

NERILDO LUIZ ULBRICH

AVALIAÇÃO BIOMECÂNICA DA DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES EM PINOS PRÉ-FABRICADOS E EM DENTES ANTERIORES RECONSTRUÍDOS COM DIFERENTES RETENTORES INTRA-RADICULARES ANALISADOS PELO MÉTODO DOS ELEMENTOS FINITOS.

Tese apresentada ao Curso de Pós Graduação em Processos Biotecnológicos, Setor de Tecnologia, Universidade Federal do Paraná, como requisito parcial à obtenção do título de Doutor em Processos Biotecnológicos.

Orientador: Prof. Dr. Álvaro Luiz Mathias

**CURITIBA
2005**

DEDICATÓRIA

À minha esposa **Denise**, companheira, amiga, especial em todas as horas, soube me compreender e viver a minha ausência e ainda assim me estimulava a cada instante para que crescesse cada vez mais e chegasse até aqui.

À pequena **Giulia**, um presente de Deus, e quem tanto me encanta, fortalecendo a razão maior da vida, só veio completar e preencher o meu caminho de felicidade.

A minha mãe **Néli**, correta pela orientação ao caminho dos estudos, obrigado por me apoiar e acreditar em mim.

Ao meu pai **Alcino**, que tão cedo nos deixou, tenho certeza que sem a sua ajuda, hoje não estaria vencendo mais esta etapa, por isso, não consigo passar sequer um dia sem pensar em você e seus ensinamentos. Sou eternamente grato.

AGRADECIMENTOS

À **DEUS**, que está sempre ao meu lado.

Ao Professor **Álvaro Luiz Mathias**, por quem tive a oportunidade e o privilégio de ser orientado. Agradeço por toda a confiança depositada e a oportunidade a mim oferecida para a execução deste curso. Obrigado pelo apoio, amizade e distinção com que sempre me privilegiou.

Agradeço a Professora **Mildred Ballin Hecke**, a quem também confiro a co-orientação e inestimável ajuda na interpretação dos resultados desta pesquisa.

À colega Dra. **Ana Paula Gebert de Oliveira Franco**, pessoa dedicada, competente e amiga a quem devo muito na realização deste trabalho.

Ao Professor **Natanael Henrique Ribeiro Mattos**, pela ajuda e disponibilização das radiografias para o estudo anatômico.

Ao **CESEC (Centro de Estudos de Engenharia Civil da UFPR)**, pela compreensão com que me acolheram às nossas solicitações, disponibilizando equipamentos e programas, de modo a incentivar uma atividade multidisciplinar.

A todos os **Professores**, que transmitiram seus conhecimentos durante o curso.

A todos os **Colegas do Curso**, pelo apoio, incentivo e companheirismo.

Às funcionárias **Elizete e Aparecida**, pela gentileza e atenção a mim dispensada durante o curso.

Aos amigos **Emílio e Marli**, na ajuda da confecção dos modelos matemáticos.

Aos ***Professores da Clínica Integrada do Curso de Odontologia da UFPR***,
pela compreensão ao tempo ausente e por suprirem a minha carga horária durante o
meu afastamento parcial das atividades.

SUMÁRIO

<i>LISTA DE ILUSTRAÇÕES</i>	vii
<i>LISTA DE TABELAS</i>	xiv
<i>LISTA DE GRÁFICOS</i>	xv
<i>LISTA DE SIMBOLOS</i>	xvi
<i>RESUMO</i>	xviii
<i>ABSTRACT</i>	xix
1. INTRODUÇÃO.....	1
2. REVISÃO DE LITERATURA.....	5
2.1. Aspecto clínico e filosófico.....	5
2.2. Análise mecânica.....	21
2.3. Análise fotoelástica.....	41
2.4. Análise pelo Método dos Elementos Finitos.....	43
2.5. Síntese da revisão de literatura.....	54
3. OBJETIVOS.....	56
4. MATERIAIS E MÉTODOS.....	57
4.1. Análise anatômica dos dentes anteriores.....	57
4.2. Estudo biomecânico pelo método dos elementos finitos (MEF).....	58
4.2.1. Confecção dos modelos matemáticos.....	59
4.2.2. Modelo matemático dos pinos pré-fabricados.....	60
4.2.3. Modelo matemático do ICS e CS.....	62
4.2.4. Malha dos modelos.....	73
4.2.5. Carregamento dos modelos.....	73
4.2.6. Definição das propriedades mecânicas.....	74
5. RESULTADOS E DISCUSSÃO.....	76
5.1. Resultado da Análise Anatômica.....	76
5.2. Avaliação Biomecânica pelo Método dos Elementos Finitos (MEF).....	80
5.3. Resultados e Análise Biomecânica dos Pinos Pré-fabricados.....	86
5.4. Resultados e Análise Biomecânica dos Dentes.....	101
5.4.1. Carregamento sobre o ICS com ângulo de 45 graus.....	106
5.4.2. Carregamento sobre o CS com ângulo de 45 graus.....	111
5.5. Discussão dos resultados.....	116

6. CONCLUSÃO.....	122
7. RELEVÂNCIA CLÍNICA COM OS RESULTADOS.....	124
8. SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS.....	129
9. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	130

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

<i>FIGURA 1 – PINOS PRÉ-FABRICADOS NA FORMA ESCALONADA E CÔNICA.....</i>	61
<i>FIGURA 2 - MODELO DA FORMA DOS PINOS.....</i>	62
<i>FIGURA 3 - IMAGEM RADIOGRÁFICA DO INCISIVO CENTRAL SUPERIOR (ICS).....</i>	63
<i>FIGURA 4 - IMAGEM RADIOGRÁFICA DO CANINO SUPERIOR (CS).....</i>	64
FIGURA 5 - IMAGEM ILUSTRATIVA DO MODELO MATRIZ DO INCISIVO CENTRAL SUPERIOR (ICS).....	65
FIGURA 6 - IMAGEM ILUSTRATIVA DO MODELO MATRIZ DO CANINO SUPERIOR (CS).....	65
FIGURA 7 - FOTOGRAFIA ILUSTRATIVA DE UM NÚCLEO METÁLICO FUNDIDO DO ELEMENTO 21.....	66
FIGURA 8 - PINOS PRÉ-FABRICADOS DE FIBRA DE CARBONO, FIBRA DE VIDRO, E TITÂNIO.....	66
FIGURA 9 - MODELO DO INCISIVO CENTRAL SUPERIOR SEM REMANESCENTE E RESTAURADO COM NÚCLEO.....	69
FIGURA 10 - MODELO DO INCISIVO CENTRAL SUPERIOR SEM REMANESCENTE RESTAURADO COM PINO PRÉ-FABRICADO.....	69
FIGURA 11 - MODELO DO INCISIVO CENTRAL SUPERIOR COM REMANESCENTE E RESTAURADO COM PINO PRÉ-FABRICADO.....	70
FIGURA 12 - MODELO DO CANINO SUPERIOR SEM REMANESCENTE E RESTAURADO COM NÚCLEO.....	70

FIGURA 13 - MODELO DO CANINO SUPERIOR SEM REMANESCENTE E RESTAURADO COM PINO PRÉ-FABRICADO.....	71
FIGURA 14 - MODELO DO CANINO SUPERIOR COM REMANESCENTE E RESTAURADO COM PINO PRÉ-FABRICADO.....	71
FIGURA 15 - TODOS OS MODELOS REUNIDOS, DA ESQUERDA PARA A DIREITA: FIGURAS 9, 10 E 11.....	72
FIGURA 16 – TODOS OS MODELOS DO CANINO SUPERIOR, DA ESQUERDA PARA A DIREITA: FIGURAS 12,13 E 14.....	72
FIGURA 17 - MALHA DOS MODELOS, DA ESQUERDA PARA DIREITA, PINO PRÉ-FABRICADO CÔNICO, PINO PRÉ-FABRICADO ESCALONADO, ICS E CS.....	73
FIGURA 18 - ANCORAGEM DO ICS ANCORAGEM DO ICS E CS.....	74
FIGURA 19 - CÔNICO DE FIBRA DE CARBONO COM ÂNGULO DE 30 GRAUS (Co. FC. 30.).....	87
FIGURA 20 - PINO CÔNICO DE FIBRA DE CARBONO COM ÂNGULO DE 45 GRAUS (Co. FC. 45.).....	87
FIGURA 21 - PINO CÔNICO DE FIBRA DE CARBONO COM ÂNGULO DE 60 GRAUS (Co. FC. 60.).....	88
FIGURA 22 - PINO CÔNICO DE FIBRA DE CARBONO COM ÂNGULO DE 90 GRAUS (Co. FC. 90.).....	88
FIGURA 23 - PINO CÔNICO DE FIBRA DE VIDRO COM ÂNGULO DE 30 GRAUS (Co. FV. 30.).....	89
FIGURA 24 - PINO CÔNICO DE FIBRA DE VIDRO COM ÂNGULO DE 45 GRAUS (Co. FV. 45.).....	89
FIGURA 25 - PINO CÔNICO DE FIBRA DE VIDRO COM ÂNGULO DE 60 GRAUS (Co. FV. 60.).....	90

FIGURA 26 - PINO CÔNICO DE FIBRA DE VIDRO COM ÂNGULO DE 90 GRAUS (Co. FV. 90.).....	90
FIGURA 27 - PINO CÔNICO DE TITÂNIO COM ÂNGULO DE 30 GRAUS (Co. TI. 30.).....	91
FIGURA 28 - PINO CÔNICO DE TITÂNIO COM ÂNGULO DE 45 GRAUS (Co. TI. 45.).....	91
FIGURA 29 - PINO CÔNICO DE TITÂNIO COM ÂNGULO DE 60 GRAUS (Co. TI. 60.).....	92
FIGURA 30 - PINO CÔNICO DE TITÂNIO COM ÂNGULO DE 90 GRAUS (Co. TI. 90.).....	92
FIGURA 31 - PINO ESCALONADO DE FIBRA DE CARBONO COM ÂNGULO DE 30 GRAUS (E.FC. 30.).....	93
FIGURA 32 - PINO ESCALONADO DE FIBRA DE CARBONO COM ÂNGULO DE 45 GRAUS (E.FC. 45.).....	93
FIGURA 33 - PINO ESCALONADO DE FIBRA DE CARBONO COM ÂNGULO DE 60 GRAUS (E.FC. 60.).....	94
FIGURA 34 - PINO ESCALONADO DE FIBRA DE CARBONO COM ÂNGULO DE 90 GRAUS (E.FC.90.).....	94
FIGURA 35 - PINO ESCALONADO DE FIBRA DE VIDRO COM ÂNGULO DE 30 GRAUS (E.FV.30.).....	95
FIGURA 36 - PINO ESCALONADO DE FIBRA DE VIDRO COM ÂNGULO DE 45 GRAUS (E.FV. 45.).....	95
FIGURA 37 - PINO ESCALONADO DE FIBRA DE VIDRO COM ÂNGULO DE 60 GRAUS (E.FV. 60.).....	96
FIGURA 38 - PINO ESCALONADO DE FIBRA DE VIDRO COM ÂNGULO DE 90 GRAUS (E.FV. 90.).....	96

FIGURA 39 - DETALHE DOS PINOS PRÉ-FABRICADOS CÔNICOS, DA ESQUERDA PARA DIREITA: Co.FC.30, Co.FC.45, Co.FC.60, Co.FC.90, Co.FV.30, Co.FV.45, Co.FV.60, Co.FV.90, Co.TI.30, Co.TI.45, Co.TI.60, Co.TI.90.....	97
FIGURA 40 - DETALHE DOS PINOS PRÉ-FABRICADOS ESCALONADOS, DA ESQUERDA PARA DIREITA: E.FC.30, E.FC.45, E.FC.60, E.FC.90, E.FV.30, E.FV.45, E.FV.60, E.FV.90.....	97
FIGURA 41 - RESULTADO BIOMECÂNICO DO ICS TRATADO ENDODONTICAMENTE, SEM REMANESCENTE CORONÁRIO, RESTAURADO COM UMA COROA DE CERÂMICA E NÚCLEO METÁLICO FUNDIDO (I.NMF.).....	107
FIGURA 42 - RESULTADO BIOMECÂNICO DO ICS TRATADO ENDODONTICAMENTE, SEM REMANESCENTE CORONÁRIO, RESTAURADO COM UMA COROA DE CERÂMICA E NÚCLEO EM RESINA (I.NR.).....	107
FIGURA 43 - RESULTADO BIOMECÂNICO DO ICS TRATADO ENDODONTICAMENTE, SEM REMANESCENTE CORONÁRIO, RESTAURADO COM UMA COROA DE CERÂMICA E NÚCLEO EM FIBRA DE CARBONO E RESINA COMPOSTA (I.NFC.).....	108
FIGURA 44 - RESULTADO BIOMECÂNICO DO ICS TRATADO ENDODONTICAMENTE, SEM REMANESCENTE CORONÁRIO, RESTAURADO COM UMA COROA DE CERÂMICA E NÚCLEO EM FIBRA DE VIDRO E RESINA COMPOSTA (I.NFV.).....	108
FIGURA 45 - RESULTADO BIOMECÂNICO DO ICS TRATADO ENDODONTICAMENTE, SEM REMANESCENTE CORONÁRIO, RESTAURADO COM UMA COROA DE CERÂMICA E NÚCLEO EM TITANIO E RESINA COMPOSTA (I.NTI.).....	109

FIGURA 46 - RESULTADO BIOMECÂNICO DO ICS TRATADO ENDODONTICAMENTE, COM REMANESCENTE CORONÁRIO, RESTAURADO COM UMA COROA DE CERÂMICA E PINO PRÉ-FABRICADO DE FIBRA DE CARBONO (I.FC.).....	109
FIGURA 47 - RESULTADO BIOMECÂNICO DO ICS TRATADO ENDODONTICAMENTE, COM REMANESCENTE CORONÁRIO, RESTAURADO COM UMA COROA DE CERÂMICA E PINO PRÉ-FABRICADO DE FIBRA DE VIDRO (I.FV.).....	110
FIGURA 48 - RESULTADO BIOMECÂNICO DO ICS TRATADO ENDODONTICAMENTE, COM REMANESCENTE CORONÁRIO, RESTAURADO COM UMA COROA DE CERÂMICA E PINO PRÉ-FABRICADO DE TITÂNIO (I.TI.).....	110
FIGURA 49 - RESULTADO BIOMECÂNICO DO ICS SEM REMANESCENTE DENTÁRIO, DA ESQUERDA PARA DIREITA: NMF, NR, NFC, NFV, NTI.....	111
FIGURA 50 - RESULTADO BIOMECÂNICO DO ICS COM REMANESCENTE DENTÁRIO, DA ESQUERDA PARA DIREITA: FC, FV, TI.....	111
FIGURA 51 - RESULTADO BIOMECÂNICO DO CS TRATADO ENDODONTICAMENTE, SEM REMANESCENTE CORONÁRIO, RESTAURADO COM UMA COROA DE CERÂMICA E NÚCLEO METÁLICO FUNDIDO (C.NMF.).....	112
FIGURA 52 - RESULTADO BIOMECÂNICO DO CS TRATADO ENDODONTICAMENTE, SEM REMANESCENTE CORONÁRIO, RESTAURADO COM UMA COROA DE CERÂMICA E NÚCLEO EM RESINA (C.NR.).....	112

FIGURA 53 - RESULTADO BIOMECÂNICO DO CS TRATADO ENDODONTICAMENTE, SEM REMANESCENTE CORONÁRIO, RESTAURADO COM UMA COROA DE CERÂMICA E NÚCLEO EM FIBRA DE CARBONO E RESINA COMPOSTA (C.NFC.).....	113
FIGURA 54 - RESULTADO BIOMECÂNICO DO CS TRATADO ENDODONTICAMENTE, SEM REMANESCENTE CORONÁRIO, RESTAURADO COM UMA COROA DE CERÂMICA E NÚCLEO EM FIBRA DE VIDRO E RESINA COMPOSTA (C.NFV.).....	113
FIGURA 55 - RESULTADO BIOMECÂNICO DO CS TRATADO ENDODONTICAMENTE, SEM REMANESCENTE CORONÁRIO, RESTAURADO COM UMA COROA DE CERÂMICA E NÚCLEO EM TITÂNIO E RESINA COMPOSTA (C.NTI.).....	114
FIGURA 56 - RESULTADO BIOMECÂNICO DO CS TRATADO ENDODONTICAMENTE, COM REMANESCENTE CORONÁRIO, RESTAURADO COM UMA COROA DE CERÂMICA E PINO PRÉ-FABRICADO DE FIBRA DE CARBONO (C.FC.).....	114
FIGURA 57 - RESULTADO BIOMECÂNICO DO CS TRATADO ENDODONTICAMENTE, COM REMANESCENTE CORONÁRIO, RESTAURADO COM UMA COROA DE CERÂMICA E PINO PRÉ-FABRICADO DE FIBRA DE VIDRO (C.FV.).....	115
FIGURA 58 - RESULTADO BIOMECÂNICO DO CS TRATADO ENDODONTICAMENTE, COM REMANESCENTE CORONÁRIO, RESTAURADO COM UMA COROA DE CERÂMICA E PINO PRÉ-FABRICADO DE TITÂNIO (C. TI.).....	115
FIGURA 59 - RESULTADO BIOMECÂNICO DO CS SUPERIOR SEM REMANESCENTE DENTÁRIO, DA ESQUERDA PARA DIREITA: NMF, NR, NFC, NFV, NTI.....	116

FIGURA 60 - RESULTADO BIOMECÂNICO DO CS SUPERIOR COM
REMANESCENTE DENTÁRIO, DA ESQUERDA PARA DIREITA: FC,
FV, TI..... 116

LISTA DE TABELAS

<i>TABELA 1 - PINOS PRÉ-FABRICADOS COMERCIALIZADOS NO MERCADO NACIONAL.....</i>	60
<i>TABELA 2 - PINOS PRÉ-FABRICADOS DE ACORDO COM SUA FORMA E DIÂMETRO ENCONTRADOS COMERCIALMENTE.....</i>	61
<i>TABELA 3 - COMPRIMENTO DOS DENTES SELECIONADOS.....</i>	63
<i>TABELA 4 - PROPRIEDADES MECÂNICAS DOS MATERIAIS.....</i>	75
<i>TABELA 5 - FREQUÊNCIA DE DENTES ANTERIORES ESTUDADOS.....</i>	77
<i>TABELA 6 - DISTÂNCIAS ANATÔMICAS PARA INCISIVOS CENTRAIS SUPERIORES.....</i>	78
<i>TABELA 7 - DISTÂNCIAS ANATÔMICAS PARA CANINOS SUPERIORES.....</i>	79
<i>TABELA 8 - COMPRIMENTO MÉDIO EM mm DE ICS E CS SEGUNDO ALGUNS AUTORES.....</i>	79
<i>TABELA 9: DESLOCAMENTO (DMX) DOS PINOS EM mm.....</i>	98

LISTA DE GRÁFICOS

<i>GRÁFICO 1 - DISTRIBUIÇÃO DA FREQUÊNCIA DE ELEMENTOS DENTAIS POR GRUPO DE DENTES.....</i>	<i>78</i>
<i>GRÁFICO 2 - DESLOCAMENTO - (DMX) DOS PINOS PRÉ-FABRICADOS EM mm.....</i>	<i>99</i>
<i>GRÁFICO 3 - DESLOCAMENTO - (DMX) DOS PINOS PRÉ-FABRICADOS EM mm EM ÂNGULO DE 45 GRAUS.....</i>	<i>99</i>

LISTA DE SÍMBOLOS

Au - ouro

μm - micrômetro

C - canino

C.FC - Canino com pino pré-fabricado em fibra de carbono

C.FV - Canino com pino pré-fabricado em fibra de vidro

C.NFC - Canino com núcleo em fibra de carbono e resina composta

C.NFV - Canino com núcleo em fibra de vidro e resina composta

C.NMF - Canino com núcleo metálico fundido

C.NR - Canino com núcleo em resina

C.NTI - Canino com núcleo em titânio e resina composta

C.TI - Canino com pino pré-fabricado em titânio

Co.FC.180 - Pino cônico de fibra de carbono com angulação de 180 graus

Co.FC.30 - Pino cônico de fibra de carbono com angulação de 30 graus

Co.FC.45 - Pino cônico de fibra de carbono com angulação de 45 graus

Co.FC.60 - Pino cônico de fibra de carbono com angulação de 60 graus

Co.FV.90. - Pino cônico de fibra de vidro com angulação de 90 graus

Co.FV.30. - Pino cônico de fibra de vidro com angulação de 30 graus

Co.FV.45. - Pino cônico de fibra de vidro com angulação de 45 graus

Co.FV.60. - Pino cônico de fibra de vidro com angulação de 60 graus

Co.TI.90. - Pino cônico de titânio com angulação de 90 graus

Co.TI.30. - Pino cônico de titânio com angulação de 30 graus

Co.TI.45. - Pino cônico de titânio com angulação de 45 graus

Co.TI.60. - Pino cônico de titânio com angulação de 60 graus

CRD - Comprimento real do dente

CS - Canino superior

CV - Coeficiente de variação

dC - Comprimento da coroa

dC + dR - Comprimento da coroa mais a raiz

dMD C - Distância mesio-distal da raiz na região cervical

dmd1/2R - Distância mesio-distal na metade da raiz

dR - Comprimento da raiz

E.FC. - Pino escalonado de fibra de carbono

E.FC.90 - Pino escalonado de fibra de carbono com angulação de 90 graus

E.FC.30 - Pino escalonado de fibra de carbono com angulação de 30 graus

E.FC.45 - Pino escalonado de fibra de carbono com angulação de 45 graus

E.FC.60 - Pino escalonado de fibra de carbono com angulação de 60 graus

E.FV. - Pino Escalonado de fibra de vidro

E.FV.90. - Pino cônico de fibra de vidro com angulação de 90 graus

E.FV.30. - Pino escalonado de fibra de vidro com angulação de 30 graus

E.FV.45. - Pino escalonado de fibra de vidro com angulação de 45 graus

E.FV.60. - Pino escalonado de fibra de vidro com angulação de 60 graus

et. al - et alli

GPa – giga Pascal

I - incisivo

I.FC - Incisivo com pino pré-fabricado em fibra de carbono

I.FV - Incisivo com pino pré-fabricado em fibra de vidro

I.NFC - Incisivo com núcleo em fibra de carbono e resina composta

I.NFV - Incisivo com núcleo em fibra de vidro e resina composta

I.NMF - Incisivo com núcleo metálico fundido

I.NR - Incisivo com núcleo em resina

I.NTI - Incisivo com núcleo em titânio e resina composta

I.TI - Incisivo com pino pré-fabricado em titânio

ICS - Incisivo central superior

IM - Instrumento memória

kgf - quilograma força

Máx - Máximo

MEF - Método dos Elementos Finitos

Mín - Mínimo

mm - milímetro

Mo - Moda

MPa - mega Pascal

n - franja

N - Newton

NMF - Núcleo metálico fundido

NR - Núcleo resina

s - Desvio Padrão

x - Média

RESUMO

Os retentores intra-radulares, sejam núcleos metálicos fundidos (NMF) ou pinos pré-fabricados, são geralmente necessários para a restauração de dentes com tratamento endodôntico. Os pinos pré-fabricados de fibra de carbono (FC), fibra de vidro (FV) e de titânio (TI), em dois formatos comerciais, cônico (Co) e escalonado (E), e sob a ação de uma carga de 250N em quatro diferentes ângulos (30, 45, 60 e 90°) foram comparados pelo Método dos Elementos Finitos (MEF). Os pinos de FC tiveram maior deslocamento do ponto de aplicação da carga, seguido pelos pinos de FV e, por último, pelos pinos de TI. Os pinos de formato cônico apresentaram menores valores de deslocamento do que os de formato escalonado. As áreas de maiores tensões nos pinos diminuíram significativamente com o aumento do ângulo de aplicação de carga. As intensidades de tensões para um mesmo ângulo e para o mesmo formato de pino foram similares; independente do tipo de material de fabricação.

As avaliações biomecânicas de pinos cônicos em dois dentes anteriores com características funcionais diferentes, incisivo central superior (ICS) e canino superior (CS), foram realizadas. As dimensões dos dentes foram baseadas no valor médio observado em estudo anatômico de 186 imagens radiográficas de dentes anteriores. Dois dentes naturais foram radiografados em tomada lateral, o que possibilitou definir as áreas correspondentes ao tecido pulpar, dentinário e de esmalte. A imagem digitalizada por fotografia foi utilizada para produzir desenhos anatômicos bidimensionais, os quais foram utilizados para confecção dos modelos com diferentes retentores intra-radulares e reconstrução protética com coroa total cerâmica.

Um primeiro estudo foi realizado para simular dente tratado endodonticamente, sem remanescente coronário e restaurado com diferentes retentores, sendo NMF, núcleo de resina (NR) ou pino (FC, FV ou TI) com preenchimento de resina composta. Um segundo estudo foi realizado para simular a utilização de diferentes pinos em dentes com remanescente coronário. Uma carga estática a 45° de 100 N para o ICS ou de 250 N para o CS foi aplicada próxima à borda incisal da superfície palatina para simular o esforço mastigatório.

A maior concentração de tensões para os núcleos sem remanescente coronário foi decrescente na ordem TI, NMF, FV, FC e NR. No caso dos pinos pré-fabricados, utilizados nos dentes com remanescente coronário, o TI apresentou maior tensão, seguido pelo FV e FC. Isto sugere que os componentes intra-radulares não metálicos geram menos estresse radicular.

PALAVRAS CHAVE:

Pinos intra-radulares, análise de tensão, método dos elementos finitos, materiais dentários, prótese dentária.

ABSTRACT

Root posts, whether cast metal cores (CMC) or pre-fabricated posts, are usually needed for the filling of teeth with endodontic treatment. Pre-fabricated posts made from carbon fiber (CF), glass fiber (GF) and titanium (TI), on two commercially available forms, conical and echeloned, under stress of a 250 N load on four different angles (30, 45, 60 e 90°), were compared by the Finite Element Method (FEM). FC posts had larger transposition of the load appliance point, followed by GF and TI. The conical posts showed smaller values of transposition than the echeloned posts. The larger stress areas on the posts lessened significantly with load appliance angle increasing. Stress intensities, for the same angle and for the same post form, were similar; independent from the kind of manufacture material.

Biomechanical analysis of conical posts on two anterior teeth with different functional features, maxillary central incisor (MCI) and maxillary canine (MC), were realized. The teeth dimension were based on mean measures observed on anatomic study of 186 x-ray pictures of anterior teeth. Two natural teeth were radiographed on lateral takes, which allowed to define pulp, enamel and dentin tissue corresponding areas. The photographic digitalized image was used to produce two-dimensional anatomic outlines, which were used for making casts with different root posts and prosthetic rebuild with complete porcelain crown.

A first study was realized to simulate endodontic treated tooth, without crown remainder and restored with different posts, whether CMC, resin core (RC) or posts (FC, FV or TI) with composite resin filling. A second study have been realized to simulate the using of different posts on teeth with crown remainder. A static load, on 45°, of 100 N for the MSI and 250 N for the MC was applied next to the incisal edge of the palatal aspect to simulate masticatory strengths.

The larger stress concentration for cores without crown remainder was in decreasing order of TI, NMF, FV, FC and NR. In the pre-fabricated posts instance, which was used on teeth with crown remainder, the TI showed the larger stress, followed by GF and CF. It suggests that the non-metal root components generate less root stress

KEY-WORDS:

Root posts, stress analysis, finite element method, dental materials, dental prosthesis

1. INTRODUÇÃO

A restauração de dentes tratados endodonticamente tem sido relatada desde quando FAUCHARD, em 1746 (ALBUQUERQUE, 1999), utilizou um pino de madeira para conseguir reter uma coroa no interior do remanescente radicular. O desenvolvimento das técnicas de tratamento endodôntico possibilitou uma utilização mais eficiente destes pinos intra-radulares, popularizando o seu uso e contribuindo para o aparecimento de novos materiais.

Muitos autores afirmam que um dente despolpado torna-se mais frágil com o tempo, devido à desidratação das estruturas dentais (FIGUM e GARINO, 1989).

As características das técnicas de tratamento endodôntico induzem a uma diminuição na resistência do remanescente dentinário devido à dissecação e perda prematura de fluidos fornecidos pela polpa dental, ou ainda pela perda de estrutura dentária, devido à remoção do tecido cariado ou pela instrumentação do conduto radicular (ASSIF e GORFIL, 1994).

É consensual que a perda da estrutura dentária é o aspecto que torna o dente tratado endodonticamente mais susceptível a fraturas. Esta perda ocorre não só decorrente do processo carioso, mas também, como resultado das operações da terapia endodôntica e protética. Assim, o acesso coronário, a instrumentação do canal radicular e o preparo para pino reduzem porções importantes para resistência global do elemento dental; ocasionando uma maior fragilidade do conjunto.

Também DURET, REYNAND e DURET (1990), relatam que as modificações físico-mecânicas que ocorrem na estrutura dentária em função do órgão pulpar, tais como resistência à compressão, dureza e módulo de elasticidade da dentina, são devido às perdas do conteúdo de umidade do dente após o tratamento endodôntico, o que levaria a uma maior possibilidade de ocorrência de fraturas dentais.

Assim, a restauração do dente tratado endodonticamente tem sido objeto de discussão e pesquisa por muitos anos. Uma técnica tradicionalmente utilizada até os dias atuais, é a confecção de retentores intra-radulares fundidos, que copiam a forma interna da raiz preparada. Do ponto de vista estrutural, dificilmente apresentam problemas relacionados à sua fratura, porém dependendo do material são mais susceptíveis à corrosão. Necessita de maior remoção de estrutura dentária

e duas sessões clínicas. São radiopacos e podem ser confeccionados no comprimento e volume de escolha do profissional. Do ponto de vista estético devem ser evitadas para coroas livres de metal, em função da translucidez das mesmas. Não podemos desprezar a larga experiência clínica que se tem com este método de reconstrução, porém seu maior problema tem sido amplamente discutido na literatura, que é o elevado índice de fratura radicular a que induzem.

Já os pinos intra-radulares pré-fabricados, inicialmente eram disponibilizados somente em metal, apresentam variações de forma anatômica, configuração de superfície e material de confecção. São radiopacos e confeccionados em uma única sessão. Uma dificuldade de confecção se dá quando da necessidade de um comprimento maior do pino, o que dependendo da marca comercial, implica em um aumento também no diâmetro. Do ponto de vista estético, dependendo de sua localização, podem interferir na confecção de coroas livres de metal. Em função de sua rigidez podem gerar diferentes tensões e estresse radicular, apresentando alto índice de fratura radicular.

O desenvolvimento de novos materiais restauradores que possam substituir a perda de estrutura dentária de dentes tratados endodonticamente tem sido um dos grandes desafios da odontologia moderna. Também devido às inúmeras alternativas restauradoras existentes, torna-se difícil decidir qual o melhor plano de tratamento para uma perspectiva de maior longevidade clínica (MIRANDA, 1994).

O pino intra-radicular ideal, para DURET, REYNAND e DURET (1990), seria aquele que tivesse a forma similar ao volume dentinário perdido, possuísse propriedades mecânicas idênticas às da dentina para uma melhor união, não ocorresse ruptura na reconstrução, exigisse o mínimo desgaste da estrutura dentária e com uma coloração similar ao de uma dentina sadia.

Com o surgimento de novos materiais e técnicas, a tentativa de substituição do metal em odontologia não se restringe apenas a restaurações de amálgama a serem substituídas. O metal das tradicionais próteses metalo-cerâmicas tem-se tentado substituí-los por materiais mais estéticos, assim também tem ocorrido com os pinos metálicos, sendo esses substituídos por pinos pré-fabricados de dióxido de zircônio, fibra de carbono, híbrido, quartzo ou fibra de vidro, além de que estes últimos possuem uma resiliência semelhante a da estrutura dentinária.

No caso dos pinos de dióxido de zircônio, sua alta rigidez tem o mesmo resultado sobre a raiz como os pinos metálicos, porém apresentam vantagens como estética, radiopacidade e ausência de corrosão.

O pino de fibra de carbono, proposto por DURET, REINAND e DURET em 1990, apresenta vantagens como biocompatibilidade, resistência à corrosão e à fratura (FREEDMAN, 1996; PURTON e PAYNE, 1996; TORBJÖRNER et al., 1996; DEAN; JEANSONNE e SARKAR, 1998). Possuem módulo de elasticidade de 21 GPa, (DIETSCHI; ROMNELLI e GORETTI, 1997; SIDOLI; KING e SETCHELL, 1997; MANNOCCI; VICHI e FERRARI, 1998), próximo ao da dentina (18 Gpa), causando menos estresse ao dente.

Além dos pinos de fibra de carbono (C-Post, Bisco), estão disponíveis comercialmente pinos intra-radulares diretos com mesma constituição básica de fibra de carbono, porém revestidos com uma camada mineral de coloração branca (quartzo), dando uma característica mais estética (MANNOCCI, FERRARI e WATSON, 1999). Estes pinos foram denominados de híbridos em função de sua composição.

A tentativa de combinar requisitos estéticos às promissoras características mecânicas, orientou os fabricantes a projetar pinos brancos compostos integralmente por fibras de quartzo ou de vidro, e posteriormente pinos constituídos por fibras de quartzo de aspecto translúcido, favorecendo uma cimentação resinosa "dual" por transmissão de luz.

Os pinos de fibra de vidro, possuem um baixo módulo de elasticidade, semelhante ao da dentina (NASH, 1998). Possuem ótima estética, são considerados altamente resistentes, sendo reforçados por fibras (BURGESS e XU, 1999). Sua principal desvantagem, é a sua radiolucidez, o que dificulta a avaliação radiográfica.

Diferente dos pinos pré-fabricados metálicos, os pinos de fibra de carbono, híbrido, quartzo ou fibra de vidro apresentam comprimento igual para todos os diâmetros, o que vem a ser uma vantagem na sua instalação, pois o profissional pode escolher o comprimento a ser trabalhado, independente de um aumento no diâmetro.

Em função da necessidade de preservação de estrutura dentária, algumas pesquisas têm sido estimuladas para a realização de pinos cada vez mais anatômicos. Esta morfologia tem objetivo de reproduzir todo o aspecto intra-

radicular, permitindo com isto apenas uma película fina de cimento. Desta forma é possível manter uma estrutura mais uniforme em toda a extensão da composição do pino, melhorando sua qualidade.

Trabalhos atuais têm enfatizado a importância do módulo de elasticidade do material de reconstrução e do pino bem como a forma anatômica deste na incidência de estresse sobre o tecido dental remanescente. Estes trabalhos geralmente empregam máquinas de teste universal, análise fotoelástica e/ou método de elementos finitos, e eles têm se mostrado instrumentos valiosos nessas avaliações.

O Método dos Elementos Finitos (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 (SELNA; SHILLINBURG Jr. e KERR, 1975).

A odontologia vem desenvolvendo uma série de estudos com a utilização de elementos finitos para análise de implantes e próteses. A análise por este método encontra extensas oportunidades para aplicação em estudos de comportamento mecânico de estruturas biológicas, produzindo resultados mais valiosos e exatos que outros métodos alternativos. A eficiência deste método é comprovada em várias observações e conclusões, obtidas em estudos clínicos e experimentais (HO et al., 1994; THRESHER e SAITO, 1973; CAILLETEAU; RIEGER e AKIN, 1992; MORI, 1994; PIDAPARTI e BEATTY, 1995; ALBUQUERQUE, 1995; SANTOS, 1995; VEIGA, 1996; YAMAN; ALACA e YAMAN, 1998; ALBUQUERQUE, 1999; RENGO, 1999; BOCANGEL, 1999; DUARTE, 2001; LEWGOY, 2001; VASCONCELOS et al., 2002).

Este estudo foi idealizado em função da divergência de resultados entre os trabalhos encontrados na literatura e a escassez de trabalhos comparando a reconstrução de dentes com os três tipos de sistemas pinos pré-fabricados atualmente mais utilizados, juntamente com o núcleo metálico fundido e a possibilidade de reconstrução utilizando-se um núcleo em resina composta.

2. REVISÃO DE LITERATURA

Na revisão da literatura temos uma importante abordagem geral de vários aspectos que envolvem a restauração do elemento dental com pinos intraradiculares, sendo assim, o levantamento bibliográfico foi dividido em quatro subitens:

- 2.1 – Aspectos clínico e filosófico.
- 2.2 – Análise mecânica.
- 2.3 – Análise fotoelástica.
- 2.4 – Análise pelo Método dos Elementos Finitos.

2.1. Clínico e filosófico.

O uso do remanescente radicular como suporte para restaurações protéticas passou a ser relatado a partir de 1746, quando PIERRE FAUCHARD (ALBUQUERQUE, 1999), publicou sua obra descrevendo um método restaurador onde utilizava um pino de madeira inserido no conduto radicular com o objetivo de conseguir retenção para as coroas.

Desde então, a restauração do dente tratado endodonticamente tem sido objeto de discussão e pesquisa por muitos anos. Uma técnica tradicionalmente utilizada é a confecção de retentores intra-radiculares fundidos, que copiam a forma interna da raiz preparada. Já nos pinos intra-radiculares pré-fabricados, existem variações forma e material de sua composição, que podem gerar diferentes tensões e estresses nas raízes e componentes da restauração.

Em 1895, BLACK, um dos inovadores das técnicas restauradoras para dentes extensamente destruídos, preconizava o uso de uma folha em ouro introduzida no canal radicular, como forma de dar suporte para as coroas artificiais.

RETTTER em 1899, utilizou parafusos de platina no interior do conduto com a mesma finalidade das coras de RICHMOND, mais conhecidas como coroas “pivot”. Estas eram coroas protéticas que possuíam prolongamentos que se encaixavam no interior do conduto radicular, eram confeccionadas a partir de modelos de gesso, obtidos de um material de moldagem que copiava o interior do conduto.

Segundo SILVERSTEIN, em 1964, os dentes despulpados são frágeis e susceptíveis à fratura, é necessário um reforço de natureza especial. Quando a

estrutura remanescente é insuficiente para receber uma restauração, é necessária a confecção de um núcleo intra-radicular como meio de reforço. O autor cita as vantagens de se confeccionar um pino separado da coroa, como a sua adaptação e remoção, e se este for usado como retentor para prótese fixa, não é necessário paralelismo entre as paredes dos canais dos dentes de suporte.

Em 1970, DAWSON, afirmou que várias técnicas de pinos utilizadas em dentes com vitalidade não são efetivas em dentes tratados endodonticamente. Evidências de fraturas dentinárias têm sido encontradas em estudos de pinos auto-rosqueáveis em dentina. Este tipo de fratura resulta da concentração de estresse criando sítios potenciais de fraturas. Segundo o autor, pinos retidos por fricção podem criar estresse lateral e os pinos auto-rosqueáveis podem produzir estresse apical.

SHILINGBURG JR., FISHER e DEWHIRST em 1970, indicaram a confecção de núcleos fundidos para dentes sem remanescente coronário, tanto em dentes uniloculares como multi-loculares, aproveitando sempre a raiz mais volumosa. Os autores afirmam que a profundidade ótima para os pinos é de 2/3 a 3/4 do comprimento da raiz, se esta profundidade não puder ser obtida, o pino deve ter pelo menos o comprimento da coroa clínica do dente a ser restaurado. Afirmam também que pelo menos 3 mm de material obturador ao nível do ápice radicular deve ser mantido, a fim de prevenir o deslocamento e subsequente infiltração. Para os autores, nem todos os dentes tratados endodonticamente são receptivos a núcleos metálicos fundidos, em função de canais curtos ou curvos. Assim, para estes dentes, onde tal procedimento é contra-indicado, os autores apresentaram como alternativa a confecção de núcleo de preenchimento com amálgama retido por pinos como forma de conseguir suporte adequado para restaurações metálicas fundidas.

BARABAN em 1970, enfatiza as vantagens do método direto para confecção de retentores intra-loculares, tais como facilidade da técnica, simplicidade do equipamento, possibilidade de confecção em uma única sessão. O autor descreve um método, que utiliza um sistema de pino pré-fabricado denominado "Para-post System". O kit era composto por cinco brocas para preparo do conduto com diferentes calibres, correspondentes aos pinos pré-fabricados em quatro materiais, ouro, aço, alumínio e plástico.

Posteriormente, em 1972, BARABAN, descreve a utilização da resina composta como método de reconstrução da porção coronária, possibilitando a finalização deste procedimento em uma única sessão. Este método poderia ser utilizado tanto para dentes uni-radiculares quanto para dentes multi-radiculares. Apresentava grande vantagem principalmente, quanto à resistência e possibilidade de cimentação com vários tipos de cimento, inclusive a base de eugenol. Relata ainda que o Para-post System em aço apresenta qualidades superiores, este pino era confeccionado com paredes paralelas e possuía um canal para escoamento durante a cimentação. O autor conclui que embora a resina composta não apresente resistência semelhante à do amálgama, esta é suficiente para resistir ao estresse a qual será submetida.

CAPUTO e STANDLEE em 1976, afirmam que a utilização de núcleos intra-radiculares pode ser considerada uma técnica radical e quando esta falha, poucas alternativas podem ser utilizadas. Mais importante do que proporcionar retenção, é a necessidade de preservar e proteger a estrutura dentária remanescente. Infelizmente, muitos dos métodos que aumentam a retenção criam uma concentração extrema de estresse na dentina podendo resultar em fratura radicular. Os núcleos pré-fabricados apresentam vantagens no desgaste, controlado por brocas apropriadas, diminuindo a quantidade de desgaste dentinário. Vários fatores biomecânicos afetam a capacidade de um núcleo reter uma restauração ou proteger a estrutura remanescente, incluindo o desenho, a configuração do canal, profundidade do preparo, técnica de inserção e o cimento utilizado. Quando a morfologia dentária permite ou a função exige, pode-se aumentar a retenção com o aumento do comprimento, do diâmetro ou número de núcleos utilizados. Terminam por relatar que um mínimo de 1 mm de dentina sadia deveria ser mantida em torno do canal radicular.

SORENSEN e MARTINOFF em 1984, sugerem que o recobrimento da estrutura dentária desempenha um papel mais importante no reforço do elemento dentário do que a confecção de um núcleo em dentes tratados endodonticamente. Quando necessário a confecção de núcleos intra-radiculares, deveria ser levado em conta o desenho, comprimento, configuração da superfície e diâmetro. Avaliando 6.000 pacientes de nove dentistas, foram selecionados 1.273 dentes tratados

endodonticamente e que receberam algum tipo núcleo. Dos dentes tratados endodonticamente 65,4% não receberam reforço intracoronário, a taxa de sucesso foi de 89,9%. Dos dentes com reforço intracoronário núcleos fundidos cônicos foi o método (19,2%) mais freqüente de tratamento com uma taxa de sucesso de 87,3%. O sistema Parapost com preenchimento de amálgama ou resina foi utilizado em 10,4% dos casos resultando em uma taxa de sucesso de 97,7%. O sistema Parapost com a parte coronária fundida apresentou a maior taxa de sucesso clínico (100%) como reforço intracoronário, no entanto, este não foi o método mais utilizado de tratamento neste estudo. Por último os autores concluíram que, dentes que tinham o comprimento do núcleo maior do que o comprimento da coroa, apresentavam um sucesso clínico maior.

Em 1985, TJAN e WHANG salientaram que muitas pesquisas davam ênfase apenas aos aspectos que afetam a retenção dos pinos, sem considerarem os fatores que afetam a estrutura dentária enfraquecida da raiz. Muitos dos métodos que aumentam a retenção dos pinos criam concentração de estresse ou enfraquecem a estrutura radicular, aumentando o potencial de fraturas. Assim sendo, a retenção do pino muitas vezes deverá ser comprometida pela preservação e proteção da estrutura dentária. Afirmaram também que, clinicamente, para uma raiz de forma cônica, com 1,0 mm ou menos de parede vestibular, deve-se evitar o uso de pinos paralelos, sendo que os pinos cônicos que, assemelham-se à forma da raiz são preferíveis, podendo-se realizar um “stop”, que evite a ação de cunha dos mesmos. Para os autores, fatores biomecânicos associados aos pinos, tais como comprimento, diâmetro e configuração da superfície, além do tipo de material dos mesmos, afetam a sua capacidade de reter uma restauração e proteger a estrutura dentária remanescente. Os autores relatam ainda que quanto mais longo e largo um pino, maior a sua retenção. No entanto quanto maior o preparo e a remoção de dentina intracanal, maior o risco de estresse e enfraquecimento da raiz.

Em 1990, DURET, REYNAUD e DURET relataram que o ideal na reconstrução dos dentes tratados endodonticamente seria uma restauração com as seguintes características: propriedades mecânicas idênticas às da dentina e forma idêntica ao volume perdido para que não haja ruptura da reconstrução. Na necessidade de um pino intra-radicular, o ideal é que ele possua a forma mais

ajustada a cada canal para que haja uma transmissão de esforços homogênea em relação à superfície radicular. Os autores apresentaram uma nova alternativa de pinos intra-radulares que eram constituídos de fibra de carbono envoltos por uma matriz de Bis-GMA. Afirmaram que os pinos pré-fabricados de metal são muito resistentes, mas apresentam alto risco de fratura radicular devido ao seu alto módulo de elasticidade, que é dez vezes maior que o da dentina. Salientaram também que os pinos de fibra de carbono (Composipost, RTD) têm valores de cisalhamento de 170 MPa devido ao alto conteúdo de fibras de carbono (64%), sendo muito semelhante ao da dentina, podem unir-se à estrutura dentária e ao material de preenchimento, além de possibilitarem o retratamento endodôntico, quando necessário.

ROBBINS, em 1990, relatou em sua revisão de literatura, parâmetros para orientar a restauração de dentes tratados endodonticamente. Segundo o autor uma grande quantidade de elementos dentários é perdida devido à fraturas, mais em função de restaurações impróprias do que por causa do tratamento endodôntico. O profissional deveria minimizar a remoção de estrutura dentinária tanto no tratamento endodôntico quanto na confecção do núcleo. O diâmetro do núcleo deveria ser o menor possível; o aumento do comprimento do núcleo seria responsável pelo aumento da retenção e resistência e um mínimo de 4 mm de material obturador é uma quantidade suficiente para garantir o vedamento apical; núcleos rosqueáveis são mais retentivos do que núcleos com paredes paralelas e núcleos cônicos sucessivamente, em função disto deveria se utilizar núcleos serrilhados em raízes pequenas e métodos mais conservadores em raízes mais longas e espessas; e por último um artifício anti-rotacional deveria ser utilizado em todos os tipos de núcleos.

Em 1991, KAHN, afirmou que sem uma quantidade suficiente de estrutura dentária remanescente não se deve utilizar núcleos de preenchimento e sim núcleos metálicos fundidos. A estrutura dentinária remanescente é o fator chave para aumentar a resistência à fratura do elemento dentário. Geralmente a largura de um núcleo é determinada radiograficamente, no entanto, as raízes freqüentemente apresentam uma depressão no sentido mesio-distal que limita a largura na qual deveria ser confeccionado o núcleo, pois um núcleo largo resultará em menor quantidade de dentina, aumentando a possibilidade de fratura. Os dentes que

apresentam este tipo de acidente anatômico são: incisivo central e lateral inferior, primeiro e segundo pré-molar superior, raízes palatinas e mesio-vestibulares dos molares superiores e raízes mesiais e distais dos molares inferiores. A maioria dos núcleos pré-fabricados são circulares e seu preparo em dentes que apresentam este tipo de depressão pode induzir a paredes de dentina muito finas. Segundo o autor um canal oval deveria receber um núcleo metálico fundido, pois neste tipo ocorre uma redução mínima de estrutura dentária para criar espaço para o núcleo. Um núcleo ligeiramente cônico é preferido e para se evitar a formação da ação de cunha se deveria confeccionar um “stop” na área cervical.

Segundo, GUTMANN (1992), deveria haver um completo conhecimento da anatomia e biologia da dentina e raiz que irá suportar a restauração, porque os procedimentos endodônticos e restauradores alteram estes tecidos duros. O conteúdo de líquidos da dentina coronária seria de aproximadamente 13,2% e esta apresentaria aproximadamente duas vezes mais túbulos dentinários do que a dentina radicular, então presumivelmente com menos túbulos, maior substrato inorgânico e dentina inter tubular, esta possuiria menor quantidade de líquidos. O autor não acredita que a esclerose dos túbulos dentinário seja responsável por algum impacto sobre a rigidez radicular. A dentina possuiria considerável plasticidade onde a rigidez e a resistência pode variar. No entanto, geralmente os dentes que não foram tratados com núcleo apresentam uma linha de fratura com características mais acessíveis para reparo do que os dentes que receberam algum tipo de núcleo. Dessa forma, sempre que possível os dentes despulpados deveriam ser tratados sem a confecção de núcleos, deixando-os para situações em que sejam a única forma de tratamento possível.

ASSIF et al. em 1993, afirmam que quando um dente recebe uma restauração coronária, a transmissão das cargas oclusais para raiz é alterada, ficando o retentor intra-radicular com uma responsabilidade secundária, pois, a presença deste não diminui a concentração de tensões na região cervical da coroa. As tensões são transmitidas ao terço coronário da raiz, já que as forças mastigatórias são absorvidas pela coroa (maior rigidez), para posteriormente serem transmitidas ao remanescente dentário (menor rigidez). Desta forma, os autores questionam a importância dos retentores intra-radulares, na distribuição das tensões pela raiz dental.

Em 1995, MANNING et al., descrevem conceitos teóricos básicos sobre a construção de núcleos para dentes tratados endodonticamente. Em sua revisão os autores abordam a grande variedade de técnicas existentes para a confecção deste tipo de procedimento. Muitas destas técnicas são divergentes provocando confusão a respeito da anatomia e do tipo de material entre outros. O cirurgião dentista, segundo os autores, deveria considerar que o dente polpado é diferente do dente despulpado, a umidade se encontra diminuída permanentemente em dentes despulpados e provavelmente torna o dente mais friável; o dente tratado endodonticamente sofrerá mudanças arquitetônicas decorrentes da técnica de acesso, a quantidade de dentina radicular removida durante a limpeza do canal e a natureza dos procedimentos restauradores; as mudanças sofridas podem alterar a capacidade de deformação sob efeito de forças do elemento dentário tornando-o mais susceptível à fratura; estudos têm demonstrado um aumento na quantidade de colágeno imaturo em dentes tratados endodonticamente alterando as características de módulo de elasticidade, resistência à tensão e resistência à compressão; e por último o dente tratado endodonticamente sofreria uma diminuição na resposta proprioceptiva aumentando a sua susceptibilidade às forças mecânicas. O embasamento para a construção de núcleos deveria ser baseado no conhecimento de conceitos básicos, estes conceitos ajudariam o cirurgião dentista a estimar e estabelecer o risco da colocação de um núcleo.

MEYENBERG, LUTHY e SCHARER (1995) em um estudo clínico, inseriram 15 pinos cerâmicos (TZP, Maillefer) em 13 pacientes, que foram observados por um período de 2 anos. A média de observação foi de 11 meses tendo uma variação de 6 meses para 27 meses. Os dentes foram restaurados com 13 coroas totais de cerâmica, 1 coroa metalo-cerâmica e 1 coroa Veneer. Nenhum fracasso foi observado. Os pinos utilizados de zircônio de forma paralela, possuem uma força flexural de 1400 MPa e uma resistência à fratura de 6 a 11 MPa. Segundo os autores, todos pinos cerâmicos devem ser cimentados com técnica adesiva nos canais sem a necessidade do uso do silano.

Segundo PURTON e LOVE, em 1996, dos requisitos principais de pinos de canal radicular é que seja rígido o bastante para resistir à flexão sob carga funcional, e que seja bem retido na raiz. Estas propriedades foram comparadas em dois

diferentes pinos endodônticos de 1mm de diâmetro: pinos lisos de fibra de carbono (Endopost) e pinos serrilhados de aço inoxidável (Parapost). Dez pinos de cada tipo foram testados para rigidez em teste de dobra em três pontos. Os pinos foram cimentados com cimento resinoso dentro de raízes de dentes tratados endodonticamente extraídos. O Parapost provou ser significativamente mais rígido sob carga e mais fortemente retido nos canais dentários, este também parece ser um pino intra-radicular mecanicamente superior para restauração de dentes tratados endodonticamente com diâmetro de canal radicular estreito, apesar do número de vantagens do sistema de fibra de carbono como resistência à corrosão, fadiga e reversibilidade que não foram investigados no citado estudo.

Em 1996, DURET, DURET e REYNAUD, publicaram artigo onde descrevem cinco pesquisas realizadas sobre os núcleos pré-fabricados à base de fibra de carbono. Segundo os autores a maioria das restaurações de dentes tratados endodonticamente são realizadas com núcleos metálicos fundidos ou núcleos pré-fabricados metálicos. As diferenças entre os módulos de elasticidade destes materiais e o módulo de elasticidade da dentina criam uma massa heterogênea com um comportamento mecânico inconsistente. Um material com um módulo de elasticidade próximo ao da dentina evitaria este tipo de problema. A estrutura interna do C-Post consiste fibras de carbono longas de alta performance conferindo a ele um comportamento original totalmente adaptado aos objetivos clínicos. Além disso, o C-Post apresenta uma resistência à fratura superior à maioria dos metais. Concluindo, os autores relatam que o C-Post não compromete o balanceio biomecânico da dentina. As linhas unidirecionais com o eixo do núcleo a um comportamento mecânico anisotrópico que são próximos aos valores e direções da dentina natural. Os resultados apresentados pelo núcleo pré-fabricado C-Post podem induzir os clínicos a utilizá-lo como material de escolha para suas restaurações.

FREEDMAN (1996) estudou as características dos pinos à base de fibra de carbono (Composipost, Biodent), que é constituído por fibras de carbono de 8 microns de diâmetro, paralelamente, alinhadas ao longo eixo do pino e imersas numa matriz de resina epóxy. A matriz de Bis-GMA representa 36% do pino em peso, e a interface com as fibras de carbono assegura uma ótima coesão dos componentes do sistema, melhorando assim as propriedades físicas do material. A

estrutura interna deste sistema tende a absorver o estresse gerado na porção coronária e redirecionar as cargas ao longo eixo da raiz. O autor citou que os pinos de fibra de carbono transmitem apenas 63% do estresse gerado pelos pinos de titânio, bem como cerca de um terço dos de níquel-cromo. Afirma que o módulo de elasticidade dos núcleos metálicos fundidos pode ser dez vezes maior que o da dentina natural; isto gera estresse na interface dente-cimento-pino, ocasionando separação do pino e fratura de raiz. Já os pinos de fibra de carbono têm um módulo de elasticidade muito similar à dentina, diminuindo o estresse e, conseqüentemente, absorvem ou distribuem os vários esforços aplicados ao dente.

Em 1996, DALLARI e ROVATTI, publicaram uma avaliação de seis anos de experiências sobre o comportamento “in vivo” e “in vitro” do Composipost. Segundo os autores o Composipost pode ser considerado um núcleo passivo não metálico, que tem um módulo de elasticidade próximo ao apresentado pela dentina humana e pode se comportar como um monobloco ao invés do que ocorre com a restauração com materiais heterogêneos. Esta é uma nova filosofia na reconstrução de dentes tratados endodonticamente e é baseado no uso de materiais integráveis que distribuem as forças mastigatórias homoganeamente reduzindo o estresse. Este tipo de núcleo é passivamente cimentado no conduto radicular, é completamente atraumático e tem uma retenção muito alta. Outra vantagem apresentada é que o Composipost permite o tratamento em uma única sessão e tem um custo menor do que os núcleos de ouro.

WENNSTRÖM, em 1996, publicou um relato clínico do sistema C-Post. Aproximadamente 900 dentes restaurados com este tipo de núcleo abrangem o estudo. Vários tipos de prótese foram utilizados, desde próteses unitárias a próteses com até 12 elementos, em casos de 3 a 4 anos de acompanhamento. De todos os dentes, apenas 2 apresentaram fratura radicular e 1 apresentou fratura do pino. O artigo descreve ainda uma técnica de fabricação do núcleo. O autor conclui que usando uma técnica adesiva de cimentação, o C-Post é incorporado em um monobloco proporcionando ao clínico uma grande possibilidade de tratamento.

DIETSCHI, ROMELLI e GORETTI, em 1997, acreditam que as deficiências mecânicas dos núcleos ainda representam um problema clínico significante. Muitos experimentos têm comprovado que a fadiga do material restaurador é um fator primordial na falha clínica. Testes desenvolvidos com núcleos adesivos parecem

indicar que materiais colocados nos dentes deveriam apresentar propriedades físicas tão próximas quanto possível dos tecidos naturais. Um núcleo à base de resina epóxica e fibra de carbono parece oferecer uma solução promissora para restaurar dentes tratados endodonticamente. Os autores realizaram um teste de sobrecarga cíclica tentando reproduzir a parafunção e a função fisiológica, e pelos resultados apresentados o núcleo de fibra de carbono teve um comportamento elástico bastante favorável.

MANNOCCI, VICHI e FERRARI (1998) compararam clinicamente, depois de dois anos, os sucessos e fracassos de dentes tratados endodonticamente e restaurados com pinos de fibra de carbono ou pinos metálicos. Duzentos dentes foram selecionados para o estudo e divididos em dois grupos de cem dentes cada. Grupo 1 - dentes restaurados com pinos de fibra de carbono (C-Post, Bisco), cimentados com sistema adesivo All-Bond 2 (Bisco) e C&B Cement (Bisco). Como preenchimento foi usada resina autopolimerizável Bisfil 2B (Bisco). Grupo 2 - pinos e núcleos metálicos fundidos foram cimentados com fosfato de zinco. Em todos os espécimes, foram cimentados coroas metalo-cerâmicas. Exames radiográficos, exame clínico, saúde periodontal e tecidos periapicais foram avaliados durante 2 anos. Noventa e cinco dentes do Grupo 1 e noventa e sete do Grupo 2 foram analisados. Noventa e três dentes do Grupo 1 e noventa e dois dentes do Grupo 2 tiveram sucesso. Os dois fracassos do Grupo 1 foram relacionados a infecções periapicais e os quatro fracassos obtidos pelo Grupo 2 foram relacionados à fratura de raiz. Como resultado, os autores descreveram que os pinos de fibra de carbono são um método seguro e eficiente para restauração de dentes tratados endodonticamente.

CHRISTENSEN (1998) fez uma breve avaliação do estado atual do emprego de núcleos metálicos fundidos, pinos pré-fabricados (Parapost, Whaledent) pinos de titânio (Filpast, F. Dental), pinos de zircônio (Cerapost - Brasseler), pinos de fibras reforçados com resina (Ribbond Inc.) e pinos de fibra de carbono (C-Post, Bisco). O autor coloca que, se o remanescente dentário for maior que a metade da estrutura coronária, a retenção intra-radicular não será necessária, sendo indicada apenas se os esforços forem intensos ou quando o dente for retentor de prótese fixa. Também relata que os pinos de fibra de carbono (C-Post) satisfazem os profissionais por

possuírem uma relativa flexibilidade, fácil colocação e de fácil remoção para retratamento endodônticos. Como principal desvantagem, sua coloração escura pode não indicar uma coroa livre de metal.

NASH (1998), em um artigo clínico de utilização dos pinos de fibras de vidro (Fibrekor Post, Jeneric - Pentron), relatou que esses pinos consistem de fibras de vidro paralelas pré-impregnadas por resina. Destaca que esses pinos devem ser cimentados com um agente cimentante resinoso, e que uma das melhores características desses pinos é o seu baixo módulo de elasticidade, sendo semelhante ao da dentina, onde é aderido, tendo, portanto, uma distribuição de cargas mais uniforme na interface pino - dente. Outra vantagem destacada é a sua coloração, oferecendo assim uma grande vantagem estética. Ao descrever a técnica de cimentação, o autor indica que, após testar o pino dentro do canal radicular, esse deve ser limpo com álcool e, em seguida, coberto por uma camada de silano e posteriormente seco. Conclui relatando que os pinos cimentados com sistemas adesivos, como o de fibra de vidro, reforçam a estrutura dentária, promovendo flexibilidade e prevenindo assim, o risco de fraturas radiculares.

CANTATORE, em 1998, descreveu a influência da anatomia radicular sobre as técnicas de restauração com núcleos intra-radiculares. Observou que a causa mais freqüente de fracassos com este tipo de restauração ocorre devido ao escasso conhecimento sobre a anatomia radicular, o excessivo uso da estrutura radicular saudável e o uso de instrumentos inadequados. Concluindo preconizou as características que deveriam ser preenchidas pelos núcleos pré-fabricados, como sendo de fibra de carbono, deveriam possuir maior radiopacidade do que o sistema atual, ter a forma cônica e possuir diâmetros variando de 0,4 a 0,7 mm.

ROVATTI, MASON e DALLARI, em 1998, relataram suas considerações observando que os núcleos de fibra de carbono agem em conjunto formando um monobloco com o material restaurador, o agente cimentante e a raiz restaurada dessa forma as forças mastigatórias são absorvidas pelos componentes que possuem um módulo de elasticidade semelhante transmitindo estas forças de forma homogênea para o aparato de suporte dentário. Os autores comentam seus testes com o Aestheti-Plus e o Aestheti-Post, materiais desenvolvidos a partir do núcleo de fibra de carbono para melhorar suas propriedades estéticas. Observaram que este

material apresenta menor resistência flexural do que o Composipost apesar de ser suficiente para resistir às condições de esforços mastigatórios.

No ano de 1998, ZALKIND e HOCHMAN, relataram que com o aumento da utilização da coroa de porcelana pura há necessidade de reconstruções coronárias mais estéticas. Em função disto vários sistemas são analisados na procura de um material com melhores qualidades do ponto de vista estético. Segundo os autores os núcleos fundidos estão indicados quando não há estrutura dentária remanescente suficiente para utilizar os núcleos pré-fabricados. No entanto, quando a forma da raiz permite e existe dentina suficiente os pinos pré-fabricados podem ser utilizados. As vantagens dos pinos pré-fabricados incluiriam fácil manipulação, rápido endurecimento possibilitando a preparação na mesma sessão e o baixo custo. Do ponto de vista estético este método assume grande vantagem devido à cor metálica e completa opacidade do sistema metálico fundido, principalmente em dentes anteriores de pacientes que apresentam a linha do sorriso alta e a coroa utilizada for de cerâmica pura.

AHMAD (1999) fez uma breve revisão bibliográfica dos diferentes materiais para restaurar, por meio de pinos, dentes tratados endodonticamente. Cita algumas características a serem observadas com determinados materiais, principalmente metálicos, no preparo da estrutura remanescente, na forma desses pinos e núcleos, nos preparos ideais, na cimentação e algumas desvantagens. Porém, destaca como grande progresso a utilização de pinos cerâmicos de dióxido de zircônio, seguidos de coroas puras de porcelana para restaurar dentes anteriores tratados endodonticamente. O autor destaca como característica principal dos pinos cerâmicos sua translucidez, que pode irradiar através da porcelana. Destaca a composição química desses pinos, descrevendo detalhadamente os procedimentos clínicos e laboratoriais para se obter sucesso na utilização desses pinos.

Em 1999, MORGANO e BRACKETT, publicaram uma revisão da literatura sobre a restauração de dentes estruturalmente comprometidos. Entre os tópicos discutidos, os autores abordaram a restauração de dentes despulpados, núcleos, pinos pré-fabricados, problemas e limitações entre outros. Com o advento da terapia endodôntica nos anos 50, os núcleos tornaram-se um método de rotina restauradora de dentes com grande perda de estrutura dentária. Um guia para a confecção de núcleos deve seguir aspectos como: comprimento pelo menos igual ao tamanho da

coroa, comprimento de 2/3 do tamanho da raiz no interior do osso, ou um comprimento tão longo quanto possível, desde que se mantenha pelo menos de 4 a 5 mm de material obturador; núcleos muito largos reduzem a resistência da raiz; um dispositivo anti-rotacional é desejável para evitar o deslocamento do núcleo; e um "stop" confeccionado na abertura da raiz previne o assentamento vertical excessivo que poderia criar um efeito de cunha induzindo à fratura. Quarenta por cento dos cirurgiões dentistas utilizam núcleos pré-fabricados e o tipo mais popular é o núcleo serrilhado com paredes paralelas. Mesmo que este tipo de núcleo apresente um módulo de elasticidade comparável ao da dentina humana, esta propriedade pode não garantir um desempenho clínico semelhante. A aplicação de forças oclusais que provoquem micro-movimentação dos pinos pode induzir à fratura do selamento da coroa facilitando a micro-infiltração. Os autores concluem que com o advento de novos materiais e técnicas, estudos adicionais são necessários para avaliar completamente a eficácia destes desenvolvimentos recentes.

HOCHMAN e ZALKIND (1999) relataram que os pinos metálicos podem produzir uma descoloração acinzentada quando optarmos pelo seu uso em coroas puras de porcelana. Comentaram que restaurações estéticas, sem o uso de metal, tendem a aumentar nos consultórios com o passar do tempo. Sugeriram, então, o uso de pinos cerâmicos, no qual possuem como característica principal sua estética, onde a translucidez de uma futura coroa de porcelana pura poderá ser mantida. Descreveram também uma seqüência de métodos clínicos e laboratoriais para confecção desses pinos cerâmicos de zircônio (CosmoPost, Ivoclar) de uma forma indireta, onde posteriormente a moldagem intra-radicular com o próprio pino foi conjugada a pastilhas de cerâmica (IPS Empress Post System), preconizados pelo fabricante, formando assim, através de uma prensagem feita em forno especial de alta temperatura, uma peça única de pino e munhão. Diante da peça pronta, os autores sugeriram a cimentação utilizando-se de cimentos resinosos.

BURGESS e XU (1999) fizeram uma revisão para um pino intracanal ideal. Como variáveis, os autores destacaram o tamanho do dente, espessura de dentina remanescente, formato, comprimento, diâmetro e rugosidade superficial do pino intracanal. Como formato de pino, os autores sugeriram que se utilize um pino intracanal individualizado para canais ovóides e elípticos; e pino intracanal pré-fabricado para canais retos e paralelos. Sugeriram a manutenção de 5 mm de

material obturador na porção apical do pino para preservar o cimento do canal. Como características clínicas, os autores destacaram os pinos de fibra de carbono-quartzo Aestheti-Post (Bisco) por serem estéticos, fácil de usar, fáceis de ajustar o comprimento, fáceis de remover no retratamento endodôntico, porém radiolúcidos. Os pinos cerâmicos CosmoPost (Ivoclar) possuem diâmetros adequados para a maioria das restaurações anteriores, aderem bem a maioria dos cimentos resinosos e núcleos de reconstrução de resina composta. São estéticos, radiopacos, contudo difícil de ajustar seu comprimento. Os pinos Fibrekor Post (Jeneric/Pentron) possuem uma boa disponibilidade de tamanhos, são fáceis de ajustar o comprimento, estética, altamente resistente, reforçado por fibras e sua superfície é retentiva. Como principal desvantagem, é um pino radiolúcido.

STOCKTON, em 1999, discute os fatores que afetam a retenção de um núcleo baseado em uma extensa revisão da literatura, com o objetivo de proporcionar um guia para a restauração de dentes tratados endodonticamente otimizando a retenção enquanto limita o risco de fratura. Os aspectos a serem observados são: comprimento, diâmetro, desenho do núcleo, agente de cimentação, método de cimentação e forma do canal. Finalizando o autor comenta que a retenção e a resistência à fratura são dois fatores importantes que devem ser conseguidos durante a restauração de dentes com grande perda de estrutura dentária. Frequentemente este passo reduz a resistência da raiz. Uma avaliação minuciosa pode determinar uma resistência adequada. Como um único sistema de núcleos não pode suprir todas as necessidades é aconselhável que cada situação seja analisada de acordo o caso clínico.

Em 1999, GOMES, descreve a aplicação de pinos intra-radulares adesivos não metálicos para a reconstrução de dentes tratados endodonticamente. O autor faz um alerta a respeito do conteúdo da polpa, que basicamente formada por tecido conjuntivo, não justificaria a utilização de materiais rígidos em seu lugar, estaríamos assim, contrariando os princípios da natureza. Justificando assim a busca por novos materiais não rígidos no interior do conduto a fim de buscar retenção para as coroas.

Em um estudo retrospectivo, FERRARI, MANOCCI e MASON em 2000, avaliaram a performance dos pinos de fibra C-Posts, Aestheti-Posts e Aestheti-Plus Posts (ambos Bisco) depois de um período clínico de 6 anos, onde foram colocados 1.314 pinos por 3 cirurgiões dentistas. Num total de 719 pacientes tratados, foram

colocados 840 pinos C-Posts, 215 pinos Aestheti-Posts e 249 pinos Aestheti-Plus Post em dentes tratados endodonticamente e obturados com cimento livre de eugenol. Os pinos de fibra foram cimentados com 4 combinações de sistema adesivo e cimento resinosos (All-Bond 2 e One-Step em combinação com C&B cement, todos produtos Bisco, Scotchbond Multi-Purpose Plus (3M), em combinação com Opa Luting composite 3M e Scotchbond 1 (3M), Single-Bond (3M) com Rely X resin cement 3M. Para os núcleos de preenchimento foram utilizados os sistemas Bis-Core (Bisco) para os pinos C-Posts e Aestheti Posts; e Aeliteflow Ligth Curing RBC para os pinos Aestheti-Plus Post (todos da Bisco). Para as restaurações finais foram colocadas 52% de coroas metalo-cerâmicas, 38% de coroas cerâmicas e 10% mantiveram-se apenas com núcleo preenchimento Bis-Core. Análises estatísticas Acturial Life e comparações Mantel-Haenszel com nível de confiança de 95% foram utilizados. Foram avaliados através de exame radiográfico e clínico os fracassos de técnicas, perda de retenção, fratura de pinos ou fratura de raízes. Os resultados obtidos durante o período de 18 a 68 meses mostraram 25 fracassos devido ao deslocamento dos pinos e 16 dentes mostraram lesões periapicais pelos exames radiográficos, tendo um total de fracasso de 3,2%. Os resultados mostraram não haver significância estatística entre as quatro combinações de sistema adesivo e cimento resinoso, além de não ter sido observado nenhuma fratura radicular.

FERRARI, VICHI e GARCIA-GODOY (2000) avaliaram clinicamente o comportamento de dentes restaurados com pinos de fibra de carbono, Composipost (Bisco) e pinos metálicos depois de 4 anos de acompanhamento. Os dentes, num total de 200, foram divididos em 2 grupos experimentais com 100 amostras cada. Todas as raízes foram tratadas endodonticamente e obturadas com cimento obturador livre de eugenol. Para o Grupo 1 os pinos Composipost foram cimentados com sistema adesivo All-Bond 2 (Bisco) e C&B Resin Cement (Bisco), seguindo as instruções do fabricante. Os dentes tiveram seus núcleos de preenchimento feitos por Bis-Core (Bisco). Para o Grupo 2, os condutos foram moldados, os pinos encerados em laboratório, fundidos com liga de metal precioso (Medior 3) e cimentados com fosfato de zinco (Zinc Cement, SS White). Todos os dentes receberam coroas metalo-cerâmicas como restauração final. Radiografias periapicais e exames clínicos foram feitos após 6 meses, 1, 2 e 4 anos, depois das coroas terem sido cimentadas para avaliação de cáries secundárias, problemas

periapicais e periodontais. Foram utilizadas análises estatísticas Actuarial Life e comparações Mautel - Hauzel com nível de confiança de 95% e os resultados obtidos mostraram que, no Grupo 1, 95% dos dentes restaurados com pinos de fibra de carbono Compositos obtiveram sucesso, 3% das amostras foram excluídas por não comparecimento dos pacientes e 2% mostraram fracassos endodônticos. Para o Grupo 2, 84% dos dentes restaurados com pinos e núcleos metálicos obtiveram sucesso, 2% das amostras foram excluídas por não comparecimento dos pacientes, 9% mostraram fraturas de raízes, 2% deslocamento de coroas e 3% obtiveram fracassos endodônticos. Avaliação estatística mostrou diferenças significativas entre os Grupos 1 e 2 ($P < 0.001$). Os resultados deste estudo indicaram ser o sistema Compositos de fibra de carbono mais efetivo em relação aos pinos metálicos fundidos, depois de 4 anos de avaliação clínica.

FERNANDES e DESSAI em 2001 fizeram um levantamento bibliográfico, buscando artigos em pesquisa no MEDLINE que foram obtidos de revistas e revisados a respeito de fatores que afetam a resistência à fratura de dentes reconstruídos com pino-núcleo. Resultados: Uma grande parte da literatura revisada enfatiza a distribuição de estresse durante a inserção dos pinos e durante a função. Outros fatores como comprimento do pino, diâmetro do pino, quantidade de remanescente dentinário, material do pino, adaptabilidade do pino, desenho do pino, cimento, material do núcleo, desenho do núcleo e da coroa, biocompatibilidade do material do pino, uso do dente tratado e experimento de carga sobre o dente restaurado, também parecem influenciar a resistência à fratura de um dente reconstruído. De todos os fatores enumerados, o desenho da coroa, as forças oclusais, e o uso de dentes tratados parece ter impacto direto sobre a longevidade do dente restaurado. Conclusão: a literatura indica que a preservação da estrutura dentária é importante; os pinos não devem ser usados com a intenção de reforçar o dente, a revisão de forças funcionais e parafuncionais deve ser feita antes da restauração do dente, e isso influenciará o prognóstico, e estudos clínicos avaliando cada fator devem ser observados.

BEREKALLY (2003), analisou dois fatores a respeito dos pinos intracanaís. Um fator na complexidade de selecionar um sistema de pinos era o volume de dados científicos seguros sobre os quais os clínicos estão baseando suas decisões. Na busca de restaurações estéticas, função e redução do risco de tratamentos falhos,

existe agora uma maior ênfase na preservação de estrutura dentária sadia, isolamento do dente para procedimentos intracanaís, selamento da raiz e adaptação. A recente introdução dos pinos “metal-free” na classificação protética, tem adicionado uma opção estética para se planejar um tratamento. Novos sistemas adesivos e os agentes de união têm o potencial de criar uma genuína adesividade entre o complexo dentina/pino/coroa. Enquanto essas evoluções possuem ramificações significativas com respeito ao prognóstico do tratamento, a durabilidade clínica desses sistemas é ainda incerta.

Ainda em 2003, BOUDRIAS, SAKKAL e PETROVA, apresentam um caso clínico onde afirmam que, dentes tratados endodonticamente, requerem pinos e núcleos para servir de base para restaurações coronárias. A estrutura remanescente coronária, propriedades físicas do material do pino, formato do pino, e tipo de cimento, contribuem para o sucesso da restauração. A adaptação do pino no canal apresenta um elemento importante no desempenho biomecânico da restauração protética. Um sistema de pinos feito de fibra de quartzo e resina epoxy, foi desenvolvido para ter uma conformação mais precisa do formato dos canais tratados endodonticamente. O uso do material de fibra de quartzo/epoxy com baixo módulo de elasticidade também reduz a incidência de fraturas radiculares. Além disso, as cores estéticas naturais oferecidas com o sistema de pinos, promovem uma base favorável para eliminar a descoloração causada pelo pino metálico nos sistemas de coroas cerâmicas.

2.2. Análise mecânica.

KANTOR e PINES (1977) relataram várias técnicas para reconstruir dentes despulpados, dentre as quais a confecção de núcleos fundidos em ouro, núcleos de resina composta reforçada com pinos intra-radiculares do tipo Parapost (Whaledent) e dentes sem núcleo. Os autores selecionaram dentes uni-radiculares recém-extraídos, executaram as três técnicas relatadas utilizando como controle um dente hígido. Esses dentes sofreram preparos para coroa total, sendo posteriormente montados em um ângulo de 45 graus em uma máquina de ensaio universal Instron, onde foi medida a resistência à fratura de cada corpo de prova. Os autores concluíram que um dente despulpado com coroa dentária preservada deve ser

reforçado antes da restauração com um simples pino cimentado dentro do canal radicular, pois tal procedimento pode dobrar a resistência à fratura do dente. Em dentes sem estrutura coronária, pinos intra-radulares devem ser associados a núcleos de resina composta, amálgama ou ouro para substituir a estrutura dentária perdida. Afirmaram que somente o núcleo de ouro pode ser recomendado em tratamentos protéticos complexos, onde restaurações cimentadas temporariamente devam ser removidas e cimentadas novamente. Núcleos de resina composta podem ser bem sucedidos nos casos de restaurações unitárias que não servirão de suporte para prótese fixa.

MOLL, HOWE e SVARE realizaram em 1978, uma investigação com o objetivo de verificar a resistência à fratura dentária com núcleo metálico fundido e com compósito retido por pinos intra-radulares, aplicando cargas de compressão similares à mastigação. Foram selecionados dentes anteriores que, após serem mantidos em soro fisiológico, tiveram suas coroas anatômicas removidas a 1 mm acima da junção cimento-esmalte com instrumento de alta rotação. Os dentes foram divididos em 2 grupos, o Grupo 1 recebeu núcleos metálicos fundidos, no Grupo 2, os dentes foram restaurados com compósito associados a pinos metálicos auto-rosqueáveis (Flexi-Post, EDS) retidos na dentina. As coroas metálicas foram cimentadas com fosfato de zinco e cada amostra foi incluída em um anel metálico com gesso, mantendo a porção coronária exposta e com o longo eixo do dente inclinado em 45 graus em relação à carga de compressão, aplicada por uma máquina de ensaio universal Instron, até o momento de ruptura dos corpos de prova. Os autores verificaram que os dentes restaurados com compósito associado aos pinos metálicos auto-rosqueáveis foram pelo menos 4 vezes mais resistentes à fratura em relação aos pinos metálicos fundidos.

Na intenção de avaliar o reforço da estrutura dentária proporcionado pela utilização de pinos em dentes tratados endodonticamente, GUZY e NICHOLLS, em 1979, utilizaram 58 dentes anteriores entre incisivos centrais e caninos, os dentes foram estocados em solução salina durante o período do experimento e eram mensurados quanto ao diâmetro e comprimento. Os que receberam pinos tiveram tratamento endodôntico e os que não receberam pinos tiveram suas câmaras pulpares preenchidas com cimento de silicato até 2 mm abaixo da junção cimento-esmalte. Os dentes foram colocados em cilindros de alumínio que foram preenchidos

com resina acrílica. Estes foram montados em um ângulo de 130° em relação ao longo eixo do dente e colocados em uma máquina de testes Instron. Os resultados mostraram que não havia diferença aparente no modelo ou localização da fratura entre os dentes com ou sem pino. Também não foi encontrada diferença estatisticamente significativa entre caninos e incisivos que apresentavam ou não pinos no interior do conduto radicular. Conclui-se que, apesar da perda de estrutura dentinária ocorrida durante o processo de instrumentação para a colocação do pino, isto parece não afetar significativamente os resultados.

CHRISTIAN et al., em 1981, selecionaram 25 molares inferiores intactos recém-extraídos, cortaram a coroa 2 mm acima da junção amelo-dentinária e montaram em um cilindro de resina acrílica. Os dentes foram divididos em 3 grupos: Grupo a: dentes íntegros; Grupo b: núcleos de amálgama sem pinos e Grupo c: núcleos de amálgama com pinos intra-radulares. Os dentes foram montados em uma máquina Instron com uma angulação de incidência de força de 90°. Ao final dos testes os autores encontraram que os dentes hígidos foram os mais resistentes (269 libras) seguidos pelos núcleos de amálgama com pinos intra-radulares (142 libras) e os núcleos de amálgama sem pinos intra-radulares (123 libras).

Para CHAN e BRYANT (1982), a principal função de um pino é proteger um dente enfraquecido contra a fratura. Assim, publicaram uma investigação científica com o intuito de comparar a resistência à fratura e as características de falha de dentes posteriores tratados endodonticamente. Os materiais utilizados foram: ouro fundido, amálgama com pinos e resina composta com pinos. Os pinos foram colocados em 55 pré-molares inferiores, que posteriormente foram preparados e moldados para confeccionar uma coroa total fundida. Os dentes foram montados em cilindros de resina acrílica e colocados em uma máquina de ensaios para medir a resistência ao cisalhamento. Como resultado, os núcleos em ouro fundido necessitavam de menor força para falharem. Todos os núcleos fundidos apresentaram deslocamento e a maioria deles fratura da raiz. Espécimes de amálgama e resina composta apresentaram fratura do núcleo, mas possuíam menor evidência de deslocamento do núcleo, sendo que os núcleos de resina composta não apresentaram fratura da raiz tão freqüentes como nos núcleos de amálgama. Os autores concluem que os núcleos de preenchimento de resina composta e amálgama, são alternativas altamente aceitáveis, e sua superioridade se deve,

provavelmente, à rigidez dos pinos intra-radulares de aço e à adaptação superior do amálgama e resina composta, em relação aos núcleos fundidos.

Posteriormente, também em 1990, McDONALD, KING e SETCHELL, analisaram os efeitos da restauração de dentes tratados endodonticamente com núcleos quanto a sua resistência à fratura. Os dentes foram divididos em três grupos, dentes restaurados endodonticamente sem núcleo, dentes restaurados com núcleo de aço inoxidável, e dentes restaurados com núcleo de fibra de carbono. Os núcleos foram cimentados com cimento resinoso. Os dentes foram submetidos à força no sentido de 90° até que ocorresse a fratura. Os resultados não mostraram diferença estatisticamente significativa entre os grupos analisados. Os autores concluíram que não há vantagens do ponto de vista da fratura mecânica em se restaurar dentes tratados endodonticamente com núcleos de aço inoxidável ou de fibra de carbono.

Em 1990, KING e SETCHELL, avaliaram “in vitro” três tipos de sistemas de núcleos (Para-Post de aço inox e Para-Post de titânio, e fibra de carbono) cimentados em incisivos centrais superiores, que receberam preparo intra-radicular de 10 mm de comprimento e 1,5 mm de diâmetro. Os resultados mostraram que os dentes restaurados com núcleos de fibra de carbono apresentaram desempenho semelhante ou melhor do que os dentes restaurados com outros sistemas pré-fabricados. Os autores concluíram que o modo de falha do núcleo de fibra de carbono era mais favorável para os tecidos remanescentes do que quando os dentes eram restaurados com núcleos pré-fabricados.

KOVARIK, BREEDING e CAUGHMAN em 1992 verificaram a resistência à fratura de três materiais para núcleos de preenchimento: amálgama (Tytin), resina composta (Adaptic II) e ionômero de vidro reforçado com prata (Ketac Silver), associada aos pinos intra-radulares, Flexi Post ou Para Post, utilizando um teste de fadiga que simulava as condições de mastigação. Foram selecionados caninos humanos que receberam pinos intra-radulares cimentados e, preenchimentos coronários, antes da cimentação de uma coroa total de ouro. Os dentes foram montados em uma Máquina de Testes de fadiga que aplicava uma força sobre a coroa dentária, a uma velocidade de 60 ciclos/min. Aplicou-se 1 milhão de ciclos que, estimativamente, equivaleria a 5 anos de atividade da restauração. Os

resultados mostraram que todos os núcleos de ionômero de vidro falharam, ocorrendo fratura do material em torno da cabeça do pino que não apresentou resistência adequada para suportar cargas oclusais. As resinas compostas apresentaram maior resistência, porém, as falhas foram elevadas, devido ao seu baixo módulo de elasticidade, sendo muito mais flexíveis que o amálgama. Segundo os autores, os núcleos de preenchimento em ionômero de vidro não apresentam desempenho compatível que justifique a sua utilização quando não existe um bom remanescente de estrutura dentária sadia.

Em 1995, ALBUQUERQUE realizou um trabalho que teve como objetivo avaliar a resistência à fratura de molares superiores reconstruídos com amálgama, resina composta ou cimento de ionômero de vidro reforçado com prata, com o auxílio de um pino intra-radicular Unimetric, fio ortodôntico ou sem auxílio de pinos. Foram selecionados 27 molares superiores recém extraídos que tiveram suas coroas anatômicas removidas 2 mm acima da junção cimento esmalte. As câmaras pulpares foram preparadas, bem como o diâmetro externo dos dentes, com o intuito de se obter dentes com uma anatomia mais uniforme. Os dentes tiveram seus canais tratados e foram montados em cilindros de PVC preenchidos com resina acrílica. Os dentes foram reconstruídos com amálgama (DFL ALLOY), resina composta (Adaptic) ou cimento de ionômero de vidro reforçado com prata (Ketac Silver), tendo o auxílio de um pino intra-radicular Unimetric, fio ortodôntico ou nenhum pino. Os dentes foram montados em um plano inclinado de 45 graus e colocado para os testes em uma máquina de testes Universal Instron. Ao final do estudo, pode-se concluir que: Dentes reconstruídos com núcleos de resina composta mostraram maior resistência à fratura quando comparados aos de amálgama ou cimento de ionômero de vidro reforçado com prata. Dentes reconstruídos com amálgama apresentaram a mesma resistência à fratura que os de cimento de ionômero de vidro reforçado com prata. Os dentes com núcleos associados a um pino intra-radicular Unimetric, fio ortodôntico ou mesmo sem pino intra-radicular, apresentaram a mesma resistência à fratura.

Salientando que os pinos metálicos possuem um módulo de elasticidade muito superior ao da dentina, o que gera muito estresse na raiz do dente, ISIDOR, ÖDMAN e BRONDUM, em 1996, avaliaram a resistência à fratura de dentes bovinos restaurados empregando pinos intra-radulares em fibra de carbono. Quarenta

dentes bovinos com comprimento e diâmetro semelhantes foram montados em um bloco de resina acrílica. O espaço dos pinos foi preparado usando duas fresas calibradas provendo uma profundidade de preparo de 8,5 mm. O pino em fibra de carbono foi cimentado empregando um cimento resinoso sendo confeccionado o núcleo de preenchimento com uma resina composta autopolimerizável. Uma coroa metálica foi cimentada em cada preparação com cimento de fosfato de zinco. Em uma máquina de teste universal, cada espécime recebeu uma carga de 250 N. sob uma angulação de 45° a uma frequência de duas cargas por segundo. Quatro canais tiveram fratura incompleta longitudinal depois da carga. Os autores compararam os resultados deste estudo com outros dos mesmos autores, seguindo a mesma metodologia deste trabalho onde foram utilizados pinos pré-fabricados metálicos (Para-post) e núcleos fundidos, levando-os a concluir que o índice de falha dos pinos em fibra de carbono foi significativamente mais baixo do que os pinos metálicos.

Com a intenção de comparar as propriedades físicas dos pinos de fibra de carbono em relação aos de aço inoxidável, PURTON e PAYNE em 1996, realizaram um estudo onde mediram a resistência à tração e ao cisalhamento. Testes foram realizados em uma máquina de testes universal Instron onde dez pinos foram carregados à uma velocidade cruzada de 10 mm por minuto e além de medir o limite de elasticidade dos pinos. Na segunda parte do estudo foi testada a resistência à tração dos pinos colocados dentro de cilindros de resina composta Ti-core usando a mesma máquina com a mesma velocidade. Após a análise dos seus resultados, os autores observaram que os pinos de fibra de carbono foram mais rígidos do que os pinos de aço nos testes de cisalhamento mostrando serem mais efetivos neste ponto. Os pinos de aço ficaram melhor retidos na resina composta Ti-core do que os de fibra de carbono levando os autores a sugerirem ao fabricante a produção deste pino com forma serrilhada. Os autores salientaram que os pinos de fibra de carbono reforçados com resina composta apresentaram propriedades que recomendam o seu emprego na construção de núcleos de preenchimento.

TORBJÖRNER et al. (1996) compararam as propriedades mecânicas dos pinos de fibra de carbono (Composipost, RTD) com os pinos de aço inoxidável (Parapost, Whalectent). A resistência flexural foi medida em três pontos de carga, após os pinos de fibra de carbono terem sido armazenados em ambiente seco ou em água. A força de união do Composipost, também, foi medida com e sem

termociclagem. Os valores obtidos para o módulo flexural e a força flexural para os pinos de carbono estocados em ambiente seco foram respectivamente 82,6 GPa, 1154,65 MPa, que são similares aos valores encontrados para os pinos de aço inoxidável (Parapost) 83,7 GPa e 1099,9 MPa. Os valores flexural dos pinos de carbono diminuíram significativamente após a estocagem em água e após a termociclagem.

Em 1997, LAMBJERG-HANSEN e ASMUSSEN avaliaram pinos intraradiculares pré-fabricados com relação à rigidez, limite de elasticidade e resistência à fratura, por meio de ensaios mecânicos em uma Máquina de Testes Instron. Os autores concluíram que variações encontradas nos valores de rigidez, resistência à fratura e limite de elasticidade, em pinos de mesmo diâmetro e material, podem ser explicadas pelo tipo de desenho dos pinos que, erroneamente priorizam a retenção e não a estabilidade. Recomendam a utilização de pinos endodônticos com a porção cervical cilíndrica e porção apical cônica.

Em 1997, SIDOLI; KING e SETCHELL utilizaram dentes humanos para avaliar três grupos restaurados com diferentes sistemas de pinos pré-fabricados entre eles o sistema Composipost e um grupo controle quando submetidos a uma força compressiva em uma angulação de 130°. Pelos resultados apresentados o sistema Composipost apresentou resultados inferiores aos apresentados pelos outros sistemas. Os autores concluíram que o sistema Composipost exibiu valores de estresse significativamente inferiores; o modo de falha do sistema Composipost foi mais favorável à estrutura dentária remanescente; e os dentes que não foram preparados para receber restauração com algum tipo de núcleo demonstraram maior resistência à fratura.

Em 1998, DEAN, JEANSONNE e SARKAR, realizaram um estudo “in vitro” sobre um tipo de núcleo pré-fabricado de fibra de carbono (C- Post). Os autores procuraram avaliar a resistência à fratura de dentes que se submeteram a tratamento endodôntico e também comparar a resistência à fratura de dentes com coroas clínicas removidas que foram restauradas com três tipos diferentes de núcleos. Foram utilizados sete grupos de dez caninos cada. Um grupo controle tinha somente a coroa preparada, mas não recebeu qualquer tipo de tratamento endodôntico. Três grupos receberam tratamento endodôntico, preparo para coroa e restauração do acesso. Três grupos tinham tratamento endodôntico, coroa

totalmente removida e restauração com núcleos dos tipos pré-fabricados paralelos, cônicos ou de fibra de carbono. Todos os espécimes foram submetidos a uma força contínua em um ângulo de 45° a 0,5 mm/min. até que ocorresse a fratura. A força de fratura e a localização desta foram registradas. Os grupos com restauração com núcleos pré-fabricados falharam a uma carga significativamente menor do que no grupo onde não foi removida a coroa. Não houve diferença estatisticamente significativa entre os três grupos que receberam núcleos pré-fabricados. Segundo os autores os núcleos à base de fibra de carbono são relatados como tendo um módulo de elasticidade que é aproximadamente semelhante ao módulo da dentina, dessa forma este teria uma capacidade menor de causar estresse ao dente, resultando em menor quantidade de fratura radicular. Em uma comparação o módulo de elasticidade do aço inoxidável é aproximadamente 20 vezes maior do que o da dentina. Já o módulo de elasticidade do titânio é 10 vezes maior do que o da dentina. Núcleos com módulo de elasticidade maior não se flexionam junto com os dentes quando submetido a uma carga simultânea, e empiricamente acredita-se que isto possa causar fratura radicular. Os autores concluíram que a quantidade de estrutura remanescente é o fator essencial na prevenção de fratura radicular. Os dentes restaurados com o C-Post não apresentavam fratura radicular, ao contrário do que acontecia com os outros grupos.

MARTINEZ-INSUA et al. em 1998, compararam a resistência à fratura de 44 pré-molares tratados endodonticamente, divididos da seguinte forma: a) pinos pré-fabricados de fibra de carbono com núcleo em resina composta; b) núcleos fundidos em ouro. Todos os dentes foram posteriormente restaurados com uma coroa metálica em níquel-cromo. A resistência à fratura foi determinada em uma Máquina de Teste Universal Instron, aplicando-se a força, em uma angulação de 45° em relação ao longo eixo do dente. Os autores concluíram que, os dentes restaurados com pinos de fibra de carbono e núcleo de resina composta, falharam na junção pino - núcleo antes de ocorrer fratura do dente. Em contraste, os dentes restaurados com núcleo fundidos em ouro, apresentaram fratura do dente, muito embora em resposta às cargas que não ocorrem normalmente na boca.

Em 1999, MANNOCCI, FERRARI e WATSON realizaram uma pesquisa com objetivo de comparar a performance dos dentes restaurados com pinos de fibra de quartzo, fibra de carbono, quartzo e dióxido de zircônio cobertos com coroas de

cerâmica, quando sujeitos à carga cíclica em ambiente úmido. Os autores utilizaram 40 pré-molares inferiores, unirradiculares, com dimensões similares. Estes foram tratados endodonticamente e montados em blocos de resina acrílica, inclusive com o ligamento periodontal. Os espécimes foram divididos em 3 grupos experimentais e 1 grupo controle. Nas raízes dos grupos experimentais foram feitos preparos de 8 mm de comprimento e cimentados os pinos de fibra de quartzo, fibra de carbono, quartzo e dióxido de zircônio. No grupo controle não se usou pino. A construção da coroa foi feita com resina composta. Os dentes foram cobertos com coroas de cerâmica e sofreram carga intermitente com ângulo de 45 graus com o longo eixo do dente a uma frequência de 2 cargas por segundo. Como resultado apenas uma falência (fratura de raiz e do pino) foi observada em cada grupo de pinos de fibra, enquanto que no grupo do pino de dióxido de zircônio, 6 falências foram observadas (1 fratura de coroa e 5 fraturas de raiz e pino). A análise de Kaplan-Meier para os 3 grupos experimentais mostrou que a taxa de sobrevivência dos pinos de dióxido de zircônio foi significativamente menor do que para ambos os pinos de fibra. Todos os grupos experimentais mostraram uma taxa de sobrevivência maior do que a do grupo controle. Conclusão: Os pinos de fibra reduziram ao mínimo o risco de fratura radicular dos dentes restaurados com núcleos compósitos e coroas Empress, sob as condições experimentais apresentadas (carga intermitente em meio ambiente úmido).

PURTON, LOVE e CHANDLER (2000) testaram "in vitro", a rigidez e a retenção dos pinos cerâmicos. Dez pinos cerâmicos com 1,2 mm de diâmetro (Cerapost, Brasseler), compostos por 94,9% de dióxido de zircônio com 5,1% de óxido de ítrio, foram testados com relação sua rigidez, usando 3 pontos numa máquina de teste Universal Instron (High Wycombe), numa velocidade de 5 mm/min até que ocorresse a fratura. Outros dez pinos de aço inoxidável, com 1,25 mm de diâmetro, serrilhados (Parapost, Whaledent) foram testados como os pinos cerâmicos. A carga, nesses pinos, foi aplicada até que eles alcançassem a ruptura em algum ponto. Todos os dados foram analisados em um sistema software. O gráfico de força (N) versus deflexão (μm) foi feito para cada pino. Os gráficos dos dois grupos foram comparados usando o teste "t" de Student. As médias para cada pino foram calculadas e comparadas. No teste de retenção, foram usados 40 dentes humanos de uma só raiz, livres de defeitos ou restaurações. Os dentes foram

seccionados horizontalmente a 1 mm da junção cimento-esmalte e separados em 4 grupos de 10 dentes cada. Para todos os grupos as preparações intracanaís são iguais, removendo 10 mm de guta-percha com brocas Gates-Glidden (Dentsply Maillefer) e preparos finais com brocas indicadas pelos fabricantes, onde os pinos foram cimentados. No Grupo 1; pinos de aço inoxidável foram cimentados com cimento resinoso (Flexi-Flow Natural; Essential Dental Systems). No Grupo 2; os pinos cerâmicos foram jateados com partículas de óxido de alumínio com 50 µm por 10 segundos e cimentados com cimento resinoso como no Grupo 1, porém foi usado Primer Silano (3M Scotchbond Ceramic Primer). Grupo 3; pinos cerâmicos foram cimentados com cimento resinoso como nos Grupos 1 e 2; porém os pinos não foram tratados com jato de óxido de alumínio como no Grupo 2. Grupo 4; os pinos cerâmicos foram cimentados com cimento de ionômero de vidro (Fuji 1; GC Corp). Os espécimes foram mantidos em água destilada em temperatura ambiente por 4 semanas, para poder determinar a força de tensão para o deslocamento dos pinos. Dados foram comparados usando teste “t” de Student e análises Mann-Whitney U. Os resultados obtidos mostraram que os pinos cerâmicos Cerapost foram significativamente mais rígidos do que os pinos Parapost ($p < 0,001$) no teste de rigidez. Para o teste de retenção os pinos Parapost cimentados com resina foram significativamente mais retentivos do que os pinos Cerapost, seguindo o protocolo de cimentação ($p < 0,001$). Os pinos cerâmicos foram significativamente mais retentivos com agente silano e cimento resinoso, quando comparados com cimento de ionômero de vidro ($p < 0,001$). Jatos de óxido de alumínio nos pinos cerâmicos produziram vários resultados e necessitam de mais investigações antes de serem recomendados.

Em 2001, MACCARI, avaliou “in vitro” a resistência à fratura de incisivos centrais superiores tratados endodonticamente, restaurados com três diferentes pinos intra-radulares estéticos diretos: pinos de fibra de quartzo, pinos de fibra de vidro e pinos cerâmicos de óxido de zircônio, associados à restauração de resina composta. O autor utilizou 30 incisivos centrais superiores humanos recém extraídos, que foram seccionados na junção cimento-esmalte, mantendo-os com um comprimento de 17 mm de comprimento. Foram submetidos a tratamento endodôntico e seus acessos selados com ionômero de vidro Ketac-Bond (ESPE). Foram mantidos em soro fisiológico a cerca de 4°C durante 48 horas. Após este

período foi realizado a desobturação e a colocação de pinos intra-radulares, sendo dividido em 3 grupos. No Grupo A com pinos de carbono quartzo Aestheti-Post (Bisco), no Grupo B com pinos Fibre-Kor (Jeneric/Pentron) e no Grupo C pinos cerâmicos de zircônio Cosmopost (Ivoclar). Os três grupos receberam coroas de resina composta Tetric-Ceram (Ivoclar). Os dentes foram incluídos em cilindros metálicos; este conjunto foi adaptado em uma máquina de ensaio universal EMIC DL-2000. Foi aplicada uma carga na face palatina das coroa sem um ângulo de 45° até que ocorresse fratura. O autor chegou à conclusão que os dentes restauradas com os pinos Aestheti-Post (Bisco) e FibreKor Post (Jeneric/Pentron) apresentaram maior resistência à fratura sendo estatisticamente diferentes quando comparados com dentes restaurados com os pinos CosmoPost (Ivoclar). Os dentes restaurados com os pinos Aestheti-Post (Bisco) e FibreKor Post (Jeneric/Pentron) não apresentaram diferenças estatisticamente significantes quanto à resistência à fratura. Nos grupos dos pinos Aestheti-Post (Bisco) e FibreKor Post (Jeneric/Pentron), não houve nenhuma fratura de pino, enquanto que, no grupo dos pinos CosmoPost (Ivoclar), houveram 10 fraturas de pinos (100%). No grupo dos pinos Fibrekor Post (Jeneric/Pentron) não ocorreu nenhuma fratura radicular, no grupo dos pinos Aestheti-Post (Bisco), ocorreu apenas 1 fratura radicular (10%), enquanto que no grupo dos pinos CosmoPost (Ivoclar), houveram 3 fraturas radiculares (30%).

Em 2001, MANNOCCI, SHERRIFF e WATSON realizaram teste de dobramento em três pontos para 5 tipos diferentes de pinos de fibra, sendo eles: Composipost (fibra de carbono), Aestheti-Plus (fibra de quartzo), Carbotech (fibra de carbono), Light (fibra de vidro) e Snowpost (fibra de sílica). Os pinos foram testados após armazenagem de um ano em três diferentes condições: a seco, em temperatura ambiente; em água a 37°C no interior de dentes bovinos tratados endodônticamente cujo acesso foi fechado com resina composta. Os pinos armazenados em água apresentaram valores mais baixos de resistência à flexão do que os armazenados a seco. Em todas as condições de armazenamento os pinos Carbotech mostraram valores de resistência maior aos demais. Os que foram armazenados em dentes bovinos apresentaram valores de resistência à flexão similar àqueles armazenados a seco. Os autores sugerem que os pinos de fibra não

devem entrar em contato com fluidos bucais, melhorando desta forma sua resistência flexural.

MITSUI et al., 2001, o objetivo de seu trabalho foi avaliar a resistência à fratura de raízes de dentes bovinos reconstruídas morfológicamente com diferentes sistemas de pinos intra-radulares. Setenta e cinco raízes de incisivos bovinos foram divididas em cinco grupos experimentais, cada um deles recebendo um tipo diferente de retentor: núcleo metálico fundido (NMF), pino metálico (Radix-Anker), pino de fibra de carbono (C-Post), pino de fibra de vidro (Fibrekor Post) e pino de óxido de zircônio (Cosmopost). Após a fixação dos pinos nas raízes com cimento resinoso, estas foram submetidas a forças de compressão oblíqua, em uma máquina de ensaio universal a uma velocidade de 0,05 mm/min. Os autores concluíram que todos os sistemas de pinos intra-radulares comportaram-se de forma semelhante ao núcleo metálico fundido, sendo que o pino Radix-Anker obteve as maiores médias de resistência à fratura, diferindo estatisticamente apenas dos pinos estéticos (Fibrekor Post e Cosmopost).

Em 2001, HEYDECKE, BUTZ, e STRUB compararam a resistência à fratura de um ICS com tratamento endodôntico com cavidades classe III e diferentes núcleos confeccionados. 64 ICS humanos, livres de cárie foram selecionados por tamanho e qualidade, tratados endodonticamente e preparados com cavidades proximais de 3 mm de diâmetro. O Grupo 1 foi restaurado com pino de titânio, o Grupo 2 recebeu pinos de zircônio e no Grupo 3 o canal radicular foi parcialmente preenchido com resina composta híbrida. No grupo controle, apenas a cavidade de acesso foi restaurada. Todos os dentes foram preparados e restaurados com uma coroa total metálica fundida e depois expostos a 1,2 milhões de ciclos em um simulador de mastigação controlado por computador com termociclagem simultânea. Além disso, os dentes sofreram carga até a fratura em um instrumento estático de teste. Os autores obtiveram como resultados: um dente com compósito reforçado no canal radicular não resistiu ao teste de carga dinâmica. Os valores médios de resistência à fratura em Newton para os diferentes grupos foram: 1038 para pinos de titânio, 1057 para zircônio, 750 para resina composta e 1171 para controle (sem pino). A carga de fratura para o Grupo 3 (resina composta) foi significativamente menor ($p < 0,05$) do que para outros grupos. Os autores concluem que a reconstrução de um dente uni-radicular com tratamento endodôntico e com cáries proximais pode

ser obtida com sucesso com o fechamento da cavidade endodôntica e das demais cavidades com resina composta. A cimentação de pinos endodônticos oferece resistência comparável, porém não superior. O alargamento do canal radicular após o tratamento endodôntico deve ser evitado e não pode ser compensado por injeção de resina composta. Menor quantidade de falhas foram observadas sem a reconstrução com pino.

FELIPE em 2001 estudou a influência do uso de pinos intra-radulares em nível de estresse cervical de incisivos centrais superiores submetidos ao teste de fadiga. Um grupo de dentes sem pino também foi avaliado. Trinta e seis dentes superiores foram selecionados para o estudo. Os dentes foram divididos em três grupos: Grupo 1 - núcleo metálico fundido. Grupo 2 - pino de fibra e núcleo de resina. Grupo 3 - sem pino. Os pinos foram introduzidos dois terços do comprimento da raiz. Todos os grupos foram tratados endodonticamente e receberam uma coroa total metálica. Para o teste de fadiga os dentes foram montados em tubos de epóxi para fixação dos mesmos, e o ângulo de força foi de 45 graus. O teste foi feito em uma máquina de testes Instron. A leitura dos resultados foi obtida por meio da infiltração de corantes. Uma diferença significativa foi observada ($p < 0,05$) ($T = 16,25$, $p = 0,0003$). G2 teve o melhor resultado. As conclusões deste estudo foram de que o uso de um pino de fibra-resina auxilia o dente a resistir melhor ao estresse por força de fadiga, sendo melhor do que dentes restaurados sem pino ou com pino metálico fundido, sob as condições de pesquisa deste estudo.

LINS et al., em 2002 citam que os núcleos metálicos fundidos são indicados em reabilitação protética com frequência, mas atualmente tem havido crescente interesse em sistemas de pinos pré-fabricados, entre eles os pinos de fibras de carbono. O objetivo deste estudo foi comparar a profundidade de fratura de dente restaurado com núcleos metálicos fundidos ou núcleos de fibra de carbono, quando submetidos a forças oblíquas de compressão. Foram tratados endodonticamente 21 caninos superiores e divididos em 3 grupos. O Grupo controle (GC) não recebeu nenhum preparo intra-radicular. Nos demais grupos as coroas foram cortadas e então o segundo Grupo (NMF) recebeu núcleos metálicos fundidos e o terceiro Grupo (PFC) recebeu pinos pré-fabricados de fibra de carbono, restaurações coronárias de resina fotopolimerizável. Todos os grupos receberam preparo para coroa total. Foram encerados coroas totais em modelo para posterior fundição em

liga de níquel-cromo. Os testes de compressão foram realizados numa máquina de ensaios universal com os corpos de prova, posicionados numa matriz de modo que a carga fosse aplicada em ângulo de 130° em relação ao longo eixo dental. A mensuração da profundidade de fratura foi feita com um paquímetro digital. Após análise dos resultados foi observada diferença estatisticamente significativa entre os grupos, sendo que as linhas de fratura para o Grupo NMF foram mais profundas quando comparamos aos demais grupos. Conclui-se que, nas condições deste estudo, o Grupo NMF causou fraturas radiculares mais desfavoráveis que os demais tratamentos.

Para DIAS de SOUZA, DIAS, PAULILLO, (2002), os pinos de fibra de vidro são uma alternativa estética para dentes anteriores tratados endodonticamente e extensamente destruídos. A porção coronária desses pinos é reconstruída utilizando os mesmos materiais do núcleo de preenchimento indicado para os pinos metálicos, entretanto, o sistema de retenção é diferente do sistema empregado para os pinos metálicos, ou seja, a união não se dá por retenção mecânica, mas por sistema adesivo e sinalização. O objetivo deste trabalho foi avaliar a resistência à fratura de 40 raízes bovinas que receberam tratamento endodôntico e foram reconstruídas com pino de fibra de vidro associado a quatro diferentes materiais para núcleo de preenchimento: resina composta (RC), resina modificada por poliácido (RM), ionômero de vidro convencional (IV), e ionômero modificado por resina (IM). Sobre os núcleos foram cimentadas coroas em resina composta indireta e as amostras foram submetidas ao carregamento tangencial de compressão na velocidade de 0,5 mm/min em máquinas universal de ensaios Instron. Os resultados foram submetidos à análise de variância e ao teste de Tukey ($p < 0,05$). Baseando-se nos resultados encontrados, pode-se concluir que as construções de núcleos de preenchimento em resina composta associada a pino de fibra de vidro promoveram os melhores resultados de resistência à fratura, sem apresentar diferença estética do núcleo de preenchimento em ionômero de vidro modificado por resina.

Ainda em 2002, BRAGA, ROCHA e MENDES, avaliaram a resistência à fratura por compressão de caninos superiores tratados endodonticamente restaurados por dois sistemas de núcleo (metálico fundido em liga de cobre-alumínio e núcleo de fibra de vidro – FribreKor, Dentsply, EUA). Foram obtidos 16 caninos hígidos extraídos por razões periodontais, que foram incluídos em tubos de PVC de

1/2 polegada e 20 mm de comprimento com o auxílio de resina acrílica autopolimerizável. Após o tratamento endodôntico para a desobturação dos condutos os mesmos foram preparados no mesmo comprimento para propiciar a instalação dos núcleos. Os dentes foram divididos em dois grupos de 8. Um grupo foi reconstruído com núcleo metálico fundido, padronizado em espessura e comprimento por meio de uma matriz de acetato, cimentados com cimento de fosfato de zinco, enquanto o outro foi reconstruído com Fiber-Kor, padronizado e realizado com resina fotopolimerizável a partir de uma única matriz. Foi utilizada uma máquina de ensaio EMIC-2000 e a carga foi dirigida à face palatina a uma inclinação de 45°. Estatisticamente houve diferença significativa entre os grupos testados em relação à força necessária para a falha. Todos os dentes reconstruídos com núcleo metálico fundido apresentaram fratura, necessitando de maior carga para a falha, enquanto os dentes do outro grupo mantiveram-se íntegros apresentando falha na interface dente/pino ou pino/resina.

AMARANTE et al. (2002) estudaram a resistência ao trauma dos pinos de retenção intracanal de fibras de carbono e de fibras de vidro. Foram selecionados 40 dentes bovinos com as mesmas características de conduto, preparados e armazenados em saliva artificial. Removeu-se a porção coronária na junção cimento esmalte e todo tecido pulpar porventura existente. Os canais foram instrumentados com alargados e limados, irrigados com solução de NaCl diluído a 2,6%. Como foi utilizado pino de 13 mm (4 mm para porção coronária e 9 mm para porção radicular) a profundidade para os condutos foi de 9 mm, de modo que os pinos penetrassem nos condutos sem deflexão. O comprimento do pino intracanal em todos os casos foi de no mínimo 2/3 da raiz. Foi feita cimentação adesiva dos pinos com cimento Dual, após condicionamento do conduto e porção destinaria com ácido fluorídrico a 35% e sinalização do pino. Na parte coronária dos pinos (carbono e vidro) foi cimentado um anel com fio ortodôntico 0,9 para a máquina Instron de teste mecânico. O protocolo de execução foi o mesmo para os pinos de fibra de carbono e para os de fibra de vidro. A Instron trabalhou com uma velocidade de 50 mm por segundo, com uma célula de 100 kg. Submetido os resultados ao teste "t" de Student, conclui-se que não houve diferença significativa para $P=0,05$, porém os pinos de fibra de carbono mostraram maior resistência à tração do que os pinos de fibra de vidro.

Também em 2002, AKKAYAN, DENT e GÜLMEZ afirmaram que, muito pouco é conhecido sobre a resistência à fratura de um dente endodonticamente tratado e restaurado com os novos sistemas de pinos estéticos. Esse estudo “in vitro” comparou o efeito de 1 sistema de pino de titânio e 3 estéticos, sobre a resistência à fratura e os padrões de fratura de dentes tratados endodonticamente com coroa. 40 caninos superiores humanos recém extraídos tiveram suas coroas removidas e foram tratados endodonticamente. Foram formados 4 grupos com 10 dentes cada. Os dentes foram restaurados com pinos de titânio, de fibra de quartzo, de fibra de vidro e de zircônia e numerados em Grupos 1, 2, 3 e 4, respectivamente. Todos os pinos foram cimentados com sistema adesivo Single Bond e cimento resinoso dual RelyX ARC. Todos os dentes foram restaurados com núcleos de compósitos e coroas metálicas foram cimento de ionômero de vidro. Cada dente foi embebido em resina acrílica e depois colocado em uma máquina universal de carga de teste. Foi aplicada uma carga compressiva com 130° em relação ao longo eixo do dente até a fratura com uma velocidade de 1 mm/min. Uma análise de variáveis e um teste de Turkey foram usados para determinar a significância das cargas de falência entre os grupos ($p < 0,001$). Com resultados chegaram a seguinte conclusão: a média das cargas de falência em Kg foi 66,95, 91,20, 75,90 e 78,91 para os Grupos de 1 a 4 respectivamente. Os dentes restaurados com pino de fibra de quartzo (Grupo 2) exibiram uma resistência à fratura significativamente maior do que os outros 3 grupos ($p < 0,001$). Os dentes restaurados com pinos de fibra de vidro e de zircônio (Grupos 3 e 4) foram estatisticamente similares ($p > 0,05$). Fraturas que permitiriam o reparo do dente foram observadas nos Grupos 2 e 3 e, fraturas irrestauráveis foram observadas nos Grupos 1 e 4. Dentro dos limites desse estudo, cargas de falência significativamente maiores foram registradas para os dentes restaurados com pinos de fibra de quartzo. Fraturas que permitiriam o reparo foram observadas em dentes restaurados com pinos de fibra de quartzo e fibra de vidro.

OLIVEIRA et al. em 2003 tiveram como objetivo em seu estudo avaliar o efeito de pinos pré-fabricados em fibra de carbono e de vidro (Angelus®) na resistência flexional e no módulo de elasticidade de uma resina composta, Z100® (3M), utilizada para a confecção de núcleo de preenchimento e reforço de raiz. Seguindo a norma da ISO 4049, foram confeccionados espécimes em forma de barra medindo 25 x 2 x 2 mm, contendo ou não o pino, que possui 1,3 mm de

diâmetro e 20 mm de comprimento. Os grupos consistiram de dez espécimes cada e foram divididos da seguinte maneira: Grupo I (controle), resina sem reforço; Grupo II, resina reforçada com pino de fibra de vidro; Grupo III, resina reforçada com pino de fibra de carbono. As amostras foram imersas em água a 37°C por sete dias até a realização de um teste de carga de três pontos a uma velocidade de 1,0 mm/minuto. Os resultados da resistência flexional e do módulo de elasticidade foram analisados estatisticamente pelos testes ANOVA e teste de Tukey, significância de 5%. Os resultados médios obtidos para resistência flexional foram: Grupo I, 140,02 MPa (dp 36,57); Grupo II, 413,06 MPa (dp 81,52); e Grupo III, 402,55 MPa (dp 32,04). Foi calculado o módulo de elasticidade: Grupo I, 21,23 GPa (dp 2,81); Grupo II, 17,86 GPa (dp 4,46); e Grupo III, 26,03 GPa (dp 2,65). Observou-se que o Grupo II (pino de fibra de vidro) foi semelhante ao Grupo III (pino de fibra de carbono) na resistência, e ambos foram melhores que o Grupo I (controle) ($p < 0,05$). Quanto ao módulo de elasticidade o Grupo II obteve maior resultado médio que os Grupos I e III, que foram semelhantes ($p < 0,05$).

CRUZ, em 2003, fez um estudo “in vitro” da resistência à fratura de dentes tratados endodonticamente e restaurados com dois sistemas de pinos intraradiculares estéticos diretos: fibras de vidro Reforpost (Ângelus) (Grupo 1) e fibras de carbono-quartzo Aestheti-Post (Bisco) (Grupo 2) associados a núcleos de resina composta hídrica fotopolimerizável. Foram utilizados vinte pré-molares uniradiculares extraídos para fins ortodônticos, com dimensões similares. As coroas dos dentes foram removidas, deixando um comprimento padrão de 16 mm, depois as raízes receberam tratamento endodôntico. As amostras foram divididas em dois grupos com dez dentes para cada um, sendo seus canais preparados pelas brocas dos respectivos tipos de pinos. Para a cimentação dos pinos foi utilizado o sistema adesivo Single Bond (3M), juntamente com o cimento resinoso Rely-X (3M). A confecção dos núcleos foi realizada com resina composta Herculite XRV (Kerr), que foram preparados para coroa total com término cervical em chanfro. Os dentes foram incluídos em tubos plásticos com resina acrílica autopolimerizável, formando os corpos de prova. As amostras foram testadas em uma máquina de ensaio Universal Riehle Testing Machine modelo FS-5 Ametek. Foi aplicada uma carga medida em Kgf na área correspondente as vertentes triturantes da cúspide vestibular, num ângulo de 30° em relação ao longo eixo do dente, a uma velocidade de 0,5 mm/min

até que ocorresse alguma fratura. As médias entre os dois diferentes grupos foram analisadas estatisticamente pelo teste “t” de Student’s ao nível de 5% de significância, e quanto aos tipos de fraturas foram visualmente avaliadas. O valor médio de resistência à fratura para o Grupo 1, foi de 67,2 Kgf e para o Grupo 2, de 54,1 Kgf, com diferença estatisticamente significativa. Conclui-se que, dentro das limitações do trabalho, em nenhum grupo houve fratura dos pinos; o Grupo 1 apresentou melhor resistência à fratura em relação ao Grupo 2.

A proposta do estudo de PIZI et al. em 2003, foi de avaliar “in vitro” a resistência e o padrão de fratura de coroas cerâmicas Cergogold/Dulceragold, após fixação adesiva sobre diferentes reconstruções: (G1) preparo coronário em dentina, (G2) resina composta, (G3) pino de fibra de vidro, (G4) pino de fibra de vidro reembasado em resina composta, (G5) núcleo em cerâmica e (G6) núcleo metálico fundido. Sessenta incisivos bovinos tratados endodonticamente foram incluídos em cilindros de resina de poliestireno com reprodução do ligamento periodontal. Após a reconstrução dos pinos e da porção coronária, foram moldados e as restaurações cerâmicas foram confeccionadas, fixadas, armazenadas em ambiente com 100% de umidade a 37°C por 24 horas e submetidas ao carregamento de compressão sob angulação de 135° a 0,5 mm/min até a fratura. Os valores de resistência foram submetidos à análise de variância e ao teste de Tukey. Foi observado também o padrão de fratura da coroa cerâmica e do sistema de retenção intra-radicular. Quanto ao padrão de fratura, os Grupos G3 e G4 tiveram comportamento semelhante ao Grupo G1, e o único grupo que apresentou fratura radicular com envolvimento periodontal foi o Grupo G6. Na ausência de estrutura dentária remanescente, o tipo de retenção mais apropriada seria aquela que por não ser totalmente rígida (pino de fibra de vidro), distribui melhor as forças por toda a raiz.

SIGEMORI, DIAS e PAULILLO (2003), avaliaram a resistência à fratura de 70 incisivos inferiores bovinos restaurados através de diferentes sistemas de retenções intra-radulares. G1 - raízes não debilitadas e núcleo metálico fundido; G2 - raízes debilitadas e núcleo metálico fundido; G3 - raízes debilitadas preenchidas com resina composta e núcleo metálico fundido; G4 - raízes debilitadas e pino Flexi-Post; G5 - raízes debilitadas e fibras de polietileno - Ribbond; G6 - raízes debilitadas, pino Flexi-Post e Ribbond; e G7 - raízes debilitadas e pinos de fibra e vidro Luscent Anchors. Todas as amostras receberam coroas totais metálicas

sem abraçamento do remanescente radicular. O ensaio de resistência à fratura foi conduzido em máquina universal de ensaios Instron à velocidade de 0,5 mm/min. Com base neste estudo os autores puderam concluir que a preservação de estrutura dentária constituiu o principal fator para a resistência à fratura da raiz; a utilização de sistemas adesivos e resina composta foram capazes de promover reforço de raízes debilitadas; o imbricamento mecânico entre os meios de retenção intra-radicular e as paredes do canal contribuiu para o aumento da resistência à fratura de raízes debilitadas; entre os sistemas de pinos pré-fabricados utilizados, os pinos paralelos rosqueáveis de extremidade cônica demonstraram os melhores resultados.

Para BERBERT et al. em 2003, os pinos pré-fabricados não-metálicos têm sido bastante empregados na Odontologia Restauradora moderna, apresentando influência sobre a resistência da porção radicular remanescente devido ao seu módulo de elasticidade ser próximo ao da dentina. O objetivo de seu estudo foi avaliar comparativamente a resistência flexural dos pinos pré-fabricados de fibra de vidro ou de carbono por meio de testes em máquina universal de ensaios (MTS 810). Vinte pinos intra-radulares pré-fabricados (Reforpost - Ângelus) com 20 mm de comprimento e 1,5 mm de diâmetro foram divididos em dois grupos compostos por 10 pinos de fibra de carbono e 10 pinos de fibra de vidro. Os pinos testados foram posicionados sobre uma base metálica plana com hastes verticais e submetidos individualmente a forças perpendiculares aos seus longos eixos com velocidade de 1 mm/min, em um ponto equidistante das suas extremidades, até que o pino atingisse o seu limite proporcional máximo de flexibilidade. Estes dados foram monitorados por um software e registrados por meio de gráficos. Os resultados evidenciaram uma maior resistência flexural para os pinos de fibra de carbono apresentando diferença estatística significativa, quando comparados aos pinos de fibra de vidro ($p < 1$). Concluiu-se que os pinos pré-fabricados de fibra de carbono são mais resistentes que os de fibra de vidro quando submetidos a forças perpendiculares.

MEZZOMO e MASSA (2003) analisaram comparativamente a resistência de dentes restaurados com pinos e núcleos, apresentando dois módulos de elasticidade. Selecionaram-se 80 pré-molares mono-radulares os quais foram divididos em dois grupos: Grupo A e Grupo B. Cada grupo foi dividido em quatro subgrupos com os seguintes tratamentos: Grupo A: subgrupo A1: dentes

restaurados com núcleos fundidos e fixados com cimento de fosfato de zinco, com abraçamento cervical de 2,0 mm. A2: idêntico ao A1, porém fixados com cimento resinoso. A3: dentes restaurados com núcleos fundidos e fixados com cimento de fosfato de zinco, sem abraçamento cervical. A4: idêntico ao A3, porém fixados com cimento resinoso. Grupo B: os subgrupos B1, B2, B3, e B4 receberam o mesmo tratamento anterior. A única variável significativa entre os Grupos A e B foi o tipo de liga metálica empregado na fundição dos núcleos: Grupo A (liga de Ni-Cr, módulo de elasticidade: 205 GPa) Grupo B (liga de ouro tipo IV, módulo de elasticidade: 103,3 GPa). Ao submeterem-se os 80 corpos-de-prova a um ensaio de compressão obtiveram os seguintes resultados: Grupo A (Ni-Cr) - a média das cargas para ocorrer à fratura foi: subgrupo A1 (106,52 kgf), A2 (107,15 kgf), A3 (71,32 kgf), A4 (84,06 kgf); Grupo B (liga de ouro tipo IV): subgrupo B1 (218,09 kgf), B2 (170,32 kgf), B3 (144,83 kgf), e B4 (131,37 kgf). Médias por grupo: Grupo A: 92,26 kgf, Grupo B: 166,15 kgf. O aumento do módulo de elasticidade dos retentores diminui a resistência do dente restaurado.

VALANDRO et al. (2003), investigaram a resistência flexural de 5 pinos de fibra (1 fibra de carbono, 1 fibra de carbono/quartzo, 1 fibra opaca de quartzo, e 2 de fibra de quartzo translúcido.) Os autores utilizaram o seguinte método: 75 pinos de fibra foram usados e divididos em 5 grupos (n=15): Grupo 1 (C-Post, Bisco) – pino de fibra de carbono paralelo (diâmetro de 1,4 mm); Grupo 2 (Aestheti-Post, Bisco) - pino de fibra carbono/quartzo paralelo (diâmetro de 1,4 mm); Grupo 3 (Aestheti – Plus, Bisco) - pino de fibra de quartzo paralelo (diâmetro de 1,4 mm); Grupo 4 (Light-Post, Bisco) – pino fibra quartzo translúcido paralelo (diâmetro de 1,4mm); Grupo 5 (D.T. Light – Post, Bisco) – pino de fibra de quartzo translúcido (diâmetro de 1,3 mm). Todas as amostras foram testadas usando teste de 3 pontos curvos. A resistência flexural foi calculada, a força F é aplicada, L é o comprimento da porção cilíndrica do pino que foi submetido ao teste (6 mm), e d é a média do diâmetro do pino obtido por 6 diferentes medições por micrômetro (Mitutoyo - Japão). As medidas obtidas foram convertidas de Kgf/mm^2 para MPa e submetidas aos testes da ANOVA e Tukey ($p < 0,05$). Como resultados, os valores em MPa para os grupos 2 (67.40 b) e 3 (66.41b) foram estatisticamente semelhantes e maiores que os valores para os Grupos 1 (61.83 a), 4 (60.87 b) e 5 (44.40 c). Os valores para os grupos 3 e 4 foram semelhantes e maiores que do Grupo 5. Os autores chegaram à

conclusão que, o Aestheti – Post (fibras de carbono / quartzo) e o Aestheti – Plus (fibras de quartzo) mostraram maior resistência flexural. O pequeno diâmetro pode determinar pequena resistência flexural dos pinos de fibra, como o D.T. Light – Post o qual mostrou o menor diâmetro (diâmetro de 1,3 mm).

2.3. Análise fotoelástica.

Em 1982, MATTISON, cita que a confecção de um núcleo intra-radicular é um procedimento muito difícil e o risco de sobre preparação e perfurações radiculares é muito grande. Utilizando um modelo fotoelástico bidimensional os autores compararam o estresse gerado após a sobrecarga de núcleos com dois diferentes diâmetros. Dois grupos de cinco dentes com os dois diâmetros escolhidos, eram fotografados logo após serem submetidos a sobrecarga. De acordo com o autor, os resultados obtidos sugeriam que o diâmetro de um núcleo afeta a magnitude do estresse, o estresse geralmente aumenta com núcleos de diâmetros maiores e o estresse com o aumento de cargas verticais. E aconselham a restrição do diâmetro do núcleo principalmente quando o paciente exerce forças de grande magnitude. O uso de núcleo de menor diâmetro reduz o estresse exercido sobre a dentina limitando a quantidade de material dentário removida durante a preparação, e possivelmente, ajuda os procedimentos operatórios pela limitação da quantidade de preparação dentária.

Para analisar a distribuição e concentração de tensão, variando o diâmetro do pino e a angulação forças, MATTISON e VON FRAUNHOFER em 1983 construíram dez modelos de testes fabricados em material fotoelástico, para serem analisado sob luz polarizada. As cargas aplicadas foram de 30 libras em 0° e 26°, 60 libras em 0° e 26° com pinos fundidos em ouro com 0,05 polegadas ou 0,07 polegadas, sendo o preenchimento coronário realizado com resina composta. Ao final do estudo, os pesquisadores concluíram que, os pinos de menor diâmetro geram menos tensões e, a conservação de estrutura dentária sadia minimiza o estresse quando o dente é reforçado com pino de ouro.

ASSIF et al. (1989) utilizaram um modelo fotoelástico com o intuito de examinar a influência de diferentes tipos de restaurações após terapia endodôntica, enfatizando a maneira com que as forças aplicadas à superfície oclusal foram dispersas para as estruturas de apoio dos dentes. Os autores selecionaram pré-

molares hígidos que, após tratamento endodôntico, foram divididos em 4 grupos: A) dente com tratamento endodôntico; B) dente com tratamento endodôntico coberto com uma coroa total; C) dente com pino metálico e resina composta e D) dente com pino metálico fundido e coroa total. Os dentes foram montados em um material fotoelástico e fotografados no campo de luz polarizada. Os autores enfatizaram que um pino metálico não atende todas as necessidades restauradoras de um dente tratado endodonticamente, pois tem um módulo de elasticidade muito maior do que a estrutura dentária, bem como tem um potencial de fraturar a raiz. Para os autores, o dente deve ser restaurado com um material que possua módulo de elasticidade semelhante ao da dentina, o que pode ser obtido pelas resinas compostas que também possuem alta resistência ao cisalhamento.

BARKHORDAR, RADKE e ABBASI em 1989, analisaram a resistência à fratura de dentes tratados endodonticamente e reconstruídos com pinos metálicos fundidos. Foi examinado o efeito de um colar metálico, num experimento que envolveu 20 incisivos centrais superiores divididos em dois grupos. Dez núcleos sem colar metálico e dez dentes com colar eram submetidos a uma força axial com angulação de 135° em relação ao plano horizontal. O grupo cujo núcleo não apresentava colar metálico falhou após a aplicação de uma carga média de aproximadamente 49,6 kg, enquanto o grupo com colar metálico falhou com uma carga de média de 65,29 Kg. Os autores concluíram que o colar metálico aumentava consideravelmente a resistência do dente restaurado. Este fato assume importância crucial principalmente quando se trata de um elemento que será utilizado como suporte para prótese fixa ou removível.

COHEN (1999) comparou, "in vitro", a retenção e o estresse fotoelástico gerado sob uma carga vertical (133,2 N, 30 pounds) e uma carga oblíqua de um ângulo de 26 graus (133,2 N, 30 pounds) para dois sistemas de pinos pré-fabricados. Foram selecionados dentes caninos e incisivos humanos extraídos e armazenados em água destilada e em temperatura ambiente. Os dentes foram tratados endodonticamente e separados em dois grupos de 10 dentes cada: Grupo 1, dentes restaurados com pinos de aço inoxidável Flexi-Post (Essential Dental Systems), cimentados com fosfato de zinco; Grupo 2, dentes restaurados com pinos de fibra de carbono (C-Post, Bisco) e cimentados com fosfato de zinco (Fleck's Zinc

Cement, Mizzy, Inc.). Os dentes foram montados em blocos de resina acrílica e mantidos em 100% de umidade, por uma semana antes de iniciarem os testes. As amostras são colocadas em um jig especial, em uma máquina de teste universal (MTS 810 Materials Testing System, MTS Corporation). Os fracassos foram determinados quando os espécimes foram desalojados dos dentes com uma velocidade de 0,635 cm/min. Todos os valores foram registrados em pounds e newtons. A análise de variância (ANOVA) foi executada para comparar as cargas aplicadas para cada pino do estudo. O fator ANOVA obteve um resultado consideravelmente significativo de $p < 0,05$. Os estudos fotoelásticos foram feitos em quatro grupos: Grupo 3 - Flexi-Post com carga vertical de 133,2 N (30 pounds); Grupo 4 - Flexi-Post com carga oblíqua com angulação de 26 graus para 133,2 N (30 pounds); Grupo 5 - C-Post com carga vertical de 133,2 N (30 pounds); Grupo 6 - C-Post com carga oblíqua com ângulo de 26 graus para 133,2 N (30 pounds). Os resultados encontrados mostraram que os pinos Flexi-Post têm um significado estatístico de maior retenção que o C-post. A análise fotoelástica indicou o mínimo estresse para ambos os pinos. O pino C-Post mostrou uma assimetria apical de estresse padrão, enquanto o Flexi-Post mostrou uma distribuição de estresse simétrica. A simetria de estresse e a alta estatística de força de retenção do Flexi-Post são mais favoráveis que os resultados assimétricos do pino C-Post, onde diferentes estresses e baixa força de retenção foram encontradas.

2.4. Análise pelo Método dos Elementos Finitos.

Em 1973, THRESHER e SAITO, investigaram o estado de estresse de um incisivo central superior usando o Método dos Elementos Finitos. Foi observado que uma força aplicada perpendicularmente ao longo eixo do dente, resultará em tensões transferidas ao osso ao redor da raiz, provocando tração e compressão e que, o ponto de transição entre as duas tensões localizou-se ao meio da raiz, enquanto que os maiores deslocamentos foram na parte superior do dente.

DAVY, DILLEY e KREJCI em 1981, avaliaram comparativamente desenhos de pinos cônicos e cilíndricos variando o diâmetro e o comprimento dos mesmos e empregando um dente hígido como controle. Com um modelo bidimensional, através do Método dos Elementos Finitos, os autores analisaram sob cargas de 1N de cisalhamento e compressão em um incisivo central superior. Ao final do estudo os

autores concluíram que: 1) pinos com diâmetros maiores diminuem o estresse máximo tanto para os pinos cônicos como para os cilíndricos; 2) o aumento do comprimento do pino, muda a localização da concentração maior de estresse para o ápice da raiz; 3) os pinos cônicos geraram menor estresse ao cisalhamento e, maior à compressão do que os pinos cilíndricos; 4) em relação ao estresse máximo na dentina, o pino cilíndrico de maior diâmetro mostrou o melhor desempenho entre os examinados.

Empregando o Método dos Elementos Finitos, por considerarem este método mais completo para determinar a distribuição e a magnitude das tensões sobre o tecido dentário, REINHARDT et al. (1983), com o objetivo de avaliar o estresse dentinário, causado por pinos intra-radulares em dentes com perda de suporte ósseo, fizeram um modelo matemático de um incisivo central superior, com perda de suporte ósseo, reconstruído com núcleo metálico fundido em ouro com 11 mm de profundidade e 1,5 mm de diâmetro, recoberto por uma coroa metalocerâmica. A crista óssea alveolar foi colocada a 2,4 e 6,0 mm da junção cimento-esmalte. Foi utilizado o programa de computador Feamps. Foram aplicadas cargas de lingual para vestibular a 45° para simular forças mastigatórias e de oclusão traumática sobre os dentes. Os autores puderam concluir que, o estresse máximo e o de cisalhamento na dentina, como resultado da força mastigatória, provocou um aumento da carga na região do osso alveolar na sua altura apical. Dentes com perda óssea maior que 4 a 6 mm têm apresentado um potencial de fratura radicular maior do que em dentes sem perda óssea.

CAILLETEAU, RIEGER e AKIN em 1992, utilizando o método de elementos finitos, compararam as forças ao longo da parede interna do canal radicular, em quatro modelos bidimensionais de incisivo central: dente íntegro, dente tratado endodonticamente, dente tratado endodonticamente restaurado com coroa, e dente tratado endodonticamente, restaurado com retentor intra-radicular e coroa. A carga aplicada foi de 1 N perpendicular á superfície lingual. Os maiores valores de tração e cisalhamento, foram observados, no modelo com retentor intra-radicular, provavelmente pela menor flexibilidade da porção coronária do dente, deslocando o ponto de flexibilização e, conseqüente, estresse do sistema mais para apical.

Em 1992, KO et al. empregaram o Método dos Elementos Finitos para estudar a função dos pinos intra-radulares na redução de estresse dentinário em dentes com tratamento endodôntico. Foram produzidos e analisados bidimensionalmente dois modelos bidimensionais de um incisivo central superior. Um com pino intra-radicular em ouro, outro sem pino e com resina composta como preenchimento. Foram aplicadas três cargas diferentes: F1 representando a força mastigatória aplicada em um ângulo de 45 graus, F2 simulando forças traumáticas que foram aplicadas perpendicularmente à superfície labial da coroa e F3, onde foi aplicada uma força vertical na incisal do dente. A análise foi realizada pelo programa ANSYS (Swanson Analysis Systems - Houston) que mostrou um grande comprometimento da integridade dentinária com a colocação de um pino intra-radicular. Os pinos intra-radulares, reduziram o estresse máximo dentinário de 3% a 8% apenas, quando os dentes foram submetidos às cargas mastigatórias e traumáticas. Os pinos reduziram o estresse máximo dentinário em cerca de 20% sob carga vertical, que é uma carga pouco freqüente em incisivos e caninos. Concluíram que, o reforço de um dente com tratamento endodôntico com um pino intra-radicular, é duvidoso.

Em 1994, MORI realizou um estudo com o intuito de comparar a distribuição das tensões internas em um dente natural e num dente tratado endodonticamente utilizando o Método dos Elementos Finitos em modelo bidimensional de segundo pré-molar inferior, sob carga axial de 30 kgf. Os modelos foram processados no programa SAP 90 no qual foi encontrado como resultado um maior acúmulo de tensões na metade vestibular tanto no dente natural como no dente restaurado. As tensões mais intensas foram encontradas no ponto de aplicação das cargas. As tensões foram maiores no dente restaurado, por causa do maior modulo de elasticidade dos materiais restauradores. E que existem diferenças na distribuição das tensões no dente e na base óssea dos dois modelos.

Em 1994, HO et al. realizaram um estudo pelo Método dos Elementos Finitos para estudar a influência de núcleos no estresse dentinário em dentes com tratamento endodôntico. Os autores selecionaram um incisivo central superior íntegro, que foi restaurado com um núcleo metálico fundido em ouro. A geometria foi reproduzida em modelos tridimensionais e testados pelo software MSC/Nastran. No modelo o dente foi reproduzido com osso esponjoso e cortical, dentina, ligamento

periodontal, pino fundido com uma coroa em ouro, além dos 4 mm de selamento apical com guta percha. Também foi construído um modelo com pino de aço inoxidável e resina de preenchimento para comparações. Um terceiro modelo foi construído sem o pino, onde foi mantido o cone de guta percha por todo conduto e, no local do núcleo coronário de ouro foi colocada resina composta. Foi aplicada sobre os modelos, uma carga mastigatória direcionada a 45° em relação à superfície lingual da borda incisal da coroa, e uma força traumática aplicada horizontalmente na superfície lingual da coroa. Os resultados mostraram, que os dentes com pinos geram maior acúmulo de tensões em comparação com os dentes preenchidos apenas por resina composta. Concluem que os pinos podem ser desnecessários, porém, salientam que os dentes avaliados possuíam um bom remanescente dentinário, entretanto, quando existir pouca estrutura coronária, os pinos são necessários para retenção do material de preenchimento coronário.

Um estudo realizado por PIDAPARTI e BEATTY, em 1995, analisou a efetividade do Método dos Elementos Finitos na previsão do fator de intensidade de estresse para três tipos de materiais dentários: ionômero de vidro, amálgama e resina composta. Testes laboratoriais foram feitos em espécime pequenas submetidas a cargas de três pontos para determinar os valores de resistência à fratura. Usando as medidas para cada espécime laboratorial foi calculado o fator de intensidade de estresse usando o Método dos Elementos Finitos. Ambos modelos bi e tridimensionais foram usados na determinação do fator de intensidade de estresse para cada espécime, e estes valores foram comparados aos valores de resistência à fratura obtida nos testes laboratorial. Os resultados não indicaram diferenças significativas entre os resultados laboratoriais e ambos foram obtido de modelos de elementos finitos bi e tridimensionais. Os autores puderam concluir ao final do estudo que não houve diferença na efetividade do cálculo do fator de intensidade de estresse entre modelos bi ou tridimensionais.

Empregando o Método dos Elementos Finitos, SANTOS, em 1995 analisou as curvas de tensões, deslocamentos e deformações resultantes da aplicação de cargas axiais em um modelo tridimensional. A autora mapeou um modelo em escala de um incisivo central inferior em secções de 1 mm, à parte, em uma máquina de medir coordenadas. A matriz de coordenadas foi então importada por um programa C. A. D. (Computer Aided Design), onde foi transformado em um modelo sólido. A

esse modelo, uma malha de elementos finitos, constituída de elementos tridimensionais, foi associada e mapeada toda a sua geometria, introduzidas às condições de carregamento, contorno e adotadas as propriedades físico-mecânicas dos componentes considerados no modelo. A autora realizou uma análise de elementos finitos para determinação dos campos de deslocamentos, deformações e tensões. Ao final do estudo observou-se maior tensão nas regiões de aplicação das forças principalmente nos ângulos distal e mesiais das camadas mais superiores, tensões menores na concavidade lingual e cervical da face vestibular. Os deslocamentos e deformações resultaram no sentido apical, havendo pequena expansão na face vestibular e leve contração na face lingual. As curvas de tensões, deslocamentos e deformações que ocorrem, estão relacionadas às tensões internas, resultantes das tensões de compressão, aplicadas no referido modelo matemático.

Em 1996, HOLMES, DIAZ-ARNOLD e LEARY, empregaram o Método dos Elementos Finitos, para verificar a distribuição de estresse na dentina de dentes tratados endodonticamente com núcleo metálico fundido e pinos metálicos de diferentes desenhos e diâmetros: 1) paralelo com 1,4 mm de diâmetro e 13,0 mm de comprimento; 2) paralelo com 1,4 mm de diâmetro e 10,5 mm de comprimento; 3) paralelo com 1,4 mm de diâmetro e 8,0 mm de comprimento; 4) paralelo com 1,2 mm de diâmetro e 13,0 mm de comprimento; 5) paralelo com 1,6 mm de diâmetro e 13,0 mm de comprimento; 6) cônico com 1,4 de diâmetro e 13,0 mm de comprimento. Os modelos matemáticos dos dentes foram feitos empregando um canino inferior modelado tridimensionalmente. Empregando o Programa Ansys, aplicou-se a carga de 100 N na ponta da cúspide com 45° de angulação em relação ao longo eixo do dente. Após a computação do estresse de cisalhamento, compressão e tração, os autores concluíram que: 1) os maiores estresses de compressão e tração na dentina ocorrem na lingual; 2) pequenas alterações nas dimensões dos pinos, não tem significado na distribuição do estresse de compressão e tração na dentina; 3) o maior estresse de cisalhamento na dentina ocorre interface do pino com o canal radicular, na secção vestibulo lingual no meio da raiz; 4) os maiores estresses de cisalhamento ocorreram quando o comprimento do pino foi diminuído.

Em 1996, VEIGA pelo Método dos Elementos Finitos, faz um estudo comparativo da distribuição das tensões internas, pelo critério de Von Mises, em

modelos bidimensionais de dente hígido e dente com tratamento endodôntico e, restaurados com retentores intra-radulares metálicos fundidos, longo e curto, sob carga axial e horizontal para vestibular. Após análise dos resultados, as maiores tensões observadas ocorreram na estrutura óssea de suporte, em ambas as cargas. O padrão de distribuição das tensões, no modelo de dentes restaurados com retentor intra-radicular fundido longo, foi similar ao do dente hígido. O dente restaurado com retentor intra-radicular fundido curto apresentou valores maiores e maior área de tensão e estresse acumulado.

O Método dos Elementos Finitos tem se mostrado uma ferramenta com amplas aplicações no estudo da biomecânica bucal. Baseado nisto, YAMAN ALACAM e YAMAN em 1998, realizaram um estudo utilizando-se desta ferramenta, empregando modelos tridimensionais, de incisivos centrais superiores tratados endodonticamente que foram simulados com núcleos metálicos fundidos em ouro, e diferentes combinações de pinos pré-fabricados cilíndricos de aço inoxidável e titânio associados a preenchimento com amálgama e resina composta que posteriormente receberam uma coroa em porcelana. O objetivo do estudo foi avaliar a distribuição da tensão em relação à simulação de forças mastigatórias de 150, 170 e 200 N aplicadas a 26 graus na borda incisal do dente analisando o comportamento dos diversos tipos de núcleos. Foi empregado um critério de falhas que combina os efeitos de cada estresse em um parâmetro único e físico que nos dá outros caminhos de análise que é o critério tridimensional de Von Mises. Ao final da pesquisa os autores encontraram ser os núcleos metálicos fundidos os que geraram menor estresse do que os pinos pré-fabricados. Outro achado foi que se o material de núcleo for o mesmo, não haverá diferença no nível de estresse do pino pré-fabricado, seja qual for o seu material empregado.

Em 1998, McANDREW e JACOBSEN examinaram a influência que diferentes configurações de pinos intra-radulares em relação ao estresse dentinário de um incisivo central superior comprometido periodontalmente e com tratamento endodôntico. Isto foi executado através da análise pelo Método dos Elementos Finitos em um modelo bidimensional de uma reconstrução com pino intra-radicular e coroa de porcelana. Os autores examinaram três configurações diferentes de pinos intra-radulares: 1) cônicos lisos; 2) cilíndricos lisos; e 3) cilíndricos serrilhados. Cada modelo foi carregado com cargas de 100N perpendicular à região do cingulo,

inclinada a 45° na superfície palatina do dente. O programa MSC/Nastran foi utilizado para analisar o modelo. O máximo e o mínimo estresse foi calculado e o mapa de contorno foi analisado. Os modelos de pinos cônicos lisos produziram um alto nível de estresse dentinário, quando comparado com pinos cilíndricos lisos e serrilhados, que tiveram uma pequena diferença, com menor estresse máximo para o pino cilíndrico liso. Ao final os autores puderam concluir que a configuração do pino exerce boa influência no efeito do estresse nas raízes dos dentes.

Em 1999, RENGO, estudaram o comportamento dos núcleos de fibra de carbono por meio de um modelo de análise tridimensional e observaram que as restaurações de dentes desvitalizados são constituídas de muitos componentes diferentes em seu comportamento biomecânico quando submetido a forças mastigatórias. Os componentes mais rígidos transferem o estresse para o componente menos rígido, no caso a dentina. Estes componentes criam áreas de concentração de estresse, e em situações onde se utiliza materiais com propriedades similares a da dentina, este estresse se distribui de forma mais homogênea.

ALBUQUERQUE, em 1999, realiza pelo Método dos Elementos Finitos, um estudo da distribuição das tensões de Von Mises, após aplicação de uma carga de 100 N com angulação de 45° em relação ao longo eixo do dente, em um incisivo central superior reconstruído com diferentes pinos intra-radulares. O programa utilizado, foi o de análise numérica ANSYS (Swanson Analysis Systems) com um modelo bidimensional de um incisivo central hígido em comparação com o mesmo tratado endodonticamente e, restaurado com os pinos intra-radulares de titânio, aço inoxidável e fibra de carbono com geometria cônica ou cilíndrica em dois diâmetros diferentes. Os dentes restaurados receberam preenchimento coronário com resina Ti Core e coroa total de porcelana. Em suas conclusões, afirma que o modelo bidimensional mostrou-se uma metodologia altamente eficiente na análise da distribuição das tensões em um dente após a aplicação de uma carga, com várias vantagens em relação aos outros métodos normalmente empregados. A concentração de tensões de Von Mises na região cervical da raiz nos modelos estudados, foi maior com os núcleos cônicos. Entre os materiais estudados, o que apresentou resultados mais favoráveis foi a fibra de carbono, seguida pelo titânio e aço inoxidável.

Em 1999, BOCANGEL utilizando o Método dos Elementos Finitos comparou a distribuição de tensões em um incisivo central superior hígido e em um incisivo central superior com tratamento endodôntico, reconstruído com coroa oca de porcelana, com a utilização de diferentes materiais de preenchimento nos retentores intra-radulares. Para a verificação da distribuição das tensões, foi aplicada uma carga de 100 N inclinada a 45° na superfície lingual dos dentes. Após análise dos resultados, o autor concluiu que, a colocação de um retentor intra-radicular em um dente com tratamento endodôntico, modifica o padrão de tensões geradas e que, este pode ser também alterado, dependendo do material do retentor intra-radicular utilizado. As maiores tensões ocorreram com o retentor intra-radicular cerâmico e o padrão de tensões mais semelhante ao do dente hígido, foi obtido com a utilização da resina composta.

HOLMGREN et al. em 1999, realizaram pelo Método dos Elementos Finitos com um modelo bidimensional, um estudo com o objetivo de comparar a distribuição de tensões em um pré-molar inferior restaurado com uma coroa em ouro suportada por várias combinações de pinos intra-radulares e núcleos de preenchimento: a) pino de aço inoxidável com amálgama; b) pino de aço inoxidável com resina composta; e c) pino hipotético de alta flexibilidade com núcleo de resina composta. O emprego de núcleo de amálgama sobre um pino pré-fabricado em aço inoxidável, resultou em baixa tensão nas margens da restauração, quando comparados com núcleos de resina composta sobre um pino de aço inoxidável. As tensões nas margens da coroa também foram aumentadas nos pinos de resinas compostas, reforçados com fibra de carbono, em comparação aos pinos de aço inoxidável. A tensão máxima no interior do pino de fibra de carbono foi mais baixa do que no pino de aço inoxidável. Estes efeitos foram exagerados no pino flexível hipotético, que mostrou alta tensão para o dente e margem da coroa, e baixa tensão no pino intra-radicular. A magnitude da tensão foi geralmente maior para cargas oblíquas do que para cargas verticais. Ao final do estudo, os autores puderam concluir que, o uso de pinos de resina composta reforçada com fibras de carbono, reduz as tensões internas dos pinos intra-radulares, mas, aumentam as tensões nas margens da restauração.

Em 2001, LEWGOY avaliou por intermédio do método de elementos finitos (MEF), como diferentes pinos intra-radulares, podem alterar o padrão das tensões

geradas de von Mises e de máxima tração e compressão em relação ao elemento dental hígido. A comparação foi realizada entre um incisivo central superior hígido e, com tratamento endodôntico, restaurado com núcleo metálico fundido (ouro), ou pinos pré-fabricados (Flexi Post/aço inoxidável e titânio, Flexi Flange/aço inoxidável e titânio, C Post/fibra de carbono) e preenchimento coronário em resina composta. Todos pinos intra-radulares foram fixados, com um cimento resinoso e recobertos por uma coroa total cerâmica. A partir de fotografias, da peça anatômica e, dos pinos estudados, foram criados modelos matemáticos bidimensionais, no programa MSC/Nastran 4.5 e, após aplicação de uma força de 100 Newton (N) na superfície palatina dos modelos, avaliada a distribuição das tensões geradas. Com base nos resultados obtidos, pode-se concluir que os pinos intra-radulares alteram o padrão das tensões geradas e dependendo do desenho do pino intra-radicular (cônico ou paralelo) e, do tipo de material constituinte (ouro, aço inoxidável, titânio ou fibra de carbono), a concentração e distribuição das tensões geradas, ocorrem de maneiras diferentes.

Também em 2001, DUARTE teve o propósito de comparar a distribuição de tensões em dentes humanos restaurados com núcleo metálico fundido e pino em fibra de carbono, pelo Método dos Elementos Finitos. A imagem de um corte sagital de um incisivo central superior e suas estruturas de suporte foram digitalizadas e com o auxílio dos programas Corel Draw 8.0, Mechanical Desktop 2.0, ANSYS 5.5, foi possível criar três modelagens bidimensionais, a primeira simulando um dente hígido, a segunda simulando o dente restaurado com núcleo metálico fundido e a terceira o dente restaurado com pino em fibra de carbono. As três modelagens foram submetidas à ação simulada de carga de 150 N, na região palatina, próxima à borda incisal, com inclinação de 45 graus em relação ao eixo do elemento dentário, simulando o contato oclusal cêntrico com o dente antagonista. O método possibilitou a análise qualitativa e quantitativa da distribuição de tensões nos modelos selecionados. Os resultados mostraram que com a colocação de um pino intra-radicular, a distribuição de tensões no elemento dentário é alterada quando comparado a dentes hígidos. Nos dentes restaurados com pinos intra-radulares há sempre uma concentração de tensões na dentina, próxima a região do ápice dos pinos, e que os pinos fundidos em liga de ouro absorvem mais estresse que os pinos confeccionados em fibra de carbono.

PEGORETTI et al., em 2002 afirmam que a resposta mecânica às forças externas aplicadas sobre um novo pino endodôntico reforçado com fibra de vidro pode ser simulada pela análise do elemento finito em um modelo bidimensional. O novo pino possui uma forma cilíndrica com a ponta suavemente cônica para se adequar ao canal radicular e evitar sobras que podem agir como fator de estresse indesejado. Estão presentes dados mecânicos obtidos dos testes de dobramento em três pontos sobre alguns protótipos fabricados em laboratório. Sobre várias condições de carga o estresse resultante foi comparado com o obtido no caso dos dois pinos endodônticos comerciais (um pino de metal fundido e um de fibra de carbono) e de um dente natural. O núcleo fundido em ouro apresentou a maior concentração de estresse sobre a interface pino-dentina. Por outro lado, os pinos de compósito fibro-reforçado apresentaram de fato um alto estresse na região cervical devido a sua flexibilidade e também à presença de uma menor rigidez do material. O compósito de fibra de vidro mostrou o menor pico de estresse dentro da raiz, pois sua rigidez é muito semelhante à da dentina. Exceto pela concentração de força na margem cervical o pino de fibra de carbono induz a um campo de estresse muito similar ao do dente natural.

BELOTTI et al. (2002) afirmam que diante da necessidade de se restaurar dentes tratados endodonticamente, torna-se necessário à escolha de materiais que apresentem um comportamento biológico, ou seja, comportem-se como parte integrante da estrutura biológica, minimizando os riscos durante sua utilização. Seu trabalho verificou dentre os materiais que compõem os pinos intra-radulares, fibra de vidro, fibra de carbono, zircônio e titânio, disponíveis para restauração de dentes tratados endodonticamente, qual proporciona uma melhor distribuição de tensões à dentina radicular, comparados ao dente natural. Foi construído um modelo representativo de um incisivo central superior, restaurados com diferentes sistemas de pinos e analisados pelo Método dos Elementos Finitos. Nos quatro incisivos restaurados com pinos, as variáveis geometria e diâmetro do pino foram constantes, variando-se as propriedades mecânicas módulo de elasticidade e coeficiente de Poisson. Foi aplicada uma carga de 100 N no terço incisal da face palatina e em seguida as etapas de pré-processamento, processamento e pós-processamento dos dados foram realizadas as tensões S_x , S_y e tensão S_e , e segundo o Critério de Von Mises em cada modelo. Após análise dos resultados, conclui-se que os pinos de

fibra de vidro e fibra de carbono apresentaram um comportamento biométrico com distribuição de tensões mais semelhantes ao dente natural e que os pinos de titânio e zircônio proporcionaram regiões com alta concentração de tensões ao longo da interface dente/pino, indicando maior risco de falha ou fratura da restauração.

VASCONCELLOS et al. (2002) analisaram o efeito da forma anatômica e o material do pino intra-radicular na distribuição de tensões em dentina em um incisivo central superior, utilizando modelos de elementos finitos bidimensionais e tridimensionais. Oito modelos geométricos (quatro 2D e quatro 3D) foram obtidos, sendo dois de dente hígido e os outros de dentes restaurados com pinos nos formatos cônicos, cilíndrico e cilíndrico de dois estágios. Os materiais dos pinos variaram em aço, titânio, dióxido de zircônio, fibras de carbono e fibras de vidro. Todos os materiais foram considerados homogêneos, isotrópicos e linearmente elásticos. Os modelos apresentaram em média 43.762 elementos (2D). Carga de 100 N para modelos 3D e 11 N para o 2D foi aplicada 2 mm da margem incisal, a 45° por palatino. Constataram-se concentrações de tensões na interface pino-dentina, tanto por vestibular (tensões de tração) quanto por palatino (tensões de compressão). Resultados mais favoráveis foram apresentados pelos pinos de fibra de vidro e carbono, seguidos pelos de titânio, estando os piores resultados associados ao uso de pinos de aço ou dióxido de zircônio. Pinos cônicos apresentaram resultados mais favoráveis que pinos cilíndricos de dois estágios. A inserção de um pino intra-radicular alterou o padrão de distribuição de tensões em relação ao dente hígido. Pinos cônicos de fibra de vidro e carbono apresentam os melhores resultados.

Em 2002 OLIVEIRA, CANDIDO e ABRAHÃO propuseram analisar a distribuição de tensões produzidas na dentina radicular dos incisivos centrais superiores restaurados com diferentes sistemas de pinos intra-radulares, pelos métodos de fotoelasticidade e de elementos finitos, para os seguintes sistemas de pinos: fibra de carbono, fibra de vidro, zircônio, aço inoxidável, titânio, metálico fundido (liga de Cu-Al) e dentes hígidos (controle). Em ambos os métodos, foram construídos um modelo bidimensional representativo do incisivo central superior e aplicado uma carga de 100 N no terço incisal da região palatina. Os resultados foram expressos em função da tensão de Von Mises e S_y , e valor de ordem de franja (n). Pela análise dos resultados, verificou-se que houve diferenças significativas na

distribuição de tensão entre os seis sistemas de pinos testados. Os pinos de zircônio, aço inoxidável, titânio e metálico fundido, promoveram uma alta concentração de tensões no conduto radicular, ao longo da interface pino/dentina. Nos pinos de fibra de vidro e fibra de carbono houve uma distribuição de tensões uniforme em toda a dentina radicular. Os pinos de zircônio, aço inoxidável, titânio, e metálico fundido apresentam propriedades mecânicas diferentes da estrutura dentária, promovendo alterações significativas no comportamento mecânico do dente. Os pinos não metálicos apresentam comportamento mais semelhante à estrutura dentária, a compatibilidade entre suas propriedades mecânicas e a dentina radicular, proporciona um comportamento biométrico diminuindo o risco de falha e fratura radiculares.

2.5. Síntese da revisão de literatura.

Os estudos clínicos revelam que o tratamento endodôntico tem conseqüências relevantes sobre o elemento dental, como a perda de tecido com relativo enfraquecimento da estrutura dental, com alteração das características físico-mecânicas do dente e a variação das características estéticas de dentina e esmalte remanescentes.

O núcleo metálico fundido, representou a solução eleita durante muito tempo, como técnica de reforço e reconstrução coronária do dente tratado endodonticamente. Este, dificilmente apresenta problemas relacionados à sua fratura, porém dependendo do material são mais susceptíveis à corrosão, necessitam de maior remoção de estrutura dentária e duas sessões clínicas. São radiopacos e podem ser confeccionados no comprimento e volume de escolha do profissional. Não são indicados para coroas livres de metal, em função da translucidez das mesmas. Possuem quase que a impossibilidade de trabalho sem o isolamento do campo operatório.

Na literatura apresentam-se alguns trabalhos importantes de avaliação clínica das reconstruções com núcleos fundidos que ressaltam os seus elevados percentuais de fracasso irreversível, ou seja, a fratura radicular.

Posteriormente propostas de técnicas de conservação com vários tipos de pinos pré-fabricados metálicos acabaram surgindo. Mas, também um elevado percentual de fraturas radiculares a curto e médio prazo tem sido relatado.

Uma solução para estes problemas veio com o surgimento de pinos em matriz epóxi reforçada por fibras. O pino de fibra de carbono, proposto por DURET, REINAND e DURET em 1990, apresenta vantagens como biocompatibilidade, resistência à corrosão e à fratura. Posteriormente com a necessidade estética, pinos em fibra de vidro e translúcido surgiram para melhorar os trabalhos “metal-free”.

Quando se fala em preservação dentária, ausência de fraturas, corrosão e pelas suas excelentes propriedades biológicas, quase que uma unanimidade ocorre na preferência por pinos de fibra de vidro ou carbono, estes aspectos podem ser vistos nos trabalhos de análise mecânica, fotoelástica ou pelo método de elementos finitos.

Estes ensaios revelam que eles recuperam e melhoram a maioria das propriedades, quando comparados aos pinos metálicos. As propriedades físicas dos materiais constituintes e a forma geométrica dos pinos têm sido relatadas como os principais fatores que determinam a distribuição das tensões quando da aplicação das forças oclusais.

Os pinos de fibra de carbono têm sido relatados como os que possuem um melhor comportamento no que diz respeito à distribuição das tensões em comparação a um dente hígido.

3. OBJETIVOS

Geral

Baseado nas informações obtidas na revisão da literatura, foi proposto analisar as tensões segundo o princípio de von Mises em pinos pré-fabricados e dentes anteriores reconstruídos com tais pinos.

Específico

Avaliar a distribuição das tensões em pinos pré-fabricados, quando submetidos à uma carga de 250 N em ângulos de 30, 45, 60 e 90 graus empregando o Método dos Elementos Finitos.

Realizar um levantamento dos aspectos anatômicos de dentes anteriores a fim de criar modelos dentários.

Avaliar a distribuição das tensões em dentes tratados endodonticamente, com ou sem remanescente coronários, restaurados com uma coroa cerâmica e diferentes retentores: núcleo metálico fundido, núcleo em resina composta, núcleo composto por pino de fibra de carbono e resina composta, núcleo composto por pino de fibra de vidro e resina composta, núcleo composto por pino de titânio e resina composta.

4. MATERIAIS E MÉTODOS

Para um melhor entendimento da seqüência trabalhada este capítulo foi dividido em duas etapas:

1. Análise anatômica dos dentes anteriores.
2. Estudo biomecânico de pinos e dentes anteriores pelo Método dos Elementos Finitos (MEF).

4.1. Análise anatômica dos dentes anteriores.

Foram avaliados neste estudo 186 fichas endodônticas de dentes anteriores da disciplina de Endodontia Laboratorial da Universidade Tuiuti do Paraná. As radiografias periapicais necessárias para a realização das medições propostas podiam apresentar um pequeno erro de projeção de imagem, decorrente da técnica, mas o comprimento aparente do dente em geral era igual ao valor real e, eventualmente no máximo, maiores ou menores que 1 mm do valor real, porém, as fichas apresentavam-se com todas as medidas necessárias para se obter o comprimento real.

A mensuração de todas as medidas que se queria obter foi realizada com o auxílio de uma régua de precisão. Esta mensuração foi realizada nas radiografias com a imagem da face vestibular, ou seja, exatamente como são radiografados os dentes na atividade clínica.

A radiografia para realização de odontometria foi apoiada em negatoscópio com lupa. O número do elemento dental e as distâncias do comprimento real do dente (CRD), distância méso distal da raiz na região cervical (dMD C), distância méso distal da raiz em seu terço médio (dMD1/2R), comprimento da coroa (dC), comprimento da raiz (dR), comprimento da coroa mais a raiz (dC +dR) foram determinadas. Os valores máximo e mínimo são mostrados. A média e a moda foram calculadas para avaliar a tendência central. As dispersões dos resultados foram avaliadas pelo desvio-padrão e coeficiente de variação.

A partir desses resultados, dois elementos anteriores foram selecionados para o estudo biomecânico a partir da análise anatômica.

4.2. Estudo biomecânico pelo Método dos Elementos Finitos (MEF).

O método dos elementos finitos (MEF) utiliza a subdivisão das estruturas em um número definido de formas mais simples, chamados de elementos discretos, que por sua vez são constituídos de pontos nodais ou nós, formados na união entre os elementos, determinando o sistema físico do modelo matemático, conhecido por malha que por sua vez é formada por elementos quadrangulares ou triangulares. Divididos desta forma, os cálculos matemáticos são realizados para cada elemento em particular, e relacionados aos outros elementos na combinação de seus efeitos, permitindo o estudo de como ocorrem e se dissipam as tensões geradas, quando da aplicação de uma força.

Os estudos podem ser bidimensionais ou tridimensionais, variando-se nestes casos, a forma dos elementos. No estudo bidimensional, levam-se em consideração os eixos X e Y (forma plana) para construção do modelo matemático, enquanto nos modelos tridimensionais acrescenta-se o eixo Z (forma cúbica).

Neste trabalho foi utilizado um modelo bidimensional, portanto todos elementos foram criados nos eixos X e Y, podendo a dissipação das tensões geradas serem estudadas em dois planos.

Da criação do modelo a ser estudado até a apresentação gráfica dos resultados, alguns passos são necessários. Estes se dividem em:

a – Criar o modelo matemático a ser utilizado: este deve conter a geometria das estruturas, as quais devem ser divididas em um número determinado de elementos discretos (unidos por meio de “nós”).

b - Determinar as propriedades dos materiais e estruturas envolvidas (módulo de elasticidade e coeficiente de Poisson) por meio de valores disponíveis na literatura.

b.1 – Módulo de elasticidade, Módulo de Young ou Módulo elástico (E): descreve a relativa rigidez de um material, que é medida pela porção elástica da deformação. Representa a capacidade de recuperação elástica do material.

b.2 – Coeficiente de Poisson: é a relação da deformação transversal e longitudinal do material.

c - Determinar a ancoragem, para que não ocorra sua movimentação irreal.

d - Aplicar a força, estabelecendo a intensidade, angulação e sentido com que o modelo está sujeito.

e - Promover a solução pelo programa do MEF, por meio de cálculos realizados pelo programa Ansys.

f - Interpretar os resultados (valores obtidos em cada elemento) que podem ser mostrados por meio de gráficos ou esquemas de distribuição das tensões, permitindo a discussão dos resultados.

A estrutura física real a ser estudada é representada pelo modelo geométrico de elementos finitos, portanto, a forma geométrica da estrutura, a força que ela recebe, sua forma e local de fixação e as propriedades dos materiais constituintes, são fundamentais para o estudo por meio desta metodologia.

Quando da aplicação de uma carga sobre um corpo físico, esta gera tensões, que podem acarretar na falha do material estudado. Para o entendimento dos gráficos do MEF, é fundamental o entendimento de alguns conceitos. Uma das formas de análise das tensões ocorridas sobre um corpo físico, quando da aplicação de uma carga, é por meio das tensões de von Mises, também conhecidas como tensões de máxima energia de distorção. Este conceito se baseia na energia necessária para que se tenha uma distorção determinada do material estudado.

4.2.1. Confecção dos modelos matemáticos.

Analisando os pinos disponíveis no mercado, também foi realizado neles estudo biomecânico, a fim de avaliar a distribuição das tensões sobre eles.

Baseado na localização do incisivo central superior e canino superior no arco dental e a incidência de forças oclusais predominantemente oblíquas e de cisalhamento sobre estes elementos; e também levando-se em conta a maior importância clínica destes elementos, um estudo biomecânico destes elementos foi realizado para avaliar a distribuição das tensões que ocorrem em suas estruturas anatômicas.

Embora as estruturas contínuas sejam inerentemente tridimensionais, em alguns casos seu comportamento pode ser descrito perfeitamente por modelos matemáticos bidimensionais, como neste caso (HO et al., 1994).

4.2.2. Modelo matemático dos pinos pré-fabricados.

Os pinos pré-fabricados geralmente encontrados no mercado, possuem, de acordo com seu fabricante, materiais, formas, diâmetros e comprimentos diferentes. Na tabela 1 são apresentadas algumas marcas comerciais de pinos pré-fabricados com diferentes materiais e seu preço estimado, e também, um preço médio de núcleo metálico fundido para efeito comparativo.

TABELA 1 - PINOS PRÉ-FABRICADOS COMERCIALIZADOS NO MERCADO NACIONAL

Tipo de pino	Marca comercial	Valor médio em US\$	Fabricante
aço inoxidável	Parapost	6,99	Whaledent
aço inoxidável	Reforpost	1,10	Angelus
aço inoxidável ou titânio	Flexi post	10,40	EDS
aço inoxidável ou titânio	Dentatus	2,96	Dentatus
aço inoxidável ou titânio	Unimetric	2,00	Maillefer
titânio	Radix Anker	7,10	Maillefer
titânio	Parapost	6,99	Whaledent
dióxido de zircônio	Cerapost	não disponível	Brasseler
dióxido de zircônio	Cosmopost	30,20	Ivoclar
carbono	C-Post	9,05	Bisco
carbono + quartzo	Aesthetic Post	10,90	Bisco
carbono	UMC Post	9,05	Bisco
carbono	Reforpost	2,90	Angelus
fibra de vidro	Fibrekor Post	7,04	Jeneric Pentron
fibra de vidro	Lucent Post	11,04	Dentatus
fibra de vidro	Reforpost	2,46	Angelus
núcleo metálico fundido	-	15	em liga não nobre
núcleo metálico fundido	-	40	liga nobre

NOTA: FONTE: ADAPTADO DE ALBUQUERQUE – 1998, O VALOR MÉDIO EM US\$ FOI LEVANTADO EM JANEIRO DE 2004.

Dentre estes pinos pré-fabricados, foram selecionadas duas formas básicas, a escalonada (também conhecida como serrilhada) e a cônica (McANDREW e JACOBSEN 1998). Ambas formas têm sido mais facilmente encontradas no mercado nacional (figura 1). O diâmetro médio disponível comercialmente e indicado para utilização em incisivos centrais superiores e caninos superiores de cada formato de pinos, foi escolhido para o estudo. A forma cônica apresenta três valores

que se iniciam por um mais baixo correspondente à região apical, depois a média, e o maior valor correspondente à porção incisal. Já a forma escalonada, apresenta diâmetro uniforme. Os dados anatômicos destas formas são apresentados na tabela 2. A forma escalonada não se encontra comercialmente em titânio, mas apenas em fibra de carbono e fibra de vidro, que se descartou deste estudo. A geometria final dos modelos matemáticos dos pinos pré-fabricados envolvidos no estudo foi dividido em grupos, onde:

- PC: pino cônico.
- PE: pino escalonado.

FIGURA 1: PINOS PRÉ-FABRICADOS NA FORMA ESCALONADA E CÔNICA

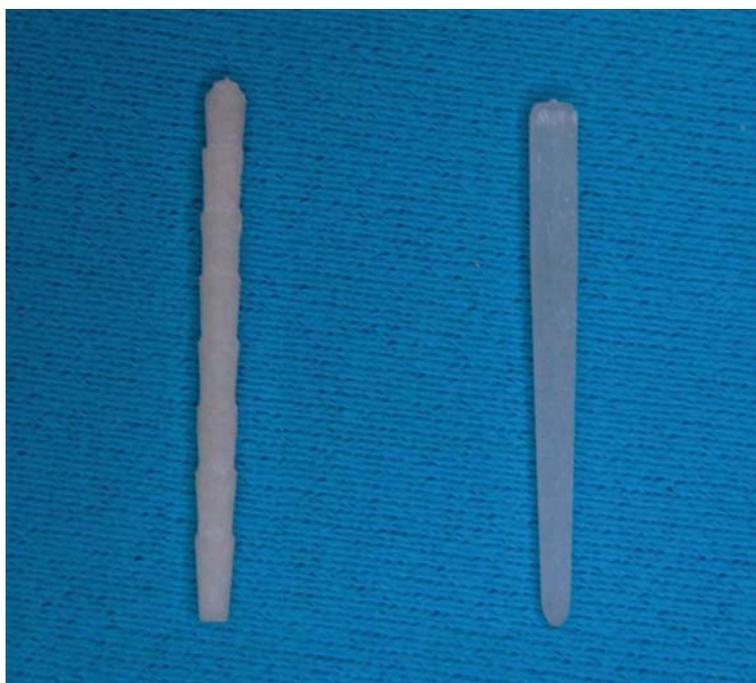
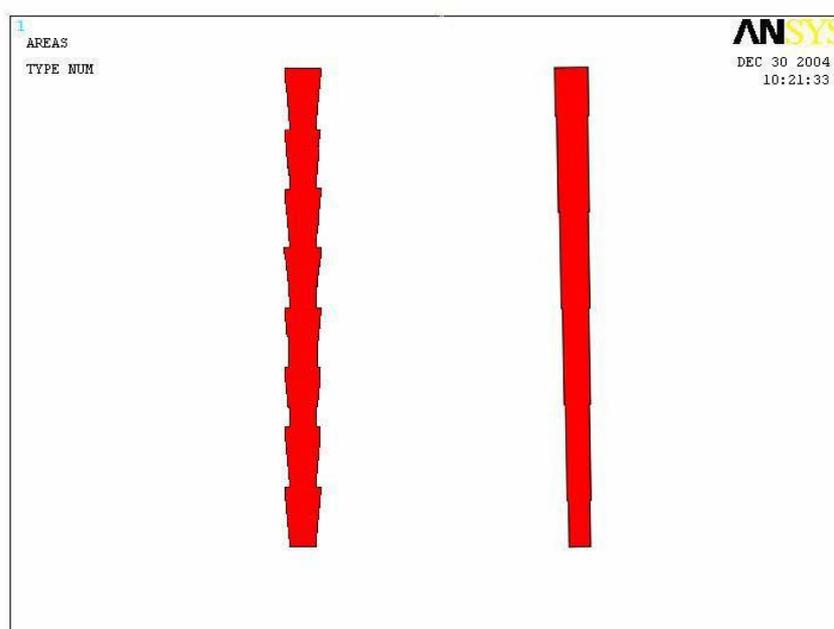


TABELA 2 - PINOS PRÉ-FABRICADOS DE ACORDO COM SUA FORMA E DIÂMETRO ENCONTRADOS COMERCIALMENTE, (FC – fibra de carbono / FV – fibra de vidro / TI – titânio)

forma/diâmetro	diâmetro (mm)	material
Cônica - 1	0.9/1.0/1.5	FC/FV/TI
Cônica - 2	1.0/1.1/1.8	FC/FV/TI
Cônica - 3	1.2/1.3/2.2	FC/FV/TI
Escalonada - 1	1.1	FC/FV
Escalonada - 2	1.3	FC/FV
Escalonado - 3	1.5	FC/FV

Para a definição da geometria dos pinos cônicos foram desenhados diretamente no programa ANSYS® 7.0 (Swanson Analysis Systems) do CESEC (Centro de Estudos de Engenharia Civil) da Universidade Federal do Paraná. Já o pino escalonado, em função de sua forma complexa, foi desenhado no programa de desenho AUTOCAD®, versão 14 (Autodesk Inc, USA) e posteriormente transferidos para o ANSYS®. Os modelos dos pinos com suas formas são vistos na figura 2, todos padronizados com 20 mm de comprimento.

FIGURA 2 - MODELO DA FORMA DOS PINOS



4.2.3. Modelo matemático do ICS e CS.

Um incisivo central superior e um canino superior foram estudados devido sua importância clínica e particularidades funcionais. Das radiografias utilizadas, foram selecionadas uma de cada dente natural (ICS e CS), com dimensões médias similares ao estudo anatômico. Foram também obtidas radiografias em vista lateral para construção dos modelos na simulação dos esforços (figuras 3 e 4).

As radiografias foram fotografadas com auxílio de uma máquina fotográfica digital marca NIKON – COOLPIX 5700. De acordo com os trabalhos de MORI em 1994, para se evitar distorção de imagem posicionou-se a radiografia de forma que ficasse paralela com a lente da máquina fotográfica com o auxílio de um

posicionador radiográfico intra-bucal, mantendo-se a proporcionalidade da imagem fotografada.

TABELA 3 - COMPRIMENTO DOS DENTES SELECIONADOS

Dente	Comprimento coroa	Comprimento raiz	Comprimento total
ICS	10	13	23
CS	10	16	26

FIGURA 3 - IMAGEM RADIOGRÁFICA DO INCISIVO CENTRAL SUPERIOR (ICS)



FIGURA 4 - IMAGEM RADIOGRÁFICA DO CANINO SUPERIOR (CS)



Para definição da geometria dos dentes, as imagens adquiridas foram transformadas em arquivos e transferidas para o programa de desenho AUTOCAD®, versão 14 (Autodesk Inc, USA), foi delineado o contorno dos dentes dentro do tamanho real.

Estes desenhos foram transferidos para o programa ANSYS® 7.0 (Swanson Analysis Systems) do CESEC (Centro de Estudos de Engenharia Civil) da Universidade Federal do Paraná.

Neste mesmo programa foram realizados os modelos com estruturas referentes aos pinos e restauração protética de cada dente (figuras 5 e 6). Estas estruturas são: coroa “metal-free” de cerâmica com espessura dentro das proporções preconizadas na literatura (1,5 a 2,0 mm) e término cervical de preparo em chanfrado profundo, um pino central cônico ocupando 2/3 do comprimento da raiz, remanescente de obturação endodôntica, quatro porções coronárias, sendo duas vestibulares e duas palatinas, que poderiam corresponder à dentina, metal ou resina conforme a escolha da simulação. Com isto, no momento da simulação dos esforços seria necessário apenas fazer as alterações pertinentes ao tipo de material.

FIGURA 5 - IMAGEM ILUSTRATIVA DO MODELO MATRIZ DO INCISIVO CENTRAL SUPERIOR (ICS)

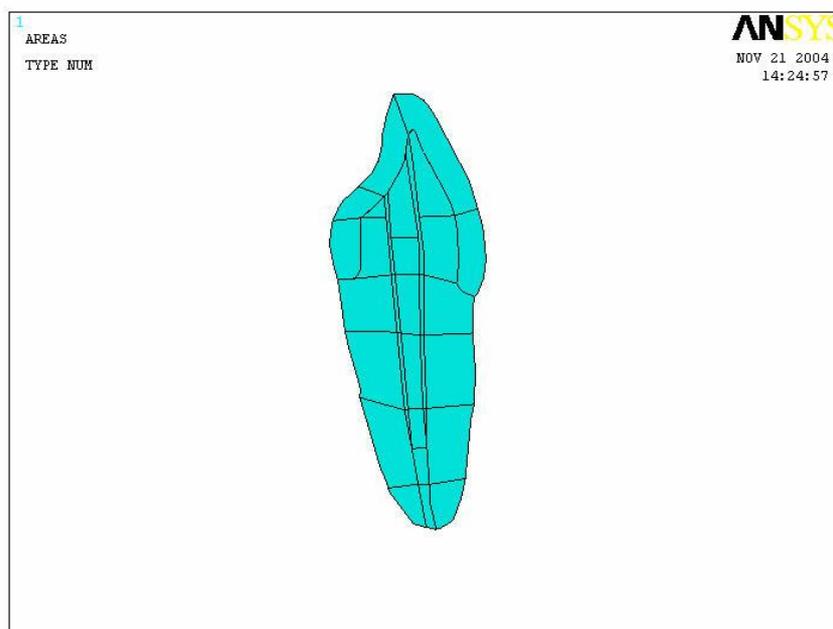
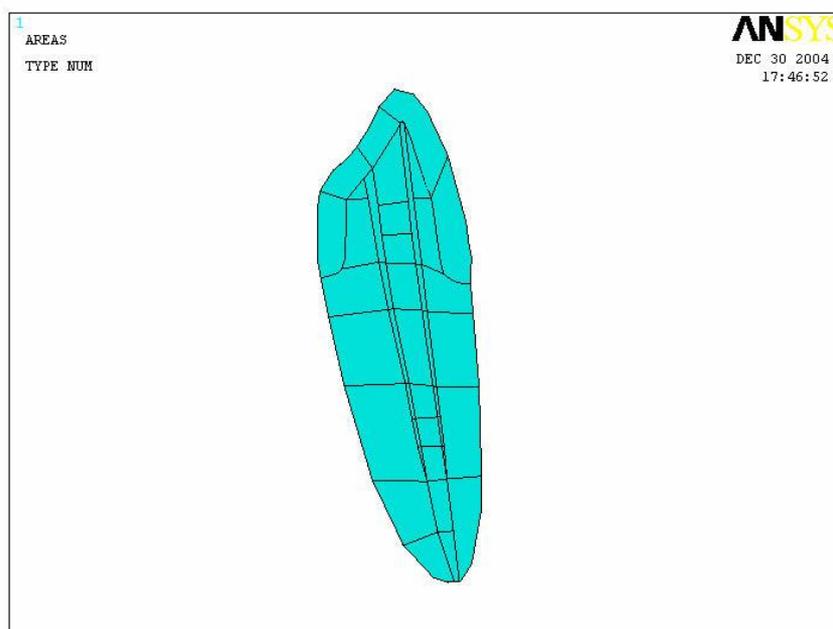


FIGURA 6 - IMAGEM ILUSTRATIVA DO MODELO MATRIZ DO CANINO SUPERIOR (CS)



Os retentores intra-radulares escolhidos para análise foram o núcleo metálico fundido (liga Au tipo IV) tradicionalmente utilizado, como pode ser visto na figura 7, e pinos pré-fabricados de fibra de carbono, fibra de vidro e titânio (figura 8), nas formas cônica e escalonada. Estes amplamente indicados na literatura pela sua

rapidez de confecção, custo e principalmente pela maior possibilidade de preservação dentária. Além do núcleo de resina, proposto neste estudo.

FIGURA 7: FOTOGRAFIA ILUSTRATIVA DE UM NÚCLEO METÁLICO FUNDIDO DO ELEMENTO 21



FIGURA 8: PINOS PRÉ-FABRICADOS DE FIBRA DE CARBONO, FIBRA DE VIDRO E TITÂNIO



A geometria final dos modelos matemáticos do ICS e CS envolvidos no estudo são representados a seguir e divididos em grupos, onde I e C correspondem ao incisivo central superior e canino superior respectivamente.

Os modelos I.NMF e I.NR são incisivos centrais superiores tratados endodonticamente, sem remanescente coronário, restaurados com coroa cerâmica e núcleo (metálico fundido ou resina), cuja representação pode ser vista na figura 9.

Os Modelos I.NFC, I.NFV e I.NTI são incisivos centrais superiores tratados endodonticamente, sem remanescente coronário, restaurados com coroa cerâmica e pino pré-fabricado (fibra de carbono, fibra de vidro ou titânio) com preenchimento coronário em resina composta, cuja representação pode ser vista na figura 10.

Os modelos I.FC, I.FV, I.TI, são incisivos centrais superiores tratados endodonticamente, com remanescente coronário, restaurados com coroa cerâmica e pino pré-fabricado (fibra de carbono ou fibra de vidro ou titânio) com preenchimento coronário em resina composta, cuja representação pode ser vista na figura 11.

Os modelos C.NMF e C.NR são caninos tratados endodonticamente, sem remanescente coronário, restaurados com coroa cerâmica e núcleo (metálico fundido ou resina), cuja representação pode ser vista na figura 12.

Os modelos C.NFC, C.NFV e C.NTI são caninos tratados endodonticamente, sem remanescente coronário, restaurados com coroa cerâmica e pino pré-fabricado (fibra de carbono, fibra de vidro ou titânio) com preenchimento em resina composta, cuja representação pode ser vista na figura 13.

Os modelos C.FC, C.FV e C.TI, são caninos tratados endodonticamente, com remanescente coronário, restaurados com coroa cerâmica e pinos pré-fabricados (fibra de carbono ou fibra de vidro ou titânio) com preenchimento coronário em resina composta, cuja representação pode ser vista na figura 14.

Na figura 15, são reunidos todos os modelos do ICS citados nas figuras de 9 a 11; já na figura 16, são reunidos todos os modelos do CS citados nas figuras de 12 a 14.

Desta forma, temos as seguintes situações:

Modelos de dentes sem remanescente coronário e restaurados com coroa cerâmica e núcleo:

- Modelo I.NMF.: Incisivo central superior com núcleo metálico fundido (figura 9).
- Modelo I.NR.: Incisivo central superior com núcleo em resina (figura 9).
- Modelo I.NFC.: Incisivo central superior com núcleo em fibra de carbono e resina composta (figura 10).
- Modelo I.NFV.: Incisivo central superior com núcleo em fibra de vidro e resina composta (figura 10).

- Modelo I.NTI.: Incisivo central superior com núcleo em titânio e resina composta (figura 10).
- Modelo C.NMF.: Canino superior com núcleo metálico fundido (figura 12).
- Modelo C.NR: Canino superior com núcleo em resina (figura 12).
- Modelo C.NFC.: Canino superior com núcleo em fibra de carbono e resina composta (figura 13).
- Modelo C.NFV.: Canino superior com núcleo em fibra de vidro e resina composta (figura 13).
- Modelo C.NTI.: Canino superior com núcleo em titânio e resina composta (figura 13).

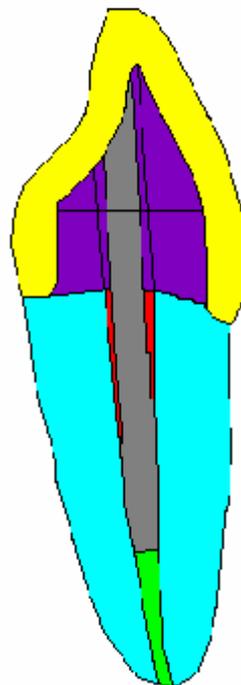
Modelos de dentes com remanescente coronário e restaurado com coroa cerâmica e pino pré-fabricado com preenchimento em resina composta:

- Modelo I.FC.: Incisivo central superior com pino pré-fabricado de fibra de carbono e resina composta (figura 11).
- Modelo I.FV.: Incisivo central superior com pino pré-fabricado de fibra de vidro e resina composta (figura 11).
- Modelo I.TI.: Incisivo central superior com pino pré-fabricado de titânio e resina composta (figura 11).
- Modelo C.FC.: Canino superior com pino pré-fabricado de fibra de carbono e resina composta (figura 14).
- Modelo C.FV.: Canino superior com pino pré-fabricado de fibra de vidro e resina composta (figura 14).
- Modelo C.TI.: Canino superior com pino pré-fabricado de titânio e resina composta (figura 14).

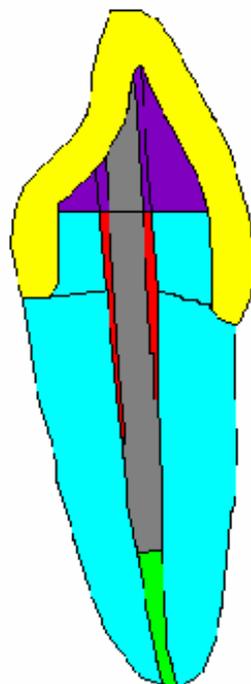
**FIGURA 9 - MODELO DO INCISIVO CENTRAL SUPERIOR SEM
REMANESCENTE E RESTAURADO COM NÚCLEO**



**FIGURA 10 - MODELO DO INCISIVO CENTRAL SUPERIOR SEM
REMANESCENTE E RESTAURADO COM PINO PRÉ-FABRICADO E RESINA
COMPOSTA**



**FIGURA 11 - MODELO DO INCISIVO CENTRAL SUPERIOR COM
REMANESCENTE E RESTAURADO COM PINO PRÉ-FABRICADO E RESINA
COMPOSTA**



**FIGURA 12 - MODELO DO CANINO SUPERIOR SEM REMANESCENTE E
RESTAURADO COM NÚCLEO**

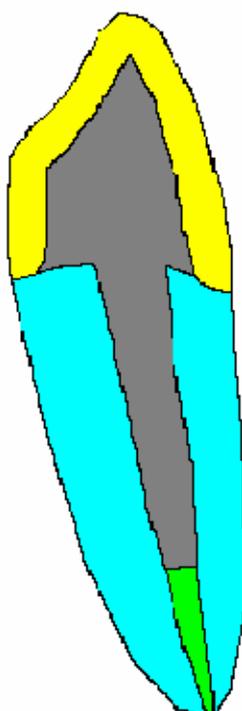


FIGURA 13 - MODELO DO CANINO SUPERIOR SEM REMANESCENTE E RESTAURADO COM PINO PRÉ-FABRICADO E RESINA COMPOSTA

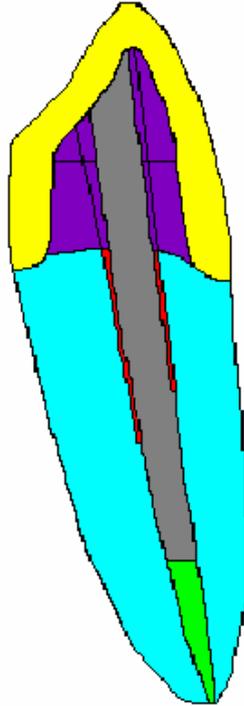


FIGURA 14 - MODELO DO CANINO SUPERIOR COM REMANESCENTE E RESTAURADO COM PINO PRÉ-FABRICADO E RESINA COMPOSTA

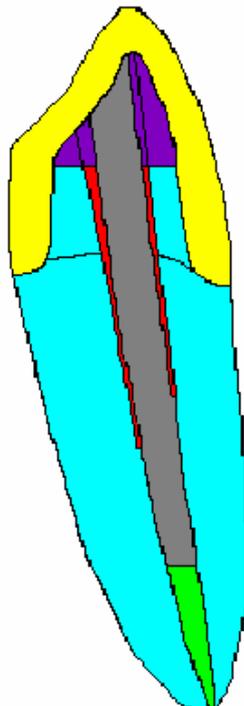


FIGURA 15 – TODOS OS MODELOS DO INCISIVO CENTRAL SUPERIOR, DA ESQUERDA PARA A DIREITA: FIGURAS 9,10 E 11

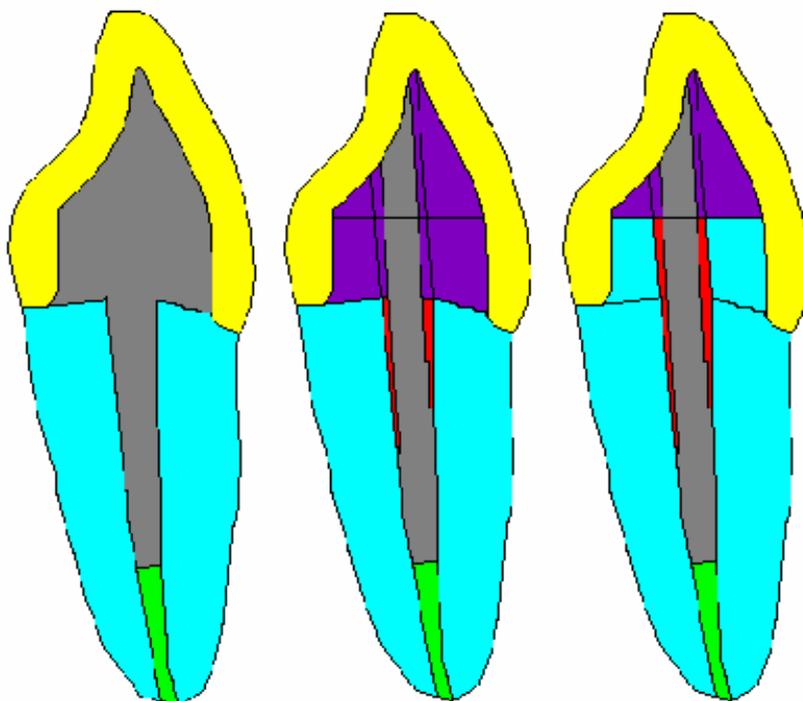
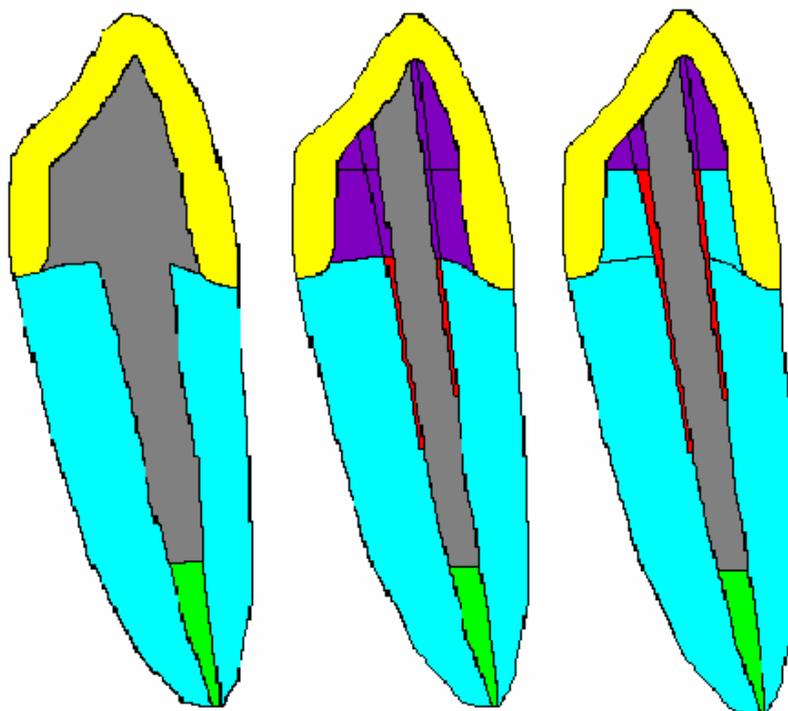


FIGURA 16 – TODOS OS MODELOS DO CANINO SUPERIOR, DA ESQUERDA PARA A DIREITA: FIGURAS 12,13 E 14

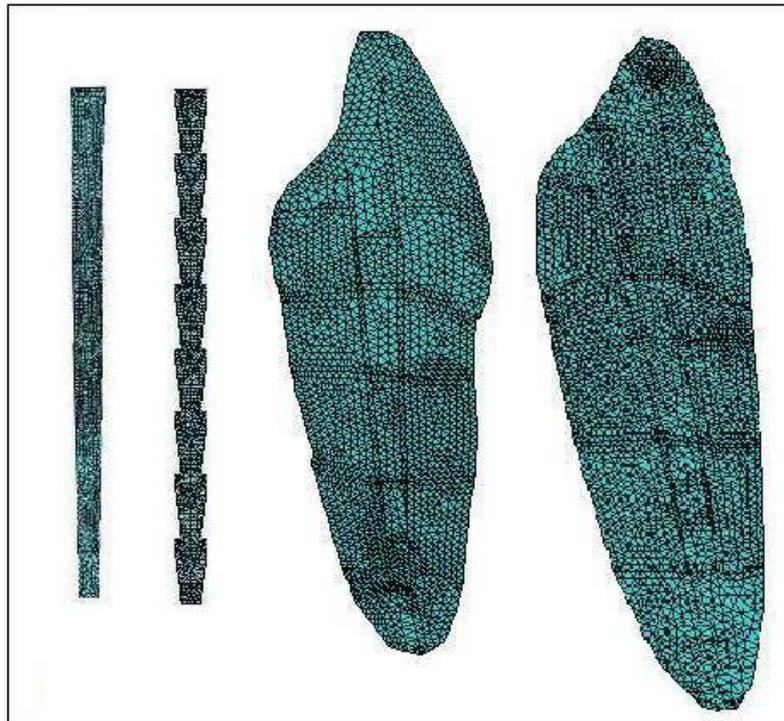


4.2.4. Malha dos modelos.

De posse dos desenhos e suas estruturas delimitadas, o programa cria os nós, e por meio da união destes nós temos a criação dos elementos, formando a malha dos modelos modelados (figura 17). Neste caso, os elementos criados foram triangulares com os seguintes valores:

- Pino pré-fabricado cônico – 4.193 nós e 1.976 elementos (figura 17).
- Pino pré-fabricado escalonado – 4.065 nós e 1.882 elementos (figura 17).
- Incisivo central superior restaurado (modelo base) – 8.018 nós e 3.903 elementos (figura 17).
- Canino superior restaurado (modelo base) – 9.706 nós e 4.747 elementos (figura 17).

FIGURA 17 - MALHA DOS MODELOS, DA ESQUERDA PARA DIREITA, PINO PRÉ-FABRICADO CÔNICO, PINO PRÉ-FABRICADO ESCALONADO, ICS E CS



4.2.5. Carregamento dos modelos.

Para a aplicação de carga nos modelos dos pinos pré-fabricados, a ancoragem ocorreu em 2/3 do comprimento total do pino, ou seja nos 13,33 mm inferiores, mantendo-se 1/3 superior livre para a aplicação das cargas, ou seja 6,66 mm. Esta aplicação ocorreu no canto superior esquerdo a um ângulo de 30, 45, 60 e

90 graus (CIMINI Jr et al., 2000), onde foi aplicada uma carga de 250 N.

A aplicação de carga para os modelos dos dentes, foi 100 N para o ICS e 250 N para o CS, ambas ocorreram no terço incisal da face palatina dos dentes, com uma inclinação de 45 graus em relação ao longo eixo do dente (CIMINI Jr et al., 2002). A ancoragem dos modelos ocorreu logo após a junção amelo-dentinária, conforme pode ser visto nas figura 18.

FIGURA 18 - ANCORAGEM DO ICS E CS



4.2.6. Definição das propriedades mecânicas.

Os materiais foram considerados como:

- a. isotrópicos: apresentam as mesmas propriedades em qualquer direção considerada.
- b. elásticos: recuperam as dimensões originais quando a carga é retirada.
- c. contínuos: não apresentam espaços vazios.

As propriedades mecânicas das estruturas dentárias e materiais restauradores estão representadas na tabela 4.

As representações gráficas, com as tensões geradas obtidas de todos modelos matemáticos estudados, são apresentadas na Discussão e Resultados.

TABELA 4 - PROPRIEDADES MECÂNICAS DOS MATERIAIS

	Módulo Elasticidade GPa	Coefficiente Poisson	Referência
Cimento Resinoso	8,37	0,24	Seymour (2001)
Dentina	18,6	0,31	Ko et al. (1992)
Fibra Carbono Bisgma	21	0,33	Dietschi et al. (1997)
Fibra de Vidro Bisgma	33	0,33	Nash (1998)
Gutta Percha	0,00069	0,45	Ko et al. (1992)
Liga Au tipo IV	99,3	0,30	Lewgoy (2001)
Porcelana	69	0,28	Davy et al. (1981)
Resina Composta (ti core)	22,2	0,30	Cohen (1999)
Titânio	103,4	0,33	Albuquerque (1995)

5. RESULTADOS E DISCUSSÃO

5.1. Resultado da análise anatômica.

A frequência com que os dentes apareceram dentre o total de 186 elementos são apresentados na Tabela 5. Os elementos mais freqüentes foram caninos superiores, seguidos pelos incisivos centrais superiores, incisivos centrais inferiores e incisivos laterais superiores, já os caninos inferiores não estiveram presentes (ver gráfico 1). Este fato foi adequado ao estudo para avaliar os aspectos dimensionais úteis para a análise biomecânica dos dois dentes que apresentam grande importância clínica e que apresentam maior freqüência.

O tamanho médio do incisivo central superior foi de aproximadamente 23 mm, mas pode apresentar uma grande variação de tamanho, entre 15 e 29 mm (Tabela 2 do capítulo de Materiais e Métodos). Este comportamento foi mais evidente ao se observar o coeficiente de variação de cerca de 10,0 %. A grande variação anatômica fica mais evidente quando compara-se a distância méso-distal da porção média da raiz. O tamanho da porção coronária (dC) e radicular (dR) também são muito distintas, CV de 12,9 e 13,2 %, respectivamente. A diferença entre esses valores médios (dR-dC) resulta em 4,1 mm, ou seja, é possível naturalmente manter a obturação apical. Neste caso, o risco de perfuração radicular também será reduzido, principalmente para uso de pinos com diâmetro perto de 1 mm. A distância méso-distal confirma essa hipótese, uma vez que é limitante do diâmetro a ser selecionado atinge o valor mínimo de 3 mm para porção média do comprimento total da raiz. O instrumento memória mais utilizado para instrumentação endodôntica, foi o de número 60, conforme revela a moda na tabela 6.

O tamanho médio do canino superior foi de aproximadamente 27 mm, mas pode apresentar uma grande variação de tamanho, entre 22 e 31,5 mm (Tabela 7). Também neste caso o comportamento foi evidente ao se observar o coeficiente de variação de cerca de 9,0 %. A grande variação anatômica fica mais evidente quando comparamos a distância méso-distal da porção média da raiz. O tamanho da porção coronária (dC) e radicular (dR) também são muito distintas, CV de 16,9 e 13,0%, respectivamente. Aqui, a diferença entre esses valores médios (dR-dC) já é maior,

7,1 mm, ou seja, também é possível manter uma excelente obturação apical. Neste caso, o risco de perfuração radicular também será reduzido, principalmente para uso de pinos com diâmetro perto de 1 mm. A distância mésio-distal confirma essa hipótese, uma vez que é limitante do diâmetro a ser selecionado atinge o valor mínimo de 2,5 mm para porção média do comprimento total da raiz. O instrumento memória mais utilizado para instrumentação endodôntica, foi o de número 45, conforme revela a moda na tabela 7.

TABELA 5 - FREQUÊNCIA DE DENTES ANTERIORES ESTUDADOS

Dentes	Frequência	Frequência relativa
11	6	3,2
21	44	23,7
12	13	7,0
22	19	10,2
13	37	19,9
23	19	10,2
31	21	11,3
41	24	12,9
32	2	1,1
42	1	0,5
33	0	0,0
43	0	0,0
Total	186	100

GRÁFICO 1 - DISTRIBUIÇÃO DA FREQUÊNCIA DE ELEMENTOS DENTAIS POR GRUPO DE DENTES

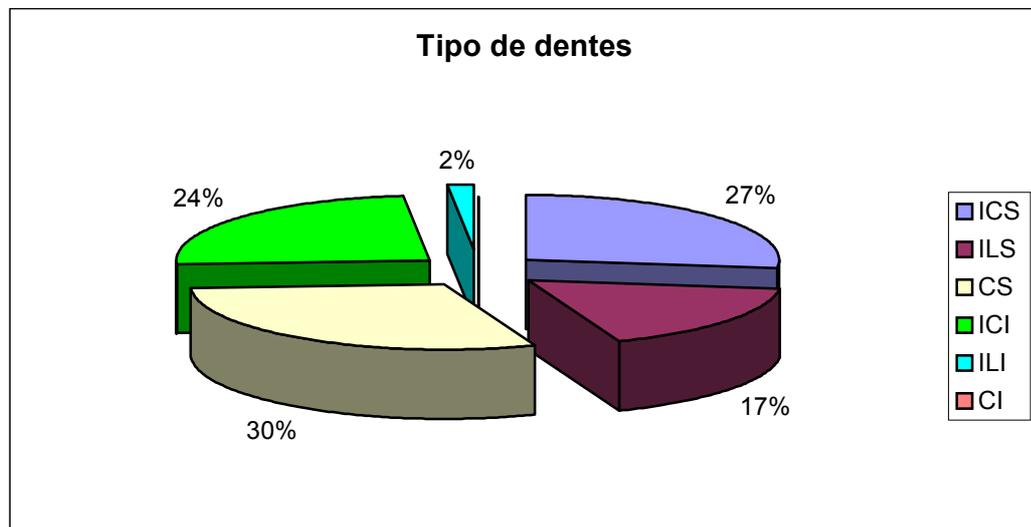


TABELA 6. DISTÂNCIAS ANATÔMICAS PARA INCISIVOS CENTRAIS SUPERIORES

	CRD	dMD C	dMD 1/2R	dC	dR	dC+dR	IM
MÍN, mm	15	5	3	6	11	19	25
MÁX, mm	29	8	6	12	19	29	80
x, mm	23,3	6,6	4,4	9,7	13,8	23,5	52,4
Mo, mm	22	6,5	4,5	10	12	22	60
S, mm	2,4	0,8	0,7	1,2	1,8	2,1	9
CV, %	10,4	11,9	16,0	12,9	13,2	9,0	17,3

NOTA: CRD = comprimento real do dente; dMD C = distância mesio-distal da raiz na região cervical; dMD1/2R = distância mesio-distal na metade da raiz; dC = comprimento da coroa; dR = comprimento da raiz; dC + dR = comprimento da coroa mais a raiz; e IM = instrumento memória. MÍN = mínimo; MÁX = máximo; xmm = média; Mo = moda; S = desvio padrão; CV = coeficiente de variação.

Comparando os resultados encontrados na literatura tabela 8, pode-se afirmar que o resultado obtido do levantamento periapical para o ICS e CS, que foram os mais frequentes, também tiveram seu comprimento dentro da média geral dos autores pesquisados.

Os incisivos, ocupando a parte anterior do arco dentário, são os primeiros a entrar em contato com os alimentos e juntamente com os lábios realizam a função de apreensão. Também são especialmente aptos a cortar os alimentos, podendo

também desempenhar a ação de roer. Eles também atuam como elementos passivos na articulação do som, bem como estética (CONCEIÇÃO, 2000).

TABELA 7 - DISTÂNCIAS ANATÔMICAS PARA CANINOS SUPERIORES

	CRD	dMD C	dMD 1/2R	dC	dR	dC+dR	IM
MÍN, mm	22	4,5	2,5	7	13	22	35
MÁX, mm	31,5	8	5,5	12	22	33	60
x, mm	26,6	6,1	4,0	9,8	16,9	26,7	47,5
Mo, mm	25	6	4,5	10	15	25	45
S, mm	2,4	0,8	0,6	1,6	2,2	2,5	6,3
CV, %	9,0	12,4	14,4	16,9	13,0	9,6	13,2

NOTA: CRD = comprimento real do dente; dMD C = distância méso-distal da raiz na região cervical; dMD1/2R = distância mesio-distal na metade da raiz; dC = comprimento da coroa; dR = comprimento da raiz; dC + dR = comprimento da coroa mais a raiz; e IM = instrumento memória. MÍN = mínimo; MÁX = máximo; Mo = moda; xmm= média, S = desvio padrão; CV = coeficiente de variação.

TABELA 8 - COMPRIMENTO MÉDIO EM MM DE ICS E CS SEGUNDO ALGUNS AUTORES

ICS	CS	Autor
22,6	27,2	De Deus (1976)
21,8	26,4	Pucci (1945)
23,1	26,4	Leonardo (1983)
23	25	Estrela e Figueiredo (2001)
22,5	26,5	Cohen (2000)
22,6	27,2	Soares e Goldberg (1992)
23,7	27,3	Stock e Nehammer (1992)
23,7	27,3	Ingle e Taintor (1987)
23,6	26,6	Obtidos na análise

Já os caninos, situam-se na porção distal dos incisivos laterais. Eles se caracterizam por terem margem oclusal com duas vertentes que produzem um vértice. Estes dentes apresentam uma raiz muito potente, sobretudo o superior. Sua função é cortar e rasgar alimentos que exijam grande força mastigatória. Essa função é facilitada pela forma da sua coroa que atua como ponta aguda e dilacerante (CONCEIÇÃO, 2000).

5.2. Avaliação biomecânica pelo Método dos Elementos Finitos (MEF).

Com o aprimoramento da informática, uma alternativa para estudo das tensões geradas, é o Método dos Elementos Finitos (MEF), que possui grande capacidade para resolução de problemas estruturais complexos, relacionados com a distribuição das tensões de von Mises e tensões de tração e compressão que incidem no sistema estomatognático. Os resultados obtidos por este método são de grande valia principalmente quando da realização de investigações científicas em biologia, tanto pela eliminação dos convencionais corpos-de-prova, necessários nos testes “in vitro”, quanto pela dificuldade das pesquisas “in vivo”, normalmente muito demoradas e, com resultados de fácil contestação. Na avaliação das tensões geradas, os resultados obtidos pelo Método dos Elementos Finitos, se aproximam da realidade com custo menor, tempo e variáveis, apesar das dificuldades e limitações da construção de modelos totalmente fiéis as condições clínicas estudadas.

Segundo SANTOS (1995), o MEF, é uma técnica de pesquisa que exige conhecimentos sobre engenharia, informática e principalmente, domínio da análise para que se possa fazer o estudo das tensões, deformações e deslocamentos em um modelo virtual extremamente complexo como o dente.

Para CAPUTO e STANDLEE (1976), as propriedades mecânicas são regidas pelas leis da mecânica, isto é, a ciência física que lida com a energia e forças e seus efeitos sobre os corpos. O estudo das tensões geradas através do MEF na Odontologia, pode preencher com segurança esta lacuna, prevendo o comportamento das mais diversas situações clínicas, como a Engenharia prevê o comportamento de edificações, pontes e viadutos, sem a necessidade de construí-los.

A parte fundamental desta metodologia é a análise das imagens obtidas pelo computador. Após o processamento das informações tem-se um grande número de possibilidades, que necessitam ser selecionadas e interpretadas adequadamente. Diferentes resultados e variáveis possíveis, despertam o interesse pela comparação da distribuição das tensões resultantes das cargas mastigatórias na estrutura dentária hígida e remanescente de dente restaurados com pinos intra-radulares em diferentes regiões.

HOLMES; DIAZ-ARNOLD e LEARY, (1996) salientam que devido às variáveis, que podem ser manipuladas com a precisão de um computador, a chance

de resultados variáveis a partir de erros da amostra é praticamente eliminada. A mesma análise de elementos finitos, repetidos qualquer número de vezes, irá produzir resultados 100% idênticos, assim é certo que serão sempre produzidos por manipulação das variáveis e não por amostragem. Por esta razão, a análise estatística convencional não está normalmente incluída em um estudo que empregue esta metodologia. Isto não serve para afirmar que os estudos que utilizem esse método serão sempre capazes de generalização a partir do modelo de interesse dos pesquisadores, mas apenas que existe uma fonte diferente de erro potencial.

Este método auxilia no entendimento do comportamento mecânico das estruturas dentárias e de suporte, ajudando assim, a produção de materiais e técnicas baseadas em resultados de estudos científicos com uma adequada aproximação aos fenômenos mecânicos, que acontecem nas estruturas biológicas durante a função mastigatória.

Para MANNING et al. (1995), as características físicas do material a ser escolhido como retentor intra-radicular, tais como resistência e o módulo de elasticidade, tem uma relação importante com a preservação da estrutura remanescente, já que o preparo do canal deve ser realizado com o mínimo de desgaste, embora deva ser obtida uma espessura mínima, para o material suportar as tensões induzidas durante a função. Não deve-se considerar o baixo módulo de elasticidade dos materiais, como um objetivo único a ser perseguido.

Um módulo de elasticidade muito baixo pode ocasionar uma maior deflexão do conjunto promovendo tensões localizadas. Esta maior deformação que materiais menos rígidos apresentam, podem resultar em uma degradação do agente cimentante, gerando desadaptações marginais e em conseqüência micro infiltração. É necessária a determinação, do ponto de equilíbrio do módulo de elasticidade dos materiais, de acordo com a situação de sua utilização.

Mesmo assim, ao se comparar o módulo de elasticidade da polpa 0,002 GPa e o pino de fibra de carbono com 21 GPa, tem-se um material cujo módulo de elasticidade é muito maior do que a própria polpa, mas deve-se lembrar que a necessidade de um retentor intra-canal busca a retenção da futura coroa, e neste caso dificilmente estamos frente a um dente hígido.

Com uma busca cada vez maior pela estética, surgiram pinos intra-

radiculares de cerâmica, fibra de vidro, híbrido e quartzo. Quanto a não seleção de pinos de cerâmica, quartzo ou híbrido, para comparação com os demais, neste trabalho, cabe uma explicação. A cerâmica tem demonstrado um padrão de distribuição de tensões geradas de forma desfavoráveis, por possuir propriedades físicas muito diferentes da dentina. BOCANGEL (1999), verificou pelo MEF através de modelos bidimensionais que, os pinos intra-radulares cerâmicos, apesar de seu apelo estético, concentram as tensões geradas de maneira negativa, em comparação com o dente hígido, pino de ouro ou resina composta. Afirma que, as cerâmicas apresentam irregularidades em sua estrutura, as quais vão se comportar como criadoras de tensão para a raiz, quando o material estiver frente a forças mastigatórias, fazendo com que ao atingir seu limite de resistência, produza falha do material, que se propagará através da sua estrutura, até a fratura do material ou da própria raiz.

No caso dos pinos de quartzo, os dados ainda são insuficientes para uma pesquisa como esta, porém sua elasticidade tem sido apresentados de forma muito similar aos de fibra de carbono e fibra de vidro.

Quanto à forma e o diâmetro dos pinos, foi utilizado o que encontra-se disponível comercialmente, cônico e escalonado em diâmetros já citados na tabela 2. Somente o escalonado encontra-se em materiais de fibra de carbono, fibra de vidro ou híbrido, não sendo disponível em zircônio ou metálico.

Quanto ao comprimento dos pinos, utilizou-se o comprimento encontrado no mercado, 20 mm. Este valor foi adotado também em função do que pode-se julgar como vantajoso para o profissional e indústria. Do lado da indústria que o fabrica, esta deve considerar ausência de desperdício de matéria prima, ou seja, um produto que resolva o problema do clínico, mas que não tenha sobra de material. Por outro lado, o profissional necessita de um produto que atenda as exigências de um maior número de situações clínicas, ou seja, que um mesmo produto possa ser utilizado para qualquer dente independente do comprimento, sendo que em termos de diâmetro, isto não é possível. Assim, na sua colocação, este pino deve apresentar um comprimento que seja conveniente para sua cimentação e, eventualmente, possa ser cortado seu excesso.

O preparo radicular para receber retentores, deve ser selecionado de modo a respeitar o aspecto anatômico e fisiológico. A porção intra-radicular deve

preferencialmente ter mais da metade de seu comprimento a nível infra-ósseo, isto em um periodonto saudável, o que não limita seu tamanho na porção coronária. Eles devem ser colocados de modo a manter cerca de 3 a 5 mm de material obturador na porção apical (MIRANDA, 1994; MORI, 1994; STOCKTON, 1999).

MORGANO e BRACKETT em 1999, publicaram uma revisão da literatura onde discutem artigos técnicos e clínicos a restauração de dentes estruturalmente comprometidos. Entre os tópicos discutidos os autores definiram um guia para a confecção de núcleos e pinos, que deve seguir aspectos como o comprimento, que deve ser pelo menos igual ao tamanho da coroa, ou comprimento de 2/3 do tamanho da raiz no interior do osso, ou um comprimento tão longo quanto possível, desde que se mantenha pelo menos de 4 a 5 mm de material obturador.

Já AMARANTE (2003), utilizou o comprimento do ICS em 21 mm, 2 abaixo da média dos autores pesquisados (tabela 8) e do levantamento anatômico aqui realizado, com isto, a inserção do pino no interior da raiz ficou aquém do preconizado pela maioria dos autores no que se refere à inserção radicular, porém, dentro dos padrões, no que se refere aos 2/3 do comprimento intra-radicular.

LEWGOY (2001) utilizou uma peça anatômica maior que a anterior para a criação de seu modelo. Com isto o comprimento do ICS utilizado para seu estudo ficou com 25,63 mm, ou seja, com 2,73 a mais do que a média pesquisada (tabela 8).

Sabendo que o canino possui o maior comprimento, que de acordo com o levantamento anatômico foi de 26,7 mm e sua coroa apresentou comprimento de 9,8 mm e raiz com 16,9 mm, de acordo com as afirmações de MORGANO e BRACKETT (1999), o comprimento do retentor deve ser pelo menos igual ao da coroa, é de 9,8 mm, se considerarmos o dobro para se ter o comprimento total do pino, ou seja, 19,6 mm. Ou pelo menos 2/3 do tamanho da raiz no interior do osso, o seja de 16,9 mm de comprimento, resulta em 11,2 mm, mais o comprimento da coroa que é de 9,8, tem-se um comprimento total de 21 mm. Neste caso não se pode esquecer que no preparo de uma coroa cerâmica a redução incisal é de aproximadamente 2 mm, permitindo perfeitamente um comprimento de 20 mm para o pino pré-fabricado. Nas duas situações restam mais de 4 ou 5 mm de material obturador. Em função de o ICS ser menor do que o CS e o comprimento dos pinos de 20 mm de comprimento, este serve perfeitamente, e com sobra para quase todas as situações clínicas.

No caso dos dentes, o comprimento dos retentores intra-radulares pode ser calculado da seguinte forma: $\frac{2}{3}$ do comprimento radicular do incisivo central equivalem a 9,2 mm, somado a este o valor da porção coronária que é de 9,7 mm teremos 18,9 mm, subtraindo a porção incisal que é de 2 mm em média, tivemos um retentor de 16,9 mm. Já o canino, 19 mm de comprimento.

Para a definição da anatomia intra-radicular e seu diâmetro, buscaram-se dados em alguns autores que relatam em seus trabalhos situações que analisavam este aspecto. MIRANDA (1994) faz várias afirmações sobre a manutenção de $\frac{1}{3}$ da distância méso-distal para a manutenção radicular. ALBUQUERQUE (1999), LEWGOY (2001) e RIBEIRO (2004), definiram em seus estudos um diâmetro intra-radicular de 2 mm, espaço suficiente para a colocação de um pino pré-fabricado médio.

Já AMARANTE (2003) atribuiu em seu trabalho uma situação de destruição da dentina radicular, em que esta ficou com uma parede de 1 mm de cada lado, uma situação não recomendada e de difícil solução clínica, pois qualquer retentor intra-canal passa a ter uma chance de insucesso muito grande, seja repassando as tensões sobre a raiz debilitada ou permitindo facilmente um deslocamento do conjunto, dependendo do módulo de elasticidade do pino intra-canal. Isto pode ser comprovado no trabalho de MARTINEZ-INSUA et al. em 1998, o qual conclui que um pino com módulo de elasticidade muito baixo pode provocar deslocamentos mais freqüentes.

A exigência de preservar as estruturas anatômicas radulares tem estimulado as pesquisas para realização de pinos cada vez mais anatômicos, com o desenvolvimento de um desenho não mais de retentor e sim com conicidade.

Quanto à escolha de um modelo bidimensional ou tridimensional para o estudo através do MEF, seguramente o modelo tridimensional deve ser considerado um estudo mais sofisticado.

Segundo AMARANTE (2003), admitem-se em modelos bi-dimensionais, que as tensões são idênticas em todas as sessões verticais paralelas entre si e, apesar das simplificações desses modelos, os resultados são bastante semelhantes com os obtidos com os modelos tri-dimensionais, não justificando suas aplicações.

HO et al. (1994), por exemplo, encontraram as maiores tensões de compressão e tração, em um modelo matemático tridimensional de um ICS com

retentor intra-radicular, no terço médio da superfície externa da raiz vestibular e no terço médio da superfície externa da raiz palatina, respectivamente. Segundo os autores, em um trabalho prévio, com um modelo bidimensional do mesmo caso, os resultados obtidos foram similares aos obtidos no modelo tridimensional.

Em função da complexidade de construção de um modelo tridimensional, principalmente com estruturas complexas e materiais de composição muito diferentes, que podem possuir comportamento anisotrópico, heterogêneo e não linear (que indicam uma propriedade pela qual, na dependência do ângulo de incidência da força aplicada, as tensões geradas assumem comportamentos diferentes), e pelo fato de em ambos modelos (bidimensionais ou tridimensionais), normalmente os resultados numéricos finais apresentarem-se de forma muito semelhante, considerou-se até que ponto o dispêndio de trabalho e tempo, devesse ser realizado para o objetivo em questão. Como a proposição do trabalho, envolve a comparação de várias alternativas clínicas onde, são necessários um grande número de modelos, optou-se pela maior praticidade de construção e análise de modelos bidimensionais.

Para LEWGOY (2001), com relação a análise estatística, uma significância de 5% é considerada satisfatória em odontologia quando em um trabalho de resistência a tração. Com isto, segundo o autor, um estudo bidimensional é considerado seguro e eficiente para análise.

No caso da análise dos pinos individualmente, estes têm simetria axial em coordenadas cilíndricas que são geométricas sobre um eixo central, portanto é um modelo axissimétrico, não justificando um modelo tridimensional.

Baseados nas afirmações de CIMINI JR et al. (2000), foi adotada uma angulação de 30, 45, 60 e 90 graus para análise individual dos pinos pré-fabricados. No caso dos dentes o ângulo de aplicação da força foi perpendicular à face palatina, 45 graus em relação ao longo eixo do dente, da mesma forma que nos trabalhos de KO et al. (1992); HOLMES; DIAZ-ARNOLD e LEARY (1996); ALBUQUERQUE (1999); LEWGOY (2001); AMARANTE (2003), simulam a média do ângulo funcional anterior para uma oclusão classe 1 de Angle.

Quanto à intensidade das cargas, existe mais controvérsia, pois CIMINI JR et al. (2000) em seu levantamento bibliográfico achou valores que variam de 89 N a 240 N para os ICS e valores variam de 133 N a 588 N para os CS, ambos em

situação de mordida. Porém a maioria dos autores utiliza-se de 100 N para os ICS e 250 N para os CS.

ALBUQUERQUE (1999); BOCANGEL (1999); VASCONCELOS et al. (2002) e LEWGOY (2001), optaram pelo emprego de uma carga de 100 N, aplicada perpendicularmente à face palatina da coroa de cerâmica de um ICS.

Baseado nisso foram adotadas as mesmas cargas para a simulação dos dentes, já para os pinos, foi adotado a carga de 250 N, pois o mesmo pino é indicado para situações clínicas de qualquer dente anterior.

Em função da complexidade do desenho do pino escalonado, este teve que ser desenhado no programa de desenho AUTOCAD®, versão 14 (Autodesk Inc, USA) e posteriormente transferido para o ANSYS®, isso pela sua dificuldade de execução. Já os pinos cônico e paralelo, puderam ser desenhados no programa ANSYS®, em função de sua simplicidade.

Quanto à análise realizada, optou-se pelo programa ANSYS® 7.0, apesar de existirem outros softwares capazes de efetuar a análise, como por exemplo, o MSC/NASTRAN, utilizado por LEWGOY (2001). A análise dos resultados, apresentados nas figuras 19 a 60 foi realizada com base no diagrama de tensões, representadas por meio de cores, que foram comparadas pelos valores apresentados na escala em anexo. Esta escala foi selecionada a partir da melhor visualização por meio das cores. Para os pinos foi mantida a mesma escala que o programa determina, para se obter uma maior homogeneidade em termos de apresentação gráfica nos diferentes tipos de pinos. Para o ICS foi escolhida uma escala diferente do CS, pois estes dois dentes receberam cargas diferentes, 100 N e 250 N respectivamente. Se a mesma escala fosse mantida para os dois elementos, haveria a apresentação muito acentuada para o CS ou pouco acentuada para o ICS.

5.3. Resultados e análise biomecânica dos pinos pré-fabricados.

Para um melhor entendimento dos resultados, foi adotada a seguinte nomenclatura para referência dos pinos: a primeira letra refere-se à forma do pino (Cônico - Co, Escalonado – E); a seguir o tipo de material (Fibra de carbono - FC, Fibra de vidro - FV ou Titânio - TI); posteriormente a angulação utilizada (30, 45, 60 ou 90 graus). O resultado da análise sobre os pinos é apresentado a seguir nas figuras 19 a 40.

FIGURA 19 - PINO CÔNICO DE FIBRA DE CARBONO COM ÂNGULO DE 30 GRAUS (Co.FC.30.)

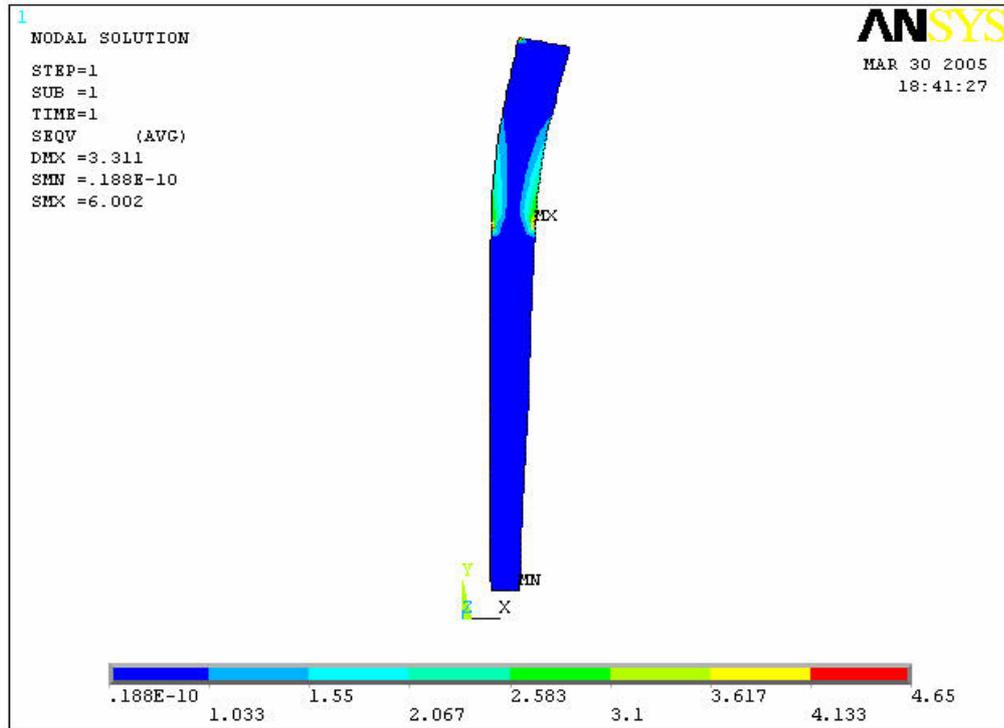


FIGURA 20 - PINO CÔNICO DE FIBRA DE CARBONO COM ÂNGULO DE 45 GRAUS (Co.FC.45.)

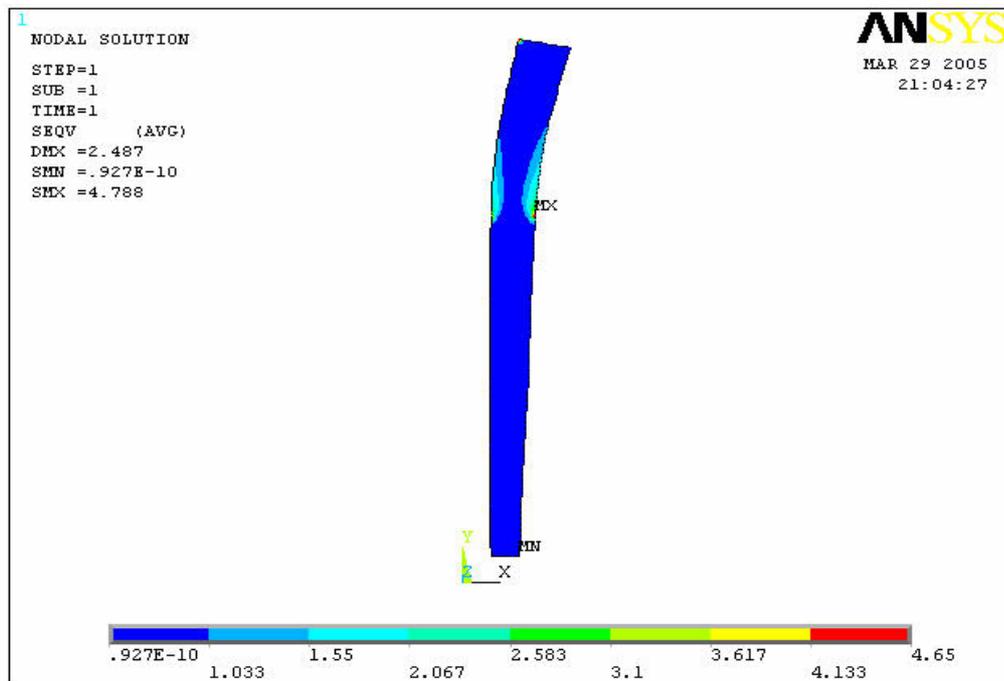


FIGURA 21 - PINO CÔNICO DE FIBRA DE CARBONO COM ÂNGULO DE 60 GRAUS (Co.FC.60.)

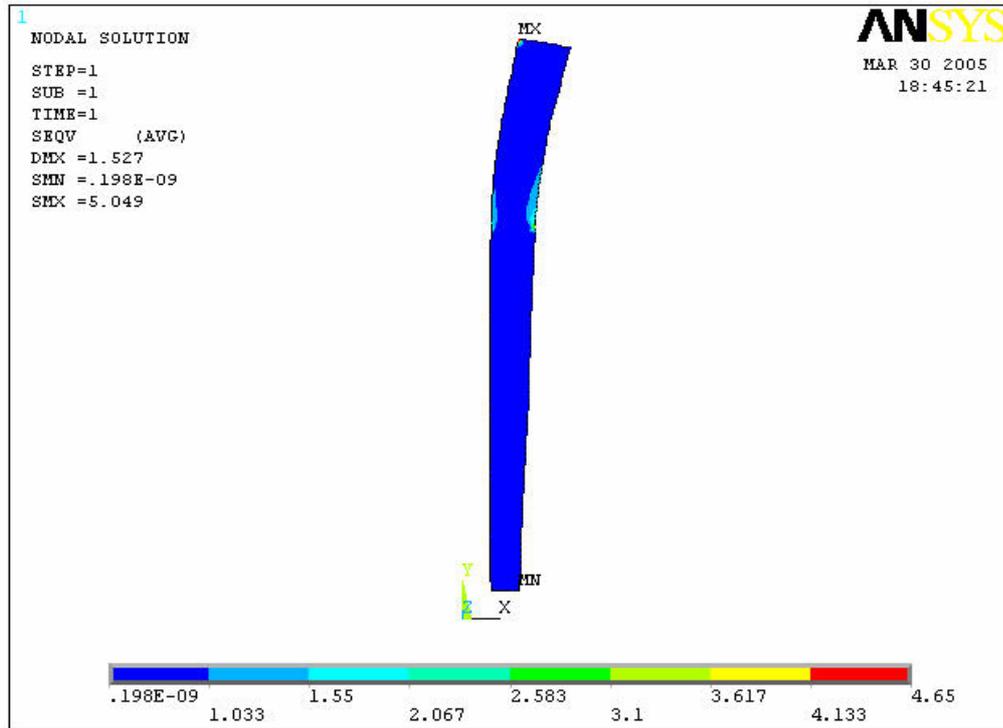


FIGURA 22 - PINO CÔNICO DE FIBRA DE CARBONO COM ÂNGULO DE 90 GRAUS (Co.FC.90.)

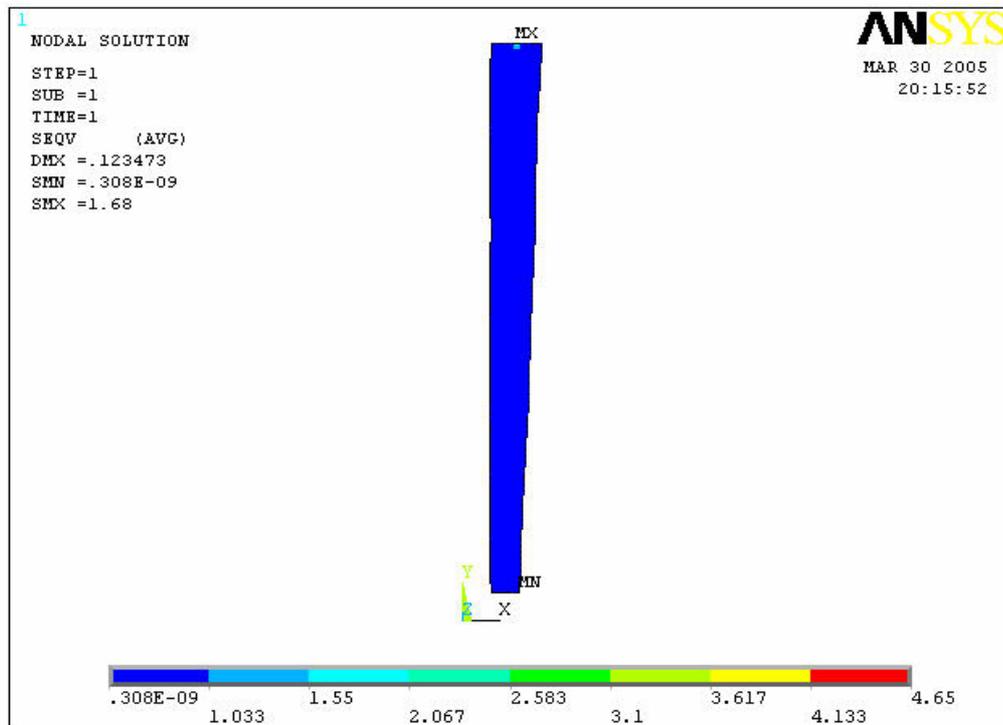


FIGURA 23 - PINO CÔNICO DE FIBRA DE VIDRO COM ÂNGULO DE 30 GRAUS (Co.FV.30.)

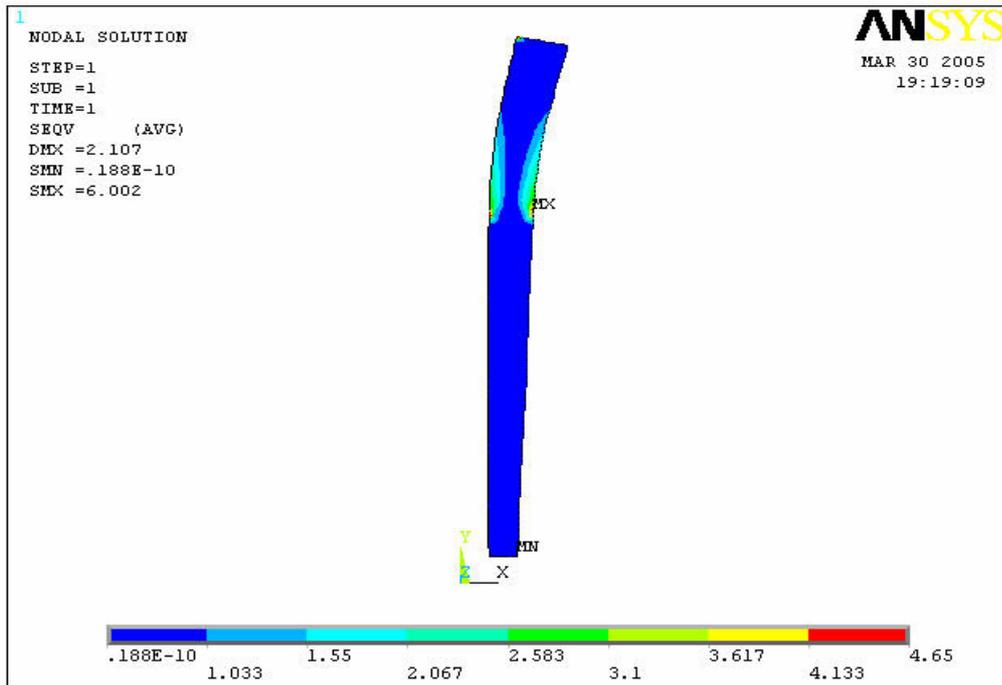


FIGURA 24 - PINO CÔNICO DE FIBRA DE VIDRO COM ÂNGULO DE 45 GRAUS (Co.FV.45.)

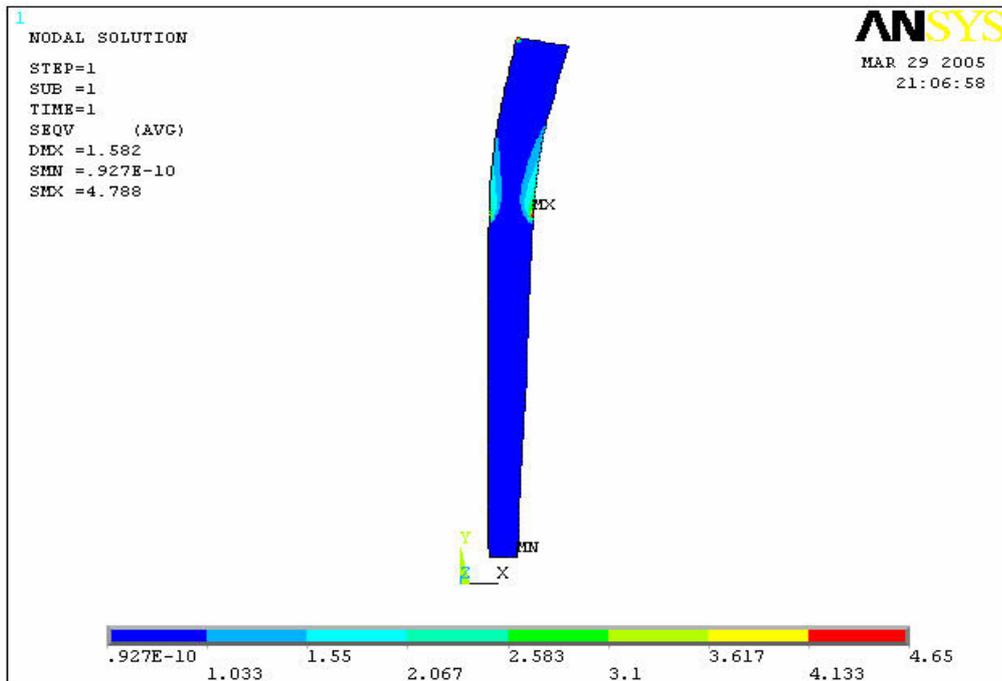


FIGURA 25 - PINO CÔNICO DE FIBRA DE VIDRO COM ÂNGULO DE 60 GRAUS (Co.FV.60.)

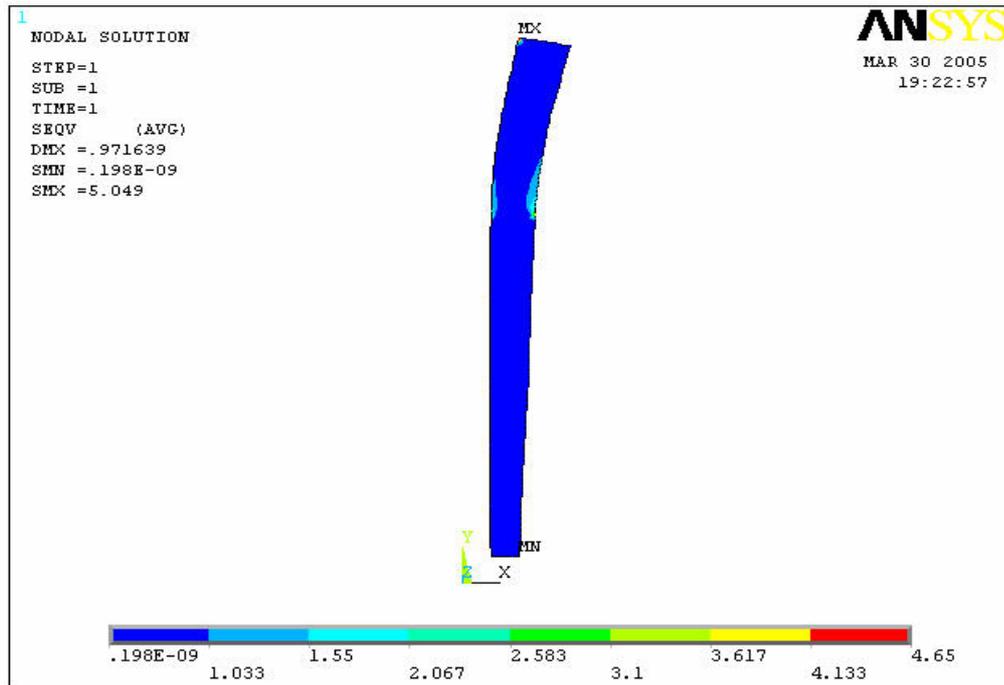


FIGURA 26 - PINO CÔNICO DE FIBRA DE VIDRO COM ÂNGULO DE 90 GRAUS (Co.FV.90.)

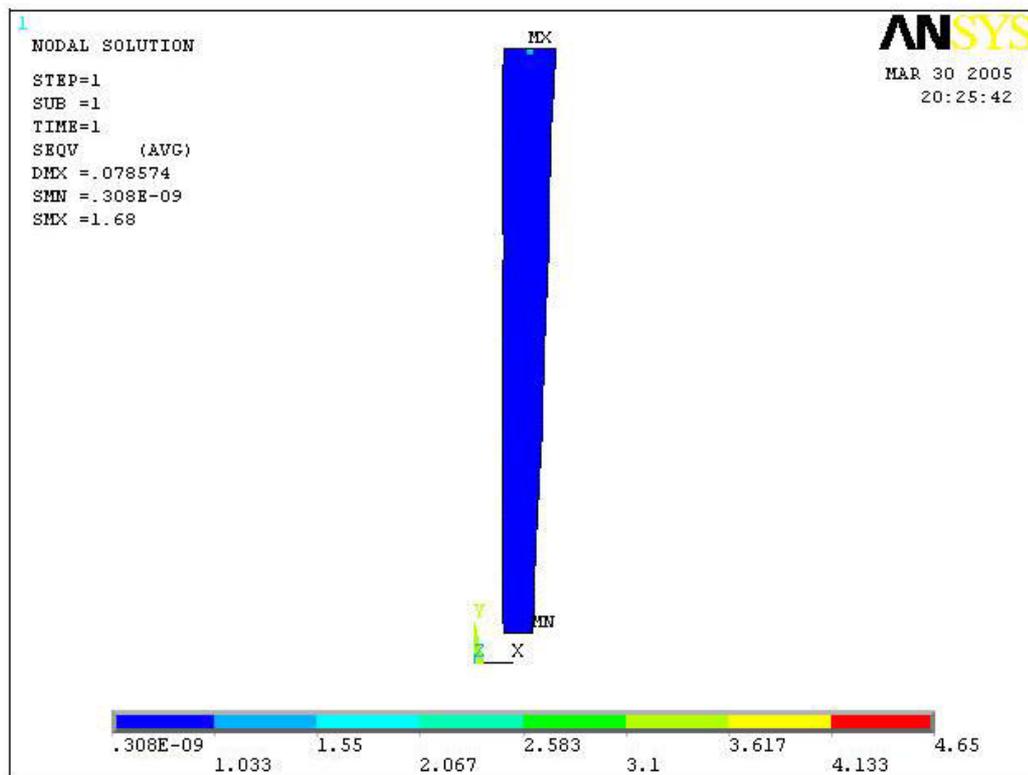


FIGURA 27 - PINO CÔNICO DE TITÂNIO COM ÂNGULO DE 30 GRAUS (Co.TI.30.)

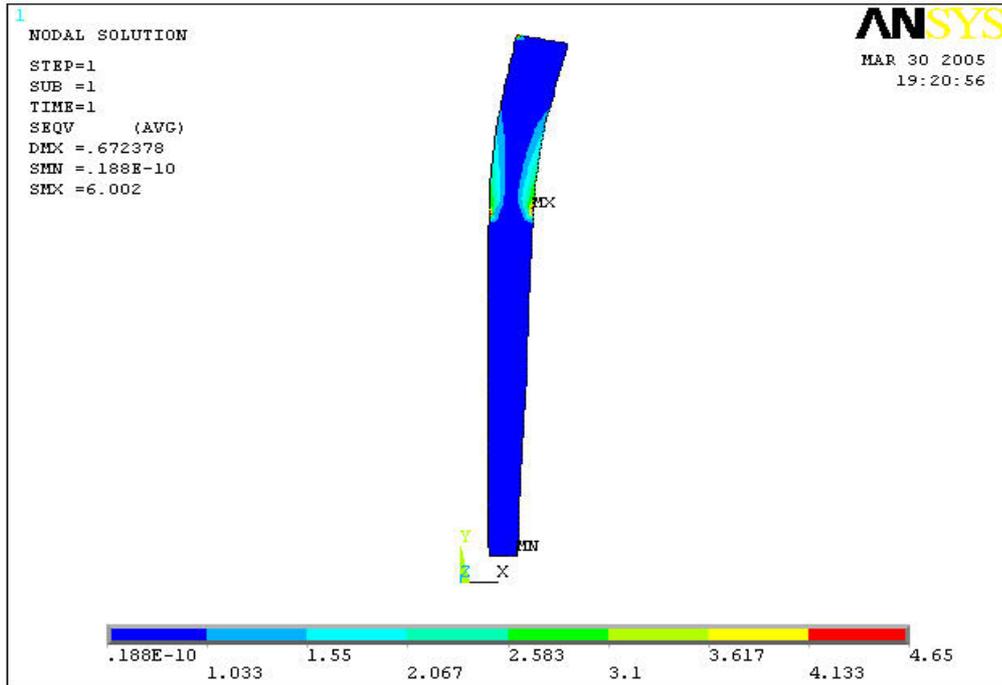


FIGURA 28 - PINO CÔNICO DE TITÂNIO COM ÂNGULO DE 45 GRAUS (Co.TI.45.)

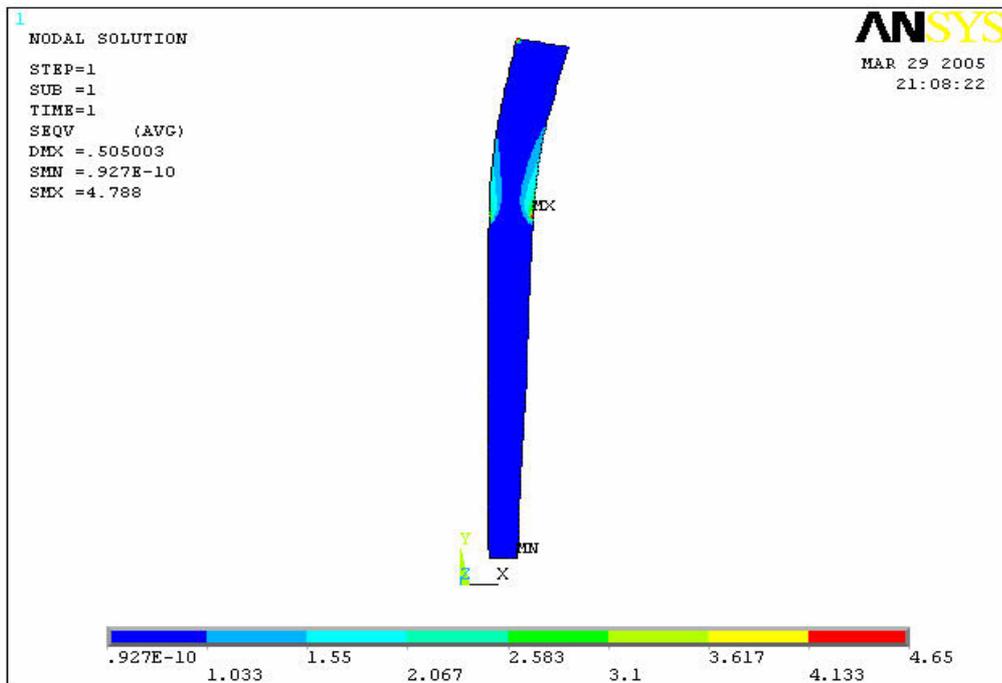


FIGURA 29 - PINO CÔNICO DE TITÂNIO COM ÂNGULO DE 60 GRAUS (Co.TI.60.)

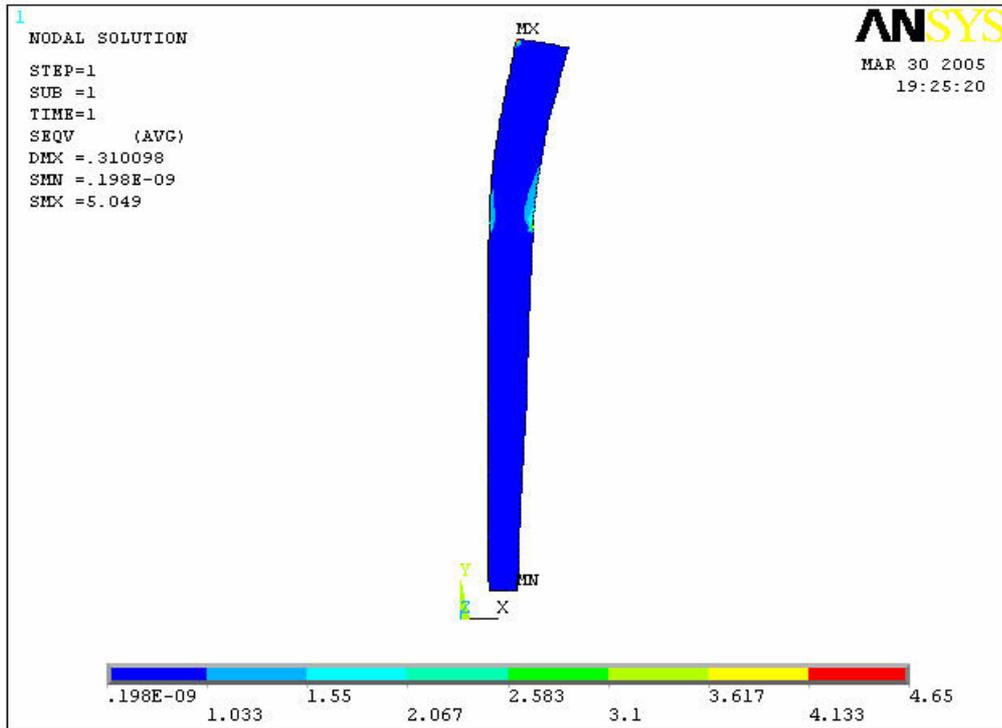


FIGURA 30 - PINO CÔNICO DE TITÂNIO COM ÂNGULO DE 90 GRAUS (Co.TI.90.)

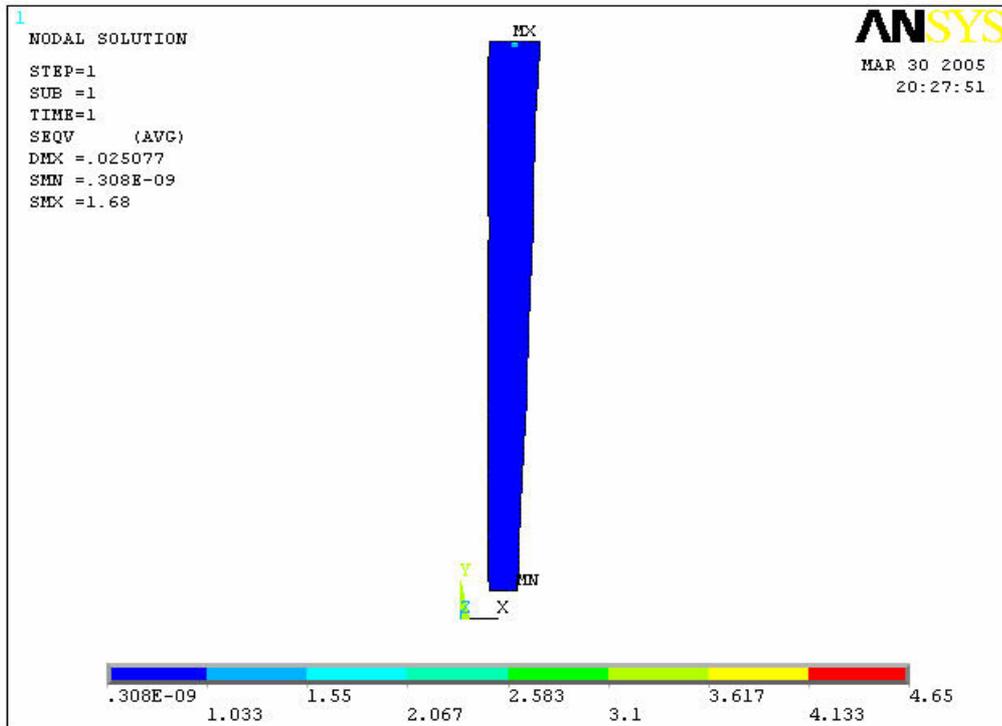


FIGURA 31 - PINO ESCALONADO DE FIBRA DE CARBONO COM ÂNGULO DE 30 GRAUS (E.FC.30.)

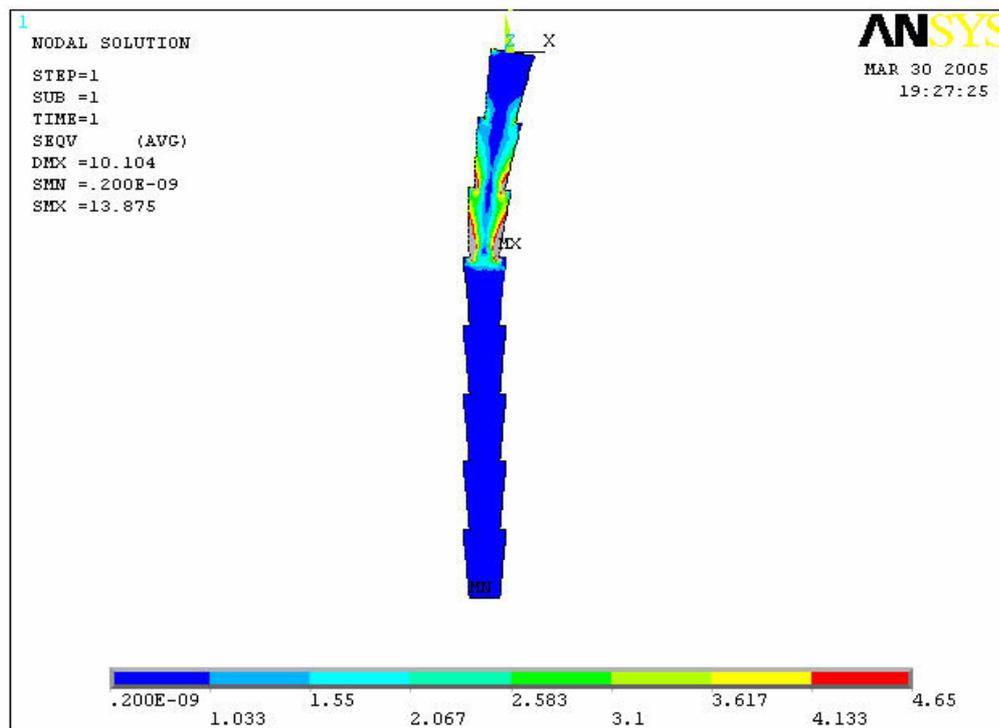


FIGURA 32 - PINO ESCALONADO DE FIBRA DE CARBONO COM ÂNGULO DE 45 GRAUS (E.FC.45.)

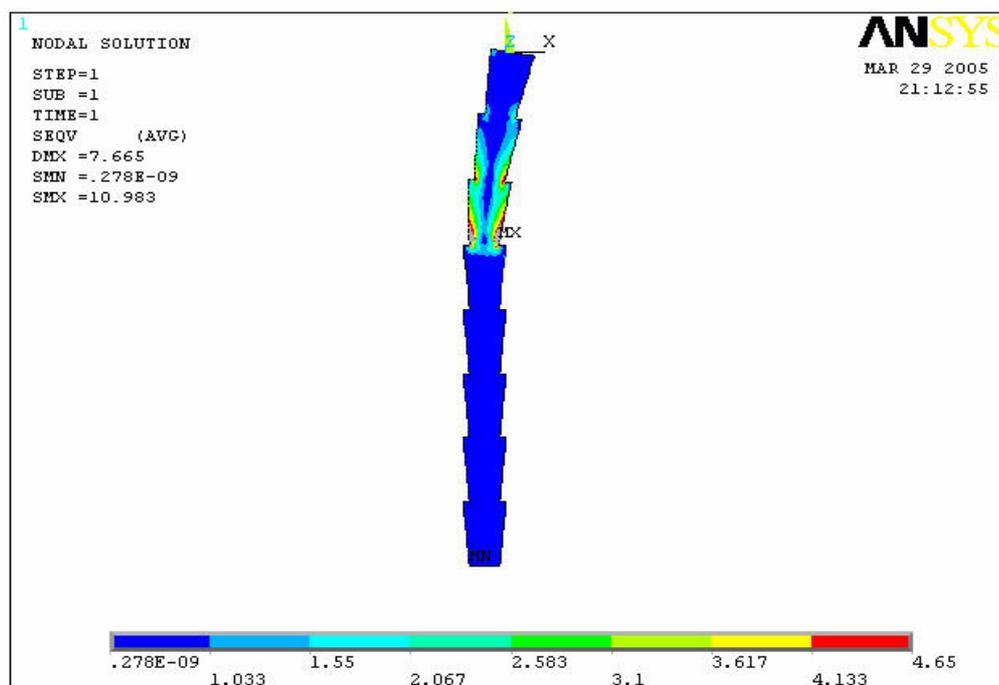


FIGURA 33 - PINO ESCALONADO DE FIBRA DE CARBONO COM ÂNGULO DE 60 GRAUS
(E.FC.60.)

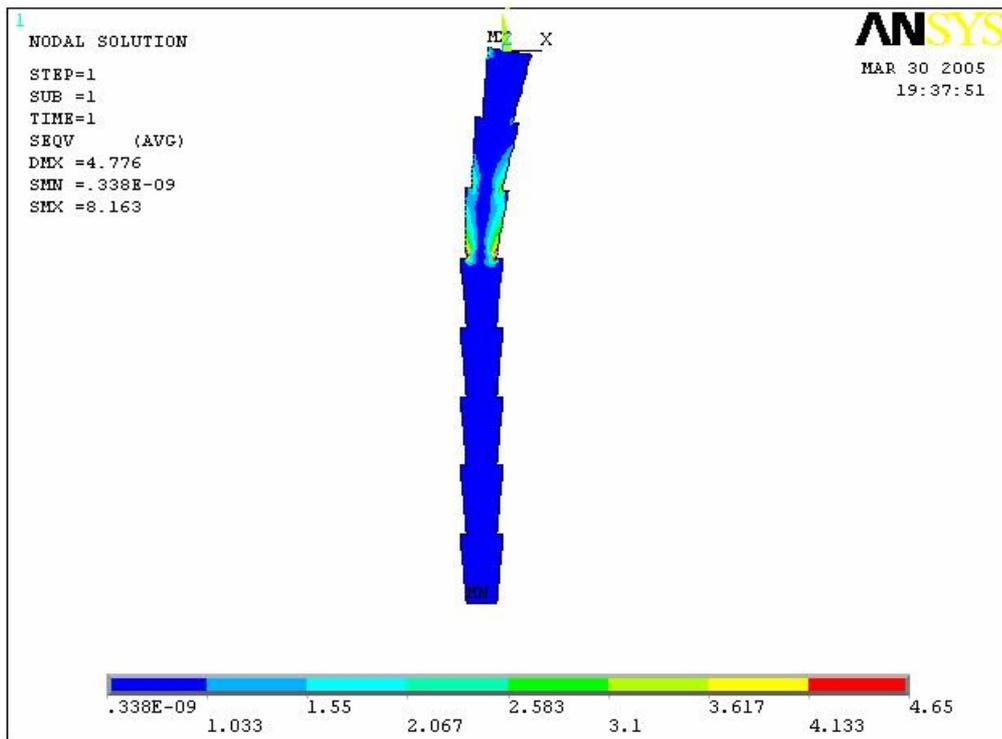


FIGURA 34 - PINO ESCALONADO DE FIBRA DE CARBONO COM ÂNGULO DE 90 GRAUS
(E.FC.90.)

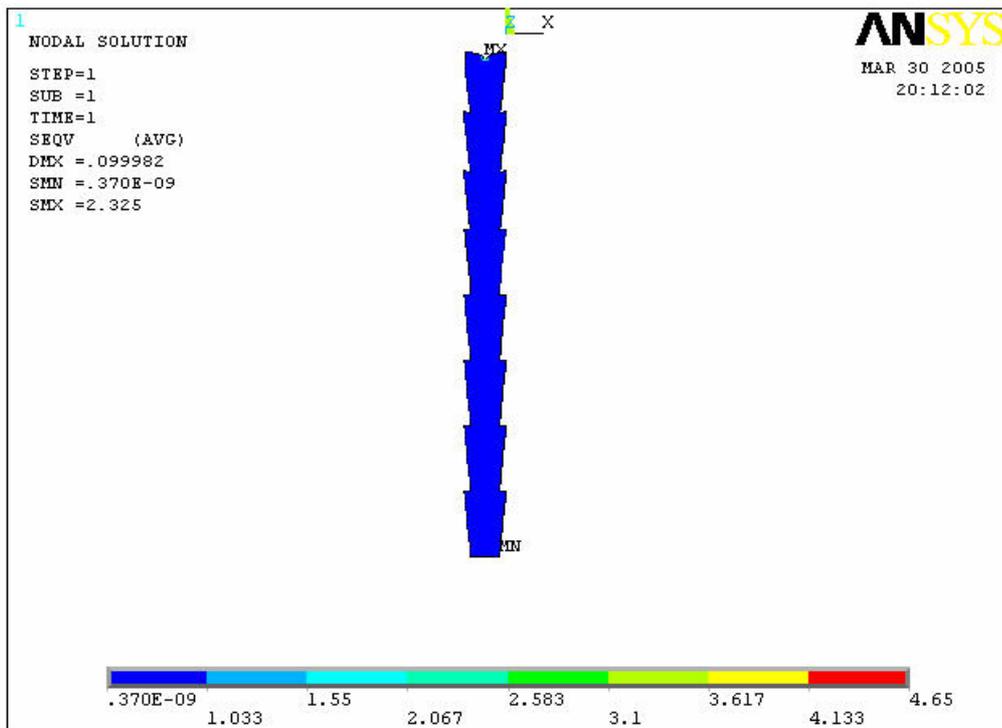


FIGURA 35 - PINO ESCALONADO DE FIBRA DE VIDRO COM ÂNGULO DE 30 GRAUS (E.FV.30.)

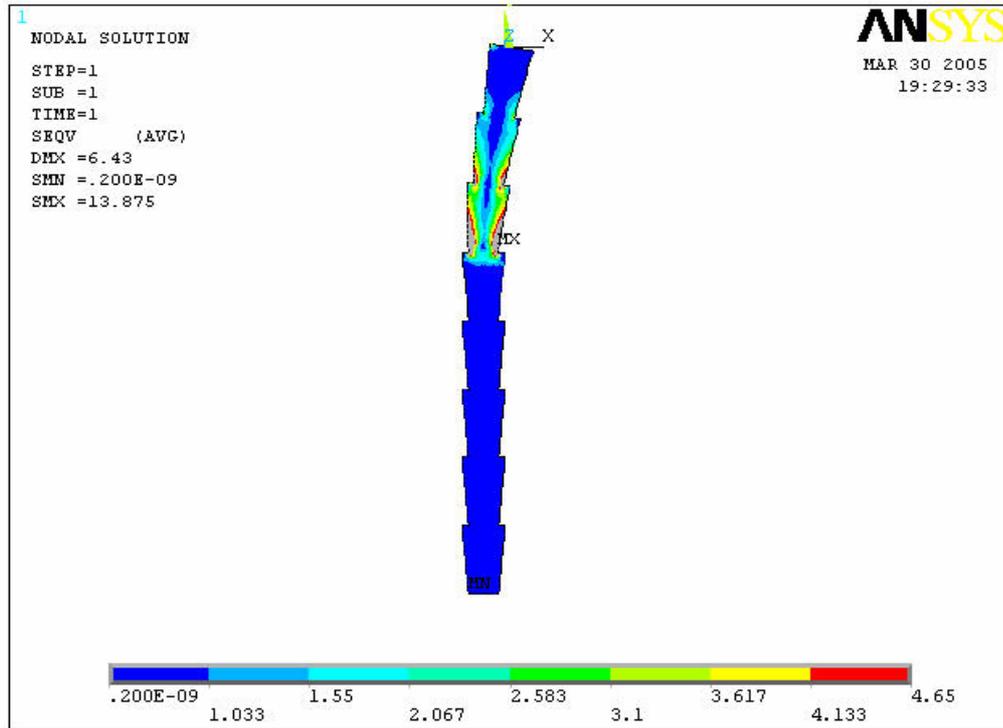


FIGURA 36 - PINO ESCALONADO DE FIBRA DE VIDRO COM ÂNGULO DE 45 GRAUS (E.FV.45.)

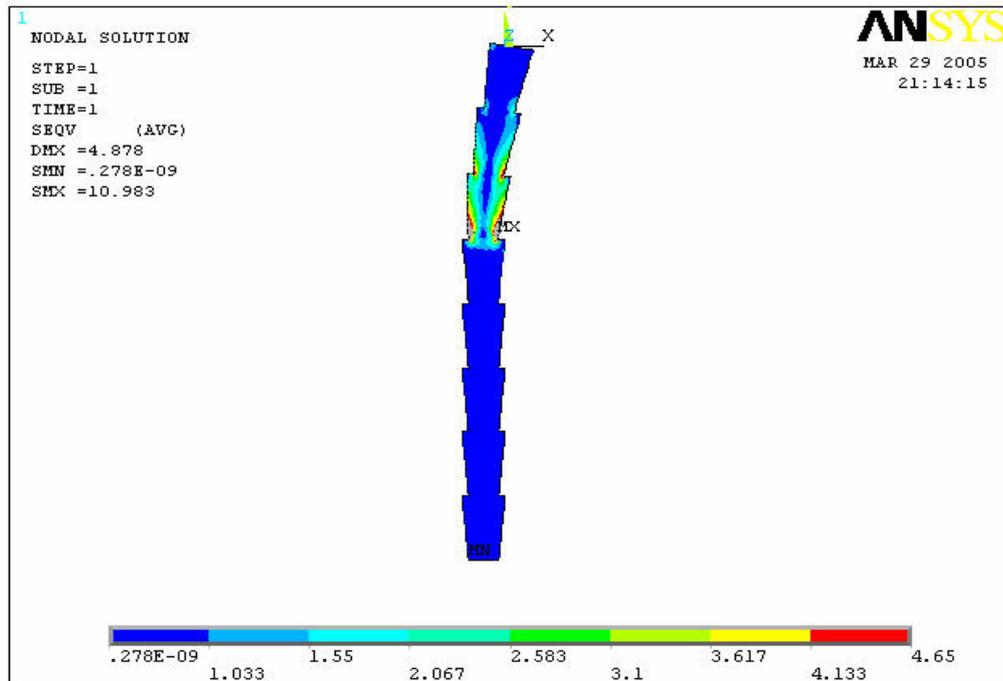


FIGURA 37 - PINO ESCALONADO DE FIBRA DE VIDRO COM ÂNGULO DE 60 GRAUS (E.FV.60.)

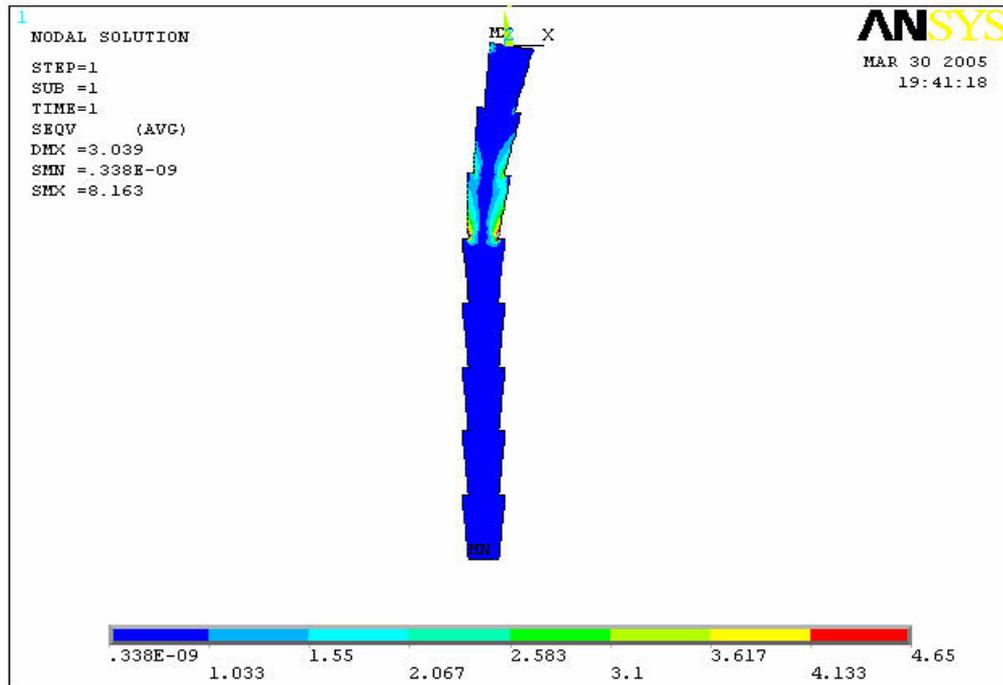


FIGURA 38 - PINO ESCALONADO DE FIBRA DE VIDRO COM ÂNGULO DE 90 GRAUS (E.FV.90.)

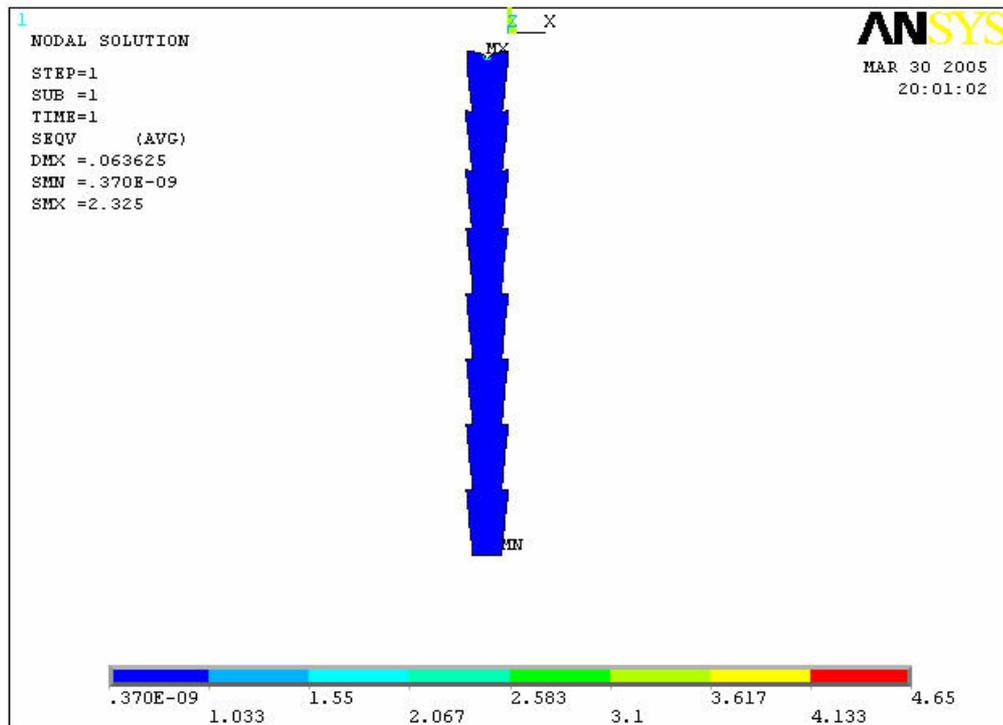


FIGURA 39 - DETALHE DOS PINOS PRÉ-FABRICADOS CÔNICOS, DA ESQUERDA PARA DIREITA: Co.FC.30, Co.FC.45, Co.FC.60, Co.FC.90, Co.FV.30, Co.FV.45, Co.FV.60, Co.FV.90, Co.TI.30, Co.TI.45, Co.TI.60, Co.TI.90

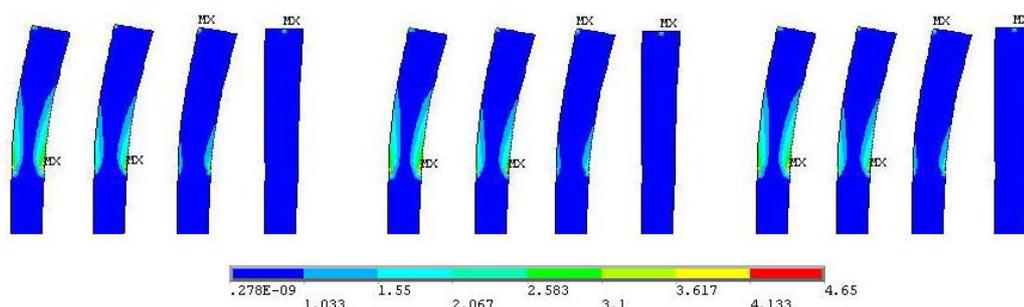
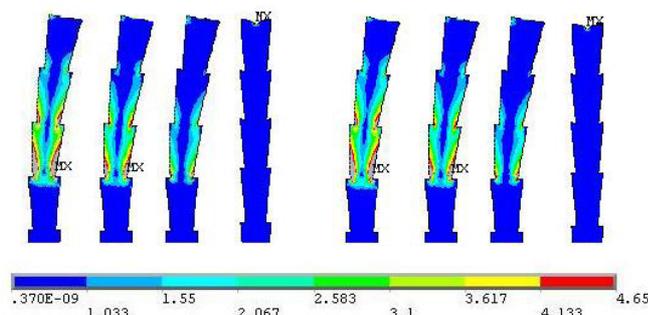


FIGURA 40 - DETALHE DOS PINOS PRÉ-FABRICADOS ESCALONADOS, DA ESQUERDA PARA DIREITA: E.FC.30, E.FC.45, E.FC.60, E.FC.90, E.FV.30, E.FV.45, E.FV.60, E.FV.90



Ao aplicar uma carga de 250 N sobre os pinos, independente do material dos mesmos e da angulação da carga aplicada, pode-se afirmar que todos sofreram um deslocamento. Este, pode ser observado na tabela 9 e gráfico 2.

No gráfico 3, para um melhor entendimento, é possível observar em separado o deslocamento dos pinos cônicos e escalonados a uma angulação de 45 graus.

Este deslocamento, diminuiu conforme aumentou-se o ângulo da aplicação da carga para os dois modelos de pinos (cônico ou escalonado), independente do tipo de material. Esta diminuição de valores ocorre de forma similar entre os pinos cônicos e o material dos mesmos (fibra de carbono, fibra de vidro ou titânio). Já os pinos escalonados também seguem uma mesma seqüência similar, porém ocorre uma diminuição brusca quando o ângulo passa de 60 para 90 graus, tanto para os pinos de fibra de carbono (E.FC.60 = 4,776 para E.FC.90 = 0,099) como para fibra de vidro (E.FV.60 = 3,099 para E.FV.90 = 0,063).

Comparando o tipo de material, pode-se afirmar que os pinos de fibra de carbono têm um deslocamento maior, seguido pelos pinos de fibra de vidro e por último os pinos de titânio, independente da forma dos mesmos, mas não esquecendo que nos escalonados não foi realizada a simulação com pinos de titânio, pois os mesmos não são encontrados comercialmente nesta forma.

TABELA 9: DESLOCAMENTO (DMX) DOS PINOS EM MM

Tipo de pino	DMX
Co.FC.30	3,311
Co.FC.45	2,487
Co.FC.60	1,527
Co.FC.90	0,123
Co.FV.30	2,107
Co.FV.45	1,582
Co.FV.60	0,971
Co.FV.90	0,078
Co.TI.30	0,672
Co.TI.45	0,505
Co.TI.60	0,310
Co.TI.90	0,025
E.FC.30	10,104
E.FC.45	7,665
E.FC.60	4,776
E.FC.90	0,099
E.FV.30	6,430
E.FV.45	4,878
E.FV.60	3,039
E.FV.90	0,063

GRÁFICO 2: DESLOCAMENTO (DMX) DOS PINOS PRÉ-FABRICADOS EM mm

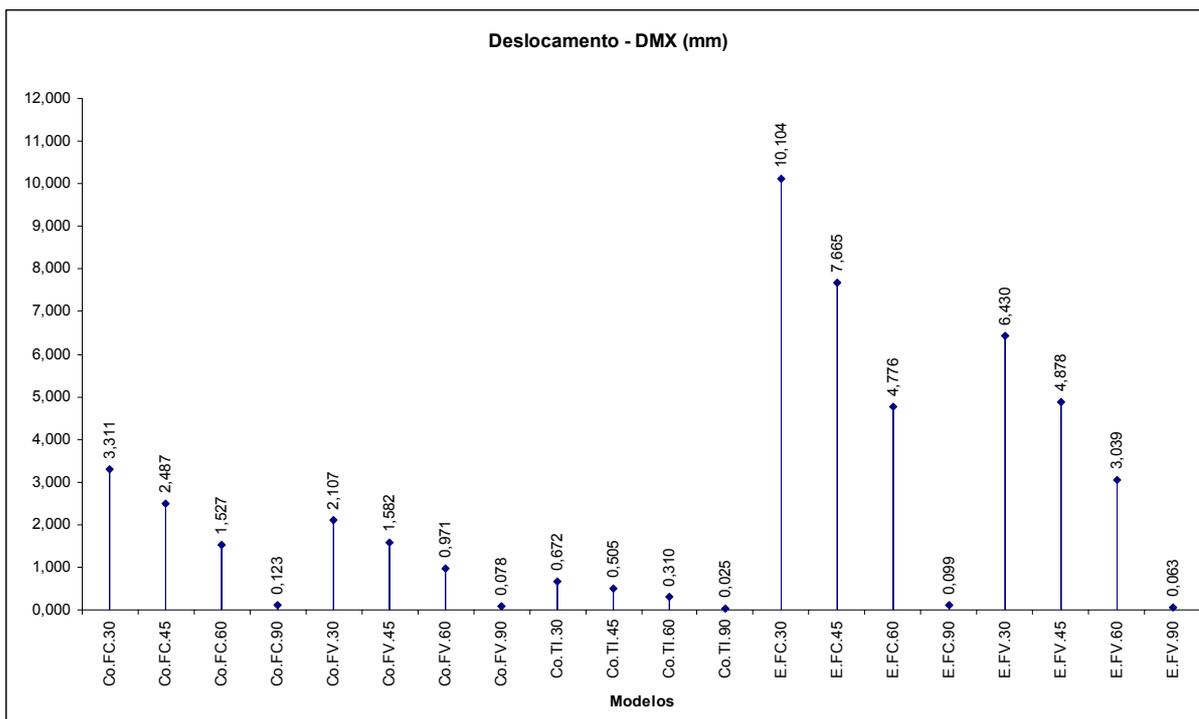
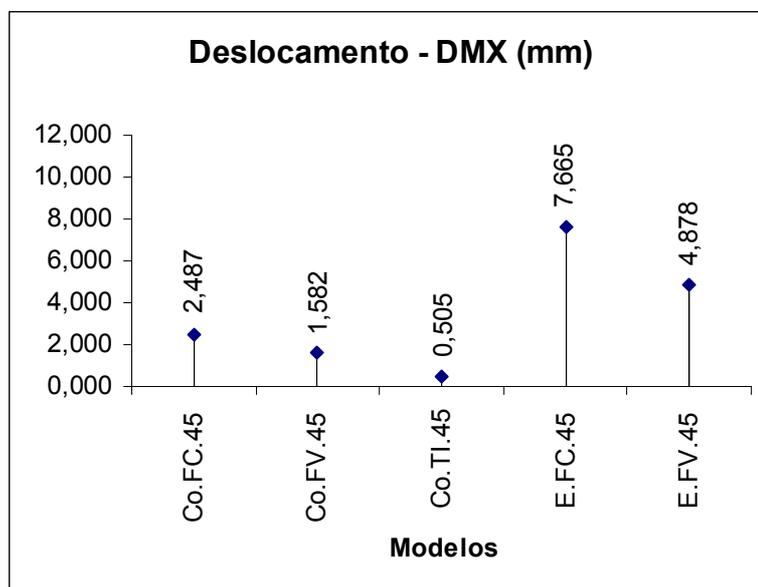


GRÁFICO 3: DESLOCAMENTO (DMX) DOS PINOS PRÉ-FABRICADOS EM mm EM ÂNGULO DE 45 GRAUS



A forma cônica apresentou valores de deslocamento bem menores quando comparada à forma escalonada. Este deslocamento dos pinos escalonados foi cerca de três vezes maior do que nos pinos cônicos, exceção para os carregamentos em ângulos de 90 graus (figuras 22, 26, 30, 34 e 38).

Ao analisar as tensões sobre os pinos, é possível afirmar que todos os pinos com esforço a 30 e 45 graus tiveram o ponto de maior tensão próximo da ancoragem (figuras 19, 20, 23, 24, 27, 28, 31, 32, 35 e 36), já para os ângulos de 60 e 90 graus, este ponto ocorreu no local da aplicação da carga (figuras 21, 22, 25, 26, 29, 30, 33, 34, 37 e 38). Com o aumento do ângulo pode-se observar que as tensões no interior do pino diminuem significativamente.

Em alguns modelos foi possível observar que, alguns deles assumem na região de maior tensão uma cor acinzentada, o que demonstra valores acima da escala adotada (figuras 31, 32, 33, 35, 36 e 37).

Ao se manter o material e o ângulo e alterar a forma, os modelos escalonados tiveram um aumento de tensão na mesma região. Já os modelos cônicos receberam menor tensão geral.

De forma geral, a mudança de material (fibra de carbono, fibra de vidro ou titânio) não afetou as tensões no interior dos pinos.

Para DAVY, DILLEY e KREJCI em 1981 os pinos cônicos geraram menor estresse ao cisalhamento e, maior à compressão do que os pinos cilíndricos.

LAMBJERG-HANSEN e ASMUSSEN (1997), defendem o pino cilíndrico com porção apical cônica. Estes autores demonstraram que a terminação cônica reduz as tensões na dentina, além de serem mais conservadores em relação às estruturas da região apical.

Também para VASCONCELOS et al. (2002), os pinos cônicos apresentaram resultados mais favoráveis. Para ele, a inserção de um pino intra-radicular alterou o padrão de distribuição de tensões em relação ao dente hígido. Pinos cônicos de fibra de vidro e carbono apresentam os melhores resultados.

Porém ao contrário, TJAN e WHANG (1985), demonstraram preocupações com a resistência dos dentes. Afirmam que os pinos cilíndricos (paralelos) apresentam uma retenção 4,5 vezes maior que os pinos cônicos, além de distribuírem melhor as cargas mastigatórias, requisito fundamental para evitar fraturas radiculares.

Os pinos com dupla conicidade (por exemplo, DT Ligth Post, RTD, St. Egrève, França), que têm como característica peculiar um diâmetro elevado em relação à cabeça do pino são conceitualmente muito válidos. Além de ser muito resistente à flexão e aos testes de fadiga (BALDISSARA; PIERI e ARCIDIACONO,

2001), o seu diâmetro relativamente delgado a nível radicular, permite uma flexão adequada aos tecidos dentais, ao passo que, onde é necessária uma maior rigidez, na saída da raiz e no interior do núcleo, esses aumentam a sua secção. Além disso freqüentemente a nível coronário a embocadura do canal é mais ampla, então esses pinos dispõem de um espaço pré-existente que de outro modo seria preenchido por uma grande quantidade de cimento.

No caso dos pinos escalonados, sua forma pode ajudar na retenção do mesmo no interior da raiz, em função de um imbricamento maior quando comparado com os demais. Porém nesta análise foi possível verificar que no estrangulamento dos gomos que formam o pino, a tensão é maior.

Ao analisar um pino individualmente, pode-se observar que um pino escalonado flexiona mais em comparação a um pino cônico, sendo assim pode ser menos resistente à carga aplicada, transmitindo mais esforços a estrutura dentária.

Já que não houve diferença de tensão entre os pinos quando da alteração dos materiais, desse ponto de vista, um pino com resistência e módulo elástico elevado poderia ser preferível. Um pino rígido e resistente é necessário para sustentar adequadamente o núcleo. Porém, não importa o quanto tenaz e resistente seja o material que constitui o núcleo: se as forças oclusais excedem o limite elástico do pino, toda a carga recairá sobre a interface núcleo/dentina.

Um pino é tão mais eficiente na prevenção das fraturas radiculares quanto mais a sua deformação se aproxima ao comportamento de deformação da raiz e do cimento de fixação (DURET; REYNAUD e DURET, 1990, RENGO, 1999).

5.4. Resultados e análise biomecânica dos dentes.

Baseado no levantamento bibliográfico e nos resultados do estudo anatômico, a análise biomecânica dos dentes foi realizada com base na anatomia do ICS e CS. Com isso foi projetado um núcleo metálico fundido por ser o mais utilizado na clínica atual. Também foi analisado um núcleo proposto, formado apenas por resina, a fim de saber qual o comportamento biomecânico deste em comparação ao metálico fundido. Estes dois modelos foram considerados sem remanescente coronário, situação comumente encontrada na clínica, e todo o conjunto foi restaurado com uma coroa de cerâmica.

Da mesma forma, um núcleo composto por um pino pré-fabricado de fibra de

carbono revestido com resina composta, um núcleo composto por um pino pré-fabricado de fibra de vidro revestido com resina composta, um núcleo composto por pino pré-fabricado de titânio e revestido com resina composta, que apesar da ausência do remanescente, têm sido uma opção comum na clínica.

Com base na análise biomecânica dos pinos, em uma segunda situação foi possível analisar o ICS e o CS com remanescente coronário, comparando entre si os pinos pré-fabricados de fibra de carbono, fibra de vidro e de titânio, a fim de saber que alternativas seguras de tratamento podem servir de parâmetro para clínica restauradora.

A partir das medidas determinadas por este estudo, escolheu-se duas radiografias com tamanho similar para serem fotografadas e transferidas para um programa de desenho AUTOCAD®, versão 14 (Autodesk Inc, USA), foi delineado o contorno do dente dentro do tamanho real, estes desenhos foram transferidos para o programa ANSYS® 7.0 (Swanson Analysis Systems), responsável pela simulação de tensões e onde foi desenhada a situação de retentores intra-radiculares, remanescentes dentários e coroa, que se queriam analisar.

A partir da malha gerada dos modelos, foi possível analisar o número de elementos do modelo matemático, que também é um dado importante, quando se quer definir o grau de refinamento do estudo. Segundo SANTOS (1995), uma malha mais refinada proporciona uma possibilidade melhor de análise da distribuição das tensões, deslocamentos e deformações, propiciando maior fidelidade aos resultados.

Neste trabalho o ICS hígido ficou com 3.595 nós e 1.714 elementos, o CS hígido ficou com 4.314 nós e 2.056 elementos, o ICS restaurado (modelo base) apresentou 8.018 nós e 3.903 elementos, enquanto o CS restaurado (modelo base) apresentou 9.706 nós e 4.747 elementos.

Com o intuito de assegurar uma maior fidelidade na composição da anatomia do dente, possibilitando uma distribuição mais próxima da realidade e, permitindo uma melhor análise das tensões, delimitou-se o maior número de estruturas dentais possíveis, considerando-se para os dentes restaurados além da dentina, também os seguintes materiais: porcelana, ouro, resina composta, cimento resinoso, guta percha, fibra de carbono, fibra de vidro e titânio.

Quanto ao cimento, sua espessura radicular diminui com a idade, sendo mais espessa apicalmente que cervicalmente, podendo variar de 0,05 a 0,60 mm.

Portanto, este foi incorporado à dentina, devido à sua fina espessura e principalmente pelo fato de suas propriedades mecânicas serem similares à mesma (ALBUQUERQUE – 1995).

No caso do cimento resinoso, este tem sido empregado não só para pinos pré-fabricados como para núcleos. No caso dos núcleos, sua espessura é muito fina, cerca de 0,03 mm de acordo com HOLMES; DIAZ -ARNOLD e LEARY (1996), desta forma, suprimiu-se a camada de cimento durante a confecção dos modelos, procedimento este que não influencia na avaliação do comportamento mecânico dos materiais.

No caso dos pinos pré-fabricados, o uso de um agente cimentante resinoso e coroa de porcelana como restauração definitiva, têm se mostrado uma boa alternativa clínica. Autores como CHRISTENSEN (1998), ALBUQUERQUE (1999) e BOCANGEL (1999), têm utilizado estas associações em seus trabalhos. Para CAILLETEAU; RIEGER e AKIN, (1992), por exemplo, a camada de cimento poderia servir como uma camada isolante para a transmissão direta de forças a dentina, tanto radicular como coronária. Esta afirmação, mesmo se acertada, pode ser seguida, pois na situação clínica real existe a presença do agente cimentante.

A camada de cimento é muito pequena no caso dos núcleos, assim a ação do agente cimentante foi desconsiderada. Sendo assim, preferimos concordar com os estudos de VEIGA (1996), BOCANGEL (1999), VASCONCELOS et al. (2002), que consideram o agente cimentante, como integrante do modelo matemático para os núcleos metálicos.

Por outro lado, os pinos pré-fabricados utilizam cimento resinoso na porção intra-radicular e resina composta na porção coronária com a finalidade de preenchimento.

Assim, esta mesma filosofia deve ser adotada na simulação. Porém AMARANTE (2003), utilizou apenas resina composta para o preenchimento entre o pino pré-fabricado e dentina intra-radicular, o que não reflete a realidade, pois clinicamente este espaço deve ser preenchido com cimento resinoso. Já na porção coronária este autor também utilizou a resina composta, mas cita a mesma com módulo de elasticidade similar ao cimento resinoso e não da resina composta.

No caso da reconstrução coronária, a resina utilizada normalmente tem sido as que contém maior carga, em função da facilidade de preparo e reconstrução,

diferente do trabalho de AMARANTE (2003), que utilizou, segundo o módulo de elasticidade, o próprio cimento resinoso.

A porção referente ao preparo para coroa de cerâmica utilizada, com espessuras de 1,0 a 1,5 mm na cervical até 2,0 mm na face incisal tem sido preconizada por alguns fabricantes (IPS EMPRESS 2 - IVOCLAR). Já outros autores adotaram uma espessura maior, como AMARANTE (2003), que utilizou espessura variando de 1,5 a 3,0 mm.

Tanto para o modelo do ICS e CS, a ancoragem foi realizada diretamente no dente natural, logo abaixo da junção amelo-dentinária. A isto se deve uma justificativa, a intenção desta pesquisa foi a de conhecer e comparar as tensões de von Mises no interior do dente com diferentes pinos e núcleos. Para isto seria necessário que os modelos apresentassem a mesma situação, independente da presença ou ausência de ligamento periodontal ou osso.

Já o ligamento periodontal é um tecido conjuntivo altamente vascularizado que une o cimento ao osso alveolar adjacente. Possui cerca de 0,25 mm de espessura em média, sendo composto por fibras colágenas dispostas em diversas direções. ALBUQUERQUE (1999) e LEWGOY (2001), afirmam que Rees e Jacobsen (1997), descrevem que o módulo de elasticidade para este material varia de 0,07 a 1750 Mpa, encontrando-se também grande variação em relação ao coeficiente de Poisson que situou-se entre 0,45 a 0,49. Desta forma decidiu-se desconsiderar essa estrutura pela sua delgada espessura e poucas informações disponíveis na literatura sobre suas propriedades mecânicas.

Segundo RUBIN (1983) e YAMAN; ALACAM e YAMAN (1998), o ligamento periodontal tem grande interferência na distribuição das tensões sobre o tecido ósseo, tendo a mínima interferência sobre as tensões na dentina, que foi o alvo de nossa aplicação.

Já a estrutura óssea tem uma variação anatômica muito grande, dependendo de sua localização na boca, idade e histórico periodontal do paciente, perfil esquelético. Na literatura, os autores utilizaram a estrutura óssea para a ancoragem do dente, colocaram-na de forma muito variável. No trabalho de LEWGOY (2001) e RIBEIRO (2004), não existe osso esponjoso na região vestibular, somente osso cortical. Já na porção palatina, o esponjoso fica aquém da metade da raiz. Ao contrário de AMARANTE (2003), cujo osso esponjoso tem um volume muito

grande em espessura tanto por vestibular como palatino, incompatível com a realidade anatômica.

A determinação do comprimento do pino e núcleo intra-canal foi determinado com base nos 2/3 do comprimento do dente juntamente com a manutenção de 4 a 5 mm de material de obturação endodôntica, como já mencionado anteriormente.

Para o diâmetro tomou-se como base o resultado do levantamento anatômico realizado anteriormente e o diâmetro de um pino cônico tamanho 2, indicado para este grupo de dentes.

Após aplicar uma carga de 100 N e 250 N perpendicularmente à face palatina da coroa de porcelana do ICS e CS respectivamente, ambas com inclinação de 45 graus em relação ao longo eixo dos mesmos, é possível analisar e discutir os resultados que são apresentados a seguir nas figuras 41 a 48 para o ICS e nas figuras 51 a 60 para o CS.

Os resultados apresentados a seguir adotaram a seguinte nomenclatura de acordo com as situações restauradoras de cada dente:

Modelos de dentes sem remanescente coronário e restaurados com coroa de cerâmica e núcleo:

- Modelo I.NMF.: Incisivo central superior com núcleo metálico fundido (figura 41).
- Modelo I.NR.: Incisivo central superior com núcleo em resina (figura 42).
- Modelo I.NFC.: Incisivo central superior com núcleo em fibra de carbono e resina composta (figura 43).
- Modelo I.NFV.: Incisivo central superior com núcleo em fibra de vidro e resina composta (figura 44).
- Modelo I.NTI.: Incisivo central superior com núcleo em titânio e resina composta (figura 45).
- Modelo C.NMF.: Canino superior com núcleo metálico fundido (figura 51).
- Modelo C.NR.: Canino superior com núcleo em resina (figura 52).
- Modelo C.NFC.: Canino superior com núcleo em fibra de carbono e resina composta (figura 53).
- Modelo C.NFV.: Canino superior com núcleo em fibra de vidro e resina composta (figura 54).

- Modelo C.NTI.: Canino superior com núcleo em titânio e resina composta (figura 55).

Modelos de dentes com remanescente coronário e restaurados com coroa de cerâmica e pino pré-fabricado com preenchimento em resina:

- Modelo I.FC.: Incisivo central superior com pino pré-fabricado de fibra de carbono e resina composta (figura 46).
- Modelo I.FV.: Incisivo central superior com pino pré-fabricado de fibra de vidro e resina composta (figura 47).
- Modelo I.TI.: Incisivo central superior com pino pré-fabricado de titânio e resina composta (figura 48).
- Modelo C.FC.: Canino superior com pino pré-fabricado de fibra de carbono e resina composta (figura 56).
- Modelo C.FV.: Canino superior com pino pré-fabricado de fibra de vidro e resina composta (figura 57).
- Grupo C.TI.: Canino superior com pino pré-fabricado de titânio e resina composta (figura 58).

5.4.1. Carregamento sobre o ICS com ângulo de 45 graus.

Nas figuras 41 a 50 são apresentados todos os modelos dos ICS com e sem remanescentes e seus respectivos retentores.

FIGURA 41 - RESULTADO BIOMECÂNICO DO ICS TRATADO ENDODONTICAMENTE, SEM REMANESCENTE CORONÁRIO, RESTAURADO COM UMA COROA DE CERÂMICA E NÚCLEO METÁLICO FUNDIDO (I.NMF.)

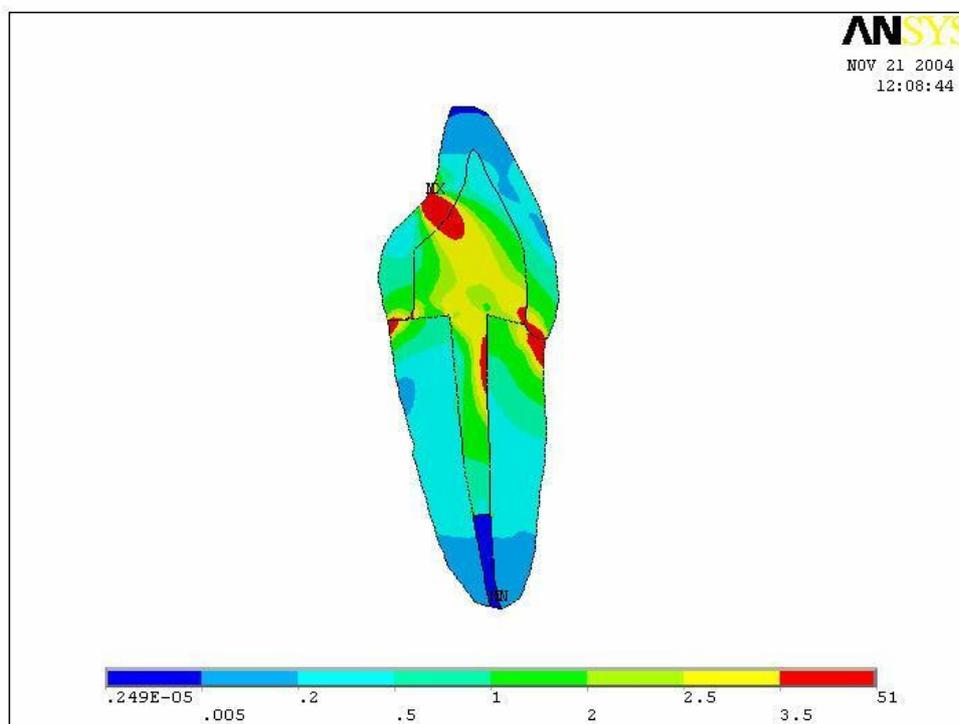


FIGURA 42 - RESULTADO BIOMECÂNICO DO ICS TRATADO ENDODONTICAMENTE, SEM REMANESCENTE CORONÁRIO, RESTAURADO COM UMA COROA DE CERÂMICA E NÚCLEO EM RESINA (I.NR.)

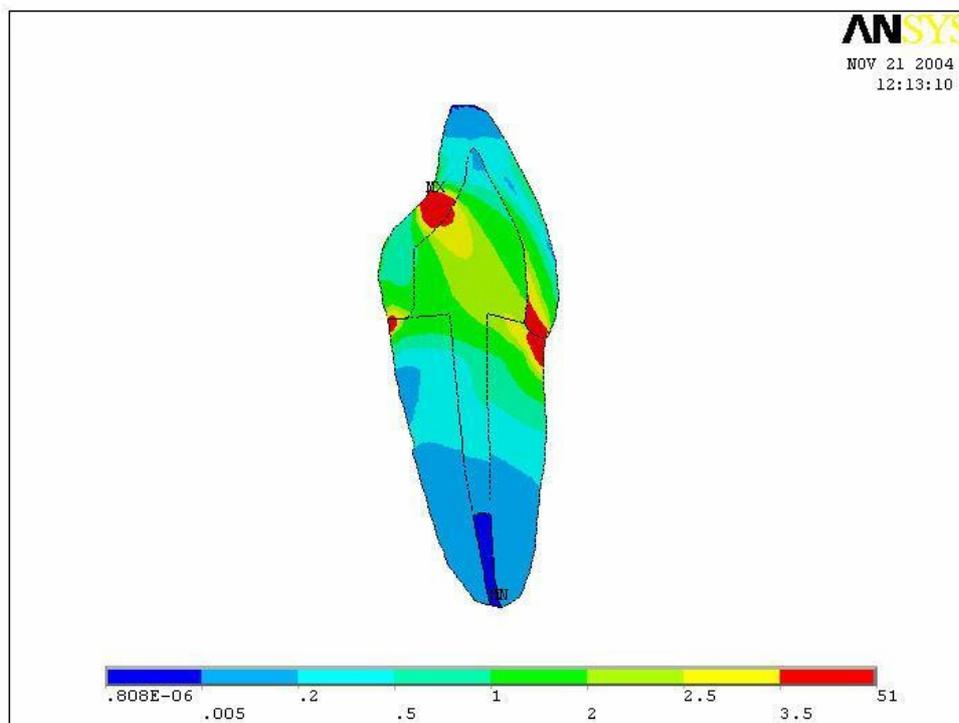


FIGURA 43 - RESULTADO BIOMECÂNICO DO ICS TRATADO ENDODONTICAMENTE, SEM REMANESCENTE CORONÁRIO, RESTAURADO COM UMA COROA DE CERÂMICA E NÚCLEO EM FIBRA DE CARBONO E RESINA COMPOSTA (I.NFC.)

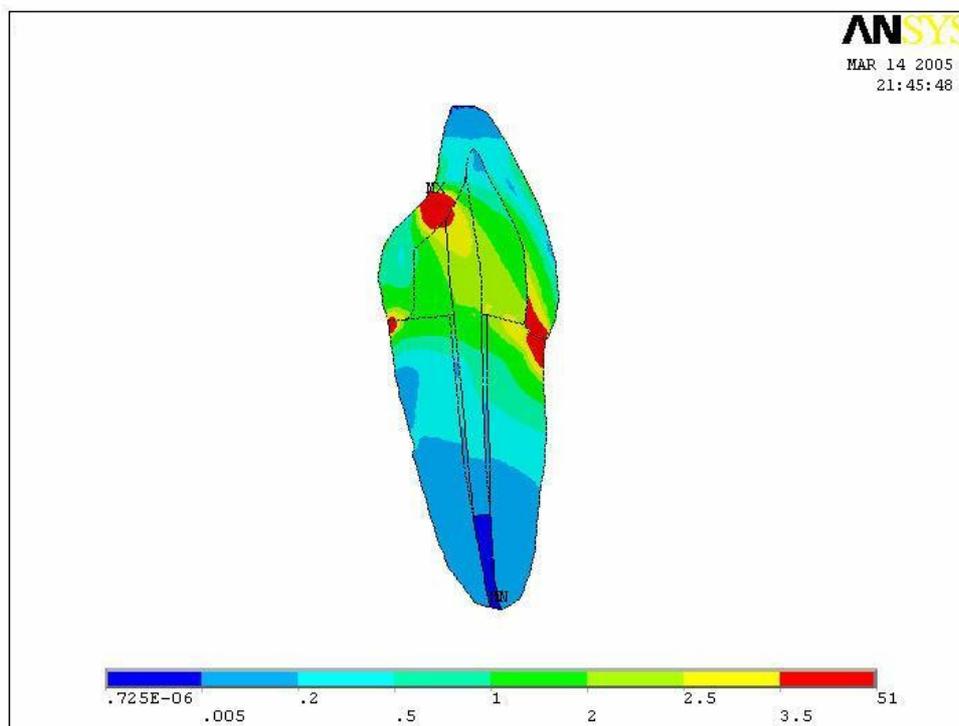


FIGURA 44 - RESULTADO BIOMECÂNICO DO ICS TRATADO ENDODONTICAMENTE, SEM REMANESCENTE CORONÁRIO, RESTAURADO COM UMA COROA DE CERÂMICA E NÚCLEO EM FIBRA DE VIDRO E RESINA COMPOSTA (I.NFV.)

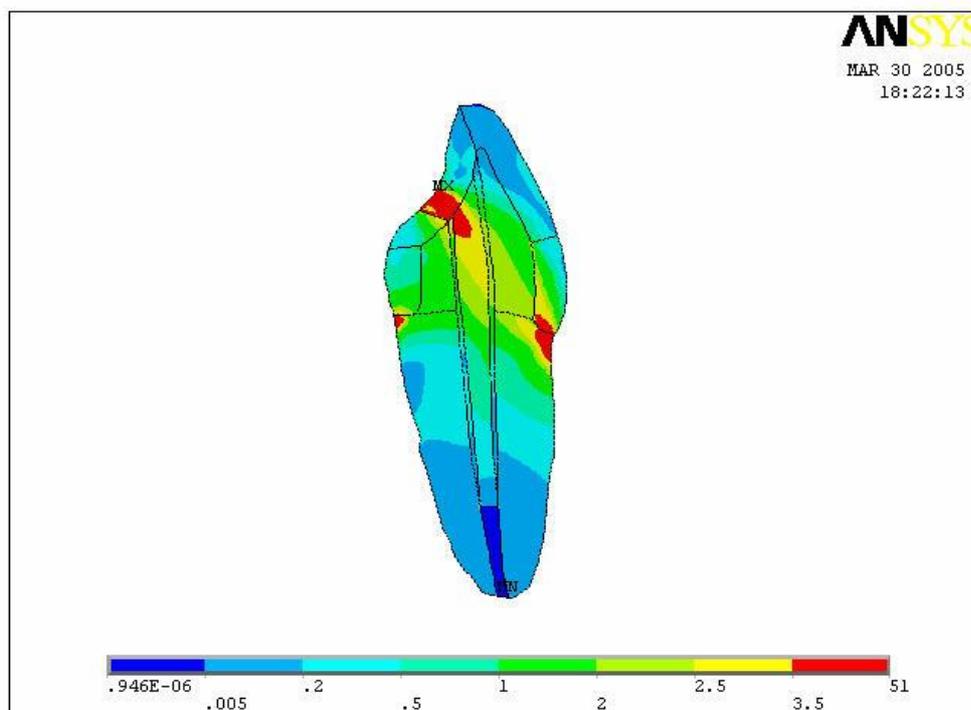


FIGURA 45 - RESULTADO BIOMECÂNICO DO ICS TRATADO ENDODONTICAMENTE, SEM REMANESCENTE CORONÁRIO, RESTAURADO COM UMA COROA DE CERÂMICA E NÚCLEO EM TITANIO E RESINA COMPOSTA (I.NTI.)

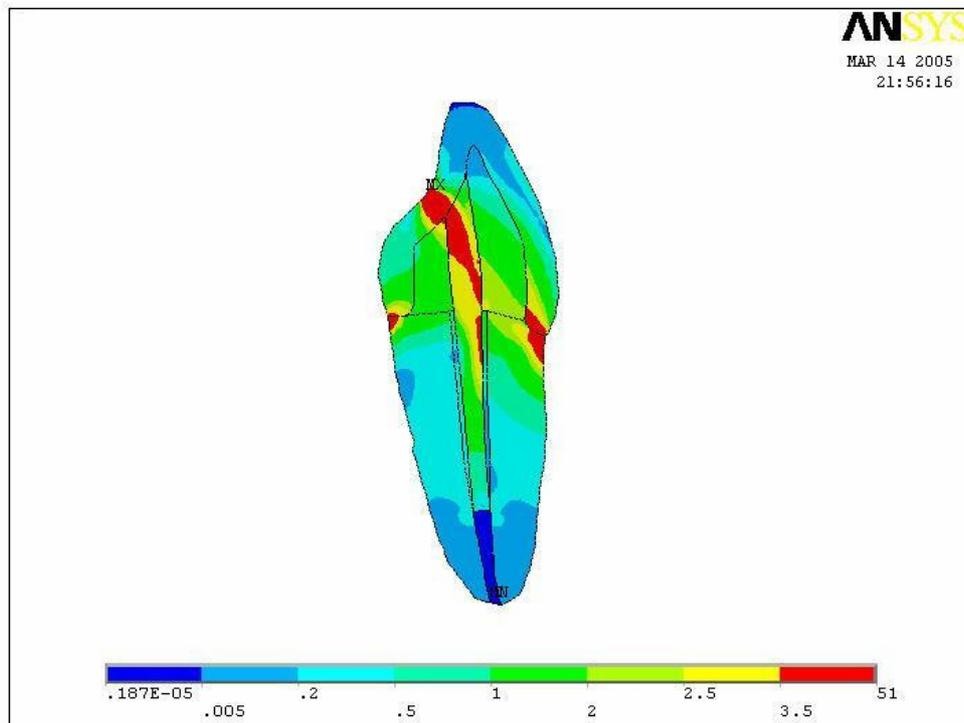


FIGURA 46 - RESULTADO BIOMECÂNICO DO ICS TRATADO ENDODONTICAMENTE, COM REMANESCENTE CORONÁRIO, RESTAURADO COM UMA COROA DE CERÂMICA E PINO PRÉ-FABRICADO DE FIBRA DE CARBONO (I.FC.)

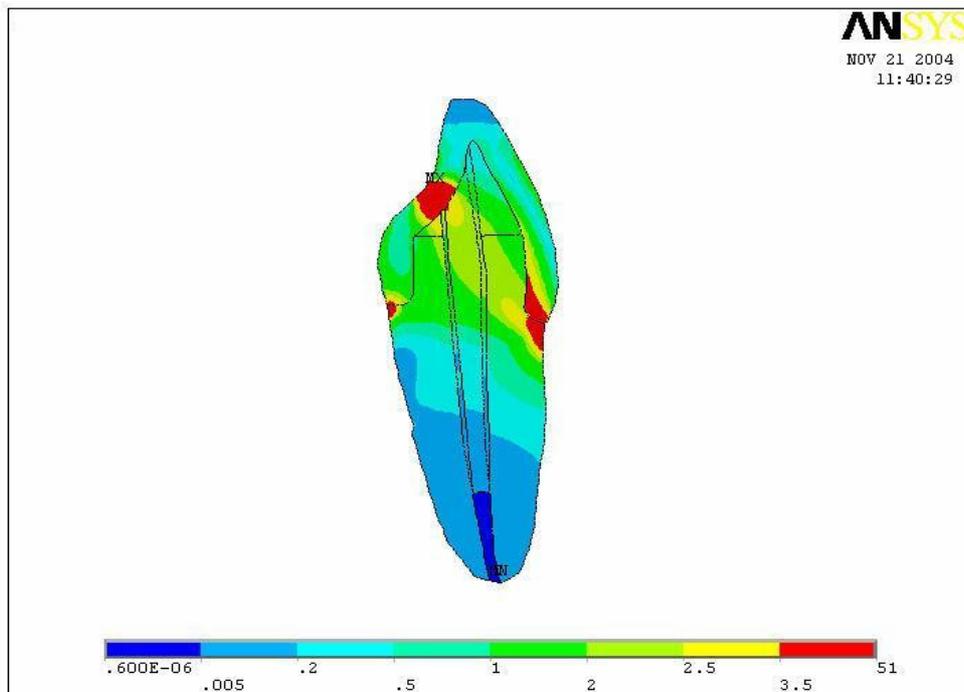


FIGURA 47 - RESULTADO BIOMECÂNICO DO ICS TRATADO ENDODONTICAMENTE, COM REMANESCENTE CORONÁRIO, RESTAURADO COM UMA COROA DE CERÂMICA E PINO PRÉ-FABRICADO DE FIBRA DE VIDRO (I.FV.)

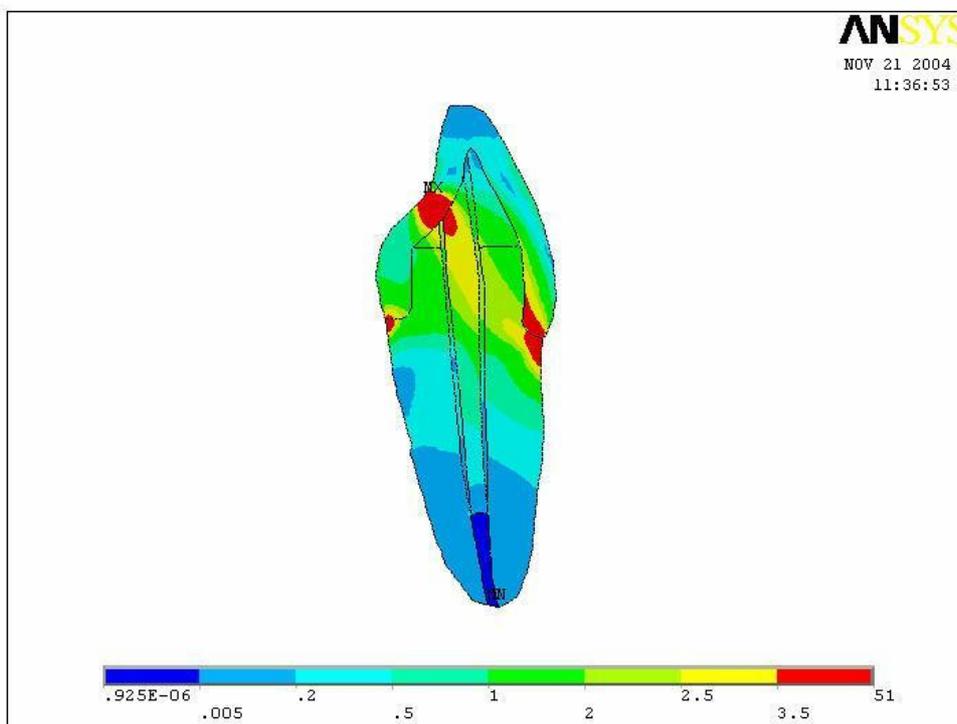


FIGURA 48 - RESULTADO BIOMECÂNICO DO ICS TRATADO ENDODONTICAMENTE, COM REMANESCENTE CORONÁRIO, RESTAURADO COM UMA COROA DE CERÂMICA E PINO PRÉ-FABRICADO DE TITÂNIO (I.TI.)

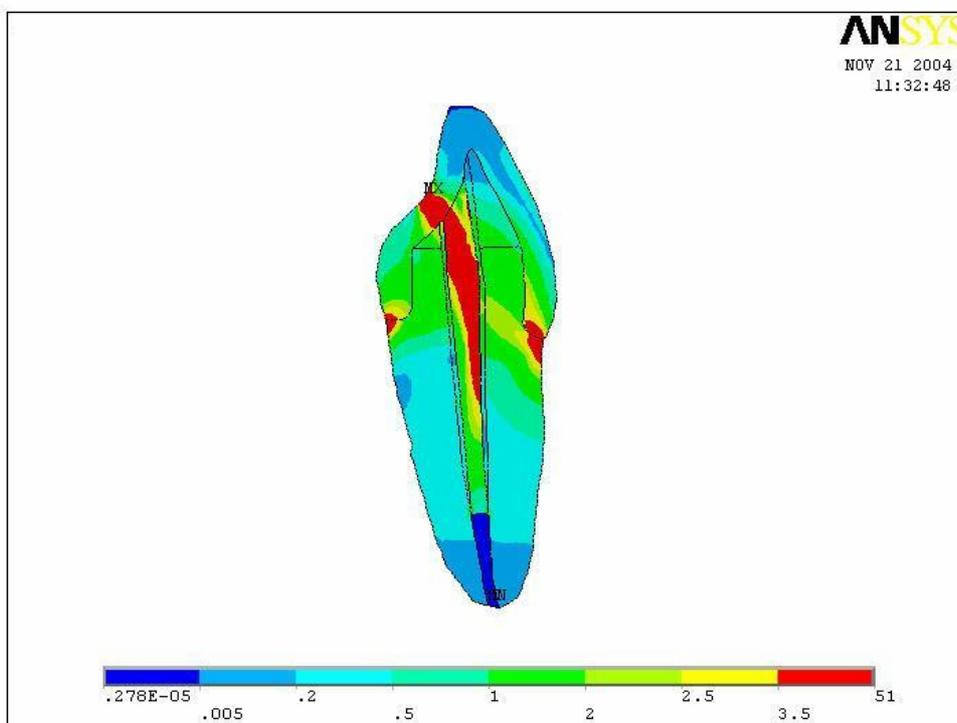


FIGURA 49 – RESULTADO BIOMECÂNICO DO ICS SEM REMANESCENTE DENTÁRIO, DA ESQUERDA PARA DIREITA: NMF, NR, NFC, NFV, NTI

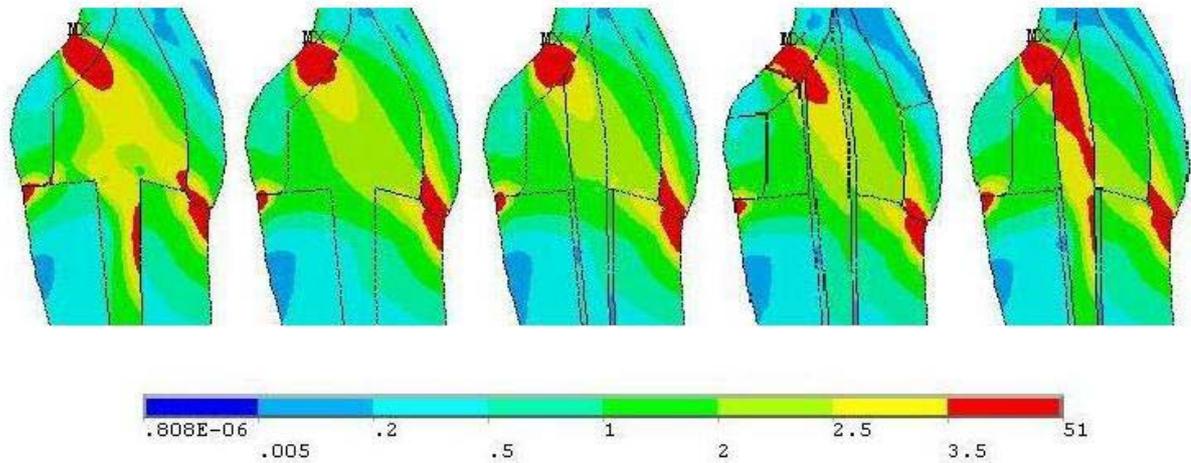
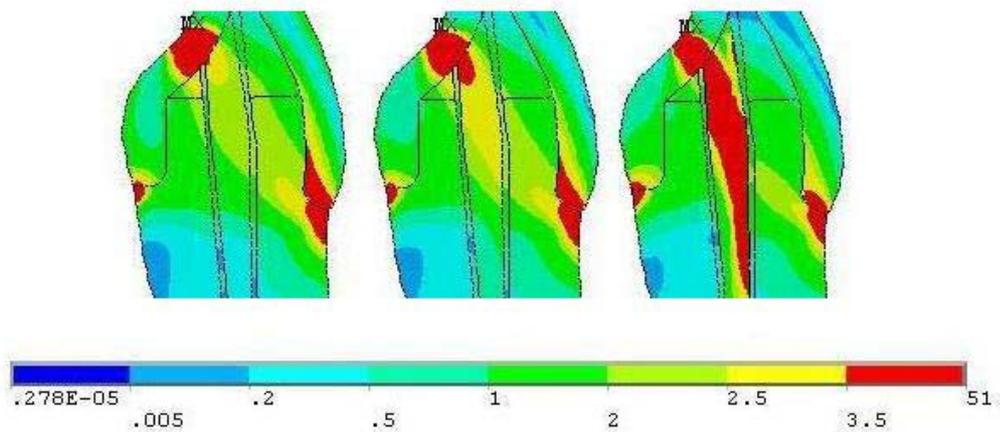


FIGURA 50 – RESULTADO BIOMECÂNICO DO ICS COM REMANESCENTE DENTÁRIO, DA ESQUERDA PARA DIREITA: FC, FV, TI



5.4.2. Carregamento sobre o CS com ângulo de 45 graus.

Nas figuras 51 a 60 são apresentados todos os modelos dos CS com e sem remanescentes e seus respectivos retentores.

FIGURA 51 - RESULTADO BIOMECÂNICO DO CS TRATADO ENDODONTICAMENTE, SEM REMANESCENTE CORONÁRIO, RESTAURADO COM UMA COROA DE CERÂMICA E NÚCLEO METÁLICO FUNDIDO (C.NMF.)

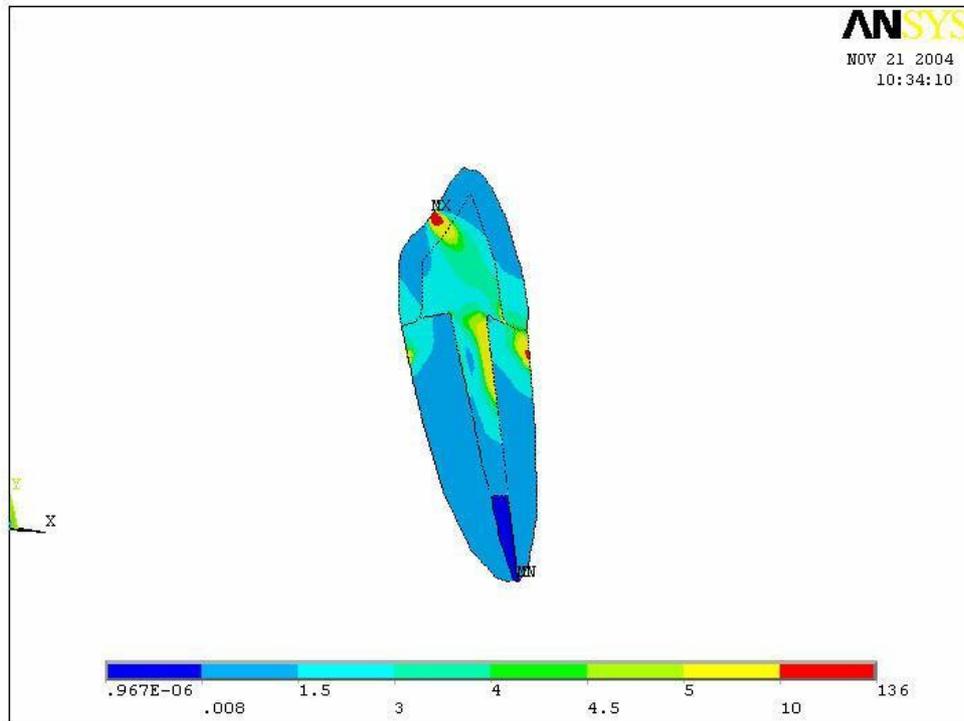


FIGURA 52 - RESULTADO BIOMECÂNICO DO CS TRATADO ENDODONTICAMENTE, SEM REMANESCENTE CORONÁRIO, RESTAURADO COM UMA COROA DE CERÂMICA E NÚCLEO EM RESINA (C.NR.)

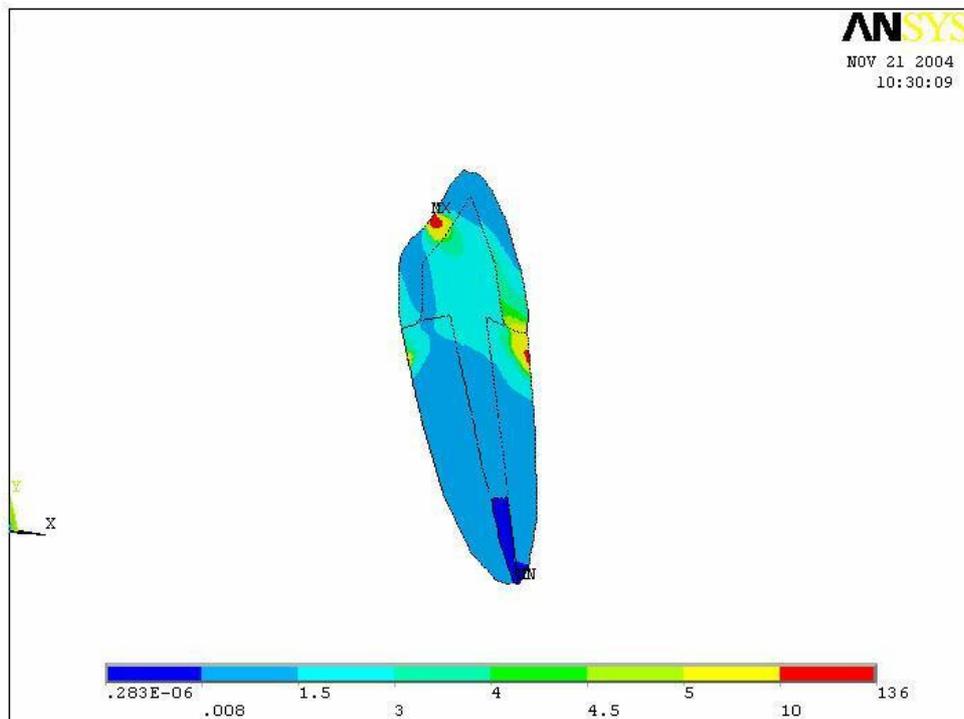


FIGURA 53 - RESULTADO BIOMECÂNICO DO CS TRATADO ENDODONTICAMENTE, SEM REMANESCENTE CORONÁRIO, RESTAURADO COM UMA COROA DE CERÂMICA E NÚCLEO EM FIBRA DE CARBONO E RESINA COMPOSTA (C.NFC.)

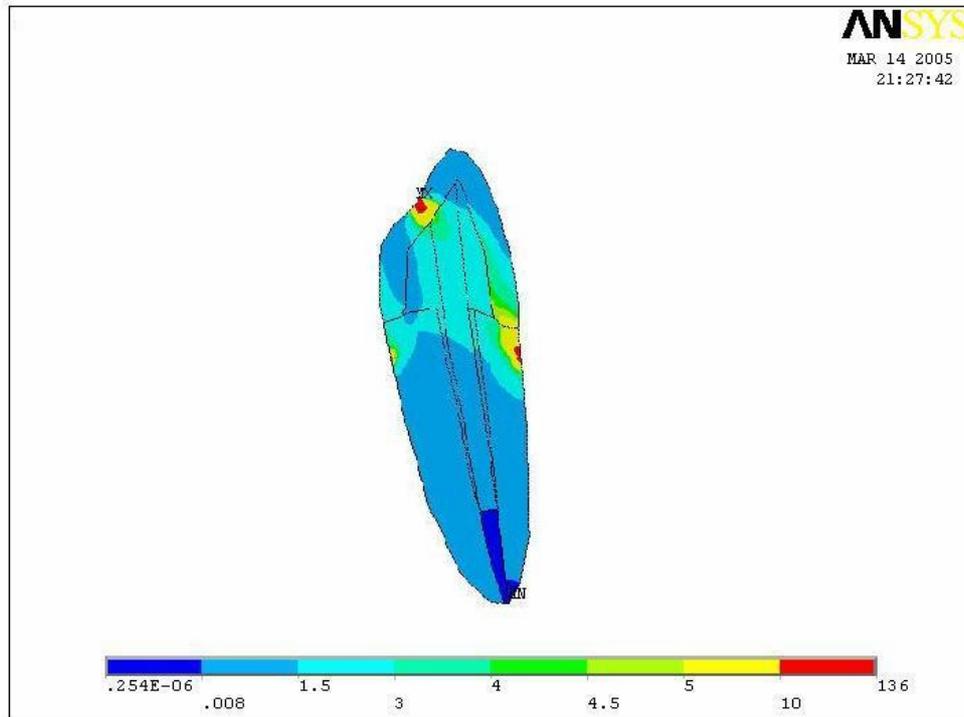


FIGURA 54 - RESULTADO BIOMECÂNICO DO CS TRATADO ENDODONTICAMENTE, SEM REMANESCENTE CORONÁRIO, RESTAURADO COM UMA COROA DE CERÂMICA E NÚCLEO EM FIBRA DE VIDRO E RESINA COMPOSTA (C.NFV.)

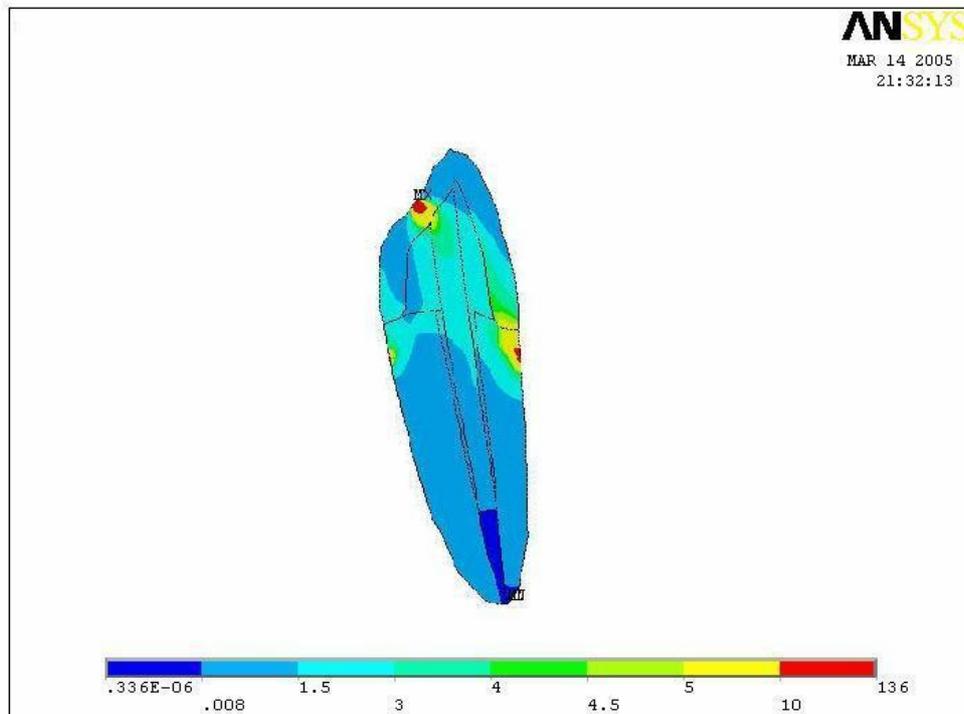


FIGURA 55 - RESULTADO BIOMECÂNICO DO CS TRATADO ENDODONTICAMENTE, SEM REMANESCENTE CORONÁRIO, RESTAURADO COM UMA COROA DE CERÂMICA E NÚCLEO EM TITÂNIO E RESINA COMPOSTA (C.NTI.)

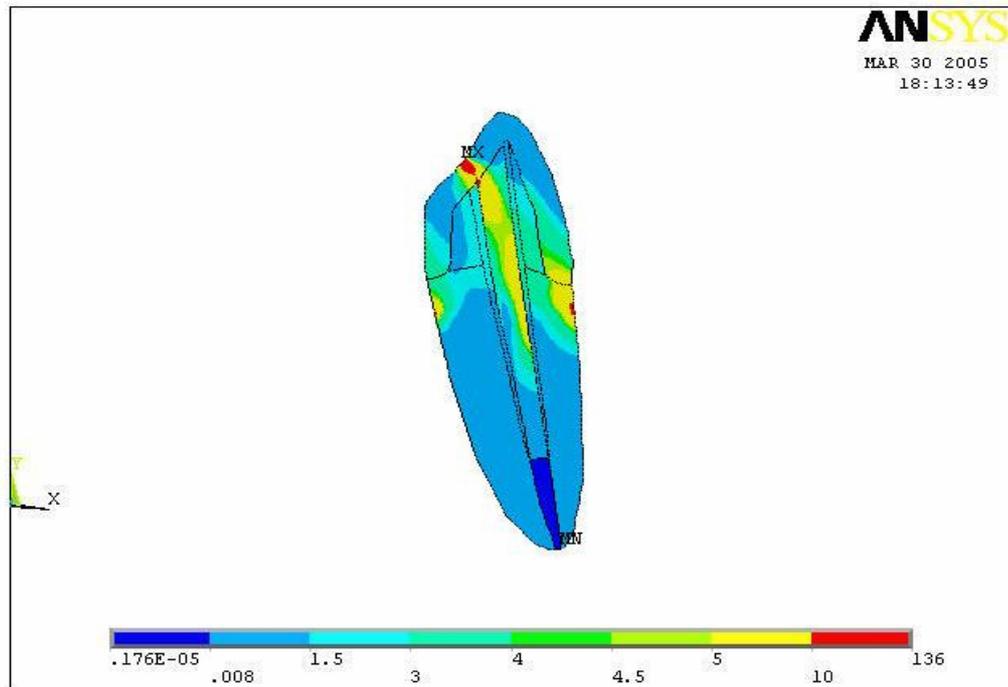


FIGURA 56 - RESULTADO BIOMECÂNICO DO CS TRATADO ENDODONTICAMENTE, COM REMANESCENTE CORONÁRIO, RESTAURADO COM UMA COROA DE CERÂMICA E PINO PRÉ-FABRICADO DE FIBRA DE CARBONO (C.FC.)

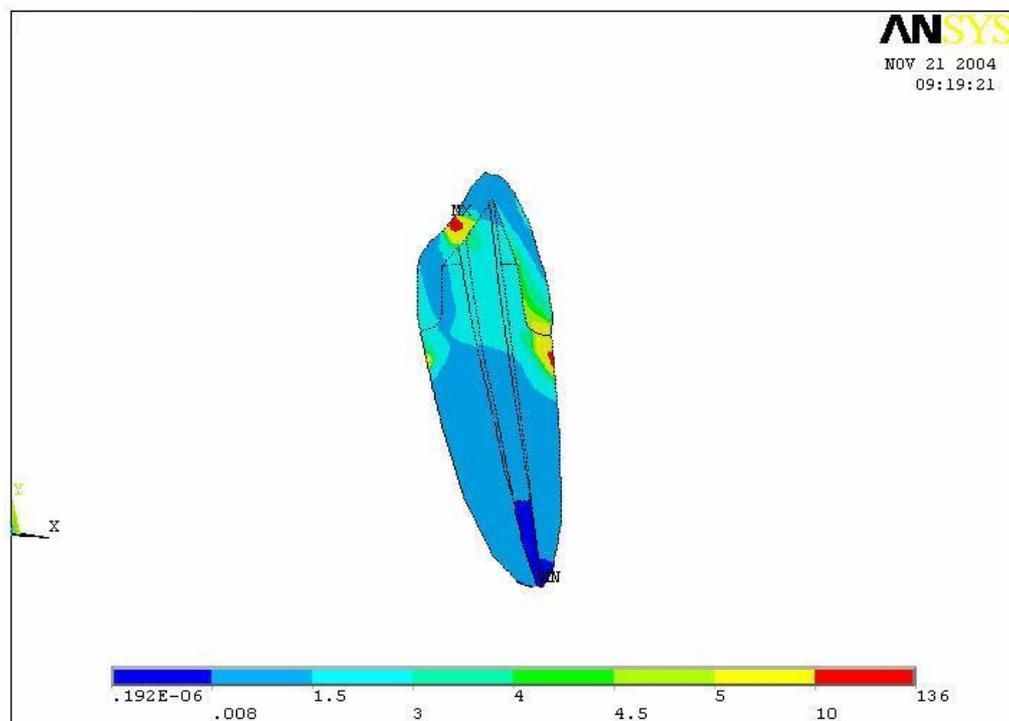


FIGURA 57 - RESULTADO BIOMECÂNICO DO CS TRATADO ENDODONTICAMENTE, COM REMANESCENTE CORONÁRIO, RESTAURADO COM UMA COROA DE CERÂMICA E PINO PRÉ-FABRICADO DE FIBRA DE VIDRO (C.FV.)

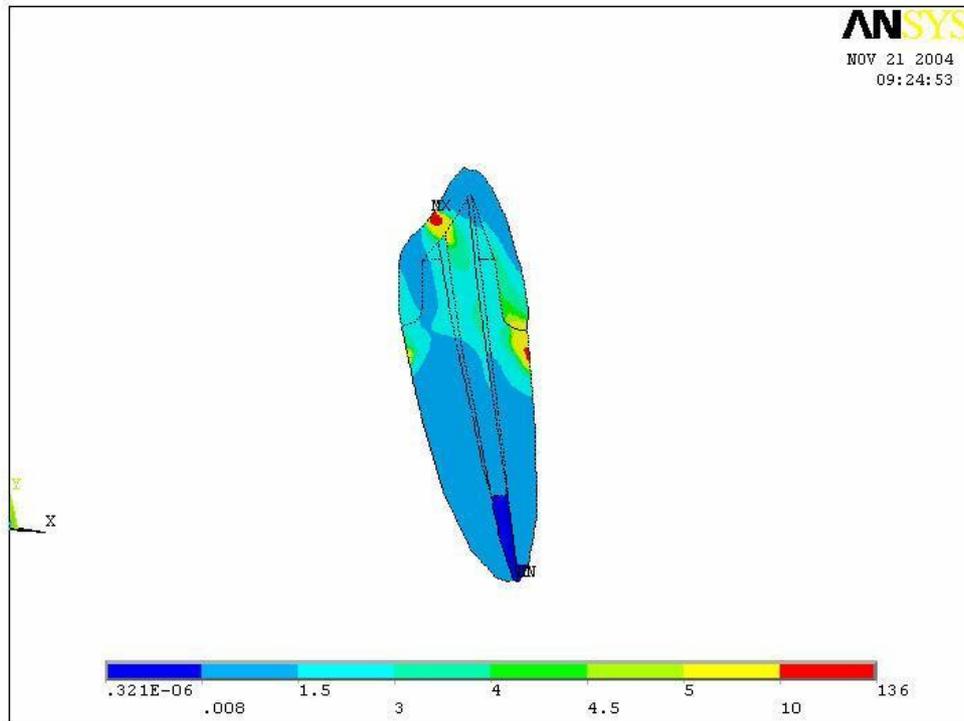


FIGURA 58 - RESULTADO BIOMECÂNICO DO CS TRATADO ENDODONTICAMENTE, COM REMANESCENTE CORONÁRIO, RESTAURADO COM UMA COROA DE CERÂMICA E PINO PRÉ-FABRICADO DE TITÂNIO (C.TI.)

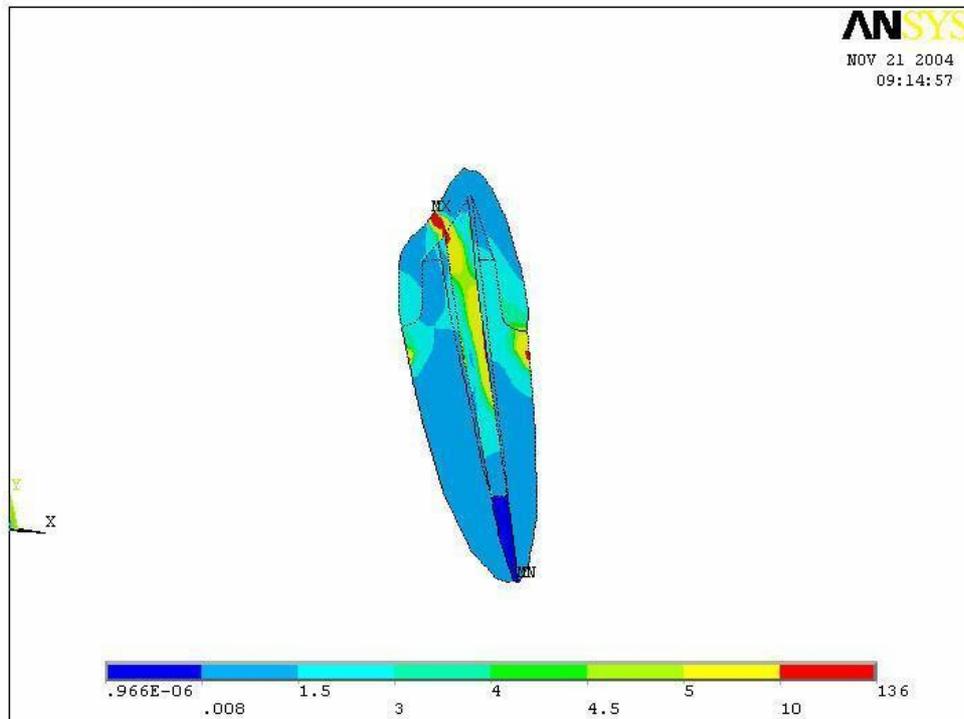


FIGURA 59 – RESULTADO BIOMECÂNICO DO CS SEM REMANESCENTE DENTÁRIO, DA ESQUERDA PARA DIREITA: NMF, NR, NFC, NFV, NTI

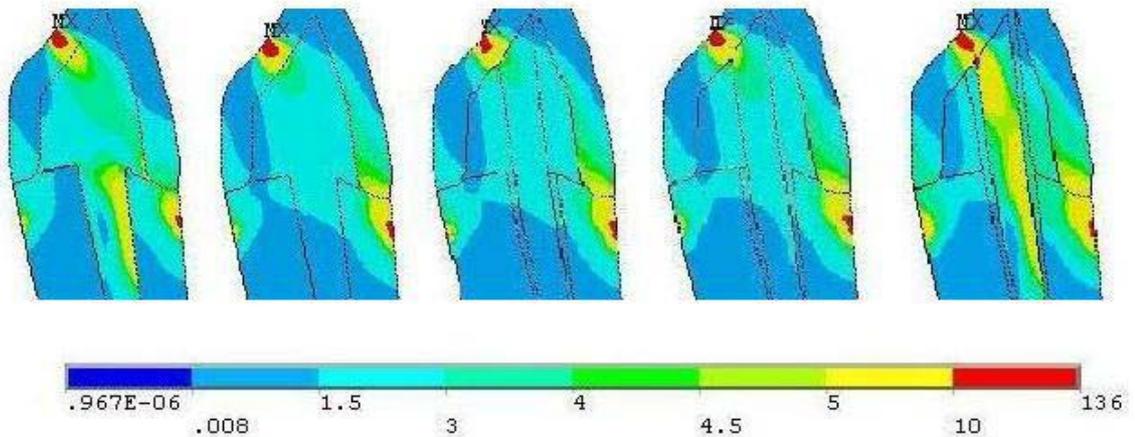
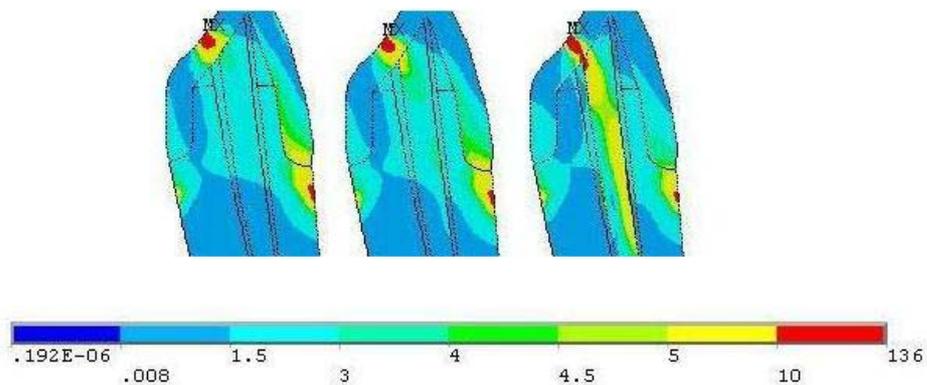


FIGURA 60 – RESULTADO BIOMECÂNICO DO CS COM REMANESCENTE DENTÁRIO, DA ESQUERDA PARA DIREITA: FC, FV, TI



5.5. Discussão dos resultados.

O tratamento restaurador do elemento dentário com endodontia, muitas vezes é realizado de forma empírica, sem um protocolo totalmente definido de qual retentor intra-radicular é mais adequado para uma determinada situação. O objetivo fundamental é a orientação do sistema que promova o menor acúmulo de tensões e estresse, que seguramente, influirá na longevidade do trabalho.

As escalas de tensão se deram de maneira diferente em função da diferença de cargas, sendo o CS 2,5 vezes maior do que o ICS. Foi tomado o cuidado de se manter a mesma escala para todos os modelos do ICS e a mesma escala para o CS.

A direção das tensões para o ICS e CS ocorreu de forma semelhante para todos os modelos, iniciando-se no ponto da aplicação da carga, na face palatina acima do cíngulo, chegando à região dos retentores, onde dependendo do tipo de material empregado sofreu diferença na direção, e que caminham até a região cervical vestibular onde ocorre uma maior tensão, o mesmo acontecendo do lado oposto na região cervical palatina.

Nesta região é onde facilmente encontram-se processos lesivos conhecidos como abfração, que são lesões decorrentes de forças oclusais traumáticas, que podem provocar flexões dentais levando esmalte, dentina e cemento a alterações, distantes do local da oclusão traumática (LEE e EAKLE - 1984).

Nesta área dos incisivos um acúmulo de tensão ocorreu no limite cervical entre a coroa e dentina, já nos caninos, estas tensões se localizaram abaixo do limite cervical das coroas, provavelmente em função da proporção coroa/raiz, que nos incisivos é maior do que nos caninos.

Esta forma característica de distribuição de forças, que é verificada na região da coroa dos dentes anteriores, pode ser explicada pela semelhança existente na anatomia destes elementos.

Segundo OLIVEIRA; CANDIDO e ABRAHÃO (2002) a incidência de cargas nos dentes anteriores é basicamente através 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 quando uma carga é aplicada no dente, quando este se deflexiona, gera tensões próximas à ancoragem, tanto na superfície externa vestibular da raiz como na porção palatina, concordando com os resultados de SANTOS (1995) que encontrou concentrações de tensões similares. Para os autores, este seria um comportamento padrão de um incisivo central superior quando submetido a uma carga no sentido vestibulo-palatino, independente ou não da presença de um pino intra-radicular.

A área de maior tensão ocorre no ponto de aplicação da carga, isso para todos os modelos estudados.

Ao analisar as tensões entre os dentes reconstruídos com retentores a partir de uma estrutura homogênea, como é o caso do núcleo metálico fundido (NMF) e do núcleo de resina (NR), pode-se observar que o NR, apesar de ter seu pico máximo de tensão similar ao NMF, teve suas tensões diminuídas quando comparado aos NMF, tanto nos incisivos como nos caninos. De forma geral os modelos I.NR e C.NR tiveram um comportamento de absorção de tensões melhor do que os modelos I.NMF e C.NMF, pois praticamente não possuem tensões na porção radicular de seu retentor.

A mesma conclusão chegou CHAN e BRYANT (1982), eles concluem que os núcleos de preenchimento de resina composta, são alternativas altamente aceitáveis, e sua superioridade se deve, provavelmente, à rigidez dos pinos intraradiculares metálicos e à adaptação superior em relação aos núcleos fundidos.

No caso dos dentes que utilizaram núcleos de materiais heterogêneos, como foi o caso dos retentores intra-radiculares formados a partir de pinos pré-fabricados de fibra de carbono, fibra de vidro ou titânio, cimento resinoso para a fixação dos mesmos no interior radicular e resina composta para reconstrução coronária, houve um comportamento bem distinto. Os núcleos que possuíam em seu interior o pino pré-fabricado de fibra de carbono (FC) e o que possuía fibra de vidro (FV), tiveram como resultado uma igualdade muito próxima entre si, e ambos muito similar ao NR. O modelo I.NFC e I.NFV tiveram um comportamento pouco diferente entre si, no caso do pino de carbono as tensões ficaram mais centralizadas, próximas à aplicação da carga. Já no caso da fibra de vidro, as tensões tiveram leve tendência a seguir pelo pino.

Já no caso dos núcleos que possuíam em seu interior o pino pré-fabricado de titânio (TI), as tensões no seu interior foram maiores do que nos demais modelos, quase que em uma seqüência além do pino de fibra de vidro.

Quando da presença de um núcleo metálico fundido ou pino pré-fabricado de titânio, ocorreu 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. Também foi observado um aumento de tensões na interface pino/dentina no interior do conduto vestibular, o que indica um repasse de tensão para a raiz do dente.

Também BOCANGEL (1999), obteve as maiores tensões com o retentor intra-radicular rígido (em seu caso o cerâmico), padrão de tensões mais semelhante ao do dente hígido, foi obtido com a utilização da resina composta.

Quando comparados todos os modelos de núcleo de um material homogêneo ou heterogêneo para restaurar um dente sem remanescente, pode-se chegar a conclusão de que os modelos com núcleos de NR e FC com resina de preenchimento, têm um resultado biomecânico melhor, quando comparados com os demais, seguidos pelos núcleos de FV com resina, NMF e por último quando da utilização do TI.

Ao analisar os pinos pré-fabricados entre si, utilizados como retentores para dentes com remanescente, constatou-se certa semelhança entre os modelos I.FC e I.FV, e entre os modelos C.FC e C.FV. De certa forma, houve uma semelhança entre os modelos de incisivos e caninos quando restaurados com pinos pré-fabricados. Porém, ocorreu visível diferença dos modelos I.TI e C.TI com os modelos I.FC, I.FV e C.FC, C.FV, respectivamente, demonstrando um aumento de tensões sobre os retentores com pino de titânio. O que contrariou o trabalho de McDONALD, KING e SETCHELL (1990), concluem que não há vantagens do ponto de vista da fratura mecânica em se restaurar dentes tratados endodonticamente com pinos metálicos ou de fibra de carbono.

Para os pinos pré-fabricados, o trajeto das tensões foi o semelhante ao dos núcleos, porém os pinos de fibra de carbono e fibra de vidro tiveram uma similaridade maior entre si e com os NR. Os pinos pré-fabricados de titânio tiveram um comportamento similar aos NMF. Os pinos de fibra de carbono tiveram o melhor desempenho na dissipação das cargas, ficando o de fibra de vidro em segundo e os de titânio com uma tensão muito maior.

Para os pinos de carbono, as tensões no local da aplicação das cargas se mantiveram quase que somente na coroa de cerâmica, enquanto nos pinos de fibra de vidro, estas cargas se propagaram para o interior dos mesmos, mas em ambos os casos direcionaram-se para a região cervical vestibular. Já no caso dos pinos de titânio, as cargas direcionaram-se para o interior dos pinos, propagando-se por quase todo pino, principalmente na face vestibular.

LEWGOY (2001) obteve resultados similares em seu estudo, e pôde afirmar que os pinos intra-radulares alteram o padrão das tensões geradas e dependendo

do desenho do pino intra-radicular (cônico ou paralelo) e, do tipo de material constituinte (ouro, aço inoxidável, titânio ou fibra de carbono), a concentração e dissipação das tensões geradas, ocorrem de maneiras diferentes.

Em 2001, DUARTE, também obteve em sua pesquisa maior tensão nos pinos metálicos, segundo o autor, estes absorvem mais estresse que os pinos confeccionados em fibra de carbono.

Quanto à presença ou ausência de remanescente, não é conveniente tirar conclusões definitivas. Uma vez que a literatura e a prática clínica defendem a presença do remanescente, o MEF encara os modelos de forma a interpretar apenas os modelos e materiais com seus módulos de elasticidade e coeficiente de Poisson para determinar os resultados. Sendo assim, com ou sem remanescente, os resultados biomecânicos são indiferentes pois os valores da dentina e resina de preenchimento são similares. Apesar disso, os modelos I.TI e C.TI tiveram um aumento de tensão sobre seu retentor.

Analisando todos os modelos do ICS e CS, podemos determinar uma seqüência do menos ao mais eficiente segundo a distribuição das tensões. No caso dos retentores dos incisivos sem remanescente foi: I.NTI – I.NMF – I.NFV – I.NFC – I.NR. No caso dos retentores dos incisivos com remanescente foi: I.TI – I.FV – I.FC. No caso dos retentores dos caninos sem remanescente foi: C.NTI – C.NMF – C.NFV – C.NFC – C.NR. No caso dos retentores dos caninos com remanescente foi: C.TI – C.FV – C.FC. Apesar da diferença ser muito pequena entre C.NFV – C.NFC e entre C.TI – C.FV.

Também para ALBUQUERQUE (1999), entre os materiais estudados, o que apresentou resultados mais favoráveis foi a fibra de carbono, seguida pelo titânio e aço inoxidável.

Para OLIVEIRA, CANDIDO e ABRAHÃO (2002) pinos de zircônio, aço inoxidável, titânio e metálico fundido, promoveram uma alta concentração de tensões no conduto radicular, ao longo da interface pino/dentina. Nos pinos de fibra de vidro e fibra de carbono houve uma distribuição de tensões uniforme em toda a dentina radicular.

Este resultado é oposto ao de YAMAN, ALACAM e YAMAN em 1998. Ao final de sua pesquisa, esses autores afirmaram ser os núcleos metálicos fundidos os que geraram menor estresse do que os pinos pré-fabricados.

BERBERT et al. em 2004, concluíram que os pinos pré-fabricados de fibra de carbono são mais resistentes que os de fibra de vidro quando submetidos a cargas perpendiculares.

Ao reconstruir a parte coronária de um dente com um pino, este é submetido a tensões, os diversos materiais que compõe o conjunto podem receber solicitações diferentes de acordo com as suas diversas propriedades mecânicas. O pino é situado no centro da raiz e ocupa um volume que contém o eixo neutro, que no dente hígido corresponde à polpa, no qual as forças são próximas a zero. Por esse simples motivo mecânico, o pino não poderá reforçar de forma apreciável a raiz dentária, na melhor das hipóteses, comporta-se de modo neutro (ASSIF et al., 1993).

FELIPE em 2001, estudou a influência do uso de pinos intra-radulares em nível de estresse cervical de incisivos centrais superiores submetidos ao teste de fadiga. As conclusões deste estudo foram de que o uso de um pino de fibro-resina auxilia o dente a resistir melhor ao estresse por força de fadiga.

Baseado nestes aspectos, foi realizado um capítulo a parte (capítulo 7) que trata diretamente da associação destes resultados com a clínica odontológica.

6. CONCLUSÕES

1. A análise biomecânica dos pinos pré-fabricados pelo do Método dos Elementos Finitos (MEF) revelou que o deslocamento do ponto de apoio da carga diminui conforme se aumenta o ângulo de sua aplicação. Esta redução de deslocamento ocorreu de forma gradativa e similar entre os pinos cônicos e escalonados entre si.

2. Os pinos de fibra de carbono tiveram o maior deslocamento, seguido pelos de fibra de vidro e, por último, pelos de titânio. A forma cônica apresentou valores de deslocamento na ordem de três vezes menores do que para a escalonada, ou seja, o pino cônico é mais adequado para ação biomecânica do aparelho estomatognático.

3. As tensões no interior do pino diminuíram com o aumento do ângulo de aplicação de carga para o mesmo formato e material. As maiores tensões foram observadas para os pinos sob esforço a 30 e 45 graus, onde o ponto de maior tensão ocorreu próximo da ancoragem, enquanto que para 60 e 90 graus este ponto coincidiu com o local da aplicação da carga.

4. Os modelos escalonados tiveram um aumento significativo de tensão interna, quando comparados aos cônicos, para a região cervical, ao se manter constante, o ângulo de esforço e o tipo material. A alteração de material (fibra de carbono, fibra de vidro ou titânio) não afetou as tensões no interior dos pinos para um mesmo ângulo e um mesmo formato.

5. A análise biomecânica dos dentes revelou que o sentido das tensões segue um padrão similar tanto para o incisivo quanto para o canino, o que pode ser atribuído a relativa semelhança anatômica entre os dois dentes. Por outro lado, as áreas de esforço para o ICS foram maiores do que para os CS, o que é justificável pela coroa mais volumosa do CS.

6. A área de maior tensão ocorreu no ponto de aplicação da carga, tanto para o ICS como para o CS. Outra área de tensão importante sempre foi observada na porção cérvico-vestibular.

7. Os dente sem remanescente podem receber núcleos homogêneos (metálico fundido e de resina). O núcleo de resina (NR) apresentou distribuição típica ou seja nas duas regiões supra-citadas (apoio e cérvico-vestibular). O NMF

apresentou também esforços importantes na porção radicular, o que não é desejável clinicamente.

8. Os dentes sem remanescente coronário também podem receber núcleos heterogêneos (pinos de FC, FV e TI com preenchimento de resina) como uma opção clínica. O dente com núcleo de FC (N.FC) revelou um comportamento muito similar ao do NR. O comportamento do N.FV também foi próximo aos NR e NFC, mas com a presença de uma zona de tensão um pouco maior na porção de apoio da carga. O N.TI foi a opção menos adequada, sendo que apresentou grande tensão na porção coronária, iniciando no ponto de apoio, e também na porção radicular.

9. Para dentes com remanescente são recomendados pinos pré-fabricados (FC, FV e TI com preenchimento de resina). O dente com uso do FC revelou o melhor comportamento. O FV foi bastante próximo ao FC, sendo que ocorreu um pequeno aumento na zona de tensão na porção de apoio da carga. O TI foi a pior situação, sendo que apresentou uma grande tensão na porção de apoio que se estendeu até a porção radicular.

7. RELEVÂNCIA CLÍNICA COM OS RESULTADOS

O sucesso longitudinal da reabilitação dos dentes tratados endodonticamente depende da qualidade estrutural e estética da restauração, mas principalmente do prognóstico da reconstrução do retentor intra-radicular.

A maioria das técnicas desenvolvidas no tratamento de dentes extensamente destruídos tem se baseado na construção de núcleos intra-radulares com o objetivo de reforçar o dente enfraquecido, no entanto tem sido observada uma grande quantidade de fracassos clínicos. Um aumento na incidência de fratura de dentes despulpados têm sido observada. A colocação de núcleos com a intenção de proporcionar resistência aos dentes é contrariada por vários autores, os quais afirmam que os núcleos não reforçam a estrutura dentária remanescente. Dessa forma se faz necessário o desenvolvimento de técnicas e materiais capazes de proporcionar resistência ao elemento dentário e retenção do material restaurador junto à cavidade. As falhas no tratamento protético, relacionados com deficiências biomecânicas do sistema de núcleo ainda representam um problema de grande significância clínica. Por isso um grande número de sistemas para a restauração de dentes despulpados tem sido desenvolvido.

Os núcleos de fibra de carbono e de fibra de vidro são relatados apresentando um módulo de elasticidade próximo do módulo de elasticidade da dentina, e dessa forma causariam menor estresse junto à estrutura radicular, resultando em menor quantidade de fratura. Os núcleos com alto módulo de elasticidade, tais como os núcleos metálicos fundidos chegam a apresentar um módulo de elasticidade 20 vezes maior, não se flexionam juntamente com a raiz durante a ação das forças mastigatórias e isto pode aumentar o risco de fratura da raiz.

Dada a recente introdução dos pinos pré-fabricados de FC e FV em substituição ao NMF, os estudos clínicos que até então forneceram resultados mais que encorajadores, são numericamente limitados e não apresentam dados completos. De todo modo deve ser ressaltado baixo número de insucessos, mas estes são mais verificados em elementos com escasso tecido coronário remanescente (menos de 2 mm de dentina coronária), (MANOCCI; SHERRIFF e WATSON, 2001). De toda forma, é possível considerar os pinos de fibras menos

danosos para as estruturas radiculares do que os metálicos ou até mesmo os cerâmicos.

É importante que o remanescente dentário seja considerado após o preparo protético, pois antes deste, não é possível prever com precisão o quanto irá sobrar.

A conservação de estrutura dentária sadia é imprescindível. ROBBINS (1990), alertam no sentido de que a remoção de estrutura dentária sadia enfraquece o dente mesmo que o reforçemos de alguma forma.

O dente tratado endodonticamente é mais resistente quanto mais tecido dentário for conservado. Por outro lado, canais finos pressupõem a utilização de pinos de pequeno diâmetro, o que repercute diretamente sobre sua resistência e deformação.

Algumas falhas das restaurações podem estar relacionadas ao carregamento mastigatório, muitas delas estão associadas com as propriedades mecânicas dos materiais. Deformações e fraturas dos pinos podem ser reduzidas com a utilização de materiais com módulos de elasticidade mais elevados. Entretanto, módulos de elasticidade elevados promovem uma distribuição heterogênea de tensões no elemento dentário, o que poderá diminuir a durabilidade do sistema restaurador como um todo.

As falhas ocorridas devido a deslocamentos ou fraturas dos materiais restauradores, não apresentam tanta gravidade quando comparadas às fraturas radiculares, pois o prejuízo causado ao paciente com a perda da restauração se restringe à realização de um novo procedimento clínico e suas inerentes conseqüências. Os insucessos de tratamentos relacionados às fraturas radiculares são aqueles que devem preocupar o profissional, pois tal fato implicará em perda do elemento dental, com dano irreversível ao paciente. Baseado nisso, os pinos com módulo de elasticidade menor devem ser preferidos, segundo a maioria dos autores. Porém AMARANTE (2003), indica o uso de retentores metálicos por apresentaram as maiores concentrações de tensões trativas ao longo do retentor junto à parede dentinária da raiz, resguardando desta forma, a dentina que o circunda.

As fraturas radiculares ocorrem na prática odontológica mesmo em tratamentos bem conduzidos e dentro das técnicas preconizadas. Este fato faz com que sejam incessantes as pesquisas que contribuam para o melhor entendimento

das solicitações originadas na mastigação que atuam nos elementos dentais restaurados.

Um retentor com módulo de elasticidade muito baixo pode provocar deslocamentos mais freqüentes. Se restaurados com uma coroa, estes sistemas quando submetidos à carga de mastigação flexionam e o cimento e as interfaces adesivas cedem pouco a pouco, sem mostrar necessariamente sinais clínicos. Em seguida, ocorre a penetração de bactérias e saliva nas fissuras e a formação de cáries secundárias podem provocar o desprendimento do pino e assim o fracasso completo da restauração protética. Também concorda com isto, MARTINEZ-INSUA et al. em 1998, para os autores, dentes restaurados com pinos de fibra de carbono e núcleo de resina composta, falharam na junção pino - núcleo antes de ocorrer fratura do dente. Em contraste, os dentes restaurados com núcleo fundidos em ouro, apresentaram fratura do dente, muito embora em resposta às cargas que não ocorrem normalmente na boca.

Assim, pode-se afirmar que quanto mais baixo é o módulo elástico do pino, maior é a probabilidade que a restauração desloque, enquanto a raiz tem altas possibilidades de manutenção. O contrário ocorre se o pino apresenta alto módulo e resistência, possibilitando, dependendo da intensidade da força, levar a raiz à fratura.

Em resumo, se um pino possui um módulo baixo, a raiz dentária irá suportar as cargas da mastigação, o que poderia falhar seria o retentor intra-canal. Porém, se o módulo do pino for alto, este normalmente suportaria as cargas, mas em possível detrimento da própria raiz.

O módulo elástico ideal do pino deveria ser calculado considerando as necessidades contrastantes de um pino delgado, de um núcleo suficientemente sustentado e de um comportamento mecânico similar àquele dos tecidos dentais.

Também não podemos desconsiderar o cimento, que para RENGO (1999), deveria ter um módulo elástico inferior a todos os outros componentes, próximos a 7 Gpa, ser resiliente e elástico. Desse modo, funcionar como um amortecedor de forças, uma vez que é exatamente no nível da interface pino/dentina que se desenvolvem as maiores solicitações.

Os resultados do presente estudo não mostraram elevadas concentrações de tensões nas interfaces do retentor com a parede radicular, indicando que um

possível deslocamento do pino em relação à raiz dentária pode ocorrer devido às tensões originadas na função mastigatória. Comprimento do pino e estrutura dentária remanescente são fatores que favorecem a retenção. O risco deste tipo de falha pode ser minimizado com o emprego de isolamento absoluto e de agentes cimentantes adesivos adequados, o que proporciona uma adesão do material restaurador à dentina radicular. Entretanto, somente a cimentação adesiva não é suficiente para impedir tal deslocamento, devendo ser considerada como um item pertencente a um conjunto de procedimentos que determina a técnica do profissional.

Quanto à reconstrução da porção coronária, é possível afirmar que os materiais devem resistir aos estresses induzidos pelas forças mastigatórias. Além do conhecimento das suas propriedades mecânicas, é necessário considerar múltiplos fatores, tais como capacidade de adesão, facilidade de manipulação e capacidade de selamento.

A capacidade de selar hermeticamente a interface dente/restauração é uma das características fundamentais para um material de reconstrução. A infiltração, que pode ser verificada durante as fases protéticas provisórias, ou a exposição de saliva durante as fases de preparação de um pino indireto expõe a guta-percha a um impacto bacteriano elevado, que pode converter posteriormente em um insucesso endodôntico. A possibilidade de reconstruir um elemento dental com pino de fibra imediatamente após terapia endodôntica e adaptar a restauração provisória na mesma sessão reduz a chance de infiltração bacteriana.

As resinas compostas representam no estágio atual dos conhecimentos, os materiais eleitos para a reconstrução protética do dente tratado endodonticamente. Oferecem vantagens como adesão às estruturas dentárias, fácil manipulação e principalmente, propriedades mecânicas adequadas, semelhantes à dentina.

Alguns aspectos estéticos também devem ser considerados; há casos onde a estrutura dentária está preservada, existe a possibilidade de um tratamento mais conservador, onde o pino poderia promover o escurecimento do remanescente dentário com muito pouca espessura e interferindo no resultado final do trabalho, nestes casos a utilização de um pino estético é necessário.

Como contribuição à clínica odontológica, deve se destacar que a escolha do tipo de retentor intra-radicular por parte do profissional deve visar à preservação

do componente mais fragilizado e, assim, resguardar o sistema restaurador como um todo.

Um retentor intra-radicular ideal seria aquele que obtivesse o máximo de retenção e que, durante o seu preparo, fosse necessário o mínimo desgaste de estrutura dentária, além de possibilitar a transmissão tensões de maneira uniforme ao remanescente dentário. A distribuição das tensões geradas com a utilização de pinos pré-fabricados, com diferentes formatos e materiais, deve ser realizada, já que em um dente com tratamento endodôntico sem ou quase sem remanescente coronário é, imprescindível à utilização de um retentor intra-radicular para restabelecer o preenchimento coronário da estrutura dentária perdida.

As análises de tensões e levantamento bibliográfico realizados neste estudo, demonstram que no caso de dentes sem remanescente coronário, após uma análise criteriosa, a escolha do profissional pode recair sobre os pinos fundidos com material mais rígido que permita uma cimentação adesiva, bem como com materiais menos rígidos, mas que permitam sua manutenção sem que ocorra deslocamento do conjunto. No caso onde a estrutura radicular se encontra mais conservada, a opção do profissional deve ser os pinos pré-fabricados não rígidos, os quais distribuem as tensões de maneira mais uniforme.

Alem disso, deve-se ressaltar que falhas em tratamentos que envolvam pinos intra-radulares estão relacionadas com fatores associados ao carregamento mastigatório, geometria da restauração e material restaurador.

Portanto, a avaliação isolada destes fatores poderá não permitir uma análise correta da falha. Atualmente, de todas as metodologias utilizadas na análise da distribuição de tensões em elementos dentais, a simulação com elementos finitos deve ser admitida como uma confiável avaliação simultânea da influência dos fatores mencionados. Desta maneira, para casos específicos, mostra-se adequada para orientar a seleção das técnicas de confecção de pinos intra-radulares e os materiais mais apropriados para tais fins.

8. SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS

Futuras evoluções dos pinos estão em curso, em função de procedimentos cada vez menos invasivos, e ao desenvolvimento de materiais capazes de se aderirem aos substratos dentais, novas técnicas e materiais deverão chegar ao alcance dos profissionais da odontologia restauradora.

Para os trabalhos futuros na pesquisa de novos materiais que atendam as necessidades clínicas, deixa-se aqui algumas sugestões:

1. Testes experimentais de pinos intra-radiculares acessórios (de menor diâmetro) juntamente com pinos principais de fibra de carbono e fibra de vidro, diminuindo a quantidade de resina da reconstrução coronária e radicular.

2. Análise comparativa de pinos pré-fabricados em dentes com e sem remanescente com outros métodos (teste de fadiga e teste de flexão e de fratura sob carga estática).

3. Proposição de um núcleo composto por cerômero associado a pino pré-fabricado em fibra.

9. REFERÊNCIAS BIBLIOGRAFICAS

- AHMAD, I.; Zirconium oxid post and core system for the restoration of na endodontically treated incisor. **Pract. Periodontic. Aesthetic. Dentistry**, v.11, n.12, p.197-204, 1999.
- AKKAYAN, B.; DENT, M.; GÜLMEZ, T.; Resistance to fracture of endodontically treated teeth restored witha different post systems. **J. Prosth. Dent.**, v.87, n.4, 431-7, apr. 2002.
- ALBUQUERQUE, R.C.; **Estudo da distribuição de tensões em um incisivo central superior, reconstruído com diferentes pinos intrarradiculares, analisando através do método dos elementos finitos**. Araraquara, 1999, 177p. Tese de Doutorado em Dentística Restauradora, UNESP.
- ALBUQUERQUE, R.C.; **Estudo da resistência à fratura de dentes reconstruídos com núcleos de preenchimento. Efeito de materiais e pinos**. Araraquara. 1995. 121p. Dissertação (Mestrado em Odontologia Restauradora) - Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista - S.Paulo.
- AMARANTE, M.V.; **Análise de tensões em dentina restaurada com pinos intra-radiculares de diferentes materiais**. Rio de Janeiro. 2003. 154p. Dissertação (Mestrado em Engenharia Metalúrgica) – PUC – RJ..
- AMARANTE, J.E.V.; NETTO, J.M.; GOUVÊA, C.V.D.; MORAES, R.C.M.; CALAZANS, P.M.; Pinos de fibras de carbono e pinos de vidro, um estudo comparativo com relação à resistência a tração . **J. Dent. Res. IADR-Brazil**, Pc 288, 2002.
- ASMUSSEN, E.; PEUTZFELD, A.; HEITMANN, T.; Stillness, elastic limit, and strength of newer types of endodontic posts. **Journal Dentistry**, v.27, n.4, p.275-278, may., 1999.
- ASSIF, D.; BITESNSKI, A.; PILO, R.; OREN, E.; Effect of post design on resistance to fracture of endodontically treated teeth with complete crowns. **J Prosthet Dent**, v. 69, n. 1, p. 36-40, Jan. 1993.
- ASSIF, D.; GORFIL, C.; Biomechanical considerations in restoring endodontically treated teeth. **J. Prosth. Dent.**, v.71, n.6, p.565-7, June 1994.

- ASSIF, D. et al. Photo elastic analysis of stress transfer by endodontically treated teeth to the supporting structure using different restorative techniques. **Journal Prosthetic Dentistry**, **61**: 535-43,1989.
- BALDISSARA, P.; PIERI, F.,ARCIDIACONO, A.; Fadigue resistance of fibers post: a comparative study. **J. Dent. Res.**, 2001, 80 (Special Tissue): 706.
- BARABAN, D.J.; A simplified method for making post and cores. **J. Prosth. Dent.**, v. 24, n.3, p.287-297, Sep. 1970.
- BARABAN, D.J.; Immediate restoration of pulpless teeth. **J. Prosth. Dent.**, v. 28, n.6, p.607-612, Dec. 1972.
- BARKHORDAR, R.A.; RADKE, R.; ABBASI, J.; Effect of metal collars on resistance of endodontically treated teeth to root fracture. **J. Prosth. Dent.**, v.61, n.6, p.676-8, June 1989.
- BELOTI, A.M; OLIVEIRA, L.C.; ABRAHÃO, A.; SEGALLA, J.C.M.; DUARTE JR., S.L.L.; OLIVEIRA, P.C.G.; Influência das propriedades mecânicas de pinos intra-radulares na distribuição de tenções. **J. Dent. Res.** IADR-Brazil, Pb 181, 2002.
- BERBERT, F.C.V.; BARBIZAN, J.V.; TANOMARU, J. M.G.; SILVA, P.T.; SÓ, M. V.; GULIN, E.; **Avaliação da resistência flexural de pinos intra-radulares pré-fabricados de fibra de vidro e carbono.** Pc 057. In: 20ª Reunião Anual da SBPqO, 2003, Águas de Lindóia. Anais eletrônicos. Disponível em: <<http://www.sbpqo.org.br>> Acesso em: 23 ago. 2004.
- BEREKALLY, T.; Contemporary perspectives on post-core systems. **Aust. Dent. J.**, v.29, n.3, p. 120-127, 2003.
- BLACK, G.V.; An investigation of the physical characters of the human teeth in relation to their disease, and to practical dental operation together with the physical characters operation of filling materiais. **Dent. Cosmos**, Philadelphia, v. 37, n.3, p. 469-481, Mar. 1895.
- BOCANGEL, J.A.J.S.; **Estudo das tensões geradas em dentes íntegros e com tratamento endodôntico, restaurados com retentores intra-radulares de diferentes materiais e coroa total em porcelana.** São

- Paulo. 1999. 93 f . Tese (Mestrado em Dentística) - Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo.
- BOUDRIAS, P.; SAKKAL, S.; PETROVA, Y.; Anatomical post design meets quartz fiber technology: rationale and case report. **Compend. Educ. Dent.**, v.22, n4, p.337-340, apr., 2003.
- BRAGA, A.S.P.; ROCHA, P.V. B.; MENDES, V.; Estudos da resistência à fratura de caninos superiores tratados endodonticamente restaurados por dois sistemas de núcleos. **J. Dent. Res.** IADR-Brazil, Pp 287, 2002.
- BURGESS, J.O.; XU, X.; Pinos Intracanaís. **The Dental Advisor**, 6(5): 2-6, Jun. 1999.
- CAILLETEAU, J.G.; RIEGER, M. R.; AKIN, J. E.; A comparison of intracanal stresses in a post-restored tooth utilizing the finite element method. **J Endod**, Chicago, v. 18, n. 11, p. 540-544, Nov. 1992.
- CANTATORE, G.; Post-endodontic restoration techniques. In: Reconstructions with carbon fiber posts – Adhesive systems today. **2nd International Symposium**. S. Margherita Ligure, Italy. 20-21st March 1998.
- CAPUTO, A.A.; STANDLEE, J.P.; Pins and post – why, when and how. **Dent. Clin. N. Amer.**, v.20, n.2, p.299-311, April 1976.
- CHAN, R.W.; BRYANT, R.W.; Post-core foundations for endodontically treated posterior teeth. **J. Prosthet. Dent.**, v.48, p.401-406, 1982.
- CHRISTENSEN, G.J.; Posts and cores: state of the art. **J.A.D.A.**, v.129, p.96-97, jan. 1998.
- CHRISTIAN, G.W. et al.; Post core restoration in endodontically treated posterior teeth. **J. Endod.**, v.7, p. 391-398, 1981.
- CIMINI JR, C. A.; GOUVÊA, P.H.P.; LAS CASAS, E.B.; CORNACCHIA, T.P.M.; Revisão crítica das medidas e modelos de cargas atuantes em dentes. 21st Iberian Latin American Congress on Computational Methods in engineering, dec. 2000, Rio de Janeiro, RJ. <mildred@cesec.ufpr.br> em 18/11/2002.

- COHEN, B.I.; Comparison of the retentive and photoelastic properties of two prefabricated endodontic post systems. **Journal of Oral Rehabilitation**, 26: 488-494, 1999.
- COHEN, S.; **Caminhos da Polpa**. Ed. Guanabara. Rio de Janeiro. 2000. 838 p.
- CONCEIÇÃO, E.N.; **Dentística: Saúde e Estética**. 1ed., Porto Alegre. Ed. Art. Med., 2000.
- CRUZ, A.F.S.; **Estudo “in vitro” da resistência à fratura de dentes tratados endodonticamente, restaurados com dois sistemas de pinos intraradiculares estéticos diretos**. São Paulo – SP, 89p. Dissertação de Mestrado – USP, 2003.
- DALLARI, A.; ROVATTI, L.; Six years of in vitro/in vivo experience with composipost. **Compend.**, v.17, s.20, p.557-63, 1996.
- DAVY, D. T.; DILLEY, G. L.; KREJCI, R. F.; Determination of stress patterns in root-filled teeth incorporating various dowel designs. **J. Dent. Res.**, Chicago, v.60, n.7, p.1301-1310, July 1981.
- DAWSON, P. E.; Pin-retained amalgam. **Dent. Clin. North Am.**, Philadelphia, v.14, n.1, p.63-671, Jan. 1970.
- DE DEUS, Q.; **Endodontia Clínica**, 2ª ed., Guanabara – Koogan, Rio de Janeiro, 1976, p.78.
- DEAN, J.P.; JEANSONNE, B.G.; SARKAR, N.; In vitro evaluation of a carbon fiber post. **J. Endod.**, v.24, n.12, p.807-10, Dec. 1998.
- DIAS DE SOUZA, G.M.; DIAS, C.T.S.; PAULILLO, L.A.M.S.; Resistência à fratura de raízes bovinas reconstruídas com pinos de fibra de vidro e núcleo de preenchimento estético. **J. Dent. Res.** IADR-Brazil, Pa 225, 2002.
- DIETSCHI, D.; ROMELLI, D.; GORETTI, A.; Adaptation of adhesive posts and cores to dentin after fatigue testing. **Int. J. Prosthodont.**, v.10, n.6, p.498-507, 1997.

DUARTE, J.L.P.; **Estudo comparativo da distribuição de tensões de dentes humanos restaurados com núcleos metálicos fundidos e pinos em fibra de carbono, através do método dos elementos finitos.** Rio de Janeiro – RJ, 98p. Dissertação de mestrado – Universidade Estadual do Rio de Janeiro, 2001.

DURET , B.; REYNAUD, M.; DURET, F.; Un nouveau concept de reconstitution corono-radículaire (1). **Chir. Dent .Fr.**, Paris, v.60, n.540, p.131-141, nov. 1990.

DURET, B.; DURET, F.; REYNAUD, M.; Long-life physical property preservation and postendodontic rehabilitation with the composipost. **Compend.**, v.17, s.20. 1996.

ESTRELA, C.; FIGUEIREDO, J.A.P.; **Endodontia, Princípios Biológicos e Mecânicos.** Artes Médicas. São Paulo. 2001. 819p.

FELIPE, L.A.; **Influência do uso e tipo de pino de intra-radicular no nível de estresse cervical de incisivos centrais superiores submetidos ao teste de fadiga.** Florianópolis - SC, 86p. Dissertação de mestrado - Universidade Federal de Santa Catarina, 2001.

FERNANDES, A.S.; DESSAI, G.S.; Factors affecting the fractures resistance of post–core reconstructed teeth: a review. **Int. J. Prosthodont.**, n.14, v.4, p.355-63, jul-aug. 2001.

FERRARI, M.; MANOCCI, F.; MASON, P.N.; Retrospective study of the clinical performance of fiber posts. **American Journal of Dentistry**, 13: 9B-13B, May 2000. Special Issue.

FERRARI, M.; VICHI, A.; GARCIA-GODOY, F.; Clinical evaluation of fiber-resin forced epoxy-resin posts and cast post-an-care. **American Journal of Dentistry**, 13: 15B-18B, May 2000. Special Issue.

FIGUM, M.E.; GARINO, R.R.; **Anatomia Dental**, Ed. Médica Panamericana, S. Paulo – SP, 1989, 2ª Ed., 658 p.

FREEDMAN, G.; The carbon fiber post: metal-free, post-endodontic rehabilitation. **Oral Health.** 86(2): 23-30, Feb. 1996.

GOMES, J.C.; Uso de pinos intrarradiculares adesivos não metálicos, **AcBO 50 anos**, p. 7-11. 1999.

GUTMANN, J.L.; The dentin-root complex: anatomic and biologic considerations in restoring endodontically treated teeth. **J. Proth. Dent.**, v.67, n.4, p.458-67, Apr. 1992.

GUZY, G.E.; NICHOLLS, J.I.; In vitro comparison of intact endodontically treated teeth with and without endo-post reinforcement. **J. Prosth. Dent.**, v.42, n.1, p.39-44, July 1979.

HEYDECKE, G.; BUTZ, F.; STRUB, J. R.; Fracture strength and survival rate of endodontically treated maxillary incisors with approximal cavities after restoration with different post and core systems An in-vitro study. **J. of Dentistry**, v.29, p.427- 433, 2001.

HO, M.H.; LEE, S.Y.; CHEN, H.H.; LEE, M.C.; Three-dimensional finite element analysis of the effects of posts on stress distribution in dentin. **J. Prosth. Dent.**, v.72, n.4, p.367-72, Oct. 1994.

HOCHMAN, N.; ZALKIND, M.; Newall-ceramic indirect post-and-core system. **J. Prosth. Dent.**, 81(5): 625-629, May 1999.

HOLMES, D.C.; DIAZ-ARNOLD, A.M.; LEARY, J.M.; Influence of post dimension on stress distribution in dentin. **J. Prosthet. Dent.**, Saint Louis, v. 75, n. 2, p. 140-147, Feb. 1996.

HOLMGREN, E.P.; MANTE, F.K.; SHOKOUFEH, E.; AFSHARZAND, Z.; Stress in post and core build-up materials. **J. Dent. Res.**, Chicago, v. 78, sp. Iss., p. 222, 1999. (Abstract 934).

INGLE, J.I.; TAINTOR, J.F.; **Endodoncia**. 3ª ed., México. Interamericana. 1987. p.197.

ISIDOR, F.; ÖDMAN, P.; BRONDUM, K.; Intermittent loading of teeth restored using prefabricated carbon fiber posts. **Int. J. Prosthodont.**, v.9, n.2, p.131-6, 1996.

IVOCLAR. IPS Empress 2 – **Informações para dentistas**. Liechtenstein.

- KAHN, F.H.; Selecting a post system. **J. Amer. Dent. Ass.**, v., p.70-1, Dec. 1991.
- KANTOR, M. E.; PINES, M. S.; A comparative study of restorative techniques for pulpless teeth. **J. Prost. Dent.**, Saint Louis, v.38, n.4, p.405-412, Oct. 1977.
- KING, P.A.; SETCHELL, J.; An in vitro evaluation of a prototype CFRC prefabricated post developed for the restoration of pulpless teeth. **J. Oral Rehabil.**, v.17, p.599-609, 1990.
- KO, C.C.; CHU, C.S.; CHUNG, K.H.; LEE, M.C.; Effects of posts on dentin stress distribution in pulpless teeth. **J. Prosthet. Dent.**, Saint Louis, v.68, n.3, p.421-427, Sept. 1992.
- KOVARIK, R.E.; BREEDING, L.C.; CAUGHMAN. W.F.; Fatigue life of three core materials under simulated chewing conditions, **J. Prosthet.Dent.**, v.68. n.4, p.584-590, Oct. 1992.
- LAMBJERG-HANSEN,H.; ASMUSSEN,E.; Mechanical properties of endodontic posts. **J. Oral. Rehabil.**, v. 24, n. 12, p. 882-887, Dec. 1997.
- LEE, W.C.; EAKLE, W.S.; Possibible role of tensile stress in the etiology of cervical erosive lesions of teth. **J. Prosth. Dent.**, v.32, n.3, p.374-380, sep. 1984.
- LEONARDO, M.; **Endodôncia**, Buenos Aires: Panamericana, 1983, p.125-6.
- LEWGOY, H.R.; **Estudo das tensões de von Mises e de máxima compressão e tração, geradas por diferentes pinos intra-radicales em um incisivo central superior**. São Paulo, 190 p. Dissertação (Mestrado em Dentística), Universidade de São Paulo, 2001.
- LINS, M.; O. MAGALHÃES, F.; SILVA,R. P. A.; ZANIQUELE,O.; Analise de profundidade de fratura de dentes restaurados com núcleos metálicos fundidos ou pinos de fibra de carbono. **J. Dent. Res. IADR-Brazil**, lc 176, 2002.
- MACCARI, P.C.A.; **Resistência à fratura de dentes tratados endodonticamente, restaurados com três diferentes pinos intra-**

radiculares diretos estéticos. Porto Alegre, 106 p. Dissertação (Mestrado) Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul, 2001.

MANNING, K.E.; YU, D.C.; YU, H.C.; KWAN, E.W.; Factors to consider for predictable post and core build-ups of endodontically treated teeth. Part I: Basic theoretical concepts. **J. Canad. Dent. Ass.**, v.61, n.8, p.685-95, Aug. 1995.

MANNOCCI, F.; FERRARI, M.; WATSON, T.; Intermittent loading of teeth restored using quartz fiber, carbon-quartz fiber, and zirconium dioxide ceramic root canal posts. **The Journal of Adhesive Dentistry**, 1(2): 153-159, 1999.

MANNOCCI, F.; SHERRIFF, M.; WATSON, T.; Three-point bending test of fiber post., **J. of Endodontics**, v.27, n.12, p.758-61, dec., 2001.

MANNOCCI, F.; VICHI, A.; FERRARI, M.; Carbon fiber versus cast posts: a two years recall study. **Journal Dental Research**, (77): 1259, abst. 419, 1998.

MARTINEZ-INSUA, A.; DA SILVA, L. 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. Prosth. Dent.** v.80, n.5, p.527-32, Nov. 1998.

MATTISON, G.D.; VON FRAUNHOFER, J. A.; Angulation loading effects on cast-gold endodontic posts: a photoelastic stress analysis. **J. Prosth. Dent.**, Saint Louis, v.49, n.5, p.636-638, May 1983.

MATTISON, G.D.; Photoelastic stress analysis of cast-gold endodontic post. **J. Prosth. Dent.** v.48, n.4, p.407-411, Oct. 1982.

McANDREW, R.; JACOBSEN, P. H.; Finite element analysis of post configuration. **J Dent. Res.**, Chicago, v. 77, sp. Iss. 8, 1998. (Abstract 340).

McDONALD, A.V.; KING, P.A.; SETCHELL, D.J.; An in vitro study to compare impact fracture resistance of intact root-treated teeth. **Int. Endod. J.**, v.23, n.6, p.307-12, nov. 1990.

MEYENBERG K.H.; LÜTHY, H.; SCHARER, P.; Zirconium post. A new all-ceramic concept for nonvital abutment teeth. **J. Esthetic Dent.**, v.7, n.2, 73-80. 1995.

- MEZZOMO, É.; MASSA, F.; Influência do módulo de elasticidade dos pinos-núcleos na resistência à fratura dos dentes. Pc 310. In: 20ª Reunião Anual da SBPqO, 2003, Águas de Lindóia. **Anais eletrônicos**. Disponível em: <<http://www.sbpqo.org.br>> Acesso em: 23 ago. 2004.
- MIRANDA, C.C.; **Atlas de reabilitação bucal: núcleos metálicos - procedimentos endodônticos e protéticos**. São Paulo: Quintessence, 1994. 344p.
- MITSUI, F.H.O.; MARCHI, G.M. P; IMENTA, L.A.; FERRARESI, P.M.; Resistência à fratura de raízes bovinas reconstruídas com pinos intraradiculares. 19ª Reunião Anual da SBPqO, 2001. **Anais eletrônicos**. Disponível em: <<http://www.sbpqo.org.br>> Acesso em: 23 ago. 2004.
- MOLL, J. P.; HOWE, D.; SVARE, C. W.; Cast gold post and core and pin-retained composite resin bases: a comparative study in strength. **J. Prost. Dent**, Saint Louis, v.40, n.6, p. 642-644, Dec. 1978.
- MORGANO, S.M.; BRACKETT, S.E.; Foundation restorations in fixed prosthodontics: current knowledge and future needs. **J. Prosth. Dent.**, v.82, n.6, p.643-57, Dec. 1999.
- MORI, M.; **Estudo da distribuição das tensões internas, em um dente natural e em um dente restaurado com coroa metalocerâmica e redutor intraradicular fundido sob carga axial - Método do elemento finito**. São Paulo, 60 p. Dissertação (Mestrado) - Faculdade de Odontologia Universidade de São Paulo, 1994.
- NASH, W.R.W.; The use of posts for endodontically treated teeth. **Compendium**, v.19, n.10, p.1054-62, october, 1998.
- OLIVEIRA, J. A.; BASTOS, L. G. C.; PEREIRA, J. R.; VALLE, A. L.; Efeito de pinos de fibra de carbono e de vidro na resistência flexional e módulo de elasticidade de uma resina composta. Pb316. In: 20ª Reunião Anual da SBPqO, 2003, Águas de Lindóia. **Anais eletrônicos**. Disponível em: <<http://www.sbpqo.org.br>> Acesso em: 23 ago. 2004.
- OLIVEIRA, L.C.; CÂNDIDO A.; M. S. M.; ABRAHÃO, A.; Análise comparativa da distribuição de tensões em incisivo central superior restaurando com diferentes sistemas de pinos. **J. Dent. Res.** IADR-Brazil, Pc 227, 2002.

- PEGORETTI A.; FAMBI L.; ZAPPINI G.; BIANCHETTI M.; Finite element analysis of a glass fibre reinforced composite endodontic post. **Biomaterials**, v.23, n.13, 2002.
- PIDAPARTI, R.M.; BEATTY, M.W.; Fracture toughness determination of dental materials by laboratory testing and finite element models. **Biomed. Mater. Res.**, v.29, p. 309-14, 1995.
- PIZI, E.C.G.; MARTINS, L.R.M.; SOARES, C.J.; CORRER SOBRINHO, L.; SOUZA,G.; Avaliação da resistência e do padrão de fratura de coroas cerâmicas sobre diferentes reconstruções. Pb247. In: 20ª Reunião Anual da SBPqO, 2003, Águas de Lindóia. **Anais eletrônicos**. Disponível em: <<http://www.sbpqo.org.br>> Acesso em: 23 ago. 2004.
- PUCCI, F.M.; **Condutos Radiculares**. Cãs A. Barreiro y Ramos S.A., Montevideo, 1945, p.145.
- PURTON, D. G.; LOVE, R.M.; CHANDLER, N.P.; Rigidity and retention of ceramic root canal posts .**Oper. Dent.**, v. 15, p.223-227, 2000.
- PURTON, D. G.; LOVE, R.M.; Rigidity and retention of carbon fiber versus stainless steel root canal posts. **Int Endod J**, London, v. 29, n. 4, p. 262-265, July 1996.
- PURTON, D.G.; PAYNE, J.A.; Comparison of carbon fiber and stainless steel root canal posts. **Quintessence Int.**, v.27, n.2, p.93-7, 1996.
- REINHARDT, R.A.; KREJCI, R.F.; PAO, Y.C.; SRANNARD, J.G.; Dentine stresses in post-reconstructed teeth with diminishing bone support. **J. Dent. Res.**, Chicago, v. 62, n.9, p.1002-1008, Sept 1983.
- RENGO, S.; Behaviour of RTD fiber posts in finite element analysis(FEM) on three-dimensional models. In: **Adhesion and Reconstructions in Modern Dentistry**. 3nd International Symposium. S. Margherita Ligure, Italy. 26-27 March 1999.
- RETTETTER, A.; Restoring badly broken down molars and bicuspid to usefulness. **Dent. Cosmos**, Philadelphia, v. 41, p. 857-862, 1899.

RIBEIRO, J.P.F.; **Análise por meio do método de elementos finitos da distribuição de tensões em dentes com e sem remanescente coronário, utilizando diferentes pinos intra-radulares.** Ponta-Grossa. 2004. 95 p. Dissertação (Mestrado em Odontologia). UEPG – PR.

ROBBINS, J.W.; Guidelines for the restoration of endodontically treated teeth. **J. Amer. Dent. Ass.**, v.120, n.5, p.558-66, May 1990.

ROCHA, I.J.P.B.; **Estudo das tensões em dente restaurado com coroa metalo-cerâmica e dois formatos de retentores intra-radulares – método dos elementos finitos.** São Paulo. 2000. 75p. Tese (Doutorado em Prótese Dentária). USP – S.P.

ROVATTI, L.; MASON, P.N.; DALLARI, A.; The esthetical endodontic post. In: **Reconstructions with carbon fiber posts – Adhesive systems today.** 2nd International Symposium. S. Margherita Ligure, Italy. 20-21st March 1998.

RUBIN, C. et al.; Stress analysis of the human tooth using dimensional finite element model. **J. Dent. Res.**, v. 62, p. 82-6, 1983.

SANTOS, V. M. A.; **Representação físico-geométrica do incisivo central inferior, análise das curvas de tensões, deformações e deslocamentos resultantes de carregamentos distribuídos axialmente, e discussão teórica da metodologia empregada pelo método dos elementos finitos em modelos tridimensionais.** 114 f. Dissertação (Mestrado em Dentística) — Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 1995.

SELNA, L. G.; SHILLINBURG Jr, H.T.; KERR, P. A. Finite element analysis of dental structures-Axisymmetric and plane stress idealizations. **J Biomed Mater Res**, v.9, n.2, p.237-252, Mar. 1975.

SEYMORE, K.G.; Stresses withing porcelai veneers and the composite lute using different preparation designs. **J. Prosthodont.**, v.10, p.16-21, 2001.

SHILLINGBURG JR, H. T.; FISHER, D.W.; DEWHIRST, R.B.; Restoration of endodontically treated posterior teeth. **J. Prost. Dent.**, v.24, n.4, p.401-409, Oct. 1970.

- SIDOLI, G.E.; KING, P.A.; SETCHELL, D.J.; An in vitro evaluation of a carbon fiber-based post and core system. **J. Prosthet. Dent.**, v.78, n.1, p.5-9, July 1997.
- SILVERSTEIN, W.H.; The reinforcement of weakened pulpless teeth. **J. Prost. Dent.**, v.14, n.2, p.372-381, Mar/Apr. 1964.
- SOARES, I.J., GOLDBERG, F.; **Endodontia: Técnicas e Fundamentos**. Porto Alegre. 1992, 375 p.
- SORENSEN, J.A.; MARTINOFF, J.T.; Intracoronar reinforcement and coronal coverage: a study of endodontically treated teeth. **J. Prosth. Dent.**, v.51, n.6, p.780-784, June 1984.
- STOCK, C.J.R.; NEHAMMER, C.F.; **Endodontia Prática e Clínica**. Ed. Santos. 1992. 98 p.
- STOCKTON, L.W.; Factors affecting retention of post systems: A literature review. **J. Prosth. Dent.**, v.81, n.4, p.380-5, Apr. 1999.
- THRESHER, R. W.; SAITO, G. E.; The stress analysis of human teeth. **J. Biomech.**, New York, v. 6, n. 5, p. 443-449, Sep. 1973.
- TJAN, A.H.L.; WHANG, S.B.; Resistance to root fracture of dowel channels with various thicknesses of buccal dentin walls. **J. Prosth. Dent.**, v.53, n.4, p.496-500, Apr. 1985.
- TORBJÖRNER, A.; KARLSOMM. S.; SIVERUD, M, HENSTEN-PETERSEN, A.; Carbon fiber reinforced root canal post. **Eur. J. Oral Sci**, v.104, p.605-11, 1996.
- VALANDRO, L.V.; NEISSER, M.P.; LOPES, A.G.; SCOTTI, R.; ANDRATTA FILHO, O.D.; BOTTINO, M.A.; Evaluation of the flexural strength of carbon fiber and quartz fiber based post. **J. Dental Research**, abstract 2673, jun. 2003.
Disponível em: http://www.iadr.confex.com/iadr/2003Goteborg/abstract_29290.html> Acesso em 23 jul.2004.
- VASCONCELLOS, W. A.; DUTRA. R.A.; ASSIS, B.R.R.; LAS CASAS, E.B.; CIMINI JR, C.A.; ALBUQUERQUE, R.C.; Estudos da distribuição de tensões

em dentina induzida por pinos pré-fabricados via método dos elementos finitos. **J. Dent. Res.** IADR-Brazil, Pb 216, 2002.

VEIGA, .J. A. L.; **Distribuição das tensões de Von Mises em dente hígido e em dente restaurado com coroa metalo-cerâmica e retentor intraradicular fundido, sob carga axial e carga horizontal.** 97 f. Dissertação (Doutorado em Prótese Dental) - Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo. São Paulo, 1996.

WENNSTRÖM, J.; The C-Post™ system. **Compend.**, v.17, s.20, p.580-5, 1996.

YAMAN, S.D.; ALACAM,T.; YAMAN,Y.; Analysis of stress distribution in a maxillary central incisor subjected to various post and core applications. **J. Endod.**, Chicago, v.24, n.2, p.107-111, Feb. 1998.

ZALKIND, M.; HOCHMAN, N.; Direct core buildup using a performed crow and prefabricated zirconium oxide post. **J. Prosth. Dent.**, v.80, n.6, p.730-732, 1998.