

JOÃO PAULO FILGUEIRAS RIBEIRO

**ANÁLISE TRIDIMENSIONAL PELO MÉTODO DE ELEMENTOS
FINITOS DO COMPORTAMENTO BIOMECÂNICO DO INCISIVO
CENTRAL SUPERIOR HÍGIDO E RESTAURADO COM COROA
CERÂMICA UTILIZANDO DIFERENTES RETENTORES INTRA-
RADICULARES**

São Paulo

2008

João Paulo Filgueiras Ribeiro

**Análise tridimensional pelo método de elementos finitos do
comportamento biomecânico do incisivo central superior hígido e
restaurado com coroa cerâmica utilizando diferentes retentores
intra-radiculares**

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia da
Universidade de São Paulo, para obter o título de
Doutor, pelo Programa de Pós-Graduação em Ciências
Odontológicas.

Área de Concentração: Dentística Restauradora

Orientador: Prof. Dr. Rubens Côrte Real de Carvalho

São Paulo

2008

FOLHA DE APROVAÇÃO

Ribeiro JPF Análise tridimensional pelo método de elementos finitos do comportamento biomecânico do incisivo central superior hígido e restaurado com coroa cerâmica utilizando diferentes retentores intra-radiculares. [Tese Doutorado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2008.

São Paulo, / / 2008

Banca Examinadora

1) Prof(a). Dr(a). _____

Titulação: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

2) Prof(a). Dr(a). _____

Titulação: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

3) Prof(a). Dr(a). _____

Titulação: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

4) Prof(a). Dr(a). _____

Titulação: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

5) Prof(a). Dr(a). _____

Titulação: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

DEDICATÓRIA

À **DEUS**, por ter iluminado meu caminho, me dado saúde e forças e principalmente ter colocado pessoas especiais que me protegem e orientam, possibilitando que eu atinja meus ideais.

Ao pai **Darci Ribeiro da Silva** (in memorian), confesso que sua ausência física me fez passar por momentos difíceis, mas bastasse uma noite de sono, um fechar de olhos e você estava lá como sempre, apoiando, orientando, tão presente como antes em vida. Tenho certeza que sem a sua ajuda hoje não estaria vencendo mais esta etapa da minha vida, por isso, não consigo passar sequer um dia sem pensar em você e em seus ensinamentos. Sou eternamente grato!

A minha mãe Ana Luiza Filgueiras Ribeiro, por apoiar, incentivar e compreender minha opção profissional. Com você aprendi a enfrentar os problemas e os desafios com coragem, dignidade e sabedoria. Você demonstrou que nos momentos difíceis é preciso ser forte e acreditar em Deus. Seu amor incondicional, com certeza, hoje é um incentivo para que eu possa crescer na vida.

Ao LEG e PAULA, obrigado por serem simplesmente meus irmãos. A participação de vocês na minha vida é inquestionável. Nosso relacionamento sempre foi motivo de orgulho para a família e admirado por todos. Agradeço diuturnamente, por nos tornarmos mais amigos, confiantes e unidos a cada ano que passa.

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

Ao **Prof Dr Rubens Côrte Real de Carvalho** que desde o início, antes mesmo de se tornar meu orientador, prontificou-se a ajudar em momentos de decisões importantes do curso e que na condição de orientador soube com inteligência conduzir a pesquisa, acreditando no meu potencial, e na qualidade do resultado final do trabalho.

A amiga **Dra Adriana de Oliveira Silva** que por sua habilidade e competência permitiu a valorização desta pesquisa. Seu perfeccionismo foi crucial para a qualidade final do trabalho.

Ao **Dr Jorge Vicente Lopes de Silva** pela parceria entre a Universidade de São Paulo e o CTI para realização da pesquisa e também pelas contribuições e ensinamentos de Engenharia.

Ao **Dr Pedro Yoshito Noritomi** que como co-orientador desta pesquisa conseguiu conduzir com tranquilidade cada etapa do projeto demonstrando conhecimento e precisão.

Ao **André Uehara**, pela grande contribuição ao trabalho, pela disponibilidade prestada e também pela competência, praticidade e dinamismo em resolver situações de maneira eficaz e ágil.

AGRADECIMENTOS

Ao Prof e amigo **Dr João Carlos Gomes**, por quem tive a oportunidade de ser orientado desde o período de iniciação científica até o término do mestrado e que sempre me incentivou a dar continuidade na formação acadêmica.

Ao Prof e amigo **Dr Ricardo Scarparo Navarro** pelas oportunidades oferecidas de ministrar aulas em seus cursos que permitiram de certa forma manter o contato com alunos, salas da aula, clínicas, essenciais para quem gosta da arte de ser professor.

A todos os professores do programa do doutorado que transmitiram seus conhecimentos durante o curso

Aos colegas de turma, pela amizade conquistada e convivência inesquecível. Agradeço a todos e especialmente à aqueles os quais pude conviver, compartilhar momentos e idéias que me fizeram crescer.

A todos os funcionários da Pós Graduação.

Ao pessoal do LELO- FOUSP pela oportunidade do estágio realizado na área de laser e também pelas amizades conquistadas

À Capes, pela concessão da bolsa de estudo.

À “nuvem” de amigos externos ao programa do doutorado que também foram fundamentais.

RIBEIRO, JPF. Análise tridimensional pelo método de elementos finitos do comportamento biomecânico do incisivo central superior hígido e restaurado com coroa cerâmica utilizando diferentes retentores intra-radulares [Tese Doutorado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2008.

RESUMO

O objetivo do estudo foi analisar tridimensionalmente, por meio do Método de Elementos Finitos (MEF), o comportamento biomecânico de um incisivo central superior hígido sob condição de oclusão fisiológica e posteriormente comparar com diferentes simulações de situações clínicas de dentes tratados endodonticamente e restaurados com coroas totais cerâmicas, variando a quantidade de remanescente dental e o tipo de retentor intra-radicular (núcleo metálico fundido- NMF, fibras de vidro- RFV e zircônio- RZ). Foram construídos modelos tridimensionais do incisivo central superior sem e com 2 mm de remanescente dentinário na porção coronária. Uma carga de 10 N foi aplicada de forma normal no terço incisal, nas cristas marginais mesial e distal, da superfície palatal. A análise dos dados foi realizada pelo programa computacional NeiNastran® - Noran Engineering, Inc. Os resultados de deslocamento e tensão máxima principal foram obtidos mostrando que houve diferenças significativas na distribuição de tensão entre o dente hígido e o com retentor intra-radicular. O grupo com NMF apresentou o comportamento mais similar ao dente hígido (controle), seguidos do retentor de fibra de vidro com remanescente e sem remanescente dental. Os grupos que apresentaram maior diferença em relação ao controle foram os retentores de zircônia sem e com

remanescente de dentina. Considerando-se a presença de remanescente dentinário na porção coronária (2mm) para os grupos restaurados com retentores pré-fabricados, os RFV apresentaram uma redução do estresse na interface dente/restauração em comparação com RZ. Pode-se concluir que a utilização de núcleos metálicos fundidos apresentou comportamento biomecânico mais similar ao dente hígido.

Palavras-chave: Retentores intra-radiculares; Pinos dentais; Análise de tensão; Método dos elementos finitos

RIBEIRO JPF. Three-dimensional finite element analyses of biomechanical behavior in a maxillary incisor with all-ceramic crown using different posts [Tese Doutorado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2008.

ABSTRACT

The purpose of this study was to evaluate by three-dimensional finite element analysis the biomechanical behavior of a healthy maxillary central incisor under physiological load comparing with different clinical conditions of endodontically treated teeth restored with all-ceramic crowns, with various remaining tooth structure and post-and-core systems (cast metal post- MP, glass fiber post- GFP and zirconium post- ZP). Three-dimensional models were performed with and without 2 mm of dental remaining in coronary portion. A load of 10 N was applied in normal way at the incisal third of the palatine surface in the mesial and distal marginalis ridges. Data analysis was performed by the computer program NeiNastran ® - Noran Engineering, Inc. The results of maximal stress and displacement demonstrated significant differences in the tensile distribution in healthy (control) and restored tooth. The MP showed similar performance in comparison with healthy tooth, followed by GFP with and without remaining tooth structure. The teeth restored with ZP showed higher difference than control group. This study demonstrated that presence of the coronary remaining dentin (2mm) decreases the stress concentration at the interface crown/restoration using GFP in comparison with ZP. Conclusion that cast metal post can reduce the stress level in maxillary central incisor and showed biomechanical behavior similar than healthy teeth.

Keywords: Core, Post, Tensile stress, Finite element method

LISTA DE QUADROS

Quadro 4.1 – Sistema de pinos intra-radiculares e suas características	81
Quadro 4.2 – Dimensões das estruturas anatômicas do incisivo central superior hígido e estrutura de suporte	86
Quadro 4.3 – Representação das etapas de geração de malhas de todos os grupos	99
Quadro 4.4 – Propriedades mecânicas das estruturas dentais, estruturas de suporte e materiais restauradores.....	103
Quadro 5.1 – Deslocamento dental no interior do alvéolo de todos os grupos	105
Quadro 5.2 – Valores da tensão máxima no osso cortical para todos os grupos sem o remanescente de dentina na porção coronária	135
Quadro 5.3 – Valores da tensão máxima na face palatina da dentina para todos os grupos sem o remanescente de dentina na porção coronária.....	136
Quadro 5.4 – Valores da tensão máxima no osso cortical para todos os grupos com remanescente de dentina na porção coronária	139
Quadro 5.5 – Valores da tensão máxima na face palatina da dentina para todos os grupos com o remanescente de dentina na porção coronária.....	140

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 4.1 – Modelo em <i>splines</i> (3D Studio Max).....	87
Figura 4.2 – Superfícies separadas no eixo X prontas para conversão em NURBS.....	87
Figura 4.3 – Geometria dos pinos intra-radulares no 3D Studio Max	89
Figura 4.4 – Vista frontal da geometria (a) e vista proximal (b) das estruturas envolvidas no dente hígido.....	90
Figura 4.5 – Vistas da geometria do dente hígido em diferentes angulações: frontal (a), proximal (b), palatina (c), e detalhes das estruturas envolvidas; geometria completa (d), coroa-raiz e ligamento periodontal (e), dentina e cavidade pulpar (f).....	91
Figura 4.6 – Vista frontal da geometria e das estruturas envolvidas no dente com NMF.....	92
Figura 4.7 – Vista da geometria do dente com MNF em diferentes angulações; frontal (a), proximal (b), palatina (c), e detalhes das estruturas envolvidas; geometria completa (d), NMF (e), NMF (f), ligamento periodontal (g), ligamento periodontal e raiz com NMF.....	92
Figura 4.8 – Vista frontal da geometria e das estruturas envolvidas no dente com pino de fibra de vidro sem remanescente coronário de dentina	93
Figura 4.9 – Vista da geometria do dente com pino de fibra de vidro em diferentes angulações; frontal (a), proximal (b), palatina (c), e detalhes das estruturas envolvidas; geometria completa (d), pino de fibra de vidro (e), ligamento periodontal, raiz e pino, (f) ligamento periodontal, raiz, pino e núcleo de preenchimento em resina composta.....	93
Figura 4.10 – Vista frontal da geometria e das estruturas envolvidas no dente com pino de fibra de vidro com remanescente coronário de dentina	94

Figura 4.11 – Vista da geometria do dente com pino de fibra de vidro em diferentes angulações; frontal (a), proximal (b), palatina (c), e detalhes das estruturas envolvidas; geometria completa (d), pino de fibra de vidro (e), remanescente de dentina, ligamento periodontal e pino (f), ligamento periodontal, raiz com remanescente, pino e núcleo em resina composta	94
Figura 4.12 – Vista frontal da geometria e das estruturas envolvidas no dente com pino de fibra de zircônia sem remanescente coronário de dentina	95
Figura 4.13 – Vista da geometria do dente com pino de fibra de zircônia em diferentes angulações; frontal (a), proximal (b), palatina (c) e detalhes das estruturas envolvidas; geometria completa (d), pino de fibra de zircônia (e), núcleo em resina composta com raiz e ligamento periodontal (f), ligamento periodontal e raiz e pino	95
Figura 4.14 – Vista frontal da geometria e das estruturas envolvidas no dente com pino de fibra de zircônia com remanescente coronário de dentina	96
Figura 4.15 – Vista da geometria do dente com pino de fibra de zircônia em diferentes angulações; frontal (a), proximal (b), palatina (c) e detalhes das estruturas envolvidas; geometria completa (d), pino de fibra de zircônia (e), remanescente de dentina, raiz, ligamento periodontal e pino (f), ligamento periodontal e raiz com remanescente, pino e núcleo em resina composta	96
Figura 4.16 – Representação das etapas no processo de geração de malhas do dente hígido	98
Figura 4.17 – Representação da aplicação da pressão	102
Figura 4.18 – Representação da fixação na parte superior do modelo	102
Figura 5.1 – Representação do deslocamento do dente hígido em diferentes angulações: (a) frontal, (b) proximal, (c) incisal e (d) palatina.....	106
Figura 5.2 – Representação do deslocamento do dente com NMF em diferentes angulações: (a) frontal, (b) proximal, (c) incisal e (d) palatina.....	107
Figura 5.3 – Representação do deslocamento do dente com pino de fibra de vidro sem remanescente coronário em diferentes angulações: (a) frontal, (b) proximal, (c) incisal e (d) palatina	108

Figura 5.4 – Representação do deslocamento do dente com pino de fibra de vidro com remanescente coronário em diferentes angulações: (a) frontal, (b) proximal, (c) incisal e (d) palatina	109
Figura 5.5 – Representação do deslocamento do dente com pino de zircônia sem remanescente coronário em diferentes angulações: (a) frontal, (b) proximal, (c) incisal e (d) palatina	110
Figura 5.6 – Representação do deslocamento do dente com pino de zircônia com remanescente coronário em diferentes angulações: (a) frontal, (b) proximal, (c) incisal e (d) palatina	111
Figura 5.7 – Representação do deslocamento de todos os grupos numa vista frontal para comparação. (a) Hígido, (b) NMF, (c) Pino de fibra de vidro sem remanescente, (d) Pino de fibra de vidro com remanescente, (e) Pino de zircônia sem remanescente, (f) Pino de zircônia com remanescente	112
Figura 5.8 – Região analisada na crista óssea alveolar vestibular e palatina representadas pelas letras (a) face vestibular e (b) face palatina	114
Figura 5.9 – Divisão esquemática da raiz em pontos para análise das tensões nos sítios de 1 a 5 (Cervical – Apical)	114
Figura 5.10 – Vista palatina da linha vertical traçada para sítio de leitura das análises das tensões.....	115
Figura 5.11 – Vista palatina da linha horizontal traçada para sítio de leitura das análises das tensões.....	115
Figura 5.12 – Representação do campo de tensão máxima na face palatina da raiz do dente hígido.....	117
Figura 5.13 – Representação do campo de tensão máxima em corte longitudinal do dente hígido numa vista proximal.....	117
Figura 5.14 – Representação do campo de tensão máxima na crista óssea alveolar do dente hígido	118
Figura 5.15 – Tensão na face externa palatina do dente hígido no terço incisal até o terço apical	118
Figura 5.16 – Representação do campo de tensão de Von Mises em corte longitudinal do dente com NMF numa vista proximal	120

Figura 5.17 – Representação do campo de tensão máxima na face palatina da raiz do dente com NMF	121
Figura 5.18 – Representação do campo de tensão máxima em corte longitudinal do dente com NMF numa vista proximal	121
Figura 5.19 – Representação do campo de tensão máxima na crista óssea alveolar do dente com NMF	122
Figura 5.20 – Tensão na face externa palatina do dente com NMF no terço incisal até o terço apical	122
Figura 5.21 – Representação do campo de tensão máxima na face palatina da raiz do dente com pino de fibra de vidro sem remanescente	124
Figura 5.22 – Representação do campo de tensão máxima em corte longitudinal do dente com pino de fibra de vidro sem remanescente numa vista proximal.....	124
Figura 5.23 – Representação do campo de tensão máxima na crista óssea alveolar do dente com fibra de vidro sem remanescente	125
Figura 5.24 – Tensão na face externa palatina do dente com fibra de vidro sem remanescente no terço incisal até o terço apical	125
Figura 5.25 – Representação do campo de tensão máxima na face palatina da raiz do dente com pino de fibra de vidro com remanescente	127
Figura 5.26 – Representação do campo de tensão máxima em corte longitudinal do dente com pino de fibra de vidro com remanescente numa vista proximal.....	127
Figura 5.27 – Representação do campo de tensão máxima na crista óssea alveolar do dente com fibra de vidro com remanescente	128
Figura 5.28 – Tensão na face externa palatina do dente com fibra de vidro com remanescente no terço cervical até o terço apical	128
Figura 5.29 – Representação do campo de tensão máxima na face palatina da raiz do dente zircônia sem remanescente	130
Figura 5.30 – Representação do campo de tensão máxima em corte longitudinal do dente com pino de zircônia sem remanescente numa vista proximal	130

Figura 5.31 – Representação do campo de tensão máxima na crista óssea alveolar do dente com pino de zircônia sem remanescente.....	131
Figura 5.32 – Tensão na face externa palatina do dente com pino de zircônia no terço incisal até o terço apical	131
Figura 5.33 – Representação do campo de tensão máxima na face palatina da raiz do dente zircônia com remanescente.....	133
Figura 5.34 – Representação do campo de tensão máxima em corte longitudinal do dente com pino de zircônia com remanescente numa vista proximal	133
Figura 5.35 – Representação do campo de tensão máxima na crista óssea alveolar do dente com pino de zircônia com remanescente.....	134
Figura 5.36 – Tensão na face palatina do dente com pino de zircônia com remanescente no terço incisal até o terço apical	134
Figura 5.37 – Representação do campo de tensão na face palatina da raiz dos dentes restaurados com pinos sem remanescente de dentina na porção coronária	137
Figura 5.38 – Representação do campo de tensão em corte proximal dos dentes restaurados com pinos sem a presença do remanescente de dentina na porção coronária.....	138
Figura 5.39 – Representação do campo de tensão na face palatina da raiz dos dentes restaurados com pinos e presença do remanescente de dentina na porção coronária.....	141
Figura 5.40 – Representação do campo de tensão em corte proximal dos dentes restaurados com pino de zircônia e fibra de vidro com remanescente de dentina na porção coronária	142
Figura 5.41 – Representação do campo de tensão em corte proximal do dente restaurado com pino de zircônia e com e sem a presença do remanescente de dentina na porção coronária	144
Figura 5.42 – Representação do campo de tensão em corte proximal do dente restaurado com pino de fibra de vidro e sem e com remanescente de dentina na porção coronária.....	145

Figura 5.43 – Valores de tensão máxima na crista óssea alveolar vestibular de todos os grupos sem e com remanescente de dentina na porção coronária	146
Figura 5.44 – Valores de tensão máxima na crista óssea alveolar palatina de todos os grupos sem e com remanescente de dentina na porção coronária	147
Figura 5.45 – Tensão máxima na face palatina da dentina para todos os grupos sem e com o remanescente de dentina na porção coronária.....	148

LISTA DE ABREVIATURA E SIGLAS

MEF= Método dos elementos finitos

C.A.D= Computer Aid Design

μm = Micrômetro

mm= Milímetro

Kgf= Quilograma força

JCE= Junção Cimento Esmalte

%= Porcento

N= Newton

COA= Crista óssea alveolar

MPa= Megapascal

GPa= Gigapascal

E= Módulo de elasticidade ou Módulo de Young

ν = Coeficiente de Poisson

σ_y = Tensão normal na direção y

σ_1 = Tensão Máxima de tração

σ_3 = Tensão Máxima de compressão

IGES = Initial Graphics Exchange Specification

NURBS= Non Uniform Rational B- Splines

SUMÁRIO

	p.
1 INTRODUÇÃO	22
2 REVISÃO DE LITERATURA	25
2.1 ANATOMIA DENTAL.....	25
2.2 ESTUDOS CLÍNICOS E ANÁLISE MECÂNICA DE TENSÕES.....	26
2.3 ANÁLISES DE TENSÕES PELO MEF.....	39
3 PROPOSIÇÃO	79
4 MATERIAL E MÉTODOS	80
4.1 ANÁLISE PELO MÉTODO DOS ELEMENTOS FINITOS	80
4.2 MATERIAIS UTILIZADOS	81
4.3 ETAPAS DO PROCESSO DE SIMULAÇÃO POR MEF	82
4.4 DESCRIÇÕES DAS ETAPAS	83
4.4.1 Modelagem geométrica	83
4.4.2 Geração de malhas	97
4.4.3 Aplicação das condições de contorno	101
4.4.4 Definição das propriedades mecânicas.....	102
4.5 PROCESSAMENTO	104
5 RESULTADOS	105
5.1 ANÁLISE DO DESLOCAMENTO DENTAL.....	105
5.2 ANÁLISES DE TENSÃO MÁXIMA PRINCIPAL E VON MISES (MPA).....	113
5.2.1 Análise de tensão máxima para o dento hígido.....	116
5.2.2 Análise de tensão de Von Mises do NMF.....	119
5.2.3 Análise de tensão máxima do NMF.....	120
5.2.4 Análise de tensão máxima do dente restaurado com retentor de fibra de vidro sem remanescente coronário	123
5.2.5 Análise de tensão máxima do dente restaurado com retentor de fibra de vidro com remanescente coronário	126
5.2.6 Análise de tensão máxima do dente restaurado com retentor de zircônia sem remanescente coronário.....	129
5.2.7 Análise de tensão máxima do dente restaurado com retentor de zircônia com remanescente coronário.....	132
5.2.8 Análise comparativa de tensão máxima entre os grupos sem remanescente de dentina na porção coronária	135

5.2.9	Análise comparativa de tensão máxima entre os grupos com remanescente de dentina na porção coronária	139
5.2.10	Análise comparativa de tensão máxima entre os grupos com remanescente de dentina na porção coronária X sem remanescente dentinário....	143
5.2.11	Análise comparativa de tensão máxima entre todos os grupos com remanescente de dentina na porção coronária e sem remanescente dentinário	146
6	DISCUSSÃO	149
6.1	CONSIDERAÇÕES SOBRE O MÉTODO EMPREGADO	149
6.2	DISCUSSÕES DOS RESULTADOS OBTIDOS	156
6.2.1	Comportamento biomecânico do dente hígido	156
6.2.2	Deslocamento do dente hígido X dentes com retentores intra-radiculares	157
6.2.3	Tensão máxima nos dentes com retentores intra-radiculares	159
6.2.4	Influência do remanescente de dentina na porção coronária nos campos de tensões.....	162
7	CONCLUSÕES	164
	REFERÊNCIAS	165

1 INTRODUÇÃO

São muitos os pesquisadores que têm como objeto de estudo a restauração de dentes desvitalizados. O avanço das técnicas e materiais restauradores não evitou a ocorrência de falhas e o aparecimento de insucessos diante das mais diferentes situações clínicas. Além disso, o fato da estrutura dos dentes tratados endodonticamente serem comprometidas, fragilizadas e com grandes destruições coronárias, acarreta maior dificuldade na escolha do procedimento reabilitador mais adequado e que seja capaz de prevenir fraturas e/ou deslocamentos das restaurações.

Por mais que a literatura científica já tenha demonstrado que a utilização de pinos em restaurações de dentes com tratamento endodôntico não tem a capacidade de aumentar a resistência do remanescente dental, e que sua única função seja exclusivamente a retenção das restaurações (CAPUTO; STANDLEE, 1997; CHRISTENSEN, 1998), novos materiais e técnicas utilizando esse sistema estão sendo descritos para restabelecer a estética e a função de dentes tratados endodônticamente com grande perda de estrutura.

As restaurações com núcleo metálico fundido (NMF) estão consagradas há muitos anos, e devido ao alto índice de sucesso clínico dessa técnica, esta continua sendo muito realizada por cirurgiões dentistas até os dias atuais, sendo considerado, inclusive, como “padrão ouro” no que se refere ao restabelecimento anatômico-funcional dos elementos dentais com tratamento endodôntico e grande destruição coronária. Porém, com o aprimoramento dos materiais resinosos adesivos e o

aumento da exigência estética dos pacientes, tornou-se maior a necessidade de alternativas de tratamentos menos invasivos e esteticamente mais aceitáveis.

A técnica de reconstrução com os núcleos indiretos (metálicos fundidos) apresenta algumas desvantagens em relação aos núcleos diretos (retentores pré-fabricados e preenchimento), como a necessidade de um maior número de sessões clínicas, envolvimento laboratorial, maior custo e remoção de estrutura dental remanescente (ALBUQUERQUE et al., 2003). Além desses fatores, os núcleos metálicos também podem, dependendo da liga em que foi confeccionado, ser acometidos por processo de corrosão prejudicando a qualidade e integridade do remanescente dental (MACCARI; CONCEIÇÃO; NUNES, 2003; RIBEIRO, 2004; STEWARDSON, 2001).

Aliado a estes fatores, o emprego de retentores pré-fabricados e materiais de preenchimento em resina composta, cresceu substancialmente por oferecer uma maior preservação da estrutura dental sadia, redução do tempo, baixo custo, boa resistência e, na maior parte dos casos, a dispensa de procedimentos laboratoriais (ALBUQUERQUE et al., 2003; OLIVEIRA, 2002; RIBEIRO, 2004). Quando o assunto são as restaurações de dentes tratados endodonticamente com retentores intraradiculares, há na literatura uma grande divergência quanto à escolha do melhor material e/ou técnica a ser utilizada.

A conclusão de Isidor em 1999 foi que os retentores pré-fabricados foram mais resistentes do que os produzidos em NMF quando submetidos a cargas cíclicas; enquanto Heydecke et al., em 2002, não verificou diferenças significativas entre as técnicas. Em 2008, Dakshinamurthy concluiu que a restauração com NMF mostrou-se mais resistente às fraturas do que os retentores pré-fabricados com núcleo em resina composta.

Diante de uma série extensa de controversas sobre este assunto, e na busca de informações que auxiliem na compreensão sobre o melhor comportamento biomecânico dos dentes restaurados por diferentes técnicas e materiais, este estudo buscou simular tridimensionalmente distintas situações clínicas de restaurações de dentes tratados endodonticamente, variando materiais restauradores, retentores intra-radiculares e quantidade do remanescente dental, para avaliar, pelo método dos elementos finitos, a distribuição dos campos de tensões gerados nas estruturas dentais e de suporte durante a função mastigatória.

2 REVISÃO DE LITERATURA

Vários são os fatores que envolvem uma restauração de dentes com retentores intra-radulares, onde diferentes metodologias são empregadas. Deste modo, o capítulo de revisão da literatura foi separado em tópicos para facilitar a compreensão e evolução das metodologias de pesquisas utilizadas para a análise de tensões nas estruturas dentais. Trabalhos relacionados à anatomia dental, análise mecânica de tensões, estudos clínicos e análise numérica de tensões (MEF) foram selecionados.

2.1 ANATOMIA DENTAL

Kallestal e Matson (1989) determinaram radiograficamente a distância normal a junção cimento- esmalte (JCE) e a crista óssea alveolar (COA) para definir uma base para a decisão diagnóstica de perda óssea em adolescentes. O nível ósseo interproximal foi avaliado e as medidas em sítios normais (cl clinicamente e radiograficamente) variaram entre 0 e 2mm.

Harris e Hicks (1998) mediram valores da espessura do esmalte em incisivos centrais superiores. O estudo examinou o padrão de variação da espessura de esmalte das margens mesial e distal. Os valores encontrados foram entre 0.9 a 1.06 mm de espessura para o grupo dos incisivos centrais superiores.

Shillingburg et al. em 1998, no livro de fundamentos de prótese fixa, abordaram no capítulo sobre preparo para dentes extremamente danificados de como deveria ser o preparo do canal radicular para receber um retentor intraradicular. Segundo os autores em relação ao diâmetro do pino, informaram que não deve ser maior que um terço do diâmetro da raiz na junção amelocementária.

Wu et al., 2000 investigaram a prevalência e extensão de canais ovais no terço apical de 180 dentes humanos. Os valores médios encontrados do diâmetro do canal radicular para os incisivos centrais superiores no sentido vestibulo – lingual a 1 mm, 2mm e 5mm do ápice foram respectivamente: 0.34, 0.47, 0.76 e no sentido méso- distal 0.30, 0.36, 0.54.

Figun e Garino em 2003 no livro de anatomia odontológica funcional e aplicada, abordaram sobre a importância do conhecimento da anatomia do dental, onde, estudaram as formas dos dentes, basicamente a morfologia externa e a morfologia da cavidade dos dentes. Para o incisivo central superior classificaram as seguintes dimensões: comprimento total do dente 22,5mm, sendo a coroa 10,0mm e a raiz 12,5mm, o diâmetro méso- distal foi de 9,0mm e o vestibulo- lingual 7,0mm.

2.2. ESTUDOS CLÍNICOS E ANÁLISE MECÂNICA DE TENSÕES

Os estudos clínicos são essenciais para avaliar a longevidade dos dentes tratados endodonticamente e restaurados com retentores intra-radulares, no entanto, a dificuldade de se realizar estudos *in vivo* e a incapacidade de observação do completo comportamento biomecânico do dente e das estruturas envolvidas, faz

se necessário estudos complementares por meio de ensaios mecânicos ou por análise numérica. Por mais que o desempenho clínico de restaurações a pino e resina composta de modo geral são satisfatórios, ainda não está claro na literatura os parâmetros exatos para este sucesso, justificando, desta forma, a necessidade de novos estudos

Uma das formas mais utilizadas para determinar a resistência de um objeto e descrever os efeitos estruturais de forças aplicadas sobre as estruturas dentárias é a análise mecânica de tensões

A metodologia se baseia na aplicação de cargas com a finalidade de estabelecer qual a força necessária para fraturar ou deslocar um dente ou uma restauração. Estudos *in vitro* são realizados, onde cargas geradas por uma máquina de ensaio universal, variando valor, ângulo e velocidade de carregamento; são aplicadas de forma contínua ou intermitente (fadiga).

Em 1977, Deutsch, Musikant e Cohen afirmaram ser o sucesso para a retenção dos retentores intra-radulares fundidos e retentores pré-fabricados o seu comprimento. No entanto, os autores recomendaram que existem dois critérios que determinam o desenho do retentor intra-radicular, sendo o primeiro a manutenção de 3 a 5 mm de guta-percha na região apical para manter o selamento, e o segundo é que deve existir pelo menos 1 mm de espessura da raiz na região apical do pino.

Preocupados com a afirmação que pinos reforçam dentes tratados endodonticamente, Guzy e Nicholls, em 1979, compararam a carga para fratura de dentes tratados endodonticamente, restaurados ou não com pinos intra-radulares. Cinquenta e nove dentes, incluindo 21 incisivos centrais superiores e 38 caninos inferiores, foram utilizados. Todos os dentes foram tratados endodonticamente e em seguida preparados. Após os corpos de prova preparados, realizou-se o

carregamento em um ângulo de 130° (deve-se entender 50° devido a modificação no sentido do eixo), na velocidade de 5 cm/min. Os autores concluíram não haver diferença significativa nos valores das cargas necessárias para fratura, assim como no padrão e localização da fratura entre dentes com e sem pinos; e que incisivos sem pinos intra-radulares exigem maiores cargas para fratura que aqueles com pinos (93,80 Kg, 86,18 Kg, respectivamente).

Em 1985, Sorensen e Martinoff realizaram um estudo clínico para verificar a longevidade de dentes restaurados após tratamento endodôntico em 1273 pacientes. Os autores concluíram que não houve um aumento significativo em relação à resistência à fratura com reforço intra-radicular, já que, para os dentes anteriores houve uma média de sucesso de 84,7% para os dentes restaurados sem reforço intra-radicular e 89,4% com a utilização do pino. Esses dados levaram a acreditar que a remoção de estrutura dental desnecessariamente durante o preparo deve ser evitada.

Assif et al. (1989), em um artigo sobre as considerações biomecânicas em restaurações de dentes tratados endodonticamente, afirmam que o uso de pinos metálicos e o aumento do comprimento e diâmetro deste, na tentativa de aumentar a retenção radicular, compromete o prognóstico da restauração dos dentes. Os autores citam também que os pinos só devem ser usados para reter o material de preenchimento e a restauração quando não houver outras formas de retenção.

Leary, Jensen e Sheth, em 1989, determinaram a influência de diferentes cimentos na transferência de carga para raiz, quando pinos fundidos são fixados, utilizando extensômetros para as medições. Quarenta incisivos foram tratados endodonticamente e divididos aleatoriamente em quatro grupos. Pinos fundidos foram cimentados com 4 diferentes cimentos: grupo 1: Comspan, grupo 2: Comspan

com Gluma, grupo 3: Ketac-Cem, e grupo 4: fosfato de zinco. Um carregamento de 2,5 Kg, num ângulo de 90 ° em relação ao eixo longitudinal do dente foi aplicado três vezes para cada procedimento de pre-cimentação e pós-cimentação. A transferência de carga foi observada através do cimento, não sendo observada diferença significativa entre os diferentes materiais estudados. Maior transferência de tensão foi constatada nos grupos 2 e 4, favorecendo o processo de dissipação de tensões por toda a superfície interna radicular, minimizando risco de fratura radicular.

Em trabalho publicado em 1992, Burgess, Summitt e Robbins, investigaram “in vitro” a retenção e resistência de quatro sistemas de pinos sujeitos a forças de tração, compressão e torção. Os sistemas estudados foram Flexi-Post, V Lock, Para-Post e um pino experimental. Um quinto grupo foi obtido empregando o pino experimental em um dente preparado de forma a se obter um conduto amplo em relação ao pino. Para os testes de tração, torção e compressão, foram empregados dez corpos de prova, para cada teste, dos cinco grupos testados. A carga foi aplicada na superfície lingual do núcleo até a fratura, na velocidade de 5 mm/min. Os autores concluíram que o emprego de pinos experimentais com cimento resinoso adesivo não proporcionaram uma melhora significativa em relação aos pinos cimentados com cimento resinoso não-adesivo, sendo observado que quase todas as fraturas ocorreram na interface cimento-dentina, caracterizando uma falha adesiva. Desta forma, pinos rosqueáveis proporcionaram maior resistência à tração que os cimentados.

Com o objetivo de verificar se a perda da vitalidade pulpar resulta em alteração nas propriedades das estruturas dentárias, Sedgley e Messer desenvolveram um estudo que foi publicado em 1992. As propriedades biomecânicas da dentina, tais como resistência ao cisalhamento, tenacidade, carga

para fratura e microdureza, foram estudadas. Dentes extraídos com uma história conhecida de tratamento endodôntico foram comparados com dentes vitais contralaterais do mesmo paciente, totalizando 23 pares. Considerando a influência do tempo de armazenamento, as propriedades foram estudadas em 17 pares de dentes imediatamente após as extrações; 1 par, três dias após as extrações; 2 pares, dois meses depois das extrações; e 3 pares, três meses após as extrações. Ainda para estudar a influência da armazenagem nas propriedades físicas, oito pares de dentes vitais foram empregados, sendo que um elemento do par era testado imediatamente e o outro, 3 meses após a extração. Todos os carregamentos para os testes de resistência ao cisalhamento, tenacidade, e microdureza foram realizados na velocidade de 0,1 mm/min. Os resultados não apresentaram diferença significativa nas propriedades estudadas, entre os dois grupos de dentes vitais. Quando se compararam dentes tratados endodonticamente com dentes vitais, nenhuma diferença significativa foi observada no que se refere à resistência ao cisalhamento, à tenacidade e à resistência à fratura; com uma diferença de dureza de apenas 3,5 %, dentes vitais foram significativamente mais duros que dentes tratados endodonticamente. Os autores concluíram que a semelhança de propriedades biomecânicas entre dentes tratados endodonticamente e vitais, indicam que os dentes tratados endodonticamente não se tornam mais frágeis e que outros fatores podem ser mais críticos para a falha de dentes despolpados.

Em um trabalho publicado em 1993, Assif et al. examinaram o efeito da forma do pino na resistência à fratura de dentes tratados endodonticamente. Quarenta e um pré-molares foram divididos em quatro grupos: um de 11 e três de 10 corpos de prova, e restaurados com pinos e núcleos fundidos em liga tipo 3, não preciosa, de alta resistência. Os grupos de estudo avaliados foram: grupo 1: núcleo e pino de

forma convencional (cônica); grupo 2: núcleo e pino cilíndrico; grupo 3: núcleo e pino cilíndrico de extremidade cônica; e grupo 4: guta-percha foi removida 9 mm de dentro do canal, sendo a abertura de acesso preenchida com cimento ionomérico. Todos os corpos de prova, incluindo os controles foram preparados para coroa total, sendo as mesmas cimentadas com cimento fosfato de zinco. Uma força compressiva foi aplicada 30° ao eixo longitudinal do dente, em uma velocidade de carregamento de 2 mm/min até a fratura. Não houve diferença significativa entre os grupos experimentais e o controle. Fratura radicular oblíqua foi observada em todos os corpos de prova, não sendo observada nenhuma falha coesiva ou adesiva do cimento. Os autores concluíram que a forma do pino não influenciou na resistência à fratura do dente tratado endodonticamente quando os pinos e os núcleos possuíam rigidez idêntica e os dentes foram restaurados com coroas totais com margens colocadas 2 mm sobre estrutura dentais sadias.

Em 1995, Torbjorner, Karlsson e Odman, compararam clinicamente núcleos metálicos fundidos e pinos serrilhados cilíndricos (Para-Post), no que se refere ao tipo e taxa de falha, e possíveis fatores relacionados. Quando a forma do pino foi considerada, concluiu-se que núcleos fundidos apresentaram longevidade inferior e taxa de fraturas não restauráveis superior (36,7 meses e 5%) em relação a pinos paralelos (40,8 meses e 2%). Fraturas radiculares foram constatadas em 21 dentes, sendo que houve uma frequência significativamente maior nos pinos cônicos.

Em 1997, Caputo e Standlee revisaram o emprego de pinos nas reconstruções dentárias e afirmaram que os pinos possibilitam reconstruir de forma adequada à estrutura dental destruída. Salientaram também que os pinos intra-dentinários e intra-radulares resistem às forças de deslocamento da mastigação, mas eles não reforçam as restaurações de amálgama ou de resina composta. Os

pinos rosqueados ou retidos por fricção em dentina não devem ser utilizados em dentes tratados endodonticamente devido ao maior risco de trincas que eles proporcionam. Os autores colocam também que os pinos paralelos intra-radulares têm uma configuração que propicia uma maior retenção e uma melhor distribuição de forças ao longo da raiz. A retenção dos pinos dependeu de parâmetros como configuração do canal, profundidade técnica de inserção, número de pinos e tipo de cimento utilizado.

Sidoli, King e Setchell (1997) compararam o desempenho “in vitro” e as características de falhas de sistemas de pinos de fibras de Carbono em relação a sistemas de pinos e núcleos já existentes. Quarenta dentes uni-radulares, incluindo incisivos centrais e caninos superiores foram divididos em quatro grupos e submetidos a carregamento até a falha em uma máquina de ensaio universal. O carregamento foi realizado em um ângulo de 130° em relação ao eixo longitudinal do dente e com a velocidade de 5 cm/min. Os valores de tensão para falha são apresentados a seguir em MN/m²: grupo 1, restaurado com pino de fibras de Carbono: 8,89; grupo 2, restaurado com pino metálico (Para-Post) e núcleo de compósito: 14,18; grupo 3, restaurado com pinos e núcleos de ouro: 15,25; e grupo 4, dentes que receberam apenas tratamento endodôntico: 24,84. Os corpos de prova restaurados com pinos de fibras de Carbono exibiram menores valores de tensões antes da falha que os outros sistemas de pinos e núcleos estudados, enquanto tensões mais elevadas foram exigidas pelos corpos de prova que não receberam pinos intra-radulares. Deve ser ressaltado, porém, que os dentes do grupo 1 apresentaram 60 % das fraturas favoráveis, enquanto os do grupo 4 apenas 20 %. Para os dentes do grupo 3, todas as fraturas foram desfavoráveis, sendo

considerado desfavoráveis as fraturas abaixo do nível ósseo, representado pela resina acrílica.

Considerando que a presença de falha preliminar não é clinicamente detectável, permitindo a infiltração entre a restauração e o dente, o que poderia estender para o espaço preparado para o pino, Freeman et al., em 1998, determinaram o número de ciclos requeridos para causar a falha preliminar de coroas totais em função do sistema de pino e núcleo empregado, através de extensômetros elétricos e avaliaram a infiltração depois da falha preliminar, sendo aplicados 100.000 ciclos de carga adicional. Trinta dentes foram divididos em três grupos, sendo o primeiro restaurado com pino de aço passivo paralelo (Para-Post), e o segundo com pinos de aço auto-rosqueáveis (Flexi-Post). Ambos os pinos foram cimentados com fosfato de zinco e núcleo de resina composta. Já no terceiro grupo, núcleos metálicos fundidos foram cimentados com fosfato de zinco. A infiltração ocorreu na interface cimento/dente, em pelo menos quatro corpos de prova de cada amostra. O número de ciclos requeridos para a falha variou de 10 a 4.970, e não foi observada correlação entre o número de ciclos e a infiltração. Os autores concluíram não haver diferença significativa no número de ciclos e na infiltração entre os três pinos empregados.

Martinez-Insua et al. (1998) realizou um estudo para comparar a resistência à fratura de dentes despolpados restaurados com pino e núcleo fundido ou pino de fibra de carbono com núcleo em resina composta. Quarenta e quatro pré-molares foram extraídos e divididos em dois grupos:

- restauração com pino de fibra de carbono e núcleo em resina composta; e
- restauração com pino e núcleo fundido em liga de ouro.

O tamanho e o formato dos pinos foram idênticos para os dois grupos. Todos os dentes foram cobertos por uma coroa metálica de um metal não precioso. A resistência à fratura foi medida aplicando uma força numa inclinação de 45° ao longo eixo do dente. Os autores encontraram que a resistência à fratura dos dentes restaurados com pino de fibra de carbono e núcleo em resina composta foram significativamente menor, porém, as falhas quase sempre aconteciam no pino e no núcleo. Já os dentes restaurados com pinos e núcleos fundidos quando falharam quase sempre comprometeram o elemento dental.

Paul e Schärer (1998) apresentaram um artigo de revisão de técnicas e materiais para núcleos e pinos intra-radulares, discutindo as indicações de reconstrução coronária para dentes despulpados. Na indicação de pinos intra-radulares os autores aconselharam a cimentação de pinos estéticos para região anterior. Estes devem ser utilizados para dentes que perderam menos da metade de estrutura dental coronária. Para dentes anteriores sem nenhuma estrutura remanescente, devem ser utilizados os tradicionais pinos metálicos fundidos com ligas áureas. Para os dentes posteriores ou áreas de menor importância estética, os autores indicam pinos metálicos fundidos com ligas áureas

Considerando a grande divergência de opiniões relacionadas a indicação de sistemas de pinos intra-radulares, Stockton, em 1999, apresentou uma revisão da literatura a fim de orientar os profissionais na seleção de um sistema de pinos intra-radulares que proporcionasse retenção adequada e minimizasse o risco de fratura radicular subsequente. Oito fatores foram identificados como determinantes na retenção de pinos pré-fabricados: comprimento, diâmetro e forma geométrica dos pinos, agente e técnica de cimentação, forma anatômica do canal radicular, preparação do espaço do canal e do dente, e localização do dente no arco. Quando

da colocação de um pino, o profissional deve avaliar cada dente individualmente, para determinar a melhor forma de obter máxima resistência à fratura. O autor concluiu que uma variedade de pinos é necessária para se alcançar um ponto de equilíbrio entre a retenção e resistência da raiz, visto que um único sistema de pinos não é capaz de satisfazer às exigências de todas as indicações clínicas.

Em 1999, Mannocci, Ferrari e Watson, compararam a resistência à fratura de dentes restaurados usando pinos de fibras de quartzo, fibras de Carbono-quartzo, e pinos dióxido de Zircônio com dentes tratados endodonticamente sem pinos intraradiculares, sendo restaurados com coroas totais cerâmicas e sujeitos a carregamento cíclico em meio úmido. Quarenta pré-molares uni-radiculares foram submetidos a tratamento endodôntico, dos quais 30 foram preparados para a colocação dos pinos, sendo utilizado o cimento resinoso All Bond 2. Tais dentes foram divididos em 3 grupos de 10 corpos de prova cada em função do tipo do pino: grupo 1-pinos de fibras de quartzo, grupo 2-pinos de fibras de Carbono-quartzo, e grupo 3-pinos de dióxido de Zircônio. Os dez dentes restantes, grupo 4-após o tratamento endodôntico, tiveram 3 mm de guta-percha removida da porção coronal do canal. Em seguida todos os dentes foram reconstruídos com resina composta, preparados e restaurados com coroas totais de cerâmica pura. Após a inclusão em resina acrílica, realizou-se carregamento intermitente de 250 N, em um ângulo de 45° em relação ao longo eixo do dente, na frequência de dois ciclos por segundo, até a ocorrência da falha. Como falha foi considerada fratura de raiz, da coroa ou do pino, ou deslocamento do pino ou coroa. Fraturas radiculares foram observadas acima da margem da resina acrílica em todos os grupos. A ocorrência de fratura acima do bloco de resina acrílica, que se refere ao nível da margem gengival, indica a presença de fratura favorável. A longevidade do grupo 4 foi significativamente menor

que a dos grupos experimentais. O grupo 3 apresentou taxa de sobrevivência significativamente menor que a dos grupos 1 e 2, que não apresentaram nenhuma diferença entre si. Os autores concluíram que os pinos de fibras de Carbono e Carbono-quartzo foram capazes de reduzir ao mínimo o risco de fratura radicular.

A resistência à fratura de dentes tratados endodonticamente, restaurados com 3 pinos estéticos e com coroas de resina composta foi estudada por Macarri, em 2001. Trinta dentes uni-radulares tiveram suas coroas removidas abaixo da junção cimento-esmalte, deixando um comprimento de 8 mm. Os dentes foram divididos em 3 grupos com 10 corpos de prova cada, sendo os pinos cimentados com o adesivo All Bond II (BISCO) e o cimento C & B (BISCO). No grupo 1, empregou-se pinos de fibras de Carbono (Aestheti-Post, BISCO); no grupo 2, pinos de fibras de vidro (Fibrekor Post, JENERIC PENTRON); e no terceiro grupo, pinos cerâmicos de dióxido de Zircônio (Cosmopost, IVOCLAR). Carregamento na velocidade de 0,5 mm/min, 45 ° em relação ao eixo axial foi aplicado até a fratura. Os corpos de prova do grupo 1 e 2 apresentaram resistência à fratura significativamente superior à do grupo 3. (83,50 Kgf, 85,74 Kgf e 36,51 Kgf, respectivamente para os grupos 1, 2 e 3). Diferença no tipo da fratura também foi observada, sendo que os dentes restaurados com pinos de fibras de vidro apresentaram estritamente fratura da coroa de resina composta. No grupo dos dentes restaurados com pinos de fibras de Carbono, fraturas das coroas de resina composta foram observadas em 9 corpos de prova, sendo também observada uma fratura da coroa de resina e raiz. Já no grupo dos dentes restaurados com pinos cerâmicos, as fraturas dos pinos e da coroa de resina foram observadas em 100% dos casos, dos quais 3 corpos de prova apresentaram fratura radicular.

Stewardson (2001) em uma revisão sobre os pinos não metálicos destacou que estes sistemas podem ser introduzidos na prática odontológica de forma segura, porém, é necessário cautela. Considerou que uma restauração que necessita pino e coroa, todos os elementos (pino, material de preenchimento e cimento resinoso) influenciaram no sucesso da restauração e que a atenção não deve ser somente focada no pino. Antes que novos sistemas de pinos sejam incorporados na prática clínica, os dentistas devem estar aptos a entender os princípios científicos envolvidos neste tipo de procedimento para poder avaliar as vantagens dessa alternativa de tratamento.

Maccari, Conceição e Nunes (2003) realizaram um estudo para analisar a resistência à fratura de dentes tratados endodonticamente quando restaurados com três diferentes pinos estéticos pré-fabricados. Trinta dentes unirradiculares entre caninos e incisivos foram extraídos por razões terapêuticas e usados no estudo. As raízes foram seccionadas abaixo da junção esmalte cimento para obtenção de raízes com comprimento padronizado em 17 mm. Os dentes receberam tratamento endodôntico e foram divididos em três grupos:

- pino Aestheti-Post (Bisco);
- pino Fibrekor-Post (Jeneric/Pentron); e
- Cosmopost (Ivoclar Vivadent).

Os pinos foram cimentados com sistema adesivo All-Bond 2 (Bisco) e cimento resinoso C & B (Bisco).

Para a confecção do núcleo de preenchimento foi utilizada a resina composta Tetric-Ceram (Ivoclar Vivadent). O teste de resistência à fratura foi determinado usando a máquina universal EMIC DL-2000. Os resultados mostraram uma resistência à fratura de 83,5 kgf para o Aestheti-Post, 85,7 kgf para o Fibrekor Post e 36,5 kgf

para o Cosmopost. As restaurações com Cosmopost tiveram uma resistência à fratura significativamente menor em relação aos outros dois pinos e em alguns espécimes além de ocorrer a fratura do pino a raiz também fraturou.

Conti em 2004 estudou *in vitro*, a resistência de 60 dentes humanos (30 incisivos e 30 caninos) metade deles com coroa íntegra (Grupo A) e a outra metade apenas dois milímetros de remanescente coronário (Grupo B), todos endodonticamente tratados e restaurados com ou sem o uso de pinos intra-radulares. O grupo A foi dividido em três subgrupos: no subgrupo 1, após o tratamento endodôntico, foram colocados pinos de fibra de carbono Reforpost e UCM- post, respectivamente. O grupo B também foi dividido em três subgrupos: o subgrupo 4 recebeu pino e núcleo metálico fundido; no subgrupo 5 e 6 foram novamente utilizados os pinos Reforpost e UMC- post, com núcleo de resina composta Filtek Z250. Todos os pinos foram fixados com cimento resinoso Relyx ARC, em conjunto com o adesivo single- Bond. Os dentes assim preparados foram mantidos em estufa, a 37 graus celsius, por sete dias e em seguida sujeitos a 700 ciclagens térmicas. Finalizada a ciclagem, os dentes foram incluídos em resina acrílica quimicamente ativada, previamente inseridas em tubos de PVC, e submetidos a testes de compressão em máquina Riehle. Nesses testes, aplicou-se sobre os corpos de prova uma carga contínua e progressiva, em um ângulo de 130 graus, na face igual, até que houvesse um tipo de falha ou fratura. O valor da carga correspondente a ocorrência da falha ou fratura, foi registrado e analisado estatisticamente. As fraturas encontradas foram classificadas em três categorias: fraturas reparáveis; fraturas reparáveis, mas com necessidade de aumento de coroa clínica; e fraturas indicativas de exodontias. Os resultados mostram que a colocação de um pino intra-radicular enfraquece o dente, mesmo tendo este pino

características especiais, como é o caso dos pinos de fibra de carbono. As raízes restauradas com pinos e núcleos fundidos suportam cargas de intensidade igual a admitida pelos dentes inteiros e sem pinos, entretanto, sofrem fraturas radiculares graves, indicando a necessidade de extração. As Raízes restauradas com pinos de fibra de carbono suportaram as menores cargas, mas registraram os melhores índices de fraturas reparáveis.

2.3 ANÁLISES DE TENSÕES PELO MEF

A análise de tensões pelo MEF tem apresentado grande evolução o que pode ser comprovado pelo número cada vez maior de publicações nas diversas áreas de aplicações da odontologia. Dentre as quais podemos destacar as áreas de implantodontia, ortodontia, dentística, prótese e outras afins.

Davy, Dilley e Krejci (1981) avaliaram desenhos de pinos cônicos e cilíndricos variando o diâmetro e o comprimento dos mesmos, utilizando um dente hígido como controle. Os autores empregaram um modelo bidimensional através do método dos elementos finitos onde cargas de 1 N de cisalhamento (P1) e compressão (P2) foram aplicadas em um incisivo central superior. Ao final do estudo concluíram que: pinos com diâmetros maiores diminuíram o stress máximo tanto para os pinos cônicos como para os cilíndricos; o aumento do comprimento do pino mudou a localização da concentração maior de tensão para o ápice da raiz; os pinos cônicos geraram menos stress ao cisalhamento e mais à compressão do que os pinos cilíndricos; em

relação ao stress máximo na dentina, o pino cilíndrico de maior diâmetro se mostrou o melhor entre os estudados.

Reinhardt et al. (1983) empregaram o MEF para simular cargas funcionais em incisivos centrais superiores com pino e núcleo fundido, verificando alta concentração de tensão no ápice do pino, sugerindo grande potencial de fratura nessa situação.

Cailleteau, Rieger e Akin (1992) utilizaram o MEF com o objetivo de comparar a tensão ao longo da parede interna do canal em três modelos bidimensionais de um incisivo central superior. Os modelos estudados foram: incisivo hígido, incisivo tratado endodonticamente com coroa e incisivo com um pino cilíndrico restaurado com uma coroa. Os autores salientaram que são inquestionáveis as situações onde os pinos são indispensáveis para reter um núcleo e uma coroa, entretanto, eles colocam que a cimentação de um pino não deve ser um procedimento de rotina após tratamento endodôntico de incisivos centrais superiores, caso exista remanescente suficiente para reter a restauração. Concluíram ainda que a inserção do pino altera a distribuição da tensão na raiz não produzindo uma distribuição uniforme deste stress ao longo da parede do canal.

Ko et al. (1992) empregaram MEF para estudar a função dos pinos intraradiculares na redução de stress dentinário em dentes despolpados. Modelos em plano de duas dimensões com uma secção méso-vestíbulo-lingual de um incisivo central superior foi primeiro analisado. Os autores construíram dois modelos: um com pino intra-radicular em ouro e outro sem pino, mas apenas com resina composta. Foram aplicadas três forças diferentes: F1 representando a força mastigatória aplicada em ângulo de 45°, F2 simulando forças traumáticas que foram aplicadas perpendicularmente à superfície labial da coroa, F3 aplicando uma força

vertical na incisal do dente. A análise de elementos finitos foi realizada pelo programa ANSYS. Os autores concluíram que a colocação de um pino intra-radicular compromete a integridade dentinária. Pinos intra-radulares reduziram o estress máximo dentinário de 3% a 8% quando estes foram sujeitados às cargas mastigatórias e traumáticas. Os pinos reduziram o estress máximo dentinário em mais de 20% sob carga vertical, que é uma carga pouco freqüente em incisivos e caninos o que foi salientado pelos autores. Portanto, eles concluíram ser duvidoso o reforço de um dente despulpado por um pino intra-radicular.

Ho et al. (1994) conduziram um estudo de MEF com o intuito de estudar a influência de núcleos nas tensões geradas na dentina em dentes despulpados. Os autores selecionaram um incisivo central superior íntegro que foi restaurado com um núcleo fundido em ouro. O dente foi então embebido em resina acrílica e seccionado transversalmente. As fotos realizadas destes cortes foram digitalizadas. A geometria tridimensional foi então reconstruída em modelos de elemento finito construídos pelo uso do software Patran. O modelo, com um núcleo colocado, incluiu osso esponjoso e cortical, dentina, ligamento periodontal, coroa em ouro, pino e preenchimento e 4 mm de selamento periapical com guta-percha. Um modelo com um pino de aço inoxidável e preenchimento também foi construído para comparações. Um terceiro modelo foi construído, sendo o pino substituído pela guta-percha e o núcleo de ouro por resina composta e dentina. Duas cargas foram aplicadas sobre os modelos: força mastigatória lingual ao topo incisal direcionada em 45° e força traumática aplicada horizontalmente na superfície lingual da coroa. Ao final do estudo os autores encontraram que os dentes restaurados com pinos não foram mais resistentes do que os dentes com preparo conservador do canal radicular sem pinos. No caso deste estudo os autores salientaram que os dentes possuíam um bom

remanescente dentinário. Entretanto, quando pouca estrutura coronária persiste, pino e preenchimento são requeridos para retenção.

Holmes, Diaz-Arnold e Leary (1996) usaram o MEF para determinar a distribuição de tensões na dentina radicular de dentes restaurados com pinos e núcleos metálicos fundidos de diferentes diâmetros, em seis situações diferentes:

paralelo com 1,4 mm de diâmetro e 13 mm de comprimento;

paralelo com 1,4 mm de diâmetro e 10,5 mm de comprimento;

paralelo com 1,4 mm de diâmetro e 8 mm de comprimento;

paralelo com 1,2 mm de diâmetro e 13 mm de comprimento;

paralelo com 1,6 mm de diâmetro e 13 mm de comprimento; e

cônico com 1,4 mm de diâmetro e 13 mm de comprimento.

Foi construído um modelo tridimensional axissimétrico de um canino inferior e suas estruturas de suporte para ser analisado pelo programa ANSYS (Versão 4.4), aplicou-se uma carga de 100 N na ponta de cúspide lingual, com inclinação de 45° em relação ao longo eixo do dente. Diante dos resultados, os autores concluíram que: as maiores tensões de compressão e tração ocorreram na face lingual da dentina; pequenas alterações nas dimensões dos pinos têm efeito mínimo na distribuição de tensão de compressão e tração na dentina; a maior concentração de tensão de cisalhamento ocorreu na adjacência do pino na seção vestibulo lingual no meio da raiz; quando o comprimento do pino foi reduzido as tensões de cisalhamento foram maiores. Os valores médios de tensão de compressão foram de 52,5 a 54,4 MPa e a máxima tensão normal foi de 47 a 48,3 Mpa e a tensão cisalhante máxima foi de 9,62 a 15,5 MPa.

Mori et al. (1997) realizaram um estudo pelo método dos elementos finitos em modelo bidimensional de segundo pré-molar inferior. Analisaram as distribuições de

tensões internas geradas em dente natural hígido e em dente endodoticamente tratado, sob uma aplicação de carga axial de 30 kgf em três pontos (contatos principais e estabilizante). O programa utilizado para o processamento do elemento finito foi o SAP 90. Os resultados indicaram maior acúmulo de tensões na metade vestibular, tanto no dente hígido quanto no dente restaurado. As tensões foram mais intensas sob o ponto de aplicação de cargas nos dois modelos. No dente restaurado, as tensões foram maiores devido ao maior módulo de elasticidade dos materiais restauradores, demonstrando que existem diferenças na distribuição das tensões no dente e na base óssea nos dois modelos.

Rees e Jacobsen (1997) realizaram um estudo com o objetivo de chegar a um valor real aproximado do módulo de elasticidade do ligamento periodontal. Os autores empregaram uma malha de elemento finito bi-dimensional de um primeiro pré-molar inferior e de um modelo de duas diferentes cargas dentárias que mediam deslocamentos verticais e/ou horizontais no dente em questão. Concluíram que o valor do módulo de elasticidade do ligamento periodontal mais real seria de 50 MPa.

Tortamano (1997), com o objetivo de estudar as tensões desenvolvidas no ligamento periodontal e osso de um incisivo central superior durante a aplicação de força ortodôntica, realizou um estudo através do MEF. O modelo foi construído a partir de uma peça anatômica de um incisivo central superior, foi aplicada uma carga de 1 N no sentido vestibulo-lingual. Através do deslocamento do elemento dental, decorrente da aplicação desta força, o autor concluiu que: a tensão predominante de compressão localizou-se na região palatina (contrário ao sentido de aplicação da força) e de tração na região vestibular (mesmo sentido da aplicação da carga). Houve um acúmulo de tensões em duas regiões da coroa: no limite amelocementário e na borda da câmara pulpar. O autor ressalta que para melhor

compreender as forças as quais os dentes estão sujeitos, basta imaginar o incisivo central superior como uma viga em balanço. As tensões no osso concentram-se mais no osso cortical que no osso esponjoso.

Yaman, Alacam e Yaman (1998) realizaram um estudo empregando modelos tridimensionais de incisivos centrais superiores tratados endodonticamente. Estes foram simulados com restaurações com núcleo metálico fundido em ouro e diferentes combinações de pinos pré-fabricados cilíndricos de aço inoxidável e titânio, associados a preenchimento com amálgama e resina composta. Os autores encontraram ao final da pesquisa que os núcleos metálicos fundidos geram menos stress do que os pinos pré-fabricados. Quando o material de núcleo foi o mesmo do pino pré-fabricado não houve diferença no nível de estresse, seja qual for o material empregado.

Albuquerque (1999) realizou uma pesquisa empregando pinos intraradiculares pré-fabricados associados a materiais de preenchimento plásticos com o objetivo de avaliar o efeito do material e da forma anatômica na distribuição de tensões em incisivos centrais superiores tratados endodonticamente. Foi empregado o método dos elementos finitos bi-dimensional. Foram utilizados pinos de aço inoxidável, titânio e fibras de carbono em matriz de Bis-gma. Em relação às formas anatômicas os pinos eram cônicos, cilíndricos e cilíndricos com dois diâmetros diferentes. Os modelos foram restaurados com resina composta como material de preenchimento coronário e recobertos com uma coroa de porcelana. Os modelos foram submetidos a análise pelo MEF, sendo aplicada uma carga de 100 N com inclinação de 45° na borda incisal da superfície palatina do dente. Os valores médios das tensões σ_y , internamente na porção coronária radicular, foram para os dentes naturais de 36,8 MPa, para os dentes com pinos de fibras de carbono 4,8 MPa, para

os com pinos de titânio 71,3 MPa e para os com pinos de aço inoxidável 123,2 MPa. Os valores médios das tensões σ_y , internamente na porção coronária radicular foram para os dentes (controle) de 36,8 MPa, para os de pinos cônicos 71,2 MPa, para os de pinos cilíndricos 58,6 MPa e para os de pinos cilíndricos de dois diâmetros diferentes 69,5 MPa. Já os valores médios das tensões na região cervical adjacente à crista óssea alveolar palatina foram para os dentes naturais de 293,0 MPa para os de pinos cônicos 309,8 MPa, para os de pinos cilíndricos 304,9 MPa e para os de pinos cilíndricos de dois diâmetros diferentes 302,0 MPa. Concluiu-se que os pinos de aço inoxidável apresentaram a maior concentração de tensões seguidos pelos de titânio e, por último, os de fibra de carbono, demonstraram a melhor distribuição de tensões, sugerindo menor tendência à indução de fraturas radiculares. Em relação as três formas anatômicas dos pinos intra-radulares, pouca diferença houve com respeito à tensão de tração na porção externa da raiz no terço coronário na região palatina do dente. Em relação à interface pino/dentina internamente no lado palatino do terço coronário da raiz, os pinos cônicos apresentaram uma maior concentração de tensão de tração na região, seguidos pelos pinos cilíndricos de dois diâmetros e por último, pelos pinos cilíndricos de diâmetro único com a melhor distribuição de tensões sendo, portanto, em relação à forma anatômica, os favoráveis.

Chen et al. em 1999, investigaram a distribuição de stress de diferentes materiais pinos-núcleos restauradores na dentina e prover um guia teórico para uso clínico. Um modelo tridimensional de elementos finitos do incisivo central superior restaurado com pino-núcleo e coroa PFM foi construída por uma tecnologia scan SCT. Baseado neste modelo a distribuição de stress na dentina foi analisada antes e depois da restauração pino-núcleo com 6 diferentes materiais, incluindo liga Ni-Cr,

Liga de titânio, liga de ouro, fibra de vidro reforçada por resina, fibra de polietileno reforçada por resina, e resina composta comum. Como resultado obtiveram que quando o dente foi restaurado com pinos e coras PFM de Ni-Cr, a tensão máxima de stress e a tensão de Von Mises na dentina no ápice do pino aumentou 152% e 162% respectivamente, comparado com o dente restaurado somente com coroa PFM. Quando a fibra de polietileno reforçada com resina foi utilizada como material do pino, a distribuição de stress não mudou significativamente. Quando os outros materiais foram utilizados para o pino, a distribuição de stress mudou significativamente. O módulo de elasticidade dos materiais pino-núcleo afetaram o padrão de distribuição de força na dentina. Concluíram que os materiais com módulo de elasticidade similar a dentina, tal como fibra de polietileno reforçado com resina, são apropriados para restauração com pinos.

Rengo (1999) realizou um estudo para verificar o comportamento de dentes restaurados com pinos de fibras através de modelos tri-dimensionais em elementos finitos. O objetivo principal da pesquisa foi comparar a distribuição de tensões na interface pino/dentina entre os pinos convencionais de aço, pinos de fibra de carbono e fibra de vidro. O autor aplicou neste estudo a análise em elemento finito (FEA 3D) onde um modelo de um incisivo central superior foi construído com todos componentes e para cada componente foi atribuído o valor real de elasticidade dos tecidos dentários e dos materiais utilizados. O modelo foi submetido a uma carga de 10 N numa angulação de 125° em relação ao longo eixo do dente. Os resultados mostraram que o melhor comportamento foi obtido com o pino de fibra de vidro o qual era o mais elástico. O pino de aço atingiu o valor mais alto de tensão na dentina equivalente a 7,51 MPa. Já o pino de fibra de carbono obteve 3,451 MPa e o de fibra de vidro 2,22 MPa. O autor afirma que em situações de carga onde muitos

componentes com diferentes graus de rigidez estão presentes o material de maior rigidez transfere a força para o componente menos rígido (dentina). Concluiu-se também neste trabalho que: o uso de materiais rígidos determinou uma não homogeneidade na distribuição de forças; sistemas que apresentam muitos componentes com diferentes propriedades físico-mecânicas a interface entre eles representa uma área crítica; o uso de materiais com propriedades elásticas similares à dentina apresentam distribuição de tensões mais homogênea; em condições de carga, o componente mais rígido transfere a força para o componente menos rígido; um baixo módulo de elasticidade não necessariamente significa alta fragilidade; recomendaram-se materiais que mostram uma resiliência mecânica suficiente e uma boa elasticidade.

Ukon et al. (1999) investigaram a diferença do módulo de elasticidade de pinos e núcleos na distribuição do stress radicular. Modelos bi-dimensionais de um segundo pré-molar inferior foram criados e a análise foi pelo MEF. Segundo os autores a interface pino/cimento foi influenciada fortemente pelas mudanças no módulo de elasticidade dos pinos; A tensão na dentina concentrou-se no ápice do pino quando foi aplicada uma força vertical; o alto módulo de elasticidade dos pinos provocou uma grande concentração de tensões que se propagou nas estruturas adjacentes; e pinos com alto módulo de elasticidade tiveram um significativo efeito cunha sobre a estrutura radicular.

Rocha (2000) realizou um estudo através do MEF em modelos tridimensionais comparando a distribuição de tensões de Von Mises em dente endodonticamente tratado com dois formatos de retentores intra-radulares: pré-fabricado cilíndrico/escalonado e fundido cônico. Utilizaram-se caninos superiores com geometria axi-simétrica e restaurados com coroa metalocerâmicas, aplicando-se

uma carga oblíqua de 100 N com 45° de inclinação em relação ao seu longo eixo. Os resultados mostraram uma discreta diferença nos dois formatos de retentores. O pino escalonado neutralizou mais as cargas no sentido corono-apical e no pino cônico ficou evidenciado o efeito de cunha.

Scabell (2000) realizou um estudo com o propósito de avaliar o efeito das cargas oclusais sobre a região cervical do primeiro pré-molar superior por meio do MEF. A imagem de um corte sagital do elemento dentário selecionado foi digitalizada e com o auxílio do programa ANSYS versão 5.5. Foi simulada a aplicação de cargas oclusais, axiais e horizontais. O modelo computacional bi-dimensional foi constituído de 11.012 elementos e 11.096 nós. O experimento constou de três etapas, sendo que o valor da carga oclusal foi padronizado em 170 N. Na primeira fase, a carga axial foi dividida em dois pontos da superfície oclusal, simulando-se o contato na fossa mesial. Nas duas etapas subseqüentes as cargas horizontais foram aplicadas em sentido vestibular sobre a cúspide vestibular do dente e em sentido palatino sobre a cúspide palatina. O método possibilitou a análise qualitativa e quantitativa da distribuição de tensões de tração e compressão no modelo selecionado. Os resultados mostraram que a carga oclusal horizontal aplicada sobre a cúspide palatina gerou a maior concentração de tensão de tração na estrutura do esmalte. Esses valores variaram entre 362,757 e 725,513 MPa. Esta tensão de tração concentrou-se no interior da estrutura do esmalte, na área cervical vestibular do dente, próxima à junção amelocementária.

Matsuo, Watari e Ohata (2001) aplicaram a litografia a laser para a fabricação de próteses odontológicas feitas em resina composta. Primeiramente as condições ótimas para uma polimerização foram determinadas, então uma coroa pura de resina composta foi fabricada pela litografia a laser. Pinos de resina composta com

diferentes porcentagens de titânio no interior da estrutura e núcleo fundido de Au-Pd foram criados. Finalmente após os modelos bi-dimensionais gerados os autores analisaram através do MEF o stress na raiz dental. O estudo demonstrou que: a presença do núcleo fundido fez com que o stress fosse dissipado em direção apical partindo do ponto de aplicação da carga e concentrando-se no ápice do pino e o núcleo metálico fundido mostrou maiores concentrações de tensões comparado aos outros pinos com titânio e resina composta.

Poppe, Bourauel e Jager (2001) determinaram os parâmetros de elasticidade do ligamento periodontal humano através de medidas tri-dimensionais, analisando o deslocamento inicial no sentido vestibulo-lingual de oito dentes uni-radiculares em mandíbula humana, usando um método não invasivo. Os espécimes foram usados para desenvolver o modelo em elementos finitos. Os modelos apresentavam geometria similar aos respectivos espécimes. Esses modelos serviram de base para simular movimentos computadorizados, cujas características foram construídas numa linha a qual os movimentos foram experimentalmente registrados adaptando os parâmetros de elasticidade do ligamento periodontal. Os autores usaram parâmetros individuais de elasticidade determinando desta forma, com qual deslocamento o modelo no computador realmente poderia calcular. O resultado do módulo de elasticidade na primeira fase do movimento foi 0.05 MPa, já na segunda fase 0.28 MPa e expansão crítica 7.5% (coeficiente de Poisson 0.3 μ .).

Yang et al. (2001) relata que as fraturas radiculares incluindo fratura do núcleo e pino podem ser influenciadas por muitos fatores incluindo a quantidade e qualidade do remanescente dentinário, direção de aplicação da carga, desenho do pino, além de forças excessivas aplicadas durante a instrumentação e condensação lateral. A proposta deste trabalho foi analisar por meio do MEF bi-dimensional a

influência da direção das forças oclusais na transmissão de tensões, em incisivo central superior, restaurado com pinos de formato cônico e cilíndrico, fundido em liga de ouro. Foi construído um modelo reproduzindo as estruturas anatômicas e de suporte, utilizando como controle positivo um dente tratado endodonticamente restaurado com uma coroa metalocerâmica sem pino e como controle negativo um dente tratado endodonticamente sem coroa metalocerâmica. A aplicação de uma carga de 100 N foi feita em três regiões:

- carga vertical na borda incisal;
- carga horizontal na face vestibular; e
- carga em diagonal, em ângulo de 20° com a face lingual.

Com a análise dos resultados os autores concluíram que o uso do pino reduziu as tensões em 75% comparadas ao grupo controle. Na aplicação de carga vertical a magnitude de tensões foi igual para todos os pinos, no entanto, quando forças horizontais foram aplicadas, os pinos de menor diâmetro e os pinos cônicos provocaram maior concentração de tensões. A direção de aplicação da carga influenciou mais na distribuição de tensões que o formato do pino. Os autores afirmaram que a cimentação de pinos promoveu um pequeno reforço da estrutura dental e que os pinos cilíndricos promoveram uma distribuição mais uniforme de tensões.

Eskitaşcioğlu; Belli e Kalkan (2002) compararam a resistência à fratura de um pino com fibra (Ribbond) associado a resina composta e um núcleo metálico fundido convencional usando dois diferentes métodos. Com o MEF criou-se um modelo tridimensional de um incisivo central superior o qual foi construído e restaurado com núcleo metálico fundido ou com fibra Ribbond e resina composta para verificar o comportamento destes grupos em relação à distribuição de tensões nos modelos

gerados. Os autores obtiveram os seguintes resultados: quando se utilizou o núcleo metálico fundido a tensão concentrou-se no próprio pino e a transmissão para as estruturas de suporte foram baixas o que seria favorável para os tecidos de suporte; quando utilizaram o pino a base de fibra associado a resina composta observaram que o sistema transferiu a tensão para os tecidos de suporte e na região do pino a tensão foi baixo, o que seria vantajoso para a restauração porém uma desvantagem para os tecidos de suporte.

McAndrew e Jacobsen (2002) estudaram através do MEF o comportamento de pinos e coroa sobre o stress radicular. Foram construídos modelos matemáticos de incisivos laterais superiores comprometidos periodontalmente e restaurados com pino metálico e núcleo com e sem cerâmica aderida à coroa metálica. Três diferentes configurações de pinos foram modeladas: pino cônico, paralelo e paralelo serrilhado. Para cada modelo foi aplicada uma carga de 100 N numa angulação de 45° ao longo eixo do dente, próximo à região do cingulo. Os autores concluíram que: a influência da coroa foi significativa na redução total do stress radicular interno; para certas configurações de pinos a influência da coroa foi mais importante na redução do stress radicular; a quantidade do stress variou de acordo com o desenho do pino; a coroa por si só atuou como uma férula, não sendo necessário a incorporação de tal característica nos pinos e núcleos.

Oliveira (2002) analisou a distribuição de tensões produzidas na dentina radicular do incisivo central superior restaurado com diferentes sistemas de pinos intra-radulares, através dos Métodos de Fotoelasticidade e Elementos Finitos. Esta análise foi realizada para os seguintes sistemas de pinos intra-radulares: fibra de carbono, fibra de vidro, zircônio, aço inoxidável, titânio e metálico fundido (Liga de Cu-Al). O dente hígido foi utilizado como controle. Em ambos os métodos foi

construído um modelo bidimensional representativo do incisivo central superior e aplicada uma carga de 100 N no terço incisal da região palatina com uma inclinação de 45° em relação ao longo eixo do dente. Os resultados foram expressos em função da Tensão de Von Mises S_e e S_y para o MEF e valor da Ordem de Franja para o método de Fotoelasticidade. Através da análise dos resultados concluiu-se que houve diferenças significativas na distribuição de tensão entre os seis sistemas de pinos testados, sendo que, os pinos de zircônio, aço inoxidável, titânio e metálico fundido promoveram uma alta concentração de tensões na região conduto radicular ao longo da interface pino/dentina. Nos pinos de fibra de vidro e fibra de carbono houve uma distribuição de tensões uniforme ao longo de toda a superfície radicular. Não se verificaram áreas de concentração de tensões produzidas por estes sistemas de pinos. Os pinos de zircônio, aço inoxidável, titânio e metálico fundido apresentaram propriedades mecânicas diferentes da estrutura dental o que promoveu alterações significativas no comportamento mecânico do dente. De acordo com os resultados, concluiu-se que os pinos não metálicos atenderam de maneira satisfatória os requisitos necessários para proporcionarem um comportamento mais semelhante à estrutura dental. A compatibilidade entre as propriedades mecânicas encontradas nestes sistemas e a dentina radicular, proporcionaram um comportamento biomimético, diminuindo os riscos de falha ou fraturas radiculares.

Pierrisnard et al. (2002) compararam o efeito de diferentes métodos de reconstruções corono-radiculares sobre a transmissão da tensão nos tecidos dentais. Um software de análise da tensão de estruturas complexas pelo MEF foi utilizado na pesquisa. Sete modelos tri-dimensionais foram criados. Os parâmetros analisados na reconstrução corono-radicular foram: dois níveis de destruição coronária, materiais para núcleo, pinos quando presentes e ausência de pinos. Os

dois níveis de perda de tecido foram: Perda total de dentina coronária e perda parcial de dentina coronária com 2 mm de remanescente. Os dentes com os diferentes tipos de perda de tecido foram reconstruídos por quatro diferentes técnicas: núcleo fundido de NiCr, combinação de pino de NiCr com núcleo em resina composta, combinação de pino de fibra de carbono com núcleo em resina composta e restauração em resina composta sem pino. Uma coroa de NiCr recobriu todos os modelos estudados que receberam uma carga oclusal oblíqua de 30° em uma intensidade constante de 100 N. Após a análise dos dados com um programa computacional os autores concluíram que independente do tipo de tensão (tração ou compressão) a maior tensão foi observada na região cervical dos modelos. Apenas as tensões por tração potencialmente responsáveis por fraturas foram comparados. A tensão de tração na cervical excedeu 230 Pa na ausência de férula e foram menores que 140 Pa quando a férula esteve presente. Na ausência da férula cervical, a combinação de pino de NiCr com núcleo em resina composta geraram maior tensões cervical, 254 Pa. Já o núcleo fundido gerou 235 Pa. Os resultados na presença da férula cervical foram respectivamente 92 Pa para a combinação do pino de NiCr e núcleo em resina composta e 90,5 Pa para o núcleo fundido de NiCr. Na presença da férula, a intensidade da tensão gerada para a restauração de resina composta sem a colocação do pino foi de 139 Pa, ou seja, 51% maior do que as tensões geradas pela combinação de pino de NiCr com núcleo em resina composta e 26% maior do que as tensões geradas pela combinação do pino de fibra de carbono e núcleo em resina composta. Desta forma os autores concluíram que: a tensão atingiu mais a região cervical; a ausência de férula cervical foi um fator determinante negativo, provocando um aumento considerável no nível de tensão; na ausência da férula a combinação de pino de NiCr com núcleo em resina composta

geraram mais tensão cervical que o núcleo metálico fundido. No entanto, na presença da férula a escolha do material para a reconstrução não teve grande impacto no nível de tensão cervical; o pino intracanal mostrou ser benéfico quando existe remanescente de dentina coronária suficiente; na presença do pino intracanal, o nível de tensão foi menor do que quando o pino estava ausente; e quanto maior o módulo de elasticidade menor os níveis de tensões.

Vasconcellos e Mori (2002) analisaram a distribuição de tensões internas de Von Mises em uma prótese parcial fixa metalocerâmica de três elementos e em suas estruturas de suporte, por meio de carregamento estático aplicado para dois modelos matemáticos bidimensionais, obtidos pelo MEF. Com a obtenção dos resultados os autores mostraram que o retentor intra-radicular fundido em ouro desenvolveu uma menor concentração de tensões nos conectores da prótese parcial fixa. Para o modelo com núcleo em compósito houve maiores tensões de tração na região méso-cervical do pré-molar favorecendo a falha marginal.

Albuquerque et al. (2003) realizaram a análise de tensões de um incisivo central superior restaurado com diferentes pinos. Os autores avaliaram o efeito de diferentes formas anatômicas e materiais de pinos na distribuição da tensão em incisivos tratados endodonticamente. O estudo comparou três formas de pinos (cônico, cilíndrico e cilíndrico com dois diâmetros) feitos de três diferentes materiais (aço inoxidável, titânio e fibra de carbono em matriz Bisphenol A-Glycidyl Metacrilato). A análise da tensão bi-dimensional foi pelo método dos elementos finitos. Uma carga estática de 100 N foi aplicada em 45° na borda incisal do respectivo dente. A concentração da tensão não afetou significativamente a região adjacente da crista óssea alveolar na face palatina do dente, independente da forma do pino ou do material. Entretanto, observaram que a concentração da tensão na

interface pino/dentina na face palatina da raiz do dente apresentou variações significantes para as diferentes formas de pinos e materiais. Afirmaram também que as formas dos pinos apresentaram um pequeno impacto na concentração da tensão enquanto os materiais usados mostraram variações maiores, sendo o pino de aço inoxidável o que apresentou maiores valores de concentração de tensão, acompanhados do pino de titânio e carbono em matriz de Bis-GMA.

Fischer, Weber e Marx (2003) realizaram um estudo sobre o tempo de vida de pontes totalmente cerâmicas pelo método computacional de elementos finitos. O objetivo do estudo foi prever ao longo prazo a possibilidade de falhas com métodos computacionais das seguintes pontes cerâmicas: Empress 1, Empress 2, In-Ceram Alumina, e Zro2. Diferentes modelos de pontes foram construídos pelo MEF e exportados para o programa da NASA CARES/LIFE. Os autores encontraram que a ponte feita de zircônio obteve bom comportamento mecânico em longo prazo. O Empress 1 e In-ceram Alumina parecem ser materiais com comportamento mecânico insuficiente para pontes em dentes posteriores. Os autores afirmaram que a vida útil das pontes cerâmicas pode ser aumentada melhorando o desenho na área do conector. Adicionalmente sugeriram que o método computacional utilizado pode ajudar a julgar com confiabilidade o comportamento mecânico dos materiais cerâmicos, especificamente para desenhos de pontes cerâmicas.

Toparli (2003) realizou um estudo utilizando o MEF para analisar a distribuição do stress na dentina de dentes tratados endodonticamente, restaurados com pinos fundidos e núcleo. Foram construídos modelos axisimétricos de um segundo pré-molar superior suportados por osso alveolar. Os três modelos propostos para serem analisados foram: liga de Ti-Ti, liga de NiCr-AuPd, Ti-NiCr como pino e coroa de porcelana. Uma carga de 200 N em uma angulação de 45° em

relação ao longo eixo do dente foi aplicada na margem oclusal dos modelos. Os dentes foram assumidos como isotrópicos, homogêneos e elásticos. Os cálculos foram realizados pelo programa FORTRAN 77. Após a análise dos resultados os autores concluíram que o stress máximo de compressão ocorreu quando a liga de Ti-Ti foi usada.

Beloti (2004) empregou o MEF para analisar a distribuição de tensões no incisivo central superior hígido e restaurado com facetas laminadas de porcelana, empregando diferentes preparos para a borda incisal e aplicação de forças simulando o movimento de protrusão. Foram criados modelos bi-dimensionais representativos de uma secção transversal de incisivo central superior hígido e restaurados a partir dos seguintes preparos dentais: sem redução incisal, com redução incisal, com redução incisal e chanfrado palatino em 45° e overlap. Todos os dentes receberam uma faceta de porcelana sendo comparado com o dente hígido. Uma carga de 100 N foi aplicada em quatro pontos do terço incisal na face palatina. Os estágios de pré-processamento, processamento e pós-processamento foram executados e os valores de tensão de Von Mises e S_y determinados. Na presença da aplicação da força funcional, todos os preparos dentais promoveram alta tensão na cervical palatina. No interior da faceta e ao longo da interface faceta/dentina foi encontrada uma alta concentração de tensões. Uma alta tensão de tração foi encontrada na concavidade palatina. Devido à geometria e ao módulo de elasticidade das estruturas mineralizadas uma alta tensão de tração é formada na concavidade palatina do dente restaurado com faceta de porcelana. O preparo de overlap foi desfavorável quando sua extensão invadiu a concavidade palatina devido a uma extensão da cerâmica com espessura insuficiente numa área de alta tensão

de tração. Os diferentes preparos dentais para a borda incisal não influenciaram na distribuição de tensões de dentes restaurados com facetas laminadas.

Chen et al. em 2004 através de estudos prévios que investigaram os efeitos do núcleo ou pino na força para ocorrer a fratura dos dentes, freqüentemente os trabalhos omitiram o ligamento periodontal (LP) porque suas propriedades físicas são difíceis de quantificar de maneira confiável. O estudo investigou os efeitos do módulo elasticidade do ligamento periodontal na distribuição de força no incisivo central e osso alveolar utilizando análise de stress em elementos finitos 3D. Quatro modelos tridimensionais de elementos finitos de um incisivo central superior e de um complexo dento-alveolares foram estabelecidos. Cinco modelos foram construídos, incluindo: ligamento periodontal, assim ligamento periodontal com módulo elástico de 6.9 MPa, 68.9 Mpa, e 1750 MPa. Duas condições de cargas foram simuladas, uma com força de protrusão e outra com força de intrusão. A carga de protrusão foi gerada utilizando um ponto de força de 200 N numa inclinação de 45 graus ao eixo longitudinal do incisivo aplicada pela face lingual. A carga de intrusão foi gerada por um ponto de força de 200 N aplicada perpendicularmente face incisal. Os autores obtiveram que a ausência do LP teve efeitos prejudiciais no osso, porque o stress aplicado permaneceu concentrado na crista óssea e no terço cervical radicular. O LP com modulo de elasticidade baixo ajudou aliviar a magnitude do stress através do osso alveolar e da crista óssea, em particular pela distribuição do stress mais profundo na direção da região apical. A distribuição de stress na coroa não foi afetada pelas variações do módulo de elasticidade do LP. Concluíram que O LP com módulo elástico baixo ajudou a proteger a crista alveolar óssea da concentração de stress.

Kishen, Kumar e Chen em 2004, – estudaram numa perspectiva biomecânica da predisposição de pino-núcleo em dentes restaurados. Investigaram através de análises experimental, fotográficas e computacionais. A análise computacional de elementos finitos e o teste experimental de tensão foram utilizados para avaliar a resposta de stress de-tensão na dentina. As avaliações fotográficas foram conduzidas utilizando microscópio confocal de laser e microscópio eletrônico para examinar a topografia da dentina da amostra fraturada experimentalmente, e amostra clinicamente fraturada pino-núcleo dos dentes restaurados. Este experimento ajudou em correlacionar a resposta stress-tensão em estruturas de dentinas com fissuras e fraturas catastróficas em pino-núcleo dos dentes restaurados. Foi observado nestes experimentos que a dentina interna demonstrou distintamente intensa tensão (deformações) enquanto a dentina externa demonstrou intenso stress durante a carga de tensão. Isto implica que a energia aplicada sobre o material por si só é estendida e foi espalhada através da dentina externa e terá menos possibilidade de aumento local do stress na dentina externa, o que pode levar a falha na estrutura do dente. Durante restaurações de pinos -endodonticos o que aumenta a perda de dentina interna, a contribuição no fator de resistência a fratura da dentina interna é comprometida, o que torna o dente predisposto à fratura catastrófica.

Ribeiro em 2004 teve como objetivo analisar pelo Método de Elementos Finitos, a distribuição de tensões produzidas em modelos de um incisivo central superior com e sem remanescente de dentina na porção coronária, utilizando cinco diferentes sistemas de pinos intra-radulares. Os pinos utilizados foram: núcleo metálico fundido, fibra de carbono, fibra de vidro, zircônio e titânio, tendo como grupo controle o dente hígido. Foram construídos modelos bi-dimensionais do incisivo

central superior sem e com 2 mm de remanescente dentinário na porção coronária. Uma carga de 100 N 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. Com a análise dos dados no programa computacional “ANSYS” os resultados foram obtidos e expressos em função da Tensão de Von Mises. Concluiu-se que houve diferenças significativas na distribuição de tensão entre os cinco sistemas de pinos testados. Os pinos, zircônio, metálico fundido e titânio, promoveram maiores concentrações de tensões na região do conduto radicular ao longo da interface pino/cimento/dentina. Nos pinos de fibra de vidro e fibra de carbono houve uma distribuição de tensões mais uniforme ao longo da superfície radicular. Quando variou apenas a presença ou ausência do remanescente dentinário na porção coronária houve diferenças na distribuição de tensões, onde os grupos os quais tinham remanescente dentinário de 2 mm distribuíram melhor as forças.

Asmussen, Peutzfeldt e Sahafi em 2005, num estudo de análises de estresses por elementos finitos em dentes tratados endodonticamente e dentes restaurados por pinos afirmaram que os mesmos podem apresentar fraturas, mas investigações das variáveis relacionadas a essas fraturas são freqüentemente sem conclusões e ocasionalmente contraditórias, por isso, objetivaram avaliar pelo método do elemento os estresses nos dentes restaurados com núcleos – pinos. As variáveis estudadas foram: material, forma, união, módulo de elasticidade, diâmetro, e comprimento do núcleo – pino. O modelo do dente restaurado núcleo – pino envolveram dentina, ligamento, osso cortical e trabecular, gengiva, e guta percha. Os pinos foram feitos de fibra de vidro, titânio, ou zircônia e modelados com uma aproximação das marcas Parapost Fiber White, Parapost XH, e Cerapost, respectivamente. Os pinos foram cimentados com cimento de fosfato de zinco ou

com agentes resinosos de união foto ativados, e uma aproximação das propriedades destes dois materiais foi usada no modelo. A restauração incluiu uma resina composta como núcleo de preenchimento e uma coroa de ouro. Outras variáveis incluíram núcleos afilados versus paralelos, modulo de elasticidade, diâmetro, e comprimento do pino. O modelo foi simetricamente axial em 3D. Uma carga de 100N foi aplicada na coroa em um angulo de 45 graus, e tensão de cisalhamento e stresses de Von Mises foram calculados. Os estresses gerados diminuíram com respeito ao material do pino na seguinte ordem: Fibra de vidro, titânio, e zircônia. Estresses foram em geral com os pinos afilados que nos pinos com paredes paralelas. Os estresses foram reduzidos pela união e com o aumento do módulo de elasticidade, aumentando o diâmetro, e aumentando o comprimento do pino. Os autores concluíram que dentro das limitações do estudo, foi encontrado que todos os fatores relacionados ao pino influenciaram no campo de stress gerados nos dentes restaurados por pinos.

Genovese, Lamberti e Pappalettere, 2005, investigaram o comportamento mecânico de um novo sistema customizado de pinos construídos com uma rede trabalhada de resina presentemente utilizados para coroas, pontes, veneers, restaurações inlay/onlay. O material foi formado assim para seguir perfeitamente o perfil do canal radicular no sentido de ter vantagens nas propriedades mecânicas das resinas com respeito das ligas metálicas comumente utilizadas para pinos fundidos. A análise foi avaliada com modelos de elementos finitos 3D previamente validada com base em trabalhos experimentais. O novo sistema de pino foi comparado com a variedade de restaurações utilizando pré-fabricados ou pinos fundidos. A eficiência estrutural da nova restauração foi avaliada para um incisivo superior sob diferentes condições de carga (mastigação, bruxismo, impacto). Os

resultados provaram que os valores de máximo estresse nos dentes restaurados foram insensíveis aos tipos de materiais e pinos. Contudo, a nova resina customizada permitiu reduzir significativamente os estresses dentro da região de dentina onde as intervenções clínicas não são possíveis.

Lanza et al. (2005) em um estudo comparativo analisou a distribuição de estresse na dentina e na camada de cimento de incisivo centrais superiores tratados endodonticamente pelo MEF. O conjunto dos pinos e a rigidez dos cimentos foram discutidos. Um modelo tridimensional de incisivo central superior foi construído. Uma força estática de 10N foi aplicada numa angulação de 125 graus ao longo eixo do dente na superfície palatina da coroa. Pinos de fibra de aço, fibras de vidro e carbono foram considerados. Os autores encontraram que o sistema mais rígido (aço e carbono) foi avaliado por trabalharem contra a função do dente natural. Pinos muito rígidos trabalham contra a função natural dos dentes criando zonas de tensão e cisalhamento, ambos na dentina e na interface do agente cimentante e pino.

Noritomi 2005, apresentou o desenvolvimento de uma metodologia para análise de problemas de bioengenharia, aplicando modelagem numérica elastostática de tensões de deformações, baseada no método dos elementos de contorno, com formulação 3D para meios transversalmente isotrópicos, lineares, incluindo a capacidade de simulação do comportamento de remodelagem óssea superficial. O modelos de remodelagem óssea superficial baseou-se na hipótese de estímulo biológico por campo de deformação, partindo de um modelo 2D, adaptado para o espaço 3D com o uso de deformações principais como grandezas de referência. As implementações foram testadas através de análises numérica de problemas com solução analítica e validações com resultados de aplicações comerciais baseadas em elementos finitos, para problemas padrão de engenharia,

bem como comparações com resultados da literatura para problemas de bioengenharia. A análise dos resultados mostrou que, tanto a metodologia quanto as implementações são funcionais, oferecendo uma base sólida para desenvolvimento e teste de novas soluções de bioengenharia.

Tan et al. em 2005, investigaram a resistência a carga estática de dentes endodonticamente tratados com configurações de férula uniforme e não uniforme. 50 incisivos centrais superiores humanos extraídos intactos sendo designados aleatoriamente de 1 a 5 grupos: CNR, sem tratamento de canal radicular (RCT), restaurados com coroa; RCT/CRN, sem pino/núcleo e coroa; e 0 FRL, sem férula, pino metálico/núcleo e coroa. Os dentes foram preparados especificações padronizadas e armazenado por 72 horas em 100% de umidade anterior ao teste. Texto foi conduzido com uma máquina universal de teste com a aplicação de carga estática, e a carga (N) de falha foi registrada. Análises estatísticas foram realizadas pelo teste de variância de Tukey com nível de significância $\alpha=0.05$. O modo de fratura foi notado por inspeção visual para todas as amostras. Os autores mostraram que houve forte evidência de diferentes grupos em relação à resistência à fratura principal ($P<0.0001$). Comparando todos os grupos verificou-se que a ausência de férula resultou uma significativa resistência a fratura. (0FRL: 264.93 \pm 78.33 N) em relação aos outros grupos. A presença de não uniforme (0.5 to 2-mm altura vertical) férula (0.5/2 FRL: 426.64 \pm 88.33 N) resultou em uma significativa diminuição ($P=0.0001$) em relação a resistência a fratura quando comparada com a uniforme 2-mm férula vertical (2 FRL: 587.23 \pm 110.25 N), o grupo sem RCT (CRN: 583.67 \pm 86.09 N), e o dente tratado – RCT com a coroa sozinha (CRN/RCT: 571.04 \pm 154.86 N). O modo predominante de falha foi uma extensão de fratura oblíqua da margem lingual a superfície facial logo abaixo da inserção do dente na resina acrílica. Os

resultados demonstraram que incisivos centrais restaurados com pinos metais /núcleo e coroas com a 2-mm uniforme férula foram mais resistentes a fratura comparados aos incisivos centrais com não uniforme (0.5 to 2mm) de altura de férula. Ambos o 2-mm férula e não uniforme férula grupos foi mais resistente a fratura do que o grupo com ausência de férula.

Ulbrich, 2005 avaliaram a distribuição de tensões em pinos pré- fabricados em dentes anteriores pelo MEF, utilizando diferentes retentores radiculares. Os autores compararam o comportamento dos retentores de fibra de carbono, fibra de vidro e titânio, variando o formato do retentor e a angulação da carga e quantidade de remanescente. Concluíram que os retentores de fibra de carbono tiveram maior deslocamento do ponto da aplicação da carga, seguidos pelos retentores de fibra de vidro e, por último, os retentores de titânio. Os retentores de formato cônico apresentaram menores valores de deslocamento do que os de formato escalonado. As áreas de maior concentração nos retentores diminuíram com o aumento do ângulo de aplicação da carga. As intensidades de tensões para um mesmo ângulo e par ao mesmo formato do pino foram similares, independente do tipo de material de fabricação. A maior concentração de tensões par ao núcleo sem o remanescente coronário foi decrescente na ordem, titânio, NMF, retentor de fibra de vidro, fibra de carbono e núcleo em resina. No caso dos retentores pré- fabricados, utilizados nos dentes com remanescente coronário, o titânio apresentou maior tensão, seguido por fibra de vidro e fibra de carbono. Isto sugere que os componentes intra- radiculares não metálicos geram menos estresse radicular.

Vițalariu, Comăneci e Tatarciuc em 2005, com o objetivo de Determinar a influência dos pinos não metálicos na distribuição de stress aos tecidos de suporte, construíram dois modelos 3D: um incisivo superior íntegro e um reconstruído com

pino (cerâmica fibra de carbono e fibra de vidro). A carga de compressão (30 daN) foi aplicada a um ângulo de 45 graus na superfície palatina da coroa. O software Algor computou o stress de cada modelo comparando a intensidade máxima registrada, localização e concentração no complexo dento-periodontal. Como resultados obtiveram que os pinos reforçados por fibra induziram um menor pico de stress dentro da raiz. O stress de Von Mises nos dentes reconstruídos com pinos de fibra de vidro e carbono foi similar a aqueles gravados no dente íntegro. O pino cerâmico produziu uma maior concentração de stress no terço médio da raiz, este comportamento de sustentação registrou o potencial risco de fraturas verticais radiculares “in vivo”. Os autores concluíram que os pinos de fibras com reforço são mais apropriados para a longevidade clínica do dente, representando a melhor escolha para reconstruir um dente tratado endodonticamente.

Bonfante et al. em 2006, investigaram a resistência a fratura e o padrão de falha de dentes com raízes enfraquecidas reconstruídos através de diferentes procedimentos. Um estudo *in vitro* onde pinos radiculares foram colocados em 50 caninos tratados endodonticamente, divididos em 5 grupos (n=10): núcleo metálico fundido; pino de fibra com diâmetro menor que o canal radicular; pino de fibra com diâmetro menor que o canal radicular + tiras de fibra de vidro; pino de fibra com diâmetro menor que o canal radicular + acessório de pinos de fibra; pino anatômicos (pino de fibra com diâmetro menor que o canal radicular, cimentados com cimento resinoso de baixa viscosidade). Os pinos foram cimentados com cimento resinoso e a porção coronária dos pinos foi construída com resina composta. Coroas metálicas foram cimentadas sobre os pinos. As amostras foram submetidas a forças compressivas em uma máquina de teste universal. Os valores de resistência à fratura de cada grupo foram comparados. Os valores de resistência a fratura foram

encontrados para os Grupos de 1-5 respectivamente: 1087.06; 745.69; 775.41; 920.64; 876.12 Kgf, com significativa diferença entre os Grupos 1 e 2 e entre Grupos 1 e 3 ($p < 0.05$). Foram observados padrões de falha: Grupo 1 – 100% de fraturas radiculares; Grupos 2 e 4 – variáveis modos de fraturas; Grupo 3 – 60% de fraturas ocorridas no terço cervical; Grupo 5 – 50% de falhas ocorreram na porção coronária do pino. Os autores concluíram que a resistência à fratura dos dentes com núcleo metálico fundido, dentes com pinos anatômicos ou dentes com pinos de fibra combinados com acessórios de pinos foram similar. Todos os dentes restaurados com núcleo metálico fundido apresentaram fraturas e foram desfavoráveis para manutenção da estrutura do dente remanescente. Dentes com pinos de fibra (grupos 2 e 5) apresentaram modos de fraturas variadas; entretanto, a percentagem máxima de fraturas desfavoráveis foi de 30%.

Genovese, Lamberti e Pappalettere, em 2007 estudaram o comportamento estrutural de dentes endodonticamente tratados sobre desafio termo-mecânico. Escolheram uma combinação ideal da construção de pinos e materiais restauradores para minimizar o stress termo-mecânico em dentes endodonticamente restaurados com pinos. Afirmaram que as propriedades térmicas das ligas metálicas usadas para pinos endodônticos são bastante similares as propriedades do dente natural, no entanto, a composição dos materiais restauradores usados na construção de pinos e núcleo geralmente possui melhores propriedades mecânicas do que as ligas metálicas.

Isto talvez torne muito difícil de avaliar diretamente stress termo-mecânico em dente restaurado. Portanto, este artigo apresentou uma detalhada análise do comportamento estrutural de vários dentes tratados endodonticamente com pinos submetidos a combinações diferentes de carga termo-dinâmico com o objetivo de

comparar os méritos relativos de diferentes conceitos de restauração. O método de análise tridimensional de elementos finitos foi utilizado para um incisivo superior restaurado com resina composta assim como sistemas de pinos metálicos. Além do mais, construções de pinos padrões e personalizados foram comparados. Dois casos de cargas foram considerados: (a) exposição ao frio na ausência de mastigação (b) mastigação de alimentos frios ou quentes. Os efeitos do campo térmico não homogêneo e a magnitude das forças oclusais estão inclusos nesta análise. Por causa da natureza transitória das cargas térmicas, relativos desempenho de diferente restauração é investigado como o transtorno térmico difunde sobre o dente restaurado. Os resultados indicaram que sistemas de pinos resinosos são globalmente mais eficientes que restaurações utilizando pinos com ligas metálicas quando ciclos térmicos e mastigação atuam juntamente. Entretanto, um desempenho relativo de conceitos diferentes de restauração na ausência da mastigação irá depender fortemente do momento de exposição a irritantes térmicos.

Ichim, Kuzmanovic e Love em 2006, analisaram o efeito da altura da férula sobre a resistência mecânica e distribuição de estresse dentro da raiz para explicar variações no padrão da fratura da raiz. Um incisivo central superior extraído, íntegro, livre de cárie foi escaneado pelo laser e então reconstruído em um computador para produzir um modelo de dente e associado ao ligamento periodontal. Uma restauração em pino/núcleo/coroa foi construído nas preparações convencionais de um dente para várias férulas. A coroa levou carga com uma força simulada de 500N e o deslocamento simulado dos componentes e o estresse de tensão e compressão dentro da estrutura dentária foram gravadas. Como resultado, obtiveram que: sem o preparo para uma férula, a coroa simulada inclinou para a vestibular e girou distalmente. Com o aumento da altura da férula o deslocamento e a rotação da

coroa reduziram nos modelos convencionais e com coroas aumentadas com o máximo de redução ocorrendo quando a altura do ferrule alcançou 1.5mm. Nos modelos com férula, níveis alto de stress de tensão ocorreu na parte interna (um fator 8) e médio radicular palatino (por um fator de 90) dentina na margem cervical do preparo. Com o aumento da altura da férula, a área de estresse de tensão dentro da região palatina mediana da dentina expandiu para a região da margem cervical. Padrões similares e valores de stress foram gravados para os modelos de aumento de coroa. Os autores concluíram que o estudo confirma que a presença de férula aumenta a resistência mecânica de uma restauração pino/núcleo/coróa. Contudo, uma férula cria uma maior área de dentina palatina sob tensão de stress que pode ser uma condição favorável para um desenvolvimento de fratura. O aumento da coroa não alterou os níveis ou o padrão de estresse dentro comparado com os preparos convencionais para a férula

Kang et al., em 2006 num estudo tridimensional de elementos finitos sobre distribuição de stress em incisivo central superior restaurado com pino de fibra avaliaram as mudanças de stress no incisivo central superior restaurado com ou sem o pino de fibra usando o método tridimensional de elementos finitos, e analisaram o papel do pino de fibra em determinar a distribuição do stress na dentina. Modelos tridimensionais de elementos finitos de incisivos centrais superiores com várias estruturas remanescentes do dente foram estabelecidas por Spiral CT, Mimics software e ANSYS Software. Testes de amostras foram restaurados com coroa totalmente cerâmica e pino de fibra com coroa totalmente cerâmica, respectivamente. O stress de Von Mises e a tensão de stress máxima na dentina foram registrados. Como resultado obteve que o nível de stress na dentina do incisivo central superior restaurado com o pino de fibra com coroa totalmente

cerâmica foi menor do que o restaurado com coroa totalmente cerâmica, a distribuição do stress em ambos os casos foram similar. Concluíram que a aplicação de pino de fibra pode reduzir o nível de stress na dentina do incisivo central superior e diminui o risco de fratura do dente, mas não muda o padrão de stress.

Lotti et al. (2006) relataram a aplicabilidade científica do MEF e definiram a metodologia como uma análise matemática que consiste na discretização de um meio contínuo em pequenos elementos, mantendo as mesmas propriedades do meio original; sendo esses elementos descritos por equações diferenciais e resolvidos por modelos matemáticos, para que sejam obtidos os resultados. A viabilização do método tornou-se somente com o advento dos computadores, facilitando a resolução das enormes equações algébricas. Os autores descreveram a obtenção de modelos experimentais, a determinação das propriedades físicas e mecânicas de cada estrutura constituinte do modelo (etapa importante para se obter fidelidade dos resultados, uma vez que as características de cada componente do modelo influenciarão o comportamento das respostas às aplicações das forças) e a análise dos resultados. Concluíram que a metodologia, quando bem gerenciada, pode proporcionar diversas vantagens em relação a outros estudos, pela facilidade de obtenção e interpretação dos resultados. No entanto, para uma correta execução desta metodologia, é necessária a interação entre profissionais da Engenharia e da Odontologia para que se possa por em prática as idéias e obter resultados válidos.

Okamoto et al. em 2006, utilizando uma análise tridimensional de elementos finitos (3D-FEA), investigaram as distribuições do stress na estrutura remanescente radicular sobre a condição de variações do diâmetro de pinos de fibra para pinos de fibra reforçado com núcleo de resina composta (pino de fibra e núcleo) em incisivo

central superior. Foram construídos 4 modelos 3D-FEA: (1) pino de fibra ($\varnothing 1.2$, $\varnothing 1.4$, e $\varnothing 1.6$ mm) e núcleo de resina composta; e (2) pino e núcleo metálico fundido em ouro. O stress máximo na estrutura do dente para pino e núcleo de fibra foi maior que os com pino e núcleo metálico fundido. Nos modelos formais, stresses na estrutura do dente bem como na resina composta foram ligeiramente reduzidas com o aumento do diâmetro do pino de fibra. Como resultados os autores sugeriram que para reduzir stress na estrutura remanescente radicular do dente com grande defeito coronário, é recomendável acompanhar um núcleo de resina composta com um pino de fibra de diâmetro maior.

Boschian Pest et al. em 2006, citam no artigo que clínicos estão optando cada vez mais por materiais restauradores que tenham um módulo de elasticidade similar ao da dentina quando vão reconstruir dentes endodonticamente tratados. Pinos metálicos, o qual é capaz de provocar danos e stress não homogêneo na dentina radicular, estão sendo abandonados aos poucos. Os autores indicam que pinos ideais devem ser aqueles feitos por vários tipos de fibras (carbono, mineral e vidro) no qual serão cimentados dentro do canal. Dentre os diferentes métodos para avaliar o comportamento mecânico de pinos em canais radiculares (cargas progressivas e técnica foto-elástica) o método de elementos finitos (FEM) apresenta muitas vantagens. Avaliaram pela análise 3D de elementos finitos, qual foi o efeito de materiais inflexíveis, a profundidade de inserção e o diâmetro do pino podem estar na distribuição do stress em diferentes componentes da unidade de reconstrução de um único dente-pino-núcleo. Os resultados da análise FEM, expressas como os valores da distribuição de stress de Von Mises, permitiu de concluir que (i) fibra de vidro reforçada com resina teve a distribuição do stress melhor que liga de titânio ou de aço inoxidável; (ii) pinos de fibra de vidro reforçada

por resina deve ser inserido na profundidade que for possível (mas mantendo 5-6 mm da gutta-percha no terço apical); (iii) o diâmetro de pinos de fibra de vidro reforçada por resina não afeta a distribuição do stress, portanto, deve-se preservar ao máximo possível a dentina radicular.

Sorrentino et al. em 2006, com o objetivo de estimar que combinação de materiais restauradores resultasse na mais homogênea distribuição de stress e tensão em pinos e núcleos de dentes tratados Simularam oito modelos de elementos finitos com diferentes configurações de material; ambas indiretas e diretas restaurações foram consideradas. Uma carga arbitrária de 50 N foi aplicada na face palatina da coroa numa angulação de 60 graus sobre o eixo longitudinal do dente para simular função de mastigação (rasgar). Os autores obtiveram que em todos os métodos, os valores de ambos stress e tensão gravados no terço médio da superfície radicular vestibular estavam fora da escala. Em contraste os valores mínimos foram notificados no nível de ambas as porções de pino e ápice radicular. Concluíram que as propriedades mecânicas da coroa e do material do núcleo influenciaram ambas a posição de área de concentração e o nível de stress e tensão ao longo da interface da dentina/cimento/pino.

Toksavul et al. em 2007, avaliaram a distribuição do stress no incisivo central superior endodonticamente tratado restaurado com diferentes sistemas de pinos e núcleos utilizando análises de modelo tridimensional de elementos finitos. Sete modelos tridimensionais de elementos finitos foram criados. Cada modelo continha osso cortical, osso trabecular, ligamento periodontal, 3mm preenchimento da porção apical do canal radicular, pino e núcleo e coroas totalmente cerâmicas. Dois diferentes pré-fabricados sistemas de pinos de zircônio, sistema de pinos reforçados

de fibra e sistema de pinos de titânio foram modelados. Como controle, uma cora totalmente cerâmica foi modelada sem pino e núcleo em um incisivo central superior endodonticamente tratado. Cada modelo recebeu uma carga oclusal oblíqua de 45 graus com intensidade constante de 100N. Em cada modelo, a taxa de distribuição de stress de Von Mises foi comparada. O maior stress foi observado no terço coronário da raiz em superfície vestibular. A taxa de distribuição de stress de Von Mises na dentina para o pino de zircônio (CosmoPost) e núcleo cerâmico (Cosmo Igot), pino de zircônio (CosmoPost) e núcleo compósito (Tetric Ceram), pinos de titânio (Er Post) e núcleo compósito (Tetric Ceram), pino de zircônio (Cerapost) e núcleo cerâmico (Cosmo Igot) e pino de zircônio (Cerapost) e núcleo compósito (Tetric Ceram) e o grupo de controle foi 0.886, 0.889, 0.988, 0.924, 0.889, 0.893 e 1, respectivamente. Os sistemas foram quase os mesmos. O sistema de pino de zircônio criou ligeiramente menos concentração de stress na dentina que o pino de fibra reforçado e o pino de titânio.

Wang et al. em 2006, se encarregaram de analisar a distribuição de stress em raízes enfraquecidas restauradas com diferentes cimentos em combinação de pinos de liga de titânio. A análise de elementos finitos foi empregada neste estudo. Estabeleceram um pseudo modelo tridimensional do incisivo central superior com canal da raiz dilatado, teoricamente restaurado com pino de liga de titânio em combinação com cimentos diferentes. A análise foi realizada utilizando o software ANSYS. O dente foi assumido como isotrópico homogêneo e elástico. Uma carga de 100 N em um ângulo de 45 graus no eixo longitudinal foi aplicada na superfície palatina da coroa. A distribuição de stress em raízes enfraquecidas preenchidas com cimento de diferente módulo elástico foi analisada pelo o modelo tridimensional FEA. Várias tendências de stress foram observadas quando os valores de stress

foram obtidos e analisados. Com o aumento do módulo de elasticidade dos cimentos de 1.8 GPa para 22.4 GPa, os valores de stress na dentina decresceu de 39.58 MPa para 31.43 MPa e de 24.51 MPa para 20.76 MPa (respectivamente, para valores máximos principais de stress e valores de stress de Von Mises). Quando o Panavia F e fosfato de zinco cimentos foram utilizados, os valores de picos de stress na dentina foram bem menores sem diferenças significantes observadas, e os valores de stress de Von Mises foram 20.87 MPa e 20.76 MPa respectivamente. Por outro lado, o valor máximo principal de stress e o valor de stress de Von Mises em camada de cimento (ciment layer) cresceram com o crescimento do módulo de elasticidade do cimento. O resultado deste estudo demonstrou que o módulo de elasticidade foi o único de fato de importante parâmetro para avaliar as propriedades do cimento. O modelo de estudo 3D FEA também encontrou que o cimento com módulo de elasticidade similar ao da dentina poderá reforçar raízes enfraquecidas e reduzir o stress na dentina. Assim, talvez seja melhor escolha para restauração de raízes enfraquecidas em práticas clínicas.

Zarone et al. em 2006, avaliaram diferentes configurações de restauração do incisivo central superior sem coroa, em comparação ao comportamento biomecânico de dente restaurado com o dente natural. Um modelo 3D FE de incisivo central superior foi representado. Uma força estática arbitrária de 100 N foi aplicada com uma angulação de 125 graus ao dente no eixo longitudinal ao nível da superfície palatina da coroa. Materiais de configurações diferentes foram testados: resina, alumina siterizada, coroa cerâmica feldspática e pino de fibra de vidro com alumina siterizada e coroa cerâmica feldspática. Como resultado obtiveram que os materiais utilizados para restaurações com um alto módulo de elasticidade alteraram fortemente o comportamento biomecânico dos dentes. Áreas críticas de alta

concentração de stress ocorreram nas interfaces restaurações – cimento – dentina ambos no canal radicular e nos aspectos bucais e linguais das interfaces dente – restaurações.

Material com propriedades mecânicas substituindo dentina ou esmalte melhora o comportamento mecânico dos dentes restaurados reduzindo as áreas de alta concentração de stress. Concluíram que o uso de restaurações de coroas endodónticas apresenta vantagem na redução das interfaces do sistema restaurador. Os autores citam que a escolha dos materiais restauradores deve ser cuidadosamente avaliada e que materiais com propriedades mecânicas similares a aqueles dos dentes naturais aumenta a confiança do sistema restaurador

Rodríguez-Cervantes et al. em 2007 avaliaram a influência das dimensões de pinos pré-fabricados restaurados em incisivos centrais superior. Testaram a seguinte hipótese: o desempenho biomecânico (distribuição de stress e força para fratura) dos dentes restaurados é menos sensível ao diâmetro do pino que o comprimento quando utiliza-se pinos de fibra de vidro quando comparados aos pinos de aço inoxidável. Primeiro, um teste experimental de força para fratura foi realizada em 80 incisivos centrais superiores humanos. Foram retirados as coroas, tratados endodónticamente e restaurados (40 com pinos de fibra de vidro e 40 com pinos de aço inoxidável), e o comprimento e o diâmetro dos pinos variaram uniformemente. As cargas de falhas foram gravadas e os resultados comparados através da análise ANOVA. Secundariamente, a técnica do elemento finito foi utilizado para desenvolver um modelo de dente restaurado. O diâmetro do pino teve um efeito biomecânico significativo dos dentes restaurados com pino de aço inoxidável. Cargas de falhas baixas foram encontradas quando o diâmetro do pino aumentou. Contudo, o diâmetro do pino destes dentes restaurados com pino de fibra de vidro, e o

comprimento do pino para os dois sistemas sob consideração, não afetaram o desempenho biomecânico dos dentes restaurados para um grau de significância. A distribuição de estresse mostrada pelos modelos desenvolvidos que corroboraram estes achados, confirmou a hipótese assumida, e permitiu a proposta da utilização do pino de fibra de vidro para alcançar uma técnica de restauração que é menos sensível as dimensões dos pinos, e assim mais robusto.

Maceri, Martignoni e Vairo em 2007, analisaram o comportamento mecânico de um novo sistemas de pinos de anatomia reforçada (RAPS) para restauração endodôntica. O material restaurador de resina (CRM) preenche completamente o canal radicular (assim como os comumente utilizados pinos de elementos metálicos) e os pinos múltiplos de resinas pré-fabricados (PCPs) foram empregados como reforços. Numéricas simulações baseadas em modelos 3D linearmente elásticas de elementos finitos foram submetidas à carga parafuncional no intuito de investigar a influência da rigidez do CRM e o número de PCPs. Efeitos dos ligamentos periodontal foram levados em conta utilizando um sistema elástico discreto não linear anisotrópico, e o completo modelo discreto foi validado comparando o resultado do campo de stress obtidos com os obtidos por restaurações convencionais (pinos de ligamento de ouro, pinos de anatomia homogênea e PCP único cimentado) e com o dente natural. A análise dos resultados mostrou que o stress na região meio/cervical decresceu enquanto a rigidez da CRM cresceu e, para grande e irregular cavidade radicular que picos de stress apical desapareceram quando múltiplos PCPs foram utilizados. De acordo com um ponto de vista mecânico, um ótimo RAPS será utilizar múltiplos PCPs quando a dureza do CRM for igual a ou duas vezes mais que a dentina. Esta solução restauradora minimiza diferenças de stress com respeito ao dente natural, não homogêneo

mecanicamente, concentração de stress em tecidos sadios, assuntos volumosos de fenômeno do encolhimento efeitos de risco e desgaste para ambos raízes fraturadas e falha na interface adesiva e coesiva.

Uddanwadiker, Padole e Arya em 2007, objetivaram obter uma precisa distribuição de stress em diferentes domínios de pinos e núcleos de dentes tratados, tomando em conta as propriedades não lineares do ligamento periodontal (PDL). O stress linear e análise de deformação foi obtida utilizando 4 pinos, diferentes em construção e formato. Modelos precisos 3D de um dente restaurado com diferentes camadas foram preparados utilizando CAD software de modelagem. Este estudo foi obtido utilizando pino metálico fundido e núcleo assembly, um de fibra de vidro, um de fibra de carbono, e um pino de titânio com núcleo de resina composta. Para cada restauração, pinos paralelos, cônico e rosqueados foram modelados. Entretanto, PDL exhibe propriedades não lineares garantindo uma distribuição de stress uniforme na estrutura do dente. Com isso, resultados precisos eram esperados pela simulação do modelo para as propriedades não lineares do PDL. Devido às dificuldades computacionais, um modelo simplificado foi preparado em ambiente ANSYS e uma análise de stress não linear foi obtida. Os resultados indicaram que para uma ótima resistência, rigidez e flexibilidade, pinos cônicos de fibra cimentada com núcleo de resina composta a raiz são desejáveis. Em similar condição de carga, no caso de análises não lineares, o stress decresceu em aproximadamente 25% e a deformação aumentou aproximadamente 50% comparado com aqueles no caso de análise linear estática para um incisivo central superior tratado endodonticamente. Segundo os autores, a distribuição do stress dentro do dente restaurado e ao redor dos tecidos pode ser melhor antecipada pelo dentista. Com os resultados deste estudo afirmaram que, as dimensões do pino poderão ser

modificadas, para promover a redução do stress na cavidade oral e ao mesmo tempo reduzir o risco de fraturas do dente e radiculares.

Barjau-Escribano et al. em 2008, estudaram como o material de pinos intraradiculares pré-fabricados afeta o desempenho mecânico de dentes restaurados. Utilizaram 2 diferentes materiais (fibra de vidro e aço inoxidável) com diferenças significativas de módulo de elasticidade. Uma combinação de métodos teórico e experimental foi utilizado: primeiro, foi realizado um teste experimental de resistência a fratura com 60 incisivos centrais superiores humanos extraídos. Os dentes foram descoronados, tratados endodonticamente e restaurados, 30 com pinos de fibra e 30 com pinos de aço inoxidável. As informações foram armazenadas e os resultados comparados utilizando a ANOVA teste. Depois, foi utilizada a técnica de elementos finitos para desenvolver um modelo do dente restaurado. Para os dois sistemas de pinos, o modelo contribuiu para o estudo no padrão da distribuição do stress em dente restaurado sobre carga externa. Como resultado obtiveram que para os dentes restaurados com pinos de aço inoxidável, uma baixa resistência a carga foi encontrada, em comparação aos dentes restaurados com os pinos de fibra de vidro (520 N versus 803 N). A estimada distribuição confirmou uma performance mecânica pior em dentes restaurados utilizando pinos de aço inoxidável, com uma grande concentração de stress devido a diferença significativa entre o modulo elasticidade do aço e dos materiais circundantes. Considerando as limitações do estudo, concluíram que em sistemas de pinos, onde o módulo de elasticidade dos pinos é similar ao da dentina e coroa, tem melhor desempenho biomecânico.

Fan e Zhang, em 2008 desenvolveram um modelo tridimensional de elementos finitos do incisivo central superior. A distribuição de stress do ligamento periodontal foi obtida por cálculos sob carga fisiológica exercida no dente natural e

no dente restaurado com pino respectivamente e foi comparada com a distribuição de stress (contato com o osso e sem ligamento periodontal). O resultado indicou que, sob carga fisiológica, quando o dente natural foi comparado com o dente restaurado com pinos, não apresentou diferenças na distribuição do stress no ligamento periodontal e nos valores de stress no interior e exterior da superfície do ligamento periodontal. É sugerido que ligamento periodontal tem uma aparente ação de amortecedor contra o stress.

Silva em 2008 descreveu um protocolo de modelagem tridimensional de um primeiro pré- molar superior hígido para a metodologia dos elementos finitos e a validação do modelo pela análise da distribuição de tensões de tração na região cervical do esmalte vestibular quando submetido à aplicação de cargas oclusais fisiológicas e não fisiológicas, relacionando os resultados obtidos com os estudos dos mecanismos formadores das lesões de abfração descritos na literatura. Foi projetado a anatomia das estruturas envolvidas a partir de referenciais arquitetônicos básicos da morfologia dental descritos na literatura científica. As dimensões anatômicas vestibular, oclusal e mesial do dente hígido e estruturas de suporte foram desenhadas em papel milimetrado, escaneados e com 3DMax- Autodesk, modelados tridimensionalmente O modelo foi exportado para o NeiNastran- Noran Engineering, Inc, onde foram definidas as propriedades das estruturas biológicas, além da geração da malha de elementos finitos e condições de contorno. Foi analisada a tensão de tração presente no modelo de onde se concluiu que houve diferenças significativas na distribuição de tensão entre os grupos analisados. As simulações de oclusão não fisiológica interferiram acentuadamente na distribuição de tensões quando comparados com a oclusão fisiológica, sendo que a localização dos pontos de maior concentração de tensão de tração variou de acordo com a

topografia do carregamento aplicado. A simulação de prematuridade retrusiva apresentou os maiores valores de tensão de tração na região cervical de esmalte.

Uehara (2008), elaborou um projeto de uma prótese auto adaptável para cranioplastia a partir de análise por MEF. O objetivo do trabalho foi verificar se a prótese seria capaz de atender às solicitações mecânicas e biológicas necessárias, baseado nas singularidades do caso de estudo. Outro objetivo do trabalho consistiu na apresentação e familiarização do uso de ferramentas computacionais de projeto mecânico, análise numérica, além de diferentes técnicas de prototipagem rápida disponíveis nas instalações do CenPRA. Os resultados obtidos através das análises numéricas simulando as duas hipóteses de impacto, assim como os testes realizados sobre os protótipos, revelaram a boa qualidade mecânica do projeto desenvolvido. Por outro lado, em função da grande contribuição dos profissionais da área de saúde auxiliando projeto quanto às suas singularidades biológicas, convergiram também para o bom funcionamento do sistema do ponto de vista biológico. Contudo, as reais potencialidades e qualidades, assim como maiores conclusões a respeito do projeto não foram obtidas momentos após a realização da cirurgia. A real viabilidade do projeto apenas foi realmente constatada após um considerável tempo após a realização da cirurgia, durante o uso efetivo da prótese quando a mesma encontrou-se em reais condições de funcionamento e submetida às influências do crescimento ósseo do paciente.

3 PROPOSIÇÃO

Este estudo objetivou analisar tridimensionalmente, por meio do MEF, o comportamento biomecânico de um incisivo central superior hígido sob condição de oclusão fisiológica e à comparar com diferentes simulações de situações clínicas de dentes tratados endodonticamente restaurados com coroas totalmente cerâmicas, variando a quantidade de remanescente dental e o tipo de retentor intra-radicular.

4. MATERIAL E MÉTODOS

A análise da distribuição de tensões intra-radiculares em incisivo central superior foi realizada através de ferramentas computacionais de análise numérica que utilizam o Método dos Elementos Finitos (MEF).

4.1 ANÁLISES PELO MÉTODO DOS ELEMENTOS FINITOS

Para simulações pelo MEF, basicamente, são necessários seguir os seguintes passos: modelagem das geometrias de interesse; declaração das propriedades dos materiais, assim como os tipos de elementos a serem utilizados na geração de malhas; geração, se possível, de uma malha controlada de elementos finitos e; por fim, definição das condições de contornos (restrições de movimento e carregamento) que sejam capazes de traduzir da melhor maneira possível o fenômeno a ser representado.

Neste contexto, quanto à declaração das propriedades dos materiais, faz-se importante informar as seguintes propriedades dos materiais:

- Módulo de elasticidade, Módulo de Young ou Módulo elástico (E): Define a inclinação da curva tensão-deformação até o limite de proporcionalidade. E é uma medida de rigidez do material em sua região elástica e tem as mesmas unidades da tensão. A maioria dos materiais exhibe esse comportamento linear. Também a maior

parte dos materiais dúcteis, o módulo de elasticidade em compressão é o mesmo que em tensão.

- Coeficiente de Poisson (ν): Quando um corpo deformável é submetido a uma força axial trativa ou compressiva, o material deforma-se longitudinalmente e transversalmente, para caracterizar estas deformações define-se o coeficiente de Poisson, como a relação da deformação transversal (alongamento ou contração), com a deformação longitudinal (alongamento ou contração) do material.

4.2 MATERIAIS UTILIZADOS

Para realização do estudo foram utilizados três diferentes sistemas de pinos intra-radulares (fibra de vidro, zircônio e núcleo metálico fundido), que estão descritos no quadro 4.1.

Material	Produto™	Fabricante	Cimentação	Geometria	Diâmetro (mm)
Resina fibra de Vidro	Reforpost	Angelus	Passiva	Paralelo	1,3
Zircônio	Cosmopost	Ivoclar	Passiva	Cônico	1,5
Liga de Cu-Al	Goldent LA	Aje	Passiva	Cônico	2,0

Quadro 4.1 - Sistemas de pinos intra-radulares e suas características.

4.3 ETAPAS DO PROCESSO DE SIMULAÇÃO POR MEF

Para a simulação foram seguidas basicamente três etapas: a construção do modelo, a solução do problema e a análise dos resultados. Estas três etapas comumente também são identificadas respectivamente como: pré-processamento, processamento e pós-processamento.

Pré-processamento: Consiste na modelagem das geometrias de interesse, assim como na verificação de possíveis inconsistências dimensionais ou geométricas que podem estar relacionadas com a falta de curvas e/ou superfícies no modelo em função de degenerações causadas pelos processos de importação. Somado a isso, a declaração das propriedades dos materiais, assim como os tipos de elementos a serem utilizados na geração de malhas também são definidos nesta etapa.

Posteriormente, realiza-se a geração da malha de elementos finitos. Assim, a estrutura do modelo é dividida em um número finito de elementos (discretização) que são interconectados por pontos nodais os quais se encontram no sistema de coordenadas X, Y, Z, onde o conjunto resultante é denominado “malha”. Preferencialmente, esta etapa de preparo do modelo deve ser realizada de maneira controlada de tal forma a evitar elementos de elevada distorção muitas vezes relacionados a instabilidades numéricas durante o processamento da análise do modelo.

Como o caso em estudo apresenta múltiplos corpos, foi necessário realizar a modelagem de contato entre as estruturas presentes. Tal procedimento surgiu da necessidade de obter resultados que avaliem a influência das regiões de interseção

de sistemas de múltiplos corpos. Desta forma, compreender devidamente a maneira como os diversos componentes do modelo interagem, consiste em requisito importante para definir consistentes propriedades de contato de forma que as mesmas sejam capazes de representar o comportamento mecânico da região (UEHARA, 2008).

Por fim, faz-se necessário definir condições de contornos (restrição de movimento e carregamento) que sejam capazes de traduzir da melhor maneira possível o fenômeno a ser representado.

Processamento: Após a criação do modelo, com o processamento numérico, o problema estrutural é solucionado computacionalmente. Os resultados dos campos de tensões e deslocamentos são obtidos.

Pós-processamento: A análise do modelo é efetuada utilizando-se os resultados obtidos, como os campos de tensões e deslocamentos. A análise de tensões pode ser feita pela comparação dos componentes de tensões normais, tensões principais ou ainda tensão equivalente de Von Mises (tensão efetiva).

4.4 DESCRIÇÕES DAS ETAPAS

4.4.1 modelagem geométrica

Foram simulados seis diferentes tipos de situações clínicas para reconstrução de um incisivo central superior com tratamento endodôntico para avaliar em qual

delas ocorreria um comportamento biomecânico mais próximo ao comportamento do dente natural

Para a obtenção de um resultado com MEF que tivesse relevância clínica, atenção particular foi dada a construção geométrica dos modelos, reproduzindo-os com maior fidelidade possível.

Além de avaliar diferentes sistemas de pinos intra-radulares pré-fabricados e NMF, outro aspecto da pesquisa foi avaliar também a influência do remanescente de 2 mm de dentina na porção coronária. Assim, as demais estruturas dos modelos foram igualmente representadas, variando-se apenas o tipo de pino utilizado e a presença ou ausência do remanescente dentinário na porção coronária.

Modelos tridimensionais foram gerados pelo protocolo de modelagem descrito por Silva (2008), que se baseia na utilização de referenciais anatômicas fundamentais da morfologia dental.

Inicialmente foram criadas as linhas que iriam representar a geometria do incisivo central superior hígido e suas estruturas de suporte. As dimensões das estruturas dentais externas do dente hígido (comprimento de coroa, comprimento da raiz, diâmetro vestibulo palatino e diâmetro mésio-distal, tanto da coroa como da raiz) foram obtidas pelo livro de anatomia dental de Figun e Garino (2003), porém, para criar um volume na estrutura e a modelagem tornar-se tridimensional, espessuras de esmalte, dentina, diâmetro do canal radicular, comprimento do canal foram obtidas por outros estudos como mostra o quadro 4.2.

Na seqüência, a produção da trama de linhas foi pela ferramenta do software 3D Studio Max (CAD- Computer Aid Designer) denominada *splines*, (Figura 4.1) pois com esse tipo de modelagem é possível controlar a geração e alteração da

geometria com detalhes, permitindo uma construção geométrica similar ao modelo físico real.

Após a construção das linhas, utilizou-se a ferramenta *surface* para gerar as superfícies no modelo e permitir a conversão das estruturas modeladas em NURBS (Non Uniform Rational B- Splines). Cada estrutura projetada (coroa do esmalte, dentina, pino intra-radicular, ligamento periodontal, osso cortical e osso esponjoso, foi considerada como um sólido (Figura 4.2) e convertidas em NURBS, em seguida exportadas em formato de arquivo IGES para o programa de análise em elementos finitos NeiNastran® - Noran Engineering, Inc.

ESTRUTURA ANATÔMICA	DIMENSÕES	REFERÊNCIA
Diâmetro M-D da coroa de esmalte	9,0	Harris. (1998)
Diâmetro V-P da coroa de esmalte	7,5	Harris. (1998)
Distância I-C da coroa de esmalte	11,69	Harris. (1998)
Espessura do esmalte terço cervical	0,90	Harris. (1998)
Espessura do esmalte terço médio	1,06	Harris. (1998)
Espessura do esmalte terço incisal	1,30	Harris. (1998)
Diâmetro do canal radicular	1mm do ápice 0,34 2mm do ápice 0,36 5mm do ápice 0,54	Wu et al.(2000)
Comprimento do canal radicular	15,00	Wu et al.(2000)
Comprimento da raiz	10,81	Figun e Garino. (2003)
Diâmetro M-D da raiz	9,0	Figun e Garino. (2003)
Diâmetro V-P da raiz	7,0	Figun e Garino. (2003)
Diâmetro do forame apical	0,34	Wu et al.(2000)
Espessura do ligamento Periodontal	0,30	Ichim et al. (2006)
Distância normal entre a junção cimento- esmalte (JCE) e a crista óssea alveolar (COA)	2,00	Kallestal,Matson.(1989)
Espessura de lâmina dura	0,50	Grant, Estern e Everett. (1972)
Espessura do osso cortical	2,00	Holmes, Diaz- Arnold e Leary. (1996)
Comprimento total do dente	22,5	Figun e Garino. (2003)

Quadro 4.2- Dimensões das estruturas anatômicas do incisivo central superior hígido e estrutura de suporte

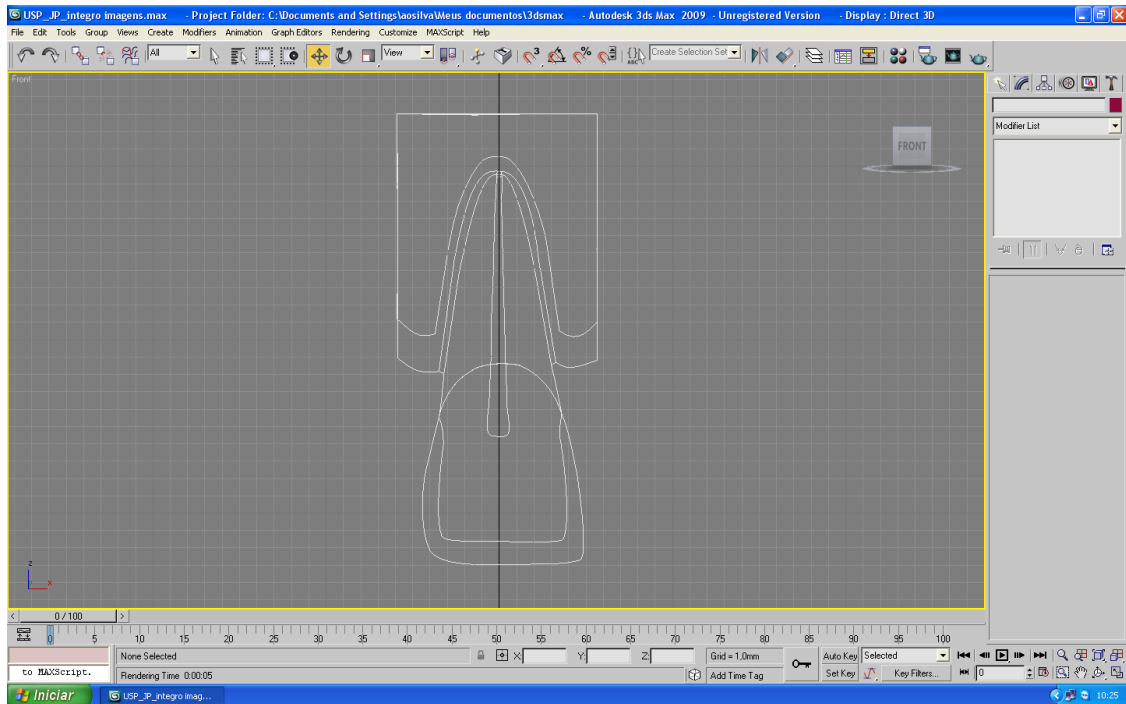


Figura 4.1 - Modelo em *splines* (3D Studio Max)

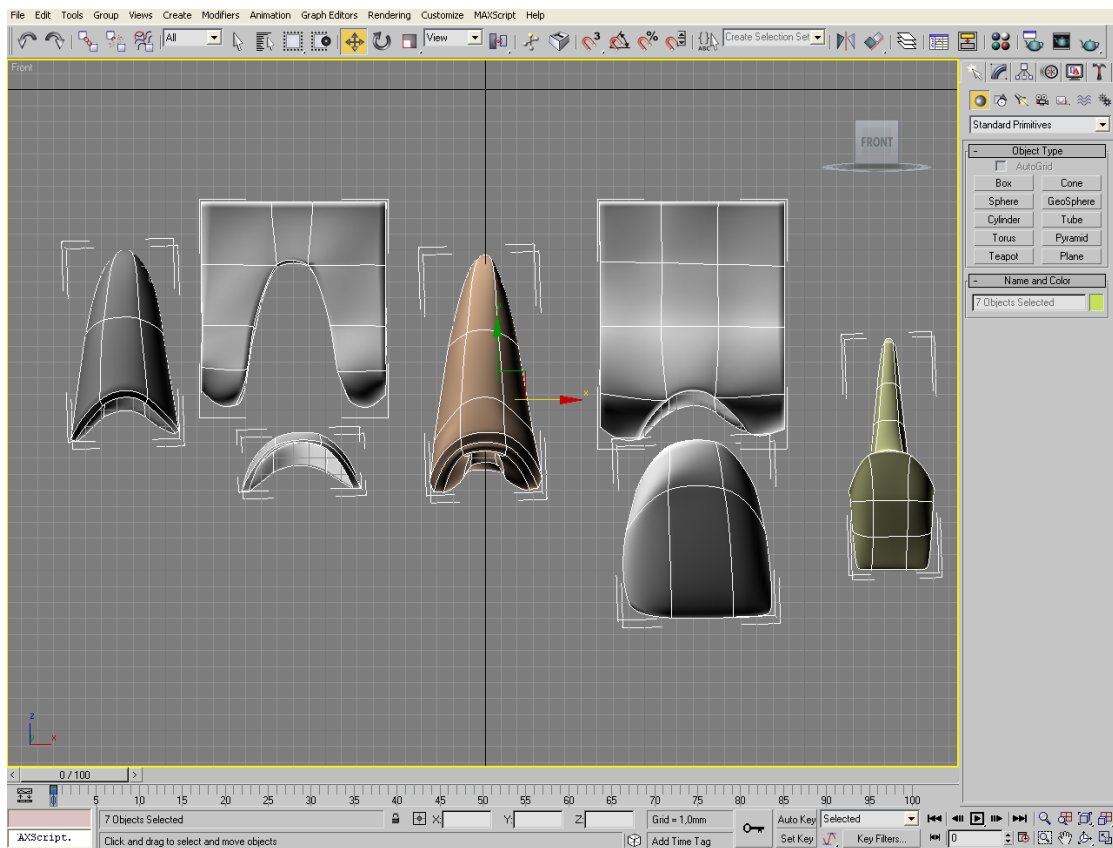


Figura 4.2 - Superfícies separadas no eixo X prontas para conversão em NURBS

A construção dos modelos com pinos intra-radulares utilizou-se como base o modelo do dente hígido, visto que o protocolo utilizado permite modificações na geometria. Assim, detalhes como preparo do conduto radicular, acesso endodôntico, núcleo de preenchimento, remanescente coronário de dentina, coroa pura de porcelana foram incorporados ao modelo prévio, resultando a geometria dos demais modelos:

A geometria dos pinos utilizados foi obtida pelas de informações fornecidas pelo fabricante e confirmadas por medida real de cada pino, utilizando-se paquímetro digital (Figura 4.3).

Os pinos de fibra de vidro foram projetados de acordo com os pinos *Reforpost* (Ângelus – Londrina/PR) cujo formato é paralelo, serrilhado, de cimentação passiva no interior do conduto radicular, com o diâmetro escolhido de 1,3mm.

Para o pino de zircônia utilizou-se como referência o *Cosmopost* (Ivoclar) que apresenta um formato liso, cônico, cimentação passiva no interior do conduto e diâmetro no terço cervical do retentor de 1,5mm terminando no terço apical com 0,9mm. Para o NMF o diâmetro do retentor do terço cervical até o terço apical foi de 1/3 o diâmetro da raiz e o retentor se estendeu em direção apical até 2/3 do comprimento radicular.

A porção radicular de todos os retentores foi posicionada no interior do conduto radicular na mesma profundidade, de modo que um remanescente de material obturador de 5 mm (guta-percha) permanecesse na região apical para manutenção do selamento apical obtido pelo tratamento endodôntico (DEUTSCH; MUSIKANT; COHEN, 1977).

A distância normal entre a junção cimento- esmalte (JCE) e a crista óssea alveolar (COA) foi de 2mm (KALLESTAL; MATSSON, 1989).

As coroas tiveram o contorno externo do esmalte e o término em chanfrado, a espessura no terço médio da coroa foi de 1,5 mm, no terço incisal 3,0 mm e no terço cervical 1,2 mm.

O ligamento periodontal foi modelado numa espessura uniforme de 0,3 mm ao redor do dente, seguindo o contorno da dentina radicular e finalizado a 2,0 mm apical a junção esmalte – cimento (ICHIM et al., 2007). Para a modelagem do tecido ósseo de suporte utilizou-se como referência informações do artigo de Holmes; Diaz Arnold; Leary, 1996, onde a camada de osso cortical foi de 2mm de espessura envolvendo todo o bloco de tecido de suporte e para a camada de osso cortical que envolvia o ligamento periodontal a espessura foi de 0,5 mm (GRANT; ESTERN; EVERETT, 1972). A modalidade do contato entre todas as superfícies foi a do contato colado simétrico (*symmetric weld*) que é gerado no Femap, parte do software NeiNASTRAN[®] Noran Engineering, Inc, responsável pela geração do modelo em elementos finitos. Com este tipo de contato assumiu-se uma condição de perfeita adesão entre as estruturas e os materiais.

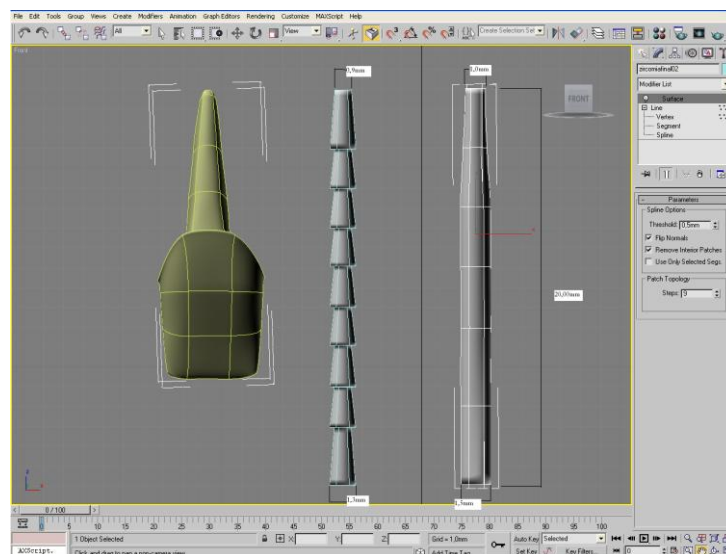
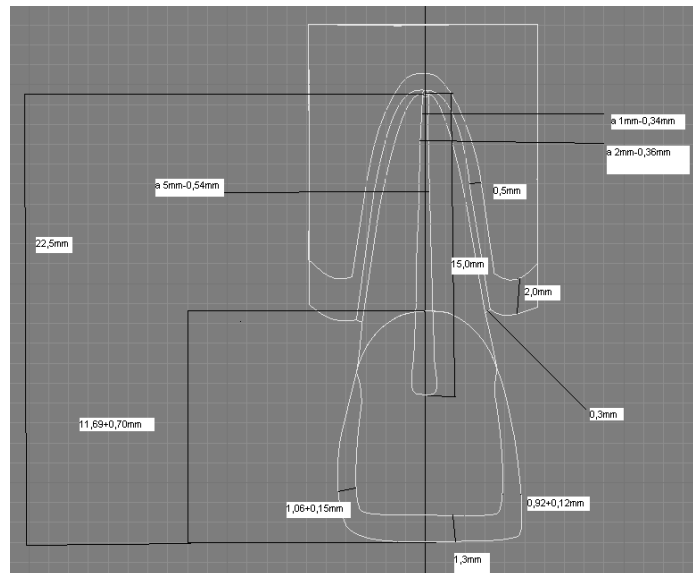


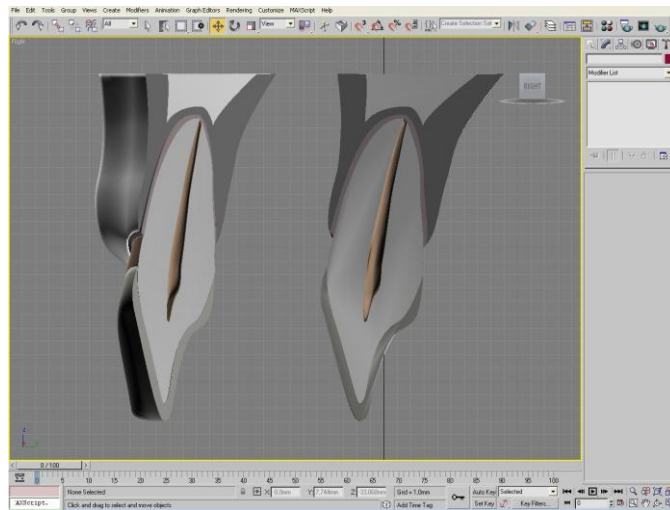
Figura 4.3 – Geometria dos pinos intra-radiculares no 3D Studio Max

A geometria e as estruturas envolvidas no processo de modelagem de cada grupo serão detalhadas a seguir.

Grupo 1 - Dente hígido composto por esmalte, dentina, polpa, ligamento periodontal, osso cortical e osso esponjoso como mostram as figuras 4.4, 4.5 e quadro 4.2.



(a)



(b)

Figura 4.4 – Vista frontal da geometria (a) e vista proximal (b) das estruturas envolvidas no dente hígido

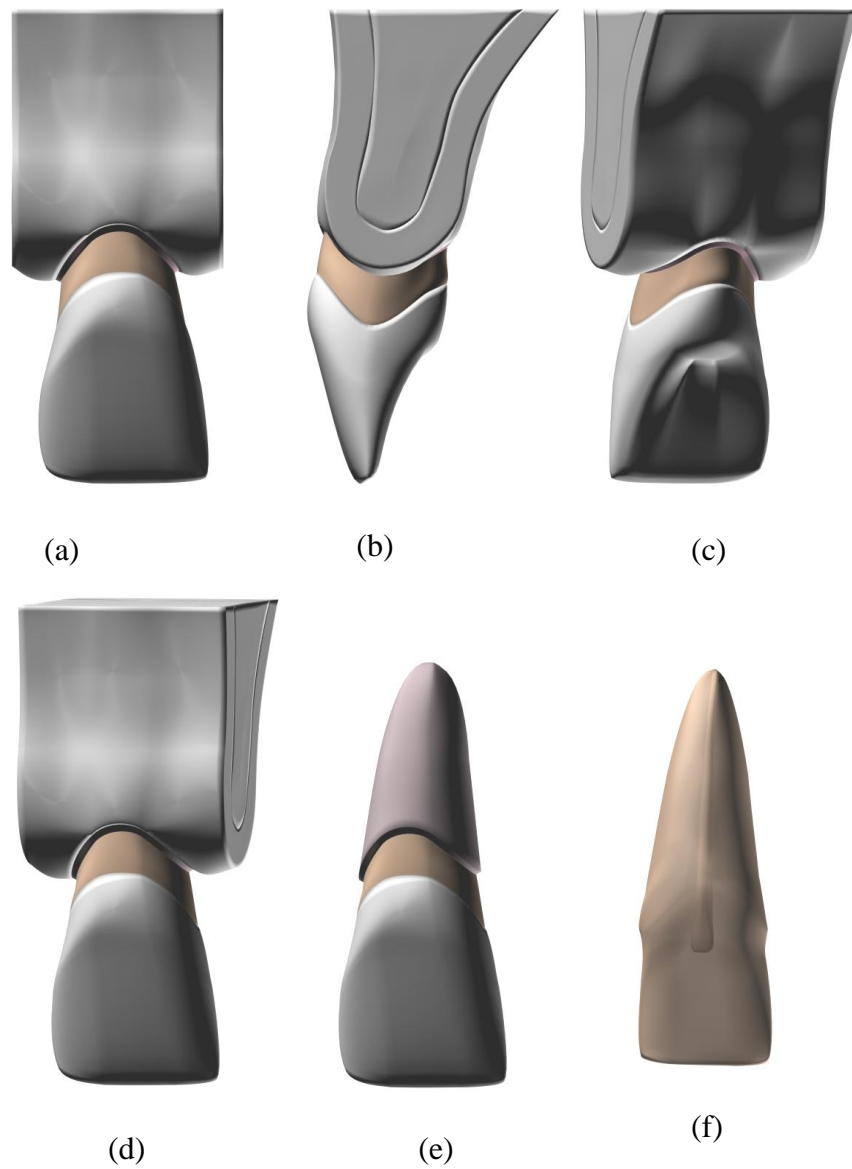


Figura 4.5 – Vistas da geometria do dente hígido em diferentes angulações; frontal (a), proximal (b), palatina (c) e detalhes das estruturas envolvidas; geometria completa (d) coroa,raiz e ligamento periodontal (e), dentina e cavidade pulpar (f)

Grupo 2 - Dente tratado endodonticamente e restaurado com NMF como mostram as figuras 4.6 e 4.7.

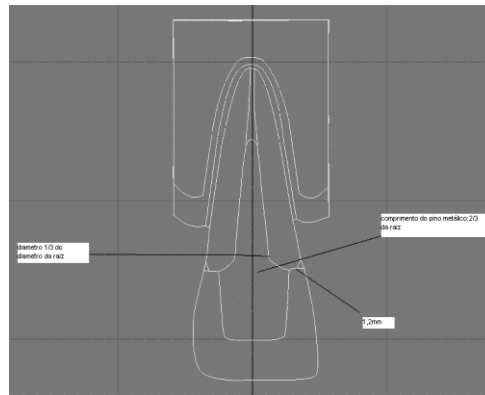


Figura 4.6 – Vista frontal da geometria e das estruturas envolvidas no dente com NMF.

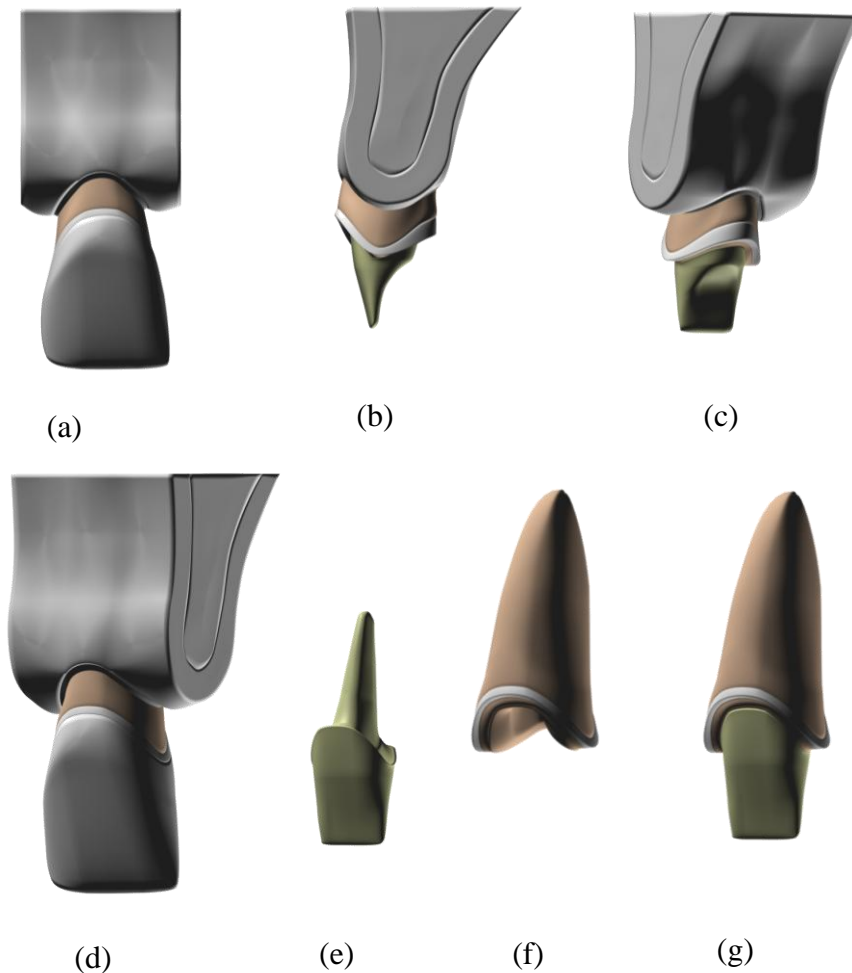


Figura 4.7 – Vistas da geometria do dente com NMF em diferentes angulações; frontal (a), proximal (b), palatina (c) e detalhes das estruturas envolvidas; geometria completa (d), NMF (e), NMF, (f) ligamento periodontal (g), ligamento periodontal e raiz com NMF

Grupo 3 - Dente tratado endodonticamente e restaurado com pino de fibra de vidro sem remanescente coronário de dentina como mostram as figuras 4.8 e 4.9.

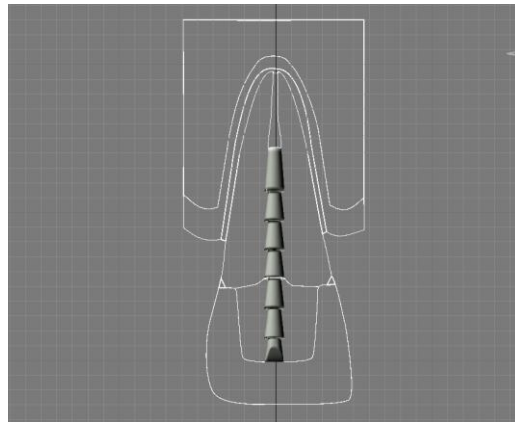


Figura 4.8 – Vista frontal da geometria e das estruturas envolvidas no dente com pino de fibra de vidro sem remanescente coronário de dentina

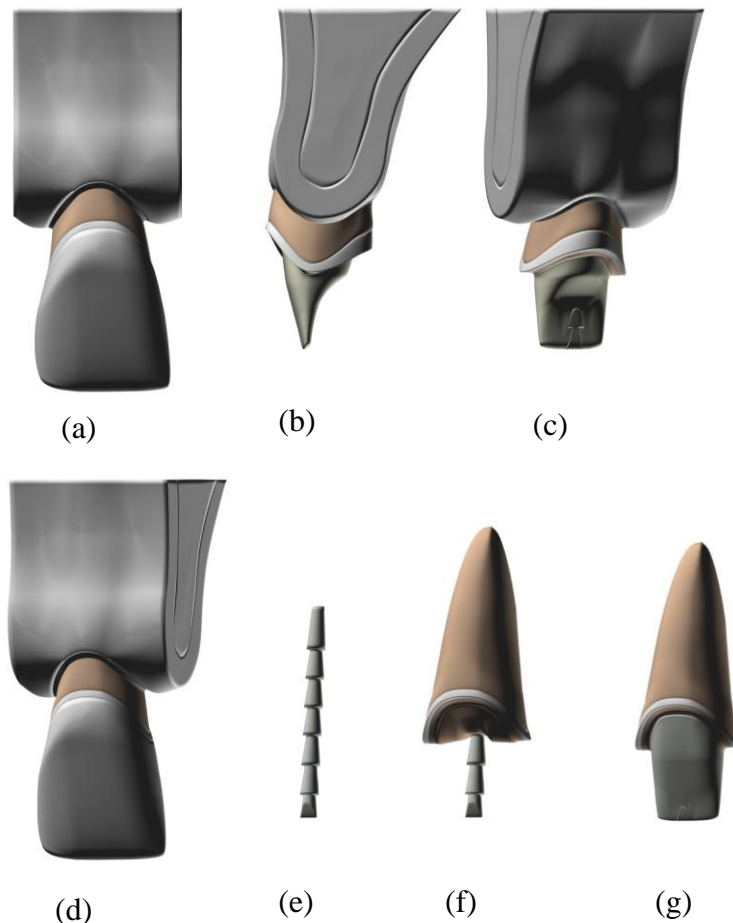


Figura 4.9 – Vistas da geometria do dente com pino de fibra de vidro em diferentes angulações; frontal (a), proximal (b), palatina (c) e detalhes das estruturas envolvidas; geometria completa (d), pino de fibra de vidro (e), ligamento periodontal, raiz e pino (f), ligamento periodontal, raiz, pino e núcleo de preenchimento em resina composta

Grupo 4 - Dente tratado endodonticamente e restaurado com pino de fibra de vidro com 2 mm de remanescente coronário de dentina como mostram as figuras 4.10 e 4.11.

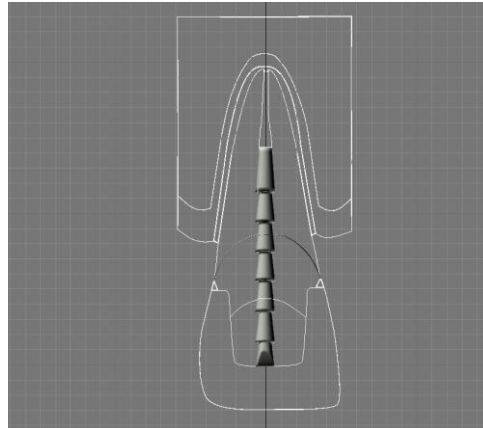


Figura 4.10 – Vista frontal da geometria e das estruturas envolvidas no dente com pino de fibra de vidro com remanescente coronário de dentina

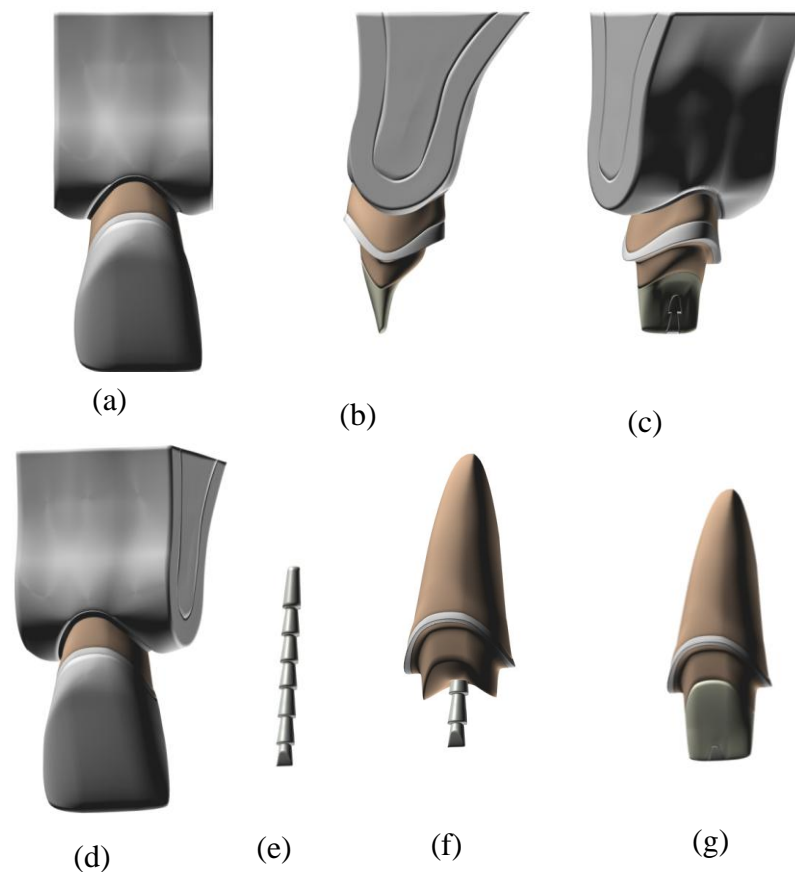


Figura 4.11 – Vistas da geometria do dente com pino de fibra de vidro em diferentes angulações; frontal (a), proximal (b), palatina (c) e detalhes das estruturas envolvidas; geometria completa (d), pino de fibra de vidro (e), remanescente de dentina, ligamento periodontal e pino (f), ligamento periodontal, raiz com remanescente, pino e núcleo em resina composta

Grupo 5 - Dente tratado endodonticamente e restaurado com pino de zircônio sem remanescente coronário de dentina como mostram as figuras 4.12 e 4.13.

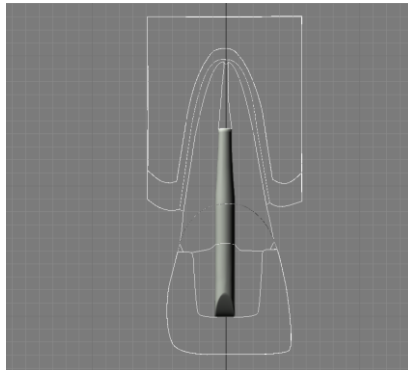


Figura 4.12 – Vista frontal da geometria e das estruturas envolvidas no dente com pino de fibra de zircônia sem remanescente coronário de dentina

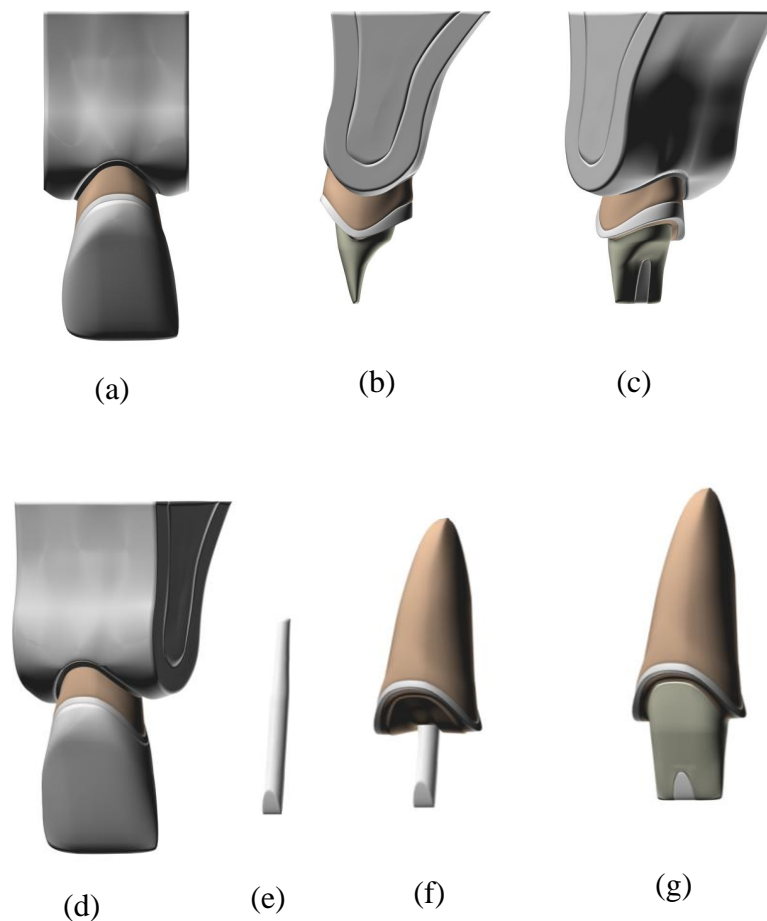


Figura 4.13 – Vistas da geometria do dente com pino de fibra de zircônia em diferentes angulações; frontal (a), proximal (b), palatina (c) e detalhes das estruturas envolvidas; geometria completa (d), pino de fibra de zircônia (e), núcleo em resina composta com raiz e ligamento periodontal (f), ligamento periodontal e raiz e pino (g)

Grupo 6 - Dente tratado endodonticamente e restaurado com pino de zircônio com 2 mm de remanescente coronário de dentina como mostram as figuras 4.14 e 4.15.

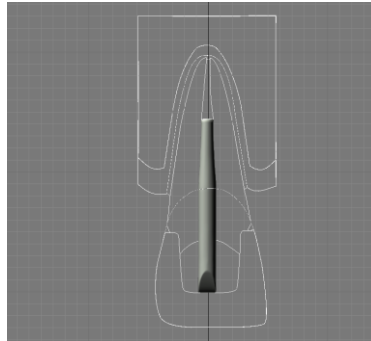


Figura 4.14 – Vista frontal da geometria e das estruturas envolvidas no dente com pino de fibra de zircônia com remanescente coronário de dentina

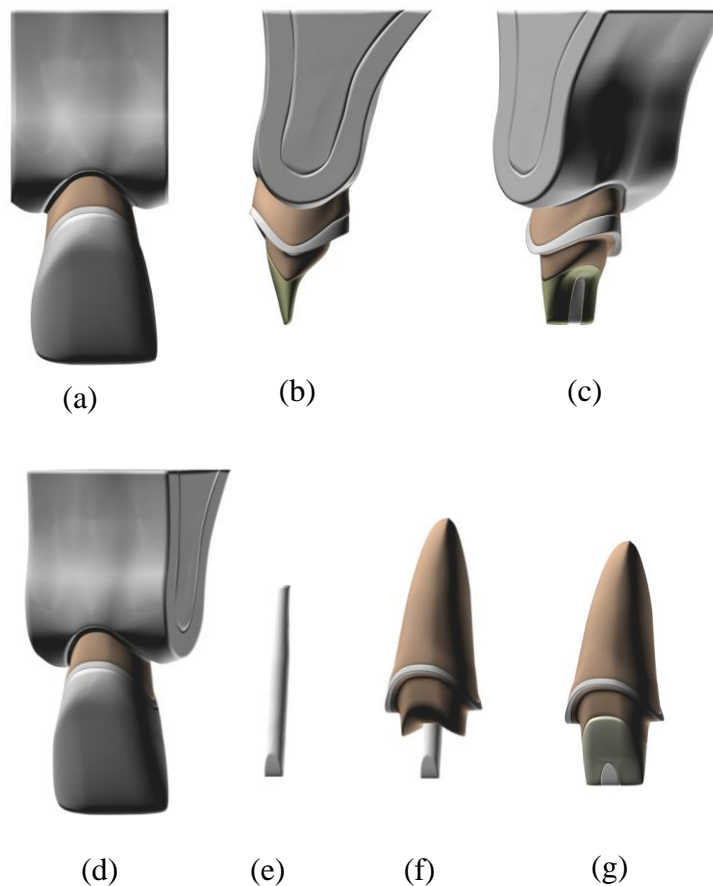


Figura 4.15 – Vistas da geometria do dente com pino de fibra de zircônia em diferentes angulações; frontal (a), proximal (b), palatina (c) e detalhes das estruturas envolvidas; geometria completa (d), pino de fibra de zircônia (e), remanescente de dentina, raiz, ligamento periodontal e pino (f), ligamento periodontal e raiz com remanescente, pino e núcleo em resina composta

4.4.2 Geração de malhas

A geração de malhas, condições de contorno e análise deste trabalho foi realizada com o programa de elementos finitos NeI[®]NASTRAN[®] Noran Engineering, Inc. Como as estruturas modeladas estavam separadas no eixo X, antes de serem exportadas para o programa de análise conforme ilustrado anteriormente na figura 4.2, as mesmas foram automaticamente reconhecidas como sólidos individuais, permitindo que posteriormente as estruturas fossem organizadas para o início do processo de geração de malhas.

Em virtude da complexidade dos modelos, optou-se por gerar a malha utilizando-se o procedimento *boundary mesh* (geração de malha controlada baseadas em superfícies complexas), uma vez que os procedimentos automáticos (*automesh*), assim como os tradicionais métodos de controle de malha mostraram-se insatisfatórios no que tange à capacidade dos mesmos em discretizar devidamente as estruturas orgânicas, além de não gerar elementos de qualidade geométrica satisfatória para a realização de uma análise estável. Os elementos utilizados foram tetraédricos quadráticos que consistem de pirâmides de base triangular, nos quais, os nós estão localizados nos vértices de cada pirâmide, assim como no centro de cada aresta, totalizando 10 nós.

As etapas no processo de geração de malhas estão representadas na figura 4.16 para o dente hígado e no quadro 4.3 a representação para os demais grupos estudados.

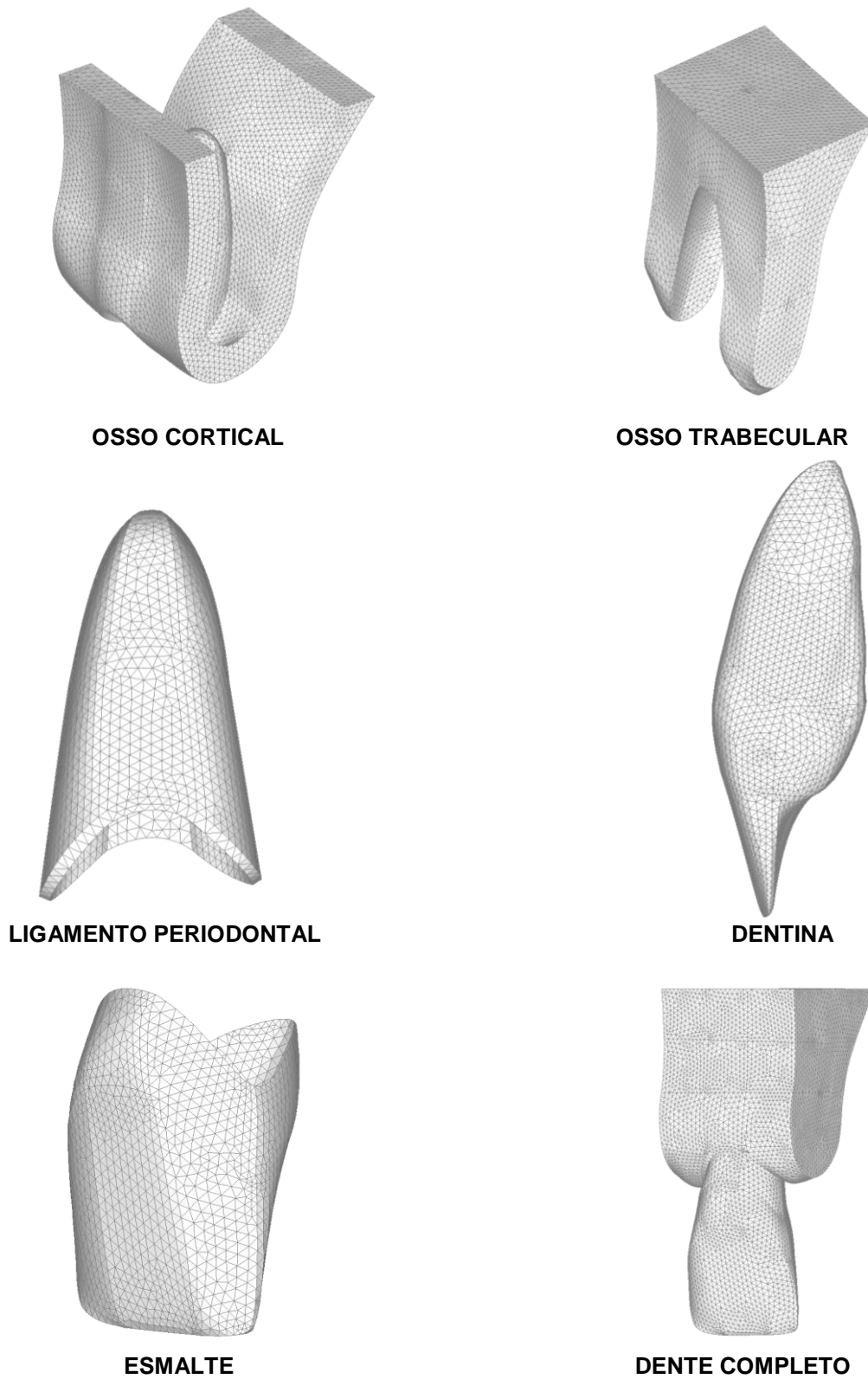
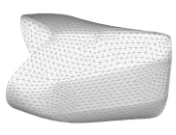
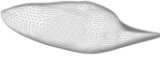
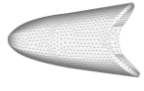

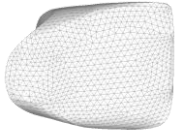

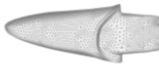
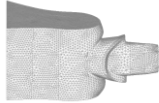
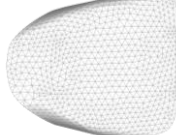

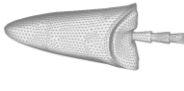
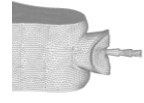
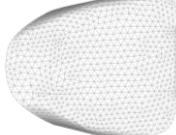
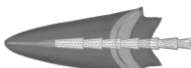
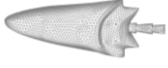

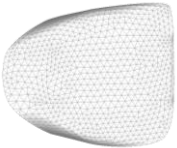
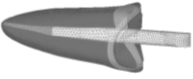
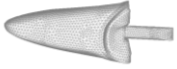
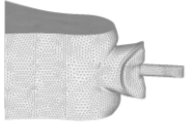
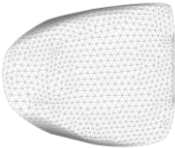
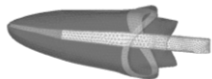
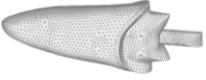
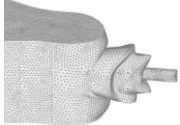


Figura 4.16– Representação das etapas no processo de geração de malhas do dente hígido

(continua)

GRUPOS	COROA	RAIZ	LIGAMENTO PERIODONTAL	OSSO CORTICAL E RAIZ	Nº DE ELEMENTOS E NÓS
DENTE HÍGIDO					146.409 243.861
NÚCLEO METÁLICO					149.438 249.446
FV SEM REMANESCENTE					167.327 278.493
FV COM REMANESCENTE					168.911 280.542

(conclusão)

GRUPOS	COROA	RAIZ	LIGAMENTO PERIODONTAL	OSSO CORTICAL E RAIZ	Nº DE ELEMENTOS E NÓS
ZIRCÔNIA SEM REMANESCENTE					168.621 280.413
ZIRCÔNIA COM REMANESCENTE					166.21 276.66

Quadro 4.3 Representação das etapas de geração de malhas de todos os grupos

4.4.3 Aplicação das condições de contorno

O carregamento, ou seja, a aplicação estática de uma força resultante de 10 N no terço médio da superfície palatina, dividida na região das cristas marginais mesial e distal, sendo 5 N para cada região, baseado nos pontos de oclusão descritos por Kulmer (1999). Assim, a pressão foi posteriormente calculada e aplicada de forma perpendicular à face do elemento de acordo com os conceitos físicos de força normal (ou força de apoio) conforme ilustração da figura 4.17.

Quando a força é aplicada normal a superfície, ela se utiliza da anatomia do dente e a inclinação do arco para o posicionamento da resultante, com isso, direciona a dissipação da tensão. Teoricamente o arco mantém todas as estruturas em compressão que é melhor para estruturas frágeis, como osso, dentina e esmalte (NORITOMI, 2005).

Os modelos foram restritos em sua porção mais superior representada pelo osso cortical e esponjoso com a finalidade de que não houvesse uma deformação de todo o conjunto, para isso, realizou-se o engastamento dos nós presentes na porção do osso cortical e esponjoso assim como os nós pertencentes ao osso cortical e esponjoso voltados para os dentes contíguos, promovendo uma fixação da região e deixando os modelos livres apenas no sentido vestibulo palatinos (Figura 4.18).

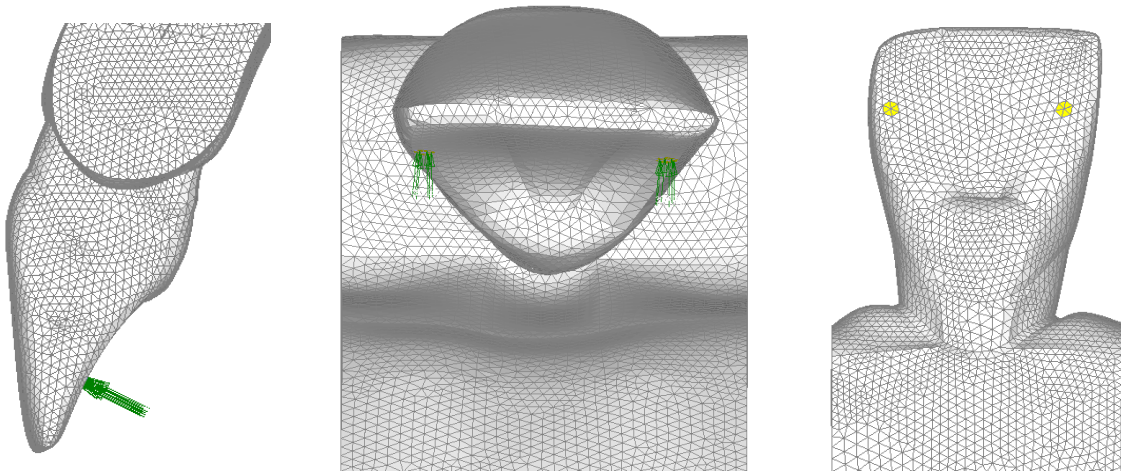


Figura 4.17 - Representação da aplicação da pressão

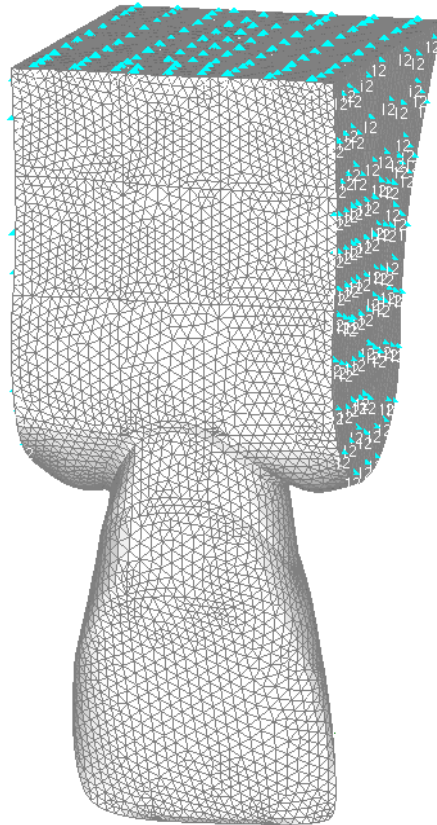


Figura 4.18 - Representação da fixação na parte superior do modelo

4.4.4 Definição das propriedades mecânicas

Os materiais utilizados foram considerados como:

- isotrópicos – apresentam as mesmas propriedades em qualquer direção considerada;

- elásticos – recuperam as dimensões originais quando a carga é retirada; e

- contínuos – não apresentam espaços vazios.

As propriedades mecânicas das estruturas dentárias, estruturas de suporte e materiais restauradores estão apresentadas no quadro 4.4.

Material	Módulo de elasticidade (GPa)	Coefficiente De Poisson	Referência
Dentina	18,6	0,31	Ko et al.(1992)
Esmalte	80,0	0,30	Borcic et al. (2005)
Fibra de carbono Bisgma	13,5	0,33	Fabricante
Fibra de vidro Bisgma	33	0,33	Fabricante
Guta-percha	0,00069	0,45	Ko et al. (1992)
Ligamento periodontal	0,0118	0,45	Ribeiro (2004)
Liga de Cu-Al	162	0,33	Fabricante.
Osso cortical	13,7	0,30	Ko et al. (1992)
Osso esponjoso	1,37	0,30	Ko et al. (1992)
Polpa	0.002	0,45	Rubin et al (1983)
Porcelana	251,00	0,17	Davy et al (1981)
Resina Composta (Ti-Core)	22,2	0,30	Cohen et al. (1997)
Zircônio (Cosmopost)	200	0,33	Fabricante.

Quadro 4.4 - Propriedades mecânicas das estruturas dentais, estruturas de suporte e materiais restauradores

Em relação às propriedades mecânicas das estruturas utilizou-se os valores que foram encontrados com maior freqüência na literatura a fim de obter uma padronização desses dados e facilitar comparação de resultados com outros estudos.

4.5 PROCESSAMENTO

Finalizada a etapa de pré-processamento os modelos foram submetidos ao processamento numérico e os resultados dos campos de deformação, campo de tensões e deslocamentos foram obtidos.

Em uma análise clássica de tensão/deformação, o MEF apresenta o resultado da análise de tensões em vários formatos que serão detalhados no capítulo Resultados.

Todas as etapas da pesquisa foram realizadas em parceria entre o Departamento de Dentística da FOUSP com o CTI (Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer).

5 RESULTADOS

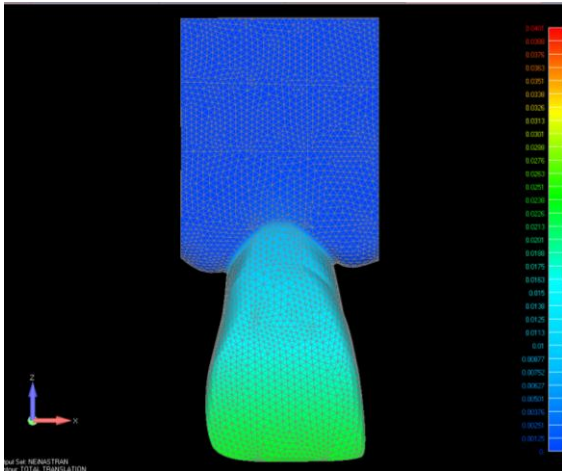
5.1. ANÁLISE DO DESLOCAMENTO DENTAL.

O objetivo da análise do deslocamento foi averiguar qual dos grupos estudados exigiu maior esforço do ligamento periodontal. A obtenção dos valores de deslocamento foi obtida pela visualização primeiramente de forma global da região do ligamento que mais recebia cargas compressivas, determinada esta área um nó em específico foi escolhido para representar numericamente o valor de compressão no qual foi submetido o ligamento devido ao deslocamento do dente no interior do alvéolo dental quando submetido à carga de 10 N. Como o grupo em que o retentor intra-radicular de zircônia foi o que mais comprimiu o ligamento, a escala de tensões foi travada baseada no valor obtido neste grupo, permitindo, assim, uma melhor visualização do campo de deslocamento

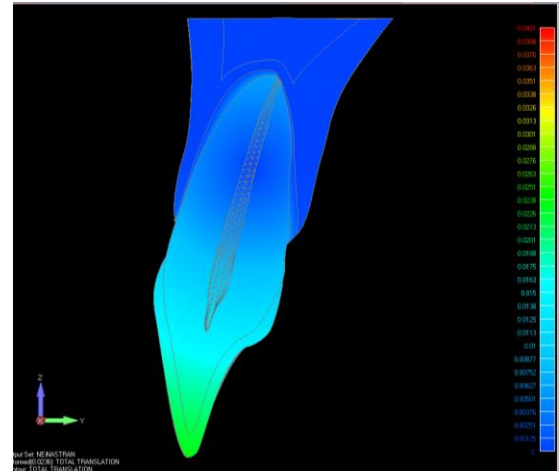
Os resultados encontrados do deslocamento encontram-se no quadro 5.1 e figuras 5.1 a 5.7.

GRUPOS	DESLOCAMENTO (mm)
Dente hígido	0,009
Núcleo metálico fundido	0,008
Pino de fibra de vidro s/ remanescente	0,011
Pino de fibra de vidro c/ remanescente	0,010
Pino de zircônia s/ remanescente	0,012
Pino de zircônia c/ remanescente	0,012

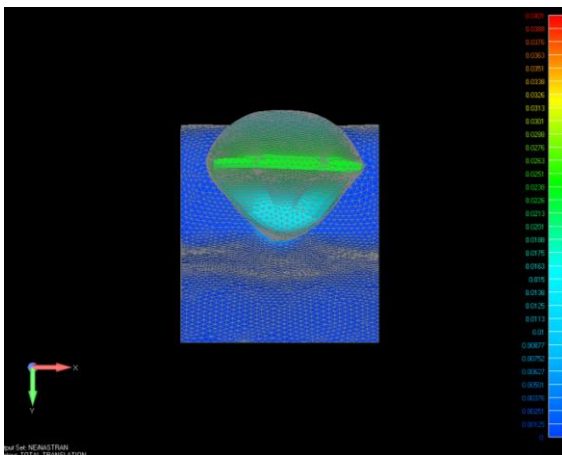
Quadro 5.1- Deslocamento dental no interior do alvéolo de todos os grupos



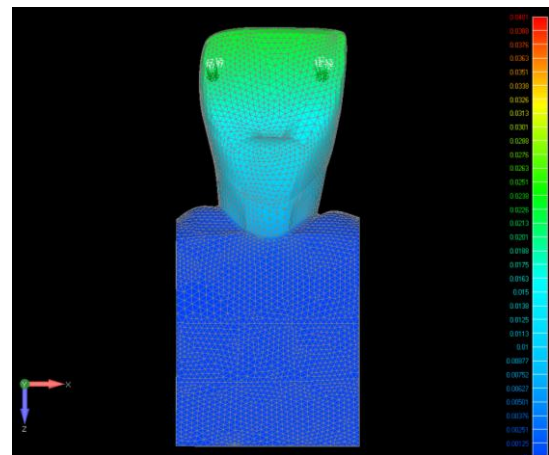
(a)



(b)

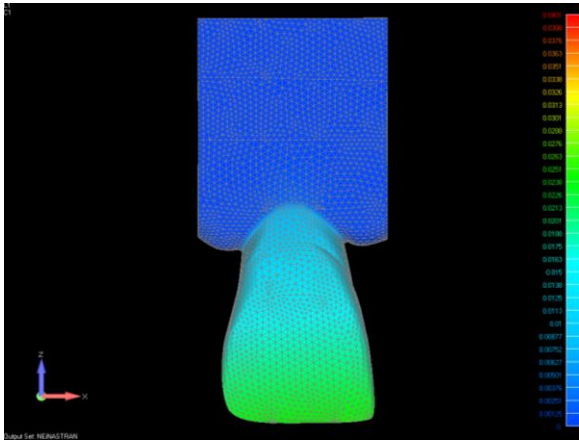


(c)

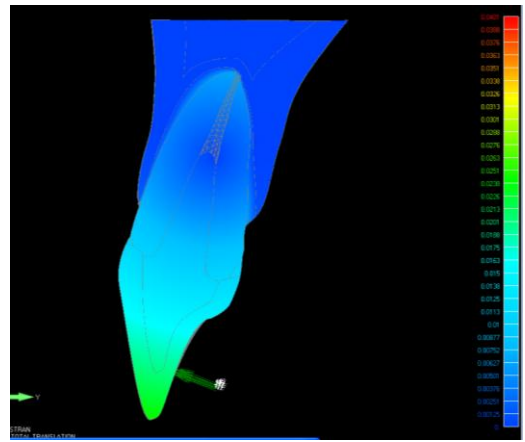


(d)

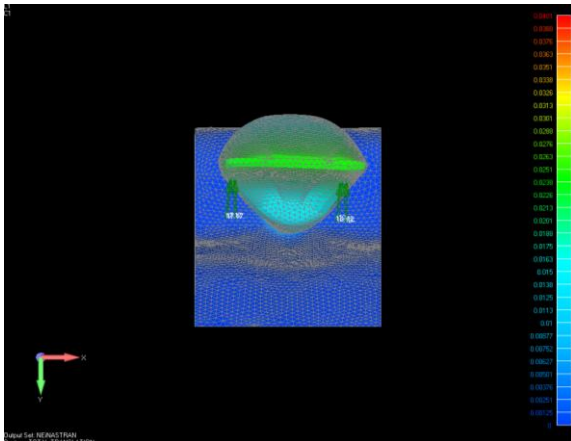
Figura 5.1 - Representação do deslocamento do dente hígido em diferentes angulações: (a) frontal, (b) proximal, (c) incisal e (d) palatina



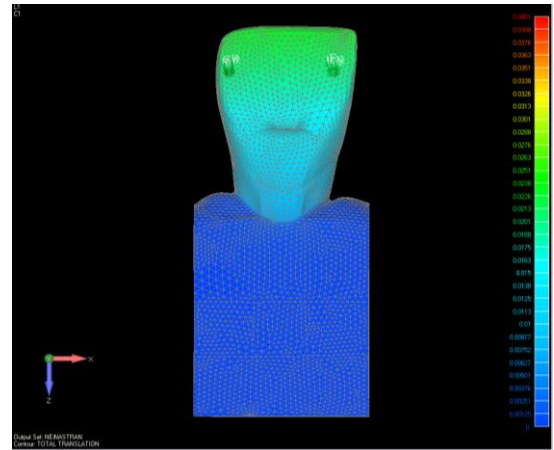
(a)



(b)

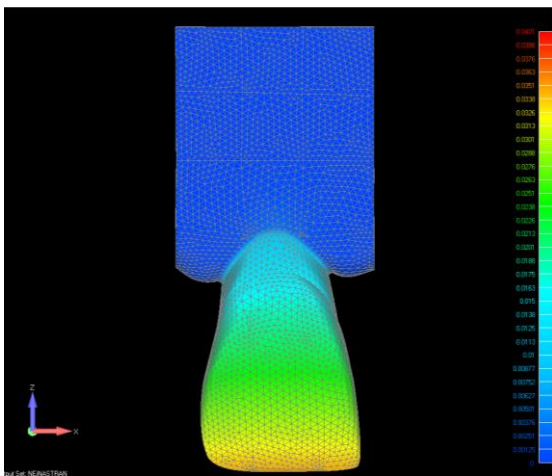


(c)

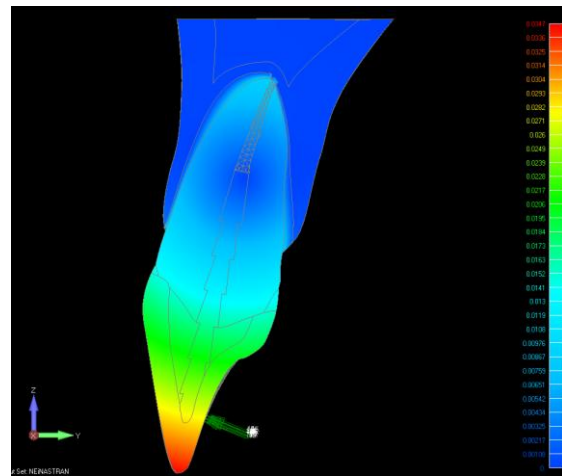


(d)

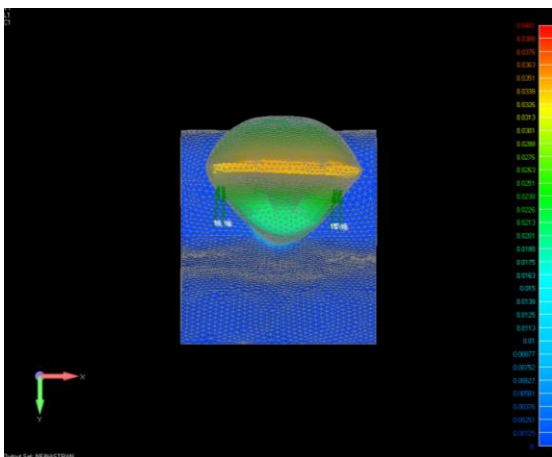
Figura 5.2 - Representação do deslocamento do dente com NMF em diferentes angulações: (a) frontal, (b) proximal, (c) incisal e (d) palatina



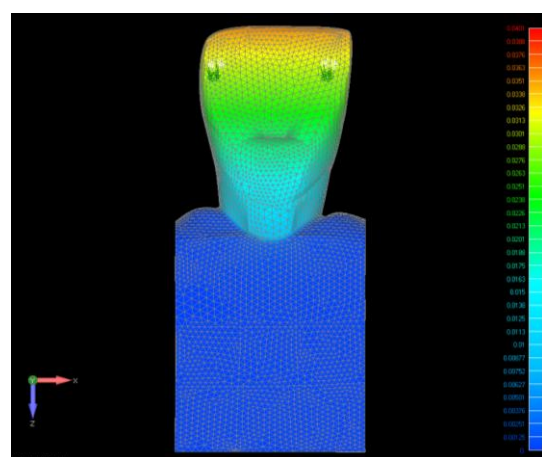
(a)



(b)

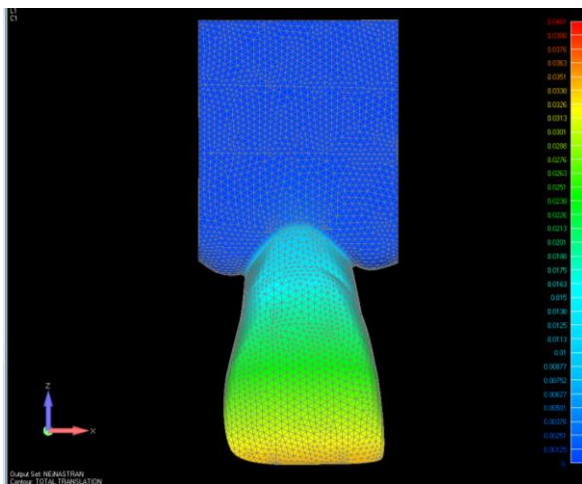


(c)

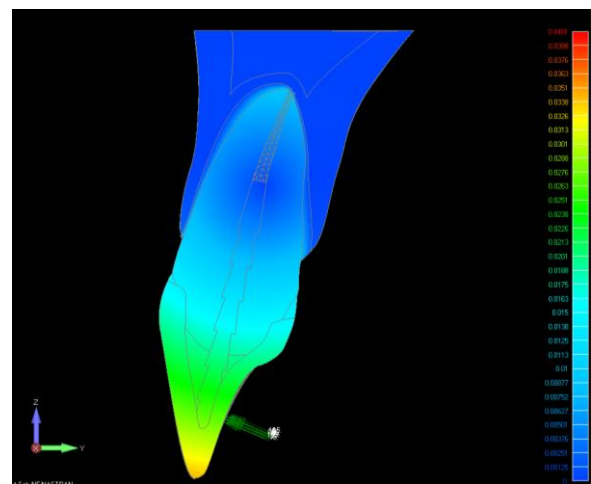


(d)

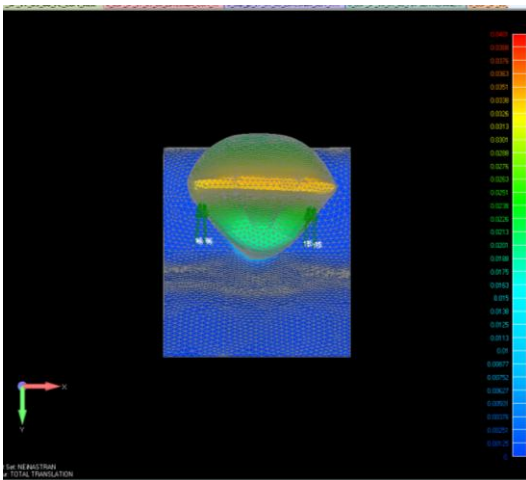
Figura 5.3 - Representação do deslocamento do dente com pino de fibra de vidro sem remanescente coronário em diferentes angulações: (a) frontal, (b) proximal, (c) incisal e (d) palatina



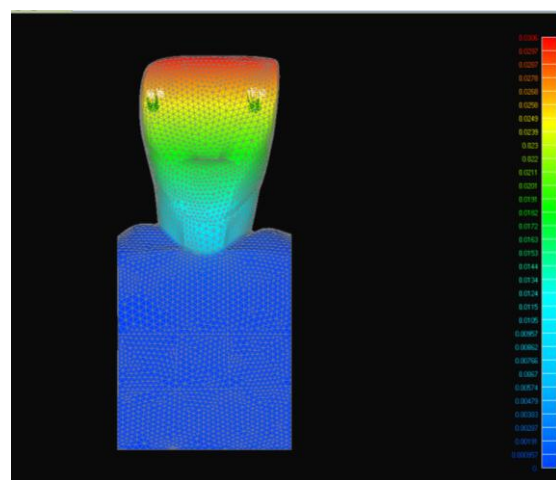
(a)



(b)

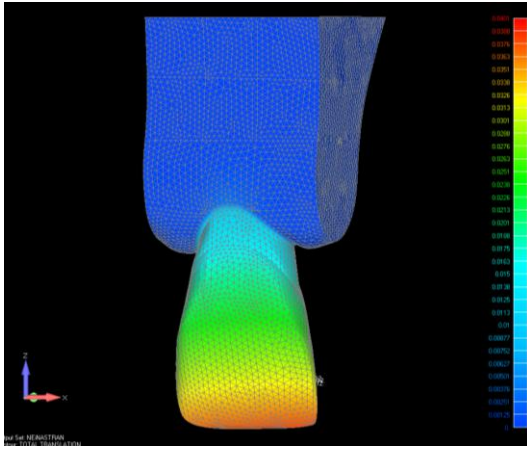


(c)

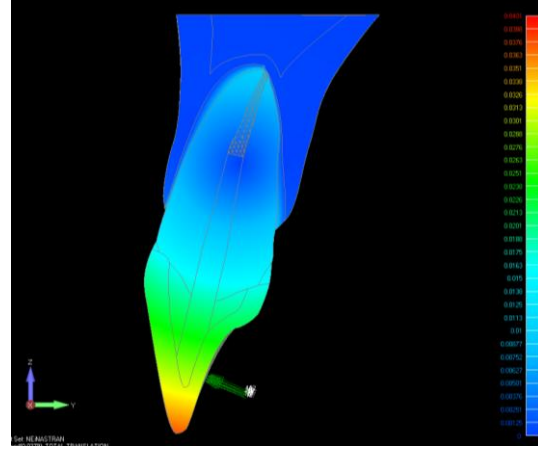


(d)

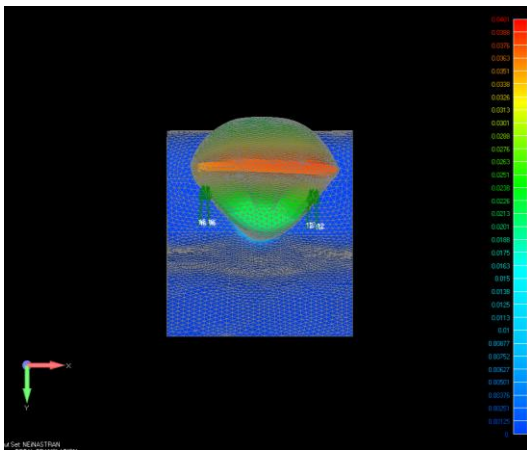
Figura 5.4 - Representação do deslocamento do dente com pino de fibra de vidro com remanescente coronário em diferentes angulações: (a) frontal, (b) proximal, (c) incisal e (d) palatina



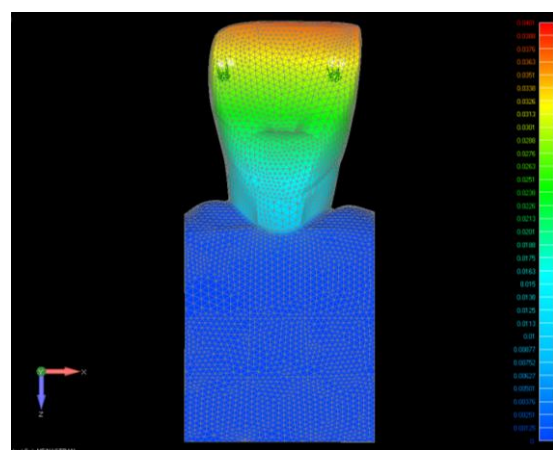
(a)



(b)



(c)



(d)

Figura 5.5 - Representação do deslocamento do dente com pino de zircônia sem remanescente coronário em diferentes angulações: (a) frontal, (b) proximal, (c) incisal e (d) palatina

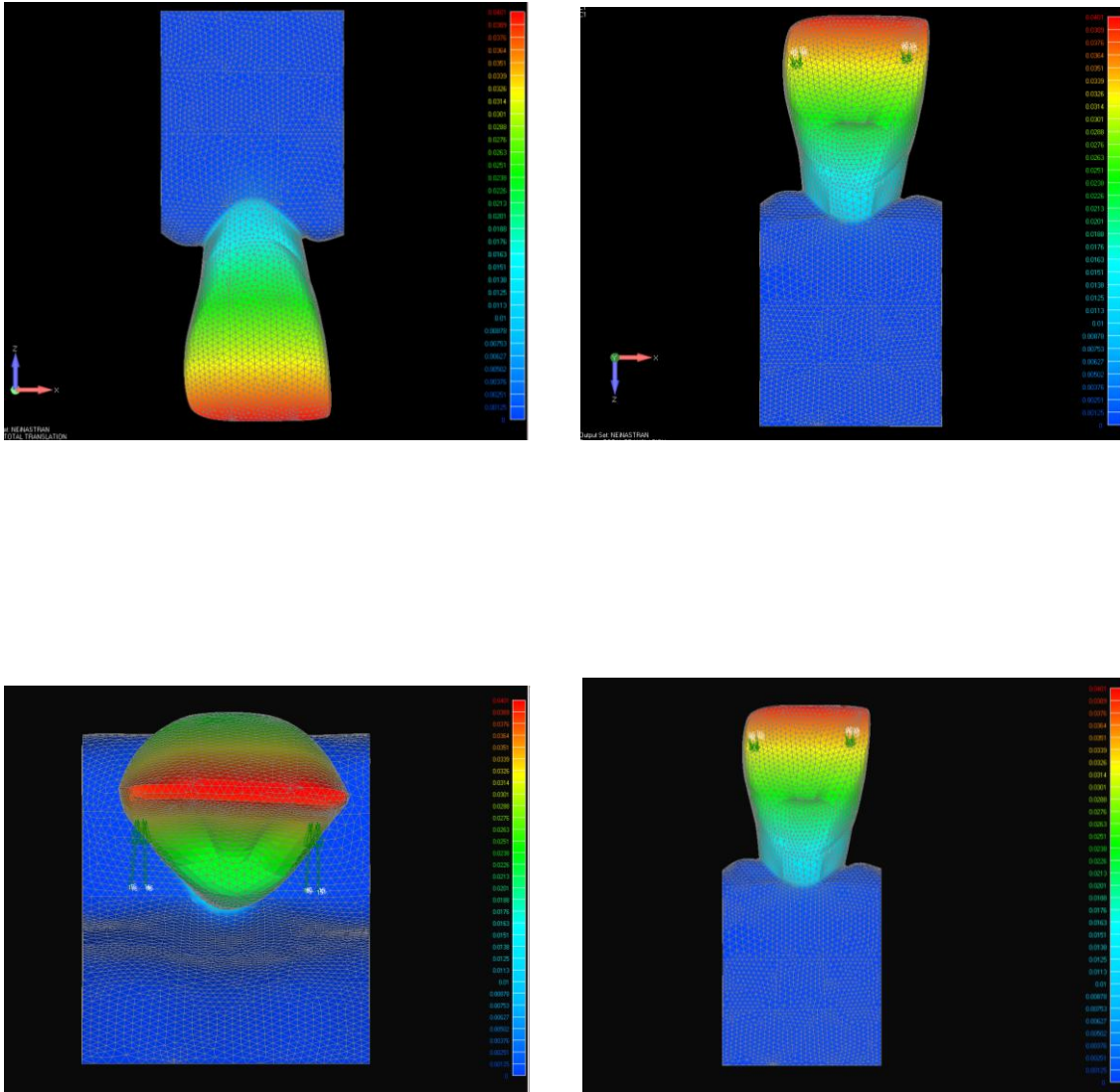


Figura 5.6 - Representação do deslocamento do dente com pino de zircônia com remanescente coronário em diferentes angulações: (a) frontal, (b) proximal, (c) incisal e (d) palatina

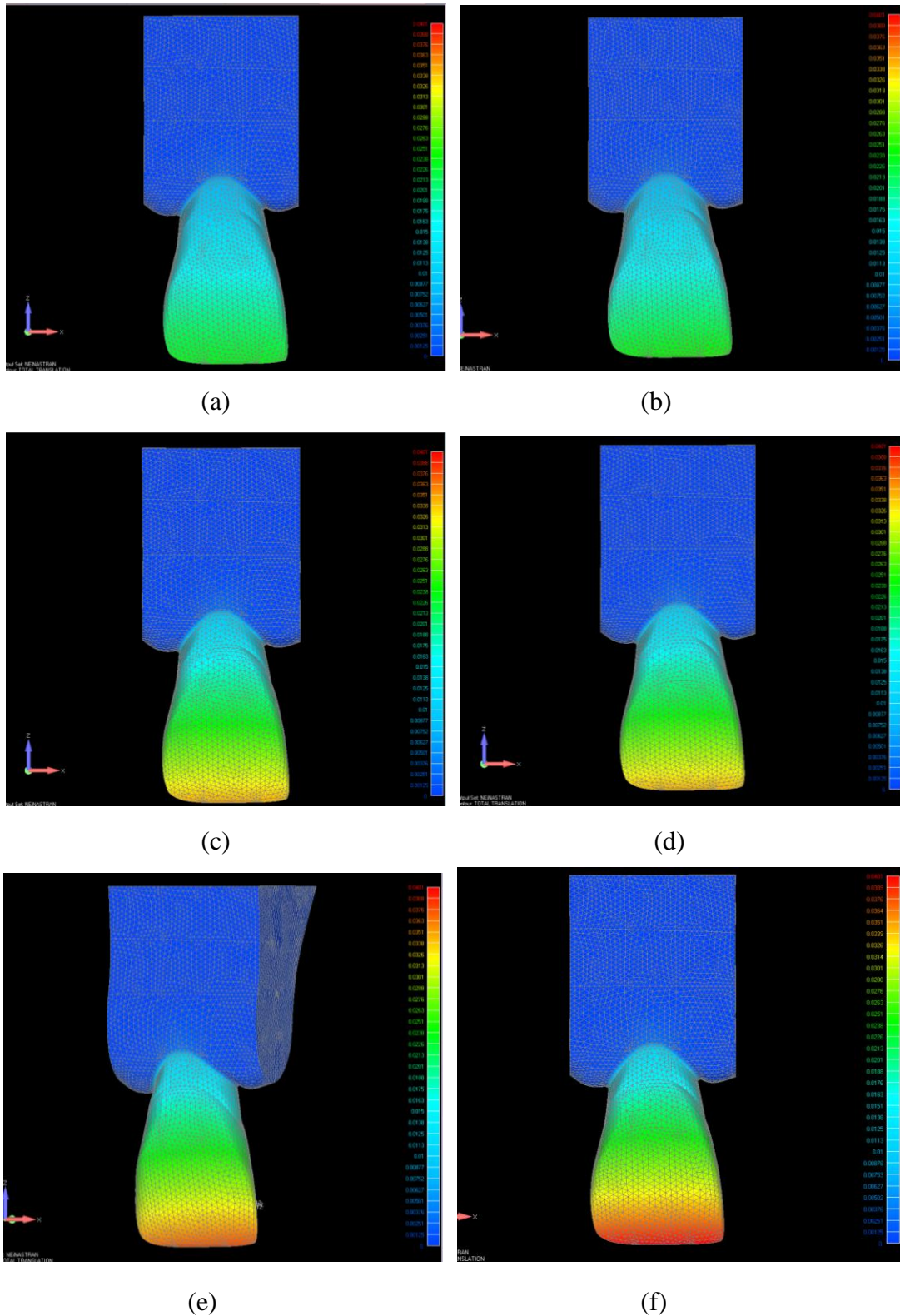


Figura 5.7 - Representação do deslocamento de todos os grupos numa vista frontal para comparação. (a) Hígido, (b) NMF, (c) Pino de fibra de vidro sem remanescente, (d) Pino de fibra de vidro com remanescente, (e) Pino de zircônia sem remanescente, (f) Pino de zircônia com remanescente

Não houve diferenças no deslocamento entre os grupos que utilizaram pinos à base de fibras, independente da presença ou ausência de remanescente de dentina na porção coronária. Quanto ao sentido de deslocamento do dente todos os grupos tenderam a girar para vestibular em direção ao ângulo disto incisal quando comparado ao ângulo mesial.

A presença do remanescente de dentina na porção coronária não interferiu no deslocamento do dente.

5.2 ANÁLISES DE TENSÃO MÁXIMA PRINCIPAL E VON MISES (MPa)

Os resultados foram apresentados por diagramas de tensão/deformação, com a distribuição de tensões e os valores numéricos. Estes resultados foram analisados de duas formas: Pela análise qualitativa e pela análise quantitativa. Com o auxílio da análise qualitativa foi possível verificar a relação das áreas coloridas com a distribuição de tensões, mostrando áreas de maior intensidade correspondente à maior concentração de tensões. A análise quantitativa foi realizada por meio da análise dos valores numéricos de tensões, dados em MPa, relacionando o padrão de cores, ou seja, a localização de tensão e seus correspondentes valores numéricos. Estes dados estão apresentados em uma legenda.

Com a obtenção dos resultados especificou-se as áreas de interesse para serem analisadas de forma mais detalhada: como ilustram as figuras 5.8 a 5.11.

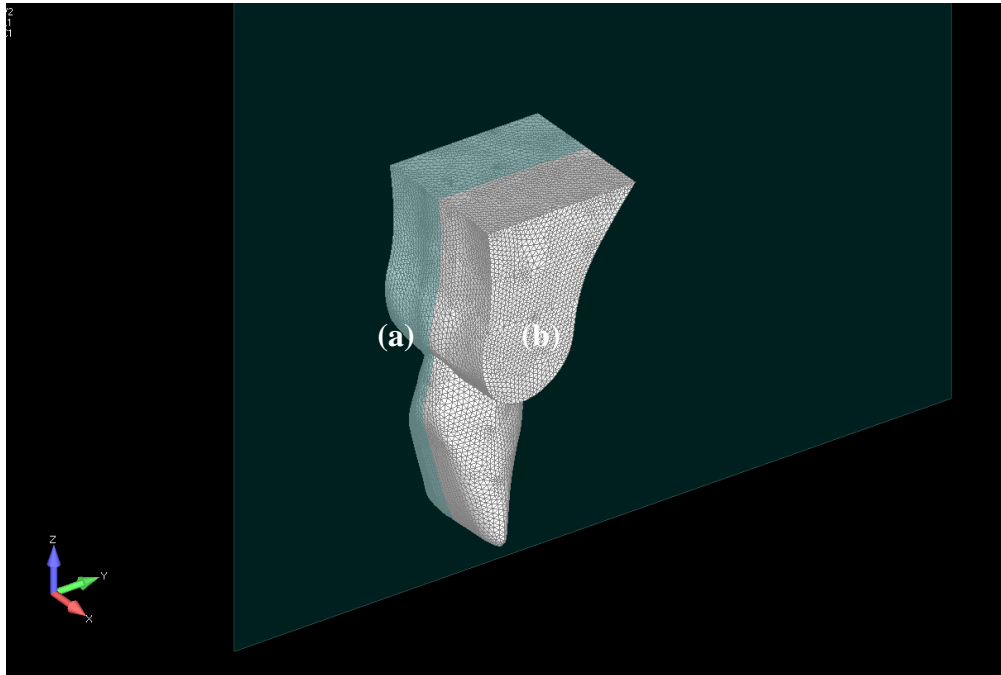


Figura 5.8 - Região analisada na crista óssea alveolar vestibular e palatina representadas pelas letras (a) face vestibular e (b) face palatina

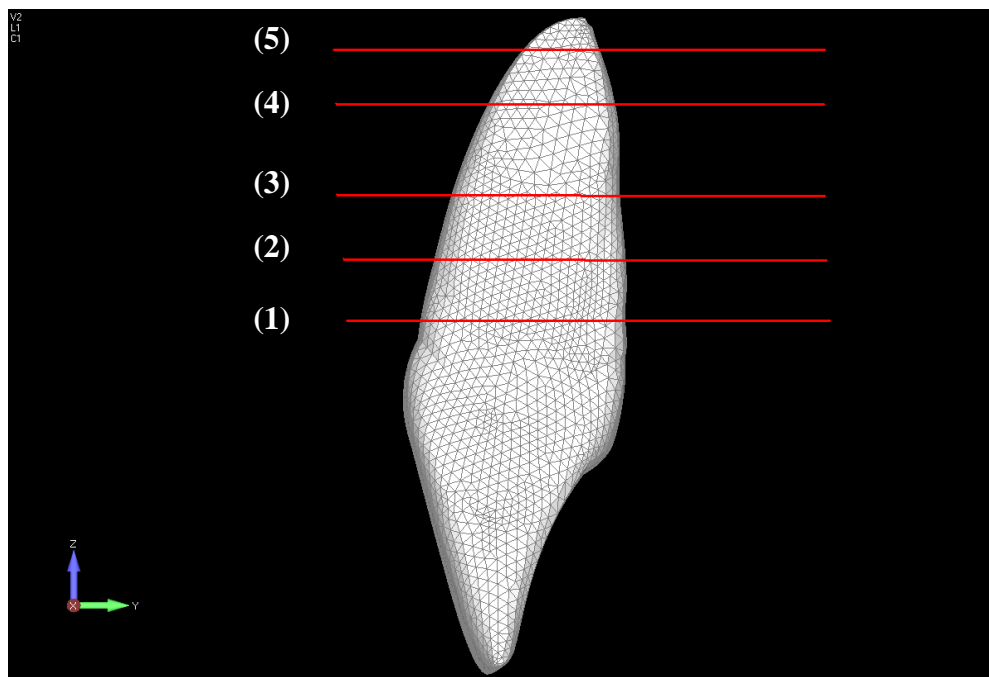


Figura 5.9 - Divisão esquemática da raiz em pontos para análise das tensões nos sítios de 1 a 5 (Cervical – Apical)

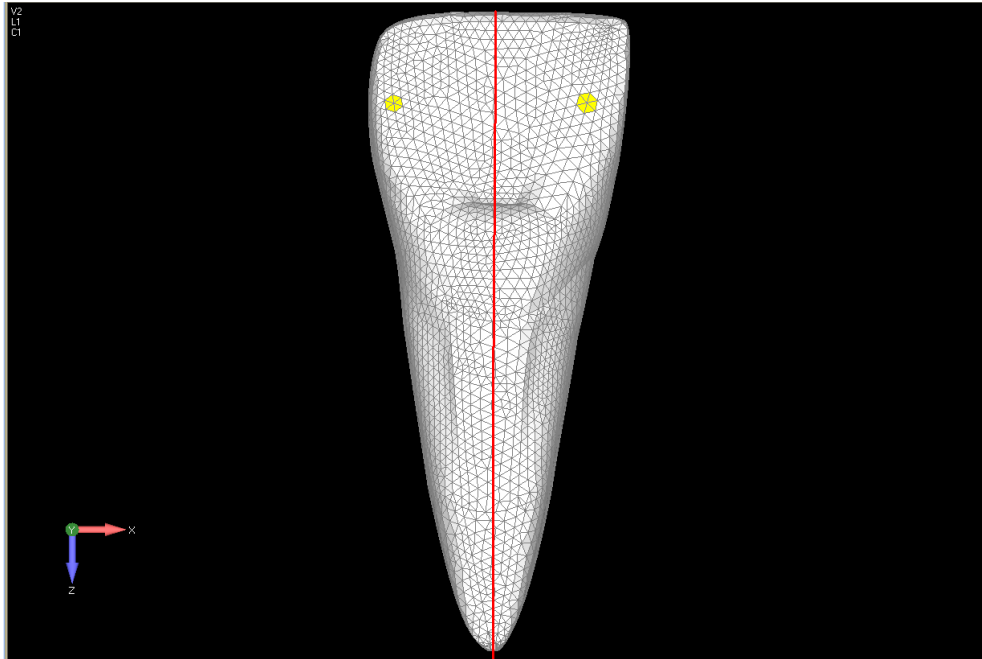


Figura 5.10 - Vista palatina da linha vertical traçada para sítio de leitura das análises das tensões

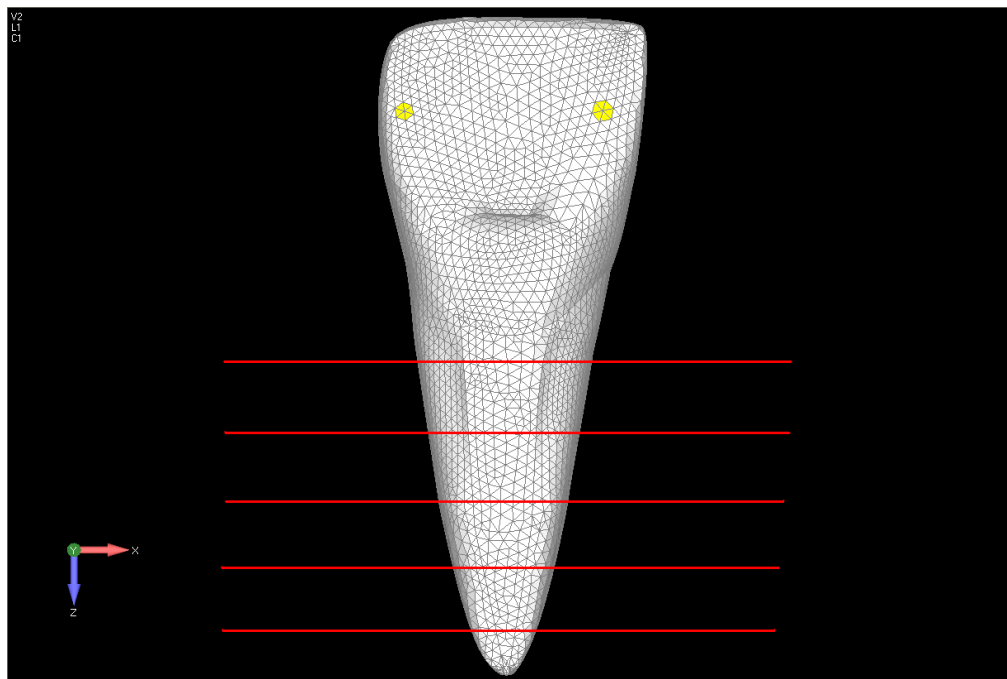


Figura 5.11 - Vista palatina da linha horizontal traçada para sítio de leitura das análises das tensões

5.2.1 Análise de tensão máxima para o dente hígido

A carga aplicada na região palatina se propagou através do esmalte até a região vestibular e praticamente não carregou a dentina. Como as estruturas esmalte/dentina estão aderidas toda estrutura foi solicitada. Como o esmalte dental apresenta um módulo de elasticidade mais alto sendo também mais resistente, este atuou como um *stress Shield*, atraindo a tensão para seu interior. O *stress Shield* é um fenômeno típico de estruturas multicorpos, quando da existência de corpos altamente resistentes próximos à corpos de baixa resistência que é o caso do esmalte em contato com a dentina. O esmalte concentra grande parte da resistência, o que significa que o campo de tensão fica basicamente em seu interior, no entanto pela necessidade de distribuir tal tensão para resistir e não se mover, o esmalte distribuiu a tensão na superfície em contato com a dentina de forma suave, praticamente sem campos de concentrações de tensões. Foi possível observar uma concentração de tensão de tração na face palatina na dentina próximo a região onde se inicia o contato com o ligamento periodontal, (Figuras 5.12 e 5.15), sendo uma região prioritária de transmissão de tensão. Ocorreu uma tração do ligamento periodontal na face palatina e uma compressão do lado oposto, na face vestibular em toda sua extensão, inclusive na porção mais apical próximo a saída do canal radicular. Nesta região observou se uma compressão na direção do alinhamento do dente com a geometria da arcada. Apesar do esforço ter sido aplicado na face palatina de maneira normal à superfície ocorreu um desvio no campo de tensão que levou uma compressão do dente para o interior do alvéolo, intruindo-o mais do que flexionando (Figura 5.13). A tensão foi transmitida para as estruturas ósseas adjacentes principalmente para o osso cortical, onde verificou se um campo de

tração na região vestibular (Outro plano de corte), e uma leve tensão de tração na região palatina devido à deflexão do dente (Figura 5.14).

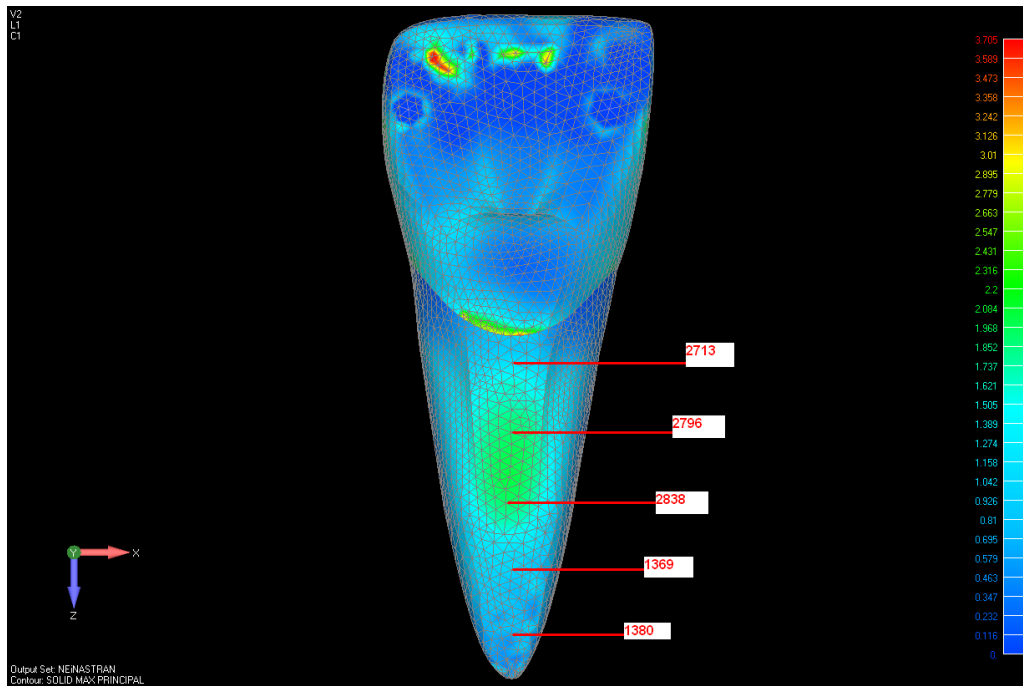


Figura 5.12 - Representação do campo de tensão máxima na face palatina da raiz do dente hígido.

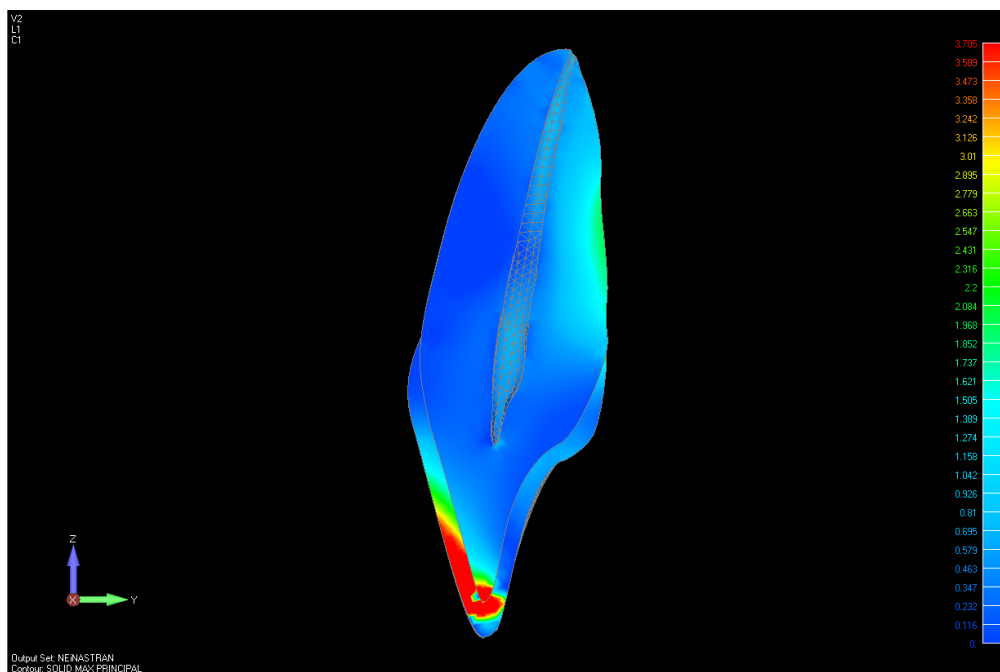


Figura 5.13 - Representação do campo de tensão máxima em corte longitudinal do dente hígido numa vista proximal

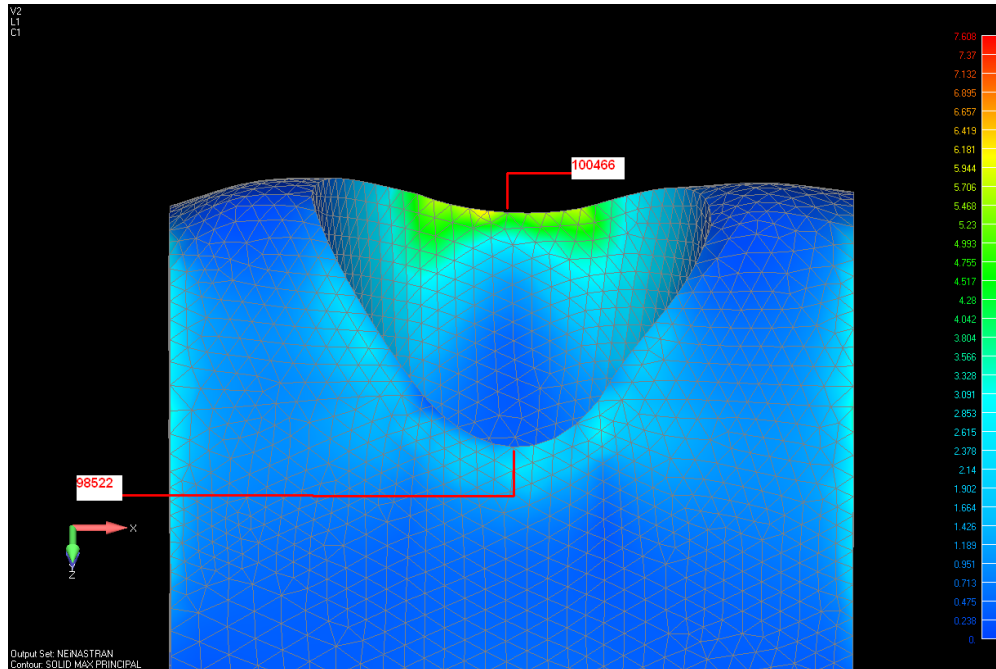


Figura 5.14 - Representação do campo de tensão máxima na crista óssea alveolar do dente hígido

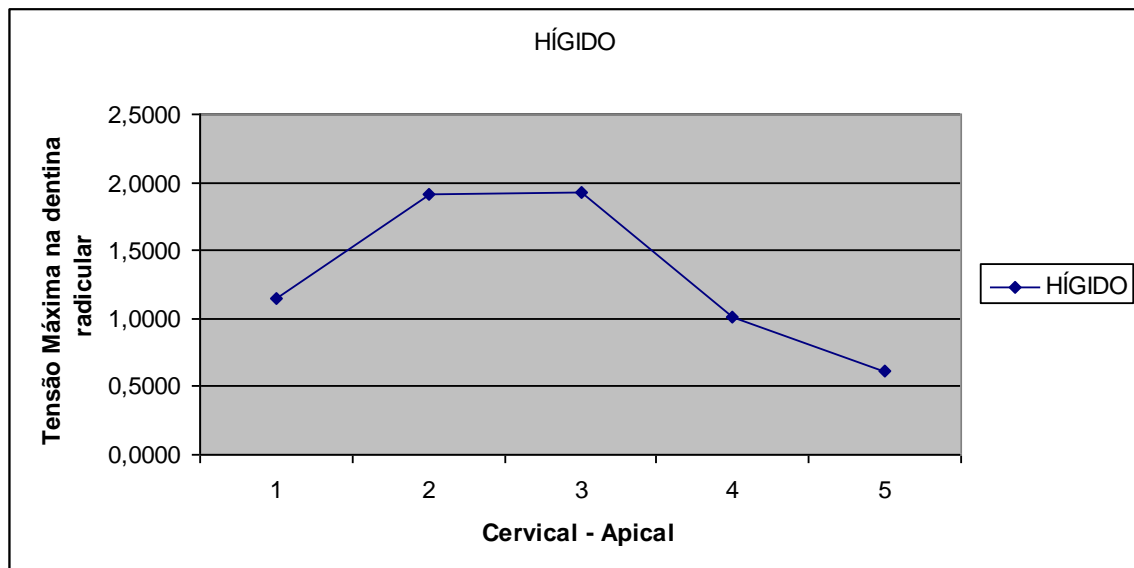


Figura 5.15 - Tensão na face externa palatina do dente hígido no terço incisal até o terço apical

5.2.2 Análise de tensão de Von Mises do NMF

Em relação ao NMF, observou-se que a aplicação do esforço na face palatina da coroa foi transmitida para o NMF a partir da coroa de cerâmica. Devido à estrutura altamente rígida da coroa, as cargas foram distribuídas uniformemente, principalmente na porção coronária do retentor, à medida que se desloca para a porção radicular observou-se uma acentuada concentração das tensões na interface do pino com a dentina. Houve uma moderada distribuição de tensão na raiz, nas imediações da região onde mais se concentrou tensão. Na porção apical do pino houve uma inversão. Observou-se também que a dissipação de tensão na raiz ocorreu principalmente na porção que se encontrava no interior do alvéolo contida na estrutura óssea. Observou-se um comportamento similar ao do dente hígido, com alta compressão do ligamento periodontal na face vestibular próximo ao osso cortical, tração do ligamento na face palatina e moderada compressão no ápice radicular, na porção do ápice notou-se também uma tração na face palatina. O núcleo metálico fundido carregou bem a tensão para o interior da estrutura radicular (Figura 5.16).

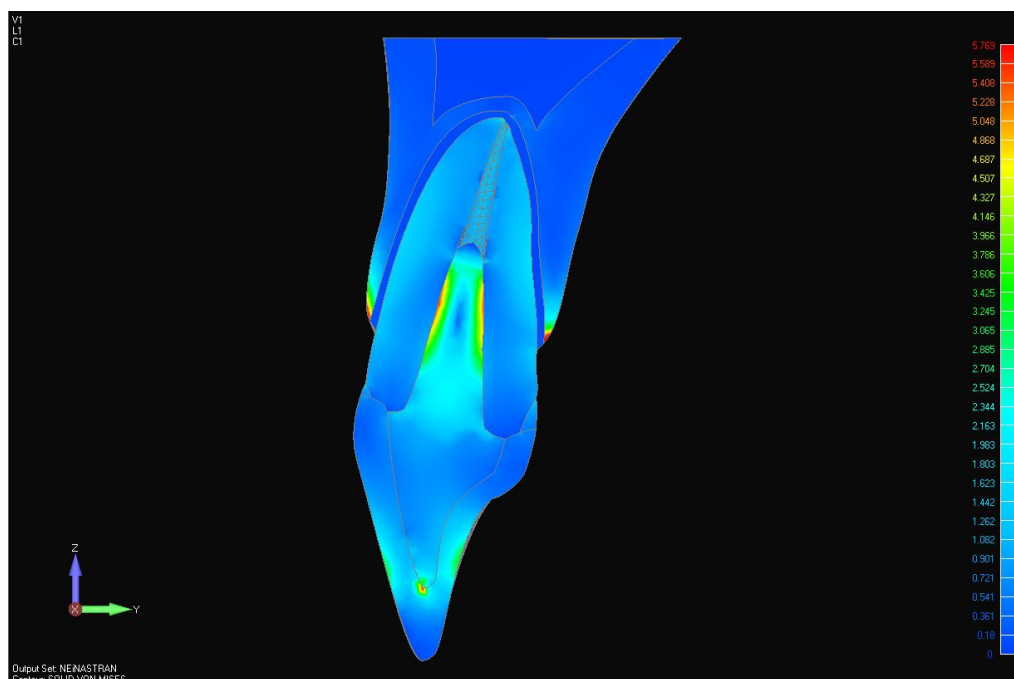


Figura 5.16 - Representação do campo de tensão de Von Mises em corte longitudinal do dente com NMF numa vista proximal

5.2.3 Análise de tensão máxima do NMF

Observou-se um comportamento bastante tênue em relação à tração, mesmo na face palatina onde ocorreu a maior concentração de tensão na dentina, como mostra as figuras 5.17 e 5.20. Como o diagrama mostra basicamente as regiões de tração e compressão foi possível notar o trajeto da tensão principalmente de tração dentro do corpo do NMF formando um “S” desviando a tensão para o interior da raiz, o que possibilitou a visualização da região de apoio do NMF na raiz, aproximadamente no terço médio com faixa de compressão seguida de tração cuja raiz foi submetida com relação ao ligamento no movimento de flexão do dente, ocorrendo uma migração da tensão que foi aplicada na região da coroa para região óssea, pouco mais na palatina e principalmente em tração. Na vestibular houve compressão na maior parte da raiz e da estrutura da coroa em cerâmica (Figura

5.18), já na estrutura óssea adjacente notou se uma tração na face vestibular, por outro lado na face palatina ocorreu leve tração do ligamento (Figura 5.19) O restante da estrutura praticamente em compressão ou próximo de zero.

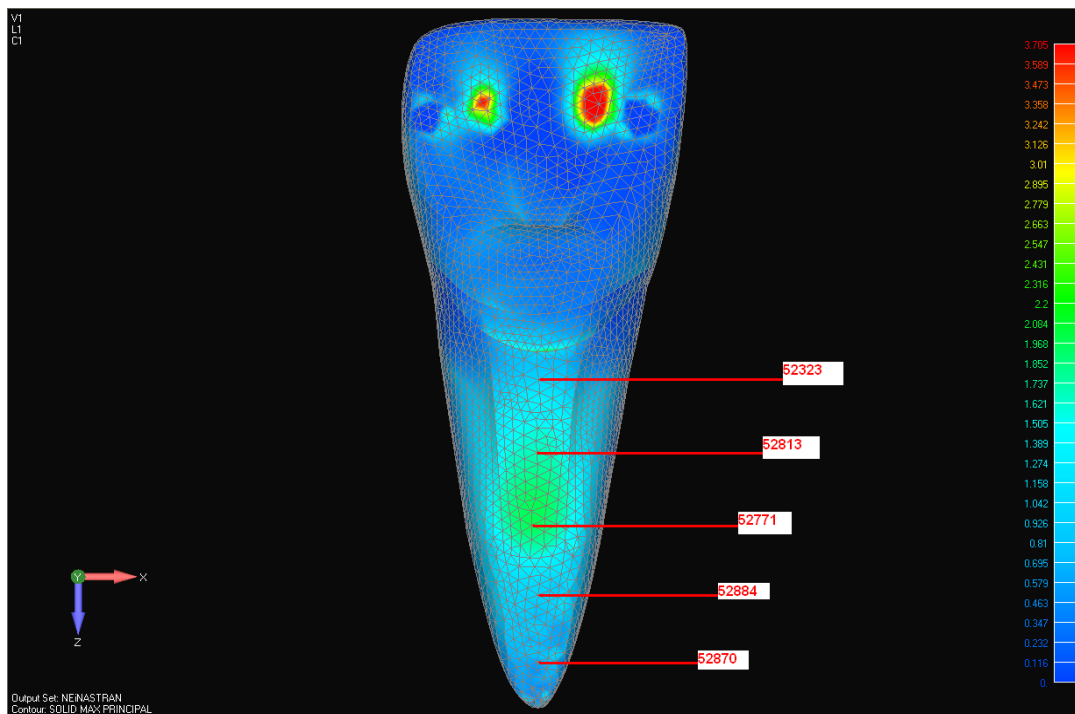


Figura 5.17 - Representação do campo de tensão máxima na face palatina da raiz do dente com NMF

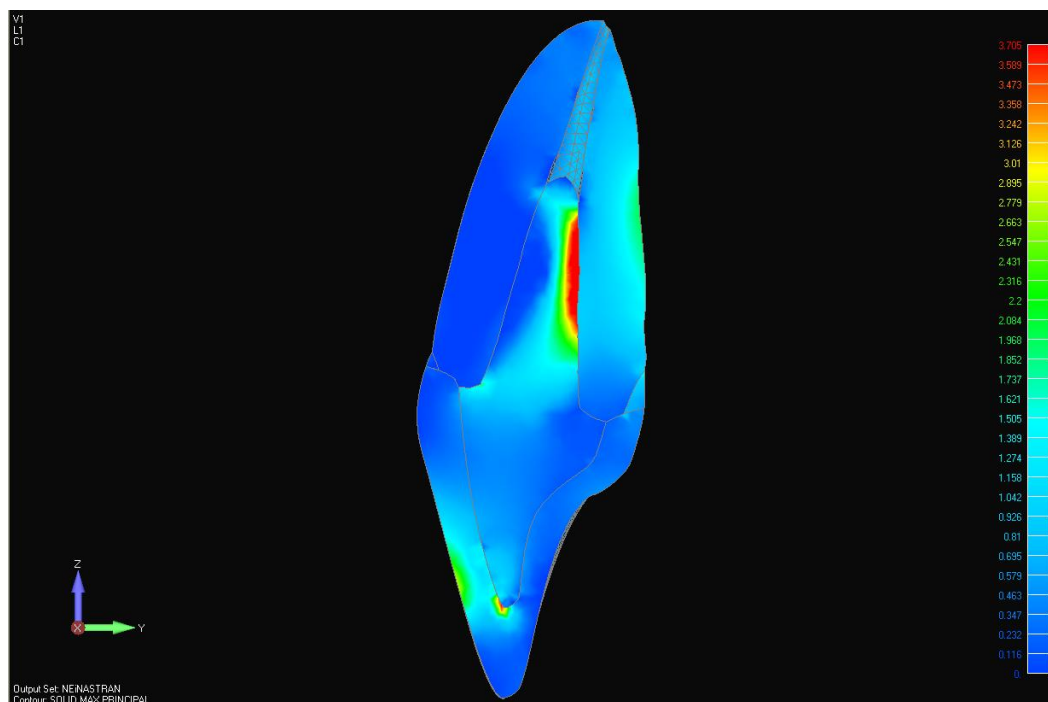


Figura 5.18 - Representação do campo de tensão máxima em corte longitudinal do dente com NMF numa vista proximal

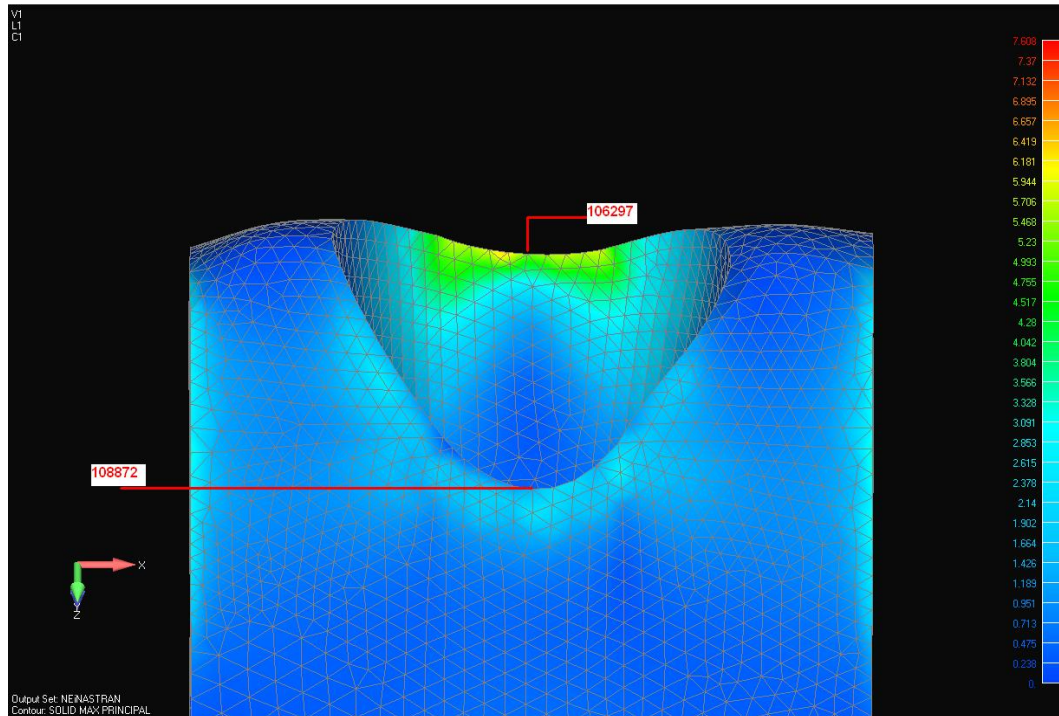


Figura 5.19 - Representação do campo de tensão máxima na crista óssea alveolar do dente com NMF

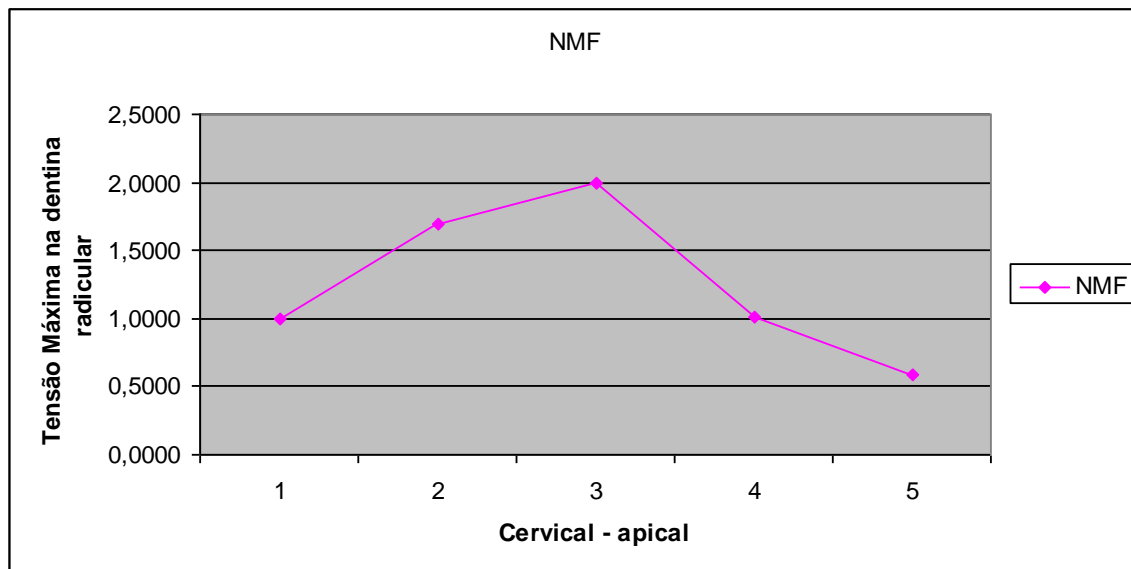


Figura 5.20 - Tensão na face externa palatina do dente com NMF no terço incisal até o terço apical

5.2.4 Análise de tensão máxima do dente restaurado com retentor de fibra de vidro sem o remanescente coronário

Como foi utilizado o retentor de fibra de vidro composto de material flexível, a realização da tensão máxima não está indicada e sim a tensão de Von Mises. Portanto os comentários a seguir serão sobre a coroa de cerâmica, o núcleo de preenchimento de resina, dentina e das estruturas ósseas adjacentes. Observou-se na região de aplicação da carga na face palatina da coroa do dente uma transmissão de carga uniformemente distribuída, sem regiões de concentrações sobre o núcleo de resina, apenas uma discreta concentração na face vestibular na extremidade do núcleo, devido à interação com o retentor de fibra de vidro. O restante da transmissão de tensão foi homogeneamente distribuído com predominância de tração e compressão na região da coroa cerâmica que foi transmitida para dentina prioritariamente pelas regiões de contato da coroa cerâmica e remanescente de esmalte situada no colo do dente, posteriormente, observou-se se uma distribuição de tensão que se estendeu pelo retentor de fibra de vidro, onde concentrações no retentor foram notadas, devido sua descontinuidade geométrica, mas de modo geral, uma transmissão de tensão que se difundiu para estruturas ósseas, principalmente na face palatina da raiz, desde regiões bem próximas ao colo do dente e externas ao alvéolo dental (Figura 5.21). Uma formação de campo de tensão de tração nesta região e uma compressão na região oposta principalmente na região próximo ao osso cortical vestibular foram observadas. Foi observada uma tensão de tração na face palatina da raiz, devido à interação com o ligamento periodontal (Figura 5.24), que também foi submetida à leve tração principalmente na extremidade próximo a saída do alvéolo e no lado oposto observou-se compressão

(Figura 5.22), seguindo então, a transmissão da tensão para estruturas ósseas adjacentes, onde notou-se que o osso cortical vestibular foi acometido por uma força de tração, e na região palatina compressão e uma discreta tração na proximidade da crista óssea (Figura 5.23).

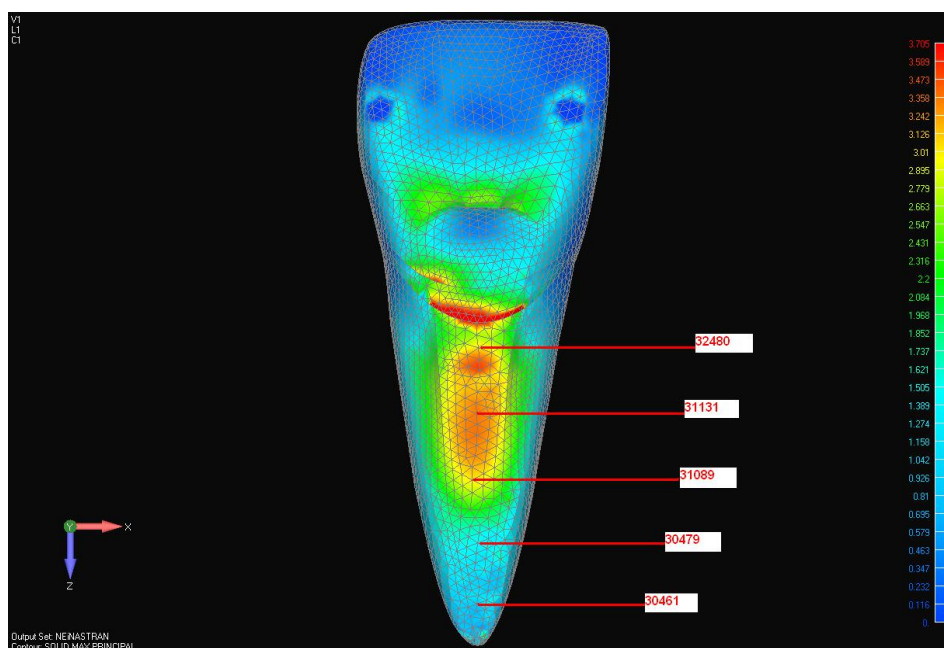


Figura 5.21 - Representação do campo de tensão máxima na face palatina da raiz do dente com pino de fibra de vidro sem remanescente

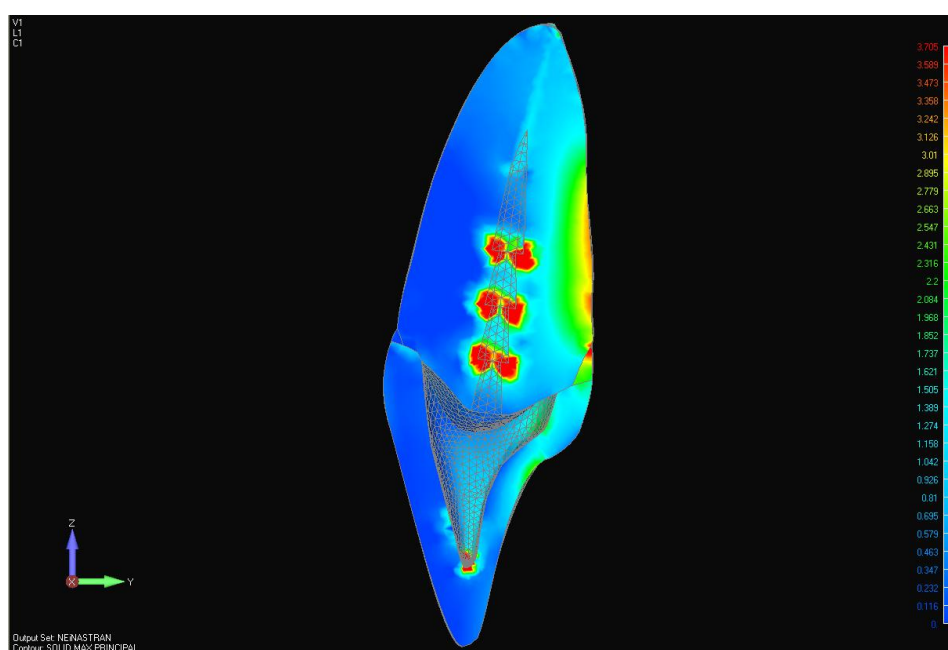


Figura 5.22 - Representação do campo de tensão máxima em corte longitudinal do dente com pino de fibra de vidro sem remanescente numa vista proximal

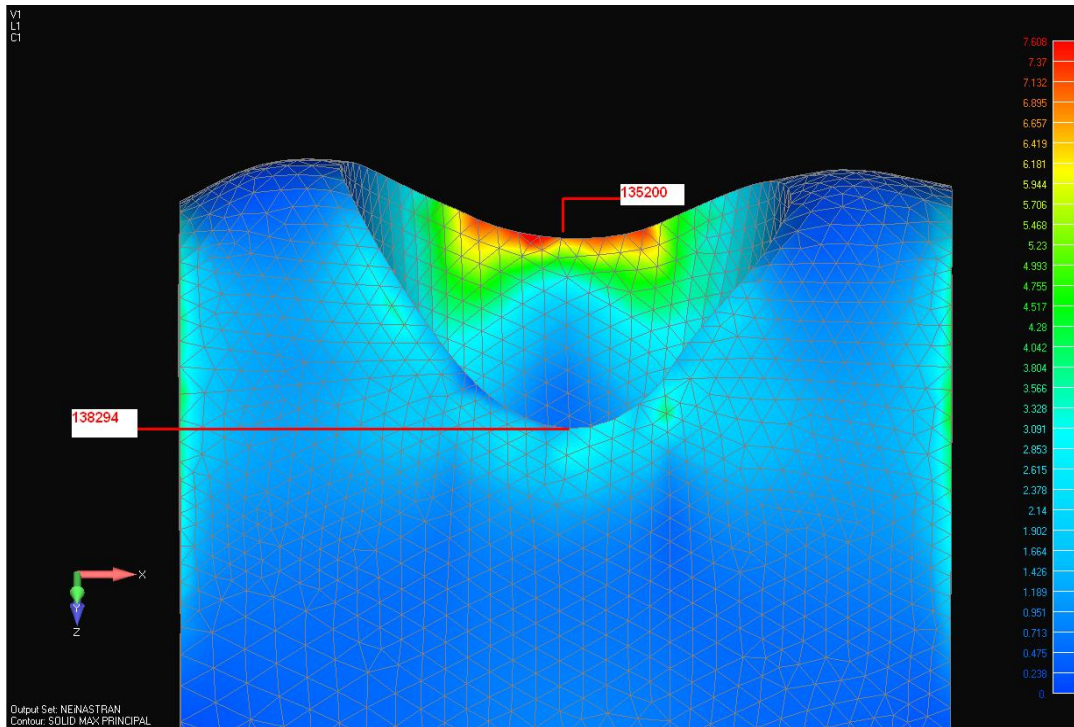


Figura 5.23 - Representação do campo de tensão máxima na crista óssea alveolar do dente com fibra de vidro sem remanescente

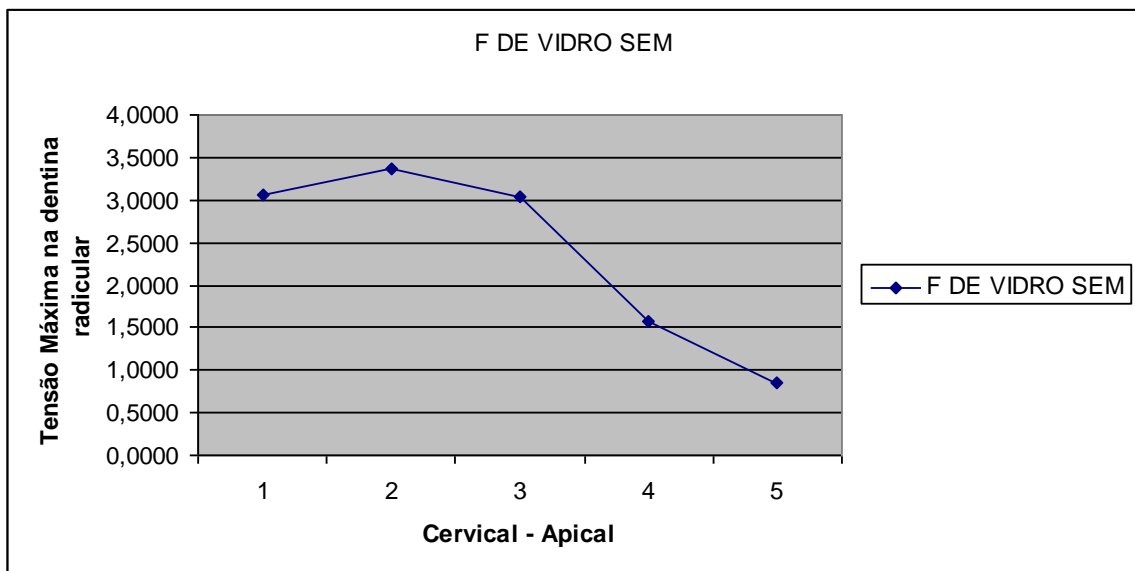


Figura 5.24 - Tensão na face externa palatina do dente com fibra de vidro sem remanescente no terço incisal até o terço apical

5.2.5 Análise de tensão máxima do dente restaurado com retentor de fibra de vidro com o remanescente coronário

Ocorreu uma configuração de tensão bastante similar ao grupo do pino de fibra de vidro sem o remanescente de dentina na porção coronária. Do ponto de vista de adequada distribuição de tensão que se inicia na coroa, dirigindo-se tanto para o retentor de fibra como para o remanescente de dentina. Observou-se uma região de tração na face palatina, desde as porções externas ao alvéolo dental, próximo a região de colo do dente, como mostra as figuras 5.25 e 5.29. A tensão se transmitiu da coroa de cerâmica para a dentina e para o pino de fibra de vidro, onde posteriormente se deslocou principalmente para a porção palatina, em forma de tração, o que denotou a flexão da estrutura com um todo (Figura 5.26). Analisando a estrutura óssea adjacente observou-se que a flexão do dente causou uma tensão de tração na cortical óssea vestibular (Figura 5.27) em resposta a tentativa de saída do dente do alvéolo. Uma tensão de tração leve na cortical óssea palatina também foi observada, fruto da tração do ligamento periodontal e leve compressão no ápice radicular (Figura 5.28) Nas estruturas ósseas mais distantes não foram observadas alterações.

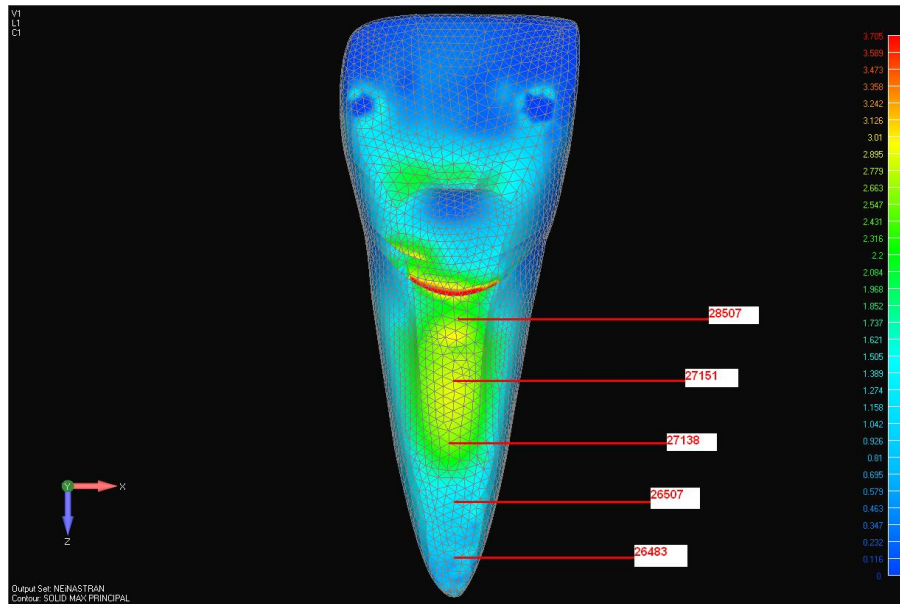


Figura 5.25 - Representação do campo de tensão máxima na face palatina da raiz do dente com pino de fibra de vidro com remanescente

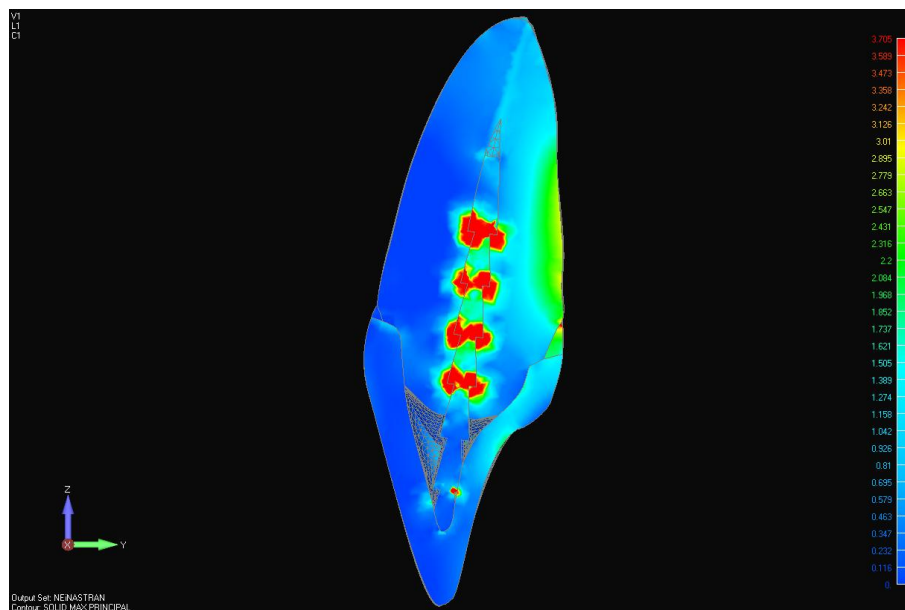


Figura 5.26 - Representação do campo de tensão máxima em corte longitudinal do dente com pino de fibra de vidro com remanescente numa vista proximal

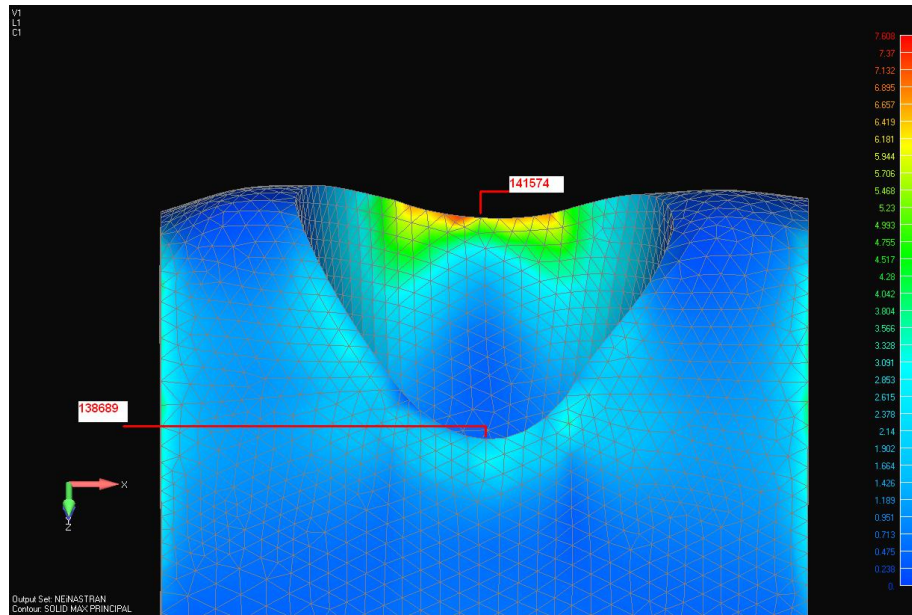


Figura 5.27 - Representação do campo de tensão máxima na crista óssea alveolar do dente com fibra de vidro com remanescente

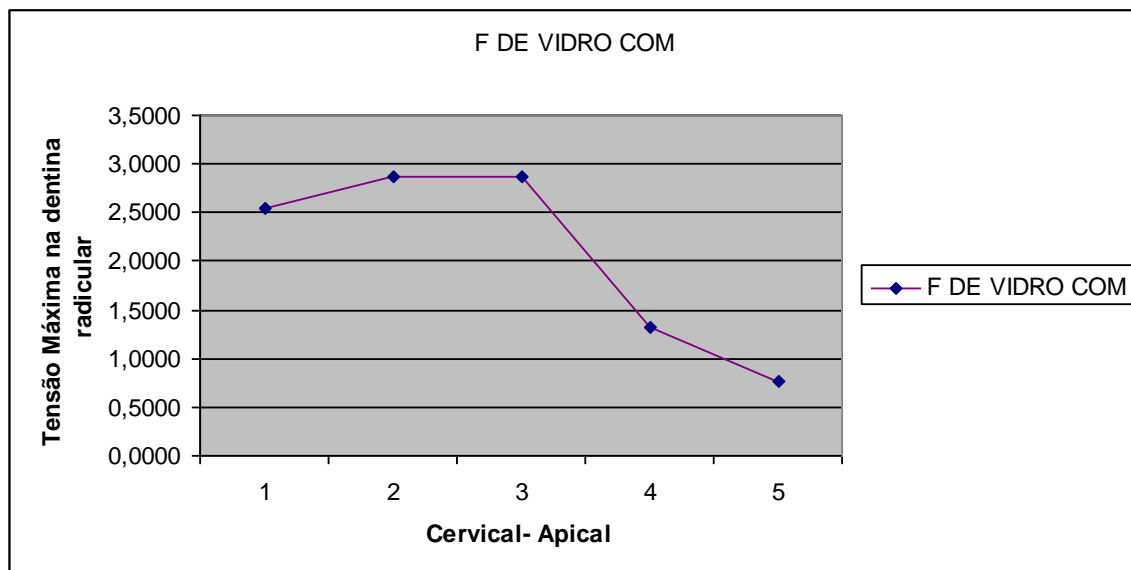


Figura 5.28 - Tensão na face externa palatina do dente com fibra de vidro com remanescente no terço cervical até o terço apical

5.2.6 Análise de tensão máxima do dente restaurado com retentor de zircônia sem remanescente dentinário.

A partir da região da aplicação da carga na coroa na face palatina uma concentração de tensão relativamente intensa na própria coroa e transmissão desta tensão para o pino de zircônia foi observada, onde no pino verificou-se algumas regiões em tração e outras levemente sobre compressão, resultando numa região altamente carregada em tração na extensão média do pino inserido no conduto radicular. Houve uma tração na face palatina e compressão na face vestibular do pino de zircônia, este comportamento se reproduz na dentina com tração nitidamente acentuada na face palatina e compressão na face vestibular (Figura 5.30). A tração se iniciou na dentina ainda fora da porção da raiz inserida no osso como mostra as figuras 5.29 e 5.32, e se manteve nas regiões mais internas do alvéolo. Essa tração reflete o comportamento de flexão da estrutura dental que tracionou o ligamento periodontal e transferiu a carga de tração para a estrutura óssea adjacente, no caso o osso cortical palatino. Na região da crista óssea palatina observou-se um discreto aumento de tensão de tração devido ao estiramento do ligamento (Figura 5.31), já na região do ápice da raiz voltado para o lado palatino observou-se o ligamento periodontal com compressão bastante expressiva e na face vestibular o mesmo ligamento teve uma sutil tensão de tração (Figura 5.30). Na estrutura óssea cortical vestibular uma tração marcadamente expressiva em resposta a tentativa do dente se deslocar no sentido palatino- vestibular foi observada (Figura 5.31).

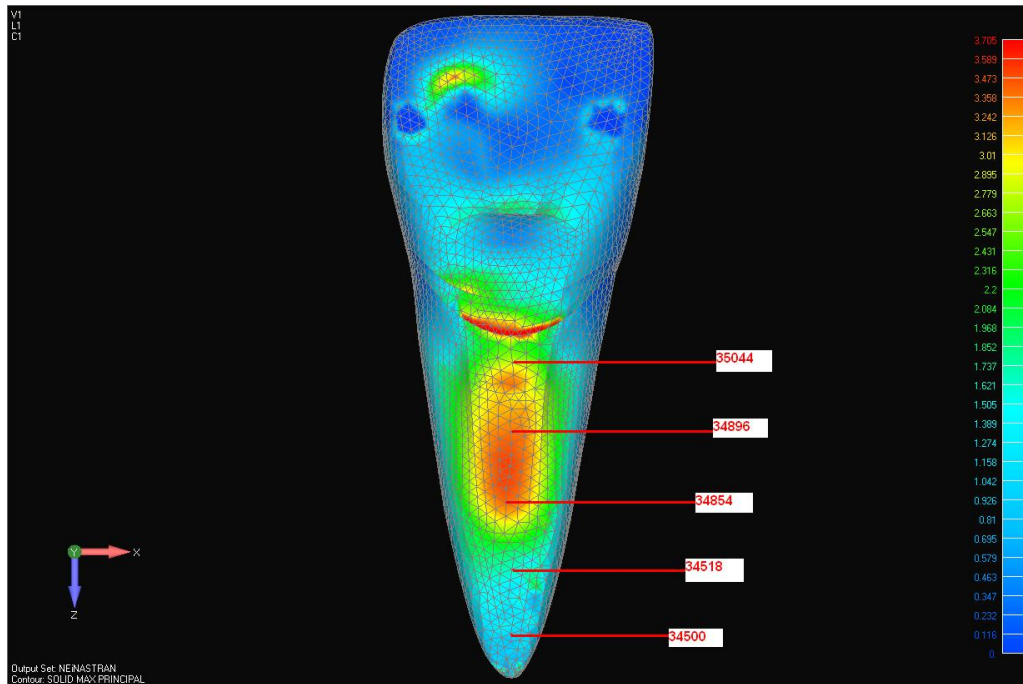


Figura 5.29 - Representação do campo de tensão máxima na face palatina da raiz do dente zircônia sem remanescente

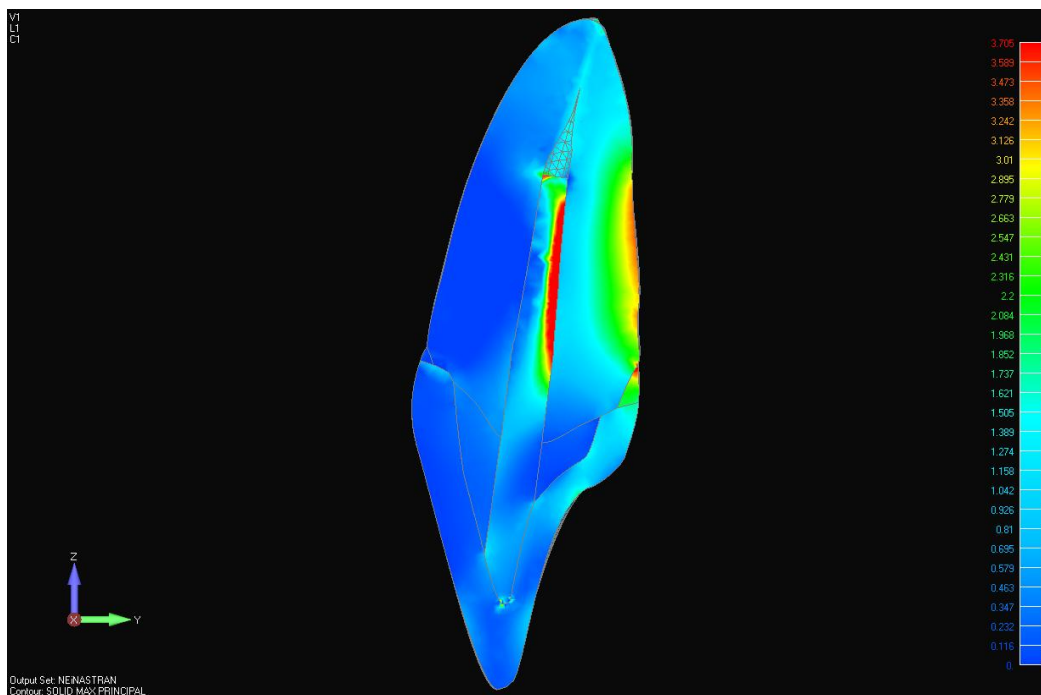


Figura 5.30 - Representação do campo de tensão máxima em corte longitudinal do dente com pino de zircônia sem remanescente numa vista proximal

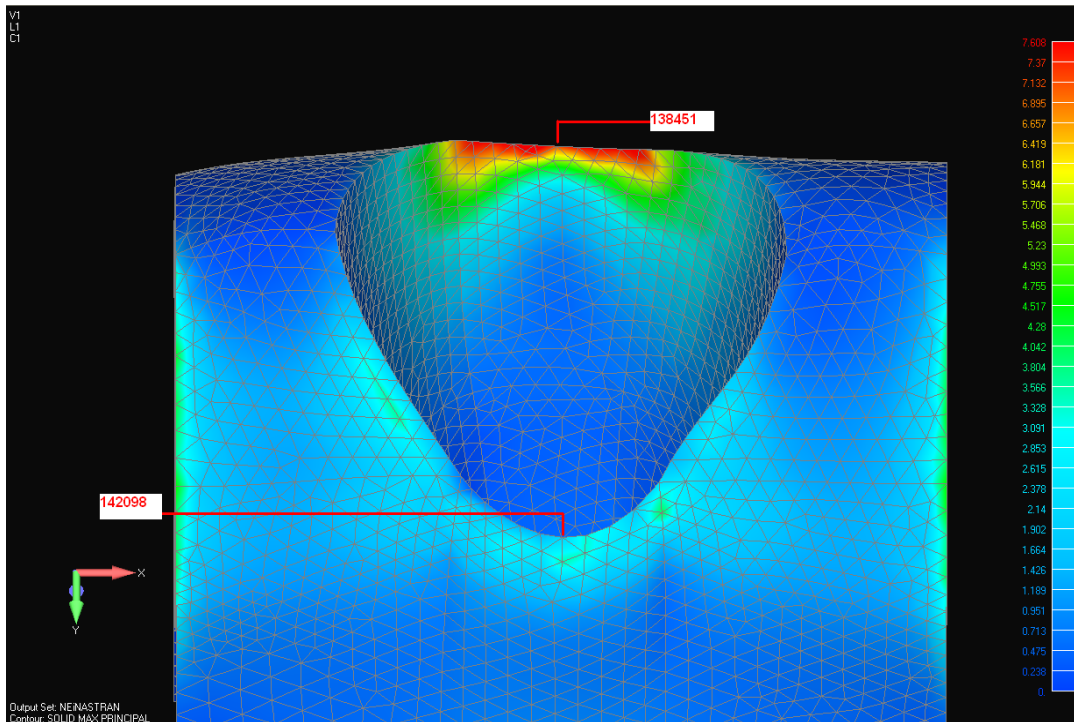


Figura 5.31 - Representação do campo de tensão máxima na crista óssea alveolar do dente com pino de zircônia sem remanescente

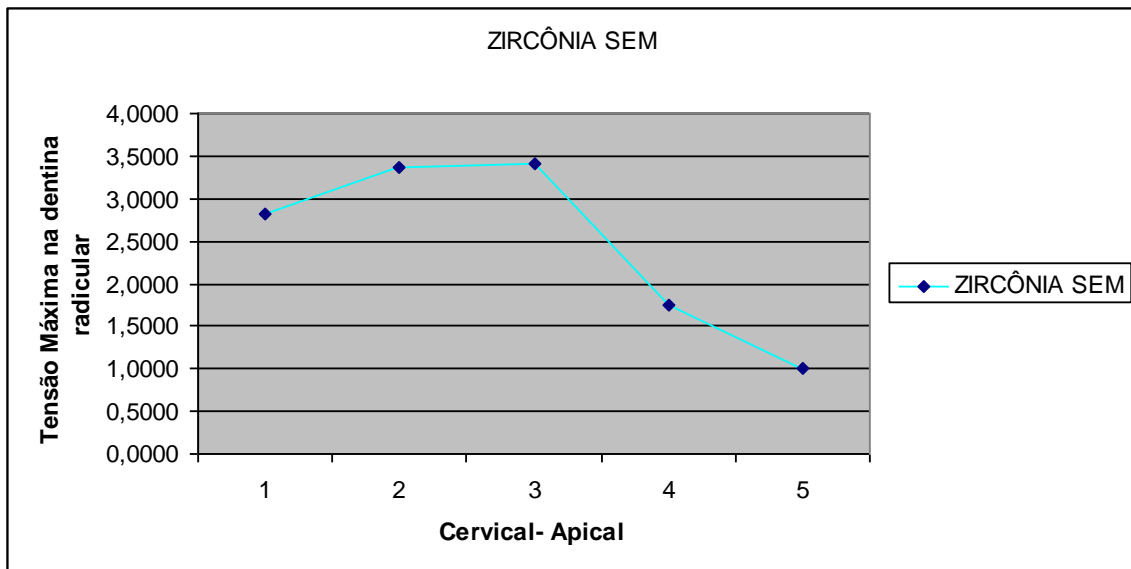


Figura 5.32 - Tensão na face externa palatina do dente com pino de zircônia no terço incisal até o terço apical

5.2.7 Análise de tensão máxima do dente restaurado com retentor de zircônia com remanescente

Aparentemente comportamento bastante similar ao grupo sem remanescente de dentina na porção coronária foi notado, concentrando tensão nas estruturas mais resistentes, principalmente na coroa cerâmica com transmissão para o retentor cerâmico. A tensão no próprio retentor se alterou de compressão para tração e na porção do retentor que se apresentava mais inserida no canal radicular observou-se uma grande zona em tração e compressão, mais especificamente, tração na região palatina como mostra as figuras 5.33, 5.34 e 5.36, e compressão na face vestibular, o mesmo aconteceu na dentina, este comportamento promoveu uma distensão do ligamento periodontal, tracionando as estruturas ósseas adjacentes, principalmente o osso cortical palatino, na crista óssea. Na vestibular marcante tração, fora do plano de análise como resposta a estrutura óssea do dente sair do alvéolo, também foi verificado (Figura 5.35).

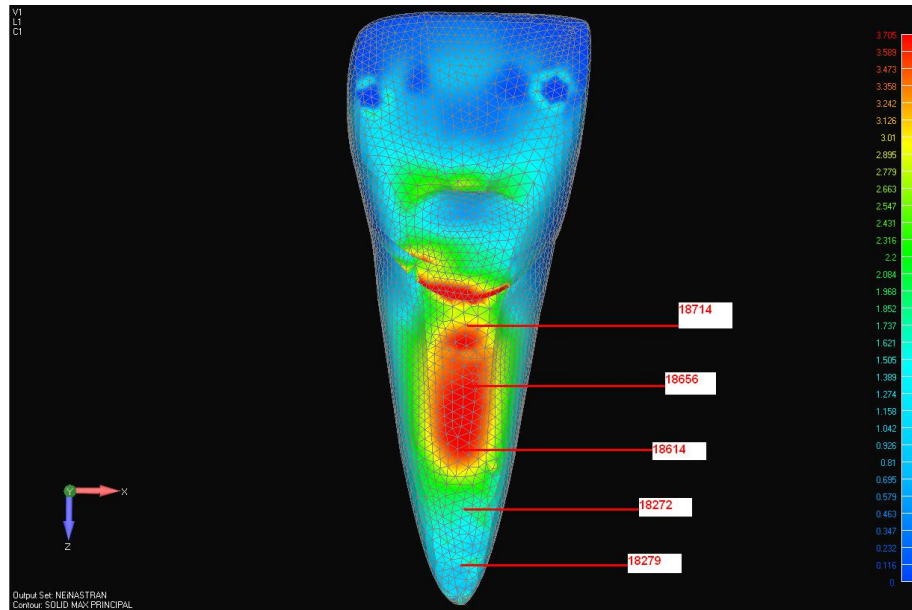


Figura 5.33 - Representação do campo de tensão máxima na face palatina da raiz do dente zircônia com remanescente

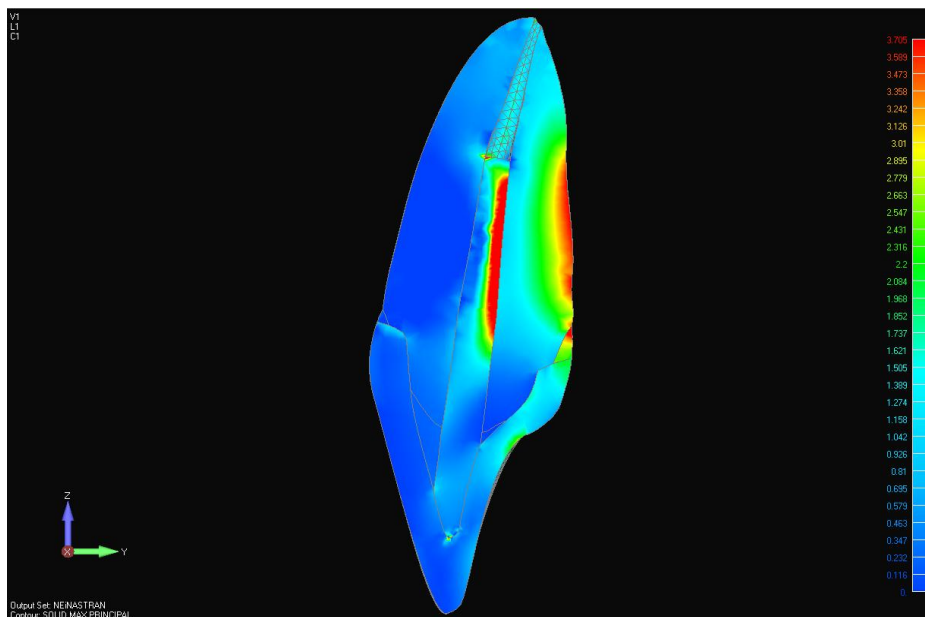


Figura 5.34 - Representação do campo de tensão máxima em corte longitudinal do dente com pino de zircônia com remanescente numa vista proximal

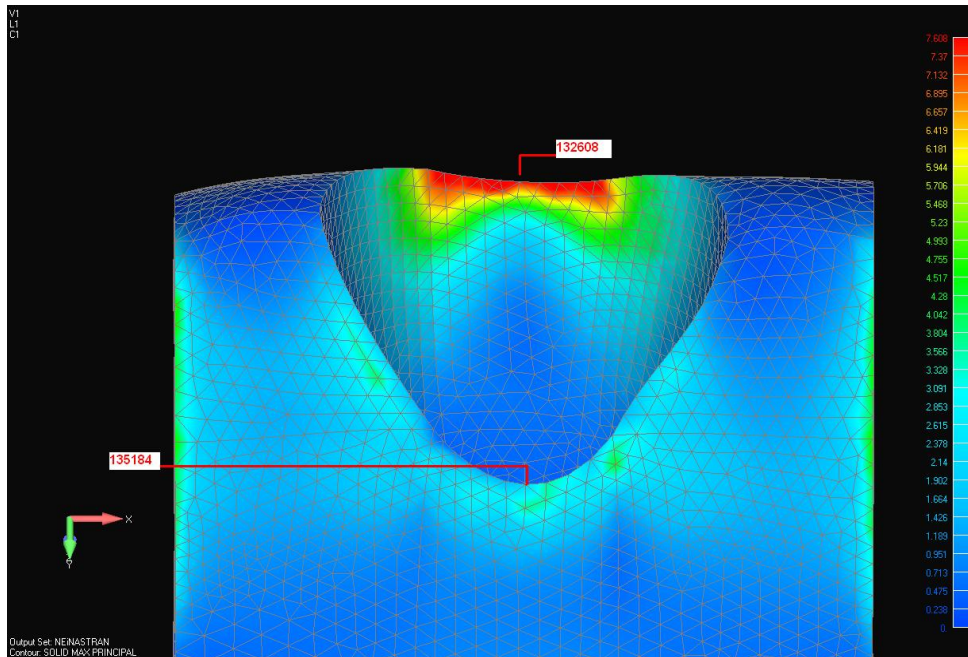


Figura 5.35 - Representação do campo de tensão máxima na crista óssea alveolar do dente com pino de zircônia com remanescente

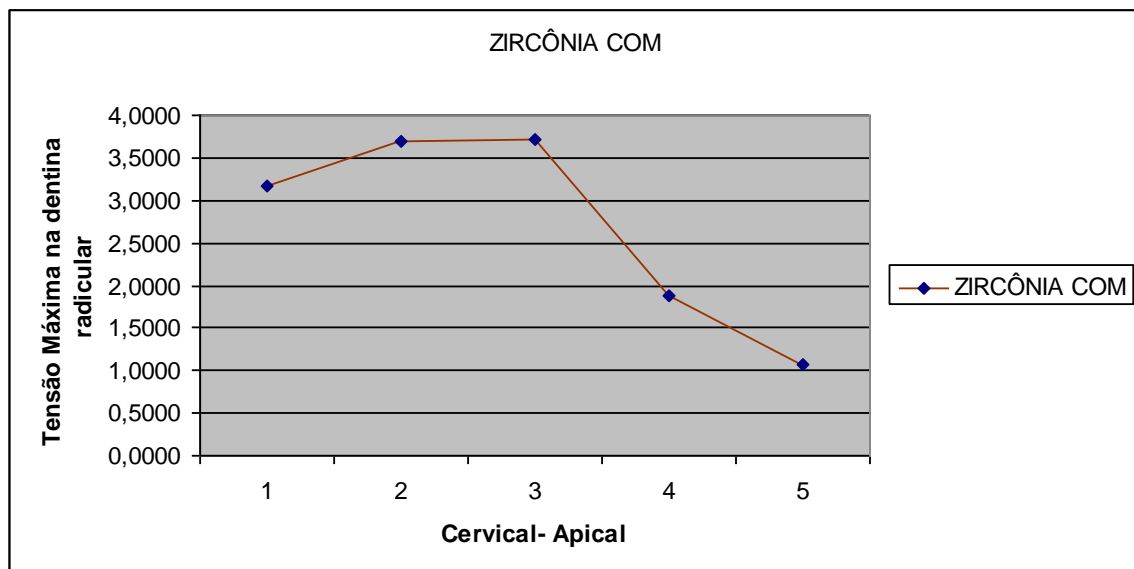


Figura 5.36 - Tensão na face palatina do dente com pino de zircônia com remanescente no terço incisal até o terço apical

5.2.8 Análise comparativa de tensão máxima entre os grupos sem remanescente de dentina na porção coronária

Em uma análise comparativa entre os grupos, observou-se que o grupo do NMF apresentou um perfil de tensão mais próximo ao dente hígido, seguido do dente restaurado com retentor de fibra de vidro, onde o grupo de zircônia o apresentou maior alteração nos campos de tensões quando comparado com o dente hígido, que foi considerado nesta pesquisa como comportamento esperado (grupo controle) como mostram os quadros 5.2, 5.3 e figuras 5.37 e 5.38.

Grupos	Nº do nó		Tensão Máxima Principal (MPa)
Hígido	Cortical vestibular	100466	5,1432
	Cortical palatina	98522	1,4579
NMF	Cortical vestibular	106297	5,2174
	Cortical palatina	108872	1,4527
Fibra de vidro	Cortical vestibular	135200	6,7465
	Cortical palatina	138294	1,8316
Zircônia	Cortical vestibular	142098	7,1515
	Cortical palatina	138451	2,1092

Quadro 5.2 - Valores da tensão máxima no osso cortical para todos os grupos sem o remanescente de dentina na porção coronária

Tensão Máxima (MPa)					
Material	Regiao 1	Regiao 2	Região 3	Região 4	Região 5
Hígido	1,1464	1,9190	1,9310	1,0111	0,6120
NMF	1,0026	1,6887	1,9996	1,0154	0,5867
Fibra de vidro	3,0636	3,3651	3,0281	1,5699	0,8546
Zircônia	2,8166	3,3689	3,4194	1,7505	1,0160

Quadro 5.3 - Valores da tensão máxima na face palatina da dentina para todos os grupos sem o remanescente de dentina na porção coronária

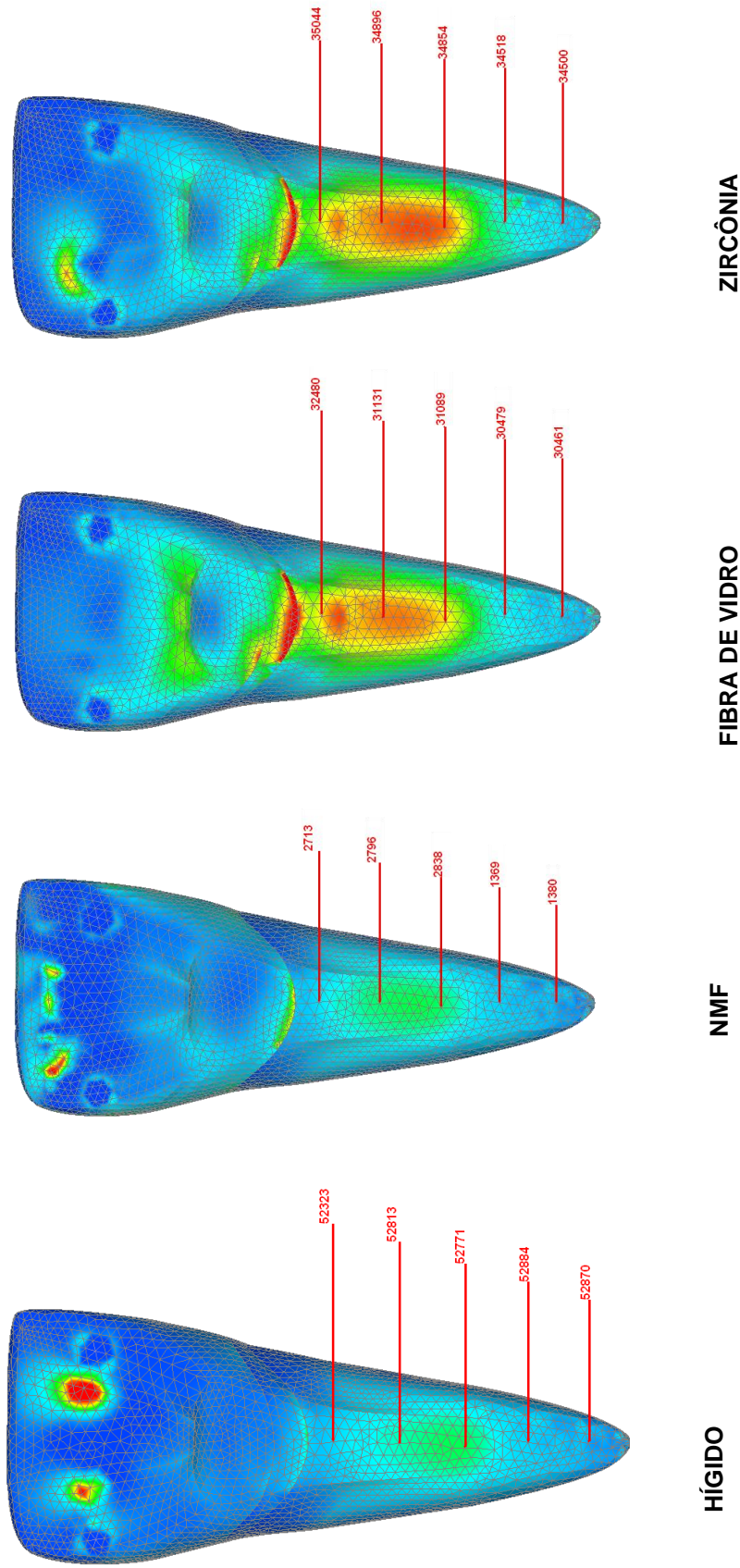


Figura 5.37 - Representação do campo de tensão na face palatina da raiz dos dentes restaurados com pinos sem remanescente de dentina na porção coronária

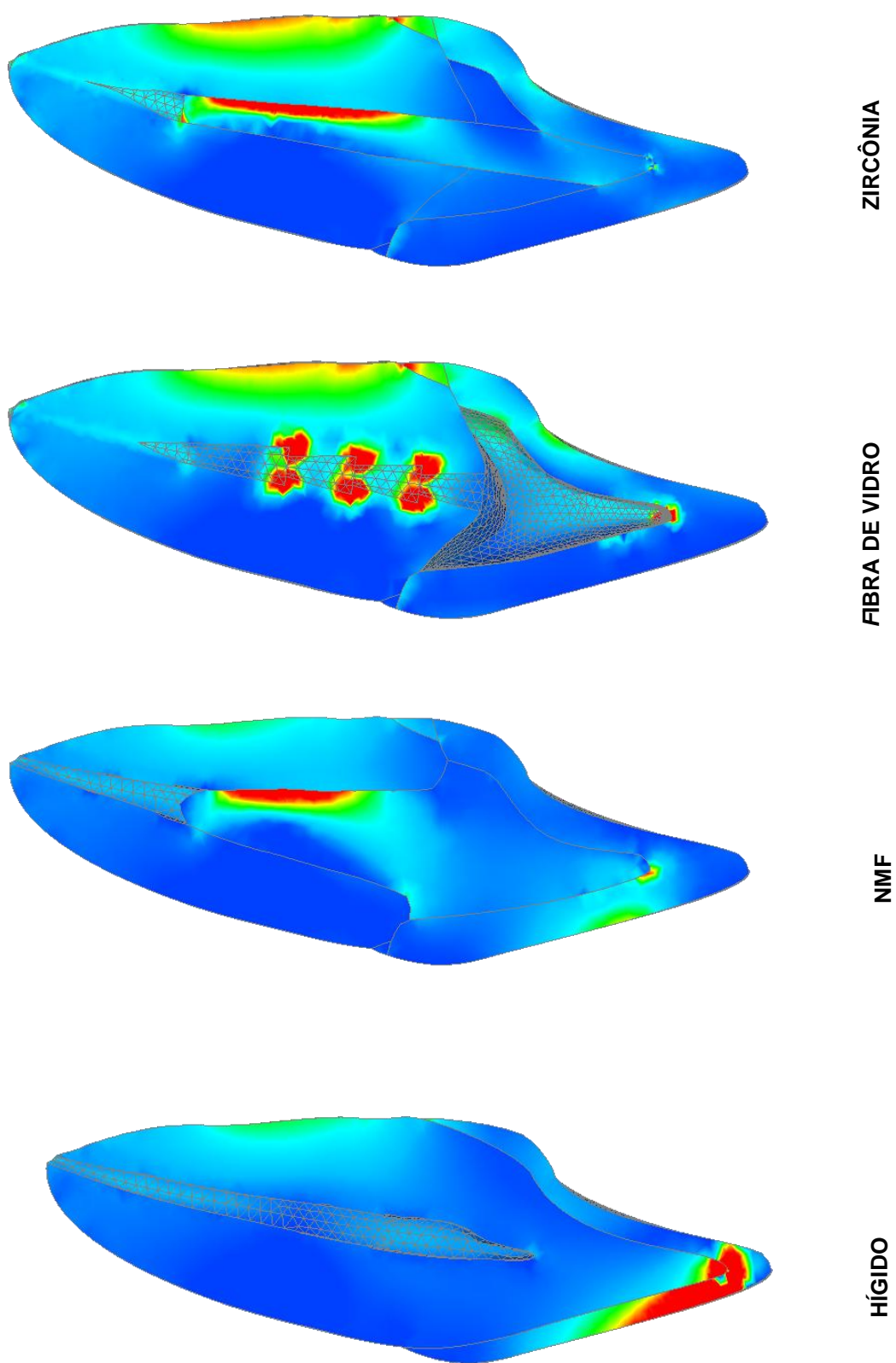


Figura 5.38 - Representação do campo de tensão em corte proximal dos dentes restaurados com pinos sem a presença do remanescente de dentina na porção coronária

5.2.9 Análise comparativa de tensão máxima entre os grupos com remanescente de dentina na porção coronária

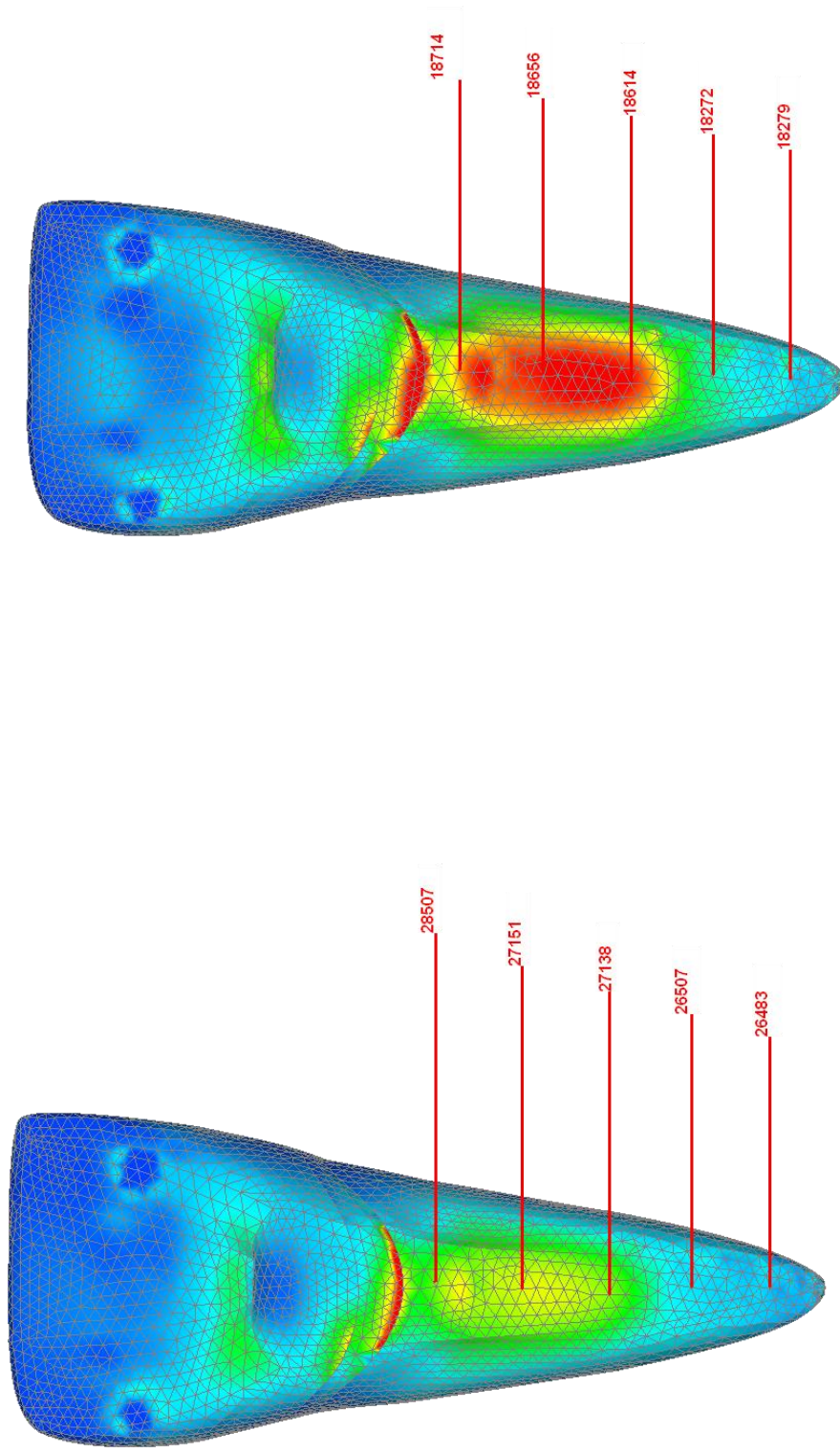
Em uma análise comparativa entre os grupos, observou-se um comportamento bastante similar aos grupos sem remanescente de dentina na porção coronária, onde o grupo que apresentou um perfil de tensão mais próximo do dente hígido foi o dente restaurado com pino de fibra de vidro, sendo o grupo de zircônia o que apresentou maior alteração nos campos de tensões. Como mostram os quadros 5.4, 5.5 e as figuras 5.39 e 5.40.

Grupos	Nº do nó selecionado		Tensão Máxima (MPa)
Fibra de vidro	Cortical vestibular	141574	5,9780
	Cortical palatina	138689	1,8280
Zircônia	Cortical vestibular	132608	7,6080
	Cortical palatina	135184	2,1133

Quadro 5.4 - Valores da tensão máxima no osso cortical para todos os grupos com remanescente de dentina na porção coronária

TENSÃO MÁXIMA (MPA)					
Material	Regiao 1	Regiao 2	Região 3	Região 4	Região 5
Fibra de vidro	2,5484	2,8664	2,8674	1,3262	0,7580
Zircônia	3,1653	3,6835	3,7050	1,8842	1,0611

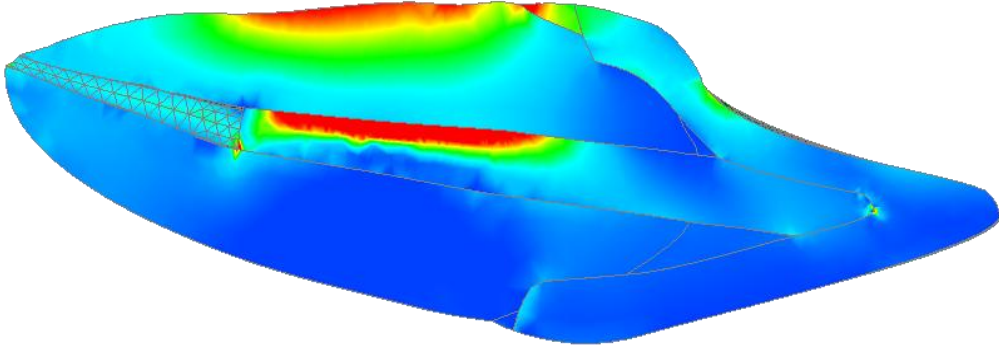
Quadro 5.5 - Valores da tensão máxima na face palatina da dentina para todos os grupos com o remanescente de dentina na porção coronária



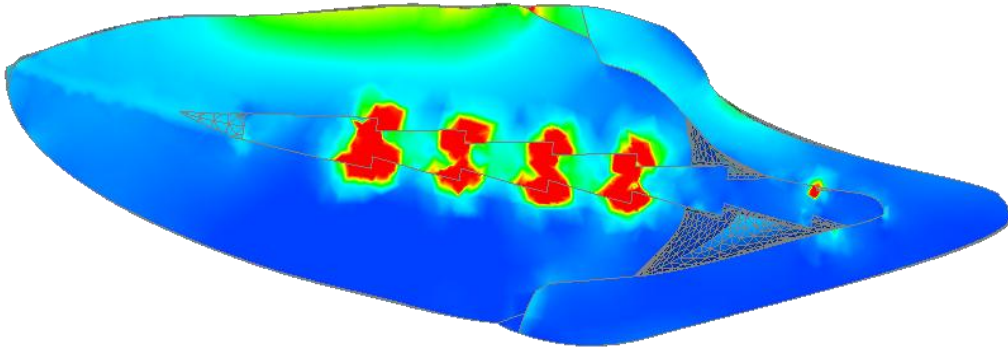
FIBRA DE VIDRO

ZIRCÔNIA

Figura 5.39 - Representação do campo de tensão na face palatina da raiz dos dentes restaurados com pinos e presença do remanescente de dentina na porção coronária



ZIRCÔNIA

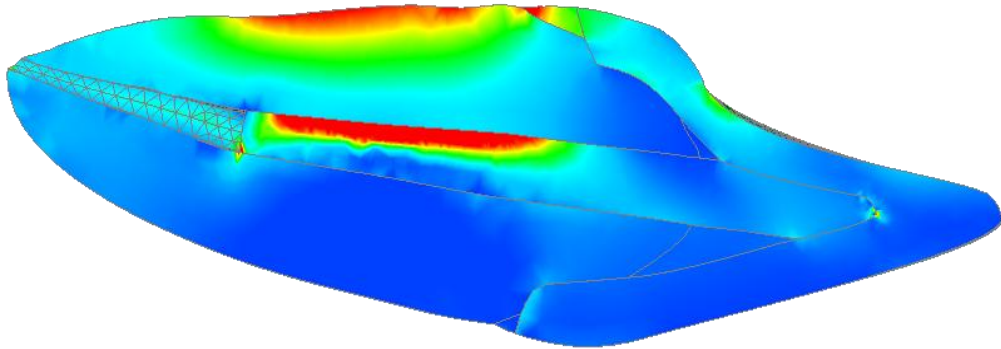


FIBRA DE VIDRO

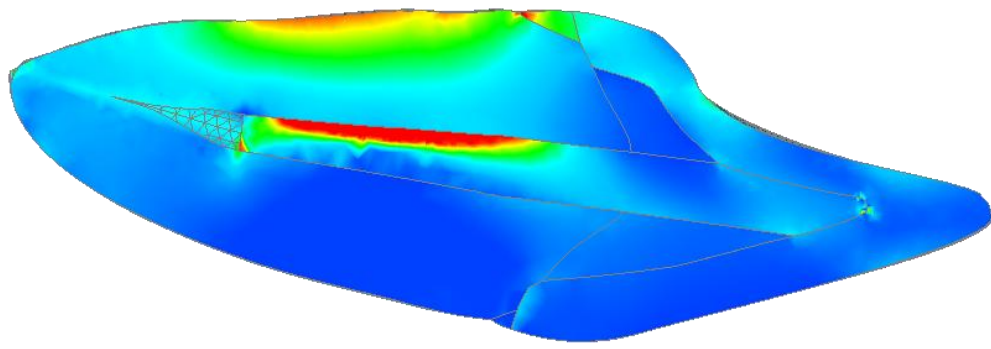
Figura 5.40 - Representação do campo de tensão em corte proximal dos dentes restaurados com pino de zircônia e fibra de vidro com remanescente de dentina na porção coronária

5.2.10 Análise comparativa de tensão máxima entre os grupos com remanescente de dentina na porção coronária X sem remanescente dentinário

No grupo onde o elemento dental foi restaurado com pino de fibra de vidro sem remanescente coronário foi possível visualizar uma maior tensão na face externa da dentina na face palatina, quando comparado ao grupo com o remanescente dentinário. As localizações das tensões e a intensidade das mesmas foram alteradas. Numa análise visual dos campos de tensões, mais especificamente na face palatina, na interface da coroa cerâmica com o esmalte dental foi notória a ocorrência de menor concentração da tensão nesta região na presença do remanescente de dentina (Figura 5.41). Já para o grupo em que o elemento dental foi restaurado com o retentor de zircônia, a presença do remanescente de dentina na porção coronária não foi capaz de diminuir a concentração de tensão na interface da coroa cerâmica com o esmalte dental na face palatina (Figura 5.42)

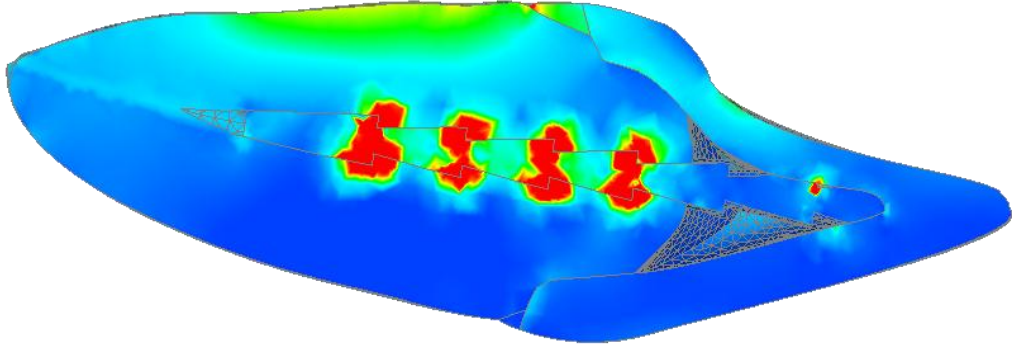


**ZIRCÔNIA COM
REMANESCENTE**

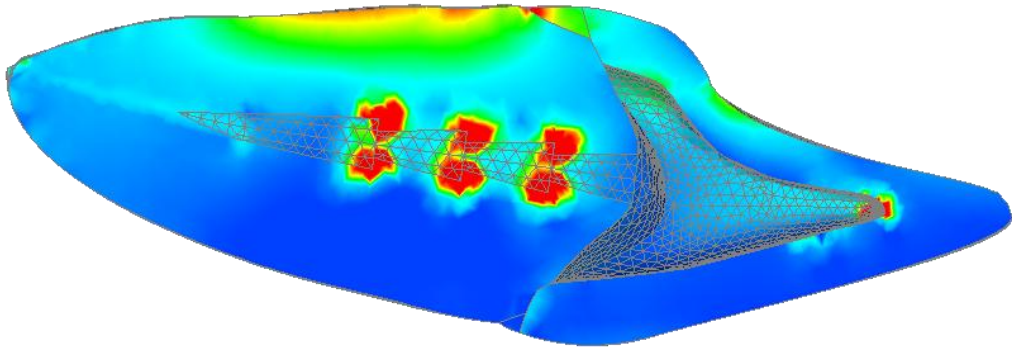


**ZIRCÔNIA SEM
REMANESCENTE**

Figura 5.41 - Representação do campo de tensão em corte proximal do dente restaurado com pino de zircônia e com e sem a presença do remanescente de dentina na porção coronária



FIBRA DE VIDRO COM
REMANESCENTE



FIBRA DE VIDRO SEM
REMANESCENTE

5.2.11 Análise comparativa de tensão máxima entre todos os grupos com remanescente de dentina na porção coronária e sem remanescente dentinário

Observa se na figura 5.43, onde foi analisada a tensão máxima na crista óssea alveolar vestibular que o elemento dental restaurado com NMF foi o que apresentou a tensão de tração mais próximo do dente hígido, seguido do elemento dental restaurado com retentor de fibra de vidro com remanescente, retentor de vidro sem remanescente, e o que apresentou o comportamento mais discrepante ao dente hígido foram os retentores de zircônia sem e com remanescente dentinário, este mesmo comportamento foi observado na crista óssea palatina (Figura 5.44) e também na dentina radicular na face palatina, como mostra a figura 5.45.

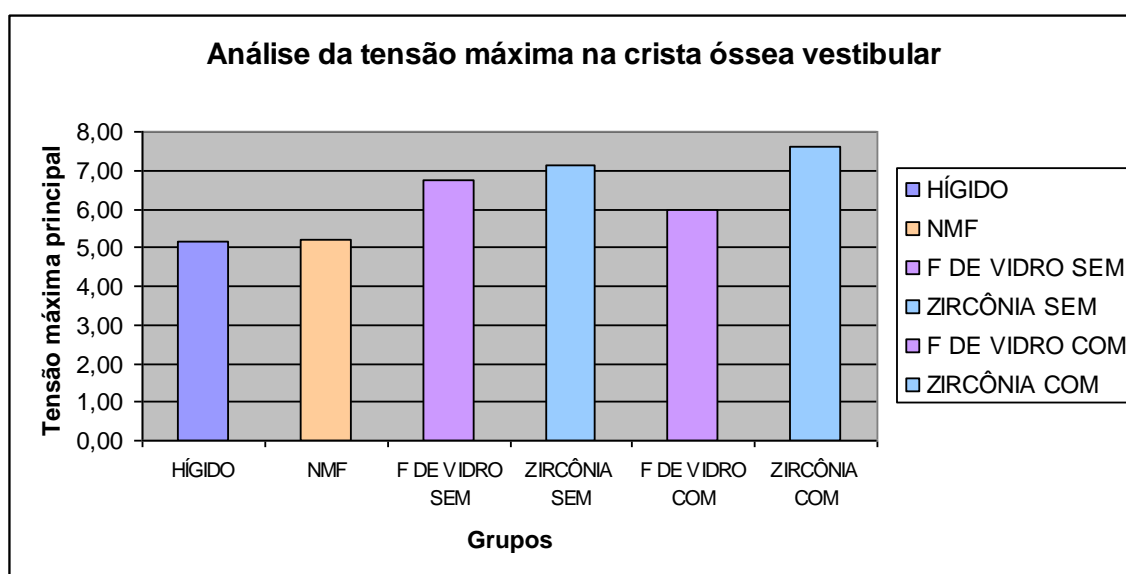


Figura 5.43 - Valores de tensão máxima na crista óssea alveolar vestibular de todos os grupos sem e com remanescente de dentina na porção coronária

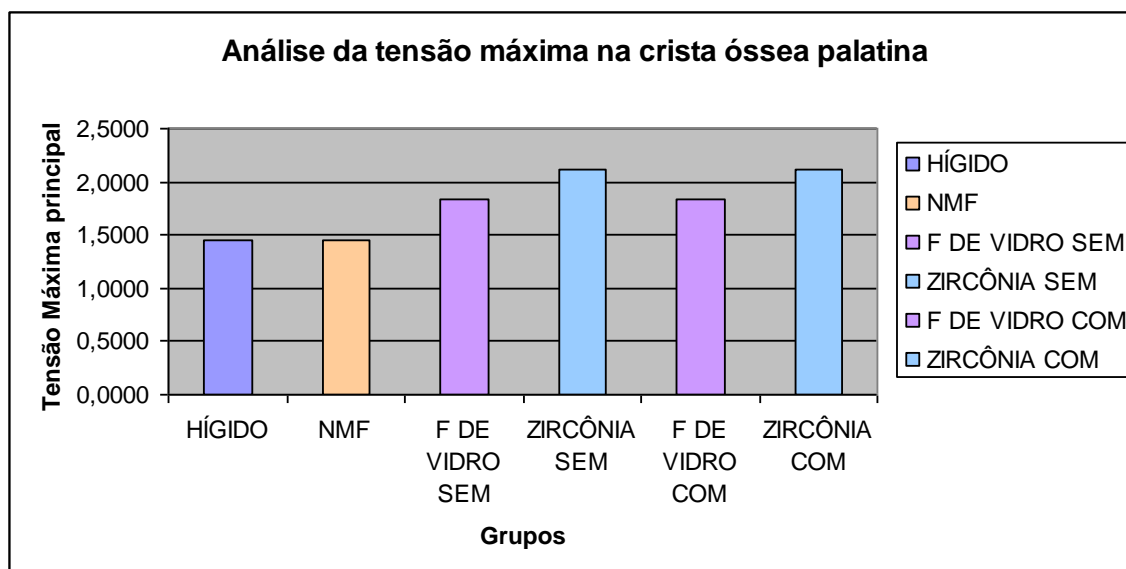


Figura 5.44 - Valores de tensão máxima na crista óssea alveolar palatina de todos os grupos sem e com remanescente de dentina na porção coronária

Para a tensão máxima na face palatina de todos os grupos, observou-se que as tensões desde a porção cervical até o ápice radicular foram bastante similares entre os grupos do dente hígido e restaurados com NMF. Maiores valores desta tensão podem ser observados nos demais grupos, onde entre os grupos com retentores pré-fabricados, os retentores de fibra de vidro com remanescente de dentinário tiveram os valores de tensões mais próximos do hígido, seguidos dos dentes restaurados com retentor de fibra de vidro sem o remanescente e por último os grupos com pinos de zircônia sem e com remanescente, como mostra a figura 5.45.

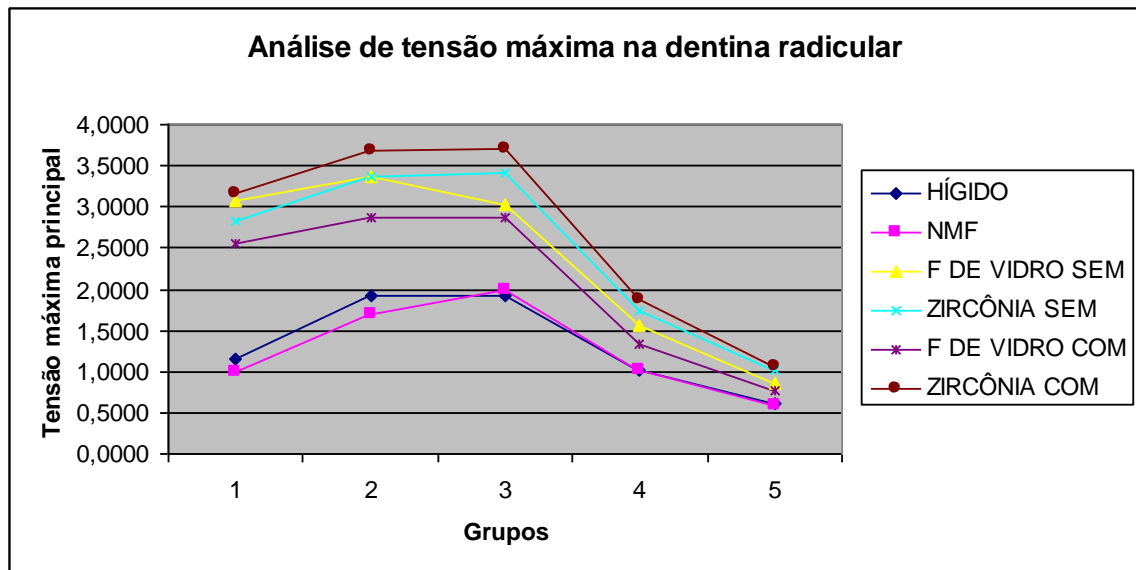


Figura 5.45 - Tensão máxima na face palatina da dentina para todos os grupos sem e com o remanescente de dentina na porção coronária

6 DISCUSSÃO

6.1 CONSIDERAÇÕES SOBRE A MÉTODO EMPREGADO.

O desenvolvimento do Método dos Elementos Finitos (MEF) teve sua origem no final do século XVII, quando Gauss propôs a utilização de funções de aproximação para a solução de problemas matemáticos. Em 1956, em consequência dos avanços tecnológicos Turner, Clogh, Martins e Topp, trabalhando em um projeto de aeronaves para Companhia Aeroespacial Boeing, propuseram um método de análise estrutural, similar ao MEF. Mais tarde, em 1960, estes autores utilizaram pela primeira vez o nome de método dos elementos finitos, descrevendo-o. A partir de então, seu desenvolvimento foi exponencial, atingindo diversas áreas do conhecimento, não somente as engenharias, mas também as áreas médicas, como medicina, odontologia entre outras afins, gerando uma nova frente de pesquisa denominada de Bioengenharia por se tratar do envolvimento de estruturas biológicas.

O MEF baseia-se na simulação e análise do comportamento de estrutura mediante o desenvolvimento de modelos matemáticos. Este método permite modelar matematicamente estruturas complexas com geometrias irregulares de tecidos naturais e artificiais, como dentes e os diversos biomateriais empregados em odontologia, bem como modificar os parâmetros de sua geometria. Com isso, torna-se viável a aplicação de um sistema de forças em qualquer ponto e/ou direção, promovendo, assim, informações sobre o deslocamento e o grau de tensão

provocado por essas cargas ao elemento dental ou tecido analisado. (LOTTI et al., 2006)

O MEF auxilia no desenvolvimento e aperfeiçoamento de protótipos, predizendo seu comportamento mecânico, térmico e elétrico, reduzindo custo e tempo de desenvolvimento. Na análise de falhas, fornece informações difíceis de serem obtidas pelos métodos experimentais convencionais como distribuição de tensões, deformação e aquecimento da estrutura ou componente (LANG et al., 2001).

A aceitabilidade do MEF na Odontologia também passou por mudanças. Inicialmente devido à limitação dos *softwares* e à complexidade exigida para o domínio dos programas de modelagem e análise, os modelos criados eram em sua maioria bidimensionais, planos ou axissimétricos (ALBUQUERQUE et al., 2003; BELOTI, 2004; ESKITASCIOGLU; BELLI; KALKAN, 2002; KO et al., 1992; OLIVEIRA, 2002; REINHARDT et al., 1983; RIBEIRO, 2004; VASCONCELLOS; MORI, 2002; ULBRICH, 2005) porém os resultados encontrados nas pesquisas nem sempre eram fiéis ou representativos.

Embora a modelagem bidimensional seja bem aplicada para determinadas simulações, e aceita por diversos autores como mencionado anteriormente, é correto dizer que a irregularidade da anatomia dental e de suas estruturas nem sempre são possíveis de serem representadas num plano bidimensional. A análise bidimensional apresenta como grande vantagem maior facilidade e rapidez de modelagem e processamento, embora implique em hipóteses simplificadoras. (SILVA, 2008)

A análise por elementos finitos com modelos tridimensionais tem mostrado ser o método ideal para análise de tensões, deformações e deslocamentos, por permitir uma simulação com maior fidelidade. Em trabalhos em que existe o

envolvimento de estruturas complexas como o uso de pinos intra-radiculares e diferentes materiais restauradores em tecidos dentais, a literatura já mostra uma tendência de estudos com modelos tridimensionais (ASMUSSEN; PEUTZFELDT; SAHAFI, 2005; BOSCHIAN PEST et al., 2006; GENOVESI; LAMBERTI; PAPPALETTERE, 2007; HO et al., 1994; ICHIM; KUZMANOVIC; LOVE, 2006; JONES et al., 2001; LANZA et al., 2005; LI et al., 2006; POPPE; BOURAUUEL; JÄGER, 2001; OKAMOTO et al., 2006; RODRÍGUEZ-CERVANTES et al., 2007; SORRENTINO et al., 2006; TOKSAVUL et al., 2007; VITALARIU; COMANECI; TATARCIUC, 2005; YAMAN et al., 1998; ZARONE et al., 2006).

Um dos principais fatores determinantes para que este estudo fosse executado pelo MEF foi a possibilidade de visualização de campos de tensões os quais não podem ser observados por meio de outras pesquisas experimentais e o fato de não existirem necessariamente envolvimento de órgãos humanos.

Optou-se por confeccionar modelos geométricos tridimensionais de um incisivo central superior por se tratar de um elemento dental freqüentemente acometido por fraturas devido a sua disposição na arcada dentária e também por apresentar uma anatomia menos complexa em relação a outros grupos dentais. Para obtenção da modelagem geométrica foi utilizado o protocolo de modelagem descrito por Silva em 2008, sendo o primeiro trabalho após o desenvolvimento do mesmo com expansão para o grupo dos incisivos centrais, já que a validação inicial deste protocolo foi pela reconstrução de um pré-molar. O protocolo baseia na utilização de referenciais anatômicos fundamentais da morfologia dental, onde linhas foram criadas para representar a geometria do incisivo central superior hígido e suas estruturas de suporte

Para a geometria externa do dente utilizou-se como referência o livro de anatomia dental escrito por Figun e Garino (1989), acreditando ser mais valioso trabalhar com dimensões médias de um incisivo central do que com uma medida específica de um único dente seccionado e fotografado, mesmo tendo conhecimento de que na maioria dos trabalhos a técnica de registro fotográfico do dente seccionado foi a mais empregada. Para que as geometrias representassem o máximo de fidelidade possível, foi incorporado osso cortical (HOLMES; DIAZ-ARNOLD; LEARY, 1996), osso esponjoso (GRANT; ESTERN; EVERETT, 1972), ligamento periodontal (ICHIM; KUZMANOVIC; LOVE, 2006), espessura do esmalte e dentina (HARRIS; HICKS, 1998), diâmetro do canal e comprimento do canal (WU et al., 2000), guta percha (DEUTSCH; MUSIKANT; COHEN, 1977), espessura da coroa cerâmica, resina composta para preenchimento, dimensões dos retentores de fibra de vidro, liga de Cu-Al e zircônio (Fabricante).

Esta pesquisa buscou aprimorar os modelos representados até o momento em pesquisas com incisivos centrais superiores. Quanto ao ligamento periodontal, para alguns autores (ALBUQUERQUE, 1999; LANZA et al., 2005; PIERRISNARD et al., 2002; TOPARLI, 2003; YAMAN; ALACAM; YAMAN, 1998) não foi empregada esta estrutura em seus estudos alegando ser de espessura delgada ou por existirem na literatura dados conflitantes, porém, atualmente os programas mais recentes como NeiNastran® - Noran Engineering, Inc. o qual foi utilizado neste trabalho, possibilitou reproduzir detalhes anatômicos com precisão, além disso, acredita-se que a presença do ligamento periodontal é indispensável para a análise da distribuição do *stress* em dentes tratados endodonticamente restaurados com pinos intra-radulares, corroborando com outros trabalhos (CAILLETEAU; RIEGER; AKIN, 1992; CAPUTO et al., 1981; CHEN et al., 2004; ESKITAŞCIOĞLU; BELLİ;

KALKAN, 2002; HO et al.,1994; HOLMES; DIAZ-ARNOLD; LEARY, 1996; ICHIM; KUZMANOVIC; LOVE, 2006; KO et al., 1992; McANDREW; JACOBSEN, 2002; MORI et al., 1997; OLIVEIRA, 2002; REINHARDT et al., 1983; RIBEIRO 2004; STANDLEE, 1987; UKON et al.,1999; ULBRICH, 2005; YANG et al., 2001) Recentes pesquisas como a de Maceri, Martignoni e Vairo (2007) e Uddanwadiker, Padole e Arya, também em 2007, abordaram o tema sobre o comportamento não linear do ligamento periodontal, cuja reprodução de não linearidade ofereceria resultados mais realísticos que talvez de fato seja, no entanto, no artigo de Uddanwadiker, Padole e Arya (2007) assumiu-se que o programa de análise em elementos finitos utilizado (ANSYS) não foi capaz de gerar malha e criar os elementos para uma análise não linear, assim, acredita se que novos estudos neste aspecto devam ser realizados para que em futuros trabalhos a não linearidade do ligamento periodontal possa ser reproduzida com maior segurança. Já para a representação da linha de cimentação dos pinos optou se pela sua não reprodução pelos seguintes motivos: inicialmente a intenção era reproduzi-la, porém baseado na literatura verificou-se que o cimento resinoso que seria utilizado (Panavia, Kuraray, Japan) apresentava o mesmo módulo de elasticidade da dentina, em torno de 18,6 GPa (LANZA et al., 2005) e adicionalmente a espessura ideal a ser reproduzida era muito delgada com espessura máxima de 100 µm para simular uma linha de cimentação clinicamente aceitável. Corroborando com os trabalhos de (PIERRISNARD et al., 2002; TOPARLI, 2003). No entanto existem trabalhos em que esta linha de cimentação foi reproduzida por entender-se que o cimento resinoso é responsável pela cimentação entre pino intra-radicular no interior do conduto e união da coroa pura de porcelana ao núcleo e que se localiza em interfaces tanto entre o pino e a dentina como entre a coroa e o núcleo, áreas estas consideradas como susceptíveis a falhas. (LANZA et

al., 2005; RIBEIRO, 2004). Realmente esta é uma área crítica de potencial de falhas, porém, neste estudo assumiu-se uma condição de adesão perfeita entre as estruturas como o trabalho de (MACERI; MARTIGNONI; VAIRO, 2007; ZARONE et al., 2006). Segundo a pesquisa de Boschian Pest et al. (2006), foi realizado uma linha de cimentação de 200 µm, provavelmente para facilitar o processo de modelagem ,mas clinicamente uma linha de cimentação nesta espessura não é desejável.

Neste trabalho, optou-se pelo emprego de uma carga de 10 Newtons, assim como em pesquisas realizadas por Lanza (2005) e Zarone et al. (2006), diferenciando a angulação da carga e ponto de aplicação, visto que a maioria dos trabalhos utilizam uma angulação de 45° aplicada próximo à borda incisal da superfície palatina em relação ao longo eixo do dente, para simular uma oclusão fisiológica.(ALBUQUERQUE; POLLETO; FONTANA, 2003; HOLMES; DIAZ-ARNOLD; LEARY, 1996; McANDREW; JACOBSEN, 2002; OLIVEIRA, 2002; RIBEIRO 2004).

Optou-se, neste estudo por gerar a malha utilizando-se o procedimento *boundary mesh* (geração de malha controlada baseadas em superfícies complexas), uma vez que os procedimentos automáticos (*automesh*), assim como os tradicionais métodos de controle de malha mostraram-se insatisfatórios no que tange à capacidade dos mesmos em discretizar devidamente as estruturas orgânicas, além de não gerar elementos de qualidade geométrica satisfatória para a realização de uma análise estável (NORITOMI, 2005; UEHARA, 2008).

O carregamento, ou seja, a aplicação estática de uma força resultante de 10 N no terço médio da superfície palatina, dividida na região das cristas marginais mesial e distal, sendo 5 N para cada região foi aplicada, baseado nos pontos de

oclusão descritos por Kulmer et al., 1999. Assim, a pressão foi posteriormente calculada e aplicada de forma perpendicular à face do elemento de acordo com os conceitos físicos de força normal (ou força de apoio).

É importante ressaltar que aplicação da carga em elementos finitos é considerada um modelo matemático e como tal apresenta todas as características da realidade matemática, em outras palavras, não discrimina a condição real. O modelo em elementos finitos deve refletir o carregamento real, para isso, torna-se fundamental entender o carregamento real e depois adaptá-lo ao modelo matemático. Neste estudo foi aplicada uma pressão normal a superfície com a finalidade de reproduzir a realidade de contato fisiológico entre duas superfícies em esmalte, que além de ser pontual é estático, pois a partir do momento em que há o contato entre os dentes e ocorre um engrenamento, os dentes param de se deslocar. Neste caso, a transferência de forças ocorre normal à superfície. Se uma força é aplicada em qualquer angulação que não normal à superfície, é legítimo assumir que existe uma união entre as superfícies de esmalte dos elementos dentários em contato e que uma superfície de esmalte consegue arrastar o outro, certamente este fenômeno não ocorre clinicamente (NORITOMI, 2005). Infelizmente, até o momento não foi possível encontrar na literatura trabalhos associando retentores intraradiculares no MEF que assumissem uma aplicação de carga normal à superfície. Quando a força é aplicada normal a superfície, ela utiliza a anatomia do dente e a inclinação do arco para o posicionamento da resultante, com isso, direciona a dissipação da tensão. Teoricamente o arco mantém todas as estruturas em compressão, condição favorável às estruturas frágeis, como osso, dentina e esmalte (NORITOMI, 2005).

Em relação às propriedades mecânicas dos materiais e estruturas procurou-se utilizar os valores que mais freqüentemente foram encontrados nos trabalhos científicos até mesmo para obter uma padronização desses dados facilitando uma posterior comparação dos resultados.

Um dos objetivos dessa pesquisa foi verificar se a presença ou ausência de 2 mm de remanescente dentinário na porção coronária poderia modificar a distribuição de tensões, por isso, mesmo diante de relatos da literatura que contra- indicam a utilização de pinos pré-fabricados sem remanescente coronário como o de (PAUL; SCHÄRER, 1998), foram construídos modelos geométricos com 2 mm de dentina e sem remanescente dentinário na porção coronária para simular uma situação clinicamente indicada e outra não recomendada.

6.2 DISCUSSÕES DOS RESULTADOS OBTIDOS.

6.2.1 Comportamento biomecânico do dente hígido.

Segundo Oliveira, (2002) e Tortamano, (1997) a incidência de cargas nos dentes anteriores é basicamente por meio de cargas oblíquas, assim sendo, quando o incisivo central superior está sujeito aos esforços mastigatórios, sempre apresentará o comportamento mecânico de uma estrutura sujeita a flexão (semelhante a uma viga em balanço), apresentando áreas de compressão na região

cervical externa vestibular e áreas de tração na região cervical externa palatina. Um comportamento semelhante também foi observado neste estudo, que pode ser explicado pelo fato de que quando uma carga é aplicada o dente comprime o tecido ósseo alveolar ao se deflexionar e gera tensões nestas regiões tanto na superfície externa vestibular da raiz como na porção palatina, concordando com os resultados de Rocha (2000) que encontrou concentrações de tensões similares. Para Oliveira (2002) e Ribeiro (2004) este seria um “comportamento esperado” de um incisivo central superior quando submetido a uma carga no sentido ligal-vestibular independente ou não da presença de um pino intra-radicular.

Quando o incisivo central foi restaurado com pino intra-radicular modificações na distribuição de tensões no dente foram encontradas concordando com os trabalhos de (CAILLETEAU; RIEGER; AKIN, 1992; KO et al., 1992; ESKITAŞCIOĞLU; BELLİ; KALKAN, 2002; OLIVEIRA, 2002; RIBEIRO, 2004; TOPARLI, 2003) os quais afirmaram que a presença do pino intra-radicular modificou a distribuição de tensões na raiz.

6.2.2 Deslocamento do dente hígido x dentes com retentores intra-radulares.

O dente hígido apresentou o menor grau de deslocamento e o grupo restaurado com NMF apresentou o deslocamento mais próximo ao observado do dente hígido. Isto pode ser explicado da seguinte forma: apesar do metal apresentar um alto valor de módulo de elasticidade, em torno de 162 GPa, em virtude de sua configuração geométrica e modo de confecção e por ser um pino que ocupa um

volume maior na raiz dental, quando comparado aos outros tipos de pinos pré-fabricados, faz com que sua ancoragem seja aumentada, tanto na raiz quanto na coroa de cerâmica, favorecendo uma distribuição mais homogênea de tensão e restringindo seu deslocamento. Já o retentor de zircônia, que teve o maior deslocamento, apresenta um formato cônico e diâmetro menor que o NMF, além de apresentar módulo de elasticidade de 200 Gpa, tendo sido recoberto com preenchimento em resina composta com módulo de elasticidade de 22 GPa, favorecendo dessa forma uma maior compressão do ligamento periodontal.

A presença do remanescente não interferiu no deslocamento do dente, isso pode ter ocorrido devido ao uso de um núcleo em resina, cuja propriedade mecânica é muito próxima da dentina, do ponto de vista do método dos elementos finitos isso significa um comportamento mecânico muito similar entre as duas estruturas. Adicionalmente, foi utilizado um modelo de contato unido denominado de *Weld Contact*, assim como o utilizado por Maceri, Martignoni e Vairo, (2007) e Zarone, (2006), que assume um tipo de contato com adesão total e perfeita, o que significa a não ocorrência de disjunção das superfícies aderidas. Portanto, duas estruturas de propriedades mecânicas muito próximas e totalmente aderidas terão comportamento mecânico bastante similar ao de uma única estrutura íntegra. Diferentes resultados foram encontrados no trabalho de Ichim, Kuzmanovic e Love (2006), obtiveram uma redução no deslocamento dental quando um remanescente de dentina com altura de 1,5 mm estava presente, no entanto, foi utilizado um tipo de contato denominado *Gap Contact* que permite o movimento de uma superfície sobre a outra sem penetração, talvez este seja um dos fatores que possa ter influenciado nas diferenças dos resultados encontrados quanto ao deslocamento dental obtidos neste estudo.

Quanto ao sentido de deslocamento do dente todos os grupos tenderam a giroverter no sentido vestibular em direção ao ângulo disto incisal quando comparado ao ângulo mesial. Esta direção pode ter sido influenciada pela assimetria da morfologia palatina, resultado similar foi encontrado no estudo de Ichim, Kuzmanovic e Love, (2006).

Em relação à estrutura óssea adjacente, notou-se que para todos os grupos houve uma tração na face vestibular que pode ser explicada pela resposta do osso e impedir que o dente saia do alvéolo durante a deflexão dental.

6.2.3 Tensão máxima nos dentes com retentores intra-radiculares.

A presença do pino intra-radicular favoreceu o aparecimento de novas áreas de concentrações de tensões na região central do dente, denotando a incompatibilidade do pino com as demais estruturas em termos de propriedades mecânicas. Do ponto de vista biomecânico o grupo restaurado com NMF foi o que apresentou um comportamento mais próximo ao do dente hígido, com alta compressão do ligamento periodontal na face vestibular próximo ao osso cortical, tração do ligamento na face palatina e mediana compressão no ápice radicular, na porção do ápice notou-se também uma tração na face palatina.

O núcleo metálico fundido carregou a tensão de forma adequada para o interior da estrutura da raiz. Verificou-se forte tensão no próprio NMF e a transmissão para estruturas de suporte foram discretas, comportamento próximo ao dente hígido. Este achado está de acordo com as pesquisas de Eskitascioglu, Belli e

Kalkan (2002) que encontraram a concentração da tensão no NMF e pequenas tensões nas estruturas ósseas, o que seria favorável para os tecidos de suporte. Neste estudo, observou-se que o estresse máximo na dentina foi maior para os grupos com pinos pré fabricados de zircônia seguido do pino de fibra de vidro, resultado semelhante foi encontrado em relação aos pinos de fibras nos trabalhos de Okamoto et al. (2006) e Yaman, Alacam e Yaman (1998), onde mostraram que houve maior estresse na dentina para os dentes restaurados com pinos de fibras do que com os NMF. Rengo em 1999 afirmou que em situações de carga onde muitos componentes com diferentes graus de rigidez estão presentes o material de maior rigidez transfere a força para o componente menos rígido. Mas é correto dizer que antes de dissipar a tensão, os materiais rígidos tendem a reter esta tensão, mas para não se deformarem dissipam as tensões para as demais estruturas, desta forma, materiais com alto módulo de elasticidade tendem a atrair a tensão e concentrá-las menos nas estruturas adjacentes, tal característica também pode ser observada no estudo de Pierrisnard et al. (2002) que verificou uma menor tensão na dentina na presença de pino com alto módulo de elasticidade. Asmussen, Peutzfeldt e Sahafi (2005) verificaram que o stress na dentina foi reduzido com o aumento do diâmetro, comprimento e módulo de elasticidade do pino.

Uma consideração clínica que pode ser discutida em relação à dentina frente às agressões geradas pelos pinos intra- radiculares em sua estrutura é que aparentemente a dentina comportou-se desfavorável biologicamente, às variações do módulo de elasticidade do retentor, no que diz respeito à deformação de sua própria estrutura, ou seja, na capacidade de se alterar dependendo do estímulo recebido, como acontece no caso de implante dental onde há uma integração óssea na presença do material e que o inverso também ocorre quando o dente é extraído e

o osso é remodelado. Dentro desta linha de raciocínio e também baseado nos achados clínicos em que a raiz quando fraturada, não apresenta variações estruturais na dentina em função da presença do retentor, pode indicar que a utilização de material com alto módulo de elasticidade no interior do conduto radicular, desde que ele não provoque uma tensão na interface que ultrapasse o limite de ruptura da dentina, não estaria contra indicado. Inclusive, em se tratando de estruturas complexas quando da utilização de um material com alto módulo de elasticidade, maior é a previsibilidade do comportamento do material, quando da utilização de material com baixo módulo de elasticidade menor a previsibilidade do real comportamento do mesmo (NORITOMI, 2005).

Quanto aos pinos pré-fabricados de zircônia e pino de fibra de vidro que foram os utilizados nesta pesquisa observou-se que o pino de zircônia apresentou o comportamento biomecânico menos desejável em relação ao dente hígido quando comparado ao pino de fibra de vidro. Oliveira (2002), Ribeiro (2004) e Vitalariu, Comaneci e Tatarciuc (2005), observaram que os retentores de fibras induziram um menor pico de estresse dentro da raiz, onde o retentor de zircônio produziu uma maior concentração de estresse no terço médio da raiz. Adicionalmente a esses achados, verificou se neste estudo que os grupos que foram restaurados com retentor de zircônia apresentaram uma concentração de tensão na porção apical do retentor mais intensa que os dentes restaurados com NMF e retentor de fibra de vidro. Isso pode ser explicado principalmente pelas diferenças de formato, diâmetro e composição dos retentores. Desde 1983, Reinhardt et al., já mencionava que quanto maior o diâmetro do retentor, menor o estresse na raiz independente de ser cônico ou cilíndrico. Deve ser considerado também que para não enfraquecer a dentina radicular remanescente, esta deve ter pelo menos 1 mm de espessura ao

redor do retentor para suportar os esforços, e o diâmetro do pino não deve ser maior que um terço do diâmetro da raiz na JCE (SHILLINGBURG et al., 1998). Para Holmes, Diaz-Aranold e Leary (1996), pequenas alterações nas dimensões dos pinos têm efeito mínimo na distribuição de tensão de compressão e tração na dentina.

Rocha (2000) observou que os pinos escalonados neutralizaram mais as cargas no sentido corono apical e que o pino cônico evidenciou efeito cunha. Tal consideração também foi notada neste estudo onde no grupo com pino de fibra de vidro serrilhado, devido à descontinuidade geométrica do pino, gerou uma concentração de tensão nas reentrâncias, que se iniciou na porção mais coronária e que à medida que foi em direção ao ápice radicular foi se neutralizando, já no grupo com pino de zircônia alto estresse no interior do pino em toda sua extensão, inclusive evidenciando uma tensão na porção apical mais intensa que nos demais grupos, com potencial risco de falhas.

6.2.4 Influência do remanescente de dentina na porção coronária nos campos de tensões

No grupo onde foi restaurado com pino de fibra de vidro sem o remanescente coronário foi possível visualizar uma maior tensão na face externa da dentina na face palatina, quando comparado ao grupo com o remanescente dentinário. As localizações das tensões e a intensidade das mesmas foram alteradas. Numa análise visual dos campos de tensões, mais especificamente na face palatina, na interface da coroa cerâmica com o esmalte dental foi notório que houve uma menor

concentração da tensão nesta região na presença do remanescente de dentina. Clinicamente esta região é extremamente importante, uma vez que os insucessos de restaurações com coroas muitas vezes se iniciam por uma desadaptação da peça neste sítio. Sendo assim, sugere-se que para dentes restaurados com retentor de fibra de vidro e núcleo em resina composta, o remanescente promova um efeito benéfico para diminuir a concentração de tensão na interface coroa/esmalte.

Já para o grupo em que o dente foi restaurado com o retentor de zircônia, a presença do remanescente de dentina na porção coronária não foi capaz de diminuir a concentração de tensão na interface da coroa cerâmica com o esmalte dental na face palatina. Tal fato pode ser explicado pelo módulo de elasticidade do remanescente dentinário ser de 18,6 GPa, mais baixo que o módulo de elasticidade do núcleo de preenchimento, em torno de 22 GPa, associado ao fato do retentor ser altamente rígido, a tensão foi transmitida mais facilmente pela estrutura do remanescente dentinário do que quando na ausência do remanescente, cuja a mesma região foi substituída por preenchimento resinoso, cujo módulo de elasticidade é maior, restando para si uma certa tensão e dissipando para interface coroa/esmalte uma menor tensão.

7 CONCLUSÕES

Com o método empregado e dentro do limite deste estudo por MEF, pode se concluir que:

Houve diferença do comportamento biomecânico do dente hígido em relação aos dentes restaurados.

O dente restaurado com NMF apresentou deslocamento na incisal mais próximo ao dente hígido.

A presença de retentores intra- radiculares interferiu na distribuição de tensões quando comparado ao dente hígido.

Considerando os retentores pré- fabricados, o de fibra de vidro obteve menor concentração de tensões e o retentor de zircônia o que mais concentrou tensões na dentina.

O dente restaurado com NMF mostrou comportamento biomecânico mais próximo ao dente hígido.

A presença do remanescente dentinário de 2mm na porção coronária mostrou influência nos campos de tensões na região palatina do dente, na interface da coroa com o esmalte dental cervical palatino, diminuindo as concentrações quando utilizado o retentor de fibra de vidro.

REFERENCIAS

Albuquerque RC. Estudo da distribuição de tensões em um incisivo central superior, reconstruído com diferentes pinos intra-radulares, analisado através do método dos elementos finitos [Tese de Doutorado]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 1999.

Albuquerque RC, Polleto LT, Fontana RH, Cimini CA. Stress analysis of an upper central incisor restored with different posts. *J. Oral Rehabil.* 2003;30:936-43.

Asmussen K, Peutzfeldt A, Sahafi A. Finite element analysis of stress in endodontically treated, dowel-restored teeth. *J Prosthet Dent* 2005;94:321-9.

Assif D, Bitenski A, Pilo R, Oren E. Effects of post design on resistance to fracture of endodontically treated teeth with complete crowns. *J. Prosthet Dent* 1993;69:36-40.

Assif D, Oren E, Marshak BL, Aviv I. Photoelastic analysis of stress transfer by endodontically treated teeth to the supporting structure using different restorative techniques. *J Prosthet Dent* 1989;65:535-543.

Barjau-Escribano A, Sancho-Bru JL, Forner-Navarro L, Rodríguez-Cervantes PJ, Pérez-González A, Sánchez-Marín FT. Influence of prefabricated post material on restored teeth: fracture strength and stress distribution. *Dent Mater J* 2008;27(1):49-55.

Beloti AM. Influência da configuração do prepare e aplicação de carga na distribuição de tensões de facetas laminadas. [Tese de Doutorado]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 2004.

Bonfante G, Kaiser OB, Pegoraro LF, do Valle AL. Fracture strength of teeth with flared root canals restored with glass fibre post. *Oper Dent* 2006;31(1):47-54.

Borcic J, Anic I, Smojver I, Catic A, Miletic I, Ribaric SP. 3D finite element model and cervical lesion formation in normal occlusion and in malocclusion. *J oral Rehabil* 2005;32:504-10.

Boschian Pest L, Guidotti S, Pietrabissa R, Gagliani M. Stress distribution in a post-restored tooth using the three-dimensional finite element method. *J Oral Reab* 2006;33:690-97.

Burgess JO, Summitt JB, Robbins JW. The resistance to tensile, compression, and torsional forces provided by four systems. *J Prosthet Dent* 1992;68:899-903.

Cailleteau JG, Rieger MR, Akin JE. A comparison of intracanal stresses in a post-restored tooth utilizing the finite element method. *J Endod* 1992;18:540-4.

Caputo AA, Standlee JP. Pins and posts: why, when and how. *Dent Clin North Am* 1997;20:299-311.

Chen XT, Li XN, Guan ZQ, Liu XG, Gu YX. Effects of post material on stress distribution in dentine. *Sheng Wu Yi Xue Gong Cheng Xue Za Zhi* 1999;16(1):21-4.

Chen WP, Lee BS, Chiang YC, Lan WH, Lin CP. Effects of various periosteal ligament elastic moduli on the stress distribution of a central incisor and surrounding alveolar bone. *Zhonghua Kou Qiang Yi Xue Za Zhi* 2004;39(4):302-5.

Christensen G. Posts and cores: state of the art. *J Am Dent Assoc* 1998;129: 96-7.

Conti, SM. Avaliação *in vitro* da resistência à compressão de dentes com coroa íntegra e de raízes com remanescente coronário, endodonticamente tratados e restaurados com a utilização de pinos de fibra de carbono [Tese de Doutorado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2004.

Dakshinamurthy S, Nayar S. The effect of post-core and ferrule on the fracture resistance of endodontically treated maxillary central incisors. *Indian J Dent Res* 2008;19:17-21.

Davy DT, Dilley GL, Krejci RF. Determination of stress patterns in root-filled teeth incorporating various dowel designs. *J Dent Res* 1981;60(6):1301-10.

Deutsch A, Musikant BL, Cohen BI. Rational predictable posthole preparation. *Compend. Contin. Educ Dent* 1977;18(6):626-34.

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. *Comput Methods Biomech Biomed Engin* 2008;16:1.

Eskitaşoğlu 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* 2002;28(9):629-33.

Fan Y, Zhang X. Three-dimensional finite element study on periodontal membrane of central maxillary incisor under physiological load. *Quintessence Int* 2008;39(2):117-29.

Figun ME, Garino RR. Sistema Dental. In: Figun ME, Garino RR. Anatomia odontológica funcional e aplicada. São Paulo: Panamericana; 2003. p. 245-250.

Freeman MA, Nicholls JI, Kydd WL, Harrington GW. Leakage associated with load fatigue-induced preliminary failure of fullcrowns placed over three different post and core systems. *J Endod* 1998;24:26-32.

Genovese K, Lamberti L, Pappalettrere C. Finite element analysis of a new customized composite post system for endodontically treated teeth. *J Biomech* 2005;38:2375-89.

Genovese K, Lamberti L, Pappalettrere C. Structural behavior of endodontically treated teeth under thermomechanical loading. *Int Dent J* 2007;57(3):153-60.

Grant D, Stern B, Everett F. *Orban's periodontics: a concept - theory and practice*. St Louis: CV Mosby; 1972.

Guzy GE, Nicholls JI. In vitro comparison of intact endodontically treated teeth with and without endo-post reinforcement. *J Prosthet Dent* 1979;42:39-44.

Harris E, Hicks J. A radiographic assessment of enamel thickness in human maxillary incisors. *Arch Oral Biol* 1998;43:825-31.

Heydecke G, Butz F, Hussein A, Strub JR. Fracture strength after dynamic loading of endodontically treated teeth restored with different post and core systems. *J Prosthet Dent* 2002;87:438-45.

Ho MH, Lee SY, Chen HH, Lee MC. Three dimensional finite element analysis of the effects of post on stress distribution in dentin. *J Prost Dent* 1994;72:367-72.

Holmes DC, Diaz-Arnold AM, Leary JM. Influence of post dimension on stress distribution in dentin. *J Prosthet Dent* 1996;75:140-7.

Ichim I, Kuzmanovic DV, Love RM. A finite element analysis of ferrule design on restoration resistance and distribution of stress within a root. *Int Endod J* 2006;39:443-56.

Isidor F, Brondum K, Ravnholt G. The influence of post and crown ferrule length on the resistance to cyclic loading of bovine teeth with prefabricated titanium posts. *Int J Prosthodont* 1999;12:78-82.

Jones ML, Hickman J, Middleton J, Knox J, Volp C. A validated finite element method study of orthodontic tooth movement in the human subject. *J Orthod* 2001;28:29-38.

Kallestal C, Matsson L. Criteria for assessment of interproximal bone loss on bite-wing radiographs in adolescents. *J Clin Periodontol* 1989;16:300-4.

Kang CR, Wei SH, Zhang MC, Zhang XC. A three dimensional finite element study on stress distribution in maxillary central incisor restored with fiber post. *Proc Inst Mech Eng* 2006;220(8):909-28.

Kishen A, Kumar GV, Chen NN. Stress – strain response in human dentine: rethinking fracture predilection in postcore restored teeth. *Dent Traumatol* 2004;20:90-100.

Ko CC, Chu CS, Chung KH, Lee MC. Effects of posts on dentin stress distribution in pulpless teeth. *J Prosthet Dent* 1992;68:421-7.

Kulmer S, Ruzicka B, Niederwanger A, Moschen I. Incline and length of guiding elements in untreated naturally grown dentition. *J Oral Rehabil* 1999;26:650-60.

Lang AL, Wang R, Kang B, White S. Validation of finite element analysis in dental ceramics research. *J Prosthet Dent* 2001;86(6):650-4.

Lanza A, Aversa R, Rengo S, Apicella D, Apicella A. 3D FEA of cemented steel, glass and carbon posts in a maxillary incisor. *Dent Mat* 2005;21:709-15.

Leary JM, Jensen ME, Sheth JJ. Load transfer of posts and cores to roots through cements. *J Prosthet Dent* 1989;62:298-302.

Li L, Wang Z, Bai Z, Mao Y, Gao B, Xin H, et al. Three-dimensional finite element analysis of weakened roots restored with different cements in combination with titanium alloy posts. *Chin Med J* 2006;119(4):305-11.

Lotti RS, Machado AW, Mazieiro ET, Landre Jr J. Aplicabilidade científica do método dos elementos finitos. *R Dental Press Ortodon Ortop Facial* 2006;11:35-43.

Maccari PCA. Resistência à fratura de dentes tratados endodonticamente, restaurados com três diferentes pinos diretos estéticos [Dissertação de Mestrado]. Porto Alegre: Faculdade de Odontologia da PUCRS; 2001.

Maccari PCA, Conceição EN, Nunes MF. Fracture resistance of endodontically treated teeth restored with three different prefabricated esthetic posts. *J Esthet Rest Dent* 2003;15:25-31.

Maceri F, Martignoni M, Vairo G. Optimal mechanical design of anatomical post-systems for endodontic restoration. *J Biomech*. 2007;40:2386-98.

Mannocci F, Ferrari M, Watson TF. Intermittent loading of teeth restored using quartz-fiber, carbon-quartz fiber, and zirconium dioxide ceramic root canal posts. *J Adhes Dent* 1999;1:153-58.

Martinez-Insua A, Silva L, Rilo B, Santana U. Comparison of the fracture resistances of pulpless teeth restored with a cast post and core or carbon-fiber post with a composite core. *J Prosthet Dent* 1998;80:527-32.

Matsuo S, Watari F, Ohata N. Fabrication of a functionally graded dental composite resin post and core by laser lithography and finite element analysis of its stress relaxation effect on tooth root. *Dent. Mater.* 2001; 20(4):257-74.

McAndrew R, Jacobsen PH. The relationship between crown and post design on root stress - a finite element study. *J Prost Rest Dent* 2002;10(1):9-13.

Mori M, Ueti M, Matson E, Saito T. Estudo da distribuição das tensões internas, sob carga axial, em dente hígido e em dente restaurado com coroa metalocerâmica e

retentor intra-radicular fundido: método do elemento finito. *Rev Odontol Univ São Paulo* 1997;11(2):99-107.

Noritomi PY. Desenvolvimento de uma metodologia para análise de bioengenharia em ossos compactos com remodelagem superficial pelo método dos elementos de contorno 3D em meios transversalmente isotrópicos [Tese de Doutorado]. Campinas: Faculdade de Engenharia Mecânica da UNICAMP; 2005.

Okamoto K, Ino T, Iwase N, Shimizu E, Suzuki M, Satoh G, et al. Three-dimensional finite element analysis of stress distribution in composite resin cores with fiber posts of varying diameters. *Oper Dent* 2006;31(1):89-96.

Oliveira LCA. Análise comparativa da distribuição de tensões em incisivo central superior restaurado com diferentes sistemas de pinos intra-radulares. [Dissertação de Mestrado]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 2002.

Paul SJ, Schärer P. Post and core reconstruction for fixed prosthodontic restoration. *Pract. Periodontics Aesthet Dent* 1998;9:513-20.

Pierrisnard L, Bohin F, Renault P, Barquins M. Corono-radicular reconstruction of pulpless teeth: A mechanical study using finite element analysis. *J Prosthet Dent* 2002;88(4):442-8.

Poppe M, Bourauel C, Jäger A. Determination of the elasticity parameters of human periodontal ligament and the location of the center of resistance of single-rooted teeth. *J Orofac Orthop* 2001;5:358-70.

Reinhardt RA, Krejci RF, Pao YC, Stannard JG. Dentin stresses in post-reconstructed teeth with diminishing bone support. *J Dent Res* 1983;62:1002-08.

Rengo S. Behavior of RTD fiber posts in finite analysis (FEM) on three-dimensional models. In: *Internacional Symposium S. Margherita Ligure. Anais Itália: Hipocrates Ed. Medico-Scientifich; 1999. p. 20-7.*

Ress JS, Hammadeh M. Undermining of enamel as a mechanism of adfraction lesion formation: a finite element study. *Eur J Oral Sci* 2004;112:347-52.

Rees JS, Jacobsen PH. Elastic modulus of the periodontal ligament. *Biomat* 1997;18:995-99.

Ribeiro JPF. Análise pelo método de elementos finitos da distribuição de tensões em dente com e sem remanescente coronário, utilizando diferentes pinos intra-radulares [Dissertação de Mestrado]. Ponta Grossa: Universidade Estadual de Ponta Grossa; 2004.

Rocha IJPB. Estudo das tensões em dente restaurado com coroa metalocerâmica e dois formatos de retentores intra-radulares - método dos elementos finitos [Tese de Doutorado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2000.

Rodríguez-Cervantes PJ, Sanho-Bru JL, Barjau-Escribano A, Forner-Navarro L, Pérez-González A, Sánchez-Marín FT. Influence of prefabricated post dimensions on restored maxillary central incisors. *J Oral Rehabil* 2007;34:141-52.

Rubin C, Krishnamurthy N, Capilouto E, Yi H. Stress analysis of the human tooth using a three-dimensional finite element model. *J Dent Res* 1983;62:82-6.

Scabell PLA. Estudo do efeito das cargas oclusais sobre a região cervical do primeiro pré-molar superior através do método dos elementos finitos [Dissertação de Mestrado]. Rio de Janeiro: Universidade Estadual do Rio de Janeiro; 2000.

Sedgley CM, Messer HH. Are endodontically treated teeth more brittle? *J Endod* 1992;18:332-5.

Shillingburg TH, Hobo S, Whitsett DL, Jacobi R, Brackett ES. Fundamentos de prótese fixa. São Paulo: Quintessence; 1998. p.165-6.

Sidoli GE, King PA, Setchell J. An in vitro evaluation of a carbon fiber-based post and core system. *J Prosthet Dent* 1997;78:5-9.

Silva AO. Validação do protocolo de modelagem tridimensional do primeiro pré-molar superior para a metodologia dos elementos finitos pela análise das concentrações de tensões na região cervical do esmalte e estudo dos mecanismos formadores de lesões de abfração. [Tese de Doutorado]. Araraquara: Universidade Estadual Paulista; 2008.

Silver-Thorn MB, Joyce TP. Finite element analysis of anterior tooth root stress developed during endodontic treatment. *J Biomech Eng* 1999;121:108-15.

Sorensen JA, Martinoff JT. Endodontically treated teeth as abutments. *J Prosthet Dent* 1985;53:631-6.

Sorrentino R, Salameh Z, Apicella D, Auriemma T, Zarone F, Apicella A, et al. Three-dimensional finite element analysis of stress and strain distributions in post-and-core treated maxillary central incisors. *Rev Med Chir Soc Med Nat Iasi* 2006;110(3):705-10.

Stewardson DA. Non-metal post systems. *Dent Update* 2001;28:326-36.

Stockton LW. Factors affecting retention of post systems: a literature review. *J Prosthet Dent* 1999;8:380-5.

Tan PLB, Aquilino SA, Gratton DG, Stanford CM, Tan SC, Johnson WT, et al. In vitro fracture resistance of endodontically treated central incisors with varying ferrule heights and configurations. *J Prosther* 2005;93:331-6.

Toksavul S, Zor M, Toman M, Güngör MA, Nergiz I, Artunç C. Analysis of dentinal stress distribution of maxillary central incisors subjected to various post-and-core applications. *J Adhes Dent* 2007;9(6):527-36.

Toparli M. Stress analysis in a post-restored tooth utilizing the finite element method. *J Oral Rehabil* 2003;30(5):470-76.

Torbjorner A, Karlsson S, Odman PA. Survival rate and failure characteristics for two post designs. *J Prosthet Dent* 1995;73:439-44.

Tortamano A. Estudo da distribuição das tensões internas em um incisivo central superior sob força ortodôntica de inclinação, empregando o método dos elementos finitos [Dissertação de Mestrado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 1997.

Uddanwadiker RV, Padole PM, Arya H. Effect of variation of root post in different layers of tooth: linear vs nonlinear finite element stress analysis. *J Biosci and Bioeng* 2007;104(5):363-70.

Uehara AY. Projeto de uma prótese auto adaptável para cranioplastia a partir de análise por elementos finitos [Monografia de Graduação]. Campinas: Faculdade de Engenharia Mecânica da UNICAMP; 2008.

Ukon S, Moroi H, Okimoto K, Fujita M, Ishikawa M, Terada Y, et al. Influence of different elastic moduli of dowel and core on stress distribution in root. *Dent Mater* 1999;19(1):50-64.

Ulbrich NL. Avaliação biomecânica da distribuição de tensões em pinos pré-fabricados em dentes anteriores reconstruídos com diferentes retentores intraradiculares analisados pelo método dos elementos finitos [Tese de Doutorado]. Curitiba: Universidade Federal do Paraná; 2005.

Vasconcellos AB, Mori M. Tensões internas em prótese parcial fixa com dois sistemas de retenção corono-radicular: método dos elementos finitos. *Rev Bras Odontol* 2002;59(3):206-10.

Vitalariu A, Comaneci R, Tatarciuc M. Analysis on the stress induced by non metallic post in dental and periodontal support by using the finite element method. *J Formos Med Assoc* 2005;104(11):830-8.

Wu MK, R'oris A, Barkis D, Wesselink PR. Prevalence and extent of long oval canals in the apical third. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2000;89:739-43.

Yaman SD, Alacam T, Yaman Y. Analysis of stress distribution in a maxillary central incisor subjected to various post and core applications. *J Endod* 1998;24:107-11.

Yang H, Lang L, Guckes A, Felton D. The effects of dowel design and load direction on dowel-core-and restorations. *J Prosthet Dent* 2001;85:558-67.

Zarone F, Sorrentino R, Apicella D, Valentino B, Ferrari M, Aversa R, et al. Evaluation of the biomechanical behavior of maxillary central incisors restored by

means of endocrowns compared to a natural tooth: a 3D statistic linear finite elements analysis. *Dent Mater* 2006;22:1035-44.

Zhang Y, Zhang W, Lu Z, Wang K. Fracture strength os custom-fabricated Celay all-ceramic post and core restored endodontically treated teeth. *Chin Medi J* 2006;119(21):1815-20.