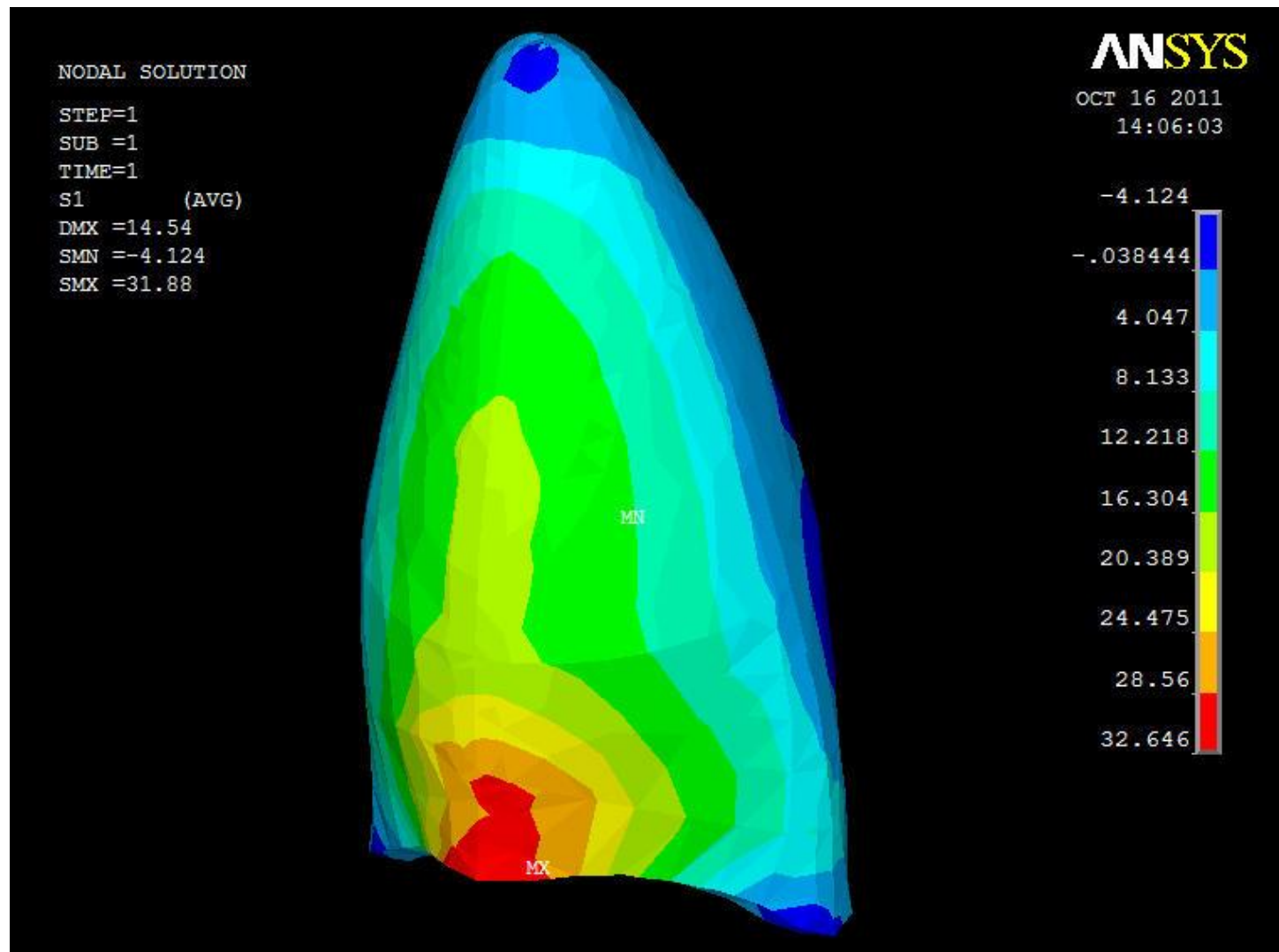


FIGURA 5.36 – MODELO 3: Diagrama de distribuição das tensões S1 na superfície da raiz (vista lingual).

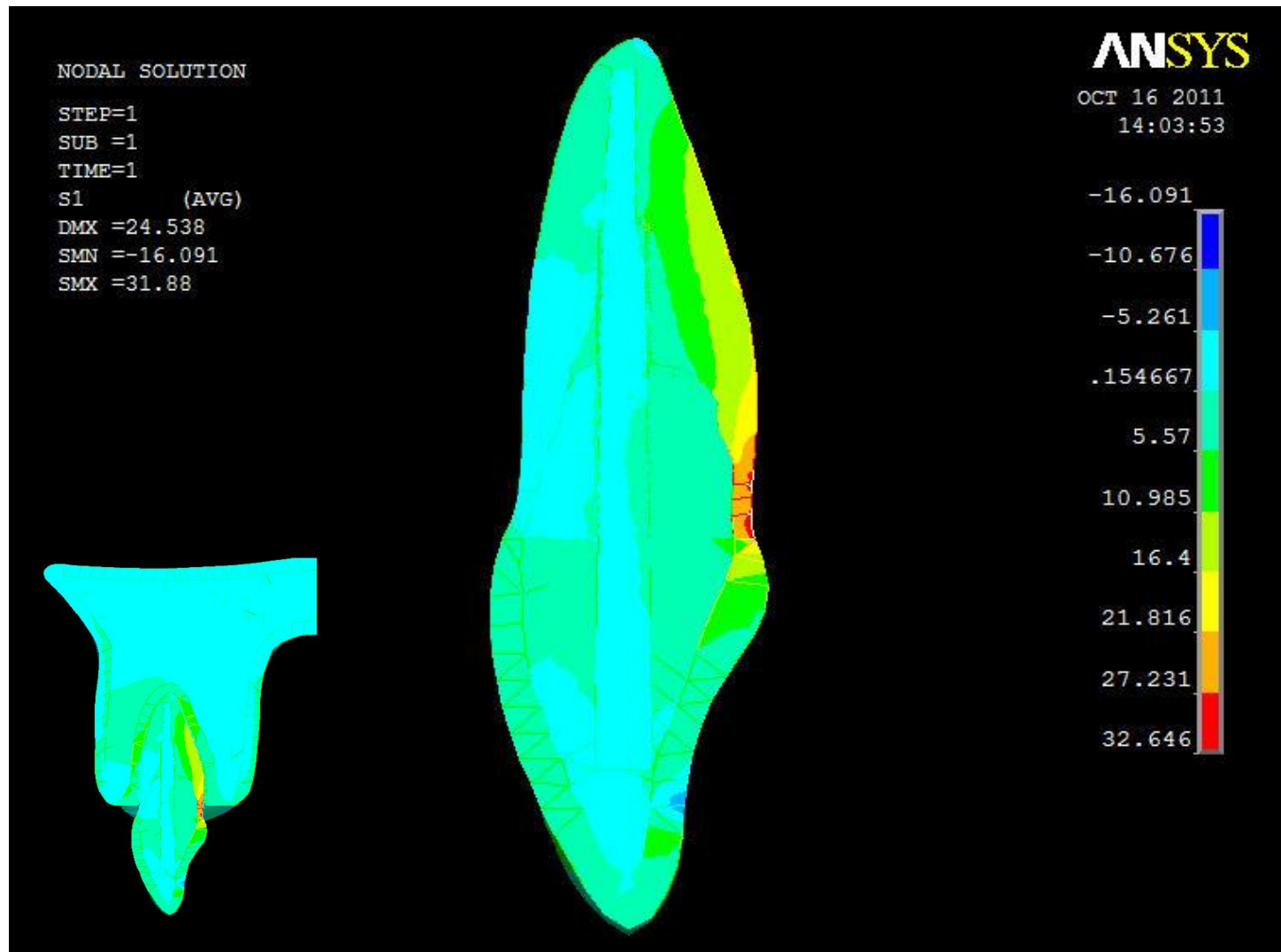


FIGURA 5.37 – MODELO 3: Diagrama de distribuição das tensões S1 (corte sagital– plano YZ).

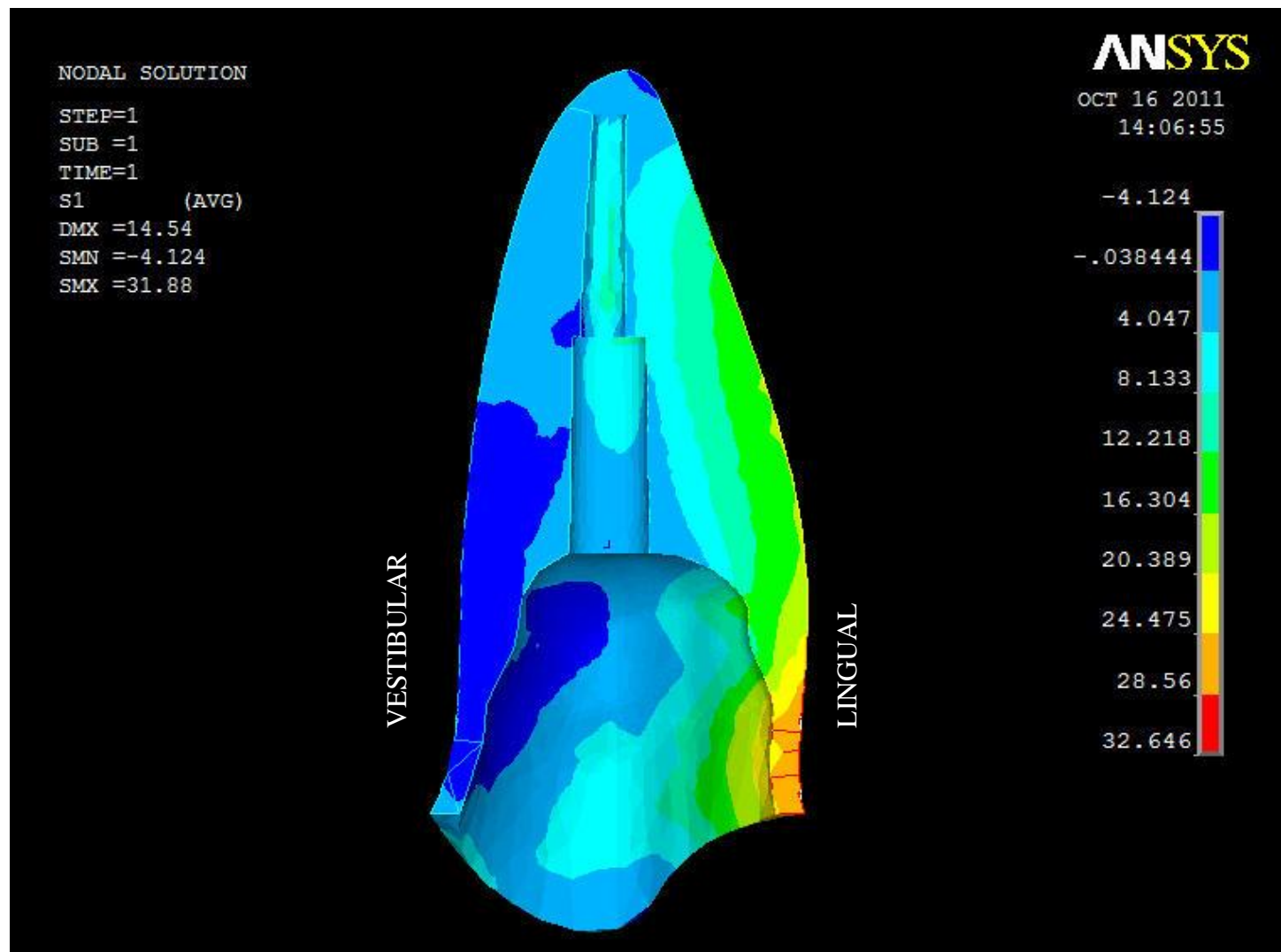


FIGURA 5.38 – MODELO 3: Diagrama de distribuição das tensões S1 com a raiz isolada (corte sagital– plano YZ).

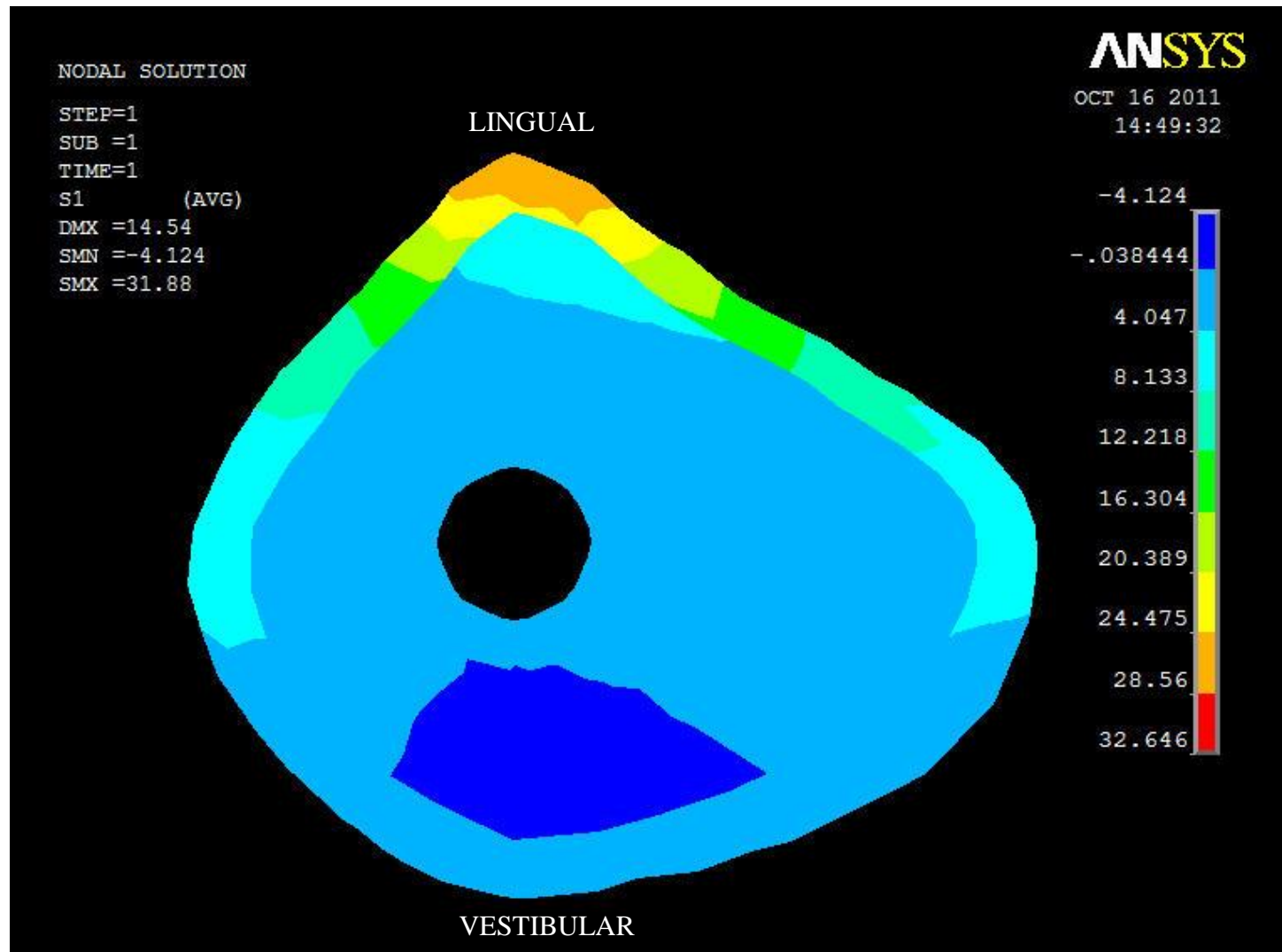


FIGURA 5.39 – MODELO 3: Diagrama de distribuição das tensões S1 na região cervical da raiz isolada (corte transversal– plano XZ).

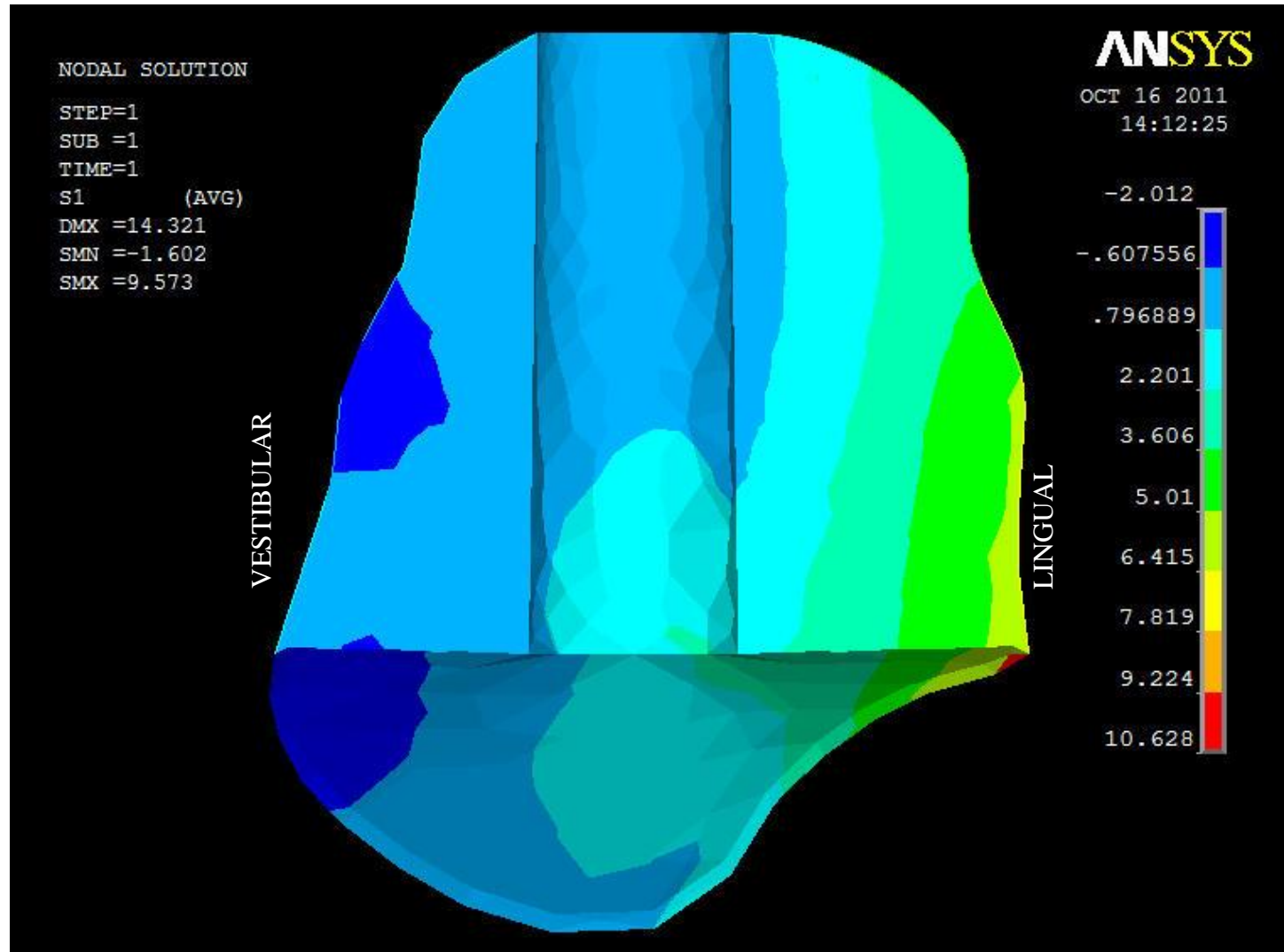


FIGURA 5.40 – MODELO 3: Diagrama de distribuição das tensões S1 na região da reconstrução radicular (corte sagital – plano YZ).

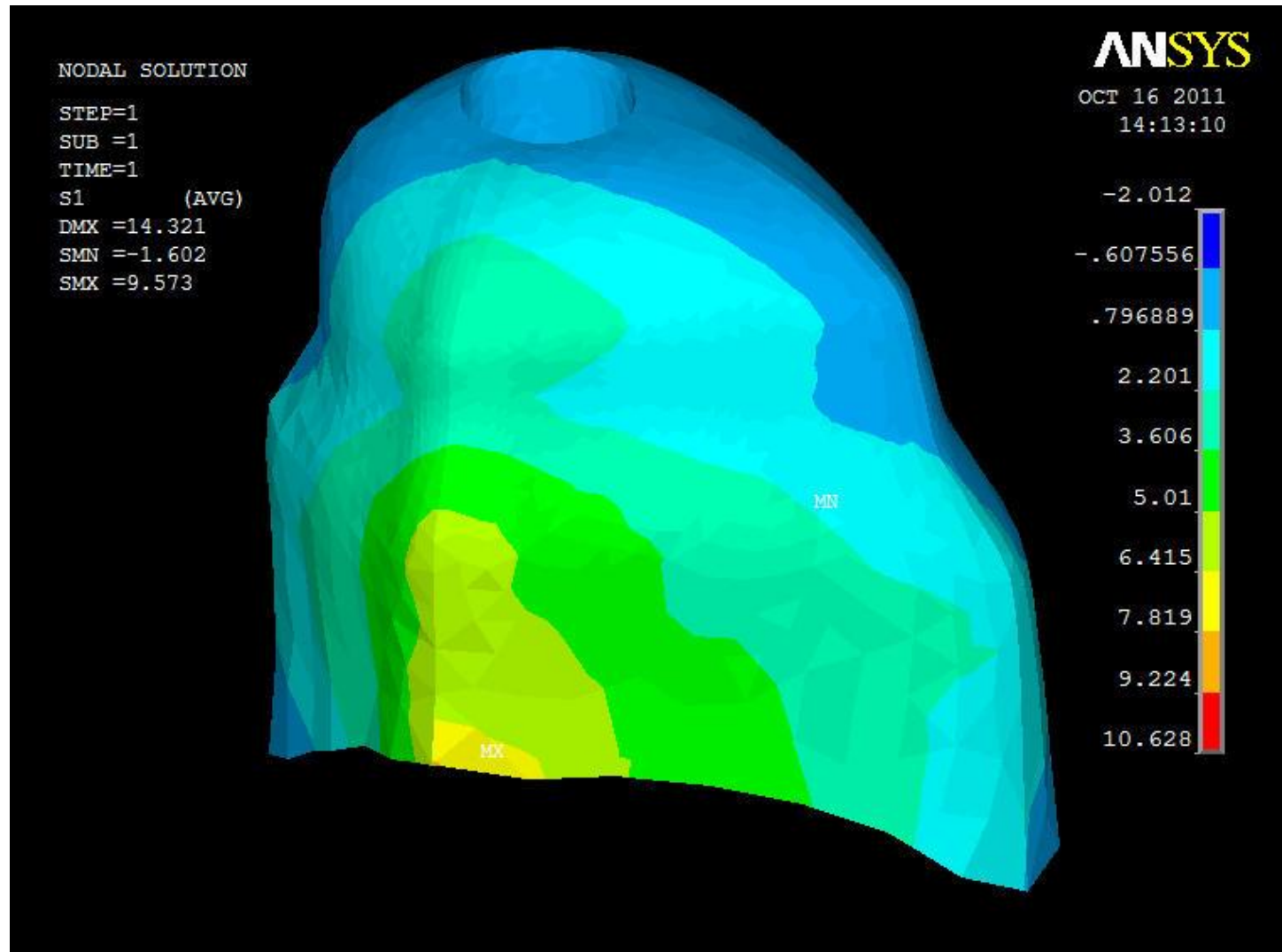


FIGURA 5.41 – MODELO 3: Diagrama de distribuição das tensões S1 na região da reconstrução radicular (vista lingual).

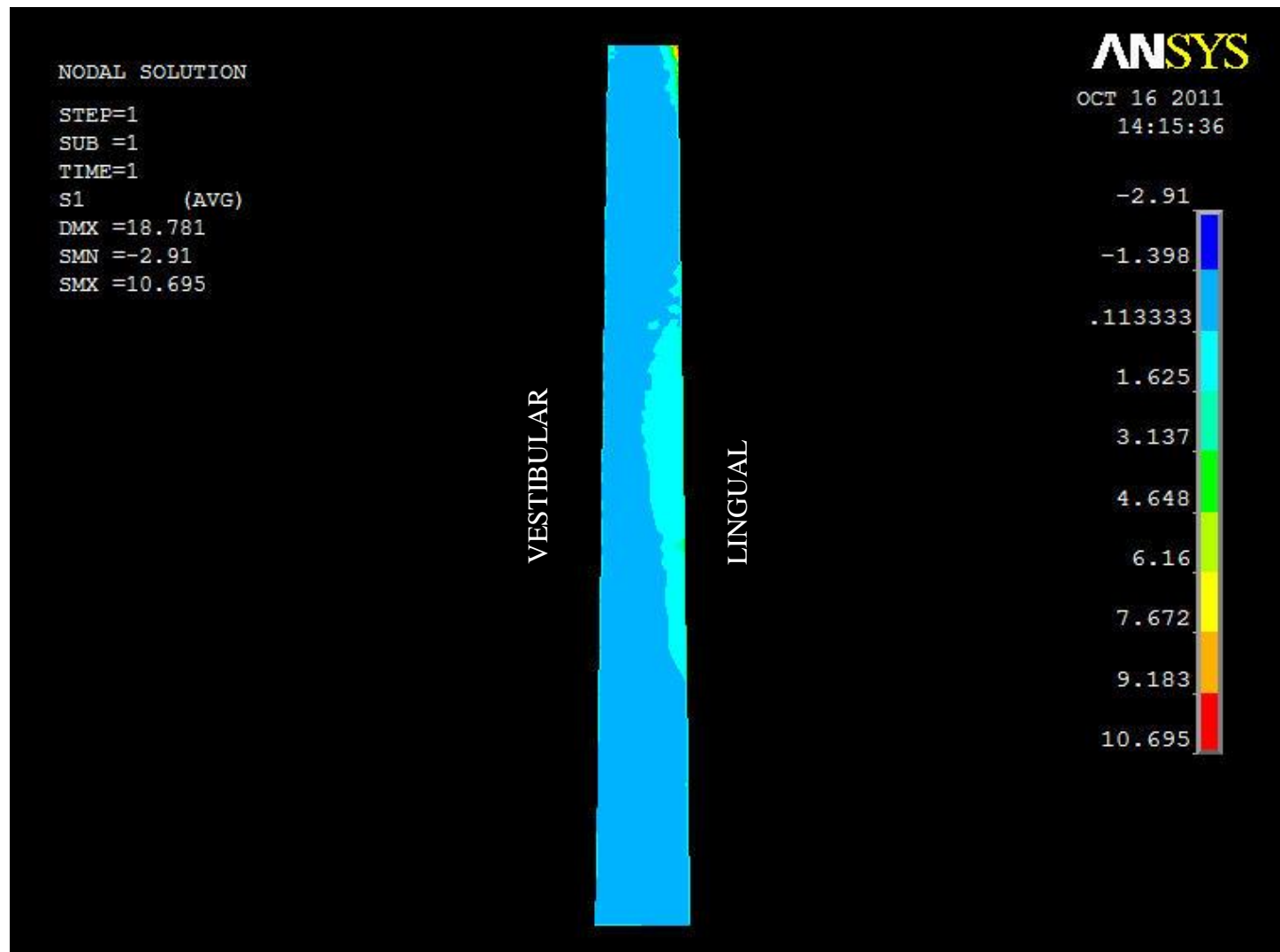


FIGURA 5.42 – MODELO 3: Diagrama de distribuição das tensões S1 no pino (corte sagital– plano YZ).

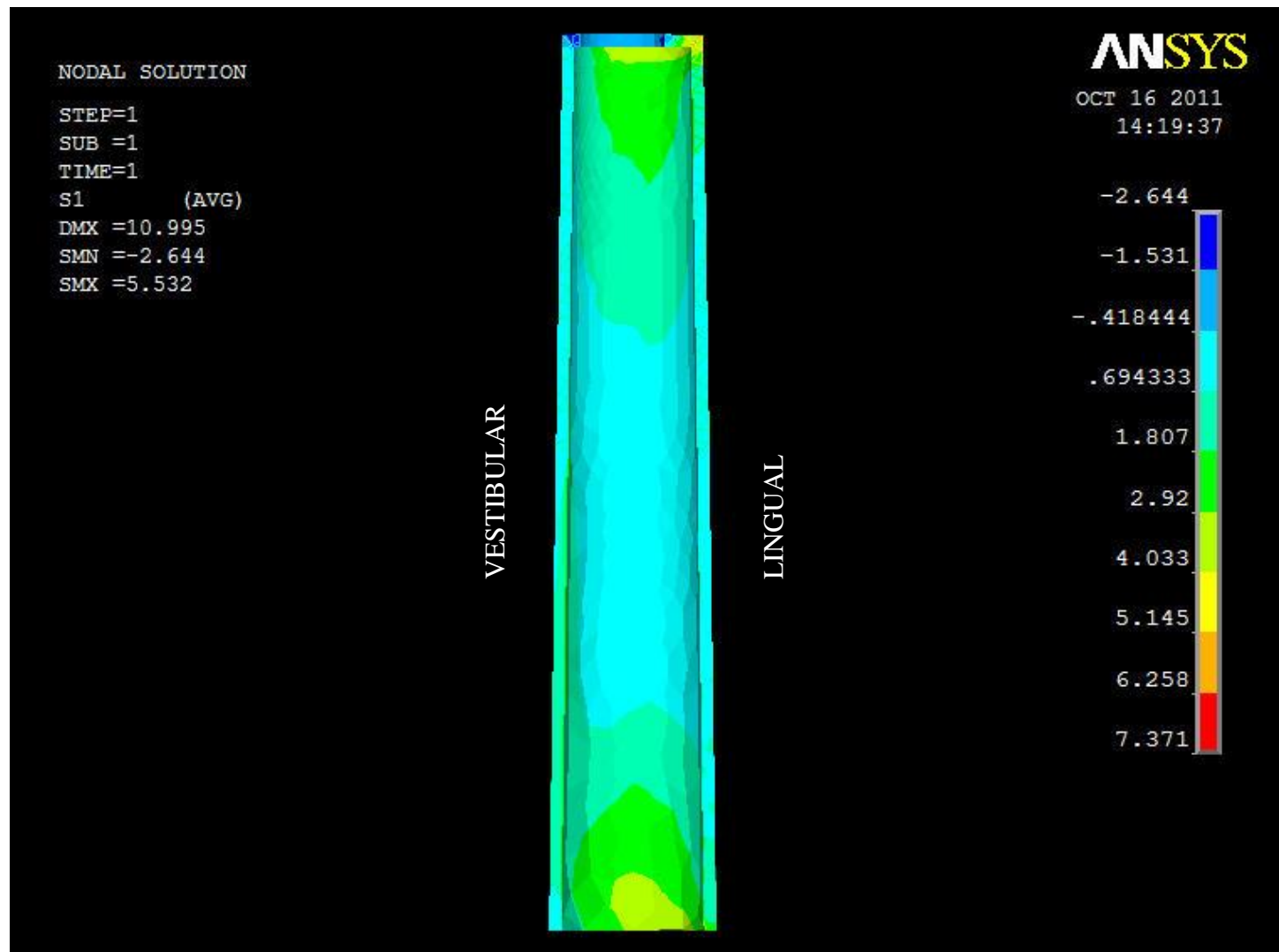


FIGURA 5.43 – MODELO 3: Diagrama de distribuição das tensões S1 no cimento (parede proximal).

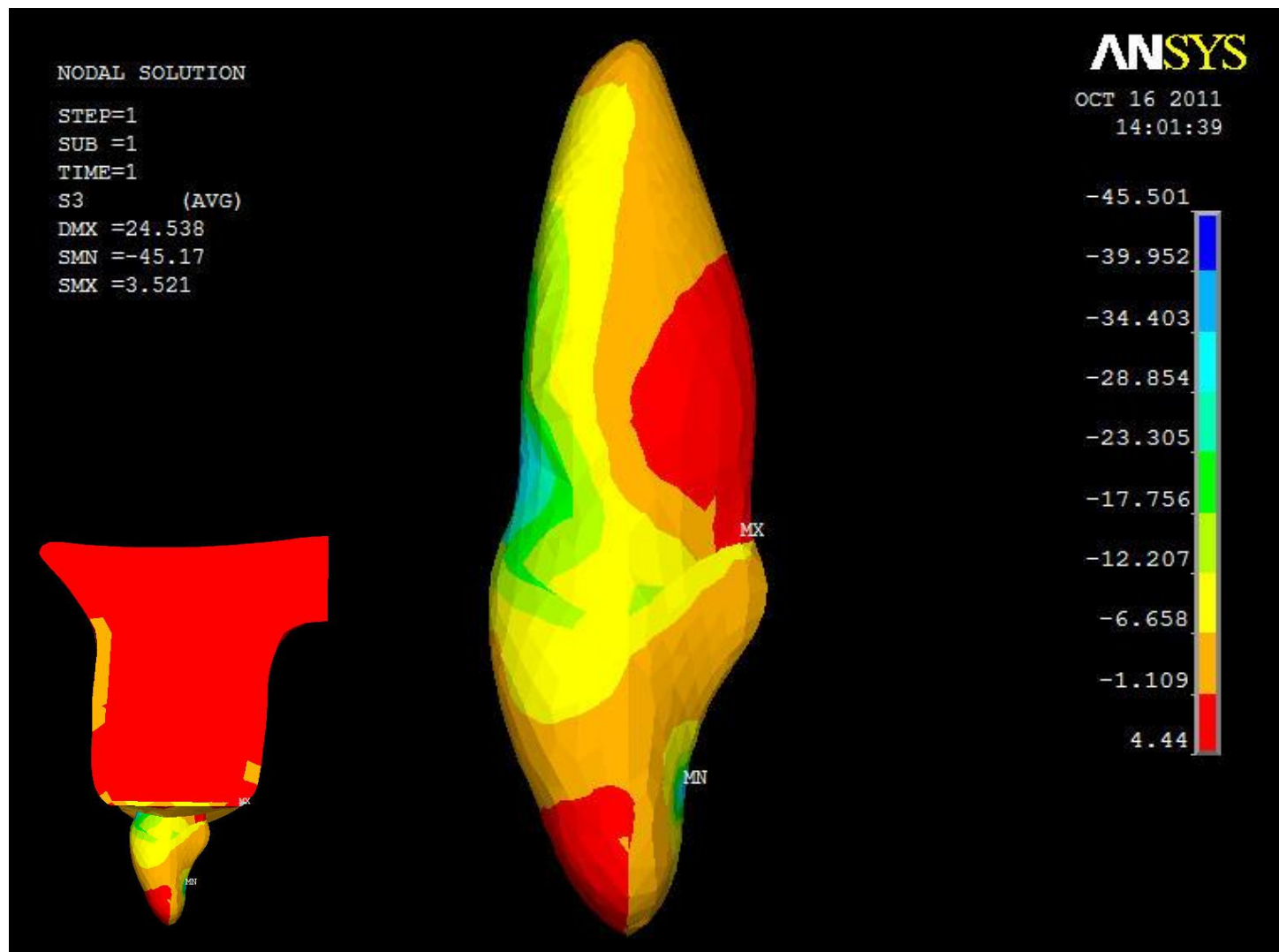


FIGURA 5.44 – MODELO 3: Diagrama de distribuição das tensões S3 na superfície do dente (vista proximal).

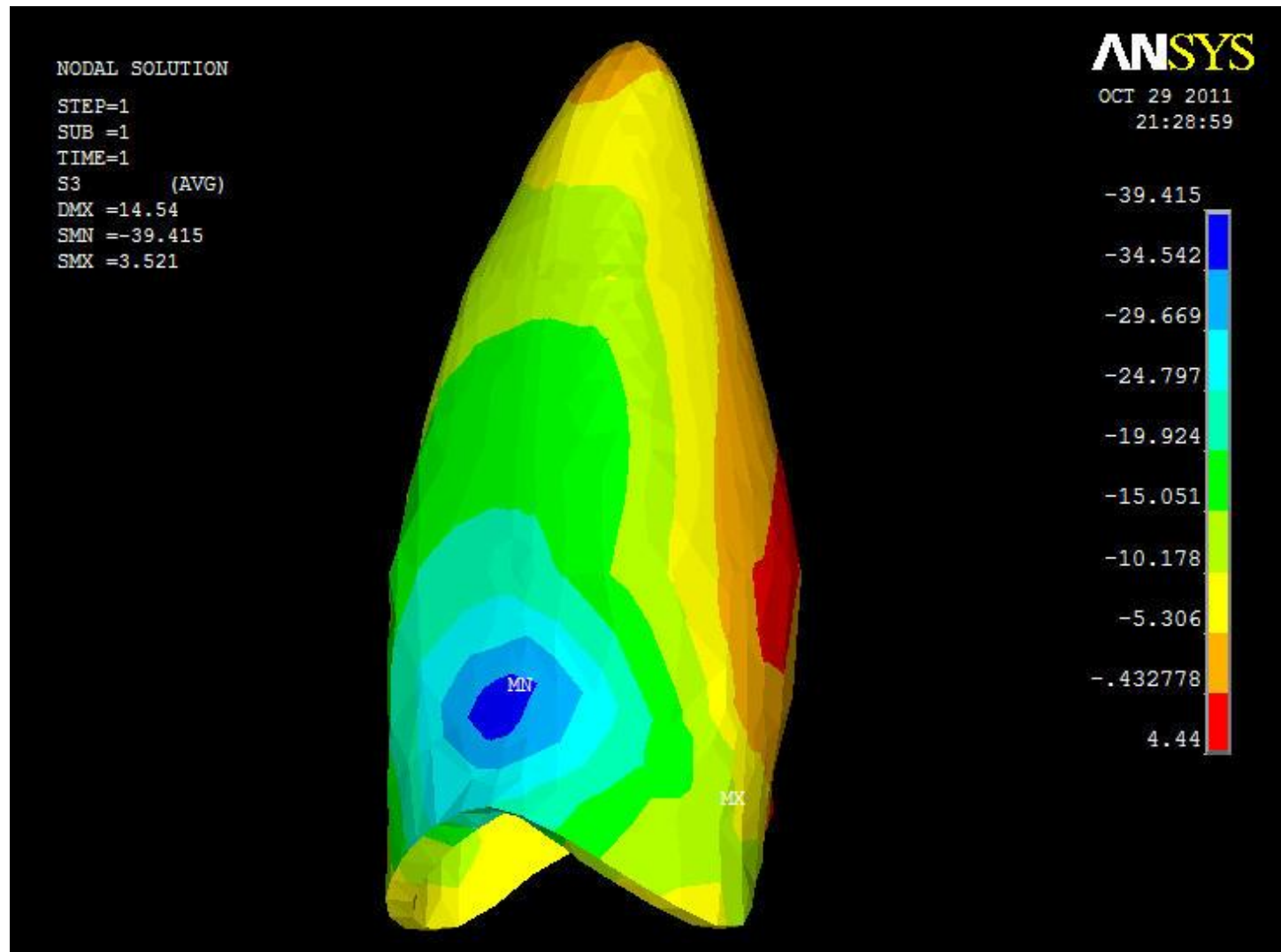


FIGURA 5.45 – MODELO 3: Diagrama de distribuição das tensões S3 na superfície da raiz (vista vestibular).

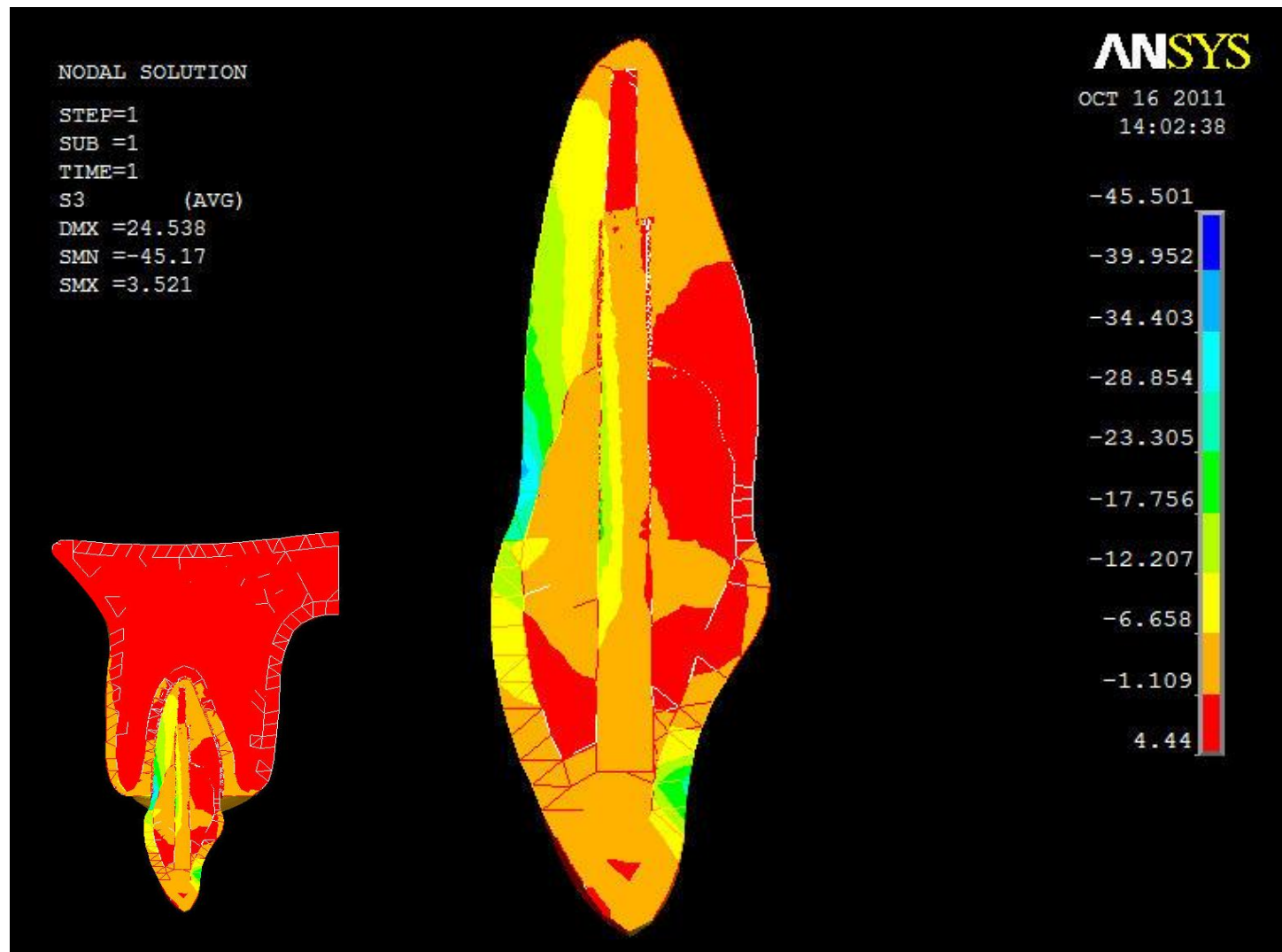


FIGURA 5.46 – MODELO 3: Diagrama de distribuição das tensões S3 (corte sagital– plano YZ).

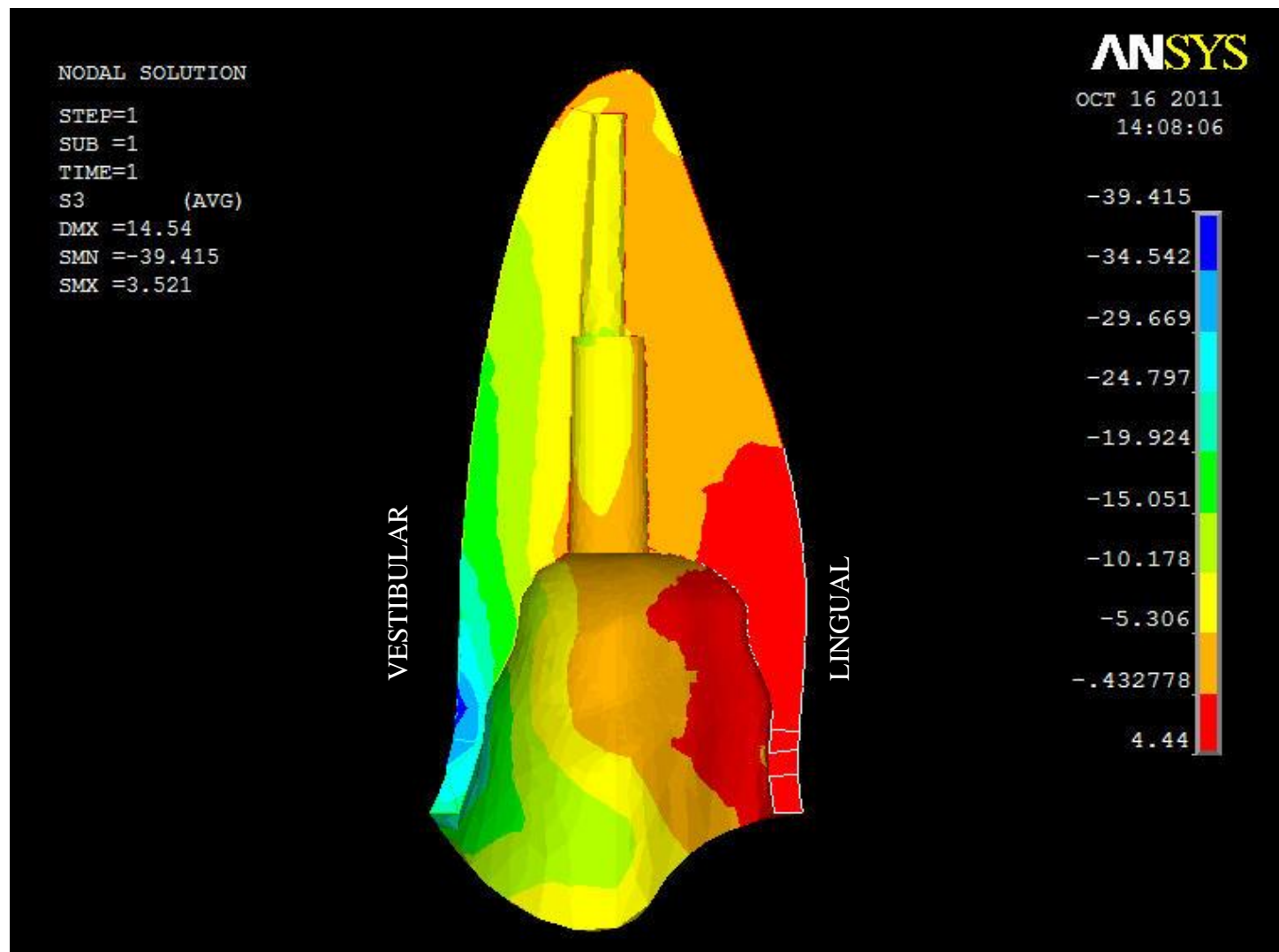


FIGURA 5.47 – MODELO 3: Diagrama de distribuição das tensões S3 com a raiz isolada (corte sagital– plano YZ).

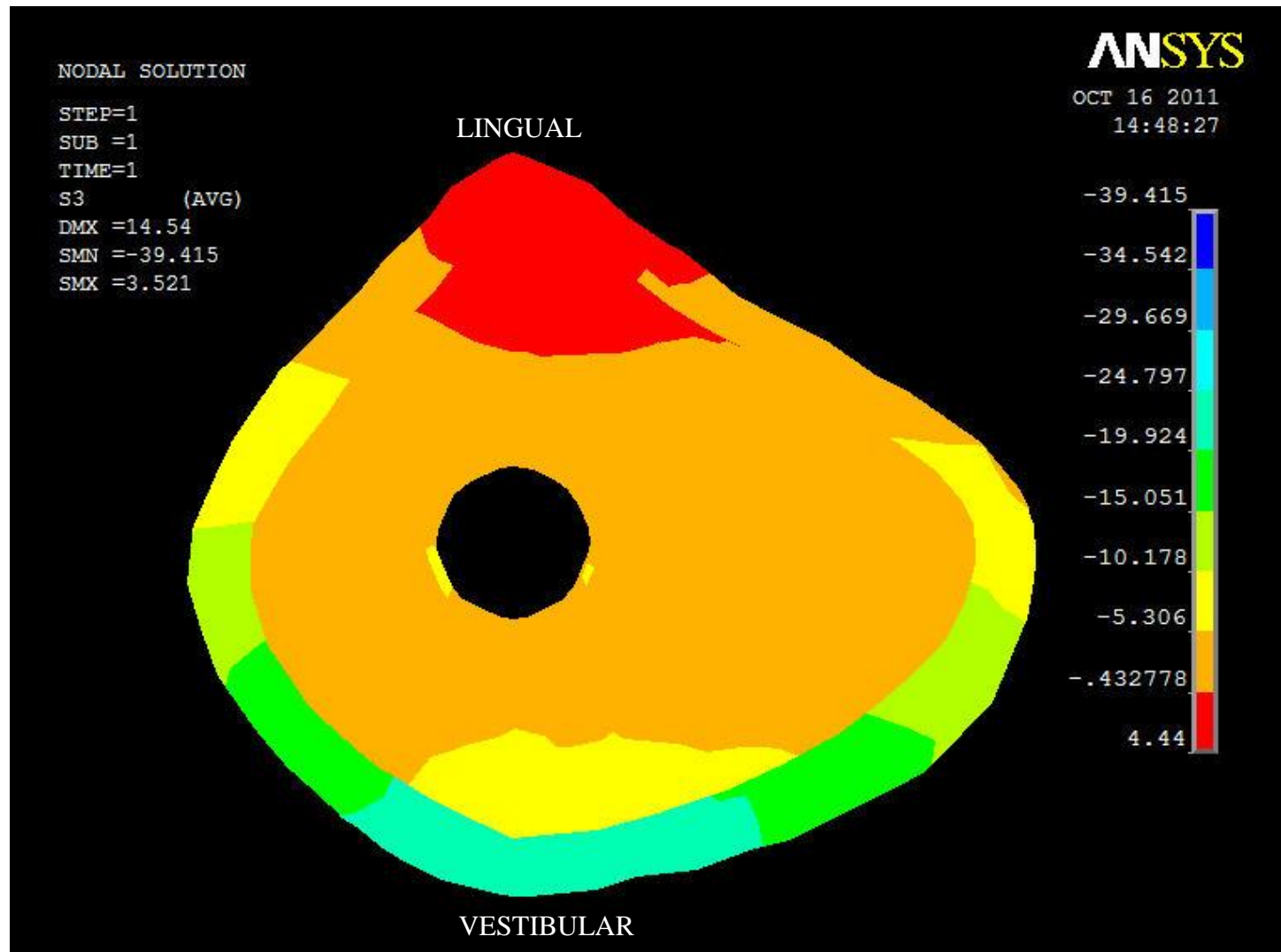


FIGURA 5.48 – MODELO 3: Diagrama de distribuição das tensões S3 na região cervical da raiz isolada (corte transversal– plano XZ).

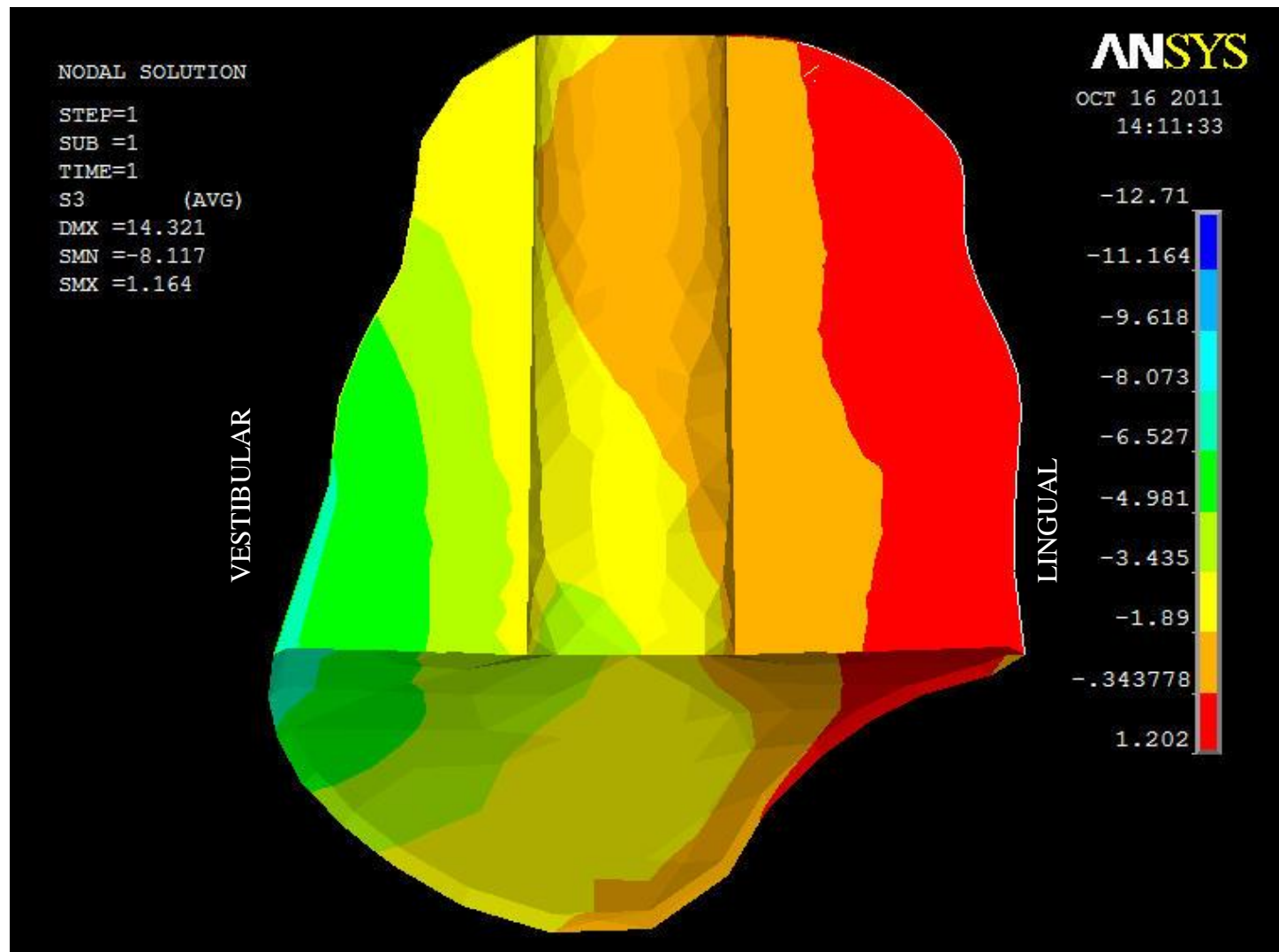


FIGURA 5.49 – MODELO 3: Diagrama de distribuição das tensões S3 na região da reconstrução radicular (corte sagital– plano YZ).

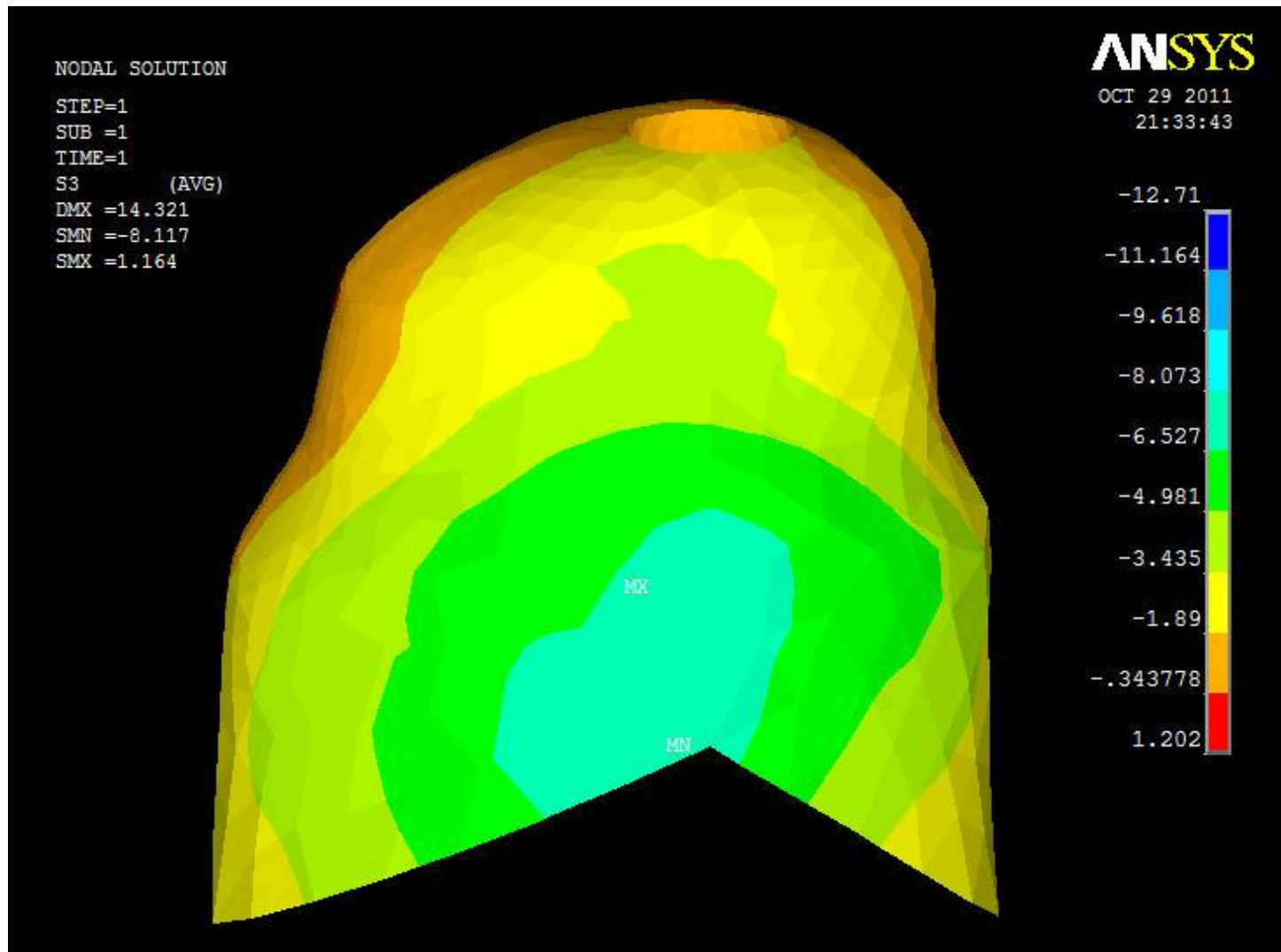


FIGURA 5.50 – MODELO 3: Diagrama de distribuição das tensões S3 na região da reconstrução radicular (vista vetibular).

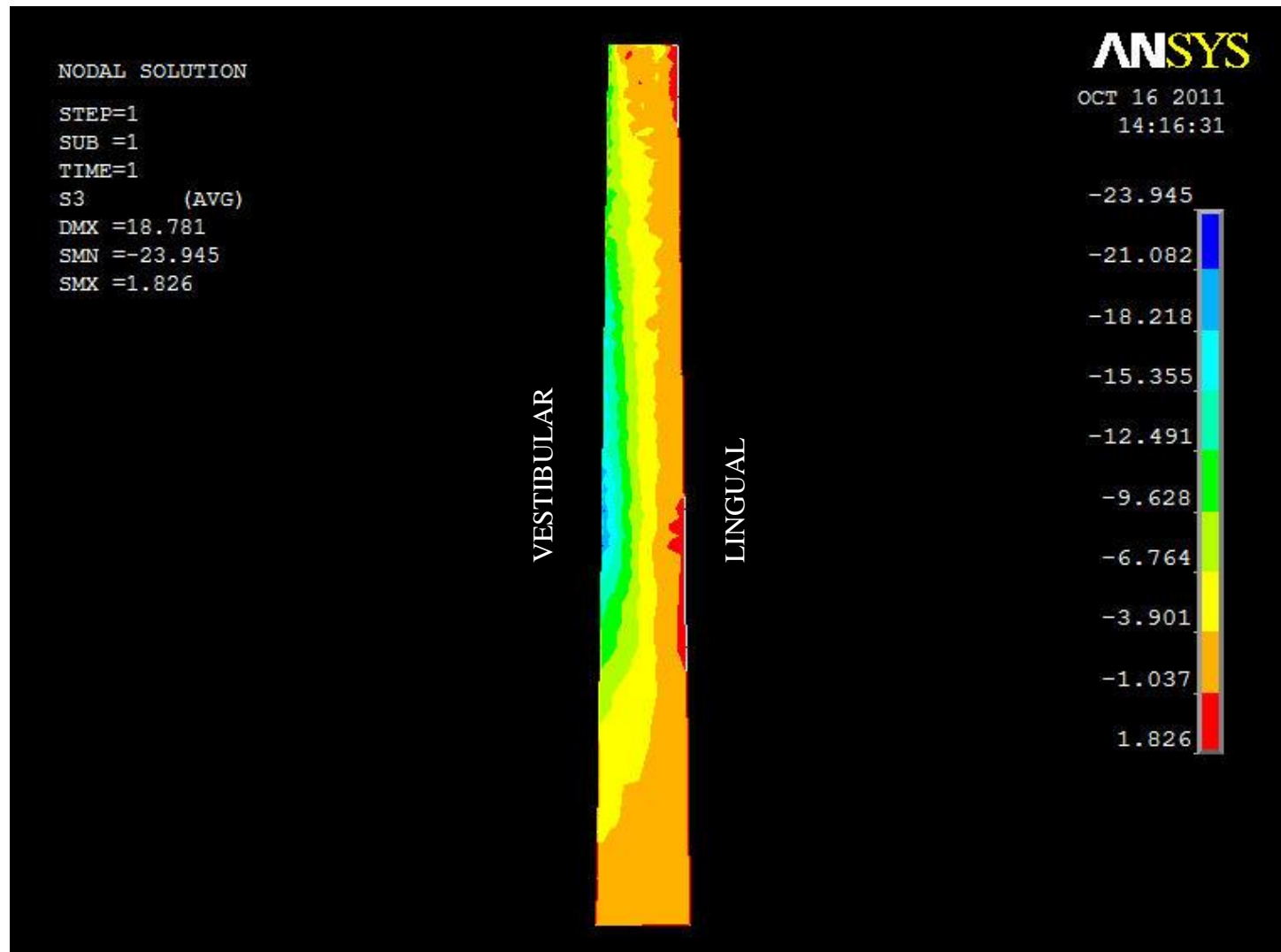


FIGURA 5.51 – MODELO 3: Diagrama de distribuição das tensões S3 no pino (corte sagital– plano YZ).

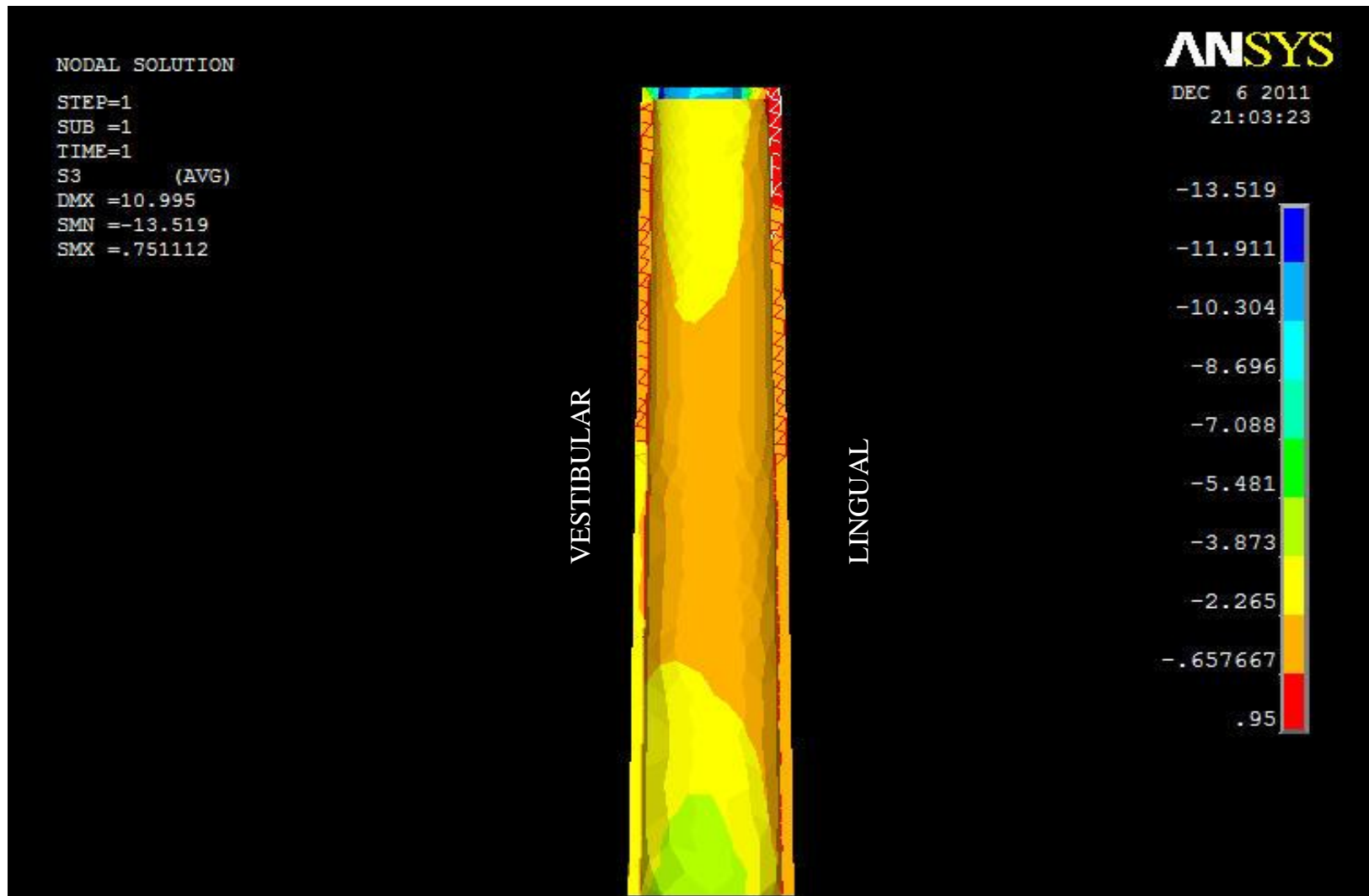


FIGURA 5.52 – MODELO 3: Diagrama de distribuição das tensões S3 no cimento (parede proximal).

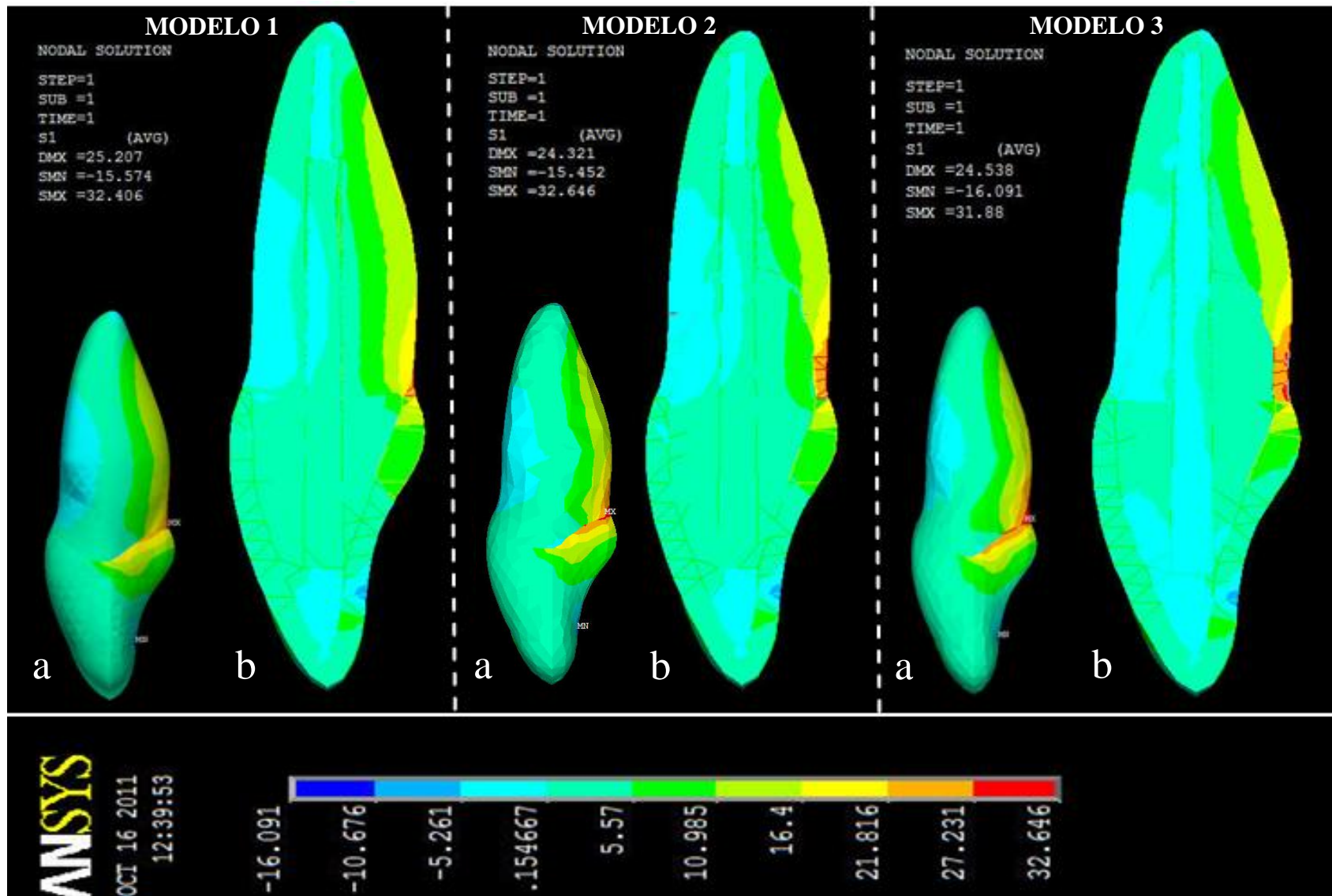


FIGURA 5.53 – Distribuição das tensões S1 nos Modelos 1, 2 e 3 (a: vista proximal; b: corte sagital– plano YZ).

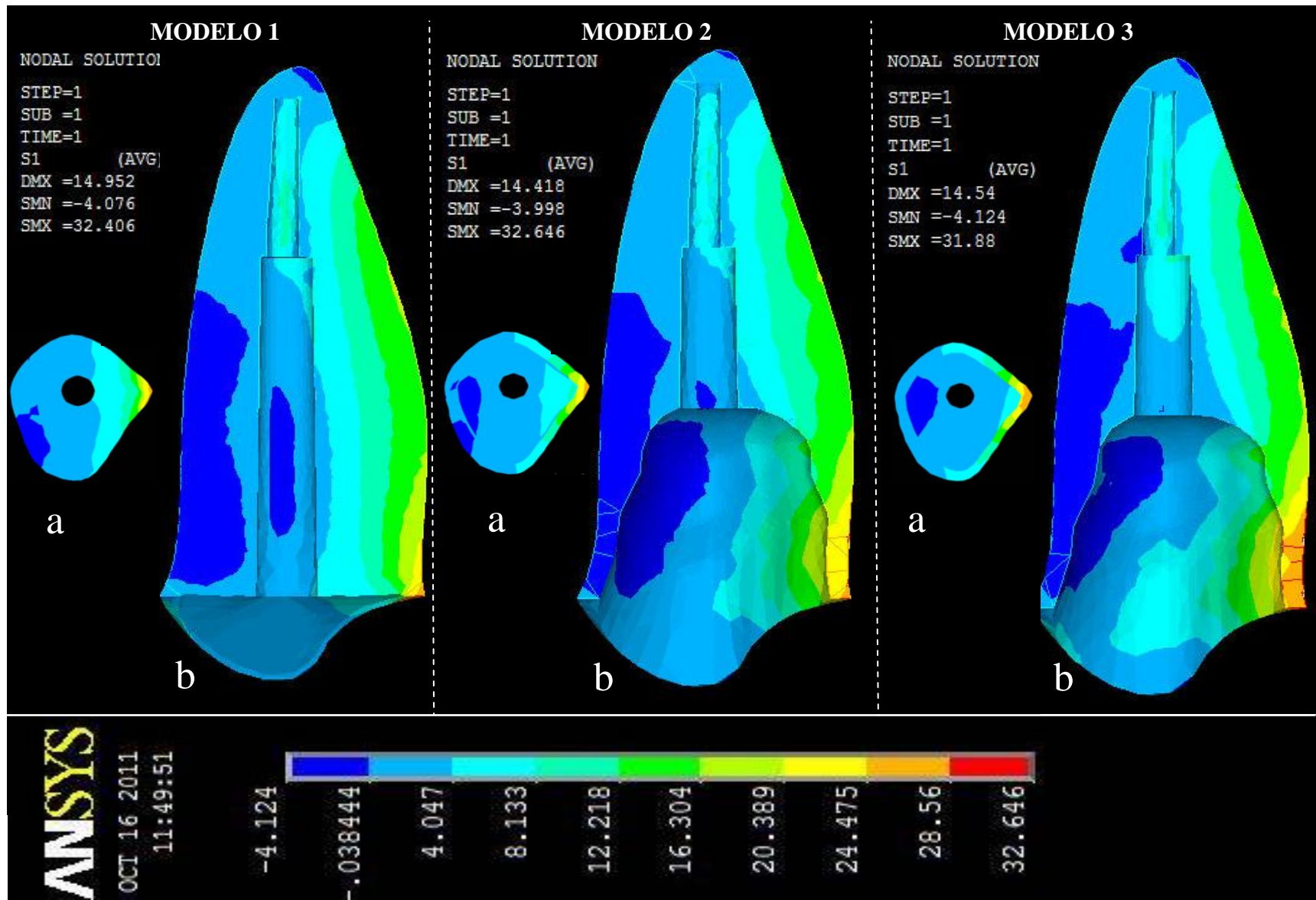


FIGURA 5.54 – Distribuição das tensões S1 nas raízes dos Modelos 1, 2 e 3 (a: corte transversal; b: corte sagital– plano YZ).

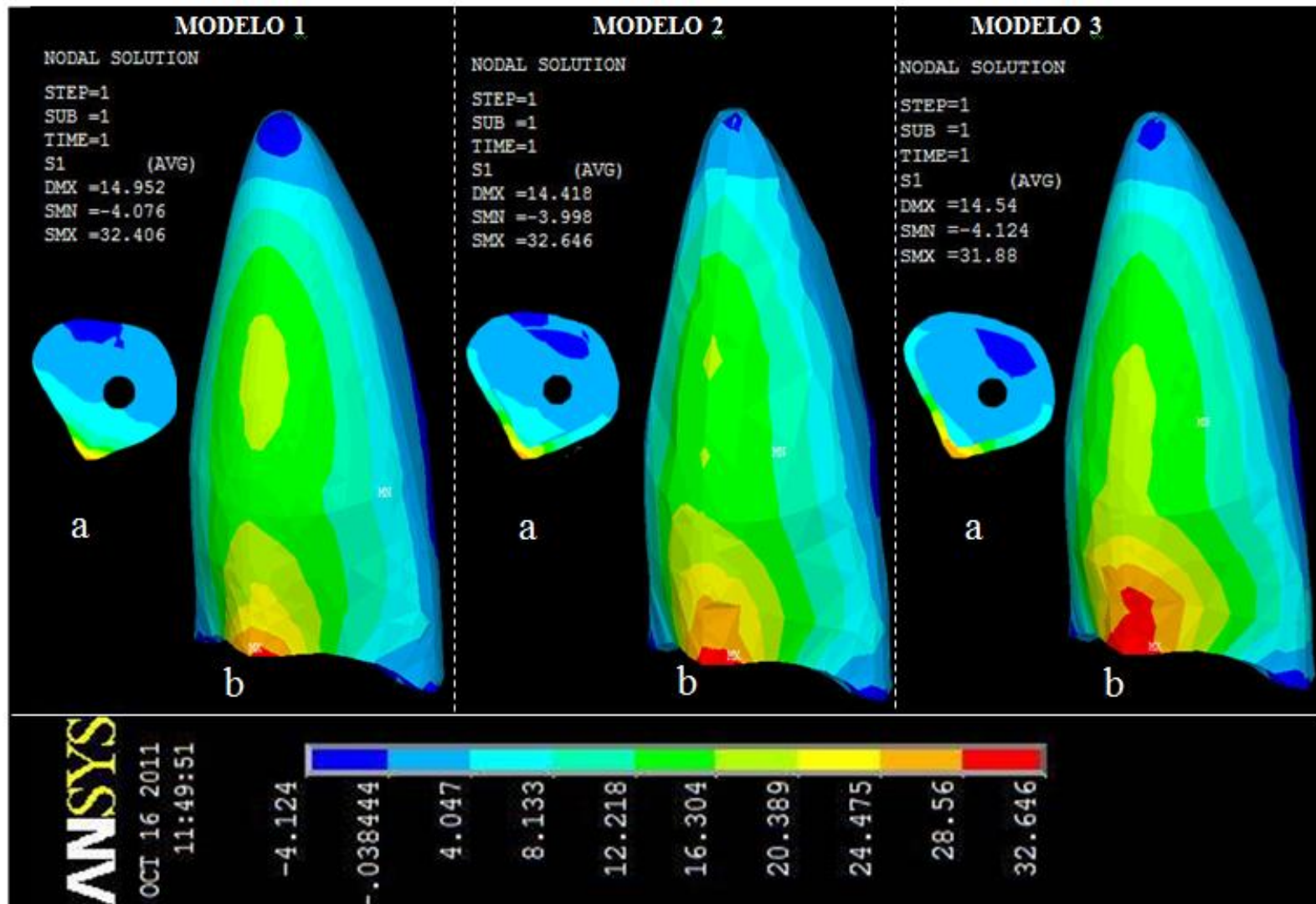


FIGURA 5.55 – Distribuição das tensões S1 nas raízes dos Modelos 1, 2 e 3 (a: corte transversal – plano XZ; b: vista lingual).

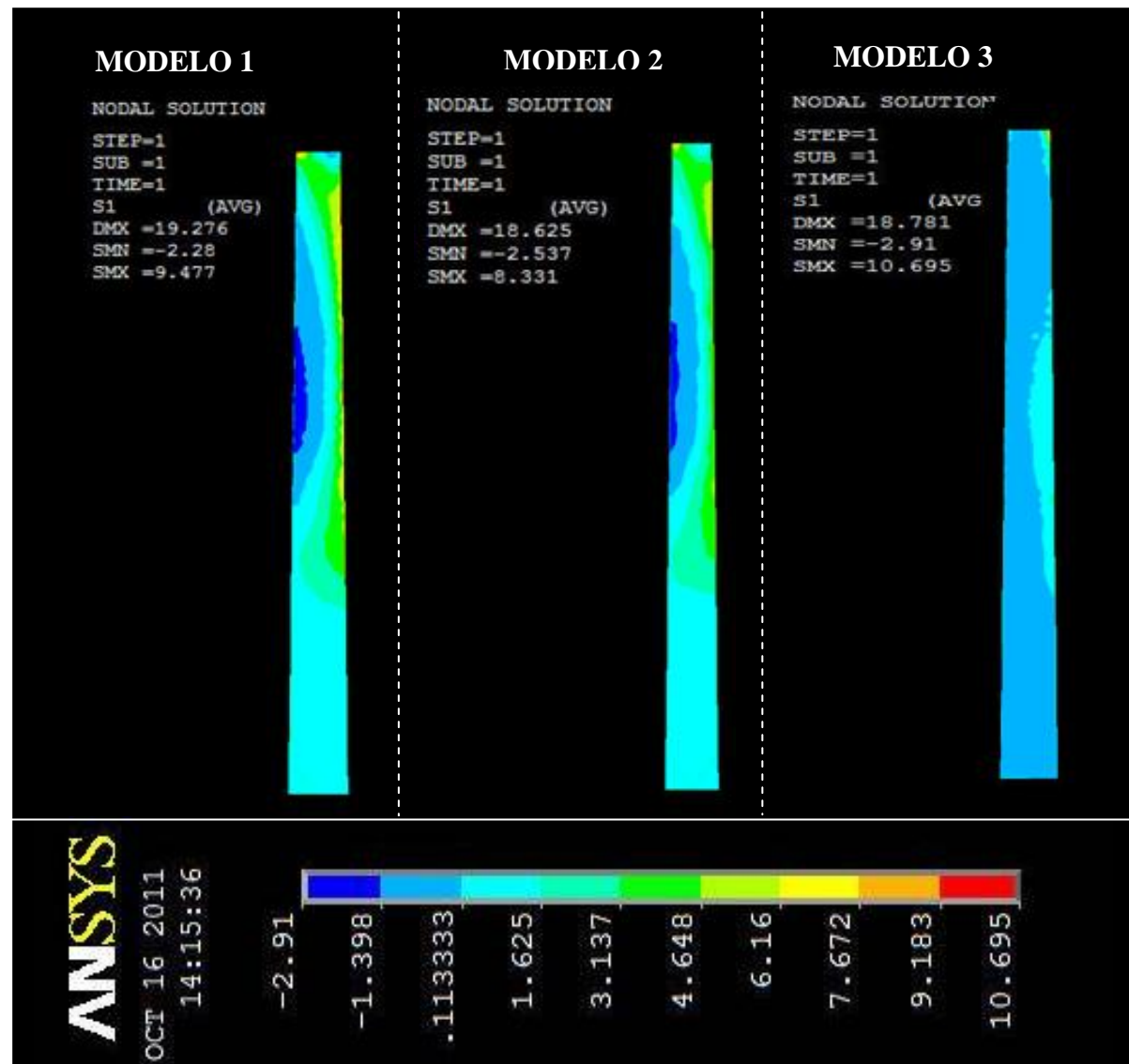


FIGURA 5.56 – Distribuição das tensões S1 nos pinos nos Modelos 1, 2 e 3 (corte sagital– plano YZ).

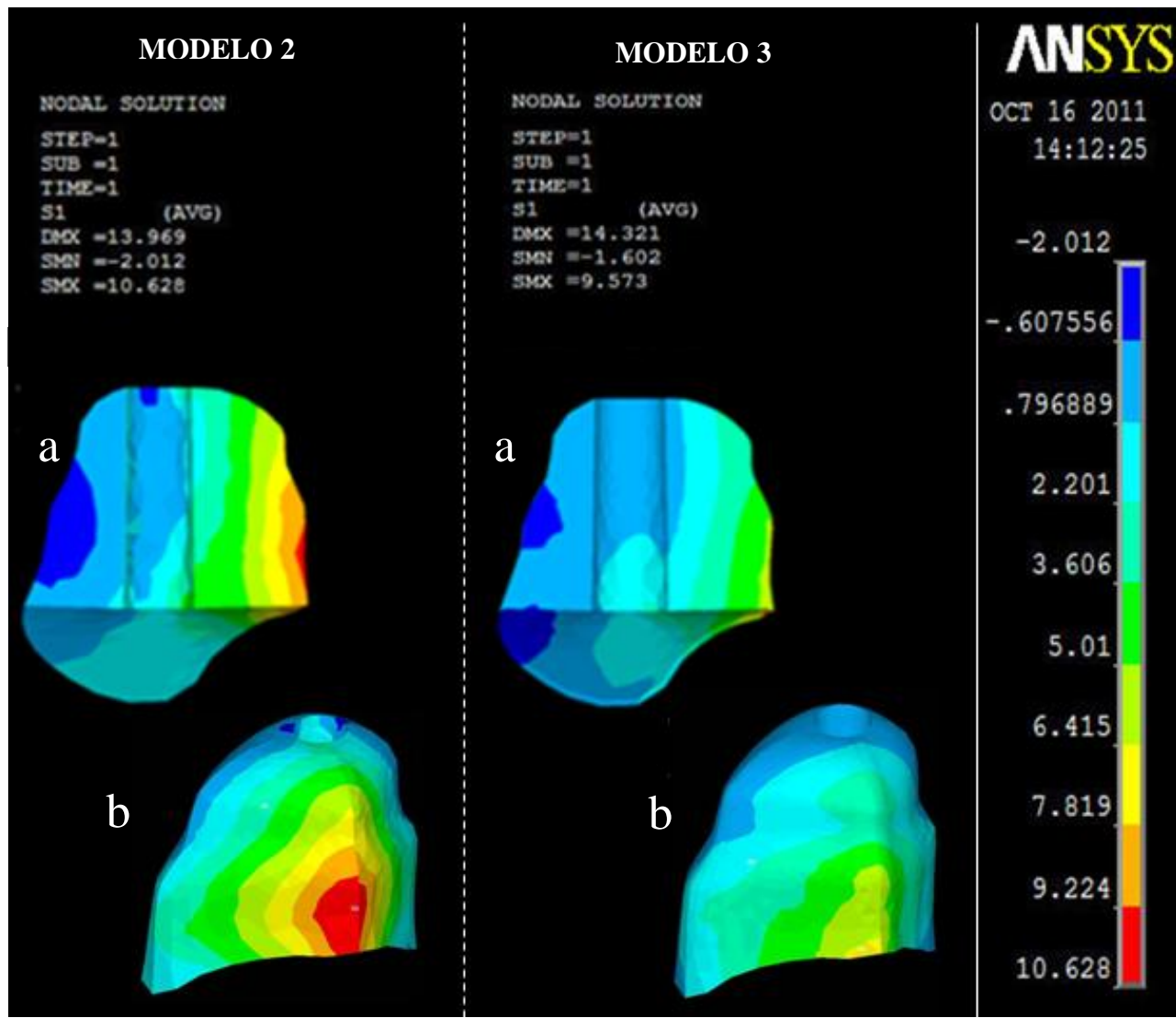


FIGURA 5.57 – Distribuição das tensões S1 na região da reconstrução nos Modelos 2 e 3 (a: corte sagital– plano YZ; b: vista lingual).

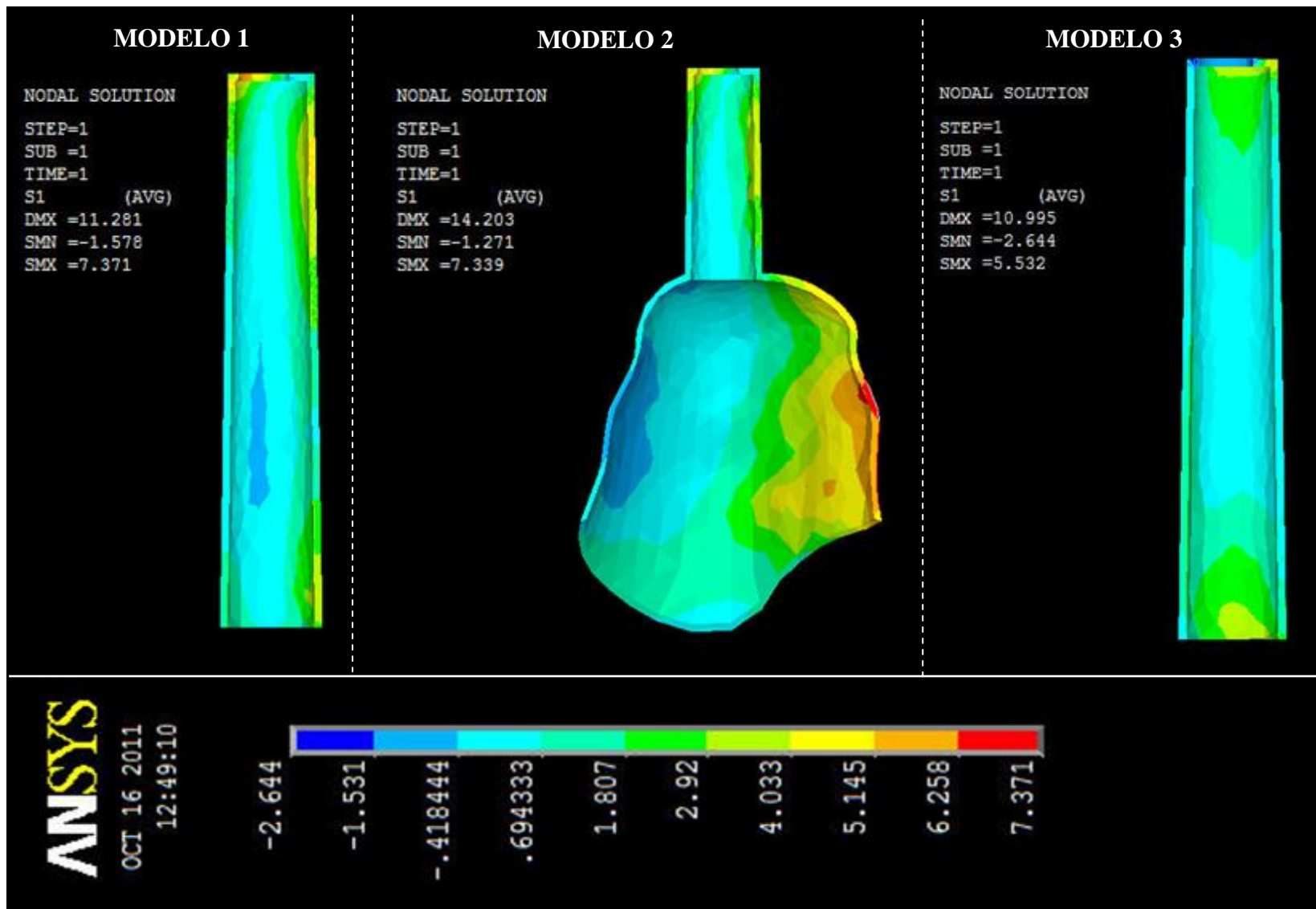


FIGURA 5.58 – Distribuição das tensões S1 na região do cimento nos Modelos 1, 2 e 3 (corte sagital– plano YZ).

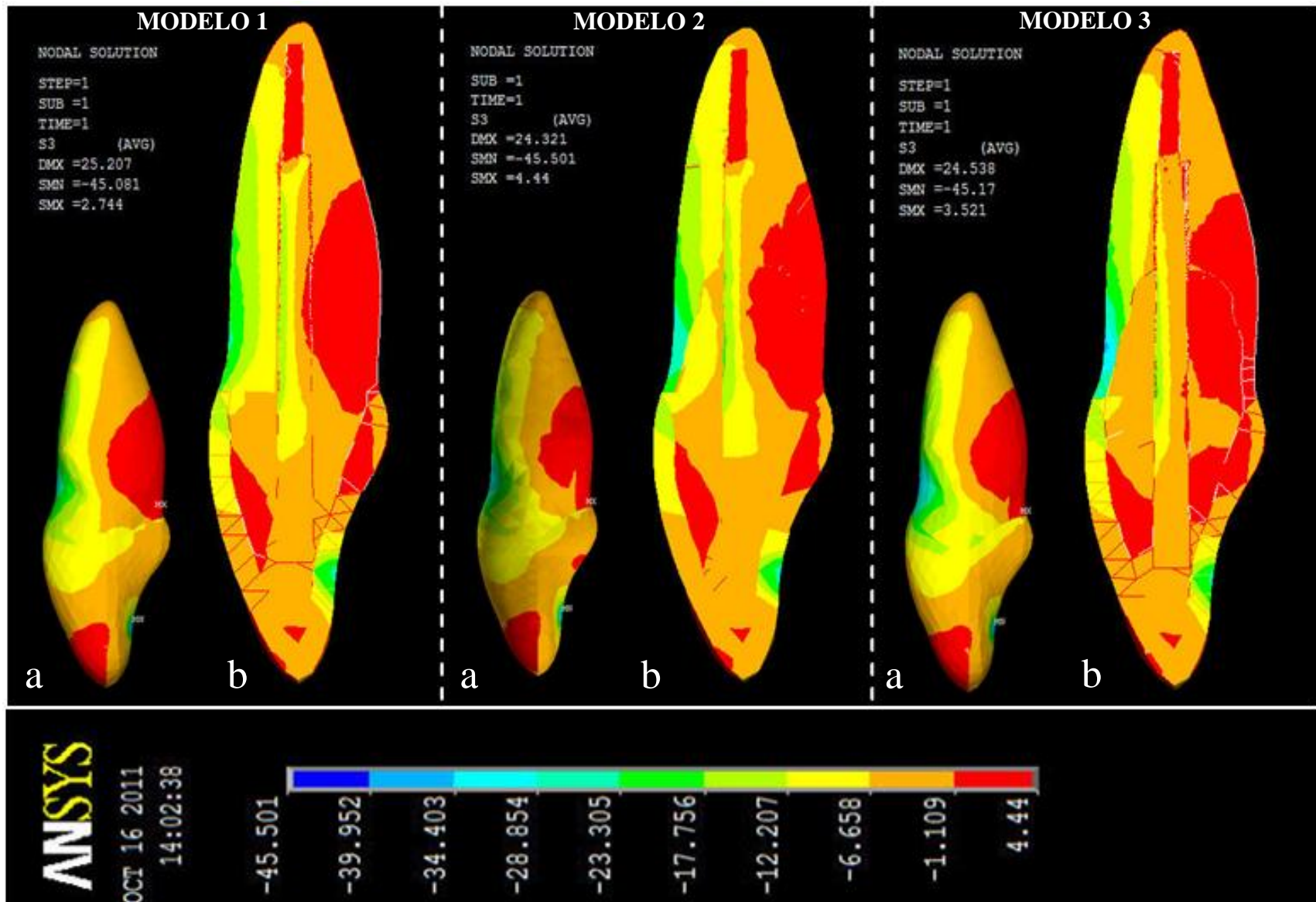


FIGURA 5.59 – Distribuição das tensões S3 nos Modelos 1, 2 e 3 (a: vista proximal; b: corte sagital– plano YZ).

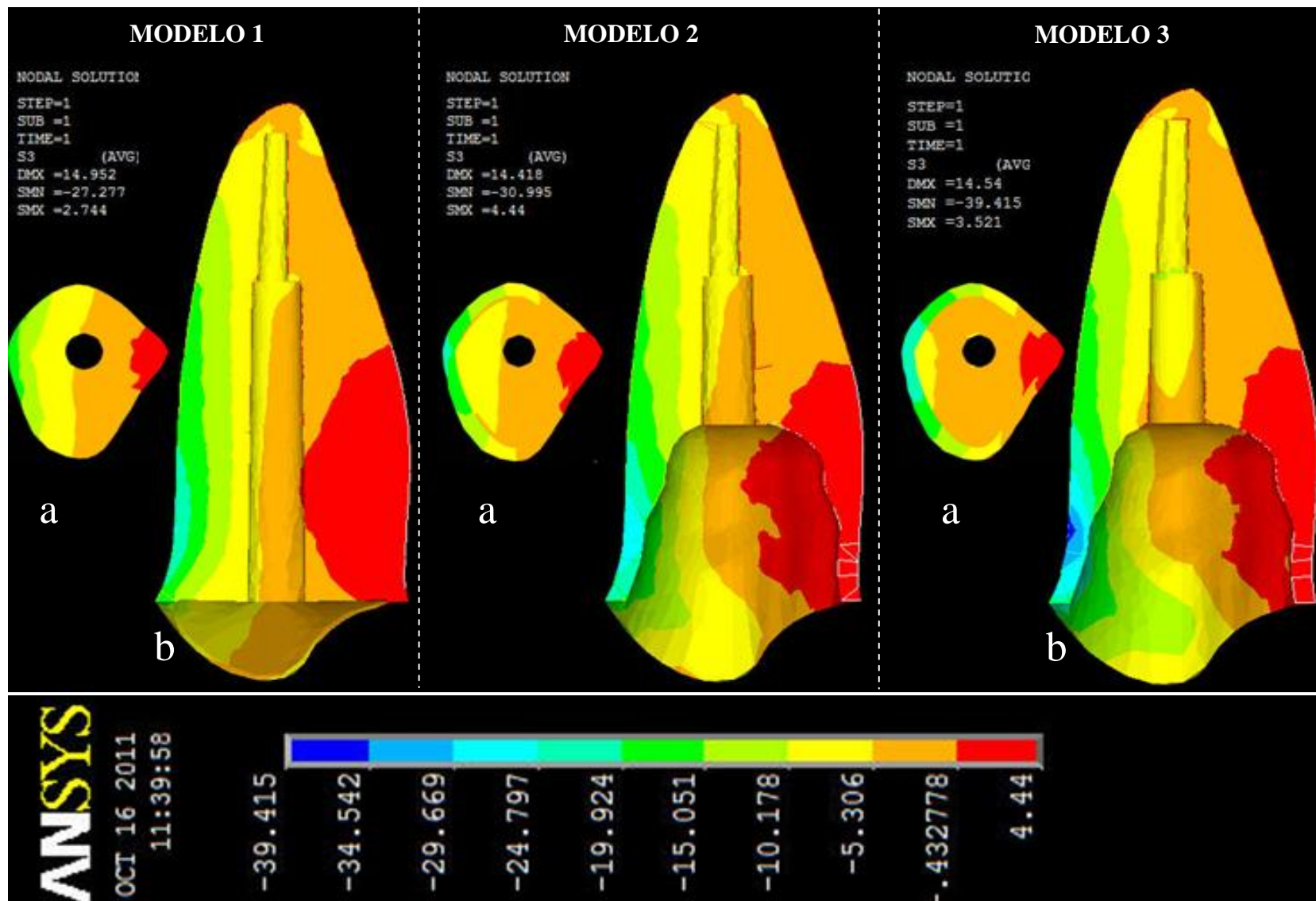


FIGURA 5.60 – Distribuição das tensões S3 nas raízes dos Modelos 1, 2 e 3 (a: corte transversal; b: corte sagital– plano YZ).

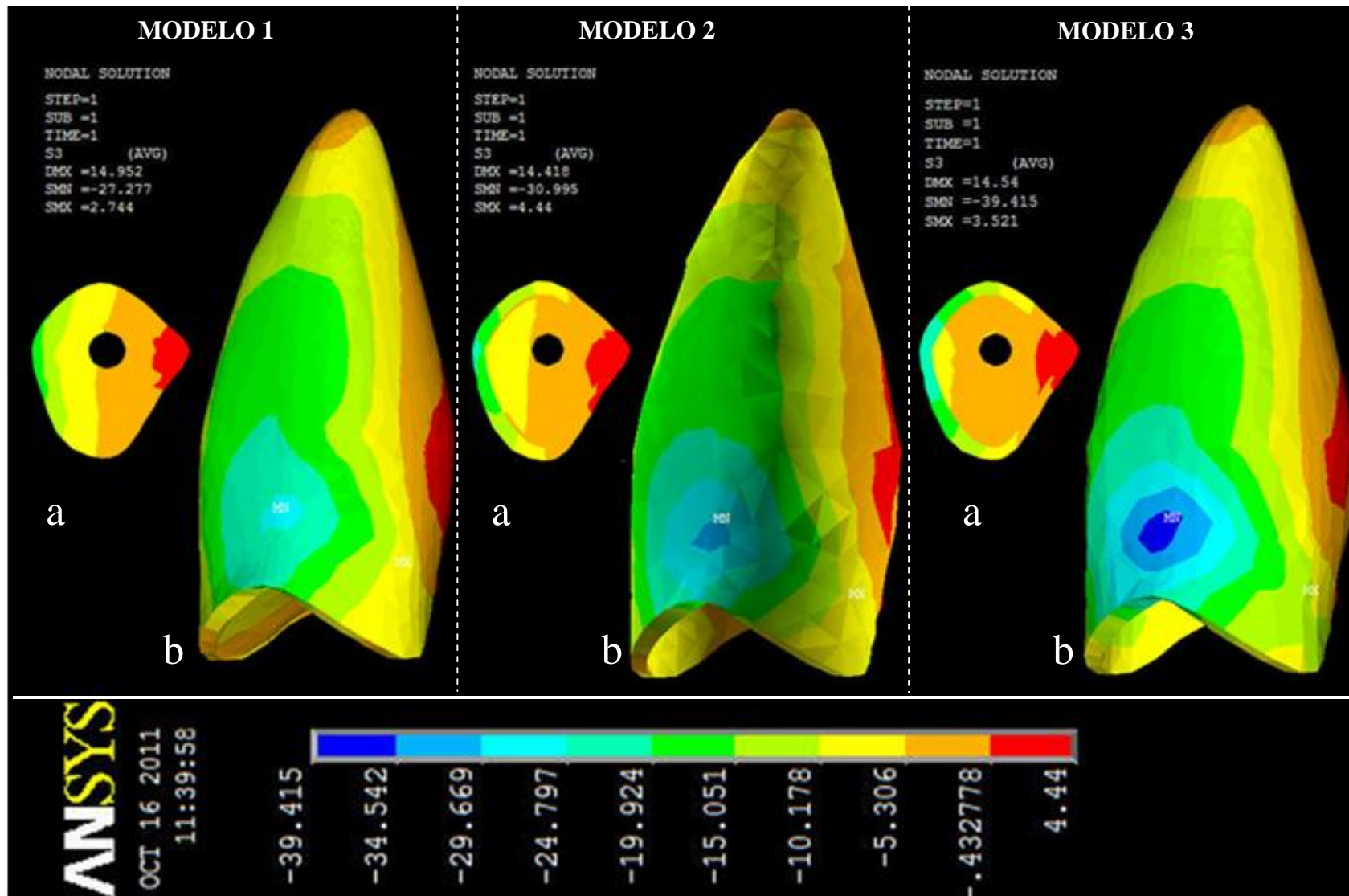


FIGURA 5.61 – Distribuição das tensões S3 nas raízes dos Modelos 1, 2 e 3 (a: corte transversal– plano XZ; b: vista vestibular).

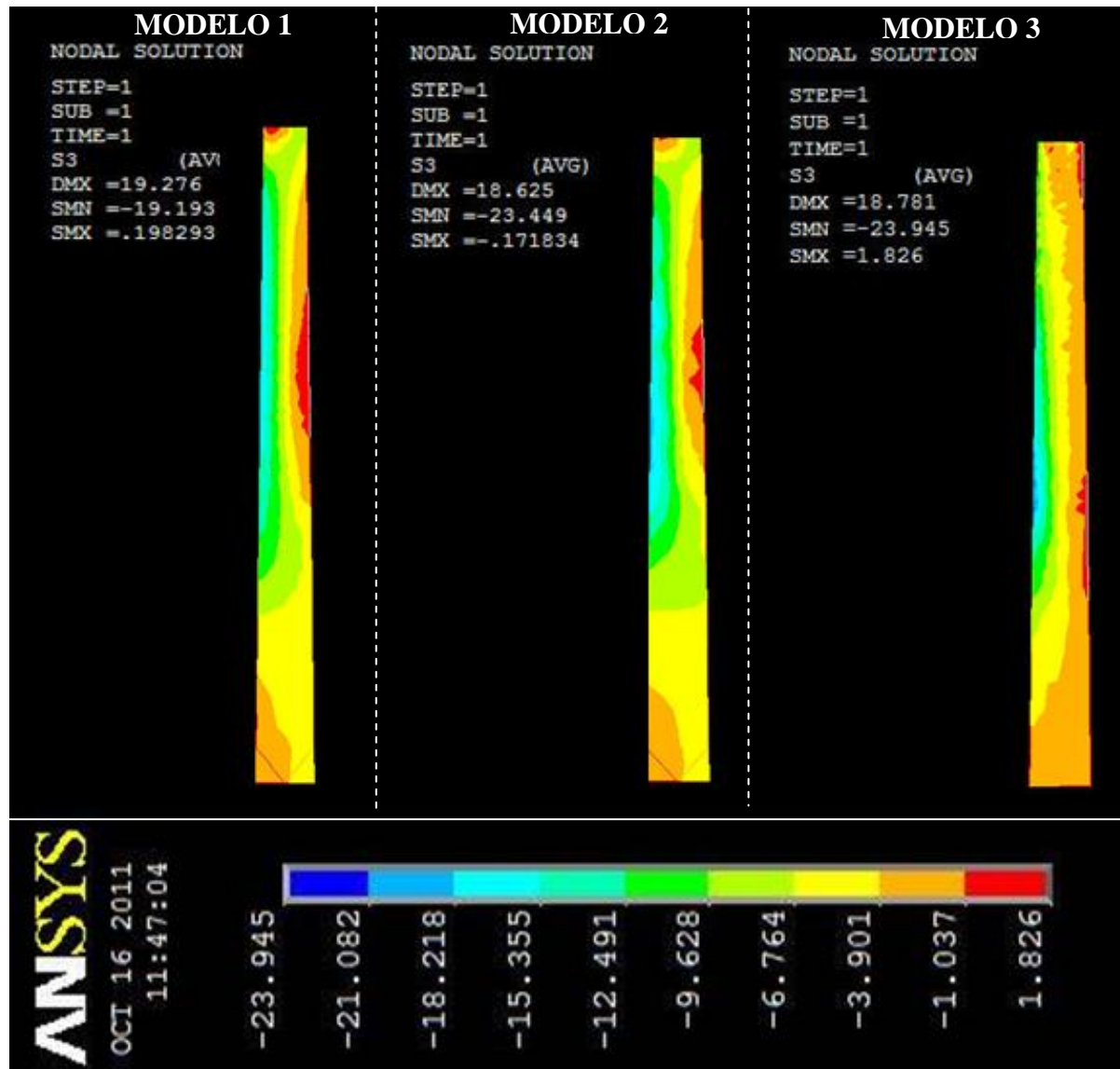


FIGURA 5.62 – Distribuição das tensões S3 nos pinos nos Modelos 1, 2 e 3 (corte sagital– plano YZ).

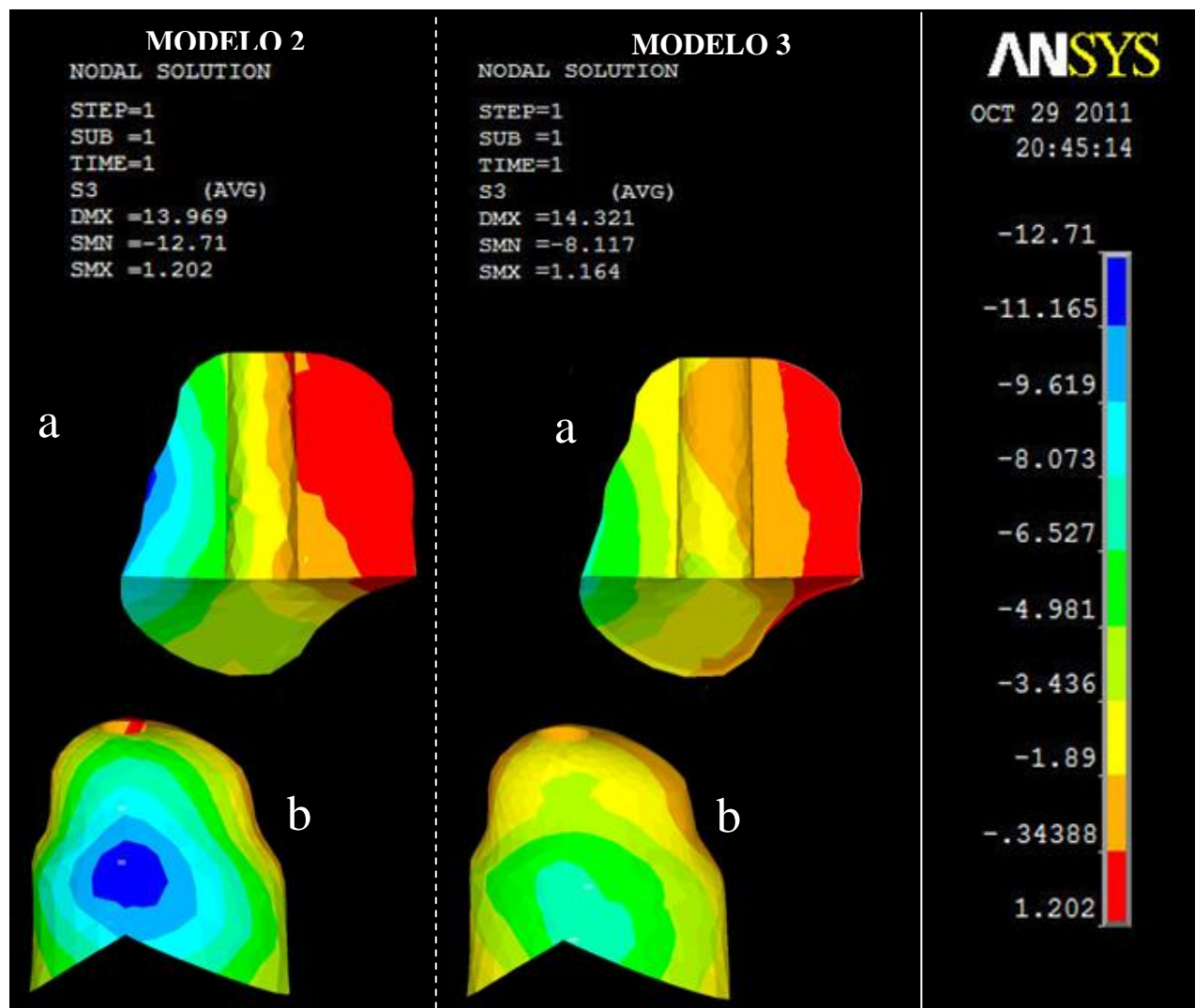


FIGURA 5.63 – Distribuição das tensões S3 na região da reconstrução nos Modelos 2 e 3 (a: corte sagital– plano YZ; b: vista vestibular).

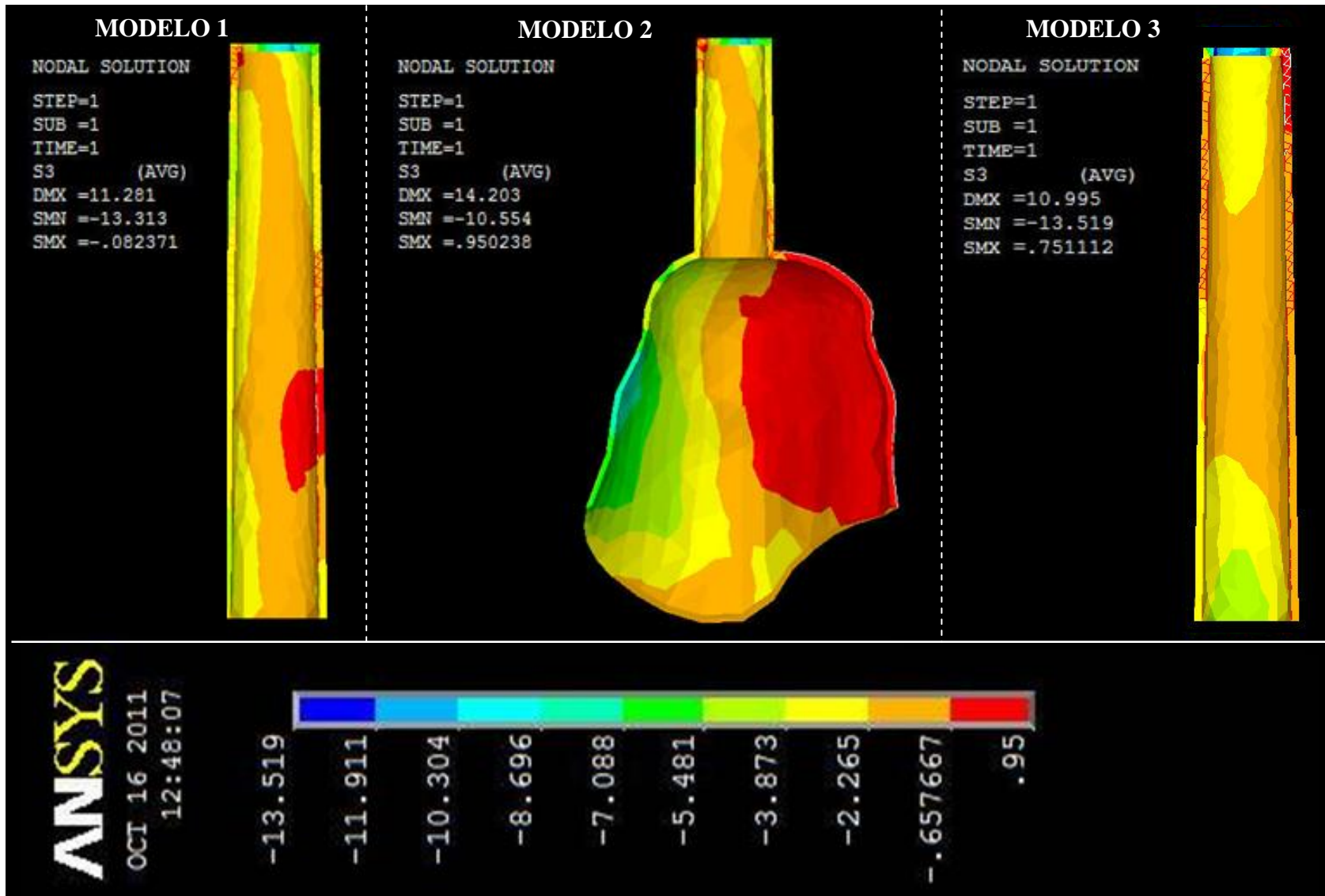


FIGURA 5.64 – Distribuição das tensões S3 na região do cimento nos Modelos 1, 2 e 3 (corte sagital– plano YZ).

6 ANÁLISE DOS RESULTADOS

6.1 Comparação do comportamento mecânico dos modelos em relação aos estudos experimentais e numéricos

De acordo com Anderson, Ellis e Weiss (2007) e Henniger et al. (2010), a verificação dos modelos computacionais através do teste de malha deve ser realizada para certificar-se de que a solução numérica representa de fato a solução matemática correspondente, minimizando-se assim a influência de erros na discretização e no estabelecimento das condições de contorno (suposições, estimativas, aproximações). Já a validação dos modelos computacionais é realizada para certificar-se de que a solução numérica (ou até mesmo um dado experimental) se aproxima do dado real. Nos modelos de biomecânica computacional não é possível conhecer todas as variáveis e sua real influência sobre o sistema, mas uma comparação estatística dos resultados computacionais e experimentais pode ser conduzida com o objetivo de fornecer subsídios para a fundamentação do problema e sua solução numérica. Segundo os autores acima, a validação pode também ser efetuada comparando-se os resultados do modelo numérico com dados experimentais da literatura.

Estudos experimentais que investigam a distribuição de tensões em dentes tratados endodonticamente utilizam *strain gauges* adaptados à superfície de raízes para avaliar as tensões transmitidas por diferentes tipos de pinos. Santos Filho et al. (2008) realizaram um estudo com pinos de fibra em dentes bovinos, mas apenas a deformação em decorrência de diferentes comprimentos do pinos foi relatada. O estudo conduzido por Yoldas, Akova e Uysal (2005) utilizou *strain gauges* colados na superfície de raízes artificiais em resina acrílica para analisar as tensões transmitidas por diferentes sistemas de reconstrução com pinos. Porém, tais dados fornecem apenas um valor de tensão relativo entre os sistemas estudados, mas não um valor real, devido às diferentes propriedades da resina e da dentina radicular.

Entretanto, segundo Lertchirakarn, Palamara e Messer (2003a, b), as deformações registradas por *strain-gauges*, na superfície externa das raízes, não devem ser utilizadas para prever os possíveis padrões de fratura radicular. Num estudo pelo método dos elementos finitos, os autores utilizaram uma análise linear elástica isotrópica dos padrões de distribuição de tensão na dentina radicular, na direção radial, no sentido das paredes internas do canal para

a superfície externa das raízes. A localização de áreas de alta concentração de tensões foi utilizada para determinar áreas de surgimento de trincas em potencial. As tensões principais (de tração e compressão) foram registradas na seção transversal da raiz mais próxima à aplicação da carga, aplicada diretamente nas paredes dos canais, em modelos de raízes isoladas, sem pinos. Paralelamente, as deformações das raízes também foram analisadas e validadas com medidas de deformação da dentina radicular com *strain gauges* em raízes naturais de incisivos centrais. Os extensômetros foram posicionados horizontalmente na superfície externa das raízes, para medir as deformações principais (por tração e compressão) das raízes no plano transversal, da mesma forma que para as tensões. Adicionalmente, um segmento parcial da raiz, representando a localização aproximada dos *strain-gauges*, foi analisado pelo método dos elementos finitos. Os resultados numéricos mostraram que as tensões foram maiores nas paredes dos canais e menores na superfície das raízes. O resultado das deformações na superfície externa das raízes não foi compatível com a distribuição de tensões no interior da dentina, e os autores desaconselharam o uso de *strain-gauges* para estudar as tensões em raízes dentárias e prever fraturas radiculares. Segundo eles, a morfologia do canal e a concentração de deformações na dentina interna, na superfície do canal, parecem ser os fatores principais na predisposição à fratura radicular.

Inúmeros relatos de estudos experimentais sobre a resistência de dentes tratados endodonticamente restaurados com pinos intrarradiculares são encontrados na literatura, tanto para raízes íntegras (AKKAYAN; GULMEZ, 2002; GU; HUANG; WANG, 2007; HAYASHI et al., 2008; KISHEN; KUMAR; CHEN, 2004; PEREZ-GONZALEZ et al., 2011; ROSENTRITT et al., 2000; SAHAFI et al., 2005; ULBRICH, 2005) como para raízes fragilizadas (BONFANTE et al., 2007; GONCALVES et al., 2006; KIVANC et al., 2009; LIANG et al., 2007; MACCARI et al., 2007; MARTINS, 1995; MOOSAVI; MALEKNEJAD; KIMYAI, 2008; SOARES, 1999; WU et al., 2007; ZOGHEIB et al., 2008). No entanto, de modo geral, o resultado é fornecido sob a forma da força máxima aplicada até a fratura e não das tensões, em função da seção fraturada, o que os torna menos apropriados para generalizar a outros dentes e impede sua comparação quantitativa com os resultados de estudos que utilizaram o método dos elementos finitos. O comportamento dos modelos foi verificado de maneira qualitativa pela comparação com resultados obtidos nos estudos experimentais citados acima. Essa comparação está descrita nos parágrafos que se seguem. As semelhanças entre os padrões de fratura e sua localização nos estudos experimentais na literatura, e a localização e direção das tensões máximas nos modelos estudados, sugeriram que o modelo computacional teve uma solução realista.

Independente da natureza da tensão (tração ou compressão), nos três modelos, a maior tensão parece estar na região cervical da raiz, ao longo do plano sagital, e aumenta à medida em que se aproxima da superfície externa da raiz. Na ausência de estrutura coronária residual para um efeito “férula”, esse comportamento parece ser típico de um dente restaurado com pinos (AL-OMIRI et al., 2010). Esse achado é compatível com observações clínicas (GRANDINI; SAPIO; SIMONETTI, 2003; LUI, 2001) e ensaios mecânicos (AKKAYAN; GULMEZ, 2002; GU; KERN 2006; PEREZ-GONZALEZ et al., 2011), indicando que a fratura ocorre preferencialmente na região cervical, coincidindo com a principal localização das tensões máximas.

Os resultados do estudo *in vitro* realizado por Akkayan e Gulmez (2002) para avaliar a resistência à fratura e o padrão de falha de caninos naturais tratados endodonticamente têm importantes similaridades com o comportamento do dente representado no Modelo 1. Quatro tipos de pino foram avaliados, entre eles, o pino de fibra de vidro (ParaPost Fiber White; Coltene/Whaledent Inc, NJ, EUA), que tem um formato bastante semelhante aos cones superpostos do pino FibreKor utilizado neste estudo. Os pinos de fibra de vidro foram cimentados com o cimento Rely X Arc (3M Dental Products, MN, EUA), e os dentes também receberam núcleo de resina composta e coroa total metálica sem férula. A maioria das fraturas ocorreu numa direção oblíqua, na interface dente-pino-núcleo por vestibular, ficando restritas à região cervical da raiz e por essa razão foram consideradas “reparáveis”. Em alguns dentes, o traço de fratura cruzou o pino e a raiz obliquamente, no sentido línguo-vestibular, estendendo-se, apicalmente, até o terço médio da raiz e as fraturas foram consideradas “catastróficas”. O comportamento dos dentes à fratura foi compatível com o padrão de distribuição das tensões no Modelo 1, no qual as maiores tensões estão localizadas na região cervical. Algumas fraturas partiram da base do pino por vestibular, provavelmente por compressão, esmagando a parede dentinária subjacente. Outras partiram da região lingual e alcançaram a vestibular numa direção oblíqua, fraturando o pino simultaneamente. A carga crítica média dos dentes restaurados com pinos de fibra de vidro foi de 91,2kgf, ou seja, 893,76N. O mecanismo de fratura por tração pode ser explicado pela localização das tensões de tração (32,4MPa) por lingual, na região cervical do Modelo 1, até maiores que as de compressão (-27,2MPa) quando da aplicação de uma carga de 100N. Considerando o comportamento linear dos modelos, a aplicação de uma carga dessa magnitude no Modelo 1 geraria tensões aproximadamente nove vezes maiores do que 32,4 e -27,2 MPa, observadas com uma carga de 100N, ou seja, 289 e -243 MPa. Tais valores estariam próximos de resistência à compressão da dentina (297MPa) (CRAIG; PEYTON,

1958), e superariam a resistência à ruptura à tração da dentina (95,9MPa) (MIGUEZ et al., 2004), podendo ocasionar o início de uma fratura na região cervical lingual.

O mesmo foi observado quando o comportamento do Modelo 1 foi comparado aos resultados de Gu e Kern (2006). O estudo desses autores avaliou o comportamento de incisivos centrais tratados endodonticamente restaurados com coroa metalocerâmica e pinos de fibra de vidro (Snowpost - Carbotech, Ganges, France), cimentados com Panavia F (Kuraray, Osaka, Japão) quando submetidos a uma força aplicada na região palatina a 135° com o longo eixo do dente até a fratura. A maior parte das fraturas ocorreu no terço cervical da raiz, ou ainda, na região do núcleo. Em algumas situações houve deslocamento do pino. De modo geral, as falhas foram consideradas favoráveis por serem passíveis de reparo. A resistência média à fratura foi de 534,7N. Tal carregamento, se simulado no Modelo 1, geraria tensões aproximadamente cinco vezes maiores do que as observadas com a carga de 100 N.

Perez-Gonzalez et al. (2011) investigaram a resistência à fratura de incisivos centrais endodonticamente tratados restaurados com pinos de fibra de vidro (Rebilda – VOCO GmbH, Cuxhaven, Alemanha) e núcleo antes e depois da cimentação da coroa. A força foi aplicada a 130° na face palatina do núcleo ou da coroa. Nos dois casos, encontraram um padrão típico de fratura representado pela perda da adesão do núcleo (e da coroa) com a dentina, acompanhada de fratura do terço cervical da raiz, que esteve presente em todos os espécimes analisados com exceção de um. O modo de fratura foi considerado reparável e a fratura ocorreu com carga de 505,9N para o grupo sem coroa e de 397,4N para o grupo com a coroa cimentada. Embora algum reforço da estrutura como um todo fosse esperado após a cimentação da coroa, a queda de resistência observada foi atribuída à maior distância entre o ponto de aplicação da carga e a região cervical, capaz de aumentar a flexão e a tensão na interface de adesão da dentina com o conjunto núcleo/coróa por lingual. A falha prematura nessa interface resultaria em fratura da dentina cervical por compressão na vestibular. Tal mecanismo de fratura pode ser perfeitamente explicado pela distribuição das tensões no Modelo 1.

Assim como no estudo de Akkayan e Gulmez (2002), em relação ao Modelo 1, o estudo experimental de Bonfante et al. (2007) sobre a resistência e o padrão de fratura de dentes com canais ampliados restaurados com pinos, também apresenta similaridades importantes com o Modelo 2: os dentes com raízes fragilizadas foram restaurados com pinos de fibra de vidro (Fibre-Kor - Pentron Corporation, CT, EUA), cimentados com cimento à base de resina (Rely X Arc - 3M ESPE, MN, EUA); e os dentes do grupo 5 do estudo apresentaram características muito semelhantes ao Modelo 2, sendo restaurados pela técnica

dos pinos anatômicos (fibra de vidro reembasados com resina composta). Da mesma forma, a porção coronária foi reconstruída com um núcleo de resina composta e coroa metálica (liga de Ni-Cr), e os dentes foram submetidos a uma carga compressiva aplicada a 135° na superfície palatina da coroa até a fratura. A carga crítica para fratura do grupo 5 atingiu 876,12N. Cinquenta por cento das fraturas ocorreram na porção coronária do pino, 30% na região cervical e 20% abaixo do nível ósseo. No Modelo 2, a localização cervical dos picos de tensão é compatível com o comportamento experimental dos dentes do estudo de Bonfante et al. (2007). As tensões de compressão, observadas no Modelo 2, ligeiramente maiores do que as observadas no Modelo 1, podem explicar a pequena diferença entre os resultados de Akkayan e Gulmez (2002), que utilizaram raízes íntegras e Bonfante et al. (2007), que utilizaram raízes reconstruídas. Tal diferença revela que as raízes íntegras apresentam carga crítica média ligeiramente maior (893,76N) do que as raízes reconstruídas (876,12N).

Os valores mais altos de resistência encontrados no estudo de Akkayan e Gulmez (2002) e Bonfante et al. (2007) em relação aos outros estudos citados podem ser atribuídos ao fato dos dois estudos terem utilizado dentes caninos, que apresentam dimensões e grau de mineralização diferentes dos incisivos centrais. Adicionalmente, a utilização de coroas metálicas pode ter gerado diferenças em relação aos outros resultados.

O estudo de Martins (1995) comparou a resistência à fratura de raízes enfraquecidas reconstruídas com resina composta (Z100 – 3M do Brasil, Sumaré, Brasil e Herculite XRV – Kerr Ind. e Com. Ltda, São Paulo, Brasil) e ionômero de vidro tipo cermet (ChelonSilver – ESPE, Oberbay, Alemanha). Entretanto, o estudo utilizou núcleos metálicos fundidos (liga de Cobre-Alumínio), cimentados com cimento não adesivo de fosfato de zinco (S.S.White, Rio de Janeiro, Brasil), o que dificulta as possíveis comparações com o Modelo 3. Além disso, o padrão de fratura dos dentes não foi relatado para uma comparação qualitativa dos comportamentos mecânicos. Ainda assim, a reconstrução com ionômero cermet demonstrou alcançar menor carga crítica média (1.799,88N) que as reconstruções com a resina Z100 (2.322,40N). Esse fato também pode ser observado no Modelo 3, com relação às tensões de compressão na região cervical por vestibular. Apesar de não estar explícito nos resultados, o autor comentou que a falha não ocorre simplesmente por fatura, mas também por uma perda da adesividade inicialmente.

Apesar de a amostra do trabalho experimental de Wu et al. (2007) incluir um grupo de raízes reconstruídas com ionômero de vidro, este não pôde ser utilizado para comparações com o Modelo 3, uma vez que o ionômero é do tipo convencional, não cermet, e

apresenta propriedades distintas que se refletem em seu comportamento mecânico. Além disso, as raízes são restauradas com núcleos metálicos fundidos.

Estudos experimentais investigando o comportamento de raízes fragilizadas reconstruídas com ionômero de vidro tipo cermet e restauradas com sistemas de pino de fibra de vidro, núcleo e coroa não foram encontrados na literatura.

Além de estudos experimentais, o comportamento dos modelos foi comparado a estudos numéricos de metodologias semelhantes. O Modelo 1 se comportou de forma consistente com outros estudos que simularam numericamente a distribuição das tensões em dentes tratados endodonticamente restaurados com pinos e núcleos (ALBUQUERQUE et al., 2003; LANZA et al., 2005; PEGORETTI et al., 2002; SANTOS et al., 2010; SORRENTINO et al., 2007b). O comportamento dos Modelos 2 e 3 também foi comparado aos resultados de estudos numéricos com modelos com raízes estruturalmente comprometidas (COELHO et al., 2009; LI et al., 2006; MEZZOMO et al., 2011).

O movimento da raiz é limitado pelo osso alveolar e pelo grau de compressibilidade do ligamento periodontal. A coroa do dente age como uma viga suspensa fixada ao conjunto raiz/ligamento/osso. A carga aplicada na superfície palatina da coroa em dentes anteriores superiores gera um momento que tende a flexionar a coroa na direção vestibular. Considerando-se o longo eixo vertical do dente como a linha neutra, toda a porção palatina vai estar tracionada, enquanto que toda a porção vestibular vai estar comprimida. Essas tensões geradas no interior do terço cervical da coroa serão transmitidas ao terço cervical da raiz. Em ambos os lados, a superfície externa da raiz será a mais solicitada porque representa a maior distância da linha neutra. Esse comportamento foi reproduzido nos três modelos, bem como em outros estudos numéricos que investigaram dentes sadios e restaurados com pinos e núcleos, independente do tipo de pino utilizado (ALBUQUERQUE et al., 2003; COELHO et al., 2009; SORRENTINO et al., 2007a). Com exceção do Modelo 3, as tensões de tração na dentina foram maiores do que as de compressão.

Na dentina, as tensões máximas foram observadas no terço cervical da raiz. Esse comportamento foi consistente com estudos prévios que simularam numericamente a distribuição de tensões em dentes endodonticamente tratados restaurados com pinos e núcleos (PEGORETTI et al. 2002; LANZA et al., 2005)

Pegoretti et al. (2002) estudaram a resposta mecânica de pinos de fibra de vidro através de simulação bidimensional por elementos finitos em incisivos inferiores com coroas cerâmicas. Os incisivos inferiores recebem a carga oclusal numa direção inversa à dos incisivos superiores devido ao trespasse vertical e horizontal natural dos dentes superiores

sobre os inferiores. Por esta razão, a carga foi aplicada a 45° na borda incisal dos modelos. Apesar de representar um dente inferior, o comportamento dos modelos foi similar ao observado neste estudo para o Modelo 1: o dente restaurado com pino de fibra de vidro apresentou tensões na região cervical, atribuídas a sua maior flexibilidade e à menor rigidez do material do núcleo. As maiores tensões equivalentes reportadas surgiram na região cervical e mostraram picos menores com os pinos de fibra de vidro (cilíndricos com extremidade cônica) do que com núcleos metálicos fundidos ou pinos de fibra de carbono, devido à rigidez mais próxima à do dente.

Lanza et al. (2005) analisaram o comportamento mecânico de um incisivo central superior restaurado com pinos fibra de vidro, núcleo de resina composta e coroa metálica em ouro, variando a rigidez do cimento utilizado (módulo de elasticidade: 7,0 a 18,7 GPa). Uma força estática de 10 N foi aplicada a 125° de inclinação. Os resultados mostraram tensões equivalentes com valores máximos de 2,2 MPa, para os cimentos com alto ou baixo módulo de elasticidade. As tensões máximas ocorreram na interface entre o pino e o cimento por vestibular na região cervical da raiz. O Modelo 1 tem características semelhantes, no que diz respeito ao tipo de dente, de pino e núcleo, e à coroa metálica. A espessura da camada de cimento não pôde ser comparada, pois não foi especificada no estudo de Lanza et al. Com relação ao módulo de elasticidade do cimento, foi atribuído um valor mais baixo no Modelo 1 (5,5 GPa). Considerando a linearidade da análise, para uma carga de 100 N, as tensões equivalentes estariam em torno de 22 MPa. As maiores tensões de compressão (S3: -27,2 MPa) foram observadas no pino do Modelo 1 exatamente na interface com o cimento por vestibular na região cervical, levando a crer que este se comportou de maneira similar ao descrito por Lanza et al.

Sorrentino et al. (2007a, b) demonstraram que as maiores tensões se concentram no lado radicular da junção cimento-esmalte, próximas à margem da coroa, na interface restauração-cimento-dentina nos lados vestibular e lingual do dente e decrescem progressivamente da parte externa para a interna. Esse comportamento foi reproduzido nos três modelos, bem como em outros estudos numéricos que investigaram dentes sadios ou restaurados com pinos, independente do tipo de pino utilizado (ALBUQUERQUE et al., 2003; COELHO et al., 2009)

Li et al. (2006), num estudo sobre raízes fragilizadas pelo método dos elementos finitos, criaram um modelo tridimensional semelhante aos Modelos 2 e 3. Um pino de titânio foi utilizado ao invés do pino de fibra de vidro. A região do defeito radicular foi reconstruída pelo “cimento”, cujo módulo de elasticidade variou de 1,8 a 22,4GPa. Essa região

correspondeu à região da reconstrução com resina composta (módulo de elasticidade: 10,49GPa) no Modelo 2 e com ionômero de vidro (módulo de elasticidade: 4,12GPa) no Modelo 3. Nenhum material com módulo de elasticidade semelhante ao do Modelo 2 foi utilizado na simulação. Com o cimento Panavia F (Módulo de elasticidade: 18,3GPa), uma distribuição mais homogênea das tensões na dentina foi alcançada (31,55MPa), levando a crer que o uso de materiais com rigidez próxima à da dentina deve ser recomendado. No Modelo 2, foram encontradas tensões ligeiramente maiores na dentina (32,6MPa), o que pode ser explicado pela menor rigidez da resina utilizada na reconstrução (10,49GPa). O uso de um pino de titânio isotrópico, mais rígido, com módulo de elasticidade de 120GPa, pode ter contribuído para diminuir as tensões na região cervical do cimento e da dentina, em relação ao uso de pinos de fibra de vidro (E_y : 42,5; $E_{(x \text{ e } z)}$: 9,5GPa). Quando o ionômero de vidro foi utilizado (módulo de elasticidade: 4GPa), a magnitude das tensões principais observadas na dentina foram da ordem de 36,63MPa, aproximando-se do comportamento do Modelo 3, com tensões de 39,4MPa.

Coelho et al. (2009) investigaram a influência de pinos de fibra na distribuição das tensões em dentes com raízes enfraquecidas reconstruídas com resina composta internamente, por meio de uma análise por elementos finitos bidimensional. No entanto, a geometria do defeito foi diferente da geometria criada nos Modelos 2 e 3, uma vez que o defeito era mais estreito e mais profundo (abrangendo todo o terço médio da raiz até o ápice do pino) com paredes paralelas, deixando paredes radiculares mais espessas na região cervical e mais delgadas na porção apical. A camada de cimento ou adesivo não foi modelada. Os dentes receberam coroas cerâmicas com férula. Uma força de compressão de 10N foi aplicada na superfície palatina a 135° com o longo eixo da raiz, numa direção vestibular. Como resultado da maior profundidade do defeito, que deixa as paredes dentinárias apicais mais delgadas em função da conicidade apical da raiz, bem como da presença da férula, as maiores tensões, tanto de tração quanto de compressão, se localizaram na dentina apical.

No estudo de Mezzomo et al. (2011), um modelo tridimensional de um incisivo central superior restaurado com pino de fibra de vidro, núcleo e coroa pôde ser comparado a um modelo do mesmo dente com canal ampliado e raiz reconstruída com cimento à base de resina (Panavia F - Kuraray, Tokyo, Japão). Uma carga de 100N foi aplicada a 45° na superfície palatina e as tensões geradas em decorrência desse carregamento foram analisadas. Assim, como no estudo de Coelho et al. (2009), a geometria do defeito também se estendeu até a porção apical do pino, porém com paredes com 1° de inclinação a partir da guta-percha, gerando um defeito cônico. O defeito radicular foi reconstruído diretamente com o cimento,

com módulo de elasticidade de 18,6GPa, o mesmo atribuído à dentina. No modelo com raiz íntegra e pino de fibra de vidro, as maiores tensões equivalentes ocorreram no cimento (47MPa). No modelo com canal ampliado, o pico de tensão ocorreu no ponto de aplicação da carga (46,2MPa), não havendo concentração na camada de cimento. Uma vez que, em ambos os modelos, com raiz íntegra ou reconstruída, a rigidez das paredes é a mesma, é possível que a menor espessura da camada de cimento no modelo com raiz íntegra tenha influenciado o resultado, havendo uma menor capacidade de dissipar as tensões. No Modelo 2 do presente estudo, a raiz foi reconstruída com resina composta, com módulo de elasticidade menor (10,49GPa) do que o das paredes dentinárias (18,45GPa). Essa diferença gerou diferentes tensões entre a raiz (S1: 32,6; S3: - 30,9MPa) e a área da reconstrução (S1: 10,6; S3: - 12,7MPa). As maiores tensões na dentina radicular, tanto por vestibular quanto por lingual, distribuíram-se ao longo dos terços cervical e médio, correspondendo à profundidade do defeito, e foram maiores na superfície externa do que na interna da raiz.

6.2 Análise biomecânica comparativa do comportamento dos modelos

Alguns estudos experimentais indicam um melhor comportamento mecânico de raízes fragilizadas, após a reconstrução radicular, devido a um aumento na resistência à fratura e ao fato de que a maioria das fraturas são consideradas recuperáveis proteticamente (BONFANTE et al., 2007; GONCALVES et al., 2006; SAUPE; GLUSKIN; RADKE JR, 1996). A análise numérica dos Modelos 2 e 3 em relação ao Modelo 1 revelou que raízes reconstruídas têm seu comportamento à tração restabelecido, mas as tensões de compressão ainda parecem discretamente maiores do que numa raiz íntegra.

De modo geral, os resultados numéricos do Modelo 2 foram compatíveis com os resultados experimentais de Gonçalves et al. (2006), que compararam o comportamento de raízes fragilizadas reconstruídas com várias marcas de resina composta e pinos de titânio em relação ao de raízes sem reconstrução restauradas com núcleo metálico fundido. Um grupo de raízes íntegras restauradas com núcleo metálico fundido foi utilizado como controle. Não houve diferença estatística entre a resistência das raízes reconstruídas em relação às raízes íntegras (controle), embora a amostra tenha apresentado grande variabilidade. A localização das fraturas não foi informada.

Durante a comparação dos resultados deste estudo com os dados presentes na literatura, pode-se observar que alguns estudos utilizam como controle dentes restaurados

com núcleo metálico fundido. A análise, tanto qualitativa, quanto quantitativa do comportamento das tensões num modelo de uma raiz fragilizada reconstruída com um sistema de pino/núcleo metálico fundido poderia ser interessante para complementar as informações sobre as técnicas disponíveis de reabilitação dessas raízes.

Com relação às tensões de tração (S1), a comparação dos resultados numéricos entre os Modelos 1 e 2 (FIGs. 5.1 a 5.4; 5.15 a 5.18; 5.54 e 5.55) revelou que a magnitude das tensões foi praticamente igual na dentina (Modelo1: 32,4MPa; Modelo 2: 32,6MPa) e com a mesma localização (cervical por lingual). Provavelmente, a rigidez da camada de resina composta aderida às paredes dentinárias foi capaz de absorver as tensões e diminuir a sobrecarga na parede delgada de dentina adjacente.

O mesmo ocorreu nos pinos (Modelos 1 e 2: aproximadamente 7MPa) ao longo da superfície lingual (FIGs. 5.6, 5.22 e 5.56). Essa localização das tensões S1 pode ser explicada pela flexão da porção coronária do pino no interior do núcleo coronário em direção vestibular. O momento fletor gera tensões maiores na porção radicular por lingual. A flexão da porção coronária traciona a porção cervical do pino imediatamente adjacente à porção coronária, cuja deformação é limitada pela restrição imposta pelas paredes do canal (Modelo1) ou da resina composta (Modelo 2). Uma pequena área com tensões mais elevadas foi localizada apicalmente nos pinos de ambos os modelos (Modelo 1: 9,4MPa; Modelo 2: 8,3MPa). Esse fenômeno foi atribuído a uma pequena concentração de tensões, devido à geometria do pino, que apresenta um ângulo apical reto e vivo (não arredondado).

De modo geral, a magnitude das tensões na camada de cimento (módulo de elasticidade: 5,5GPa) foi baixa e bem menor do que nas outras estruturas dos modelos. Spazzin et al. (2009), estudando as tensões em dentes com pinos de fibra de vidro, variando a rigidez da camada de cimento (7,0 a 18,6GPa), relataram que o cimento resinoso com alto módulo de elasticidade gerou níveis de tensões mais altos na camada de cimento.

As tensões S1 na camada de cimento foram menores no Modelo 1 (4 a 5MPa) (FIGs. 5.7; 5.23 e 5.24; e 5.58) do que no Modelo 2 (7,3MPa). No Modelo 1, a localização das tensões S1 no cimento acompanhou a localização das tensões no pino. Da mesma forma, no Modelo 2, a distribuição das tensões no cimento corresponderam à localização das tensões no pino apicalmente e na reconstrução com resina composta por cervical. Durante a flexão da coroa para vestibular, surgem tensões de tração em toda a parte lingual. Essas tensões tracionam a dentina radicular por cervical e são transmitidas ao cimento. No Modelo 1, a espessura da parede de dentina é maior, havendo menor deformação e, conseqüentemente, maiores tensões do que na camada de cimento que está mais no centro. No Modelo 2, a

porção cervical do cimento é mais solicitada, por estar interposta entre a fina parede de dentina externamente e a resina composta mais flexível internamente ($E=10,49\text{GPa}$). A ocorrência de tensões maiores no cimento do Modelo 2 em relação ao Modelo 1 pode ser atribuída à maior deformação da parede da dentina em relação à camada de cimento no Modelo 2.

Assim como no Modelo 2, a magnitude das tensões S1 na dentina do Modelo 3 (31,8MPa) foi praticamente igual à do Modelo 1 (32,4MPa), também com a mesma localização (cervical por lingual) (FIGs. 5.1 a 5. 4; 5. 35 a 5.38; 5.54 e 5.55). A área abrangida pela zona de maior tensão foi progressivamente aumentando do Modelo 1 para o Modelo 3, à medida que diminuía o módulo de elasticidade dos materiais constituintes da região cervical (dentina, resina composta e ionômero de vidro). Esse fato pode ser explicado pela maior deformação à medida que a rigidez diminui, conduzindo as tensões a áreas antes menos solicitadas, como o pino, cuja rigidez foi mantida constante.

No Modelo 3, as tensões S1 no pino (1,6MPa) e na camada de cimento (2 a 4MPa) foram bem menores, quando comparadas aos Modelos 1 (4 a 5MPa) e 2 (7,3MPa). Entretanto, pode-se observar que o cimento e o pino trabalharam de forma solidária, com a dentina e a região da reconstrução recebendo a maior parte da carga nos três modelos. Tanto o pino quanto o cimento no Modelo 3 estão “incluídos” num anel de uma estrutura de baixo módulo de elasticidade, o ionômero de vidro ($E=4,5\text{GPa}$). Isso facilita a deformação do conjunto pino e cimento e diminui as tensões nessas regiões. No Modelo 2, o cimento está confinado entre duas estruturas de módulo de elasticidade mais alto, a dentina ($E=18,45\text{GPa}$) e a resina composta ($E=10,49\text{GPa}$). Fatores relacionados à geometria do modelo 2, onde a camada de cimento abraça a área reconstrução, podem ter contribuído para o aumento das tensões.

A distribuição das tensões S1 e S3 na dentina radicular foi igual para os três modelos: sempre aumentando no sentido cervical longitudinalmente e no sentido do centro para a superfície do dente transversalmente. Kishen, Ramamurty e Asundi (2000), num estudo sobre os materiais que constituem o dente, reconheceram que a estrutura dentária exibe uma sofisticada anisotropia graças aos seus padrões histofisiológicos. Para esses autores, o módulo de elasticidade de uma determinada área da dentina está relacionado ao seu grau de mineralização diretamente, e à demanda de função naquela área indiretamente. Estudando a anisotropia da dentina por meio de ensaios de microdureza associados à fluoroscopia e fotoelasticidade, os autores observaram que tanto o módulo de elasticidade quanto a dureza exibem uma tendência a aumentar gradualmente do centro para a superfície do dente, e da

região apical para a cervical, bem como o grau de mineralização. A dentina interna atua amortecendo as tensões durante a deformação, de modo que tensão decresce à medida que caminha para fora. Na ausência de uma dentina interna para amortecimento, as tensões tendem a se acumular externamente (KISHEN; KUMAR; CHEN, 2004).

No que diz respeito às tensões de compressão (S3), os resultados obtidos demonstraram que os níveis de tensão são mais altos no interior da dentina de raízes reconstruídas (Modelo 2: -30,9MPa; Modelo 3: -39,4MPa), quando comparadas a raízes sadias com uma mesma carga (Modelo 1: -27,2MPa). Moosavi, Maleknejad e Kimyai (2008) demonstraram que raízes fragilizadas, mesmo após a reconstrução com resina composta, apresentaram resistência à carga compressiva menor que a metade da resistência de uma raiz intacta.

A discrepância entre a rigidez do ionômero ($E=4,12\text{GPa}$) e a da dentina ($E=18,45\text{GPa}$) é bem maior do que com as resinas compostas ($E=10,49\text{GPa}$). Provavelmente, a camada de ionômero, confinada entre a raiz e o pino, não teve rigidez suficiente para absorver as tensões de compressão transmitidas pela dentina adjacente. Isso pode ser confirmado pela menor tensão encontrada na área da reconstrução com ionômero no Modelo 3 (-8,1MPa) do que na área da reconstrução com resina composta no Modelo 2 (-12,7MPa).

Ao contrário de S1, as tensões S3 na superfície vestibular do pino aumentaram do Modelo 1 (-19,1MPa) em direção ao Modelo 2 (-23,4MPa) e Modelo 3 (-23,9) e tiveram magnitude bem maior. As tensões concentradas no ápice mantiveram-se estáveis entre os modelos (Modelo 1: -7 a -8MPa; Modelo 2: -7 a -9MPa; Modelo 3: -7 a -8MPa).

As tensões S3 no cimento variaram (Modelo 1: -4 a -5MPa; Modelo 2: -10,5MPa; Modelo 3: -3MPa). Da mesma forma, fatores relacionados à geometria do Modelo 2 podem ter contribuído para o aumento das tensões. Nos Modelos 1 e 3, a camada de cimento, mais longilínea, fica contida entre as paredes de dentina ou ionômero e tende a ficar mais estabilizada.

De modo geral, o comportamento da reconstrução radicular com a resina composta (Modelo 2) ficou mais próximo do comportamento de uma raiz íntegra (Modelo 1), do que a reconstrução com o ionômero de vidro tipo cermet (Modelo 3). Além de uma melhor distribuição das tensões, a resina composta é compatível com a matriz de Bis-GMA do pino, facilitando a adesão. Segundo Lanza et al. (2005), a adesão parece ser um parâmetro importante para se alcançar o comportamento ótimo das restaurações endodônticas.

6.3 Análise do comportamento dos modelos em relação à resistência à fratura de seus materiais constituintes

A análise comparativa entre os modelos é importante para uma compreensão abrangente do seu comportamento, mas não é suficiente para determinar qual a melhor forma de tratamento. É necessário ainda considerar a resistência de cada material, frente à carga imposta, e verificá-la durante a função mastigatória do dente em questão. As tensões geradas nos componentes dos modelos devem ser comparadas à tensão limite de cada material, à tração e à compressão (quando diferentes), com o propósito de prever a localização de uma possível falha. Somente de posse desses dados pode-se detectar o resultado real de cada técnica restauradora representada nos modelos.

Clinicamente, a falha desses sistemas restauradores resulta em fratura da raiz e/ou deslocamento do pino (AL-OMIRI et al., 2010; DIETSCHI et al., 2008; PEUTZFELDT; SAHAFI; ASMUSSEN, 2008) trazendo consigo a reconstrução, quando presente. Por essa razão, os materiais foram analisados separadamente e o foco da análise foi direcionado à resistência da dentina e do cimento, e à resistência da união adesiva entre os materiais, ou seja, a interface cimento/dentina, cimento/pino e ionômero/dentina, regiões onde a falha clínica é mais comum. Rupturas nas interfaces adesivas, ainda que parciais, significam a perda da função das restaurações em monobloco.

Durante a modelagem, assumiu-se que os materiais representados nos modelos seriam linearmente elásticos. A magnitude de 100N atribuída à força oclusal e aplicada nos três modelos durante a simulação baseou-se principalmente nessa característica linear da análise. A tensão resultante é linearmente proporcional à magnitude da carga, podendo, assim, ser calculada para qualquer carregamento. Além do mais, essa magnitude da força oclusal é compatível com os valores encontrados na literatura. Cimini Jr et al. (2000), após revisão crítica da literatura, demonstraram que a força oclusal nos incisivos varia de 89N até um valor máximo de 240N. A grande variação é explicada pelo uso de diferentes métodos de medição, bem como a seleção aleatória de voluntários, levando a amostras que podem apresentar características diferentes, entre estas, a força muscular, as condições dos dentes, idade, sexo.

A dentina é um material frágil, com o limite de proporcionalidade praticamente igual ao limite de fratura (LEHMAN, 1967). Vários estudos têm sido realizados no sentido de determinar a resistência à fratura da dentina à tração e os resultados evidenciam a variabilidade dessa propriedade: Bowen e Rodriguez (1962): 42MPa; Lehman (1967): 41,36MPa; Sano et al. (1994): 93,8 a 105,5MPa; Fuentes et al. (2004): 86,6MPa). Com uma

estrutura histológica peculiar, a dentina apresenta diferentes magnitudes de resistência à tração em diferentes regiões do dente. Tais variações são atribuídas principalmente à densidade de túbulos dentinários, em função da localização (coroa ou raiz) e da distância da polpa. A resistência da dentina coronária tende a diminuir com o aumento da densidade de túbulos variando de 33,9MPa (próximo à polpa) (GIANNINI; SOARES; CARVALHO, 2004) a 97,8MPa (próximo à junção esmalte-dentina) (STANINEC et al., 2002). O estudo de Miguez et al. (2004) é de particular importância por investigar a resistência à tração, não só da dentina coronária, mas também da dentina radicular (mais especificamente no terço cervical). Independente da localização, a tensão limite foi maior na direção perpendicular do que paralela aos túbulos. Na dentina radicular, a resistência variou de 63,2MPa (paralela) a 95,9MPa (perpendicular). A tensão limite na dentina coronária foi maior do que na radicular. Os autores relataram que o perfil das ligações cruzadas entre as moléculas de colágeno da matriz orgânica da dentina varia de acordo com a localização anatômica e que essa variação pode explicar parcialmente a diferença na resistência à tração entre a coroa e a raiz.

De acordo com Staninec et al. (2002) e Kinney, Marshall e Marshal (2003), a grande variação na magnitude da tensão limite da dentina à tração resulta da distribuição e propagação de trincas e defeitos pré-existentes. Por essa razão, os resultados da resistência à compressão, que parece ser menos afetada pelas trincas, são mais consistentes. Devido ao seu comportamento frágil, a resistência à compressão da dentina foi menos estudada, e os resultados de Craig e Peyton (1958) ainda são considerados como referência. Esses autores estabeleceram o gráfico tensão/deformação para a dentina à compressão na região elástica. A tensão limite da dentina variou de 262 a 340MPa, resultando num valor médio de 297MPa.

Nos três modelos estudados, a análise das tensões de tração (SI) na dentina radicular resultou em um valor máximo de 32,6MPa (Modelo 2) para uma força oclusal de 100N, ou seja, praticamente a metade da resistência mínima observada por Miguez et al. (2004) na dentina radicular. Isso significa que seria necessário o dobro da força para colocar o dente em risco de fratura. Esse dado foi confirmado no estudo de Perez-Gonzalez et al. (2011), no qual uma força média de tração de 191,2N foi necessária para provocar a falha de incisivos centrais superiores restaurados com pinos de fibra de vidro. Seguindo esse raciocínio, os valores máximos da força oclusal fisiológica relatada por Cimini Jr. et al. (2000) não seriam tolerados, nem mesmo por um dente com raiz íntegra restaurado com núcleo e coroa após o tratamento endodôntico. Portanto, a força oclusal excessiva, funcional ou parafuncional, pode explicar a falha dessa modalidade de tratamento em alguns pacientes.

A manutenção de 2mm de tecido dentinário sadio na região cervical da coroa pode aumentar a carga necessária para fratura da raiz, mas sabe-se que, em dentes com canais excessivamente ampliados, o conceito da férula não pode ser aplicado, pois o preparo da férula sempre envolve uma perda adicional de tecido na circunferência da dentina remanescente (NAUMANN; PREUSS; FRANKEBERGER, 2006). Na verdade, a resistência mecânica dos dentes restaurados com pinos de fibra está relacionada à quantidade de tecido coronário (FERRARI et al., 2007; NAUMANN; PREUSS; FRANKEBERGER, 2007).

Dietschi et al. (2008) relataram uma taxa de insucesso de 5% em dentes tratados endodonticamente reabilitados com pinos de fibra, núcleo e coroa após quatro anos. Devido às variações nos padrões da força oclusal entre os indivíduos, para Cimini Jr. et al. (2000), ao modelar as condições terapêuticas restauradoras dos dentes, os modelos deveriam ser menos genéricos, ou seja, mais específicos para um determinado paciente. Esse cuidado pode levar a resultados mais precisos.

Com relação às tensões de compressão, apesar do Modelo 3 ter apresentado o pior desempenho (-39,4MPa), o valor resultante da análise numérica permaneceu bem aquém da tensão limite da dentina à compressão indicada por Craig e Peyton (1958), mesmo se a força oclusal máxima (240N) for considerada. Esse fato leva a crer que, dentro das condições estudadas, quando a falha ocorre na dentina radicular, o mecanismo de falha mais provável seria o de fratura frágil por tração.

No que diz respeito ao cimento, dois tipos de falha podem ocorrer: fratura por tração ou por cisalhamento (SANTOS et al., 2010).

A aplicação de uma carga de 100N resultou em tensões de tração da ordem de 2 a 7,3MPa observadas na camada de cimento dos modelos de modo geral. Segundo De Jager, Pallav e Feilzer (2004), a contração de polimerização em camadas delgadas de cimento pode gerar tensões residuais, perpendiculares aos substratos de adesão, que aumentam a rigidez do cimento. Como consequência, as tensões calculadas pela lei de Hooke podem subestimar o real comportamento da camada de cimento. Tensões em torno de 25% maiores podem ocorrer como resultado da contração de polimerização.

Mesmo assim, de acordo com as informações do fabricante (3M Dental Products), esses valores de tensão estão muito aquém da resistência à tração do cimento Rely X Arc, que varia de 60 a 65MPa, dependendo do tipo de polimerização (auto ou fotopolimerização, respectivamente). Portanto, os resultados da análise numérica não revelaram uma possibilidade de deslocamento do pino por falha coesiva do cimento à tração nas condições estudadas (3M, 2011).

A resistência à compressão do cimento à base de resina Rely X Arc varia de 330 a 340MPa (3M Dental Products) . As tensões de compressão na camada de cimento variaram de – 27,2 a – 39,4MPa, demonstrando que, da mesma forma que para a tração, não há risco de falha compressiva do cimento (3M, 2011).

Embora os resultados tenham revelado que não há possibilidade de falha coesiva do cimento, esse fato não impede um possível descolamento do pino e/ou reconstrução por falha da adesão do cimento às estruturas adjacentes. Por esse motivo, a resistência de união das interfaces adesivas deve ser analisada.

Magni et al. (2007), estudando a adesão dos cimentos resinosos com pinos de fibra de vidro (FRC Postec, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) através de microtração e microscopia, detectaram que a resistência da união cimento/pino varia entre 12,73 a 19,42MPa, e que a grande maioria das falhas foi do tipo falha adesiva. Esse resultado é compatível com os dados obtidos neste estudo. Para uma força de 100 N, tensões com magnitude de 2 a 7,3MPa foram observadas na camada de cimento dos modelos. Principalmente no Modelo 2, onde a tensão ficou em torno 7,3MPa no cimento, uma variação na força para 200 N (ainda dentro dos padrões fisiológicos) poderia extrapolar a resistência da união do cimento com o pino, levando a uma falha adesiva.

Nos estudos de tração com pinos de fibra (BRAGA et al., 2006; GALLO III et al., 2002; MAGNI et al., 2007; PEREZ-GONZALEZ et al., 2011), as falhas adesivas demonstraram ser o padrão predominante. Entretanto, Le Bell et al. (2004), num estudo sobre a interface adesiva entre o pino e o cimento, indicaram que essa interface tem um papel menos importante no sucesso clínico dos sistemas restauradores com pino de fibra. Os autores sugeriram que a adesão entre a dentina e o cimento tem maior participação na retenção desses pinos no interior do canal. A importância da união adesiva entre a resina composta e a dentina também foi evidenciada por Aksornmuang et al. (2007) que, após um ensaio de microtração, observaram a superfície fraturada à microscopia eletrônica, e concluíram que apenas uma pequena parte dos espécimes fraturou coesivamente na dentina ou cimento. Sahafi et al. (2004), investigando a retenção dos pinos de fibra de vidro, observaram que, apesar de uma força de tração de 137N (ParaPost Cement, Coltene/Whaledent, Suíça) a 245 N (Panavia, Kuraray, Osaka, Japão) ter sido necessária para a remoção dos pinos do interior das raízes, a superfície do pino apresentou-se de 92 a 100% recoberta pelo cimento resinoso, confirmando que o elo mais importante da união está na adesão entre a dentina e o cimento. Sahafi e Peutzfeldt (2009) conduziram um novo estudo, desta vez com o cimento autoadesivo Rely X Unicem (3M ESPE; MN, EUA) e Panavia (Kuraray, Osaka, Japão), encontrando valores de

236 a 274N (respectivamente) para remoção dos pinos de fibra de vidro por tração. As falhas na interface adesiva cimento/dentina foram mais numerosas do que as coesivas, e mais numerosas com o Unicem do que com a Panavia, diferença que pode ser explicada pela diferente composição dos dois cimentos.

De acordo com o fabricante (3M, 2011), o limite de ruptura à tração da união entre a dentina e o cimento Rely X Arc varia de 16 a 17MPa. Esse valor coincide com os valores relatados em estudos sobre a resistência da união entre a dentina tratada e o cimento Rely X Unicem (fotopolimerizável) (16,6 a 16,8MPa) (ARI; YASAR; BELLI, 2003) e o cimento Rely X Arc (polimerização dual) (18 a 19MPa) (ASMUSSEN; PEUTZFELDT, 2006).

Diante da resistência à tração relatada na literatura, os resultados deste estudo confirmam a maior probabilidade de falha clínica na ruptura da ligação entre a dentina e a camada de cimento no Modelo 2. Nas condições estudadas, uma variação na força oclusal dentro dos limites fisiológicos pode levar ao deslocamento do pino devido a uma falha adesiva na união entre o cimento e a dentina.

As tensões de cisalhamento na camada de cimento não foram verificadas neste estudo, embora sua importância seja reconhecida na literatura (SAHAFI et al., 2003). Quando submetidas a cargas de tração ou compressão, tensões de cisalhamento surgem nas interfaces adesivas e podem ser responsáveis pela falha da união adesiva do cimento à base de resina, tanto com a dentina quanto com o pino intrarradicular (DE JAGER; PALLAV; FEILZER, 2004).

Thornton, Retief e Bradley (1986), com o propósito de determinar as diferenças na resistência da união entre o cimento ionômero de vidro convencional (KetacFil) e o cermet (KetacSilver) com a dentina à tração, detectaram que a resistência da união ionômero/dentina foi de 2,0 ($\pm 2,3$) MPa para o KetacFil e de 0,5 ($\pm 1,3$) MPa para o KetacSilver. Apesar dos resultados terem apresentado grande variação (desvio-padrão maior que a média), demonstraram que a inclusão da prata diminui a adesão do ionômero à dentina. Chung (1993) estudou as propriedades dos cimentos de ionômero de vidro reforçados por metal, e verificou que a resistência à tração do KetacSilver é de 12,8MPa e a resistência da união com a dentina é de 4,3MPa. A maior parte das falhas (80%) foi do tipo mista (adesiva e coesiva) e os outros 20% foram falhas adesivas. Nenhuma falha exclusivamente coesiva foi observada.

No Modelo 3, as tensões no interior da reconstrução adesiva com ionômero de vidro foram da ordem de 9,5MPa, concentradas no limite cervical, na região próxima à dentina radicular. Tensões dessa magnitude na região cervical, embora dentro dos limites de

resistência à tração do ionômero KetacSilver, levariam à ruptura da união adesiva entre o ionômero KetacSilver e a dentina. Para restaurações convencionais, Chung (1993) sugeriu que retenções mecânicas adicionais fossem realizadas, mas esse procedimento não seria possível nas paredes delgadas de raízes enfraquecidas.

Os resultados deste estudo demonstram que, apesar da magnitude das tensões máximas e mínimas nas paredes dentinárias da raiz indicar uma possibilidade pequena de falha na dentina radicular nas condições estudadas, o prognóstico para as reconstruções de raízes fragilizadas é desfavorável, devido à possibilidade de falha nas interfaces adesivas. Nas reconstruções com resina composta, a falha mais provável ocorreria na união cimento/dentina, enquanto que com o cimento de ionômero de vidro a falha ocorreria na união ionômero/dentina.

6.4 Análise do comportamento dos modelos à fadiga

Após a análise numérica, a interpretação dos resultados referentes às tensões na dentina sugere uma possibilidade remota de fratura das paredes radiculares após carregamento estático dentro dos limites fisiológicos. Entretanto, as fraturas dos dentes podem ser associadas tanto a falhas catastróficas, induzidas por carga oclusal excessiva, como a um crescimento subcrítico de uma trinca induzida por carga cíclica (fadiga) (WISKOTT; NICHOLLS; BELSER, 1995). Embora as tensões nas cargas estáticas não alcancem os limites de falha da dentina, sua significativa oscilação devida aos ciclos mastigatórios repetitivos ao longo da vida pode influenciar a habilidade dos sistemas restaurados de suportar a carga de fadiga (LANZA et al., 2005).

De acordo com Kinney, Marshall e Marshall (2003), tensões de tração menores que aproximadamente 30MPa estão aparentemente abaixo do limite de fadiga da dentina livre de trincas. Entretanto, com base no mecanismo de propagação das trincas de fadiga, uma trinca pré-existente de um tamanho suficiente (aproximadamente 0,3-1,0mm) pode crescer em proporções catastróficas sob tensões abaixo de 30MPa. Os resultados numéricos deste estudo apontam níveis de concentração de tensão de tração em torno de 32MPa no terço cervical da raiz, na região lingual dos três modelos, demonstrando que, nas três situações clínicas estudadas, os dentes trabalham próximos à resistência à fadiga da dentina estruturalmente perfeita, uma situação clinicamente improvável. Soma-se a isso o fato do carregamento uniaxial reproduzir apenas parcialmente as condições mecânicas do ambiente oral. Portanto,

deve-se lembrar que, implícita nos índices de insucesso clínico dos sistemas restaurados com pinos, está a participação não somente da característica cíclica, como também multiaxial da carga mastigatória. Tais fatores podem explicar os índices de 3,8% de falha após um ano (NAUMANN; BLANKENSTEIN; DIETRICH, 2005) e de 5% após cinco anos (DIETSCHI et al., 2008). Peutzfeldt, Sahafi e Asmussen (2008), num levantamento sobre as falhas de restaurações retidas a pinos, reportaram ser a fratura do dente o tipo mais comum de falha, seguido do deslocamento do pino. O tempo médio de sobrevivência dos dentes foi de onze anos e, das restaurações que falharam, 61% funcionaram por dez anos ou menos.

Além da resistência da dentina à fadiga, é necessário avaliar o comportamento das interfaces dentina/cimento/resina e dentina/ionômero de vidro. A resistência da adesão do cimento Rely X Arc à resina composta indireta com carga estática foi obtida por Mak et al. (2002) como sendo 34MPa. À microscopia eletrônica de varredura, as falhas são do tipo adesivas, entre o cimento e a resina composta. Na técnica representada no Modelo 2, a reconstrução da raiz em resina composta é realizada de forma indireta, sendo cimentada na raiz, utilizando o cimento Rely X. Considerando a resistência à fadiga da interface cimento/resina 30 a 40% menor (DE MUNCK et al., 2005), tensões da ordem de 20,4 a 23,8MPa levariam à ruptura da união entre o cimento e a resina. As tensões em torno de 7,3MPa, observadas na camada de cimento bem como aquelas observadas no interior da resina composta (10,6MPa), não atingiriam esse limite com a carga de 100N utilizada na simulação.

Seguindo o mesmo raciocínio, a estimativa de resistência à fadiga baseada na resistência à carga estática da união entre a dentina e o cimento Rely X Arc à tração (16 a 17MPa) (3M, 2011) resultaria em valores em torno de 11,2 a 11,9MPa, indicando que a resistência da união cimento/dentina também não estaria comprometida, com uma carga oclusal de 100N.

Como o Modelo 2 demonstrou os maiores níveis de tensão na camada de cimento, seria improvável que falhas adesivas ocorressem também nos Modelos 1 e 3 com a carga utilizada.

Para a análise de fadiga do Modelo 3, a resistência à tração do ionômero, e não de sua união com a dentina, deve ser avaliada. Um rompimento da união ionômero/dentina à fadiga somente seria possível como resultado da propagação de um defeito no interior do ionômero em direção à interface com a dentina, ou seja, uma falha coesiva no ionômero.

O comportamento do ionômero de vidro cermet KetacSilver à fadiga é pouco estudado. Walls et al. (1987) encontraram um limite de fadiga à compressão de 96,52MPa.

Porém, apesar da matriz polimérica, sabe-se que o KetacSilver exhibe comportamento frágil, com resistência à tração bem menor que a resistência à compressão (em torno de 12 e 200MPa, respectivamente) (CHUNG, 1993; XIE et al., 2000).

Estudos sobre a resistência à fadiga à tração do ionômero de vidro cermet não foram localizados para análise do comportamento do Modelo 3. Entretanto, uma vez que as tensões encontradas no interior da reconstrução com ionômero no Modelo 3 foram da ordem de 9,5MPa, e considerando-se que a resistência à fadiga é menor que a resistência à tração com carga estática (DE MUNCK et al., 2005), seu limite de fadiga seria menor que 12MPa. Sendo assim, provavelmente, a reconstrução com o ionômero não seria capaz de resistir aos ciclos mastigatórios repetitivos, a longo prazo, principalmente com cargas oclusais maiores. Esse comportamento é compatível com estudos laboratoriais. Gateau, Sabek e Dailey (1999), compararam o cimento de ionômero de vidro com a resina composta e o amálgama, quando utilizados sob coroas artificiais, submetidos a uma carga cíclica de 400N ($1,5 \times 10^5$ ciclos). O ionômero de vidro demonstrou a maior taxa de defeitos microscópicos. Kovarik, Breeding e Caughman (1992), estudando o comportamento à fadiga dos três materiais sob condições simuladas de mastigação (10^6 ciclos de carga vertical e horizontal), demonstraram que todos os dentes restaurados com o ionômero de vidro como núcleo falharam. O mesmo foi observado por Cohen et al. (1997) após 4×10^6 ciclos de 22N.

Para Naumann et al. (2009), o tempo necessário, o custo e a dificuldade de padronização dos estudos clínicos dificultam sua execução. Por essa razão, os ensaios *in vitro* são importantes para fornecer as bases científicas para a avaliação do risco de falha desses dentes. Numa extensa revisão sobre os parâmetros que influenciam a resistência *in vitro* dos dentes com restaurações retidas a pinos, os autores revelaram a heterogeneidade entre os estudos disponíveis na literatura, levando à impossibilidade de comparação dos resultados. Uma série de parâmetros influencia a resistência à fratura dos dentes tratados endodonticamente, como a idade do paciente, a presença de placa bacteriana, o número de dentes adjacentes, os contatos oclusais, a posição dos dentes na arcada, o grau de destruição dos dentes e a presença da férula. Sendo assim, a normatização dos ensaios *in vitro* se faz necessária. O uso de equipamentos diferentes para testar as propriedades mecânicas básicas, a influência da angulação da carga aplicada, do meio de armazenamento dos dentes, do tipo de dentes leva a resultados inconsistentes ou conflitantes, cuja relevância clínica é limitada. Carvalho et al. (2012), estudando a durabilidade da resistência de união das interfaces adesivas, realçaram a incompatibilidade dos resultados dos ensaios laboratoriais com os relatos sobre o desempenho dessas restaurações a longo prazo. Segundo os autores, a rápida

degradação relatada nos estudos *in vitro* não corresponde ao comportamento clínico das restaurações.

Estudos que utilizam o método dos elementos finitos também têm suas limitações (HOLMES; DIAZ-ARNOLD; LEARY, 1996). Devido às simplificações adotadas nos modelos de elementos finitos, tal como considerar a dentina um material com um comportamento elástico linear, isotrópico e homogêneo (AROLA; REPROGEL, 2006; KISHEN; KUMAR; CHEN, 2004), a extrapolação dos resultados numéricos para situações clínicas deve ser cautelosa. Além disso, dificuldades em simular a complexidade das condições clínicas (variabilidades observadas na força mastigatória, bem como aquelas inerentes aos dentes naturais, como o grau de calcificação do dente, microfraturas na dentina, dimensões dos dentes, localização e forma dos canais, variações na dentina devidas ao estado pulpar previamente ao tratamento endodôntico e à idade do paciente, além do uso de uma técnica adesiva altamente sensível) (BONFANTE et al., 2007) levam a dificuldades na transposição de dados numéricos e até mesmo experimentais, para situações clínicas.

Embora os resultados deste estudo revelem a possibilidade de insucesso clínico das reconstruções de raízes fragilizadas, levando-se em consideração todas as dificuldades descritas acima, propõe-se que, durante o plano de tratamento, as características individuais de cada paciente sejam avaliadas. Em condições clínicas específicas, apesar de seu prognóstico limitado, a reconstrução das paredes radiculares pode estar indicada, principalmente como uma alternativa à extração. Esse tipo de tratamento pode fornecer melhores resultados do que restaurações utilizando núcleos metálicos fundidos ou pinos pré-fabricados com uma camada de cimento espessa (BONFANTE et al., 2007; SAUPE; GLUSKIN; RADKE JR., 1996; YOLDAS; AKOVA; UYSAL, 2005).

7 CONCLUSÕES

A análise numérica dos modelos criados neste estudo, dentro das condições de simulação analisadas, permitiu a visualização do panorama da distribuição das tensões em dentes tratados endodonticamente restaurados com pinos, núcleos e coroas. Uma análise das tensões de cisalhamento pode ser necessária para complementar as informações sobre o comportamento desses dentes. De modo geral, o comportamento dos modelos foi compatível com os dados publicados na literatura.

Diante dos resultados deste estudo, pode-se concluir que:

- a) a magnitude das tensões $S1$ na dentina de raízes fragilizadas reconstruídas com resina composta ou ionômero de vidro cermet, sob carga estática, foi semelhante àquelas geradas em raízes íntegras. As tensões $S3$ foram maiores no Modelo 3. As tensões $S1$ e $S3$ no pino e cimento foram variáveis entre os três modelos;
- b) de acordo com a resistência dos materiais representados, a magnitude das tensões máximas nas paredes dentinárias da raiz indicou alguma possibilidade de falha na dentina radicular com carga estática à tração, sob forças oclusais máximas dentro dos limites fisiológicos;
- c) nas condições estudadas, a análise das tensões apontou um prognóstico desfavorável para as reconstruções de raízes fragilizadas, devido à possibilidade de falha nas interfaces adesivas. Nas reconstruções com resina composta (Modelo 2), a falha mais provável ocorreria na união cimento/dentina, enquanto que com o cimento de ionômero de vidro (Modelo 3) a falha ocorreria na união ionômero/dentina
- d) com base na resistência à fadiga dos materiais estudados, previsões sobre o comportamento dos modelos, a longo prazo, puderam ser realizadas. Os resultados deste estudo demonstraram que, nos três modelos, os dentes trabalham próximos à resistência à fadiga da dentina perfeitamente sadia. Considerando-se a presença de trincas e defeitos, a possibilidade de fratura é ainda maior;
- e) no Modelo 2, as interfaces adesivas do cimento à base de resina não estão sujeitas a falha por fadiga. No Modelo 3, a análise das tensões demonstrou que a reconstrução com o ionômero não seria capaz de resistir aos ciclos mastigatórios repetitivos, a longo prazo, principalmente com cargas oclusais maiores.

Apesar de algumas predições negativas quanto ao comportamento dos modelos nas condições analisadas neste estudo, a reconstrução adesiva de raízes fragilizadas durante a reabilitação de dentes tratados endodonticamente por meio de pinos e núcleos não deve ser contraindicada. Entretanto, tal procedimento deve ser conduzido cuidadosamente, levando-se em consideração as variáveis individuais, para se alcançar resultados satisfatórios a longo prazo. Quando indicada, a reconstrução deve ser realizada com resina composta, tomando-se os devidos cuidados para se obter uma interface adesiva de boa qualidade.

ABSTRACT

The restoration of endodontically treated teeth is often a complex task, because of the great loss of coronal structure. When the destruction reaches the root, the flared canal makes the insertion of an endodontic post very difficult, during the prosthetic rehabilitation of the tooth. The reconstruction of the cervical root walls with adhesive restorative materials has been suggested, due to their favorable mechanical properties and dentin bonding ability. This study aimed to apply the finite element method to: (a) compare the stress distribution in endodontically treated teeth with reconstructed roots to those with healthy roots, under static loads; (b) investigate the location and probable modes of failure (root fracture, post dislodgement) of the reconstructed roots, according to the strength of the dentin and the materials used; (c) verify the behavior of these teeth under cyclic loads, based on the stress magnitudes and distributions, and also, based on the fatigue strength of the simulated materials; (d) compare the results to the data available in the literature. The software Ansys® 12.0 (Canonsburg, PA, EUA) was used for modeling and processing. Three geometric 3D models were created, representing a maxillary central incisor with a healthy root, post/core and crown restored (Model 1), or with weakened roots reconstructed with composite resin (Modelo2) or cermet glass ionomer cement (Model 3) prior to the post/core/crown restoration. A 100N load was applied on the palatal surface at 130° to the long axis of the tooth. The principal stresses (S1 and S3) were used for the stress analysis of the tooth, isolated root, post, cement and root reconstruction area. Under static loads, the results indicated that failure is unlikely to occur in the root dentin. However, there is a possibility of failure of the adhesive interfaces. In Model 2, the most probable failure would appear along the cement/dentin bonding interface, while in Model 3, this would happen along the dentin/ionomer interface. When compared to Model 3, the behavior of Model 2 is more similar to that of Model 1. Based on the fatigue strength of the materials that were simulated, the results demonstrate that, for the 3 models, the teeth work very close to the fatigue limit of the dentin. The results indicate an unfavorable prognosis for the adhesively reconstructed thin-walled roots. Therefore this treatment modality should be carefully indicated, taking into account the individual features of the patient.

Keywords: Post and core technique. Tooth fracture. Root Canal Filling Materials . Dental Pins. Biomechanics. Finite Element Analysis

REFERÊNCIAS

1. 3M. Rely X Arc: Adhesive Resin Cement System. Technical product profile. Disponível em: <http://www.3m.com/intl/kr/medi/medi5/product/RelyX_ARC_Resin_Cement.pdf>. Acesso em: 15 dez. 2011.
2. AKINMADE, A.; NICHOLSON, J. Poisson's ratio of glass-polyalkenoate (glass-ionomer) cements determined by an ultrasonic pulse method. **J. Mater. Sci. Mater. Med.**, London, v. 6, n. 8, p. 483-485, 1995.
3. AKKAYAN, B.; GULMEZ, T. Resistance to fracture of endodontically treated teeth restored with different post systems. **J. Prosthet. Dent.**, Saint Louis, v. 87, n. 4, p. 431-437, 2002.
4. AKSORNMUANG, J.; NAKAJIMA, M.; FOXTON, R. M.; TAGAMI, J. Mechanical properties and bond strength of dual-cure resin composites to root canal dentin. **Dent. Mater.**, Washington, v. 23, n. 2, p. 226-234, 2007.
5. AL-OMIRI, M. K.; MAHMOUD, A. A.; RAYYAN, M. R.; ABU-HAMMAD, O. Fracture resistance of teeth restored with post-retained restorations: an overview. **J. Endod.**, Baltimore, v. 36, n. 9, p. 1439-1349, 2010.
6. ALBUQUERQUE, R. **Estudo da distribuição de tensões em um incisivo central superior reconstruído com diferentes pinos intra-radiculares analisados através do método dos elementos finitos**. 1999. 177 f. Tese. (Doutorado em Odontologia) - Programa de Pós-Graduação em Odontologia, Universidade Estadual Paulista, Araraquara, 1999.
7. ALBUQUERQUE, R. POLLETO, L. T.; FONTANA, R. H.; CIMINI, C. A. Stress analysis of an upper central incisor restored with different posts. **J. Oral Rehabil.**, Oxford, v. 30, n. 9, p. 936-943, 2003.
8. ALVES FILHO, A. **Elementos finitos: a base da tecnologia CAE**. São Paulo: Érica, 2000.

9. ANDERSON, D. J. Measurement of stress in mastication. I. **J. Dent. Res.**, Washington, v. 35, n. 5, p. 664-670, 1956.
10. ANDERSON, A. E.; ELLIS, B. J.; WEISS, J. A. Verification, validation and sensitivity studies in computational biomechanics. **Comput. Methods Biomech. Biomed. Eng.**, London, v. 10, n. 3, p. 171-184, 2007.
11. ANUSAVICE, K. **Phillips materiais dentários**. Rio de Janeiro, Guanabara-Koogan, 1998.
12. AQUILINO, S. A.; CAPLAN, D. J. Relationship between crown placement and the survival of endodontically treated teeth. **J. Prosthet. Dent.**, Saint Louis, v. 87, n. 3, p. 256-263, 2002.
13. ARI, H.; YASAR, E.; BELLI, S. Effects of NaOCl on bond strengths of resin cements to root canal dentin. **J. Endod.**, Baltimore, v. 29, n. 4, p. 248-251, 2003.
14. ARMITAGE, G. C. Cemento. In: BHASKAR, S. (Org.). **Histologia e embriologia oral de Orban**. 1978. p. 185-208.
15. AROLA, D. D.; REPROGEL, R. K. Tubule orientation and the fatigue strength of human dentin. **Biomaterials**, Guildford, v. 27, n. 9, p. 2131-2140, 2006.
16. ASMUSSEN, E.; PEUTZFELDT, A. Bonding of dual-curing resin cements to dentin. **J. Adhes. Dent.**, New Malden, v. 8, n. 5, p. 299-304, 2006.
17. AUSIELLO, P. APICELLA, A.; DAVIDSON, C. L.; RENGO, S. 3D-finite element analyses of cusp movements in a human upper premolar, restored with adhesive resin-based composites. **J. Biomech.**, Elmsford, v. 34, n. 10, p. 1269-1277, 2001.
18. AUSIELLO, P. RENGO, S.; DAVIDSON, C. L.; WATTS, D. C. Stress distributions in adhesively cemented ceramic and resin-composite Class II inlay restorations: a 3D-FEA study. **Dent. Mater.**, Washington, v. 20, n. 9, p. 862-872, 2004.

19. AVERY, J. K. Dentina. In: BHASKAR, S. (Org.). **Histologia e embriologia oral de Orban**. 1978a. p. 107-142.
20. AVERY, J. K. Polpa. In: BHASKAR, S. (Org.). **Histologia e embriologia oral de Orban**. 1978b. p. 143-183.
21. BAJAJ, D.; SUNDARAM, N.; NAZARI, A.; AROLA, D. Age, dehydration and fatigue crack growth in dentin. **Biomaterials.**, Guildford, v. 27. n. 11, p. 2507-2517, 2006.
22. BAKER, M. I.; EBERHARDT, A. W.; MARTIN, D. M.; MCGWIN, G.; LEMONS, J. E. Bone properties surrounding hydroxyapatite-coated custom osseous integrated dental implants. **J. Biomed. Mater. Res. B Appl. Biomater.**, Hoboken, v. 95, n. 1, p. 218-224, 2010.
23. BARJAU-ESCRIBANO, A.; SANCHO-BRU, J. L.; FORNER-NAVARRO, L.; RODRIGUEZ-CERVANTES, P. J.; PEREZ-GONZALEZ, A.; SANCHEZ-MARIN, F. T.; Influence of prefabricated post material on restored teeth: fracture strength and stress distribution. **Oper. Dent.**, Seattle, v. 31, n. 1, p. 47-54, 2006.
24. BARKHORDAR, R. A.; RADKE, R.; ABBASI, J. Effect of metal collars on resistance of endodontically treated teeth to root fracture. **J. Prosthet. Dent.**, Saint Louis, v. 61, n. 6, p. 676-678, 1989.
25. BAUSCH, J. R.; de LANGE, K.; DAVIDSON, C. L.; PETERS, A.; DE GEE, A. J.; Clinical significance of polymerization shrinkage of composite resins. **J. Prosthet. Dent.**, Saint Louis, v. 48, n. 1, p. 59-67, 1982.
26. BELLI, S.; ERDEMIR, A.; YILDIRIM, C. Reinforcement effect of polyethylene fibre in root-filled teeth: comparison of two restoration techniques. **Int. Endod. J.**, Copenhagen, v. 39, n. 2, p. 136-142, 2006.
27. BERRY, E. A.; POWERS, J. M. Bond strength of glass ionomers to coronal and radicular dentin. **Oper. Dent.**, Seattle, v. 19, n. 4, p. 122-126, 1994a.

28. BERRY, E. A.; POWERS, J. M. Bond strength of adhesive composites to dental substrates. **J. Prosthodont.**, Philadelphia, v. 3, n. 3, p. 126-129, 1994b.
29. BHASKAR, S. Maxila e mandíbula (apófise alveolar). In: _____. **Histologia e embriologia oral de Orban**. 1978. p. 239-258.
30. BOLHUIS, P.; DE GEE, A.; FEILZER, A. Influence of fatigue loading on four post-and-core systems in maxillary premolars. **Quintessence Int.**, Berlin, v. 35, n. 8, p. 657-667, 2004.
31. BONFANTE, G.; KAIZER, O. B.; PEGORARO, L. F.; DO VALLE, A. L. Fracture strength of teeth with flared root canals restored with glass fibre posts. **Int. Dent. J.**, London, v. 57, n. 3, p. 153-160, 2007.
32. BONILLA, M. **Avaliação da resistência à fratura transversal de raízes amplamente destruídas reconstruídas com núcleos**. 2001. Dissertação (Mestrado em Odontologia) - Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo, Bauru, 2001.
33. BOWEN, R. **Dental filling material comprising vinyl-silane-treated silica and a binder consisting of reaction product of bisphenol and glycidyl methacrylate**. US Patent. USA. 3: 112, 1962.
34. BOWEN, R. L.; MARJENHOFF, W. A. Dental composites/glass ionomers: the materials. **Adv. Dent. Res.**, Washington, v. 6, p. 44-49, 1992.
35. BOWEN, R. L.; RODRIGUEZ, M. S. Tensile strength and modulus of elasticity of tooth structure and several restorative materials. **J. Am. Dent. Assoc.**, Chicago, v. 64, p. 378-387, 1962.
36. BRAEM, M.; LAMBRECHTS, P.; VANHERLE, G. Clinical relevance of laboratory fatigue studies. **J. Dent.**, Baltimore, v. 22, n. 2, p. 97-102, 1994.

37. BRAGA, N. M.; PAULINO, S. M.; ALFREDO, E.; SOUSA-NETO, M. D.; VANSAN, L. P. Removal resistance of glass-fiber and metallic cast posts with different lengths. **J. Oral Sci.**, Tokyo, v. 48, n. 1, p. 15-20, 2006.
38. BRESCHI, L.; MAZZONI, A.; RUGGERI, A.; CADENARO, M.; DI LENARDA, R.; DE STEFANO; DORIGO, E. Dental adhesion review: aging and stability of the bonded interface. **Dent. Mater.**, Washington, v. 24, n. 1, p. 90-101, 2008.
39. BRUDEVOLD, F.; BUONOCORE, M.; WILEMAN, W. A report on a resin composition capable of bonding to human dentin surfaces. **J. Dent. Res.**, Washington, v. 35, n. 6, p. 846-851, 1956.
40. BRUNTHALER, A.; KONIG, F.; LUCAS, T.; SPERR, W.; SCHEDULE, A. Longevity of direct resin composite restorations in posterior teeth. **Clin. Oral Investig.**, Berlin, v. 7, n. 2, p. 63-70, 2003.
41. BUONOCORE, M. G. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. **J. Dent. Res.**, Washington, v. 34, n. 6, p. 849-853, 1955.
42. CADENARO, M.; ANTONIOLLI, F.; SAURO, S.; TAY, F. R.; DI LENARDA, R.; PRATI, C.; BIASOTTO, M.; CONTARDO, L.; BRESCHI, L. Degree of conversion and permeability of dental adhesives. **Eur. J. Oral Sci.**, Copenhagen, v. 113, n. 6, p. 525-530, 2005.
43. CADENARO, M.; GORACCI, C.; GARCIA-GODOY, F.; FERRARI, M. Assessment of polymerization contraction stress of three composite resins. **Dent. Mater.**, Washington, v. 24, n. 5, p. 681-685, 2008.
44. CADENARO, M.; BRESCHI, L.; ANTONIOLLI, F.; MAZZONI, A.; DI LENARDA, R. Influence of whitening on the degree of conversion of dental adhesives on dentin. **Eur. J Oral Sci.**, Copenhagen, v. 114, n. 3, p. 257-262, 2006.
45. CALHEIROS, F. C.; KAWANO, Y.; STANSBURY, J. W.; BRAGA, R. R. I. Influence of radiant exposure on contraction stress, degree of conversion and

- mechanical properties of resin composites. **Dent. Mater.**, Washington, v. 22, n. 9, p. 799-803, 2006.
46. CAPUTO, A. A.; STANDLEE, J. P. Pins and posts--why, when and how. **Dent. Clin. North Am.**, Philadelphia, v. 20, n. 2, p. 299-311, 1976.
47. CARRILHO, M. R.; CARVALHO, R. M.; DE GOES, M. F.; DI HIPOLITO, V.; GERALDELI, S.; TAY, F. R.; PASHLEY, D. H.; TJADERHANE, L. Chlorhexidine preserves dentin bond in vitro. **J. Dent. Res.**, Washington, v. 86, n. 1, p. 90-94, 2007a.
48. CARRILHO, M. R.; GERALDELI, S.; TAY, F.; DE GOES, M. F.; CARVALHO, R. M.; TJADERHANE, L.; REIS, A. F.; HEBLING, J.; MAZZONI, A.; BRESCHI, L.; PASHLEY, D. In vivo preservation of the hybrid layer by chlorhexidine. **J. Dent. Res.**, Washington, v. 86, n. 6, p. 529-533, 2007b.
49. CARVALHO, R. M.; MANSO, A. P.; GERALDELI, S.; TAY, F. R.; PASHLEY, D. H. Durability of bonds and clinical success of adhesive restorations. **Dent. Mater.**, Washington, v. 28, n. 1, p. 72-86, 2012.
50. CHEN, H. Y.; MANHART, J.; HICKEL, R.; KUNZELMANN, K. H.; Polymerization contraction stress in light-cured packable composite resins. **Dent. Mater.**, Washington, v. 17, n. 3, p. 253-259, 2001.
51. CHOI, K. K.; CONDON, J. R.; FERRACANE, J. L. The effects of adhesive thickness on polymerization contraction stress of composite. **J. Dent. Res.**, Washington, v. 79, n. 3, p. 812-817, 2000.
52. CHUNG, K. H. The properties of metal-reinforced glass ionomer materials. **J. Oral Rehabil.**, Oxford, v. 20, n. 1, p. 79-87, 1993.
53. CHUNG, S. M.; YAP, A. U.; KOH, W. K.; TSAI, K. T.; LIM, C. T. Measurement of Poisson's ratio of dental composite restorative materials. **Biomaterials**, Oxford, v. 25, n. 13, p. 2455-2460, 2004.

54. CIMINI JR, C.; GOUVÊA, P.H.; LAS CASAS, E.B.; CORNACCHIA, T.P.M. . Loads in teeth: a critical review. In: METMBS'2000: THE 2000 INTERNATIONAL CONFERENCE ON MATHEMATICS AND ENGINEERING TECHNIQUES IN MEDICINE AND BIOLOGICAL SCIENCES, 2000. Las Vegas, NV: CSREA Press, 2000.
55. COELHO, C. S.; BIFFI, J. C.; SILVA, G. R.; ABRAHAO, A.; CAMPOS, R. E.; SOARES, C. J. Finite element analysis of weakened roots restored with composite resin and posts. **Dent. Mater.**, Washington, J v. 28, n. 6, p. 671-678, 2009.
56. COHEN, B. I.; PAGNILLO, M. K.; NEWMAN, I.; MUSIKANT, B. L.; DEUTSCH, A. S. Cyclic fatigue testing of five endodontic post designs supported by four core materials. **J. Prosthet. Dent.**, Saint Louis, v. 78, n. 5, p. 458-464, 1997.
57. COMBE, E. C.; SHAGLOUF, A. M.; WATTS, D. C.; WILSON, N. H. Mechanical properties of direct core build-up materials. **Dent. Mater.**, Washington, v. 15, n. 3, p. 158-165, 1999.
58. CONSENSUS report of the European Society of Endodontology on quality guidelines for endodontic treatment. **Int. Endod. J.**, Copenhagen, v. 27, n. 3, p. 115-124, 1994.
59. CORNACCHIA, T. **Análise de tensões em restaurações estéticas indiretas**. 2005. 114 f. Tese (Doutorado em Engenharia Mecânica) - Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica, Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, 2005.
60. CRAIG, R. G.; PEYTON, F. A. Elastic and mechanical properties of human dentin. **J. Dent. Res.**, Washington, v. 37, n. 4, p. 710-718, 1958.
61. CULBERTSON, B. M. Glass-ionomer dental restoratives. **Prog. Polym. Sci.**, Oxford, v. 26, n. 4, p. 577-604, 2001.

62. DA SILVA, G. R.; SIMAMOTO-JUNIOR, P. C.; DA MOTA, A. S.; SOARES, C. J. Mechanical properties of light-curing composites polymerized with different laboratory photo-curing units. **Dent. Mater. J.**, Tokyo, v. 26, n. 2, p. 217-223, 2007.
63. DAUVILLIER, B. S.; FEILZER, A. J.; DE GEE, A. J.; DAVIDSON, C. L. Visco-elastic parameters of dental restorative materials during setting. *J. Dent. Res.*, Washington, v. 79, n. 3, p. 818-823, 2000.
64. DAUVILLIER, B. S.; AARNTS, M. P.; FEILZER, A. J. Developments in shrinkage control of adhesive restoratives. **J. Esthet. Dent.**, Hamilton, v. 12, n. 6, p. 291-299, 2000.
65. DAVIDSON, C. L.; FEILZER, A. J. Polymerization shrinkage and polymerization shrinkage stress in polymer-based restoratives. **J. Dent.**, Baltimore, v. 25, n. 6, p. 435-440, 1997.
66. DE JAGER, N.; PALLAV, P.; FEILZER, A. J. The apparent increase of the Young's modulus in thin cement layers. **Dent. Mater.**, Washington, v. 20, n. 5, p. 457-462, 2004.
67. DE MOOR, R.; BRUYNE, M. The use of glass ionomer cements in endodontics. **Rev. Belge Med. Dent.**, Bruxelles, v. 55, n. 4, p. 345-351, 2000.
68. DE MUNCK, J.; BRAEM, M.; WEVERS, M.; YOSHIDA, Y.; INOUE, S.; SUZUKI, K.; LAMBRECHTS, P.; VAN MEERBEEK, B. Micro-rotary fatigue of tooth-biomaterial interfaces. **Biomaterials**, Guildford, v. 26, n. 10, p. 1145-1153, 2005.
69. DE OLIVEIRA, J. A.; PEREIRA, J. R.; LINS DO VALLE, A.; ZOGHEIB, L. V. Fracture resistance of endodontically treated teeth with different heights of crown ferrule restored with prefabricated carbon fiber post and composite resin core by intermittent loading. **Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.**, Saint Louis, v. 106, n. 5, p. e52-7, 2008.

70. DE VREE, J. H.; PETERS, N. C.; PLASSCHAERT, A. J. A comparison of photoelastic and finite element stress analysis in restored tooth structures. **J. Oral Rehabil.**, Oxford, v. 10, n. 6, p. 505-517, 1983.
71. DIETSCHI, D.; DUC, O.; KREJCI, I.; SADAN, A. Biomechanical considerations for the restoration of endodontically treated teeth: a systematic review of the literature--Part 1. Composition and micro and macrostructure alterations. **Quintessence Int.**, Berlin, v. 38, n. 9, p. 733-743, 2007.
72. DIETSCHI, D.; DUC, O.; KREJCI, I.; SADAN, A. Biomechanical considerations for the restoration of endodontically treated teeth: a systematic review of the literature, Part II (Evaluation of fatigue behavior, interfaces, and in vivo studies). **Quintessence Int.**, Berlin, v. 39, n. 2, p. 117-129, 2008.
73. DRUMMOND, J. L. Degradation, fatigue, and failure of resin dental composite materials. **J. Dent. Res.**, Washington, v. 87, n. 8, p. 710-719, 2008.
74. ESKITASCIOGLU, G.; BELLI, S. Use of a bondable reinforcement fiber for post-and-core buildup in an endodontically treated tooth: a case report. **Quintessence Int.**, Berlin, v. 33, n. 7, p. 549-551, 2002.
75. ESKITASCIOGLU, G.; BELLI, S.; KALKAN, M. Evaluation of two post core systems using two different methods (fracture strength test and a finite elemental stress analysis). **J. Endod.**, Baltimore, v. 28, n. 9, p. 629-633, 2002.
76. FEILZER, A. J.; DE GEE, A. J.; DAVIDSON, C. L. Setting stresses in composites for two different curing modes. **Dent. Mater.**, Washington, v. 9, n. 1, p. 2-5, 1993.
77. FEILZER, A. J.; DE GEE, A. J.; DAVIDSON, C. L.. Quantitative determination of stress reduction by flow in composite restorations. **Dent. Mater.**, Washington, v. 6, n. 3, p. 167-171, 1990a.
78. FEILZER, A. J.; DE GEE, A. J.; DAVIDSON, C. L.. Relaxation of polymerization contraction shear stress by hygroscopic expansion. **J. Dent. Res.**, Washington, v. 69, n. 1, p. 36-39, 1990b.

79. FEILZER, A. J.; DE GEE, A. J.; DAVIDSON, C. L. Setting stress in composite resin in relation to configuration of the restoration. **J. Dent. Res.**, Washington, v. 66, n. 11, p. 1636-1639, 1987.
80. FENNIS, W. M.; KUIJS, R. H.; KREULEN, C. M.; ROETERS, F. J.; CREUGERS, N. H.; BURGERSDIJK, R. C. A survey of cusp fractures in a population of general dental practices. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v. 15, n. 6, p. 559-563, 2002.
81. FERNANDES, A. S.; DESSAI, G. S. Factors affecting the fracture resistance of post-core reconstructed teeth: a review. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v. 14, n. 4, p. 355-363, 2001.
82. FERNANDES, A. S.; SHETTY, S.; COUTINHO, I. Factors determining post selection: a literature review. **J. Prosthet. Dent.**, Saint Louis, v. 90, n. 6, p. 556-562, 2003.
83. FERRARI, M.; CAGIDIACO, M. C.; GORACCI, C.; VICHI, A.; MASON, P. N.; RADOVIC, I.; TAY, F. Long-term retrospective study of the clinical performance of fiber posts. **Am. J. Dent.**, San Antonio, v. 20, n. 5, p. 287-291, 2007.
84. FOKKINGA, W. A.; KREULEN, C. M.; VALLITTU, P. K.; CREUGERS, N. H. A structured analysis of in vitro failure loads and failure modes of fiber, metal, and ceramic post-and-core systems. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v. 17, n. 4, p. 476-482, 2004.
85. FREEMAN, M. A.; NICHOLLS, J. I.; KYDD, W. L.; HARRINGTON, G. W. Leakage associated with load fatigue-induced preliminary failure of full crowns placed over three different post and core systems. **J. Endod.**, Baltimore, v. 24, n. 1, p. 26-32, 1998.
86. FREIRE, S. M.; NISHIO, C.; MENDES ADE, M.; QUINTAO, C. C.; ALMEIDA, M. A. Relationship between dental size and normal occlusion in Brazilian patients. **Braz. Dent. J.**, Ribeirão Preto, v. 18, n. 3, p. 253-257, 2007.

87. FRIEDMAN, C. E.; SANDRIK, J. L.; HEUER, M. A.; RAPP, G. W. Composition and physical properties of gutta-percha endodontic filling materials. **J. Endod.**, Baltimore, v. 3, n. 8, p. 304-308, 1977.
88. FRIEDMAN, C. M.; SANDRIK, J. L.; HEUER, M. A.; RAPP, G. W. Composition and mechanical properties of gutta-percha endodontic points. **J. Dent. Res.**, Washington, v. 54, n. 5, p. 921-925, 1975.
89. FUENTES, V.; CEBALLOS, L.; OSORIO, R.; TOLEDANO, M.; CARVALHO, R. M.; PASHLEY, D. H. Tensile strength and microhardness of treated human dentin. **Dent. Mater.**, Washington, v. 20, n. 6, p. 522-529, 2004.
90. GALLO III, J. R.; MILLER, T.; XU, X.; BURGESS, J. O. In vitro evaluation of the retention of composite fiber and stainless steel posts. **J. Prosthodont.**, Philadelphia, v. 11, n. 1, p. 25-29, 2002.
91. GATEAU, P.; SABEK, M.; DAILEY, B. Fatigue testing and microscopic evaluation of post and core restorations under artificial crowns. **J. Prosthet. Dent.**, Saint Louis, v. 82, n. 3, p. 341-347, 1999.
92. GHER JR, M. E.; DUNLAP, R. M.; ANDERSON, M. H.; KUHL, L. V. Clinical survey of fractured teeth. **J. Am. Dent. Assoc.**, Chicago, v. 114, n. 2, p. 174-177, 1987.
93. GIANNINI, M.; SOARES; DE CARVALHO, R. M. Ultimate tensile strength of tooth structures. **Dent. Mater.**, Washington, v. 20, n. 4, p. 322-329, 2004.
94. GONCALVES, L. A.; VANSAN, L. P.; PAULINO, S. M.; SOUSA NETO, M. D. Fracture resistance of weakened roots restored with a transilluminating post and adhesive restorative materials. **J. Prosthet. Dent.**, Saint Louis, v. 96, n. 5, p. 339-344, 2006.
95. GOODER, B.; ZHUZOVSKY, L.; BIVONA, P. Rehabilitation of thin-walled roots with light-activated composite resin: a case report. **Comped. Contin. Educ. Dent.**, Copenhagen, v. 15, n. 1, p. 52-57, 1994.

96. GRANDINI, S.; SAPIO, S.; SIMONETTI, M. Use of anatomic post and core for reconstructing an endodontically treated tooth: a case report. **J. Adhes Dent**, New Malden, v. 5, n. 3, p. 243-247, 2003.
97. GRIGORATOS, D.; KNOWLES, J.; NG, Y. L.; GULABIVALA, K. Effect of exposing dentine to sodium hypochlorite and calcium hydroxide on its flexural strength and elastic modulus. **Int. Endod. J.**, Copenhagen, v. 34, n. 2, p. 113-119, 2001.
98. GU, X. H.; HUANG, J. P.; WANG, X. X. An experimental study on fracture resistance of metal-ceramic crowned incisors with different post-core systems. **Zhonghua Kou Qiang Yi Xue Za Zhi**, v. 42, n. 3, p. 169-172, 2007.
99. GU, X. H.; KERN, M. Fracture resistance of crowned incisors with different post systems and luting agents. **J. Oral Rehabil.**, Oxford, v. 33, n. 12, p. 918-923, 2006.
100. GUZY, G. E.; NICHOLLS, J. I. In vitro comparison of intact endodontically treated teeth with and without endo-post reinforcement. **J. Prosthet. Dent.**, Saint Louis, v. 42, n. 1, p. 39-44, 1979.
101. HASEGAWA, T.; ITOH, K.; KOIKE, T.; YUKITANI, W.; HISAMITSU, H.; WAKUMOTO, S.; FUJISHIMA, A. . Effect of mechanical properties of resin composites on the efficacy of the dentin bonding system. **Oper. Dent.**, Seattle, v. 24, n. 6, p. 323-330, 1999.
102. HAWKINS, C. L.; DAVIES, M. J. Hypochlorite-induced damage to proteins: formation of nitrogen-centred radicals from lysine residues and their role in protein fragmentation. **Biochem. J.**, London, v. 332, n. Pt 3, p. 617-625, 1998.
103. HAYASHI, M.; SUGETA, A.; TAKAHASHI, Y.; IMAZATO, S.; EBISU, S. Static and fatigue fracture resistances of pulpless teeth restored with post-cores. **Dent. Mater.**, Washington, v. 24, n. 9, p. 1178-1186, 2008.

104. HELFER, A. R.; MELNICK, S.; SCHILDER, H. Determination of the moisture content of vital and pulpless teeth. **Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol.**, Saint Louis, v. 34, n. 4, p. 661-670, 1972.
105. HENNINGER, H.; REESE, S. P; ANDERSON, A. E; WEISS, J. A. Validation of computational methods in biomechanics. **Proc. Inst. Mech. Eng. H.: J. Engineer Med**, London, v. 224, n. 7, p. 801-812, 2010.
106. HEYDECKE, G.; BUTZ, F.; HUSSEIN, A.; STRUB, J. R. Fracture strength after dynamic loading of endodontically treated teeth restored with different post-and-core systems. **J. Prosthet. Dent.**, Saint Louis, v. 87, n. 4, p. 438-445, 2002.
107. HEYDECKE, G.; BUTZ, F.; STRUB, J. R. Fracture strength and survival rate of endodontically treated maxillary incisors with approximal cavities after restoration with different post and core systems: an in-vitro study. **J. Dent.**, Guildford, v. 29, n. 6, p. 427-433, 2001.
108. HILL, E. E. Dental cements for definitive luting: a review and practical clinical considerations. **Dent. Clin. North Am.**, Philadelphia, v. 51, n. 3, p. 643-658, 2007.
109. HO, M. H.; LEE, S. Y.; CHEN, H. H.; LEE, M. C. Three-dimensional finite element analysis of the effects of posts on stress distribution in dentin. **J. Prosthet. Dent.**, Saint Louis, v. 72, n. 4, p. 367-372, 1994.
110. HOLMES, D. C.; DIAZ-ARNOLD, A. M.; LEARY, J. M. Influence of post dimension on stress distribution in dentin. **J. Prosthet. Dent.**, Saint Louis, v. 75, n. 2, p. 140-147, 1996.
111. HUANG, T. J.; SCHILDER, H.; NATHANSON, D. Effects of moisture content and endodontic treatment on some mechanical properties of human dentin. **J. Endod.**, Baltimore, v. 18, n. 5, p. 209-215, 1992.

112. HUSSAIN, S. K.; MCDONALD, A.; MOLES, D. R.. In vitro study investigating the mass of tooth structure removed following endodontic and restorative procedures. **J. Prosthet. Dent.**, Saint Louis, v. 98, n. 4, p. 260-269, 2007.
113. JEON, P. D.; TURLEY, P. K.; TING, K. Three-dimensional finite element analysis of stress in the periodontal ligament of the maxillary first molar with simulated bone loss. **Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.**, Saint Louis, v. 119, n. 5, p. 498-504, 2001.
114. JOHNSON, M. E.; STEWART, G. P.; NIELSEN, C. J.; HATTON, J. F. Evaluation of root reinforcement of endodontically treated teeth. **Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.**, Saint Louis, v. 90, n. 3, p. 360-364, 2000.
115. JOSHI, S. MUKHERJEE, A.; KHEUR, M.; MEHTA, A. Mechanical performance of endodontically treated teeth. **Finite Elem. Anal. Des.**, Amsterdam, v. 37, p. 587-601, 2001.
116. JUNGE, T.; NICHOLLS, J. I.; PHILLIPS, K. M.; LIBMAN, W. J. Load fatigue of compromised teeth: a comparison of 3 luting cements. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v. 11, n. 6, p. 558-564, 1998.
117. KATRANJI, A.; MISCH, K.; WANG, H. L. Cortical bone thickness in dentate and edentulous human cadavers. **J. Periodontol.**, Chicago, v. 78, n. 5, p. 874-878, 2007.
118. KINA, S.; BRUGUERA, A. **Invisível**: restaurações estéticas cerâmicas. Maringá, Dental Press, 2008.
119. KINNEY, J. H.; BALOOCH, M.; MARSHALL, G. V. A micromechanics model of the elastic properties of human dentine. **Arch. Oral Biol.**, Oxford, v. 44, n. 10, p. 813-822, 1999.

120. KINNEY, J. H.; MARSHALL, S. J.; MARSHALL, G.W. The mechanical properties of human dentin: a critical review and re-evaluation of the dental literature. **Crit. Rev. Oral Biol. Med.**, Boca Raton, v. 14, n. 1, p. 13-29, 2003.
121. KISHEN, A.; KUMAR, G. V.; CHEN, N. N. Stress-strain response in human dentine: rethinking fracture predilection in postcore restored teeth. **Dent. Traumatol.**, Copenhagen, v. 20, n. 2, p. 90-100, 2004.
122. KISHEN, A.; RAMAMURTY, U.; ASUNDI, A. Experimental studies on the nature of property gradients in the human dentine. **J. Biomed. Mater. Res.**, Hoboken, v. 51, n. 4, p. 650-659, 2000.
123. KIVANC, B. H.; ALACAM, T.; ULUSOY, O. I.; GENÇ, O.; GORGUL, G. Fracture resistance of thin-walled roots restored with different post systems. **Int. Endod. J.**, Copenhagen, v. 42, n. 11, p. 997-1003, 2009.
124. KNOBLOCH, L. A.; KERBY, R. E.; SEGHI, R.; BERLIN, J. S.; LEE, J. S. Fracture toughness of resin-based luting cements. **J. Prosthet. Dent.**, Saint Louis, v. 83, n. 2, p. 204-209, 2000.
125. KOMATSU, K. Mechanical strength and viscoelastic response of the periodontal ligament in relation to structure. **J. Dent. Biomech.**, London, v. 2010, p. 502318, 2010. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2951112/pdf/JDB2010-502318.pdf>>. Acesso em: 13 jun. 2011.
126. KOVARIK, R. E.; BREEDING, L. C.; CAUGHMAN, W. F. Fatigue life of three core materials under simulated chewing conditions. **J. Prosthet. Dent.**, Saint Louis, v. 68, n. 4, p. 584-590, 1992.
127. LANG, H.; KORKMAZ, Y.; SCHNEIDER, K.; RAAB, W. H. Impact of endodontic treatments on the rigidity of the root. **J. Dent. Res.**, Washington, v. 85, n. 4, p. 364-368, 2006.

128. LANZA, A. AVERSA, R.; RENGO, S.; APICELLA, D.; APICELLA, A. 3D FEA of cemented steel, glass and carbon posts in a maxillary incisor. **Dent. Mater.**, Washington, v. 21, n. 8, p. 709-715, 2005.
129. LAZARCHIK, D. A.; HAMMOND, B. D.; SIKES, C. L.; LOONEY, S. W.; RUEGGEBERG, F. A. Hardness comparison of bulk-filled/transooth and incremental-filled/occlusally irradiated composite resins. **J. Prosthet. Dent.**, Saint Louis, v. 98, n. 2, p. 129-140, 2007.
130. LE BELL, A. M.; TANNER, J.; LASSILA, L. V.; KANGASNIEMI, I.; VALLITTU, P. Bonding of composite resin luting cement to fiber-reinforced composite root canal posts. **J. Adhes. Dent.**, New Malden, v. 6, n. 4, p. 319-325, 2004.
131. LEHMAN, M. L. Tensile strength of human dentin. **J. Dent. Res.**, Washington, v. 46, n. 1, p. 197-201, 1967.
132. LELES, C.; SOUZA, J.; BUSATO, A. Princípios das restaurações com retenção intra-radicular. In: ESTRELA, C. (Org.). **Ciência endodôntica**. São Paulo: Artes Médicas, 2004. v. 2, cap.,20, p. 991-1009.
133. LERTCHIRAKARN, V.; PALAMARA, J. E.; MESSER, H. H. Finite element analysis and strain-gauge studies of vertical root fracture. **J. Endod.**, Baltimore, v. 29, n. 8, p. 529-534, 2003a.
134. LERTCHIRAKARN, V.; PALAMARA, J. E.; MESSER, H. H. Patterns of vertical root fracture: factors affecting stress distribution in the root canal. **J. Endod.**, Baltimore, v. 29, n. 8, p. 523-528, 2003b.
135. LI, L. L.; WANG, Z. Y.; BAI, Z. C.; MAO, Y.; GAO, B.; XIN, H. T.; ZHOU, B.; ZHANG, Y.; LIU, B. Three-dimensional finite element analysis of weakened roots restored with different cements in combination with titanium alloy posts. **Chin. Med. J.**, Beijing, v. 119, n. 4, p. 305-311, 2006.

136. LIANG, B. M.; CHEN, Y. M.; WU, X.; YIP, K. H.; SMALES, R. J. Fracture resistance of roots with thin walls restored using an intermediate resin composite layer placed between the dentine and a cast metal post. **Eur. J. Prosthodont. Restor. Dent.**, Larkfield, v. 15, n. 1, p. 19-22, 2007.
137. LOPES, H.; SIQUEIRA JR, J.; ELIAS, C. N. Preparo químico-mecânico dos canais radiculares. In: LOPES, H.P.; SIQUEIRA JR., J. F. (Org.). **Endodontia: biologia e técnica**. Rio de Janeiro, Medsi, 2004. p. 419-480.
138. LUI, J. L. A technique to reinforce weakened roots with post canals. **Endod. Dent. Traumatol.**, Copenhagen, v. 3, n. 6, p. 310-314, 1987.
139. LUI, J. L. Cermet reinforcement of a weakened endodontically treated root: a case report. **Quintessence Int.**, Berlin, v. 23, n. 8, p. 533-538, 1992.
140. LUI, J. L. Composite resin reinforcement of flared canals using light-transmitting plastic posts. **Quintessence Int.**, Berlin, v. 25, n. 5, p. 313-319, 1994a.
141. LUI, J. L. Depth of composite polymerization within simulated root canals using light-transmitting posts. **Oper. Dent.**, Seattle, v. 19, n. 5, p. 165-168, 1994b.
142. LUI, J. L. A case report of reattachment of fractured root fragment and resin-composite reinforcement in a compromised endodontically treated root. **Dent. Traumatol.**, Copenhagen, v. 17, n. 5, p. 227-230, 2001.
143. LUTZ, F.; KREICI, I.; BARBAKOW, F. Quality and durability of marginal adaptation in bonded composite restorations. **Dent. Mater.**, Washington, v. 7, n. 2, p. 107-113, 1991.
144. MACCARI, P. C.; CONCEIÇÃO, E. N.; NUNES, M. F. Fracture resistance of endodontically treated teeth restored with three different prefabricated esthetic posts. **J. Esthet. Restor. Dent.**, Hamilton, v. 15, n. 1, p. 25-30, 2003.
145. MACCARI, P. C.; COSME, D. C.; OSHIMA, H. M.; BURNETT, L. H., JR.; SHINKAI, R. S. Fracture strength of endodontically treated teeth with flared root

- canals and restored with different post systems. **J. Esthet. Restor. Dent.**, Hamilton, v. 19, n. 1, p. 30-37, 2007.
146. MAGNI, E.; MAZZITELLI, C.; PAPACCHINI, F.; RADOVIC, I.; GORACCI, C.; CONIGLIO, I.; FERRARI, M. Adhesion between fiber posts and resin luting agents: a microtensile bond strength test and an SEM investigation following different treatments of the post surface. **J. Adhes. Dent.**, New Malden, v. 9, n. 2, p. 195-202, 2007.
147. MAK, Y. F.; LAI, S. C.; CHEUNG, G. S.; CHAN, A. W.; TAY, F. R.; PASHLEY, D. H. Micro-tensile bond testing of resin cements to dentin and an indirect resin composite. **Dent. Mater.**, Washington, v. 18, n. 8, p. 609-621, 2002.
148. MARCHI, G. M. PAULILLO, L. A.; PIMENTA, L. A.; DE LIMA, F. A. Effect of different filling materials in combination with intraradicular posts on the resistance to fracture of weakened roots. **J. Oral Rehabil.**, Oxford, v. 30, n. 6, p. 623-629, 2003.
149. MARTIGNONI, M.; SCHÖNENBERGER, A. Contorno da coroa e adaptação das margens. In: _____. **Precisão em prótese fixa**. São Paulo: Quintessence, 1998. cap. 3, p. 49-66.
150. MARTINS, L. **Avaliação da resistência à fratura de raízes debilitadas reconstruídas morfológicamente com materiais adesivos**. 1995. 47 f. Livre Docência. Departamento de Odontologia Restauradora, Universidade de Campinas, Piracicaba, 1995.
151. MCANDREW, R.; JACOBSEN, P. H. The relationship between crown and post design on root stress: a finite element study. **Eur. J. Prosthodont. Restor. Dent.**, Larkfield, v. 10, n. 1, p. 9-13, 2002.
152. MCLEAN, J. W.; GASSER, O. Glass-cermet cements. **Quintessence Int.**, Berlin, v. 16, n. 5, p. 333-343, 1985.

153. MEHL, A.; HICKEL, R.; KUNZELMANN, K. H. Physical properties and gap formation of light-cured composites with and without softstart-polymerization. **J. Dent.**, Guildford, v. 25, n. 3-4, p. 321-330, 1997.
154. MELCHER, A. H. Ligamento. In: BHASKAR, S. (Org.). **Histologia e embriologia oral de Orban**. 1978. p. 209-237.
155. MENDOZA, D. B.; EAKLE, W. S.; KAHL, E. A.; HO, R. Root reinforcement with a resin-bonded preformed post. **J. Prosthet. Dent.**, Saint Louis, v. 78, n. 1, p. 10-14, 1997.
156. MENDOZA, D. B.; EAKLE, W. S. Retention of posts cemented with various dentinal bonding cements. **J. Prosthet. Dent.**, Saint Louis, v. 72, n. 6, p. 591-594, 1994.
157. MEZZOMO, L. A.; CORSO, L.; MARCZAK, R. J.; RIVALDO, E. G. Three-dimensional FEA of effects of two dowel-and-core approaches and effects of canal flaring on stress distribution in endodontically treated teeth. **J. Prosthodont.**, Philadelphia, v. 20, n. 2, p. 120-129, 2011.
158. MEZZOMO, E.; MASSA, F. Restauração de dentes pré-coroa protética: núcleos e pinos. In: MEZZOMO, E.; SUZUKI, R. (Org.). **Reabilitação oral contemporânea**. São Paulo: Ed. Santos, 2006. cap. 13, p. 513-579.
159. MIGUEZ, P. A.; PEREIRA, P. N.; ATSAWASUWAN, P.; YAMAUCHI, M. Collagen cross-linking and ultimate tensile strength in dentin. **J. Dent. Res.**, Washington, v. 83, n. 10, p. 807-810, 2004.
160. MILOT, P.; STEIN, R. S. Root fracture in endodontically treated teeth related to post selection and crown design. **J. Prosthet. Dent.**, Saint Louis, v. 68, n. 3, p. 428-435, 1992.
161. MISCH, C. E.; QU, Z.; BIDEZ, M. W. Mechanical properties of trabecular bone in the human mandible: implications for dental implant treatment planning and

- surgical placement. **J. Oral Maxillofac. Surg.**, Philadelphia, v. 57, n. 6, p. 700-708, 1999.
162. MITCHELL, C. A.; DOUGLAS, W. H.; CHENG, Y. S. Fracture toughness of conventional, resin-modified glass-ionomer and composite luting cements. **Dent. Mater.**, Washington, v. 15, n. 1, p. 7-13, 1999.
163. MOORE, K. L.; DALLEY, A. F.; AGUR, A. M. R. **Anatomia orientada para a clínica**. Rio de Janeiro: Guanabara-Koogan, 2011.
164. MOOSAVI, H.; MALEKNEJAD, F.; KIMYAI, S. Fracture resistance of endodontically-treated teeth restored using three root-reinforcement methods. **J. Contemp. Dent. Pract.**, Cincinnati, v. 9, n. 1, p. 30-37, 2008.
165. MORGANO, S. M. Restoration of pulpless teeth: application of traditional principles in present and future contexts. **J. Prosthet. Dent.**, Saint Louis, v. 75, n. 4, p. 375-380, 1996.
166. MORGANO, S. M.; MILOT, P. Clinical success of cast metal posts and cores. **J. Prosthet. Dent.**, Saint Louis, v. 70, n. 1, p. 11-16, 1993.
167. NAKABAYASHI, N. Bonding mechanism of resins and the tooth. **Kokubyo Gakkai Zasshi**, Tokyo, v. 49, n. 2, p. 410, 1982.
168. NAKABAYASHI, N. Interpenetration of monomers into dentin and their adhesion. **Kokubyo Gakkai Zasshi**, Tokyo, v. 51, n. 2, p. 447-454, 1984.
169. NAKABAYASHI, N. Dentinal bonding mechanisms. **Quintessence Int.**, Berlin, v. 22, n. 2, p. 73-74, 1991.
170. NAKABAYASHI, N. Adhesion to dentin. **Kokubyo Gakkai Zasshi**, Tokyo, v. 61, n. 4, p. 485-491, 1994.
171. NAKABAYASHI, N. Dental biomaterials and the healing of dental tissue. **Biomaterials**, Guildford, v. 24, n. 13, p. 2437-2439, 2003.

172. NAKABAYASHI, N.; NAKAMURA, M.; YASUDA, N. Hybrid layer as a dentin-bonding mechanism. **J. Esthet. Dent.**, Hamilton, v. 3, n. 4, p. 133-138, 1991.
173. NAKABAYASHI, N.; SAIMI, Y. Bonding to intact dentin. **J. Dent. Res.**, Washington, v. 75, n. 9, p. 1706-1715, 1996.
174. NALLA, R. K.; IMBENI, V.; KINNEY, J. H.; STANINEC, M.; MARSHALL, S. J.; RITCHIE, R. O. In vitro fatigue behavior of human dentin with implications for life prediction. **J. Biomed. Mater. Res.**, Hoboken, v. 66, n. 1, p. 10-20, 2003.
175. NALLA, R. K.; KINNEY, J. H.; MARSHALL, S. J.; RITCHIE, R. O. On the in vitro fatigue behavior of human dentin: effect of mean stress. **J. Dent. Res.**, Washington, v. 83, n. 3, p. 211-215, 2004.
176. NAUMANN, M.; METZDORF, G.; FOKKINGA, W.; WATZKE, R.; STERZENBACH, G.; BAYNE, S.; ROSENTRITT, M. Influence of test parameters on in vitro fracture resistance of post-endodontic restorations: a structured review. **J. Oral Rehabil.**, Oxford, v. 36, n. 4, p. 299-312, 2009.
177. NAUMANN, M.; BLANKENSTEIN, F.; DIETRICH, T. Survival of glass fibre reinforced composite post restorations after 2 years-an observational clinical study. **J. Dent.**, Guildford, v. 33, n. 4, p. 305-312, 2005.
178. NAUMANN, M.; PREUSS, A.; FRANKENBERGER, R. Load capability of excessively flared teeth restored with fiber-reinforced composite posts and all-ceramic crowns. **Oper. Dent.**, Seattle, v. 31, n. 6, p. 699-704, 2006.
179. NAUMANN, M.; PREUSS, A.; FRANKENBERGER, R. Reinforcement effect of adhesively luted fiber reinforced composite versus titanium posts. **Dent. Mater.**, Washington, v. 23, n. 2, p. 138-144, 2007.
180. NETTER, F. **Atlas de anatomia humana**. East Hanover: ICON Learning Systems, 2000.

181. OILO, G. Bond strength of new ionomer cements to dentin. **Scand J. Dent. Res.**, Oslo, v. 89, n. 4, p. 344-347, 1981.
182. PEGORETTI, A.; FAMBRI, L.; ZAPPINI, G.; BIANCHETTI, M. Finite element analysis of a glass fibre reinforced composite endodontic post. **Biomaterials**, Guildford, v. 23, n. 13, p. 2667-2682, 2002.
183. PEREIRA, J. R.; DE ORNELAS, F.; CONTI, P. C.; DO VALLE, A. L. Effect of a crown ferrule on the fracture resistance of endodontically treated teeth restored with prefabricated posts. **J. Prosthet. Dent.**, Saint Louis, v. 95, n. 1, p. 50-54, 2006.
184. PEREIRA, L. C.; NUNES, M. C.; DIBB, R. G.; POWERS, J. M.; ROULET, J. F.; NAVARRO, M. F. Mechanical properties and bond strength of glass-ionomer cements. **J. Adhes. Dent.**, New Malden, v. 4, n. 1, p. 73-80, 2002.
185. PEREZ-GONZALEZ, A.; GONZALEZ-LLUCH, C.; SANCHO-BRU, J. L.; RODRIGUEZ-CERVANTES, P. J.; BARJAU-ESCRIBANO, A.; FORNER-NAVARRO, L. Experimental strength of restorations with fibre posts at different stages, with and without using a simulated ligament. **J. Oral Rehabil.**, Oxford, 2011.
186. PEUTZFELDT, A. Resin composites in dentistry: the monomer systems. **Eur. J. Oral Sci.**, Copenhagen, v. 105, n. 2, p. 97-116, 1997.
187. PEUTZFELDT, A.; SAHAFI, A.; ASMUSSEN, E. A survey of failed post-retained restorations. **Clin. Oral Investig.**, Berlin, v. 12, n. 1, p. 37-44, 2008.
188. PEUTZFELDT, A.; ASMUSSEN, E. Adhesive systems: effect on bond strength of incorrect use. **J. Adhes. Dent.**, New Malden, v. 4, n. 3, p. 233-242, 2002.
189. PIERRISNARD, L.; BOHIN, F.; RENAULT, P.; BARQUINS, M. Coronoradicular reconstruction of pulpless teeth: a mechanical study using finite element analysis. **J. Prosthet. Dent.**, Saint Louis, v. 88, n. 4, p. 442-448, 2002.

190. PIETRZAK, G.; CURNIER, A.; BOTSIS, J.; SCHERRER, S.; WISKOTT, A.; BELSER, U. A nonlinear elastic model of the periodontal ligament and its numerical calibration for the study of tooth mobility. **Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin.**, London, v. 5, n. 2, p. 91-100, 2002.
191. POIATE, I. **Análise biomecânica de dentes restaurados com retentor intraradicular fundido com e sem férula**. 2007. 80 f. Tese (Doutorado) - Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia, São Paulo, 2007.
192. PONTIUS, O.; HUTTER, J. W. Survival rate and fracture strength of incisors restored with different post and core systems and endodontically treated incisors without coronoradicular reinforcement. **J. Endod.**, Baltimore, v. 28, n. 10, p. 710-715, 2002.
193. PUCKETT, A. D.; FITCHIE, J. G.; KIRK, P. C.; GAMBLIN, J. Direct composite restorative materials. **Dent. Clin. North Am.**, Philadelphia, v. 51, n. 3, p. 659-675, 2007.
194. QUALITY guidelines for endodontic treatment: consensus report of the European Society of Endodontology. **Int. Endod. J.**, Copenhagen, v. 39, n. 12, p. 921-930, 2006.
195. REEH, E. S.; ROSS, G. K. Tooth stiffness with composite veneers: a strain gauge and finite element evaluation. **Dent. Mater.**, Washington, v. 10, n. 4, p. 247-252, 1994.
196. REILLY, D. T.; BURSTEIN, A. H. Review article. The mechanical properties of cortical bone. **J. Bone Joint Surg. Am.**, Boston, v. 56, n. 5, p. 1001-1022, 1974.
197. RIBEIRO, J. **Análise pelo método de elementos finitos, da distribuição de tensões em dente com e sem remanescente coronário, utilizando diferentes pinos intrarradiculares**. 2004. 95 f. Dissertação (Mestrado em Odontologia) - Universidade de Ponta Grossa, Ponta Grossa, 2004.

198. RIVERA, E. M.; YAMAUCHI, M. Site comparisons of dentine collagen cross-links from extracted human teeth. **Arch. Oral Biol.**, Oxford, v. 38,n. 7, p. 541-546, 1993.
199. ROSENTRITT, M.; FURER, C.; BEHR, M.; LANG, R.; HANDEL, G. Comparison of in vitro fracture strength of metallic and tooth-coloured posts and cores. **J. Oral Rehabil.**, Oxford, v. 27, n. 7, p. 595-601, 2000.
200. RUSE, N. D. Propagation of erroneous data for the modulus of elasticity of periodontal ligament and gutta percha in FEM/FEA papers: a story of broken links. **Dent. Mater.**, Washington, v. 24, n. 12, p. 1717-1719, 2008.
201. SAHAFI, A.; PEUTZFELDT, A.; ASMUSSEN, E.; GOTFREDSEN, K. Bond strength of resin cement to dentin and to surface-treated posts of titanium alloy, glass fiber, and zirconia. **J. Adhes. Dent.**, New Malden, v. 5, n. 2, p. 153-162, 2003.
202. SAHAFI, A.; PEUTZFELDT, A.; ASMUSSEN, E.; GOTFREDSEN, K.. Retention and failure morphology of prefabricated posts. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v. 17, n. 3, p. 307-312, 2004.
203. SAHAFI, A.; PEUTZFELDT, A. Retention of adhesively bonded posts: effect of pretreatment of the root canal. **J. Adhes. Dent.**, New Malden, v. 11, n. 4, p. 319-323, 2009.
204. SAHAFI, A.; PEUTZFELDT, A.; RAVNHOLT, G.; ASMUSSEN, E.; GOTFREDSEN, K. Resistance to cyclic loading of teeth restored with posts. **Clin. Oral Investig.**, Berlin, v. 9, n. 2, p. 84-90, 2005.
205. SAKAGUCHI, R. L.; BERGE, H. X. Reduced light energy density decreases post-gel contraction while maintaining degree of conversion in composites. **J. Dent.**, Guildford, v. 26, n. 8, p. 695-700, 1998.

206. SAKAGUCHI, R. L.; PETERS, M. C.; NELSON, S. R.; DOUGLAS, W. H.; POORT, H. W. Effects of polymerization contraction in composite restorations. **J. Dent.**, Guildford, v. 20, n. 3, p. 178-182, 1992.
207. SANO, H.; CIUCCHI, B.; MATTHEWS, W. G.; PASHLEY, D. H. Tensile properties of mineralized and demineralized human and bovine dentin. **J. Dent. Res.**, Washington, v. 73, n. 6, p. 1205-1211, 1994.
208. SANTOS-FILHO, P. C.; CASTRO, C. G.; SILVA, G. R.; CAMPOS, R. E.; SOARES, C. J. Effects of post system and length on the strain and fracture resistance of root filled bovine teeth. **Int. Endod. J.**, Copenhagen, v. 41, n. 6, p. 493-501, 2008.
209. SANTOS, A. **Risco de fratura radicular em pré-molar superior restaurado com pino intra-radicular**: análise por elementos finitos. 2008. 62 f. Dissertação (Mestrado em Odontologia) - Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia, São Paulo, 2008.
210. SANTOS, A. F.; MEIRA, J. B.; TANAKA, C. B.; XAVIER, T. A.; BALLESTER, R. Y.; LIMA, R. G.; PFEIFER, C. S.; VERSLUIS, A. Can fiber posts increase root stresses and reduce fracture? **J. Dent. Res.**, Washington, v. 89, n. 6, p. 587-591, 2010.
211. SAPONE, J.; LORENCKI, S. F. An endodontic-prosthetic approach to internal tooth reinforcement. **J. Prosthet. Dent.**, Saint Louis, v. 45, n. 2, p. 164-174, 1981.
212. SASKALAUSKAITE, E.; TAM, L. E.; McCOMB, D. Flexural strength, elastic modulus, and pH profile of self-etch resin luting cements. **J. Prosthodont.**, Philadelphia, v. 17, n. 4, p. 262-268, 2008.
213. SAUPE, W. A.; GLUSKIN, A. H.; RADKE JR., R. A. A comparative study of fracture resistance between morphologic dowel and cores and a resin-reinforced dowel system in the intraradicular restoration of structurally compromised roots. **Quintessence Int.**, Berlin, v. 27, n. 7, p. 483-491, 1996.

214. SCHMAGE, P.; PFEIFFER, P.; PINTO, E.; PLATZER, U.; NERGIZ, I. Influence of oversized dowel space preparation on the bond strengths of FRC posts. **Oper. Dent.**, Seattle, v. 34, n. 1, p. 93-101, 2009.
215. SEDGLEY, C. M.; MESSER, H. H. Are endodontically treated teeth more brittle? **J. Endod.**, Baltimore, v. 18, n. 7, p. 332-335, 1992.
216. SHILLINGBURG, H.; KESSLER, J. Princípios da restauração dos dentes tratados endodonticamente. In: _____. **Restauração protética dos dentes tratados endodonticamente**. São Paulo: Quintessence, 1987. p. 13-44.
217. SIM, T. P.; KNOWLES, J. C.; NG, Y. L.; SHELTON, J.; GULABIVALA, K. Effect of sodium hypochlorite on mechanical properties of dentine and tooth surface strain. **Int. Endod. J.**, Copenhagen, v. 34, n. 2, p. 120-132, 2001.
218. SINGH, V.; MISRA, A.; MARANGOS, O.; PARK, J.; YE, Q.; KIEWEG, S. L.; SPENCER, P. Viscoelastic and fatigue properties of model methacrylate-based dentin adhesives. **J. Biomed. Mater. Res. B Appl. Biomater.**, Hoboken, v. 95, n. 2, p. 283-290, 2010.
219. SINGH, V.; MISRA, A.; MARANGOS, O.; PARK, J.; YE, Q.; KIEWEG, S. L.; SPENCER, P. Fatigue life prediction of dentin-adhesive interface using micromechanical stress analysis. **Dent. Mater.**, Washington, v. 27, n. 9, p. e187-e95, 2011.
220. SLUTZKY-GOLDBERG, I.; SLUTZKY, H.; GORFIL, C.; SMIDT, A. Restoration of endodontically treated teeth review and treatment recommendations. **Int. J. Dent.**, London, v. 2009, p. 150251, 2009. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2837471/pdf/IJD2009-150251.pdf>>. Acesso em: 2 jun. 2011.
221. SOARES, J. **Resistência à fratura de raízes fragilizadas reconstruídas com sistemas restauradores adesivos**. 1999. 103 f. Dissertação (Mestrado em Odontologia) - Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia, Bauru, 1999.

222. SOBOTTA, J. Cabeça. In: _____. **Atlas de anatomia humana**. Rio de Janeiro: Guanabara-Koogan, 2006. p. 32-117.
223. SORENSEN, J. A.; MARTINOFF, J. T. Intracoronal reinforcement and coronal coverage: a study of endodontically treated teeth. **J. Prosthet. Dent.**, Saint Louis, v. 51, n. 6, p. 780-784, 1984.
224. SORRENTINO, R.; AVERSA, R.; FERRO, V.; AURIEMMA, T.; ZARONE, F.; FERRARI, M.; APICELLA, A. Three-dimensional finite element analysis of strain and stress distributions in endodontically treated maxillary central incisors restored with different post, core and crown materials. **Dent. Mater.**, Washington, v. 23, n. 8, p. 983-993, 2007a.
225. SORRENTINO, R.; SALAMEH, Z.; APICELLA, D.; AURIEMMA, T.; ZARONE, F.; APICELLA, A.; FERRARI, M. Three-dimensional finite element analysis of stress and strain distributions in post-and-core treated maxillary central incisors. **J. Adhes. Dent.**, New Malden, v. 9, n. 6, p. 527-536, 2007b.
226. SOUSA, H. A. **Levantamento estatístico do valor do módulo de elasticidade da dentina e dos materiais utilizados na reabilitação protética de raízes fragilizadas**. Dissertação (Mestrado em Clínica Odontológica) - Programa de Pós-Graduação em Clínica Odontológica, Centro de Ciências da Saúde, Universidade Federal do Espírito Santo, Vitória 2012.
227. SPAZZIN, A. O.; GALAFASSI, D.; DE MEIRA-JUNIOR, A. D.; BRAZ, R.; GARBIN, C. A. Influence of post and resin cement on stress distribution of maxillary central incisors restored with direct resin composite. **Oper. Dent.**, Seattle, v. 34, n. 2, p. 223-229, 2009.
228. STANINEC, M.; MARSHALL, G. W.; HILTON, J. F.; PASHLEY, D. H.; GANSKY, S. A.; MARSHALL, S. J.; KINNEY, J. H. Ultimate tensile strength of dentin: Evidence for a damage mechanics approach to dentin failure. **J. Biomed. Mater. Res.**, Hoboken, v. 63, n. 3, p. 342-345, 2002.

229. SUANSUWAN, N.; SWAIN, M. V. Determination of elastic properties of metal alloys and dental porcelains. **J. Oral Rehabil.**, Oxford, v. 28, n. 2, p. 133-139, 2001.
230. TAIT, C. M.; RICKETTS, D. N.; HIGGINS, A. J. Weakened anterior roots--intraradicular rehabilitation. **Br. Dent. J.**, Oxford, v. 198, n. 10, p. 609-617, 2005.
231. TAN, P. L.; AQUILINO, S. A.; GRATTON, D. G.; STANFORD, C. M.; TAN, S. C.; JOHNSON, W. T.; DAWSON, D. In vitro fracture resistance of endodontically treated central incisors with varying ferrule heights and configurations. **J. Prosthet. Dent.**, Saint Louis, v. 93, n. 4, p. 331-336, 2005.
232. TEIXEIRA, C. S.; SILVA-SOUZA, Y. C.; SOUZA-NETO, M. D. Effects of light exposure time on composite resin hardness after root reinforcement using translucent fibre post. **J. Dent.**, Guildford, v. 36, n. 7, p. 520-528, 2008.
233. TERRY, D. A.; LEINFELDER, K. F. Managing stress with composite resin, Part 1: The restorative-tooth interface. **Dent. Today**, Montclair, v. 25, n. 12, p. 98-104, 2006.
234. THOMSEN, K. B.; PEUTZFELDT, A. Resin composites: strength of the bond to dentin versus mechanical properties. **Clin. Oral Investig.**, Berlin, v. 11, n. 1, p. 45-49, 2007.
235. THORNTON, J. B.; RETIEF, D. H.; BRADLEY, EL. Fluoride release from and tensile bond strength of Ketac-Fil and Ketac-Silver to enamel and dentin. **Dent. Mater.**, Washington, v. 2, n. 6, p. 241-245, 1986.
236. TOPARLI, M.; GOKAY, N.; AKSOY, T. Analysis of a restored maxillary second premolar tooth by using three-dimensional finite element method. **J. Oral Rehabil.**, Oxford, v. 26, n. 2, p. 157-164, 1999.
237. TORBJORNER, A.; FRANSSON, B. Biomechanical aspects of prosthetic treatment of structurally compromised teeth. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v. 17, n. 2, p. 135-141, 2004a.

238. TORBJORNER, A.; FRANSSON, B. A literature review on the prosthetic treatment of structurally compromised teeth. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v. 17, n. 3, p. 369-376, 2004b.
239. TROPE, M.; MALTZ, D. O.; TRONSTAD, L. Resistance to fracture of restored endodontically treated teeth. **Endod. Dent. Traumatol.**, Copenhagen, v. 1, n. 3, p. 108-111, 1985.
240. TROPE, M.; RAY JR., H. L. Resistance to fracture of endodontically treated roots. **Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol.**, Saint Louis, v. 73, n. 1, p. 99-102, 1992.
241. ULBRICH, N. L. **Avaliação biomecânica da distribuição de tensões em pinos pré-fabricados e em dentes anteriores reconstruídos com diferentes retentores intrarradiculares analisados pelo método dos elementos finitos.** 2005. 161f. Tese (Doutorado em Processos Biotecnológicos) - Universidade Federal do Paraná, Curitiba, 2005.
242. UY, J. N.; LIAN, J. N.; NICHOLLS, J. I.; TAN, K. B. Load-fatigue performance of gold crowns luted with resin cements. **J. Prosthet. Dent.**, Saint Louis, v. 95, n. 4, p. 315-322, 2006.
243. VAN MEERBEEK, B.; PERDIGAO, J.; LAMBRECHTS, P.; VANHERLE, G. The clinical performance of adhesives. **J. Dent.**, Guildford, v. 26, n. 1, p. 1-20, 1998.
244. VAN STADEN, R. C.; GUAN, H.; LOO, Y. C. Application of the finite element method in dental implant research. **Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin.**, London, v. 9, n. 4, p. 257-270, 2006.
245. VASCO, M. **Avaliação de diferentes topografias residuais na distribuição de tensões no remanescente dental por meio da análise de elementos finitos.** 2007. 47f. Dissertação (Mestrado em Odontologia) - Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2007.

246. VASCONCELOS, W. **Estudo da distribuição de tensões em dentina em incisivos superiores induzida pela forma geométrica e material dos pinos intra-radiculares via método dos elementos finitos.** 2002. 126 f. Dissertação (Mestrado em Odontologia) - Programa de Pós-Graduação em Odontologia, Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, 2002.
247. VENHOVEN, B. A.; DE GEE, A. J.; DAVIDSON, C. L. Polymerization contraction and conversion of light-curing BisGMA-based methacrylate resins. **Biomaterials**, Guildford, v. 14, n. 11, p. 871-875, 1993.
248. WALLS, A. W.; ADAMSON, J.; MCCABE, J. F.; MURRAY, J. J. The properties of a glass polyalkenoate (ionomer) cement incorporating sintered metallic particles. **Dent. Mater.**, Washington, v. 3, n. 3, p. 113-116, 1987.
249. WEIGER, R.; HEUCHERT, T.; HAHN, R.; LOST, C. Adhesion of a glass ionomer cement to human radicular dentine. **Endod. Dent. Traumatol.**, Copenhagen, v. 11, n. 5, p. 214-219, 1995.
250. WHEELER, R. **An atlas of tooth form.** Philadelphia: Saunders Co., 1969.
251. WILSON, A. D.; KENT, B. E. A new translucent cement for dentistry. The glass ionomer cement. **Br. Dent. J.**, Oxford, v. 132, n. 4, p. 133-135, 1972.
252. WISKOTT, H. W.; NICHOLLS, J.I.; BELSER, U. C. Stress fatigue: basic principles and prosthodontic implications. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v. 8, n. 2, p. 105-116, 1995.
253. WU, X.; CHAN, A. T.; CHEN, Y. M.; YIP, K. H.; SMALES, R. J. Effectiveness and dentin bond strengths of two materials for reinforcing thin-walled roots. **Dent. Mater.**, Washington, v. 23, n. 4, p. 479-485, 2007.
254. XIBLE, A. A. **Efeito de cargas cíclicas na resistência à fratura de dentes tratados endodonticamente reconstruídos com pinos pré-fabricados estéticos e metálicos restaurados com coroa de porcelana pura.** 2004. 121 f. Tese

(Doutorado em Odontologia) Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo, Bauru, 2004.

255. XIE, D.; BRANTLEY, W. A.; CULBERTSON, B. M.; WANG, G. Mechanical properties and microstructures of glass-ionomer cements. **Dent. Mater.**, Washington, v. 16, n. 2, p. 129-138, 2000.
256. XU, H. H.; SMITH, D. T.; JAHANMIR, S.; ROMBERG, E.; KELLY, J. R.; THOMPSON, V. P.; REKOW, E. D. Indentation damage and mechanical properties of human enamel and dentin. **J. Dent. Res.**, Washington, v. 77, n. 3, p. 472-480, 1998.
257. YAEGER, J. A. Esmalte. In: BHASKAR, S. (Org.). **Histologia e embriologia oral de Orban**. 1978. p. 47-105.
258. YANG, H. S.; LANG, L. A.; MOLINA, A.; FELTON, D. A. The effects of dowel design and load direction on dowel-and-core restorations. **J. Prosthet. Dent.**, Saint Louis, v. 85, n. 6, p. 558-567, 2001.
259. YOLDAS, O.; AKOVA, T.; UYSAL, H. An experimental analysis of stresses in simulated flared root canals subjected to various post-core applications. **J. Oral Rehabil.**, Oxford, v. 32, n. 6, p. 427-432, 2005.
260. ZHI-YUE, L.; YU-XING, Z. Effects of post-core design and ferrule on fracture resistance of endodontically treated maxillary central incisors. **J. Prosthet. Dent.**, Saint Louis, v. 89, n. 4, p. 368-373, 2003.
261. ZOGHEIB, L. V.; PEREIRA, J. R. DO VALLE, A. L.; DE OLIVEIRA, J. A.; PEGORARO, L. F. Fracture resistance of weakened roots restored with composite resin and glass fiber post. **Braz. Dent. J.**, São Paulo, v. 19, n. 4, p. 329-333, 2008.

GLOSSÁRIO

- Canalículos (ou túbulos) dentinários: A dentina é atravessada por uma rede de túbulos orientados radialmente na direção externa, partindo da polpa em direção à junção esmalte-dentina. Tanto a densidade quanto o diâmetro dos túbulos decresce à medida que aumenta a distância da polpa (AVERY, 1978a).
- Cimento: Fina película de tecido dentário mineralizado que cobre as raízes anatômicas dos dentes, onde se inserem as fibras colágenas do ligamento periodontal (FIG. G2). É um tecido avascular (ARMITAGE, 1978).
- Cíngulo: É uma saliência na face lingual dos dentes anteriores. Localiza-se na porção cervical da face lingual (WHEELER, 1969).
- Colágeno: É uma proteína de elevado peso molecular, com a forma de bastões, que se arranjam em feixes formando fibras. São as principais fibras do ligamento periodontal. Estão dispostas de maneira organizada, em feixes, que se inserem no cimento e no osso alveolar.
- Cúspide: É uma elevação na superfície oclusal do dente, com forma piramidal (WHEELER, 1969).
- Divisão dos dentes em terços: Linhas horizontais imaginárias dividem a coroa e a raiz dos dentes em terços, que são denominados de acordo com a região em que se encontram. A raiz tem os terços apical (próximo ao ápice), médio e cervical (próximo à coroa). Da mesma forma, a coroa pode ser dividida em terços cervical (próximo à raiz), médio e oclusal (ou incisal) (FIG. G1).
- Dentes desvitalizados: Este termo refere-se mais especificamente a um dente cuja polpa perdeu a vitalidade, ou seja, sofreu necrose (morte tecidual). É também utilizado genericamente para designar dentes tratados endodonticamente (LOPES; SIQUEIRA JR.; ELIAS, 2004).
- Dentina: Situada sob o esmalte e o cimento, a dentina é um tecido vivo, com células especializadas (odontoblastos), duro e hidratado, que compõe a maior parte do dente humano, tanto em peso quanto em volume (FIG. G2). Este tecido serve como uma base elástica para o esmalte e como um invólucro protetor da polpa (AROLA; REPROGEL, 2006; AVERY, 1978a).

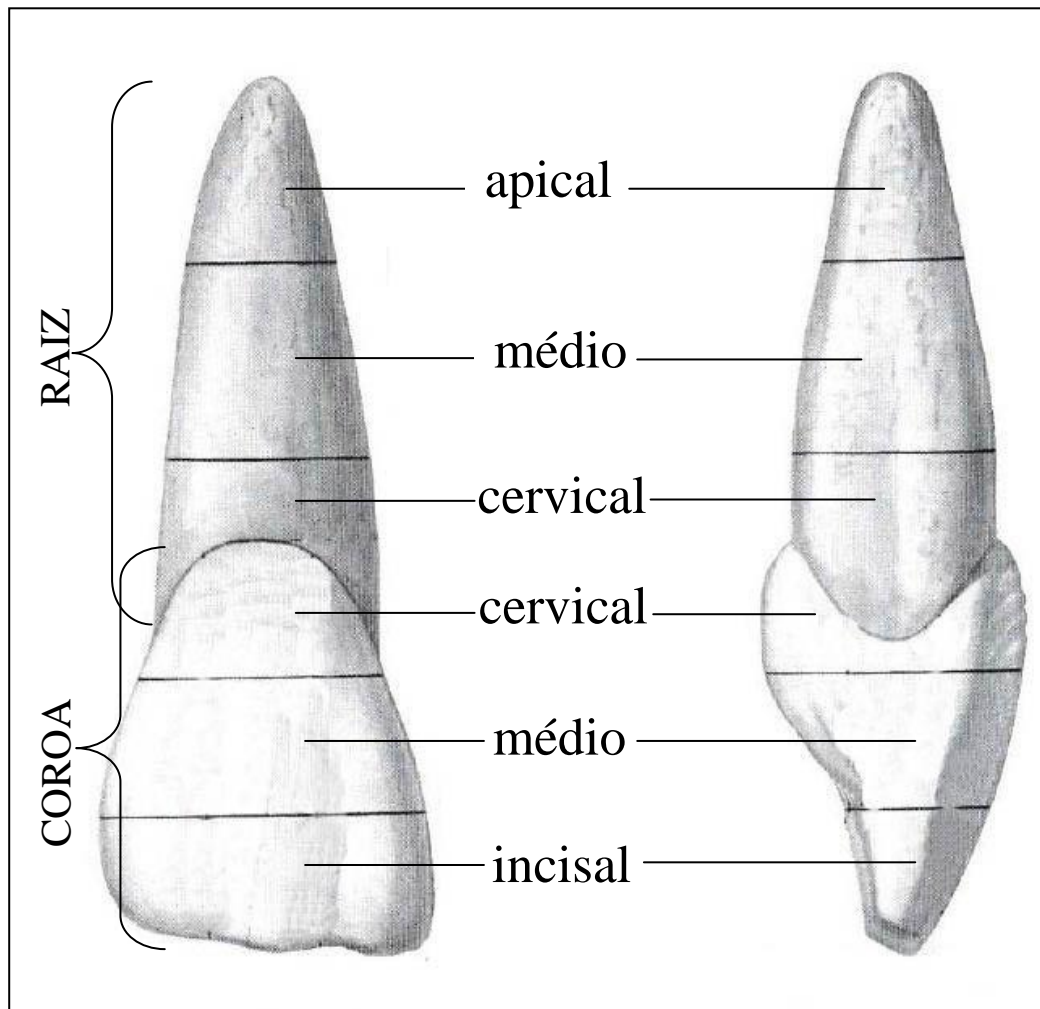


FIGURA G1 – Divisão dos dentes em terços
 FONTE – adaptado de Wheeler (1969).

- Esmalte: O esmalte forma uma capa protetora, de espessura variável, sobre a superfície total da coroa (FIG. G2). Devido ao seu alto conteúdo de minerais e seu arranjo cristalino (cristais de hidroxiapatita), o esmalte é o tecido calcificado mais duro do organismo (YAEGER, 1978).
- Instrumentação endodôntica: Consiste no preparo químico-mecânico dos canais radiculares durante o tratamento endodôntico, por meio do emprego de instrumentos endodônticos (brocas e limas), de soluções químicas auxiliares e da irrigação/aspiração. Esta limpeza e modelagem das paredes dos canais tem por objetivo prepará-los para a obturação hermética (LOPES; SIQUEIRA JR.; ELIAS, 2004).
- Junção esmalte-dentina (amelo-dentinária): Linha de encontro entre o esmalte e a dentina.

- Junção cimento-esmalte: Linha de encontro entre o esmalte da coroa e o cimento da raiz. Esta linha é também chamada de linha cervical (WHEELER, 1969).

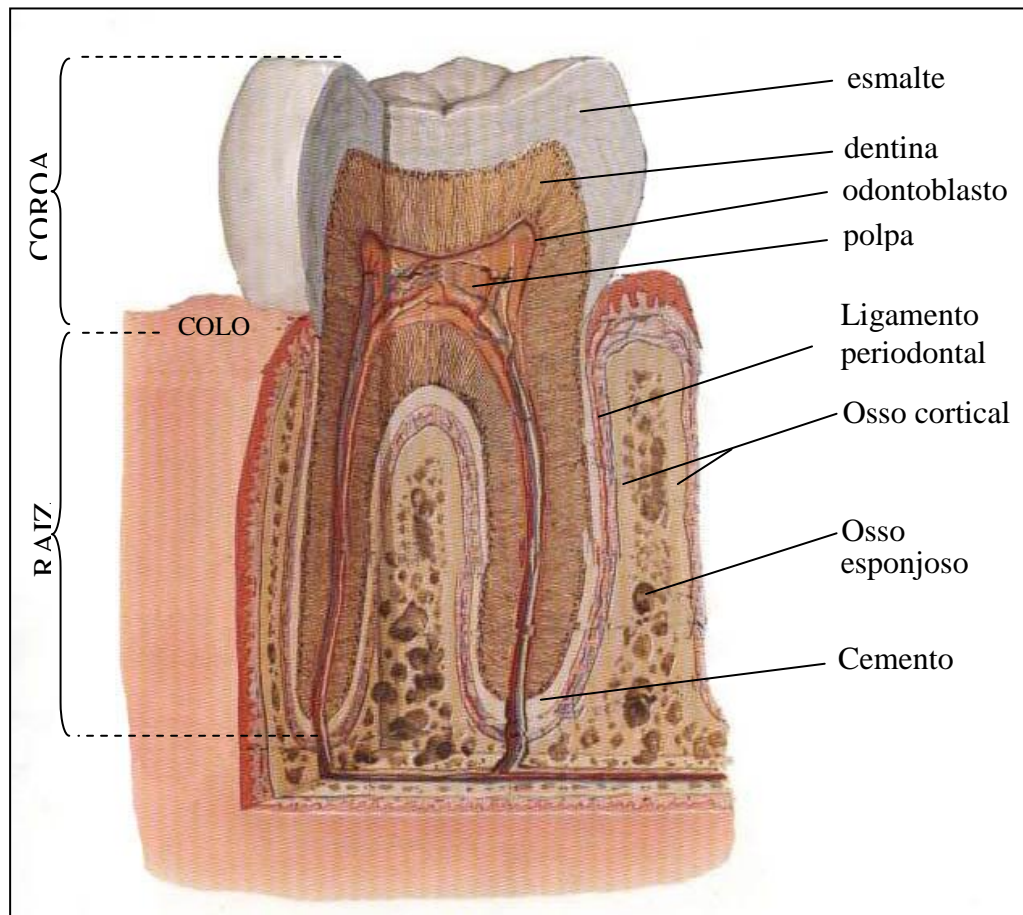


FIGURA G2 – O dente e suas estruturas.

FONTE – Adaptado de Netter (2000)

- Ligamento periodontal: É um tecido conjuntivo fibroso notavelmente celular e vascular. Está ligado à dentina radicular pelo cimento e ao osso dos maxilares pelo osso alveolar (MELCHER, 1978) (FIG. G2). O ligamento periodontal tem várias funções, que incluem união, nutrição e propriocepção, mas a mais conhecida é o suporte mecânico do dente (KOMATSU, 2010).
- Oclusão: É o termo usado para designar o contato dos dentes das duas arcadas durante o fechamento mandibular (WHEELER, 1969).
- Órgão dental (dente): O dente é um órgão duro, saliente e esbranquiçado composto por esmalte, dentina, polpa e cimento, implantado no osso maxilar e mandibular. É anatomicamente composto por coroa e raiz (FIG. G2). A superfície da coroa é coberta pelo esmalte e a da raiz é revestida pelo cimento. Um dente pode ser uni ou multirradicular, e a porção terminal da raiz é denominada ápice (WHEELER, 1969).

- Osso alveolar: É a parte da maxila e da mandíbula que comporta os alvéolos dos dentes (locais que alojam os dentes). O osso alveolar é composto por duas porções: o osso cortical, que consiste numa lâmina de osso compacto que circunda o osso alveolar interna e externamente, e o osso esponjoso, que preenche a área entre as lâminas corticais interna e externa (BHASKAR, 1978) (FIG. G2).
- Periodonto: é um órgão de tecido conjuntivo, coberto por epitélio, que une os dentes aos ossos maxilares, e proporciona suporte e proteção aos dentes. O periodonto é formado pelo osso alveolar, cemento, ligamento periodontal e pela gengiva (MELCHER, 1978).
- Planos Anatômicos: Quatro planos imaginários (mediano, sagital, frontal e transversal) que cruzam o corpo na posição anatômica, nos quais se baseiam as descrições anatômicas (MOORE et al., 2011):
 - Plano Mediano: Plano vertical que corta o corpo longitudinalmente. Divide o corpo nas metades direita e esquerda. O plano define a linha mediana da cabeça, pescoço e tronco, onde cruza a superfície do corpo. Existe somente um plano mediano, mas o número de planos sagitais, frontais e transversais é ilimitado, sendo necessário empregar um ponto de referência para esses planos.
 - Plano Sagital: Qualquer plano vertical que atravessa o corpo paralelamente ao plano mediano.
 - Plano Frontal: Qualquer plano vertical que atravessa o corpo formando um ângulo reto com o plano mediano, dividindo o corpo em partes anterior (frontal) e posterior (dorsal).
 - Plano Transversal: Qualquer plano horizontal que atravessa o corpo formando um ângulo reto com os planos mediano e frontal, dividindo o corpo em partes superior e inferior.
- Polpa: A polpa é um tecido conjuntivo, rico em células, innervado e com irrigação sanguínea, que ocupa a câmara pulpar no interior da coroa e o canal no interior da raiz, sendo circundada por dentina (FIG. G2). Tem a forma semelhante à do dente. A superfície da polpa é coberta por odontoblastos (AVERY, 1978b).
- Prolongamentos odontoblásticos: Os corpos celulares dos odontoblastos estão dispostos em uma camada na periferia da polpa, e seus prolongamentos estão embebidos na matriz mineralizada. Cada célula dá origem a um prolongamento, que atravessa a dentina, desde a polpa até a junção com o esmalte ou o cemento, dentro do canalículo ou túbulo dentinário (AVERY, 1978b).
- Região cervical: É a região de encontro da coroa com a raiz, onde ocorre um pequeno estreitamento denominado “colo” do dente (FIG. G2).

- Superfícies dos dentes: Os dentes anteriores (incisivos e caninos) são formados por quatro superfícies e os dentes posteriores (premolares e molares) são compostos por cinco superfícies (WHEELER, 1969). As superfícies são denominadas de acordo com sua orientação na boca, e não sua posição no dente (FIG. G3).
 - Vestibular: É a superfície do dente “visível” do dente, voltada para o lábio ou a bochecha (WHEELER, 1969).
 - Lingual: É a superfície voltada para a língua (WHEELER, 1969). Nos dentes superiores, é também chamada de superfície “palatina”, por estar voltada para o palato.
 - Oclusal: É a superfície que entra em contato com o dente antagonista, durante o fechamento. É responsável pela trituração dos alimentos. Nos incisivos e caninos, esta superfície se reduz para uma linha, com a finalidade de corte (incisão) ou dilaceração dos alimentos, chamada borda “incisal” (WHEELER, 1969).
 - Proximal: A superfície proximal é voltada para o dente adjacente, numa mesma arcada. A superfície “mesial” é a superfície proximal voltada para o dente imediatamente “anterior”. A superfície “distal” é aquela voltada para o dente imediatamente posterior. Nos incisivos centrais, a superfície mesial está voltada para a linha mediana, no ponto de contato entre eles (WHEELER, 1969).

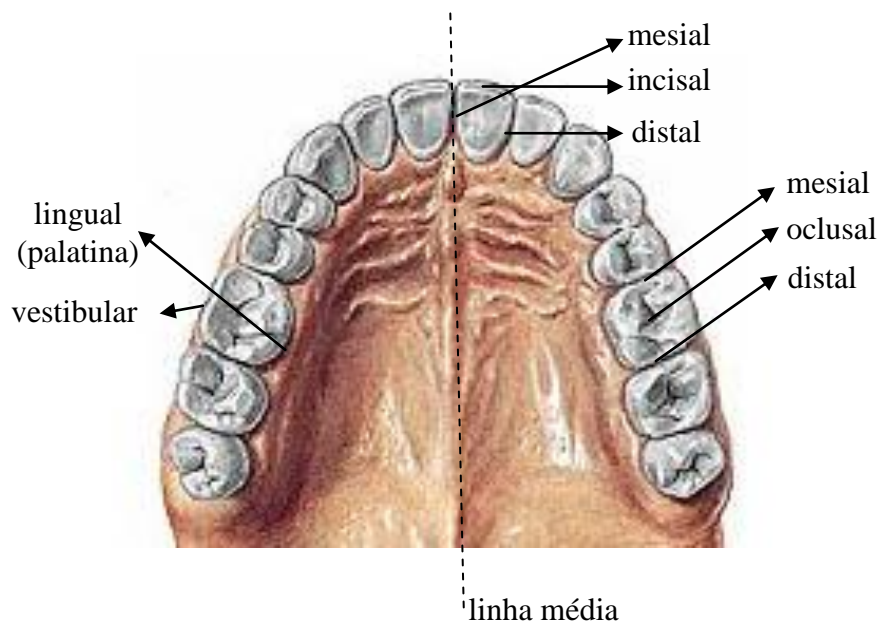


FIGURA G3 – Superfícies dos dentes.
 FONTE – Adaptado de Sobotta (2006)

- Tratamento endodôntico (ou terapia endodôntica): é o tratamento que executa a remoção da polpa para prevenir ou tratar problemas no periápice da raiz (QUALITY..., 2006), com

o objetivo de aplicar um material biocompatível (geralmente guta-percha) que obtura e sela o canal hermeticamente (CONCENSUS..., 1994).