



**UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA  
FACULDADE DE ODONTOLOGIA  
CURSO DE PÓS-GRADUAÇÃO EM REABILITAÇÃO ORAL**

**CARLA SANTINA DE MIRANDA COELHO**

**INFLUÊNCIA DA ESPESSURA DENTINÁRIA E GEOMETRIA DE  
PINOS RADICULARES NA DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES EM  
INCISIVOS CENTRAIS SUPERIORES**

**Orientador: Prof. Dr. João Carlos Gabrielli Biffi**

**Co-orientador: Prof. Anthony Abrahão**

**UBERLÂNDIA**

**2003**

**SISBI/UFU**



1000215486

MON  
517.313-022  
26+22  
TES/MEU



**UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA**  
**FACULDADE DE ODONTOLOGIA**  
**CURSO DE PÓS-GRADUAÇÃO EM REABILITAÇÃO ORAL**



**CARLA SANTINA DE MIRANDA COELHO**

**INFLUÊNCIA DA ESPESSURA DENTINÁRIA E GEOMETRIA DE  
PINOS RADICULARES NA DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES EM  
INCISIVOS CENTRAIS SUPERIORES**

Dissertação apresentada ao programa de pós-graduação em Odontologia na área de concentração em Reabilitação Oral da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia, como requisito parcial para obtenção do título de mestre.

**Orientador: Prof. Dr. João Carlos Gabrielli Biff**

**Co-Orientador: Prof. MSc Anthony Abrahão**

**UBERLÂNDIA**

**2003**

## DEDICATÓRIA

AOS PAIS JACINTO E NAZARÉ,

por me acolherem , investirem nos meus estudos e sempre me apoiarem.

AOS MEUS FILHOS ANDRE e DANIEL,

por serem minha luz, meu descanso, minha vida.

AOS AMIGOS de todos tempos.

## *AGRADECIMENTO ESPECIAL*

Ao Prof. Dr. Sergio de Freitas Pedrosa

Não é fácil encontrar palavras que exprimam meu sentimento de gratidão. Mas não é difícil encontrar os grandes e pequenos momentos em que o resultado do meu esforço seja uma forma de lhe agradecer pela confiança e apoio. Obrigada por você fazer a diferença para melhor na vida de tantas carreiras.

## *AGRADECIMENTOS*

Ao Prof. Dr. João Carlos Gabrieli Biffi. Sua condução de tranquilidade e liberdade para pensar e realizar fez muita diferença. Obrigada por permitir a liberdade de colocação das diversidades de idéias em nossos seminários.

À Prof<sup>ª</sup>. Rossana Ono. Obrigada pela amizade, convivência e apoio sincero.

Ao Prof. Dr. Alfredo Julio, por sua liderança que potencializa o lado bom e útil das pessoas.

Ao Prof Dr Wanderlei Luis Gomes, pela paciência e carinho com minha turma.

Ao Prof. Dr. Adair Stefanello Busato, obrigada por participar de mais uma realização. Dentre tantas pessoas que você ajuda, considere mais este agradecimento e a admiração pelo que você representa na ascensão das muitas carreiras que são construídas e renovadas por sua presença.

Aos professores Luana e Anthony, obrigada pelo voto de confiança, pelo auxílio, e, principalmente, pela condução e co-orientação brilhantes.

Aos professores do curso de mestrado da UFU.

Aos colegas do mestrado, por todos momentos compartilhados e vivenciados.

Aos professores da disciplina de Endodontia da Universidade Católica de Brasília, Jacy Ribeiro, José Francisco Gonçalves Junior e Marcos Arruda, por me ensinarem trabalhar em equipe.

À Universidade Católica de Brasília.

Aos meus alunos, que de verdade, é o objetivo de nosso esforço.

E por todas as oportunidades que DEUS nos proporciona ao convivemos com as diversidades que fazem nossa vida útil, plena e rica.

# SUMÁRIO

1.	INTRODUÇÃO.....	1
2.	REVISÃO DA LITERATURA.....	6
3.	PROPOSIÇÃO.....	53
4.	MATERIAIS E MÉTODO.....	55
5.	RESULTADOS E DISCUSSÃO.....	72
6.	CONCLUSÃO.....	98
7.	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	100
8.	ABSTRACT.....	111

# INTRODUÇÃO

---

## INTRODUÇÃO

A evolução é ascendente e constante. Atualmente, prevenir uma doença e restaurar um dente são procedimentos facilitados pela biotecnologia que permite um exercício profissional educativo, conservador da estrutura dentário e qualificado pelo estudo e pela prática clínica consciente. No contexto dessa realidade profissional, exige-se a máxima preservação dos tecidos dentários saudáveis.

Porém, existem situações em que o elemento dental já foi agredido por cáries, traumas, preparos cavitários extensos ocorrendo uma perda significativa da estrutura dentária e resultando em um remanescente coronário insuficiente para reter uma restauração.

Nestas situações, para preservar o elemento dental, surge a necessidade da utilização da raiz do dente para reposicioná-lo ao seu estado funcional. CRISTENSEN (1998) afirma que a presença de menos da metade da estrutura coronária indica a necessidade de utilização de pinos intra-radulares para retenção do material restaurador.

Desta forma, mesmo apresentando grande destruição coronária, é possível utilizar um sistema de restauração dentária em que o canal radicular sirva de apoio

para uma estrutura restauradora e reposicione o dente no aparelho estomatognático.

Assim, surgiram os sistemas de pinos que são inseridos no canal radicular e os núcleos de preenchimento que reconstituem a parte coronária perdida. O conjunto forma uma restauração intermediária que promove a retenção da prótese e permite a reabilitação das funções dentárias.

Atualmente, é considerado que o pino retém o núcleo e a restauração do remanescente coronário (FREDRIKSSON et al., 1998; FREEDMAN, 1996; ISIDOR et al., 1996; JOSHI et al., 2001; PURTON & LOVE, 1996), embora existam divergências sobre a resistência que os sistemas de pinos promovem à estrutura dentária, visto que alguns autores afirmaram que a utilização de pinos radicular diminui a resistência do dente (HO et al., 1994; MANOCCI et al. 1999), e outros trabalhos demonstraram que estes sistemas restauradores não interferem na susceptibilidade do dente à fratura (ASSIF et al., 1993, DEAN et al., 1998).

Além da controvertida função, existe uma diversidade de materiais que compõem um sistema de pinos (MARTINEZ-INSUA 1998). Segundo FREEDMAN (1996), não há consenso sobre qual desses materiais restauradores é o melhor para reconstrução dos dentes o que implica na necessidade de estudos nesta área restauradora.

Este estudo investigará o desempenho de sistemas de pinos muito utilizados na clínica restauradora: pinos de fibra de carbono, de fibra de vidro, zircônio, aço inoxidável, titânio e metálicos moldados e fundidos.

Cada um destes sistemas de pinos apresenta vantagens (biocompatibilidade: JOCKISCH et al., 1992; resistência à corrosão: RAVENHOLT et al., 1991; rigidez e

módulo de elasticidade similar ao módulo da dentina: ASMUSSEN et al., 1999; estéticos e transmissores de luz: DINATO et al., 2000), e desvantagens: tempo dispendido para sua confecção e maior número de sessões clínicas (FREDRICKSSON et al., 1998), dificuldade em adaptação às paredes do conduto radicular, além de contra-indicação nas situações clínicas onde existe perda coronária extensa (PAUL & SCHARER, 1998).

Deve-se observar que o dente restaurado está submetido à forças de deglutição, fonação e mastigação. Isto implica em avaliar as tensões que o material constituinte do pino transmite à estrutura radicular remanescente (DAVY et al., 1981; HOLMES et al., 1996; YAMAN et al., 1992).

A tensão é um termo utilizado para relacionar a quantidade de força por unidade de área. Um pino cimentado no conduto radicular produz diferentes níveis de tensão no dente que, ao serem analisadas, constituem importante auxílio na escolha do sistema restaurador (KO et al., 1992), visto que uma maior transmissão de tensão pode induzir insucesso da restauração e possível fratura radicular (DURET & DURET, 1990; FREEDMAN, 1996).

Assim, este trabalho utilizará o método de elementos finitos para analisar a distribuição de tensões em um incisivo central superior hígido e restaurado com diferentes sistemas de pinos (YAMAN et al., 1998; JOSHI et al., 2001).

A confecção de modelos com elementos finitos (MEF) foi originada na engenharia elétrica para determinar as respostas de circuito integrada em larga escala (McNEILL, 2000). Na Odontologia, está sendo utilizado desde 1969 (HUANG & LEDLEY) até a atualidade em inúmeros estudos que analisam o campo

---

de tensões (PETERS et al., 1983; HO, 1994; KO, 1992; PIERRISNARD et al, 2000; ESKITASCIOGLU et al, 2002).

Estudos sugerem que é a quantidade de estrutura dentária remanescente que promove a resistência à fratura do dente (SORENSEN & MARTINOF, 1984), ou, seja, à medida que a estrutura dentária é removida, a resistência às forças oclusais diminui e aumenta-se o risco de fratura (LARSON et al., 1981).

Em diversas situações clínicas em que se utilizam sistemas de pinos para restauração dentária, os condutos radiculares apresentam uma estrutura fragilizada, o que demonstra a necessidade de estudos que analisem o desempenho dos sistemas restauradores em remanescentes dentários comprometidos.

# REVISÃO DA LITERATURA

## REVISÃO DA LITERATURA

A idéia de se restaurar um dente injuriado é muito antiga. Na cronologia dos séculos vários materiais foram utilizados para reconstruir ou substituir os dentes: ferro, pedras preciosas, cera preta, ouro, amalgama, resinas.

De acordo com RING <sup>a</sup> (1994) as escavações arqueológicas trazem as evidências que demonstram que as civilizações, desde as mais antigas até as contemporâneas, utilizaram diversos recursos para restauração de seus dentes. O autor cita que as tumbas dos etruscos foram valiosas para os historiadores da odontologia. Entre os achados dentários, encontraram-se próteses confeccionadas com dentes bovinos contidos por tiras de ouro e fixados por pinos nos canais radiculares.

Em 1953, foi encontrado pelo conservador do Museu Histórico Natural de Avinhão , na Provença , um pequeno objeto de osso identificado como prótese dentária datado do século XVII. Esta prótese havia sido confeccionada em um pedaço de osso simulando três incisivos e fixada nos canais radiculares por meio de dois pequenos espigões de prata (RING <sup>b</sup>, 1994).

Em 1746, FAUCHARD utilizou canais radiculares para restaurar dentes superiores anteriores. Os pinos de ouro ou prata eram fixados à coroa e raiz com um mástique (um material pegajoso preparado com goma-laca, terebintina e pó de coral branco) e o conjunto era considerado como dente pivô. FAUCHARD afirmou: *Os dentes e dentaduras artificiais, presos com pinos e fios de ouro, seguram melhor do que todos os outros. Algumas vezes duram de quinze à vinte anos e até mais, sem sofrer deslocamentos. Os fios de linha e de seda comuns usados ordinariamente para ligar todos tipos de dentes ou peças artificiais, não duram muito tempo.*

Os dentes bovinos e de hipopótamo foram muito utilizados para substituir coroas dentárias perdidas. O uso destes materiais foi diminuindo até ser substituído pela porcelana. No século 19, muitos materiais foram utilizados para restaurar dentes destruídos: pinos de madeira ou metálicos (HARRIS, 1839), pinos de ouro em folha (BLACK, 1869).

Na década de 1960, JOHNSON et al. (1964) indicavam para dentes anteriores fraturados ou muito cariados pinos intra-radiculares e reconstrução coronária.

Todos os sistema de pinos podem ser divididos em dois grandes grupos:

1. Pinos metálicos fundidos com diversos tipos de liga metálica e que necessitam de moldagem e de procedimentos laboratoriais
2. Pinos pré-fabricados que dispensam as etapas laboratoriais para sua confecção. Por sua vez, os pinos pré-fabricados podem ser subdivididos de acordo com os materiais de sua composição em metálicos e não metálicos.

Os pinos metálicos pré-fabricados são confeccionados em ligas de aço inoxidável (níquel-cromo), ligas de titânio (vanádio, alumínio) e titânio puro

enquanto que os pinos não metálicos são fabricados em fibra de carbono, fibra de vidro, fibra de quartzo e de zircônia. Os pinos pré-fabricados são classificados de acordo com sua forma (cônicos, cilíndricos ou paralelos) e superfície (ativos e passivos)

GERSTEIN & BURNELL (1964) foram os pioneiros no desenvolvimento de pinos pré-fabricados. Estes primeiros pinos eram confeccionados em metal precioso de alta fusão e possuíam diâmetros e configurações compatíveis com as limas endodônticas padronizadas.

Em 1970, SHILLINBURG Jr et al. preconizaram a confecção de núcleos fundidos para dentes uniradiculares e multiradiculares sem remanescente coronário com o comprimento do pino em  $\frac{2}{3}$  a  $\frac{3}{4}$  do comprimento da raiz ou pelo menos o comprimento da coroa clínica do dente. Já se referiram à configuração dos canais radiculares ao afirmarem que nem todos dentes submetidos ao tratamento endodôntico podem receber um pino metálico fundido devido à atresia dos canais ou apresentarem raízes muito divergentes ou curtas.

Em 1978, TRABERT et al. investigaram a resistência à fratura de ICS hígidos e tratados endodonticamente. Os dentes foram divididos nos seguintes grupos e subgrupos: Grupo - dentes hígidos. Subgrupo 1 : os dentes hígidos foram subdivididos de acordo com tamanho de suas raízes (11,13 e 15mm). Grupo 2 – dentes submetidos a tratamento endodôntico. Subgrupo 2: estes dentes foram subdivididos de acordo com tamanho de suas raízes (11, 13 e 15 mm) e com tamanho do espaço endodôntico instrumentado na região cervical (1,40m e 1,80 mm). Grupo 3 - dentes submetidos a tratamento endodôntico e restaurados com pinos paralelos de aço inoxidável. Estes dentes não tiveram

suas coroas removidas. Após a colocação dos pinos, as cavidades de acesso foram restauradas com resina acrílica. Subgrupo 3: a subdivisão seguiu o mesmo padrão do subgrupo 2, com a cimentação com fosfato de zinco de pinos paralelos de aço com dois diâmetros. Ao final, as amostras foram divididas em 15 seções apresentando nove dentes em cada divisão. Os dentes foram submetidos à carga até ocorrer fratura e a energia de impacto foi mensurada. Os autores observaram que a quantidade de dentina remanescente após o tratamento endodôntico foi o fator mais importante na resistência do dente à fratura. Além disto, o uso de pinos com diâmetros maiores não reforçaram os dentes. Com relação aos dentes hígidos e os tratados endodônticamente e restaurados com resina acrílica, não houve diferença significativa entre os dois grupos. Entretanto, ao se comparar os dentes tratados endodônticamente restaurados com resina acrílica e com pinos radiculares, as amostras com pinos apresentaram maior resistência à fratura.

Investigando se os pinos reforçam os dentes submetidos à tratamento endodôntico, GUZY & NICHOLLS (1979), compararam a carga necessária para fraturar dentes instrumentados e obturados, restaurados ou não com pinos radiculares. Utilizaram 21 incisivos centrais superiores e 38 caninos inferiores. Todos os dentes foram submetidos a tratamento endodôntico e separados em dois grupos : O primeiro com dentes sem pinos e os segundo grupo com dentes com pinos. Para as amostras sem pinos radiculares, guta-percha foi removida com instrumento aquecido 1 mm abaixo da junção amelo-cementária e restaurados com cimento de silicato. Para o grupo de dentes com pinos radiculares, foram cimentados pinos do sistema Endo- Post com cimento de fosfato de zinco, sendo o pino desgastado até 1mm abaixo do acesso palatino

e o dente restaurado com cimento de silicato. Em seguida, foram realizados carregamentos em ângulo de 130 graus com velocidade de 5cm/min. Os autores concluíram não haver diferença significativa nos valores das cargas necessárias para fraturas e no padrão e localização da fratura entre dentes sem pinos. Observaram também que incisivos centrais superiores sem pinos radiculares exigem maiores valores de carga para fratura do que os incisivos com pinos.

MATTISON (1982) concluiu, em análise fotoelástica de pinos intraradiculares metálicos fundidos, que o aumento do diâmetro do pinos eleva as tensões na superfície radicular dentária. De acordo com os resultados de seu estudo, recomenda a conservação da estrutura dentária para prevenir fratura no elemento dentário.

Vários estudos de tipos de pinos e núcleos foram identificados e revisados por DEUSTCH & MUSIKANT (1983). Na primeira parte do trabalho, os autores revisaram a retenção dos pinos e estabeleceram as seguintes conclusões : os pinos mais retentivos em ordem decrescente são os paralelos rosqueados, paralelos serrilhados, paralelos lisos e os pinos moldados e fundidos; o aumento do comprimento do pino permite aumentar sua retenção e o cimento e diâmetro dos pinos possuem pouco efeito na retenção. O segundo estágio do estudo investigou a tensão que os pinos induzem na dentina e no suporte dentário. Os autores reuniram trabalhos que utilizaram fotoelasticidade para analisar o desempenho de pinos moldados e fundidos, paralelos lisos e rosqueáveis e apresentaram os seguintes resultados: ocorre redução da concentração de compressão e cisalhamento com aumento do tamanho dos pinos; pinos rosqueáveis e curtos promovem a melhor distribuição de tensões;

pinos moldados e fundidos produzem efeito cunha; tensões severas são geradas por procedimentos operatórios de cimentação de pinos rosqueáveis; pinos paralelos lisos produzem maiores tensões apicais, porém, elas são melhor distribuídas do que nos pinos moldados e fundidos. Na terceira parte do trabalho, as fraturas radiculares foram abordadas. Algumas conclusões foram citadas: não houve diferença significativa à fratura entre dentes sem tratamento endodôntico e dentes tratados endodônticamente; fatores anatômicos que absorvem impacto de forças são diâmetro mesio-distal dos dentes, tamanho da raiz e profundidade da câmara pulpar; três em cinco artigos afirmam que os pinos reforçam os dentes tratados endodônticamente e evitam fraturas horizontais da raiz e as fraturas dentárias são mais susceptíveis em espaços radiculares insuficientes para inserção de pinos. A corrosão foi estudada revisando trabalhos da literatura escandinava que permitiram aos autores concluir que ela ocorre quando o dente é restaurado com pino, núcleo e núcleo e coroa de metais diferentes; o produto da corrosão pode invadir os tubulos dentinários e que não existem evidências experimentais que associe corrosão e fratura longitudinal da raiz.

Outra revisão de trabalhos publicados foi realizada em 1983, por KEITH, que enumera os critérios para escolha da geometria dos pinos: deve-se utilizar pinos longos, paralelos, dimensionados de acordo com a forma do canal radicular e com dispositivos antirotacionais. Os pinos não devem possuir ângulos agudos que geram linhas de fratura no interior da raiz quando o dente é submetido à cargas e as unidade pino, núcleo e coroa devem ser confeccionadas e cimentadas separadamente. O autor cita três categorias de pinos que reforçam os dentes com vantagens e desvantagens para cada tipo

de pinos: sistemas de pinos fundidos, rosqueáveis e pinos dentinários e radiculares. As vantagens dos sistemas de pinos fundidos são adaptação à configuração do canal radicular, utilização em canais radiculares divergentes e a indução de pouca tensão lateral às paredes dentinárias. As desvantagens apresentadas foram retenção comprometida e maior consumo de tempo clínico e laboratorial. Uma das vantagens para a utilização de pinos rosqueáveis é a excelente retenção especialmente em raízes curtas, porém, existe a probabilidade de fratura dentária devido à tensão induzida no interior do conduto radicular. Os autores afirmam que é impossível indicar um sistema de pinos para todas situações clínicas.

SORENSEN & MARTINOFF (1984) realizaram um estudo com nove clínicos que examinaram 1.273 dentes submetidos a tratamento endodôntico. Observaram que dentes com pinos metálicos moldados e fundidos apresentaram índice mais alto de fratura que os dentes sem reforço coronário. Os pinos serrilhados paralelos não demonstraram falha causada por fratura do dente, enquanto que as falhas dos pinos moldados e fundidos levaram à extração em um terço dos dentes fraturados. Os autores sugeriram que muitas fraturas angulares e verticais da raiz podem ser atribuídas à pressão hidrostática durante a cimentação de pinos moldados e fundidos.

Na tentativa de responder se um pino reforça um dente, TROPE et al. (1985) compararam a resistência à fratura em 64 incisivos centrais superiores submetidos ao tratamento endodôntico. Os dentes foram divididos em 8 grupos sendo que nos dois primeiros grupos somente a câmara pulpar dos dentes foi preparada. Do terceiro ao quinto grupo, câmara pulpar e canais radiculares foram preparados e finalmente do sexto ao último grupo, pinos metálicos pré-

fabricados foram cimentados nos condutos radiculares. Os grupos foram separados em: GRUPO 1: câmara pulpar preenchida com resina composta; GRUPO 2: câmara pulpar radicular em 10 milímetros; GRUPO 5: câmara pulpar e preparo do conduto radicular preenchidos com resina composta; GRUPO 6: Pinos Parapost cimentados no conduto radicular e câmara pulpar preenchida com resina composta; GRUPO 7; Pinos Parapost cimentados com cimento de fosfato de zinco no conduto radicular e câmara pulpar condicionada com ácido e preenchida com resina composta e GRUPO 8: conduto radicular e câmara pulpar condicionados com ácido e pinos Parapost cimentados com resina composta. Câmara pulpar preenchida com resina composta. Uma carga foi aplicada em ângulo de 50 graus em relação ao eixo dentário e a resistência à fratura foi mensurada. Os autores concluíram que : 1. O condicionamento ácido da dentina não aumentou a resistência dos dentes, 2. O preparo do conduto diminuiu significativamente a resistência dos dentes. 3. A cimentação de um pino no conduto radicular enfraqueceu os dentes.

TJAN & WHANG (1985) compararam a resistência à fratura de ICS com várias espessuras de estrutura axial dentária. Os grupos utilizados foram: GRUPO 1: dez pinos cimentados em condutos radiculares com 1mm de espessura dentinária; GRUPO 2: dez pinos cimentados em condutos radiculares com 2 mm de espessura dentinária; GRUPO 3: dez pinos cimentados em condutos radiculares com 3 mm de espessura dentinária; GRUPO 4: dez pinos cimentados em condutos radiculares com 1 mm de espessura dentinária e chanfrado confeccionado. Uma carga foi aplicada na superfície palatina dos dentes em 30° graus em relação ao longo eixo do dente. Os parâmetros avaliados foram: 1. evidencia de fratura dentária; 2.

deslocamento dos pinos do conduto radicular;3. fratura do pino. Os autores concluíram que os dentes com 1mm de espessura dentária são mais susceptíveis à fratura do que os elementos dentários com 2 e 3 mm de estrutura remanescente.

Quando se aplica uma carga na superfície oclusal de um dente restaurado, gera-se um campo de tensões que pode ser observado por meio da fotoelasticidade. Desta forma, para investigar o comportamento de diferentes tipos de restaurações em pré-molares inferiores tratados endodonticamente, ASSIF et al (1989) construíram modelos fotoelásticos. Os dentes foram divididos nos seguintes grupos: G1- somente acesso cameral restaurado com resina composta; G2 – dentes restaurados com coroa total metálica; G3 – dentes restaurados somente com pino intracanal cilíndrico e núcleo de resina composta e pino-núcleo fundido; G4 – todos dentes do grupo 3 foram restaurados com coroa total metálica cimentada com 2mm de remanescente coronário. Em um cilindro de teflon, dente e um material fotoelástico (para representar a estrutura de suporte) foram inseridos. Em seguida, o conjunto foi longo eixo do dente e carga em 30 graus em relação ao eixo dentário. Os autores concluíram que a distribuição de tensões no dente variava de acordo com a aplicação de cargas e com o tipo de restauração. Assim, no dente íntegro, a distribuição de tensão foi mais uniforme ao longo da raiz após a aplicação de carga oblíqua. O padrão de distribuição de tensões foi diferente nos dois tipos de pinos. Ambos os tipos de pinos apresentaram concentração de tensão na região cervical do dente, embora o pino fundido tenha produzido menor tensão à nível apical do que os cilíndricos. Entretanto, quando os dois tipos de pinos e núcleos foram cobertos pela coroa total, o padrão de

distribuição de tensões mudou e apresentou uma concentração intensa na região cimento-esmalte.

O efeito da geometria e a adaptação de diferentes tipos de pinos na resistência à fratura de dentes tratados endodonticamente foram investigados por SORENSEN & ENGELMAN (1990). Utilizaram quarenta incisivos centrais superiores divididos em quatro grupos com dez corpos de prova foram submetidos a tratamento endodôntico e confeccionado preparo de espaço para cimentação de pinos. Nos grupos 1, 2 e 3, a área deste espaço preparado para os pinos foi desgastada com broca carbide tronco-cônica até permanecer 1 mm de remanescente de parede radicular, criando-se um preparo muito alargado. No grupo 4, foi procedido o preparo para instalação dos pinos e não se desgastou as paredes dentinárias. As restaurações dos dentes seguiram padrões diferentes: no grupo 1, pino cilíndrico (Parapost) foi instalado no conduto radicular. No grupo 2, inseriram-se pinos e resina acrílica nos canais radiculares e posteriormente este conjunto foi incluído, revestido e fundido com liga de prata-paládio. No grupo 3, instalaram-se pinos cilíndricos (Parapost) e somente resina acrílica em 2 mm cervicais do conduto radicular e o mesmo procedimento de fundição foi realizado. No último grupo, somente pinos Parapost foram utilizados. Em todos grupos, os núcleos foram confeccionados em resina acrílica e foi procedida a fixação dos pinos aos condutos radiculares e das coroas totais metálicas com cimento de fosfato de zinco. Os dentes foram colocados em blocos de resina acrílica e submetidos à carregamentos em 130 graus em relação ao eixo dentário em velocidade de 2,54 mm/min, até ocorrer deslocamento da coroa ou do pino, fratura radicular ou fratura dos pinos. Foram registradas cargas e modo das falhas e verificado se havia correlação entre a

geometria dos pinos-núcleos e as cargas de falha. Os autores concluíram que os pinos cilíndricos paralelos apresentaram menor frequência de fratura com pouco comprometimento dentário; os pinos moldados e adaptados ao conduto radicular aumentaram significativamente as falhas dentárias e devem ser indicados com muita precaução.

Foi em 1990 que DURET et al. apresentaram uma nova alternativa para restauração para dentes muito destruídos e submetidos à tratamento endodôntico: pinos radiculares constituídos de fibras de carbono envoltas por uma matriz de BIS-GMA. Os autores citaram as características necessárias de um sistema restaurador: forma semelhante ao volume perdido, propriedades mecânicas próximas às dentinárias e união efetiva às paredes dentinárias. Relataram que os pinos de fibra de carbono, denominados comercialmente de Composipost apresentaram as seguintes vantagens: 1. Possui uma forma de duplo cilindro para se ajustar melhor ao conduto radicular e promover retenção ao pino na região apical. Esta forma de pinos ajustada às paredes dentinárias permite transmissão de esforços homogêneos; 2. Apresentam módulo de elasticidade variável, próximo ao da dentina conforme o ângulo de incidência de carga; 3. A resina epóxica da matriz dos pinos é compatível às resinas compostas de preenchimento, o que permite uma interface mais efetiva; 5. São facilmente removidos dos condutos radiculares.

Para investigar a utilização do tipo de pinos intra-canais e núcleos utilizados por profissionais, GOLDSTEIN & HITTELMAN (1992) realizaram uma pesquisa com 114 cirurgiões-dentistas. Os autores observaram que 20% do total dos profissionais utilizavam pinos pré-fabricados, enquanto que os demais preferiam pinos moldados e fundidos escolhendo, como primeira opção, o cimento de

fosfato de zinco para fixação dos pinos nos condutos radiculares e, como segunda opção, o cimento de ionômero de vidro. Os autores relataram que apesar das evidências de que os pinos cônicos causem mais fraturas do que os paralelos, 56% dos entrevistados utilizavam os pinos cônicos.

GUTMANN (1992) estudou o complexo dentina-polpa e expôs algumas considerações biológicas e anatômicas de um dente submetido a tratamento endodôntico. Ele afirma que em um dente vital o fluido dentinário, que é a água proveniente dos vasos sanguíneos da polpa dentária, pode ser encontrado no interior da matriz calcificada ou nos compartimentos exteriores desta matriz (em ligação com as proteínas ou em forma livre no interior dos tubulos dentinários); que a dentina radicular possui menor quantidade de túbulos dentinários e portanto apresenta menor volume de fluido dentinário tubular. Além disto, existe a deposição fisiológica de dentina peritubular, diminuindo ainda mais a quantidade de material orgânico. Quando se remove o tecido pulpar coronário e radicular, ocorre perda desta umidade. Os autores concluem que a dentina desvitalizada apresenta resistência reduzida e, devido à perda de umidade, os dentes tratados endodônticamente requerem restaurações planejadas de acordo com sua configuração anatômica interna e suporte ósseo.

Em estudo comparativo entre pinos moldados e fundidos e pinos pré-fabricados metálicos, MILOT & STEIN (1992), avaliaram a resistência à fratura em dentes submetidos ao tratamento endodôntico. Utilizaram modelos plásticos que simulavam incisivos centrais superiores que foram divididos em: 1. Pinos fundidos; 2. Pinos Para-post plus, 3. Pinos Flexi-post. O material de confecção dos núcleos foi Ketac Silver onde foram realizados preparos para coroa total com dois tipos de terminações : chanfro marginal e chanfro marginal com bisel

circunferencial de 1 milímetro. Em seguida, coroas totais foram cimentadas em todas amostras que foram submetidas à cargas oblíquas por lingual até apresentarem fratura. Concluíram que: 1. Quanto mais estrutura dentária preservada, a seleção do pino apresenta pouca ou nenhuma influência na resistência à fratura do dente; 2. A preparação biselada aumenta a resistência à fratura dos dentes, 3. As preparações não biseladas são mais sujeitas às fraturas verticais.

BURGESS et al. (1992), investigaram a retenção e resistência de quatro sistemas de pinos submetidos a forças de tração, compressão e torção. Os sistemas de pinos utilizados foram: Flexi-Post, V Lock, Para-Post e um pino experimental. Um quinto grupo foi constituído com o pino experimental inserido em conduto radicular amplo em relação ao pino. Cento e cinquenta pré-molares inferiores foram divididos aleatoriamente em 5 grupos. As coroas clínicas foram removidas na altura da junção cimento-esmalte. Os pinos foram fixados nos condutos radiculares com cimento resinoso Flexi-Flow. Para o grupo de pino experimental, foi empregado um cimento experimental. As amostras foram submetidas à carga, em velocidade de 5 mm/mim até a fratura, nos testes de tração. Para os de torção, carga de cisalhamento foi aplicada até a fratura. No último teste (compressão), foram confeccionados núcleos de resina e a carga foi aplicada na superfície lingual destes núcleos até ocorrer a fratura. Os autores concluíram que os pinos experimentais fixados com cimento resinoso não apresentaram valores significantes em relação aos pinos cimentados com cimento não adesivo. A maioria das fraturas ocorreu na interface cimento-resina. Os pinos rosqueáveis proporcionaram maior resistência à tração do que os cimentados.

Para investigar se o dente tratado endodonticamente é mais frágil, SEDGLEY et al (1992) compararam as propriedades biomecânicas de dentes vitalizados e submetidos a tratamento endodôntico. Quarenta e seis dentes extraídos após indicação protética, foram utilizados no estudo. Dentre estes, vinte e três eram tratados endodonticamente, enquanto os outros apresentavam resposta positiva aos testes de vitalidade pulpar. As coroas anatômicas foram removidas e somente o terço apical das raízes foram inseridas em uma base de resina. Dois fragmentos de 0.3 a 0.4 mm de espessura foram cortados da dentina cervical e submetidos à testes de cisalhamento e microdureza. O remanescente radicular montado em base de resina foi submetido à teste de fratura. A análise dos resultados revelou não existir diferença significativa entre os dois grupos, pois a dentina vital apresentou dureza maior 3,5% do que a dentina contralateral. A similaridade entre as propriedades biomecânicas de dentes tratados endodonticamente e seus contralaterais vitalizados indicaram que os dentes não se apresentaram mais frágeis após serem submetidos a tratamento endodôntico.

Para examinar o efeito da forma do pino na resistência à fratura de dentes tratados endodonticamente, ASSIF et al. (1993) utilizaram quarenta e três pré-molares divididos em quatro grupos: grupo 1 - núcleo e pino de forma convencional; grupo 2 - núcleo e pino cilíndricos; grupo 3 - núcleo e pino cilíndricos de extremidade cônica; grupo 4 - guta-percha foi removida em nove milímetros dos condutos radiculares e o acesso foi preenchido com cimento de ionômero de vidro. Os pinos utilizados foram fundidos em liga tipo 3, não preciosa, com alta resistência. Coroas totais foram fixadas ao preparo com cimento de fosfato de zinco, em todas amostras. Uma força compressiva foi

aplicada em 30 graus em relação ao eixo do dente em velocidade de 2mm/min até a fratura. Os resultados demonstraram que não houve diferença significativa entre os grupos. Foi observada fratura oblíqua em todas amostras testadas sem falha adesiva do cimento. Os autores concluíram que a forma do pino não influenciou na resistência à fratura nas situações em que pinos e núcleos apresentem rigidez similar e nos dentes restaurados com coroas totais cimentadas em 2mm de estrutura dentária íntegra.

LLOYD & JOYCE (1993) realizaram uma revisão na literatura referente aos diâmetros dos pinos radiculares. Observaram que existiam três filosofias referentes ao preparo dos espaços intraradiculares: a primeira preconizava um preparo mínimo do espaço intraradicular, o segundo grupo preconizava o preparo do espaço radicular deveria ser de 1/3 do diâmetro da raiz e por fim, o último grupo adverte que pelo menos 1 mm de dentina deve ser preservada ao redor da superfície do pino a fim de prevenir fratura radicular.

Em 1994, não havia consenso sobre qual sistema de pino estava sendo mais indicado. Assim, MORGANO et al. (1994) conduziram um estudo em que foram enviados questionários para 1525 cirurgiões-dentistas nos Estados Unidos da América para o conhecimento da filosofia e das técnicas para dentes tratados endodonticamente que prevaleciam à época do estudo. Os questionários foram respondidos por diferentes categorias de profissionais: 470 especialistas em prótese, 288 professores de prótese e 311 clínicos generalistas. Os autores informaram que as terapias endodônticas contemporâneas permitiam que dentes severamente injuriados fossem restaurados. Porém, existia diversidade de opiniões sobre a estabilidade corono-radicular, pois muitas técnicas e sistemas de pinos estavam sendo

descritas. Outro dado interessante foi em relação ao reforço que os sistemas de pinos promovem à estrutura dentária: aproximadamente 90% dos profissionais responderam que nem todo dente tratado endodonticamente necessita do reforço de pinos radiculares. Ao final do estudo, as conclusões foram: 1. A maioria dos cirurgiões-dentistas utilizavam na mesma proporção os sistemas de pinos fundidos e pré-fabricados; 2. Que os sistemas de pinos mais utilizados eram os paralelos serrilhados.; 3. Os materiais de núcleo mais indicados foram resina composta entre os clínicos e professores de prótese e amalgama de prata entre os especialistas; 4. Filosofias e técnicas para restauração de dentes tratados endodonticamente variavam de acordo com região geográfica, idade e nível acadêmico dos entrevistados; 5. Estudos retrospectivo in vivo em restaurações com sistemas de pinos não são precisos devido ao número insuficiente de casos registrados.

NEWTZ & SEIBLY (1994) apresentam os seguintes dados relativos ao sistema de pinos pré-fabricados e moldados / fundidos :

- deve-se preservar um selamento apical no conduto radicular (3,5mm a 7mm)

- pinos paralelos são mais retentivos do que os cônicos.

- pinos longos são mais retentivos do que os curtos, por apresentar uma maior superfície e distribuir melhor as tensões ao longo da superfície radicular.

Pinos curtos concentram as tensões na parede dentinária , principalmente na junção coroa -raiz.

- diâmetros maiores são mais retentivos, porém exige-se cuidado no aumento do diâmetro pelo risco de enfraquecer a raiz ou causar uma perfuração.

- o material do pino não deve sofrer corrosão e não apresentar toxicidade.
- os pinos devem ser adaptados e cimentados passivamente.

Considerações biomecânicas em dentes tratados endodonticamente foram realizadas por ASSIF & GORFIL ( 1994 ). Os autores citam que vários fatores para tratamento dentário estão sendo estabelecidas sem estudo apropriado. Algumas pesquisas recomendaram indicar pinos nas restaurações para aumentar a resistência dos dentes, enquanto outros estudos contra-indicaram o uso de pinos afirmando que enfraquecem a estrutura dentária. Os autores concluíram que aumentar o comprimento e diâmetro dos pinos metálicos para efetivar sua retenção comprometia o prognóstico das restaurações e que não se justificava indicar pinos para aumentar a resistência do dente às forças oclusais. Por isto, os pinos somente deveriam ser indicados para retenção do núcleo em remanescente coronário comprometido, quando não existir outra alternativa para restauração dentária. Dentes despolpados e submetidos a tratamento endodôntico exigiam coroas metálicas totais com termino em estrutura dentária hígida. Sendo assim, o pino tem função retentora e não reforça o dente.

A compreensão das propriedades físicas dos materiais é de grande importância na Odontologia. Dentre estas propriedades, encontra-se o módulo de elasticidade que é a medida de rigidez do material. Para investigar a rigidez dos pinos de fibra de carbono e metálicos, PURTON & PAYNE (1996) utilizaram 20 pinos divididos em dois grupos com 10 amostras cada. O primeiro grupo continha pinos de fibra de carbono com 1,4 mm de diâmetro e o segundo apresentava pinos de aço inoxidável (Parapost-Waledent) de 1,25 mm de diâmetro. Os autores realizaram o teste de flexão em três pontos em uma

Máquina de Testes Universal (instron), com velocidade de 10 mm/min e carga aplicada até atingir o limite elástico e ocorrer a fratura dos pinos . O estudo incluía, também, a comparação da retenção de núcleo de resina composta aos pinos de fibra de carbono e aço inoxidável. Para esta finalidade, núcleos cilíndricos de resina composta foram montados em uma Máquina de Testes Universal e foi aplicada uma carga a uma velocidade de 10 mm/min até a fratura das amostras. No primeiro teste, a análise dos resultados demonstrou que os pinos de fibra de carbono são mais rígidos que os de aço inoxidável, visto que o módulo de elasticidade transversal dos pinos de aço inoxidável foi 213 Gpa e de fibra de carbono, 319 Gpa. No segundo teste, houve uma diferença significativa entre Parapost (1,25mm) e C-Post (1,40 mm, 1,50 mm): os valores de retenção apresentados foram baixos no grupo de pinos de fibra de carbono , possivelmente devido à falta de retenção na cabeça destes pinos e, por fim, o diâmetro de ambos tipos de pinos não influenciou na retenção dos núcleos.

A estabilidade do núcleo e a retenção do pino são fatores importantes na prevenção de falhas em dentes tratados endodonticamente. COHEN et al. (1996) determinaram a carga de fratura em quatro materiais de núcleos e cinco tipos de pinos. O estudo foi dividido em 20 grupos com dez dentes uniradiculares (incisivos centrais superiores e pré-molares). Os materiais dos núcleos foram compósito reforçado (Ti-Core), amalgama de prata (Tyntin) e ionômero de vidro reforçado (Ketac-Silver e Miracle Mi). Os pinos pré-fabricados utilizados no estudo foram de aço inoxidável (Flexi-Post, Flexi-Flange, ParaPost e AccessPost) e de fibra de carbono (C- Post). Os dentes restaurados foram colocados em blocos de resina acrílica e submetidos à

cargas em velocidade de 0.635 cm/min até ocorrer a falha (no momento em que o núcleo separar do pino ou ocorrer fratura dentária). Os autores observaram que maioria das falhas (79%) ocorreram nos núcleos e 21% dos dentes apresentaram fratura dentária. Os pinos de aço (ParaPost) com material de núcleo em amálgama ( yntin) apresentaram maior carga de fratura, enquanto que ParaPost e núcleo de ionômero de vidro (Ketac-Silver) apresentaram a menor carga de fratura.

As características de falhas e o desempenho de sistemas de pinos metálicos foram comparados com os de fibras de carbono por SIDOLI et al. (1997). Os autores utilizaram quarenta dentes uniradiculares que foram divididos em quatro grupo e submetidos à carregamento em ângulo de 130° em relação ao eixo longitudinal e com a velocidade de 5 cm/min até as amostras apresentarem falhas. Os valores encontrados foram: grupo 1- dentes restaurados com pinos de fibra de carbono (8,89 MN/ m<sup>2</sup>); grupo 2- restaurados com pino metálico Para-Post e núcleo de compósito (14,18 MN/m<sup>2</sup>); grupo 3- dentes restaurados com pinos e núcleos de ouro (15,25 MN/m<sup>2</sup>) e grupo 4- somente dentes submetidos ao tratamento endodôntico (24, 84 MN/m<sup>2</sup>). As amostras restauradas com pinos de fibra de carbono exigiram menores valores de carga antes da falha que os demais sistemas de pinos e núcleos estudados. Tensões mais elevadas foram exigidas pelas amostras que não receberam pinos radiculares. As fraturas favoráveis foram encontradas nos dentes do grupo 1 (60%) e no grupo 4 (apenas 20%), enquanto que as fraturas desfavoráveis foram encontradas em todos dentes do grupo 3.

MENDONZA et al. (1997) avaliaram o desempenho de pinos de fibra em reforçar estrutura dentária fragilizada na região cervical, investigando a

resistência à fratura de pinos pré-fabricados cimentados com diferentes materiais. Sessenta caninos superiores extraídos foram utilizados. Após a remoção das coroas clínicas, o canal radicular foi alargado até permitir 1 milímetro de estrutura dentinária na região cervical. Os espaços para acomodação de pinos cilíndricos número 5 (Parapost) foram preparados com oito milímetros de profundidade. As raízes foram divididas em quatro grupos de dez amostras com diferentes materiais utilizados para fixar os pinos cilíndricos nos condutos radiculares: grupo 1: pinos cimentados com cimento de fosfato de zinco ( Mizzy, Cherry Hill, N. J. ) de ionômero de vidro Ketac-Cem – ESPE-Premier, Pa.). Nos grupo 2, 3 foram utilizados os seguintes cimentos resinosos: grupo 2: Panavia ( J. Morita, Tustin, Calif.); grupo 3: C& B Metabond (Parkell, Farmingdale, N.Y.); e no grupo 4 foi utilizada uma resina composta: Z-100 (3M Dental Products). No grupo 4 , os pinos foram cimentados utilizando o sistema Luminex (Dentatus) seguindo a seguinte técnica: o sistema de canal foi condicionado, irrigado e secos por meio de pontas de papel absorvente. Um agente de união (Scotchbond, 3M Dental Products, St. Paul , Minn.) foi aplicado e polimerizado, para a inserção da resina composta. Um pino transparente número 4 do sistema Luminex foi colocado no centro do canal e fotopolimerizado por 60 segundos. Em seguida, os pinos transparentes foram cuidadosamente removidos e pinos paralelos similares foram cimentados no espaço preparado. Os corpos de prova foram montados em blocos de resina acrílica e posicionados em uma máquina de teste universal para serem submetidos à carregamentos em velocidade de 0,5 mm/min até ocorrer falha nos materiais. Os resultados demonstraram que a resistência à fratura em pinos fixados com cimentos resinosos e resina composta foi similar, porém,

estatisticamente significativa quando comparada com o grupo em que se utilizou cimento de fosfato de zinco.

Outro trabalho que investigou as propriedades mecânicas do material dos pinos foi realizado por LAMBJERG-HANSEN & ASMUSSEN (1997). Os autores obtiveram os valores de rigidez, limite elástico e resistência à fratura de 22 pinos radiculares metálicos. Para isto, utilizaram 18 pinos de titânio e quatro amostras de: ouro-paládio, prata-paládio, prata e aço inoxidável. Os pinos foram cimentados em condutos radiculares, apresentando 7 mm de comprimento. O carregamento foi realizado na velocidade de 5 mm/min para todos pinos. Os valores de rigidez, resistência à fratura para todos os pinos de titânio dependeram do diâmetro dos pinos. Dos pinos que apresentaram o diâmetro de 1,4 e 1,5 mm, O UNIMETRIC 215T e o RS foram os que mostraram os maiores valores de rigidez embora o limite elástico e a resistência à fratura apresentassem grande taxa de variação. Os pinos de aço inoxidável apresentaram valores de rigidez, limite elástico e resistência à fratura maiores do que os outros pinos. Os de prata-paládio mostraram maior rigidez que os de ouro-paládio, mas apresentaram menor resistência á fratura. Os autores observaram que existia uma correlação significativa entre os valores de rigidez e o limite elástico, pois os pinos mais rígidos foram os que apresentaram maiores limites elásticos. O trabalho permite entender que um sistema pino-núcleo deve possuir rigidez suficiente para resistir com deformação mínima às forças de mastigação, evitando descolamento da restauração e lesões cariosas secundárias.

Outro estudo sobre as propriedades mecânicas dos pinos foi realizado por DEAN et al. (1998), avaliaram a influência dos procedimentos endodônticos e

restauradores na resistência à fratura dentária e compararam a incidência das fraturas radiculares em dentes com coroas clínicas removidas restaurados com três diferentes tipos de pinos e núcleos de compósito. Setenta caninos superiores extraídos e submetidos à instrumentação e obturação dos condutos radiculares foram divididos em sete grupos: Grupo 1- Amostras com preparo para coroa e acesso cameral sem nenhum preenchimento; Grupo 2 - Amostras com preparo para coroa e acesso cameral preenchido com guta-percha; Grupo 3 - Amostras com preparo para coroa e acesso cameral restaurados com resina composta; Grupo 4- Amostras com preparo para coroa, pinos de carbono fixados ao conduto radicular com cimento resinoso, acesso restaurado com resina composta; Grupo 5- Amostras com coroas clínicas removidas, pinos de carbono cimentados no conduto radicular e núcleo de resina composta; Grupo 6- Preparo das amostras similar ao grupo 5 com pinos de aço inoxidável cônico; Grupo 7- Preparo das amostras similar ao grupo 5 e pinos de aço inoxidável paralelos. Os autores observaram que os grupos com pinos e núcleos de preenchimento necessitaram de menor carga para apresentar falha do que os grupos com as amostras com coroas clínicas. Não houve diferença significativa na carga requerida para produzir falhas entre os três grupos com diferentes sistemas de pinos. O grupo com os dentes restaurados com pino de carbono não apresentaram fratura, enquanto que ocorreram cinco fraturas em cada grupo de pinos paralelos e cônicos.

FREDRICKSSON et al. (1998) avaliaram 236 pacientes com dentes restaurados com pinos de fibra de carbono. Dos 236 dentes, 130 eram superiores e 106 inferiores, com um tempo médio de restauração de 32 meses. Foi observado que sangramento à sondagem periodontal, profundidade de

---

bolsa periodontal, saúde gengival, presença de placa bacteriana adjacentes ao dentes restaurado com pinos de fibra de carbono foram semelhantes ao grupo controle. Cinco (2%) dentes foram extraídos por razões desconhecidas. Nenhum deslocamento de pino ou fratura de raiz foram detectados ao exame radiográfico e clínico. Os autores afirmaram que os resultados são promissores 2 a 3 anos após cimentação de pinos de fibra de carbono.

MARTINEZ-INSUA et al (1998) compararam a resistência à fratura em dentes restaurados com pinos de fibra de carbono e núcleos de resina composta e dentes restaurados com pinos e núcleos metálicos. Utilizaram 44 pré-molares extraídos de adolescentes por indicação de tratamento ortodôntico. Antes do experimento, todos dentes foram submetidos à tratamento endodôntico. Em seguida, as coroas foram seccionadas a 2mm da junção amelodentinária. Foi realizado um chanfrado com 1mm de espessura e profundidade em todo diâmetro do dente. Os espaços para os núcleos foram realizados em 10mm. Os dentes foram separados em dois grupos (pinos de fibra de carbono e núcleos de resina e pinos e núcleos metálicos). No grupo 1 os pinos foram cimentados com Panavia (cimento resinoso). Os núcleos foram preparados com adesivos e compósitos autopolimerizáveis medindo 3mm. Os mesmos procedimentos foram repetidos no grupo 2 para a confecção de pino e núcleo em Duralay e posterior fundição. O sistema metálico foi cimentado com o mesmo cimento resinoso utilizado no grupo 1. Em todas amostras os núcleos e o remanescente dental foram preparados para a cimentação de coroas de Ni-Cr utilizando cimento de ionômero de vidro ( Ketac-Cem , Espe, Seefeld, Germany). Os dentes foram submetidos à testes de resistência à fratura determinado com máquina Instron. As condições dos testes simularam as

situações *in vivo*. As forças foram aplicadas em 45 graus simulando o ângulo de oclusão das cúspides do pré-molar antagonista sob velocidade de 1cm/min. Para todas as amostras, o momento das falhas e fraturas e o modo das fraturas foram registrados. No grupo 1 (restaurados com pinos de fibra de carbono), a força aplicada que provocou falhas foi de 103.7 Kg (SD, 53.1), enquanto que para o grupo 2 (dentes restaurados com pinos e núcleos metálicos), a força mensurada para as falhas foi de 202.7 Kg (SD 125). O modo das fraturas foi, também, diferente entre os grupos: no grupo 1, 59% das amostras apresentaram fraturas entre pino-núcleo/coroa permanecendo a raiz intacta, 18% dos dentes apresentaram deslocamento do sistema pino/núcleo e coroa, permanecendo o pino e raiz intactos; 18% dos dentes apresentaram fratura do núcleo/coroa. Fratura do dente foi observada em 1 amostra (5%). No grupo 2, 59% das amostras apresentaram fraturas e fissuras (32%) na região cervical ; 4,5% sofreram deslocamentos das do pinos, núcleo e coroa do dente e em 4,5% as coroas foram deslocadas. Os autores observaram que no grupo 1 ocorria a fratura do pino/núcleo e coroa antes da fratura do dente. No grupo 2, o conjunto pino/núcleo metálico não fraturou antes do dente. Eles observaram que o arranjo longitudinal das fibras nos pinos de fibra de carbono e o módulo de elasticidade destes pinos redistribuem as tensões nos dentes. Afirmaram, entretanto, que os resultados do estudo obtidos *in vitro* não refletem a situação *in vivo*. A resistência à fratura foi determinada por meio de aplicação de força intensa em um ponto do dente. Na situação *in vivo*, as fraturas ocorrem por forças moderadas aplicadas por um longo período de tempo.

Outro estudo sobre as propriedades mecânicas dos pinos foi realizado por ASMUSSEN et al. (1999). Os autores determinaram a rigidez, limite de

elasticidade e a resistência dos pinos de zircônia, titânio e fibra de carbono. Dez pinos de cada tipo foram fixados com cimento resinoso Panávia 21 (Kuraray, Osaka) em canais artificiais confeccionados em blocos de resina. O conjunto foi colocado em uma máquina de testes universal com um carregamento de 5 mm/min até ocorrer a curva de deflexão. A rigidez foi definida como a força necessária para flexionar 0.05 mm nos pinos; o limite elástico foi mensurada a partir da curva da linha reta de deflexão e a resistência foi caracterizada pelo ponto máximo desta curva. Análise estatística demonstrou não haver diferença significativa entre os pinos de zircônia. Os pinos de titânio foram os menos resistentes e com menor limite de elasticidade que os de zircônia e as propriedades mecânicas dos pinos de fibra de carbono apresentaram valores menores do que os outros pinos.

MANNOCCI et al. (1999) compararam a resistência à fratura de dentes restaurados com pinos de fibra de quartzo, fibras de carbono-quartzo e pinos de dióxido de zircônio com dentes submetidos a tratamento endodôntico sem pinos radiculares. Utilizaram quarenta pré-molares uniradiculares com condutos instrumentados e obturados, com núcleos de resina composta e preparados para coroa total de cerâmica pura. Em 30 dentes, foram cimentados pinos radiculares com material resinoso All Bond 2. Cada grupo continha dez dentes e foram divididos da seguinte forma: G1- pinos de fibra de quartzo; G2- pinos de fibra de carbono-quartzo ; G3- pinos de dióxido de zircônio; G4- remoção de 3mm de guta percha da região cervical do conduto radicular. Os corpos de prova foram submetidos a carregamento de 250 N, em ângulo de 45 graus em relação ao eixo do dente, na frequência de dois ciclos por segundo até fratura da raiz, da coroa ou do pino ou somente deslocamento do pino. Foi observado

que todas fraturas radiculares ocorreram acima da margem da resina acrílica. Os autores concluíram que os pinos de fibras de carbono e de carbono-quartzo foram capazes de reduzir o risco de fratura radicular.

A retenção do material do núcleo por três pinos diferentes foi analisada por COHEN et al. (2000). O estudo in vitro incluía dois tipos de material para núcleo (Ti-Core e GC Miracle Mix) e três tipos de pinos (dois metálicos: Flexi-Post e AccessPost e um cerâmico: Cerapost). Sessenta pinos foram divididos em seis grupos. As cabeças dos pinos foram inseridas no material do núcleo em ângulo de 90 graus. O conjunto foi colocado em um jig especial e o teste para retenção foi realizado em velocidade de 0.638 cm/min até ocorrer a separação do núcleo e pino ou ser visualizado falhas nos pinos. Os autores concluíram que:

1. Os desenhos das cabeças dos pinos de aço inoxidável (AccessPost e Flexipost) permitem maior retenção do que o desenho liso da cabeça dos pinos de cerâmica Cerapost;
2. O material para núcleo Ti-core (compósito) demonstrou ser mais retentivo do que o Miracle Mix (ionômero de vidro);
3. Ionômero de vidro não deve ser utilizado como núcleo em pinos de cerâmica;
4. Ionômero de vidro não deve ser usado como núcleo pela sua fragilidade comparado com a resina composta.

FERRARI et al. (2000) avaliaram 200 pacientes com dentes tratados com pinos de fibra de carbono e metálicos após quatro anos de cimentação. Os pacientes foram divididos em dois grupos: 100 tinham os dentes submetidos à tratamento endodôntico e pinos de fibra de carbono foram cimentados. No outro grupo, foram cimentados pinos metálicos. Os pacientes retornavam para

avaliações clínicas e radiográficas após seis meses, um, dois, três e quatro anos. No grupo I, 95% dos dentes mostravam sucesso clínico, 3% foram desconsiderados e 2 % apresentaram fracasso endodôntico. No grupo II, 84% dos dentes apresentaram sucesso clínico, 2% foram desconsiderados, 9% evidenciaram fratura radicular, 2% tinham suas coroas deslocadas e 3% mostravam fracasso endodôntico. A avaliação mostrou diferenças significativas entre os dois grupos. Os resultados indicam que o sistema de pinos de fibras de carbono é superior ao sistema de pinos metálicos após observação de quatro anos.

Em estudo retrospectivo, FERRARI et al.<sup>b</sup> (2000) avaliaram clinicamente o desempenho dos pinos de fibra de carbono (C-Post, Aestheti Post e Aestheti Plus Post) durante 1 a 6 anos após suas cimentações. Quatro combinações de adesivos foram utilizadas. A cada seis meses eram realizados exames clínicos e radiográficos. Concluíram que o fracasso da indicação dos pinos foram: 25 pinos que foram removidos com restaurações temporárias e 16 dentes que apresentaram lesões periapicais ao exame radiográfico. Nenhuma diferença significativa foi encontrada nos grupos estudados. Os autores indicam o uso habitual de pinos de fibras com materiais adesivos

Outra alternativa restauradora são os pinos de fibra de vidro que também apresentam características físicas e mecânicas mais próximas às da estrutura dental do que os pinos metálicos. São apresentados nas formas cônica (Luscent Anchors, Dentatus, Germany) e paralelas (FiberKor, Jeneric, Pentron, USA) e disponíveis em três diâmetros. São adesivos e formam com o remanescente dental um corpo único, capaz de resistir às cargas mastigatórias sem se deslocar ou provocar efeito cunha na raiz e possível fratura do dente.

Permitem conservar a estrutura dental sadia, são passíveis de ajuste em relação ao tamanho e forma do canal, estéticos, transmissores de luz e de fácil manipulação (DINATO et al., 2000).

CORMIER et al. (2001) investigaram seis sistemas de pinos em simulação clínica *in vitro* para determinar: a resistência à fratura em cada estágio de simulação com os dentes submetidos à carga estática até ocorrer a fratura; o tipo de fratura em cada sistema de pino; a facilidade de remoção dos pinos. Os estágios de simulação clínica foram: ESTÁGIO 1: somente pinos submetidos à cargas em três pontos até ocorrer a falha e determinar o tipo de fratura em cada pino. ESTÁGIO 2: pinos cimentados nos dentes; ESTÁGIO 3: pinos cimentados nos condutos com núcleo de preenchimento; ESTÁGIO 4: pinos, núcleos de preenchimento e coroas veneer. Para os estágios 2 até 4, 60 pré-molares inferiores foram submetidos a tratamento endodôntico. Em seguida, suas coroas foram seccionadas na junção amelo-cementária e as amostras foram montados em blocos de acrílico. Uma força foi aplicada nos pinos em 90 graus em relação ao longo eixo do dentes, 4 milímetros da junção amelo-cementária. Os pinos ParaPost e núcleo apresentaram maiores índices de fraturas em todos estágios. FiberKor e núcleos apresentaram menores índices de fratura nos estágios 2 à 4, sem fraturas no estágio 2 e 3 e número similar de fratura dentária no estágio 4 em comparação com os outros sistemas. C-Post, CosmoPost e AesthetiPost apresentaram em ordem decrescente dos estágios 2 à 4, embora os pinos CosmoPost exibiram um significativo número de fraturas com remanescente de fragmentos permanecendo nos condutos radiculares em todos estágios. A resistência à fratura dos pinos metálicos apresentaram as seguintes variações: estágio 2: nenhuma fratura; estágio 3 apresentou nove

dentes fraturados e no estágio 4 todos os dentes exibiram fratura. Os autores concluíram que os pinos de fibra apresentaram vantagens comparados com os pinos metálicos demonstradas pela facilidade de remoção dos pinos de fibra de vidro e carbono do conduto radicular.

Alguns fatores influenciam na resistência à fratura de dentes tratados endodonticamente. Dentre estes fatores, cita-se o tipo de restauração utilizada. Assim, HEYDECKE et al. (2001), compararam, *in vitro*, a resistência à fratura entre diferentes restaurações em ICS. Os autores obtiveram 64 ICS submetidos a tratamento endodôntico e, após confeccionar cavidades proximais, os dividiram em quatro blocos com 16 amostras: G1- pinos de titânio foram cimentados; G2- pinos de zircônia foram utilizados; G3- 3 mm de obturação endodôntica foi removida a partir da junção amelo-cementária. Este espaço foi restaurado com resina composta. No grupo 4, somente acesso e cavidades proximais foram restauradas com resina composta. Em todos os dentes foi cimentada uma coroa total. As amostras foram expostas à testes de fadiga com carga de 30 N aplicada 3mm abaixo da borda incisal da superfície palatina por 60 segundos com pausa intermediária de 12 segundos. Todos dentes, que não fraturaram neste teste de carga dinâmica, foram submetidos à carga estática com 2mm/min até ocorrer a fratura. Foi observado que as amostras do grupo 3 (resina composta no espaço endodôntico) fraturaram com carga menor (750 N) quando comparadas a outros grupos (G1: 1038 N; G2: 1057 N; G4: 1171 N), enquanto que, entre as demais amostras, não houve diferença significativa na resistência a fratura. Os autores concluíram que as fraturas menos catastróficas incidiram no grupo em que não se utilizaram pinos radiculares e que não

existem vantagens na resistência à fratura em se indicar pinos radiculares em dentes tratados endodonticamente.

Em diferentes condições de armazenamento, MANNOCCI et al. (2001), investigaram os valores de tensão flexural em cinco tipos de pinos (de fibra de carbono, de quartzo, de vidro e de sílica). Durante o período de um ano, as amostras foram estocadas em três condições: secas em temperatura ambiente, imersas em água à 37 graus e cimentadas em dentes de bovinos submetidos á tratamento endodontico e restaurados com resina. Observaram que todos tipos de pinos testados que foram estocados em água, apresentaram valores de tensão flexural menores do que as amostras estocadas secas, que por sua vez apresentaram valores similares aos pinos cimentados em raízes de bovinos. Concluíram que pinos de fibra não devem estar em contato com fluidos orais.

A resistência e o modo da fratura de ICS submetidos à tratamento endodôntico e restaurados com pinos moldados e fundidos, pinos pré-fabricados de aço inoxidável e de fibra de carbono foram caracterizados por RAYGOT et al. (2001). Os grupos eram compostos por 10 amostras e foram submetidos à carga compressiva em ângulo de 130 graus em relação ao longo eixo do dente até surgir a primeira falha. Os autores observaram que as cargas de falha registradas nos três grupos não apresentaram resultados diferentes. O modo de fratura era localizado abaixo do nível ósseo simulado em 70% a 80% dos dentes. Concluíram ao comparar pinos com reforço de fibra e metálicos, que a indicação dos sistemas de fibra de carbono não modifica a resistência e o modo de fratura em ICS submetidos a tratamento endodôntico.

AKKAYANN & GULLMER (2002) compararam o efeito de pinos de titânio e de fibras na resistência à fratura das coroas clínicas. Utilizaram 40 caninos

extraídos tratados endodonticamente com coroas clínicas removidas para formar quatro grupos com 10 corpos de prova. Os dentes foram restaurados com pinos de titânio, fibra de vidro, de quartzo, e zircônia cimentados no canal radicular com sistemas adesivos Single Bond e cimento RelyX. Núcleos de resina composta foram confeccionados e coroas metálicas cimentadas com ionômero de vidro. Os corpos de prova foram inseridos em resina acrílica e submetidos, em uma Máquina de Testes Universal (Instron), à cargas em 130 graus em relação ao longo eixo do dente em uma velocidade de 1 mm/min até ocorrer a fratura. Os resultados demonstraram que os dentes restaurados com pinos de fibra de vidro e zircônia apresentaram valores estatísticos similares. Os autores concluíram que as maiores cargas foram registradas no grupo de fibra de quartzo e que as fraturas que permitiam restauração foram observadas nos grupos dos pinos de fibra de quartzo e vidro.

Uma revisão de literatura foi realizada por HEYDECKE & PETERS (2002), abordando pinos fundidos e pré-fabricados em dentes uniradiculares tratados endodonticamente. A pesquisa foi conduzida em 1773 artigos publicados entre 1995 e 2000, referenciados nas bases de dados MEDLINE e EMBASE e dividida em estudos laboratoriais e clínicos. Os critérios incluídos para seleção dos estudos laboratoriais foram : dentes uniradiculares, restaurações com coroa total, ângulo da carga aplicada de 130 a 135 graus. Os estudos clínicos incluíam período de acompanhamento a partir de 3 anos, dentes uniradiculares, restaurações com coroa total, descrição dos sistemas de pinos e núcleos testados e informações sobre sucesso e fracasso dos dentes selecionados. Após a aplicação destes critérios, 10 estudos laboratoriais e 6 clínicos foram selecionados. Os autores concluíram que não existem evidências que

favoreçam a indicação dos sistemas de pinos fundidos e pré-fabricados; a literatura de desempenho clínico dos pinos pré-fabricados é escassa e, por fim, existe a necessidade de estudos laboratoriais em dentes com diferentes níveis de perda dentinária.

## MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS

Alguns trabalhos comparam os resultados do MEF e da fotoelasticidade. FARAH et al ( 1973 ) construíram um modelo axissimétrico de primeiro molar com coroa total em ouro e variaram a aplicação de cargas. De acordo com os autores, o MEF apresentou uma avaliação quantitativa mais completa do que o método de fotoelasticidade.

O conhecimento da magnitude de tensão que incide nos dentes restaurados com pinos radiculares é fundamental para o estudo do comportamento das restaurações. Para determinar o campo de tensão em ICS restaurado com pinos cilíndricos e cônicos, DAVY et al (1981) construíram dois modelos de ICS. O primeiro modelo simulava uma condição dentária hígida e, o segundo, uma situação restauradora em que se utilizavam os pinos citados. Cargas de 200 N foram aplicadas na borda incisal, em direção ao longo eixo do dente e lateralmente ao modelo construído. Os autores citaram a dificuldade de se obter os parâmetros do módulo de elasticidade e coeficiente de Poisson na literatura e a necessidade de incluir o ligamento periodontal no modelo, a fim de torná-lo mais real. Embora as variações entre as diversas formas de pinos não apresentassem diferenças significantes no campo de tensões, os autores concluíram que : os pinos com diâmetro maior reduziram a tensão máxima em ambos pinos.; o efeito do tamanho dos pinos é menor do que o diâmetro; que independente do tamanho dos pinos, a tensão se concentrou na porção apical

dos mesmos; e que os pinos cilíndricos possui a geometria que permite melhor distribuição das tensões na dentina e interface dentina-pino.

Com o objetivo de determinar o efeito da perda óssea alveolar na magnitude e distribuição das tensões na dentina, REINHARDT et al. (1983) utilizaram o método de elementos finitos em ICS restaurados com pinos cilíndricos metálicos e coroas de porcelana. Os dentes simulavam a condição de reabsorção óssea alveolar. Foram utilizados quatro modelos de ICS: o primeiro com osso alveolar situado 2 mm apicais da junção amelo-cementária. Nos modelos seguintes o osso alveolar foi diminuído em incrementos de 2mm. Em seguida, foram simuladas cargas de um Newton (N). A primeira carga foi aplicada em 45 graus em relação ao eixo dentário na face palatina e foi tratada como força mastigatória. A segunda carga simulou trauma extraoral atingindo a face vestibular do dente. A última carga simulou contato oclusal cêntrico classe 1. Os autores concluíram que na carga funcional a tensão dentinária aumentava à medida que o osso alveolar era reabsorvido; com 4 milímetros remanescentes de suporte ósseo, a tensão apresentava valores maiores e estava localizada no ápice do pino independente da quantidade de osso alveolar. Após o osso alveolar apresentar perda entre 4 à 6 milímetros, a tensão concentrava-se no ápice do pino e nas áreas adjacentes à raiz, sugerindo maior probabilidade de ocorrer fratura radicular nessas condições.

PETERS et al. (1983) analisaram a distribuição de tensões em dente tratado endodonticamente. Os autores utilizaram modelos axissimétricos de pré-molares inferiores e analisaram a magnitude e distribuição de tensões de acordo com comprimento, geometria, diâmetro dos pinos e, principalmente, a interface pino/camada de cimento. Concluíram que o melhor resultado foi

observado em pinos longos e com diâmetro maior. A interface pino-intratadicular/cimento apresenta elevados níveis de tensões, quando apresentam falhas.

O MEF é descrito como um método de análise numérica que utiliza computadores e programas específicos para solucionar problemas complexos, podendo construir modelos bi e tridimensionais. RUBIN et al. (1983) citaram as vantagens da utilização de modelos tridimensionais em relação aos bidimensionais: os modelos tridimensionais são mais reais, pois, na situação oral, os dentes e as cargas aplicadas não são planos nem simétricos, e, além disto, permitem simulação mais precisa da distribuição dos materiais que compõem os dentes. Os autores construíram modelo tridimensional de molar inferior e aplicaram cargas de 300 N à 1300N nas regiões correspondentes aos pontos de oclusão. Compararam os resultados da análise do estudo com os apresentados em outro trabalho que utilizou modelo de MEF bidimensional. Observaram que todas tensões apresentaram magnitude menor nos modelos tridimensionais e apresentaram sugestões para serem incluídas em futuros trabalhos: 1. introduzir restaurações e materiais artificiais no modelo; 2. modelar outros tipos de dente; 3. refinar o modelo; 4. introduzir materiais ortotrópicos e não lineares; 5. analisar efeitos térmicos e tensões residuais; 6. modelos tridimensionais para investigar problemas ortodônticos.

Vários trabalhos demonstraram que a cimentação de pinos em dentes tratados endodonticamente altera a distribuição de tensões no campo dentário. Este estudo comparativo de CAILLETEAU et al. (1992) analisou o efeito da inserção de pino de aço inoxidável nos níveis de tensão em incisivo central superior. Os autores utilizaram quatro modelos bidimensionais: modelo 1

simulava dente íntegro; modelo 2 representava um dente tratado endodonticamente; modelo 3, dente tratado endodonticamente e restaurado com coroa e o modelo 4, dente tratado endodonticamente e restaurado com pino cilíndrico e coroa. Foi aplicada uma carga de 1N na superfície palatina dos modelos. A análise dos resultados demonstrou que as maiores tensões de tração, compressão e cisalhamento foram exibidas no modelo 4. O modelo 1 apresentou valores maiores de tensão e cisalhamento do que os modelos 2 e 3. Os autores concluíram que pinos cimentados nos condutos radiculares alteram o padrão de tensão ao longo das paredes dentinárias e que existe uma concentração de tensão de cisalhamento na área apical do pino.

Em 1992, KO et al. avaliaram a tensão provocada por pinos na dentina utilizando MEF. Foi realizada a geometria de seções proximais e vestibulo-palatina de incisivo central superior humano em dois modelos planos. Um modelo para avaliar deslocamento do pino e outro para avaliar tensão na dentina. O primeiro modelo incluía pinos metálicos cimentados, osso alveolar, dentina, ligamento periodontal, esmalte, resina composta, gengiva e guta percha. O segundo modelo simulava a situação sem pino. Para isso, o espaço que pertencia ao pino foi preenchido com resina e cimento. Todos materiais foram considerados isotrópicos, homogêneos e com elástica linear. Os modelos foram divididos em 687 elementos triangulares e quadrangulares com 656 nós. A camada de cimento situada entre pino e dentina foi considerada como parte da dentina devido a sua espessura e módulo Young de elasticidade serem similares. Três forças foram aplicadas nos modelos: F1 representando força mastigatória aplicada em 45 graus na face palatina para borda incisal; F2 simulava força traumática e agiu horizontalmente em direção vestibular da

coroa e F3 simulou força vertical na borda incisal. Todas três forças eram de 1 N atuando uniformemente através da espessura de 1mm. O osso apical foi fixo em todos graus de liberdade. Quando o dente sem pino foi submetido à forças mastigatórias F1, a tensão dentinária foi concentrada nos terços coronário e médio da raiz e a tensão máxima foi concentrada na face palatina enquanto que a compressão máxima foi na face vestibular. Com o pino cimentado, a tensão dentinária reduziu significativamente. Sob F2 (força traumática), a distribuição da tensão dentinária no dente sem pino foi similar à F1. A máxima tensão e compressão foram concentradas nas faces vestibular e lingual respectivamente. A tensão dentinária foi reduzida na presença do pino. Quando o dente sem pino foi submetido à força vertical (F3), a tensão de compressão foi concentrada na dentina cervical e na coroa.

A teoria de que os pinos reforçam os dentes tratados endodonticamente não é confirmada em diversos estudos que utilizam o MEF. Este método numérico é indicado para observar se as tensões dentinárias estão uniformemente distribuídas e sugerir que esta distribuição se apresente significante no reforço da estrutura dentária. Utilizando o MEF em modelo tridimensional HO et al. (1994) analisaram o efeito do pino na distribuição da tensão em dentina de ICS. Para construir o modelo, os autores incluíram um dente humano em resina e o seccionaram em cortes transversais. Todos cortes foram fotografados e em seguida digitalizados para reconstruir a geometria tridimensional do dente. O modelo em elementos finitos foi construído por meio de um programa em um microcomputador. Os modelos apresentavam osso esponjoso e cortical, dentina, ligamento periodontal, coroa em ouro, pino e núcleo em aço inoxidável e aproximadamente 4mm de guta percha na região apical. Um modelo foi

construído com pino, núcleo e coroa enquanto outro apresentava obturação completa do conduto radicular e núcleo em resina. Duas forças foram aplicadas nos modelos : a primeira considerada força mastigatória conduzida em 45 graus na face palatina em direção à borda incisal do dente e a segunda simulando traumatismo em direção horizontal aplicado na face vestibular da coroa. As cargas aplicadas foram de 100 N. Os resultados mostraram que o dente submetido à forças mastigatórias sem pino, a tensão máxima na dentina se concentrava na face palatina e a compressão máxima na face vestibular. Ao inserir nos modelos os pinos de ouro e aço inoxidável, a distribuição das tensões apresentaram valores similares. Nas forças traumáticas, a tensão e compressão máxima concentraram-se inicialmente na face vestibular e depois na palatina. Os autores concluíram que no dente submetido às forças mastigatórias e traumáticas, a distribuição de tensões na dentina foram similares, independente da presença dos pinos. Assim, o efeito de reforço que pinos radiculares promovem aos dentes comparados com dentes sem pinos é uma teoria duvidosa.

O remanescente dentário é um fator importante quando se analisa a resistência à fratura do dente. Sabe-se que após a execução da técnica endodôntica, alguns condutos radiculares apresentam-se muito alargados com mínima espessura dentinária. Durante a técnica de instrumentação endodôntica, tensões são geradas, principalmente durante as fases finais de condensação do material obturador. Os valores médios dos resultados destas tensões podem prever o risco de fratura radicular. Assim, RICKS-WILLIAMSON et al. (1996) aplicaram o método de elementos finitos para analisar a distribuição de tensões em incisivo central superior, após

instrumentação de seu conduto radicular. Esta análise foi utilizada para determinar o local de concentração de tensões e o ponto mais provável de fratura da raiz. O dente foi modelado numericamente em três dimensões, e, a partir deste modelo, foram criadas duas situações de preparo endodôntico: a primeira simulou instrumentação apical com lima número 40 (0,40 mm de diâmetro apical e 1.60 mm de diâmetro cervical), ou seja, uma instrumentação conservadora, e o segundo modelo representou instrumentação apical com lima 100 (1,0 mm apical de diâmetro apical e 3.45 mm cervical). Foi aplicada uma carga estática de 3 Kg em sentido vertical e lateral, reproduzindo os movimento de condensação lateral. A tensão máxima na primeira simulação utilizando a condensação vertical (34.00 Mpa) e lateral (26.4 Mpa) foi na superfície palatina, enquanto que na segunda situação, a tensão máxima localizou-se na face vestibular do modelo. As menores tensões foram encontradas na condensação lateral no conduto radicular mais instrumentado, enquanto que as maiores tensões resultaram da condensação vertical no mesmo conduto. Isto é explicado pela técnica utilizada na obturação dos canais radiculares. Na técnica vertical, a força é aplicada no orifício do conduto radicular, enquanto que na técnica lateral, a carga é aplicada em uma área do conduto, apresentando resultantes de forças que são dissipadas ao longo da raiz. Os autores concluíram que a condensação vertical produz maiores tensões ao dente e que deve-se preferir a condensação lateral, nos casos de preparo endodôntico extenso, para minimizar o risco de fratura.

O estudo do campo de tensões auxilia na determinação do diâmetro e comprimento ideais de pinos radiculares utilizados em restaurações de dentes tratados endodônticamente. Variando comprimento e diâmetro de pinos

paralelos e cônicos, HOLMES et al. (1996) determinaram a distribuição de tensões em dentes restaurados com pinos e núcleos metálicos divididos em seis grupos: G 1: Pino paralelo com 1,4 mm de diâmetro e 13 mm de comprimento; G2: Pino paralelo com 1,4 mm de diâmetro e 10,5 mm de comprimento; G3: Pino paralelo com 1,4 mm de diâmetro e 8 mm de comprimento; G4: Pinos paralelo com 1,2 mm de diâmetro e 13 mm de comprimento; G5: Pino paralelo com 1,6 mm de diâmetro e 13 mm de comprimento; G6: Pino cônico com 1,4 mm de diâmetro e 13 mm de comprimento. Um modelo tridimensional de um canino inferior com as estruturas de suporte foi gerado com um carregamento de 100N aplicado na ponta da cúspide lingual com inclinação de 45 graus em relação ao longo eixo do dente. A análise dos resultados demonstrou que os valores médios de tensão de compressão foi de 52,5 a 54, 4 MPa; a máxima tensão normal foi de 47 a 48,3 MPa e a máxima tensão cisalhante foi de 9.62 a 15,5 MPa. Os autores concluíram que: 1. As maiores tensões de compressão e tração concentravam-se no terço médio da raiz; 2. As alterações nas dimensões dos pinos não foram significantes na distribuição de tensão de compressão e tração dentinárias; 3. A tensão máxima de cisalhamento concentrou-se no terço médio da raiz e estava relacionada ao tamanho dos pinos.

YAMAN et al (1998) analisaram por meio do método de elemento finito em três dimensões, um ICS restaurado com diferentes tipos de pinos, núcleos e coroa de porcelana. O modelo foi construído com esmalte, dentina, pinos, núcleo e coroa; o ligamento periodontal e cimento foram excluídos devido sua espessura; todos materiais foram considerados homogêneos, isotrópicos e linearmente elástico. A simulação foi realizada com pinos diferentes e núcleos

semelhantes. Desta forma, foram utilizados pino e núcleo de ouro, pinos de aço inoxidável e de titânio com núcleos de amalgama, pinos de aço inoxidável e titânio com núcleos de resina composta. Cargas de 100, 150 e 200 N foram aplicadas em cada grupo de sistema de pinos radiculares em ângulo de 26 graus em relação ao longo eixo do dente, na borda incisal do ICS. Os autores determinaram que, sob mesmos valores de cargas, pinos e núcleos de ouro permitiram menores valores de tensão do que os pinos pré-fabricados com núcleos de amálgama e resina composta. Observaram a importância do núcleo, demonstrando que se o material do núcleo for idêntico, diferenças no material dos pinos não causam mudanças significantes em todos níveis de tensão e distribuição.

Estudos sobre a geometria dos diversos tipos de pinos são importantes para observar sua influência no mapa de distribuição de tensões nos dentes. Para esta finalidade, McANDREW & JACOBSEN (1998) utilizaram um modelo bidimensional de elementos finitos de ICS, simulando uma situação de dente tratado endodonticamente com comprometimento periodontal. Os pinos utilizados no estudo foram: cônicos lisos, cilíndricos lisos e serrilhados. A carga de 100N foi aplicada perpendicular a região do cingulo. A análise das tensões foi processada para obter a tensão máxima mínima e o mapa de contorno de sua distribuição. Foi observado que os pinos cônicos lisos produziram um alto nível de tensão quando comparados com os cilíndricos lisos e serrilhados. Os autores concluíram que a geometria dos pinos exerce influência na distribuição de tensões nas raízes dos dentes.

ALBUQUERQUE (1999) analisou por meio do MEF a distribuição de tensões em um ICS reconstruído com diferentes pinos foi dividido em: A pré-

processamento (geometria, materiais e propriedades, carregamentos, condições de contorno e suporte); B. Processamento; C. Pós-processamento. Para isso, utilizou quatro modelos virtuais: Incisivo 1: esmalte, dentina, osso cortical e osso esponjoso; Incisivo 2: Coroa de porcelana, núcleo de preenchimento com resina composta reforçada com titânio, dentina, pino cônico de fibra de carbono, osso cortical, osso esponjoso, canal radicular obturado com guta percha. Incisivo 3: Coroa de porcelana, núcleo de preenchimento reforçado por titânio, dentina, pino cilíndrico de titânio com apenas um diâmetro, ossos cortical e esponjoso e conduto radicular obturado com guta percha; Incisivo 4: Coroa de porcelana, núcleo de preenchimento com resina reforçada com titânio, dentina, pino cilíndrico de aço inoxidável com dois diâmetros diferentes, osso cortical e esponjoso e conduto radicular obturado com guta percha. Foram utilizados pinos de aço inoxidável, titânio e fibra de carbono em matriz Bis-gma. Os modelos foram submetidos à carga estática de 100N com inclinação de 45 graus na borda incisal da superfície palatina do dente. O autor concluiu que os pinos de aço inoxidável apresentaram a maior concentração de tensões seguidos pelos de titânio e os de fibra de carbono. Em relação à forma anatômica dos pinos, houve pouca diferença na tensão de tração na porção externa da raiz no terço coronário na região palatina do dente. Em relação à parte interna da raiz, os pinos cônicos apresentaram maior concentração de tensão na interface pino-dentina, seguidos pelos pinos cilíndricos de dois diâmetros e pelos pinos cilíndricos de diâmetro único.

UKON et al. (2000) investigaram a influência do módulo de elasticidade de pinos na distribuição de tensões na raiz. Utilizaram o método de elementos finitos para construir um modelo numérico em duas dimensões no qual foi

---

aplicada uma carga em sentido vertical e em 45 graus em relação ao eixo dentário. Foi demonstrado que o módulo de elasticidade dos pinos influenciou a tensão máxima na interface cimento-pino (de 20.000 Kg/mm<sup>2</sup> para os pinos pré-fabricados hígidos para 8.000 Kg/mm para os pinos fundidos). A tensão dentinária adjacente à camada de cimento adesivo dependia do material do pino para as cargas verticais, enquanto que, na carga oblíqua, o material do núcleo influenciou na magnitude de tensão.

JOSHI et al. (2001) estudaram o desempenho mecânico de dentes tratados endodonticamente e restaurados com sistemas de pinos utilizando modelos tridimensionais de elementos finitos de um incisivo central superior. Quatro modelos foram gerados simulando dente com osso cortical, ligamento periodontal, dentina, guta percha, pinos radiculares, núcleo e coroa em cerâmica. Os pinos analisados foram: pinos paralelos sólidos, pino experimental paralelo preenchido com cimento de fosfato de zinco, sistema de pino fundido e pino experimental serrilhado somente na sua porção coronária. Os materiais dos pinos foram aço inoxidável, titânio, cerâmica e fibra de vidro. O carregamento aplicado foi de 100N em 45 graus em relação ao eixo dentário, vertical na superfície incisal e horizontal na face vestibular.

LANG et al. (2001) realizou um estudo para demonstrar as vantagens de combinar os resultados de testes mecânicos com os dados do MEF, e determinar as tensões em blocos de cerâmica. Os autores concluíram que não existe um método perfeito para testar a resistência de um material. Os resultados similares dos dois métodos empregados no trabalho, permitiram sugerir a vantagem de utilizá-los no estudo dos materiais restauradores.

YANG et al. (2001) investigaram a influência da tensão oclusal em várias formas de núcleo em incisivos centrais superiores. Aplicaram uma carga de 10kg variando o local com uma carga vertical sobre a borda incisal, uma horizontal na face vestibular e uma diagonal na face lingual. Concluíram que o uso do núcleo reduziu a tensão na dentina em 75%. Comparando com o grupo controle, concluíram que o pino e núcleo permitiram pouco reforço ao remanescente e que a direção da carga funcional teve um efeito maior que a forma do núcleo no deslocamento e na tensão máxima. Os autores observaram que a distribuição de tensões na dentina e estrutura de suporte dentário depende do material, rigidez e geometria dos pinos, rigidez das estruturas de suporte, material do núcleo e da coroa e da direção e magnitude das forças oclusais. Estes fatores devem ser observados para longevidade da restauração. As maiores tensões foram observadas no terço médio dos pinos e na face oposta à da aplicação de cargas. Eles concluíram que: deve ser indicado o tipo de pino que conserve o máximo de estrutura dentária e permita a melhor retenção da núcleo; entre os pinos estudados, os fundidos demonstraram melhor distribuição de tensão, enquanto que nos preenchidos por cimento houve alta concentração de tensão. Entre os materiais estudados, as maiores tensões apresentadas em ordem decrescente foram nos pinos : de aço inoxidável, titânio, cerâmico e de fibra de vidro. Os pinos fabricados de materiais convencionais não reforçam os dentes e contribuem para concentrar tensões dentinárias que podem tornar os dentes susceptíveis à fratura, embora os pinos de fibra de vidro apresentem o melhor potencial de reforço dentário.

O comportamento mecânico de pinos cilíndricos com extremidade cônica de fibra de vidro foi observado por PEGORETTI et al. (2002) em modelo

bidimensional de elementos finitos. Os autores compararam os resultados dos pinos de fibra de vidro, fibra de carbono, metálico fundido e dente hígido e demonstraram que a máxima concentração de tensão estava na interface pino metálico fundido-dentina. Os pinos de fibra não apresentaram valores de tensão elevados na região cervical. Os pinos de fibra de vidro apresentou os menores valores de tensão no interior do conduto radicular devido sua rigidez ser similar à dentinária e com exceção da concentração de tensão na margem cervical, estes pinos induziram tensões dentinárias similares as encontradas em dentes hígidos.

Alguns estudos utilizam dois métodos para analisar as tensões dentinárias. Assim, OLIVEIRA (2002) empregou a fotoelasticidade e o método de elementos finitos para esta finalidade. Oito modelos bidimensionais foram gerados: dente hígido; dente tratado endodonticamente sem pino e com pinos de fibra de vidro, fibra de carbono, titânio, aço inoxidável, cerâmico e fundido. Para os modelos com pinos, foram colocados núcleos em resina composta e coroas cerâmicas. Os dentes foram submetidos a carregamentos de 100 N no terço incisal da superfície lingual com inclinação de 45 graus em relação ao longo eixo do dente. A autora concluiu que : 1. Os seis sistemas de pinos não apresentaram diferenças significativas nos níveis de tensão ao longo da dentina radicular comparados ao dente hígido e tratado endodonticamente. Porém diferenças significativas ocorreram na distribuição destas tensões ao longo do dente; 2. Os pinos de fibra de vidro e carbono apresentaram distribuição de tensões mais uniforme em todo dente, enquanto que os pinos de aço inoxidável, titânio, metálico fundido e cerâmico apresentaram áreas com severa concentração de tensão no centro do dente, pino radicular e proximidades das paredes do

conduto radicular; 3. Os métodos de elementos finitos e fotoelasticidade são ideais na análise de tensões em dentes restaurados com pinos radiculares.

Questionando a necessidade de indicação de pinos radiculares cilíndricos cônicos em dentes tratados endodonticamente, 2002, ESKITASCIOGLU et conduziram um interessante estudo comparativo entre diferentes reconstruções coronárias. Para isto, foram construídos sete modelos tridimensionais em elementos finitos, com os seguintes parâmetros de restauração coronaradicular: 2 níveis de destruição coronária, material do núcleo, presença e ausência de pinos radiculares. Os dois níveis de perda coronária foram: ausência total de dentina coronária e 2 mm de dentina coronária. As restaurações seguiram quatro diferentes técnicas: pino-núcleo em liga de níquel cromo; pino de níquel cromo e núcleo de resina composta; pino de fibra de carbono e núcleo de resina composta e restauração em resina composta sem a presença de pino. Uma coroa total de níquel cromo foi confeccionada para cada modelo. Uma carga em 30 graus foi aplicada com intensidade constante de 100 N. O programa utilizado para análise dos resultados, registrou as tensões de tração e compressão, comparando a intensidade máxima, localização e concentração. Os autores enfatizaram a importância da tensão de tração, afirmando que esta é mais precisa na probabilidade de fratura dentária. Na ausência da férula, a tensão de tração excedeu 230 Pa; a restauração núcleo de resina composta e pino metálico gerou maior tensão cervical (254 Pa) do que quando se utilizou pino e núcleo metálico (235 Pa). Na presença de férula, a intensidade de tensão de tração gerada pela restauração em resina composta sem pinos radiculares foi 51% maior do que as geradas pelo conjunto núcleo em compósito/pino metálico e aproximadamente 26% a mais do que as tensões

geradas pela combinação núcleo em resina composta /pinos em fibra de carbono. Foi observado que independente do tipo de modelo, as tensões concentraram-se na região cervical. A ausência da férula foi considerada um fator negativo, enquanto que o mesmo não foi observado com a presença de pinos radiculares, pois nos modelos em que se confeccionou pino metálico, os níveis de tensão foram menores do que nas situações em que não se utilizou pino. Assim, de acordo com os autores, os pinos radiculares metálicos protegeram a região cervical dentária, mesmo na ausência de remanescente radicular.

Investigando se probabilidade de fratura dentária dependia do tipo de restauração, PIERRISNARD et al. (2002) compararam o efeito de diferentes tipos de método de reconstrução corono-radicular na transmissão de tensões aos tecidos dentais. Sete modelos tridimensionais foram gerados com dois níveis de destruição coronária (ausência total de dentina coronária e 2mm de dentina coronária remanescente). Os modelos foram construídos com restaurações de pino intra-radicular e núcleo coronário fundidos em níquel-cromo, pino fundido e núcleo em resina composta; pino de fibra de carbono e núcleo em resina composta e restaurações em resina composta com ausência de pino intra-radicular. Uma coroa em níquel cromo foi construída em cada modelo para, em seguida, ser aplicada uma carga de 100 N com 30 graus em relação ao longo eixo do dente. Os autores concluíram que a ausência de férula cervical foi um fator negativo, visto que induziu elevados níveis de tensão. A cimentação de pino intra-radicular protegeu a região cervical do dente, pois induziu níveis menores de tensões do que no modelo em que não se utilizou pino intra-radicular.

# PROPOSIÇÃO

## *PROPOSIÇÃO*

Analisar a influência da espessura dentinária e geometria de seis tipos de pinos radiculares na distribuição de tensões em incisivos centrais superiores por meio do método de elementos finitos.

# MATERIAIS E MÉTODO

## *MATERIAIS E MÉTODO*

A biomecânica do aparelho estomatognático é muito complexa. Esta complexidade torna-se crítica quando se deve indicar um sistema restaurador em dentes muito destruídos. Para que esta indicação seja precisa, é necessário conhecer os fatores que influenciam a longevidade das restaurações dentárias, e, dentre estes fatores, cita-se a distribuição das tensões nos dentes e em suas estruturas de suporte.

O Método de Elementos Finitos (MEF) viabiliza este conhecimento, pois permite simular diversas situações clínicas, e, no contexto destas simulações, analisar numericamente o campo de tensões de uma estrutura em estudo por meio de computadores e programas específicos de análise numérica.

Neste trabalho, o MEF foi utilizado para analisar a distribuição das tensões em incisivo central superior restaurado com diferentes sistemas de pinos intrarradiculares pré-fabricados.

Os sistemas de pinos e o dente hígido foram confeccionados nos seguintes modelos:

Modelo 1: Dente hígido

Modelo 2: Sistema de pino metálico fundido com reconstrução da estrutura axial dentária.

Modelo 3: Sistema de pino metálico fundido sem reconstrução da estrutura axial dentária.

Modelo 4: Sistema de pino de aço inoxidável,

Modelo 5: Sistema de pinos de titânio

Modelo 6: Sistema de pino de zircônio.

Modelo 7 6: Sistema de pino de fibra de carbono

Modelo 8: Sistema de pino de fibra de vidro.

Nos modelos utilizados neste trabalho foram padronizados (Figura 1):

- diâmetro dos pinos
- geometria dos pinos (cilíndricos lisos)
- comprimento dos pinos ( 12 mm );
- núcleo coronário confeccionado com sistema adesivo e resina composta
- coroa de porcelana;
- remanescente coronário
- espessura da estrutura axial da raiz dentária;
- reconstrução do conduto radicular com sistema adesivo e resina composta;
- obturação endodôntica apical

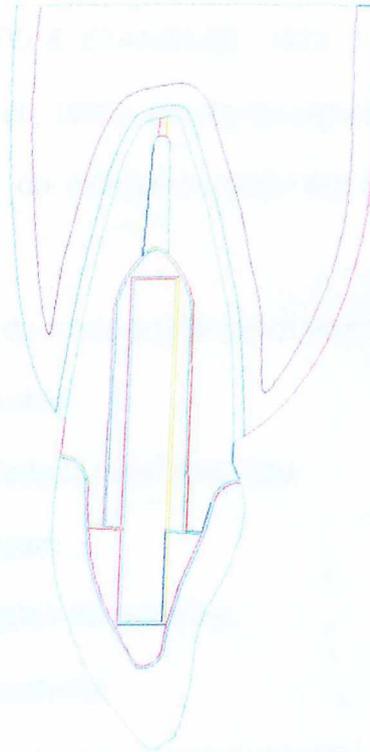


Figura 1: Dimensões das estruturas no modelo

O material dos pinos foi o único fator de variação em cada sistema de pinos utilizados neste estudo.

A carga aplicada foi de 100 N no terço incisal da superfície lingual do ICS (CAPUTO & STANDLEE, 1987) para viabilizar comparação com estudos anteriores (HO et al., 1994; OLIVEIRA, 2000). A inclinação da aplicação da carga foi de 45° em relação ao longo eixo do dente, que é considerada a média do ângulo funcional anterior em paciente classe I de Angle.

O dente modelado apresentou estrutura fragilizada com 1 mm de espessura axial dentária (CAPUTO & STANDLEE, 1972; TJAN et al., 1989; MENDONZA et al., 1997; SAUPE et al., 1996), simulando algumas situações clínicas.

A análise por MEF do incisivo superior em estudo é apresentada em três etapas (Figura 1):

#### **ETAPA 1 : Construção do modelo (Pré-processamento)**

- Geometria
- Propriedades dos Materiais
- Malhagem
- Condições de contorno
- Carregamento

#### **ETAPA 2 : Solução do problema (Processamento)**

Após gerar os modelos e aplicar a carga, é nesta etapa que se realiza o processamento numérico dos dados inseridos nos modelos e se obtêm os resultados da análise de tensões, deslocamentos e deformações.

#### **ETAPA 3 - Análise dos resultados (Pós- processamento)**

A distribuição de tensões nos modelos é apresentada por meio de cores distribuídas de acordo com os valores das tensões ao longo da geometria do modelo, registradas em uma legenda, indicando cor e nível de tensão. Assim, é possível realizar uma análise qualitativa e quantitativa dos resultados.

O MEF pode ser subdividido em três etapas: construção do modelo, solução do problema e análise dos resultados (Figura 2).

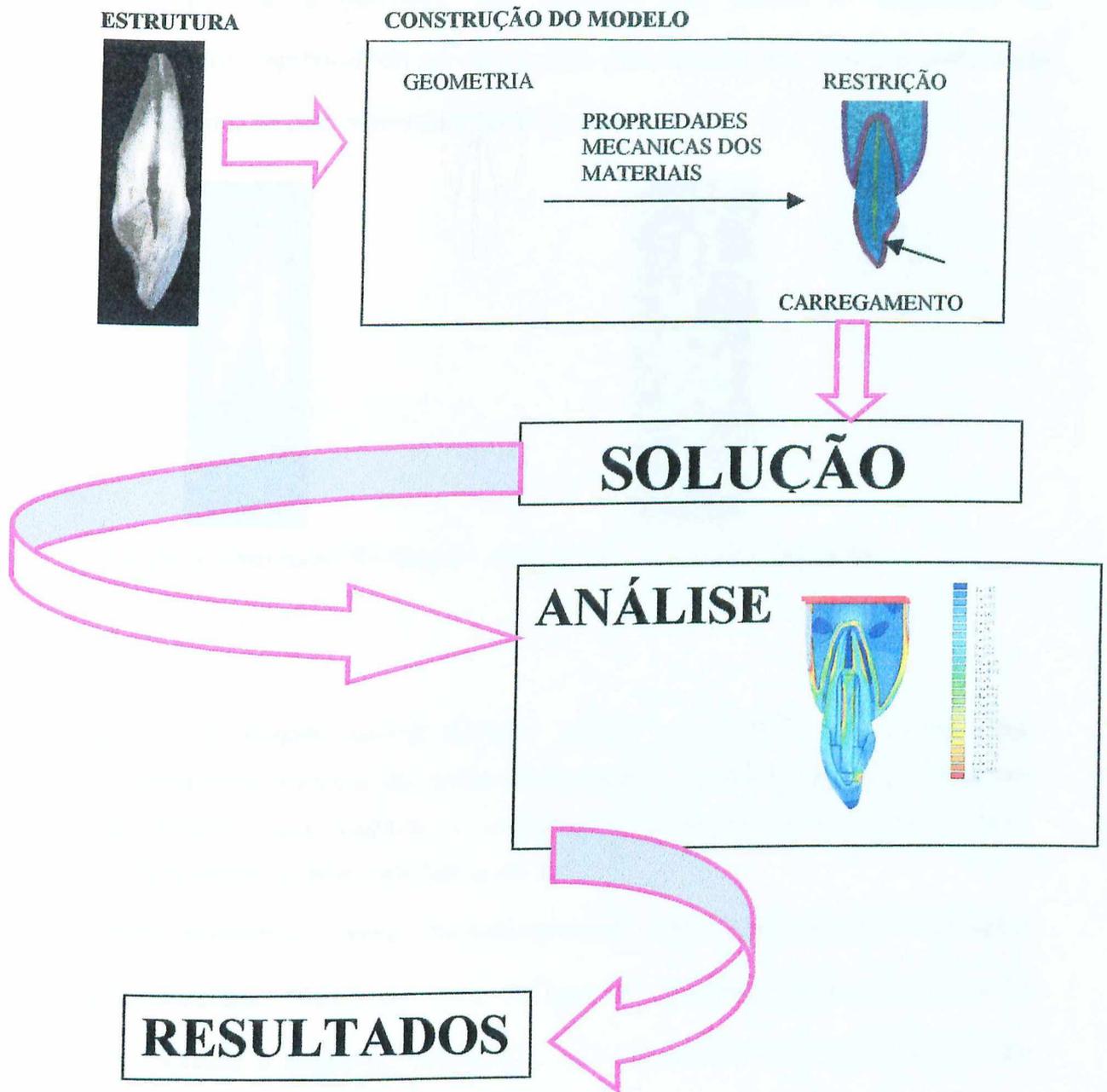


Figura 2: As etapas do MEF

## I. CONSTRUÇÃO DO MODELO:

### I.1. GEOMETRIA

Inicialmente, a geometria (ou desenho) dos dentes foi construída no computador, reproduzindo as dimensões reais dos dentes hígido e restaurado com sistema de pino intra-radicular (Figura 3).

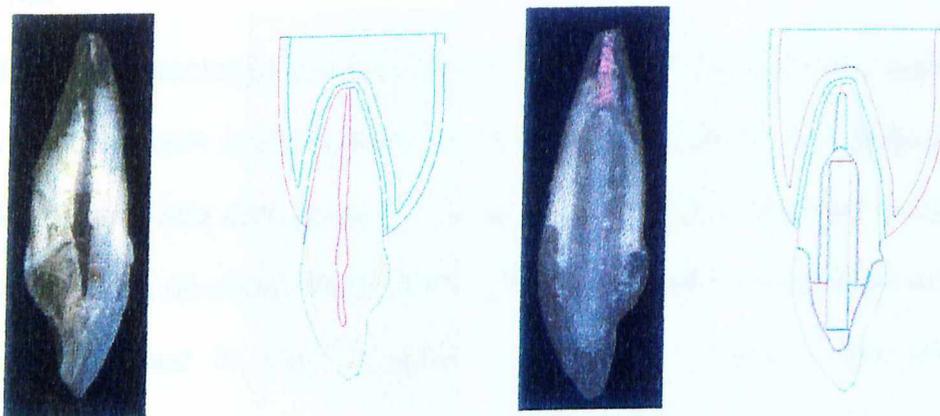


Figura 3: Estruturas dentárias e respectivas geometrias definidas

Assim, um incisivo central superior, hígido, permanente, foi cedido pela Disciplina de Endodontia da Universidade Federal de Uberlândia para confecção dos modelos neste trabalho. O elemento dentário foi utilizado em trabalho científico demonstrativo pela turma de 1985.

Após seccionar o dente, longitudinalmente, com disco diamantado de dupla face (Meisinger, Germany), uma metade foi mantida hígida e na outra foi confeccionada a seguinte restauração: após seccionar a coroa à 2,5 mm da junção cimento-esmalte, o conduto radicular foi instrumentado até lima memória tipo Kerr número 80 e obturado com guta percha em bastão plastificada para simular uma obturação endodôntica. Em seguida, o espaço para cimentação do pino foi confeccionado por meio da remoção da guta-

percha com um instrumento aquecido, permanecendo 5 mm de material obturador na região apical.

Para fragilizar o dente, a dentina do conduto radicular e do remanescente coronário foi removida com ponta diamantada 3146 até atingir 1mm de espessura axial dentária. Nesta estrutura, confeccionou-se um chanfrado com broca 3146.

A etapa de cimentação dos pinos iniciou-se com condicionamento ácido do conduto radicular com ácido fosfórico a 35% por 30 segundos. Em seguida, o gel ácido foi removido com água e a secagem do conduto radicular realizada por meio de cones de papel absorventes, para ser aplicada as soluções primer e adesivo (Al Bond II) com microbrush (Microbrush, Grafton, WI, EUA), procedendo-se com sua posterior fotopolimerização (Optilux, Kerr, Co ) por 20 segundos. Uma resina composta (Z-100, 3M, Dental Products) foi inserida no conduto radicular, para, em seguida, um pino transparente do sistema Luminex (Número 4, Luminex , Dentatus) ser posicionado no centro do espaço endodôntico preenchido pela resina composta. A luz ativadora foi colocada na ponta do pino transparente e a resina foi polimerizada por 60 segundos. Após a remoção do pino plástico, cimentou-se um pino cilíndrico de fibra de vidro com 1,6 mm de diâmetro, com cimento resinoso Rely-x. O núcleo coronário e a coroa pura de porcelana foram confeccionados com resina composta de cores contrastantes para facilitar a visualização. Assim, foram obtidos dois tipos de estrutura: dente íntegro e dente restaurado (Figura 4). Estas estruturas constituíram as dimensões e configurações reais que originaram os modelos de dente hígido e restaurado com sistema de pinos utilizados na análise pelo MEF.

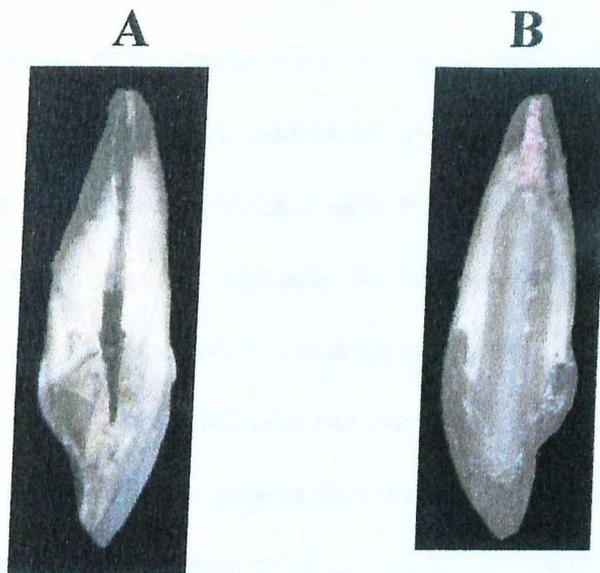


Figura 4 : Metades seccionadas : A - dente íntegro e B - dente restaurado com sistemas de pinos de fibra de vidro

As estruturas de suporte de ICS, previamente utilizadas por OLIVEIRA (2000), foram obtidas por meio de fotografia de peça anatômica de ICS (Figura 5) seccionada em sentido vestibulo-palatino, do Laboratório de Anatomia Humana da Universidade Federal de Uberlândia.



Figura 5: Fotografia de ICS com estruturas de suporte

As metades dentárias (hígida e restaurada) e as estruturas de suporte do ICS foram fotografadas e, em seguida, escaneadas. A partir das imagens escaneadas, foram desenhados os modelos do MEF (Figura 6), determinando-se as linhas divisórias dos materiais de sua estrutura (dentina, conduto radicular, osso cortical e esponjoso, ligamento periodontal, guta percha, resina composta, sistema adesivo, camada de cimento resinoso, sistemas de pino cilíndrico liso, núcleo coronário e coroa de porcelana). Esta fase de construção dos modelos é crítica, pois deve-se manter todos detalhes da estrutura real, a fim de se obter fidelidade na análise dos resultados no MEF.

Todas as dimensões destas estruturas e a geometria do dente restaurado foram mantidas constantes nos modelos confeccionados

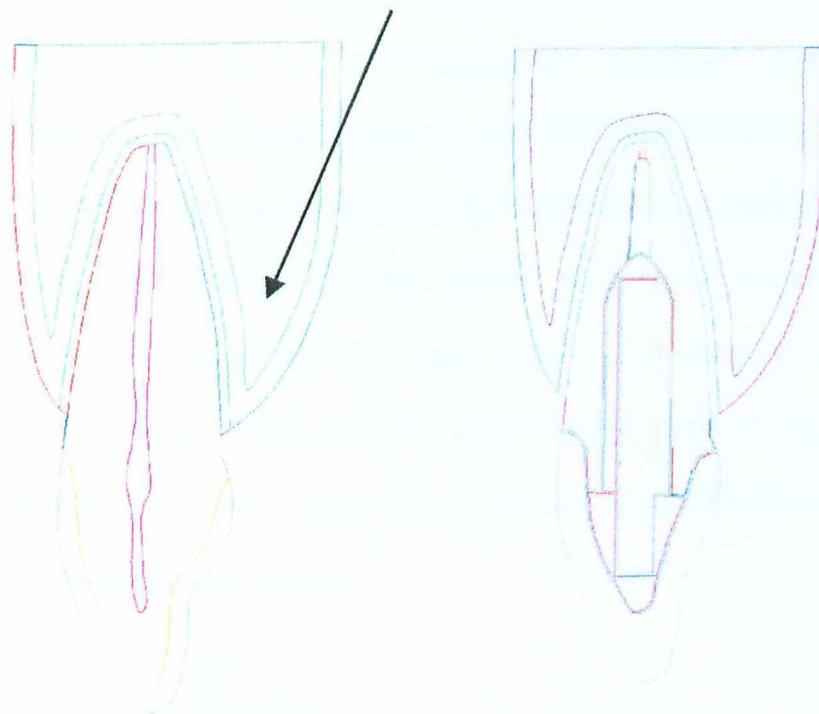


Figura 6: Geometria dos modelos dos dentes hígido e restaurado com sistemas de pino cilíndrico liso.

## I.2 Propriedades Mecânicas dos Materiais

Após a confecção da geometria, foram definidos os materiais referentes a cada região dos modelos com suas propriedades mecânicas. Os materiais das estruturas biológicas e dos sistemas restauradores foram considerados homogêneos (sem defeitos e espaços vazios), lineares (proporcionais à deformação), isotrópicos (apresentam as mesmas propriedades em qualquer direção considerada), elásticos (recuperam as dimensões originais quando a carga é removida). Estas considerações usuais são respaldadas na literatura para este tipo de análise (PETERS et al., 1983; YANG, 2000; DAVY et al., 198; PIERRISNARD et al., 2000; YANG et al., 2000).

Os materiais sendo modelados como linear, homogêneo, elástico e isotrópico apresentam comportamento mecânico caracterizado pelas propriedades mecânicas *Módulo de elasticidade (E)* e o *Coefficiente de Poisson ( $\nu$ )*. O *Módulo de elasticidade* ou *módulo de Young* é definido como a medida de rigidez do material, ou seja, quanto maior for o módulo de elasticidade, menor será a capacidade de deformação. *Coefficiente de Poisson* é o valor absoluto da relação entre as deformações transversais e longitudinais.

Os valores das propriedades mecânicas dos materiais utilizados neste estudo são referenciados na Tabela 1.

Tabela 1: Propriedades mecânicas dos materiais restauradores e estruturas biológicas.

Material	Módulo de elasticidade (GPa)	Coefficiente De Poisson	Referência
Aço inoxidável	200	0.33	Ho et al
Dentina	18.6	0.31	Holmes et al
Esmalte	41	0.30	Holmes et al
Fibra de carbono Bisgma	13.5	0.33	Fabricante
Fibra de vidro Bisgma	33	0.33	Fabricante
Guta-percha	0.00069	0.45	Ho et al
Ligamento periodontal	0,0689	0,45	Holmes et al
Liga de Co-Al	162	0.33	Fabricante
Osso cortical	13.7	0.30	Holmes et al
Osso esponjoso	1.37	0.30	O'Brien
Polpa	0.002	0.45	Rubin et al
Porcelana feldspática convencional	69	0.28	Yaman et al
Resina Composta híbrida	21	0.30	O'Brien
Titânio	117	0.33	O'Brien
Zircônio	200	0,33	Fabricante
Cimento Resinoso	6	0,24	O'Brien
Sistema Adesivo	1	0,30	Aucielo

### 1.3. Malhagem do modelo.

Seguindo a construção do modelo, nesta fase é realizada a malhagem ou discretização da geometria, que é a divisão da estrutura em pequenas figuras geométricas conhecidas (hexágonos, quadrados, retângulos, quadrados, retângulos). Estas figuras são denominadas elementos. Cada elemento é interligado por nós ou pontos nodais. É exatamente nestes nós onde as forças e os graus de deslocamentos da estrutura serão determinados após aplicação de cargas (RICKS-WILLIAMSON et al, 1996 ).

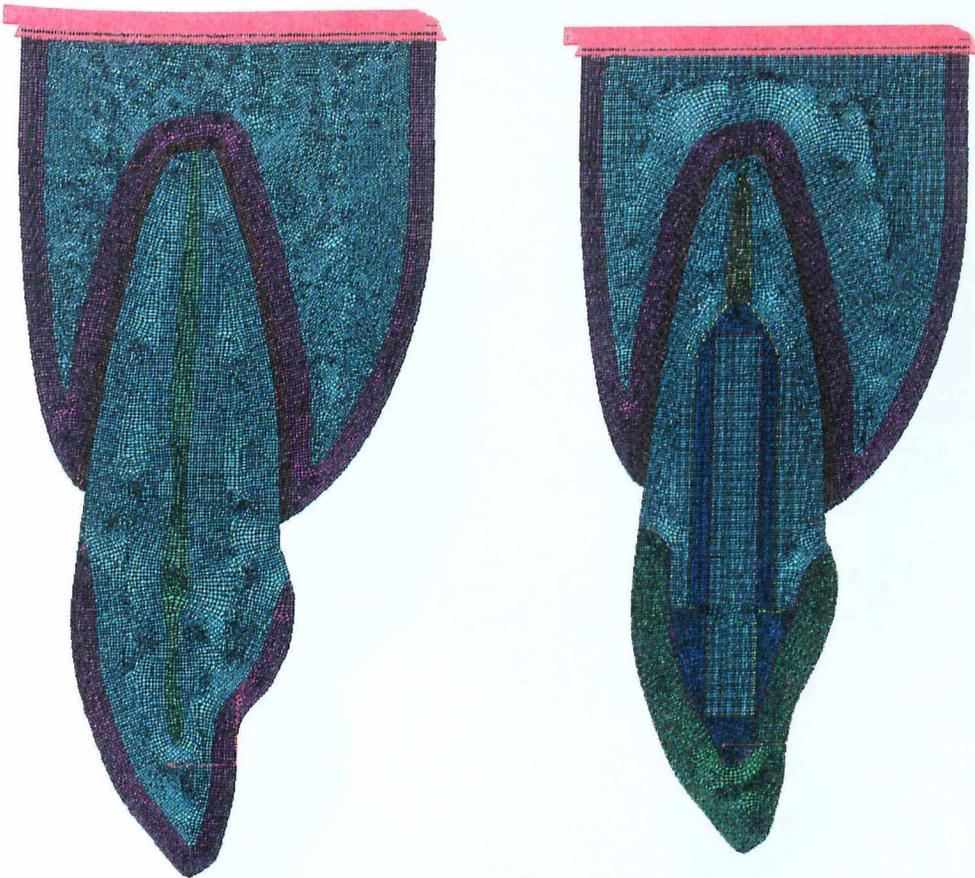


Figura 7: Malhagem dos modelos de dente hígido e restaurado com sistema de pino intra-radicular

#### I.4. CONDIÇÕES DE CONTORNO

Após a *malhagem*, o modelo deve ser fixado para evitar seu deslocamento durante a aplicação de cargas. A imobilização será obtida fixando-se os nós correspondentes ao limite superior da maxila ou base do modelo, que ficam impedidos de sofrer translação e rotação. Desta forma simula-se a fixação da estrutura na maxila (Figura 8).

#### I.5. CARREGAMENTO

Nesta etapa, é definida a carga a qual a estrutura será submetida. A carga de 100N será aplicada no terço incisal da superfície lingual do incisivo central superior com uma inclinação de 45° graus, em relação ao longo eixo do dente (Figura 8).

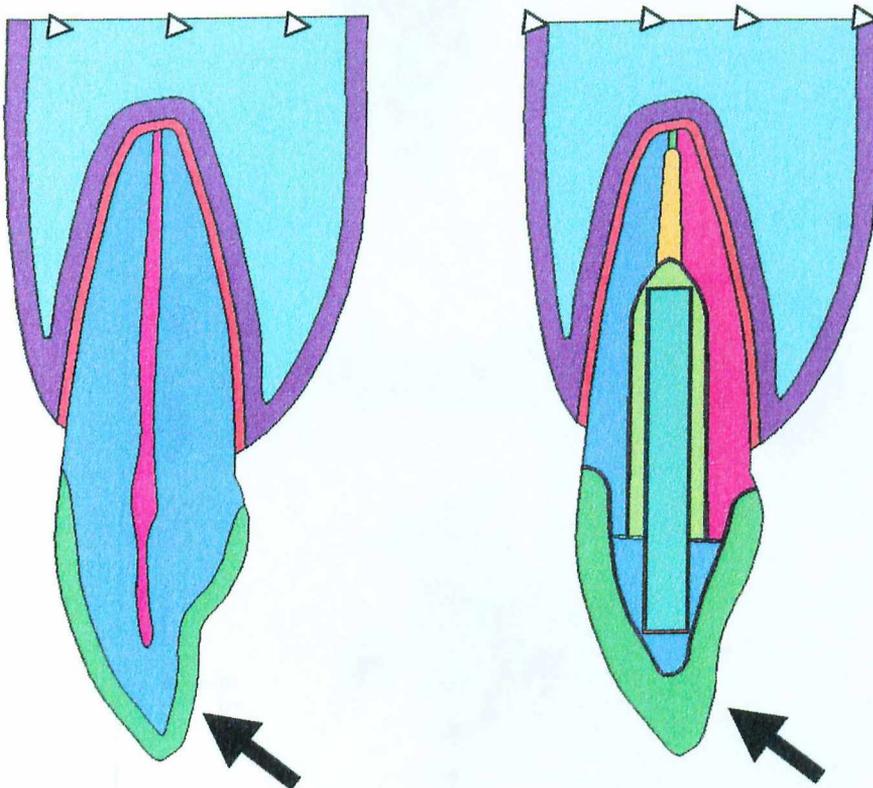


Figura 8: Condições de contorno e suporte e aplicação da carga no MEF

## II. Análise das tensões no MEF

Após a aplicação da carga de 100 N no terço incisal do modelo, um estado de tensão foi induzido na estrutura. Considerando somente um ponto específico do modelo confeccionado, este estado de tensão é representado por meio de três componentes de tensão: vertical, horizontal e cisalhante. Estes componentes correspondem, respectivamente, ao eixo de coordenadas  $x$ ,  $y$  para cada um do ponto que compõe a malha (Figura 9).

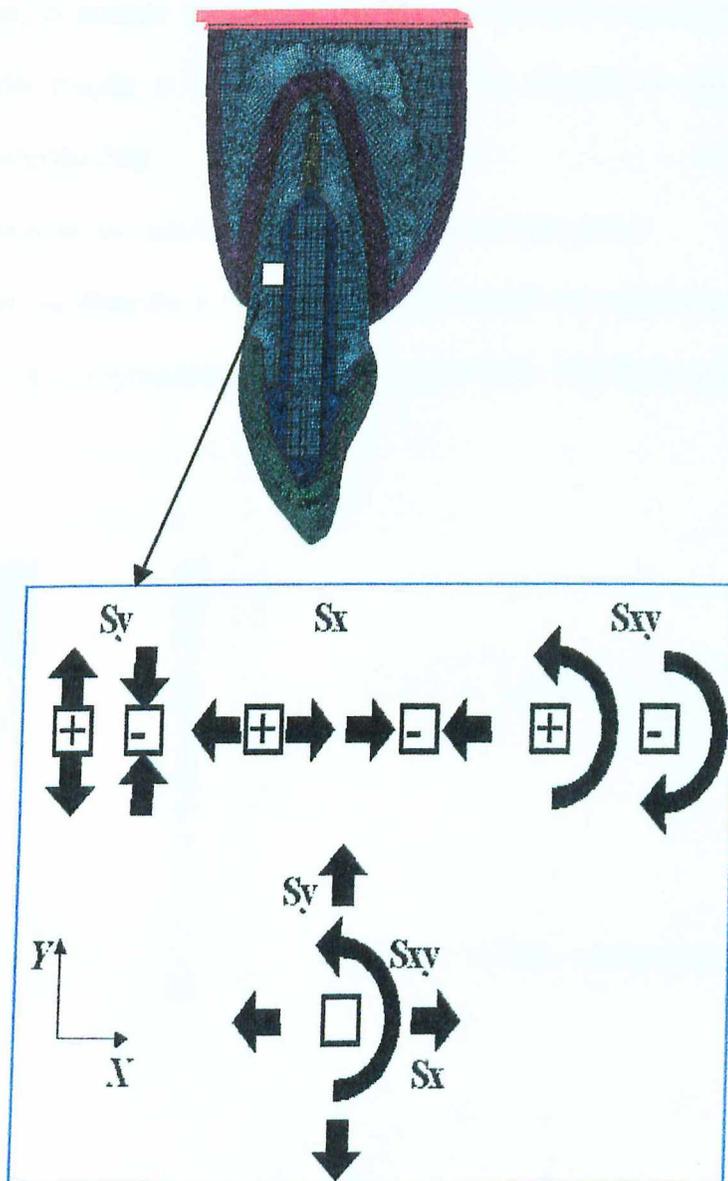


Figura 9 · Representação dos componentes de tensão

Considerando o mesmo ponto específico da malha, se a carga aplicada distender ou alongar o material, a tensão é de tração ou positiva. No sentido contrário, se a carga comprimir ou encurtar o material, a tensão é de compressão ou negativa. Estas tensões de tração e compressão estão presentes nas direções x e y.

A tensão cisalhante rotaciona o ponto da estrutura. É caracterizada pela direção  $S_{xy}$ , podendo apresentar valores positivos ou negativos.

Desta forma, o estado triaxial de tensão é caracterizado pela combinação das tensões de tração e compressão, tanto na direção x quanto na y, e cisalhante na direção  $S_{xy}$ .

O MEF apresenta os resultados da análise de acordo com :

**Tensão normal na direção x :  $S_x$ .** Os valores negativos expressos na legenda são de tensão de compressão e os valores positivos são de tensão de tração (Figura10).

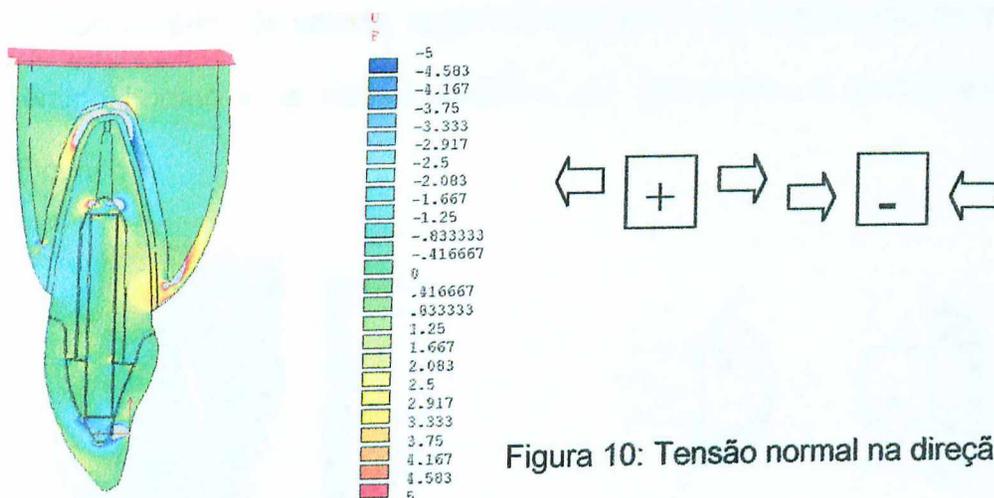


Figura 10: Tensão normal na direção  $S_x$

Tensão normal na direção  $y$  :  $S_y$ . Os valores negativos expressos na legenda são de tensão de compressão e os valores positivos são de tensão de tração. (Figura 11).

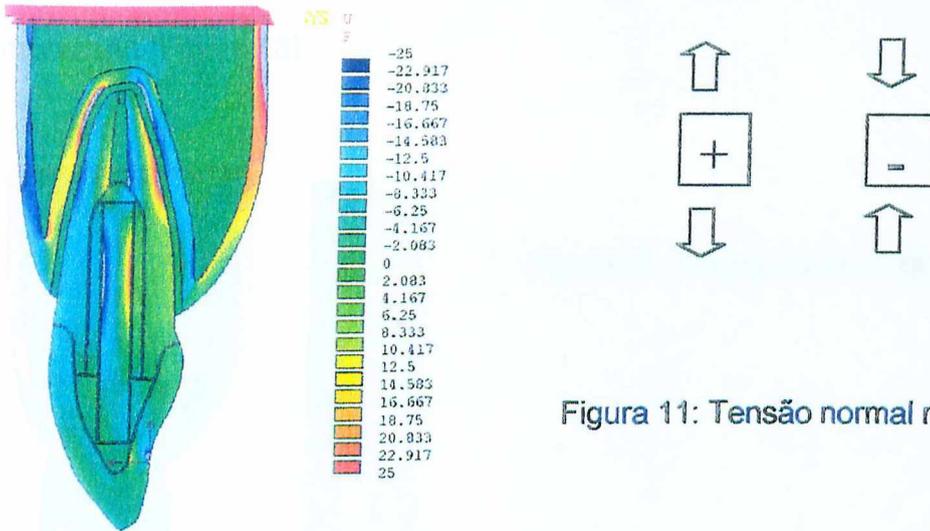


Figura 11: Tensão normal na direção  $S_y$

Tensão de distorção ou cisalhante:  $S_{xy}$ . Possui a tendência de rotacionar pontualmente a estrutura, sendo positiva no sentido anti-horário e negativo no sentido horário. Os valores negativos expressos na legenda são de tensão no sentido horário e os valores positivos são de tensão no sentido anti-horário (Figura 12).

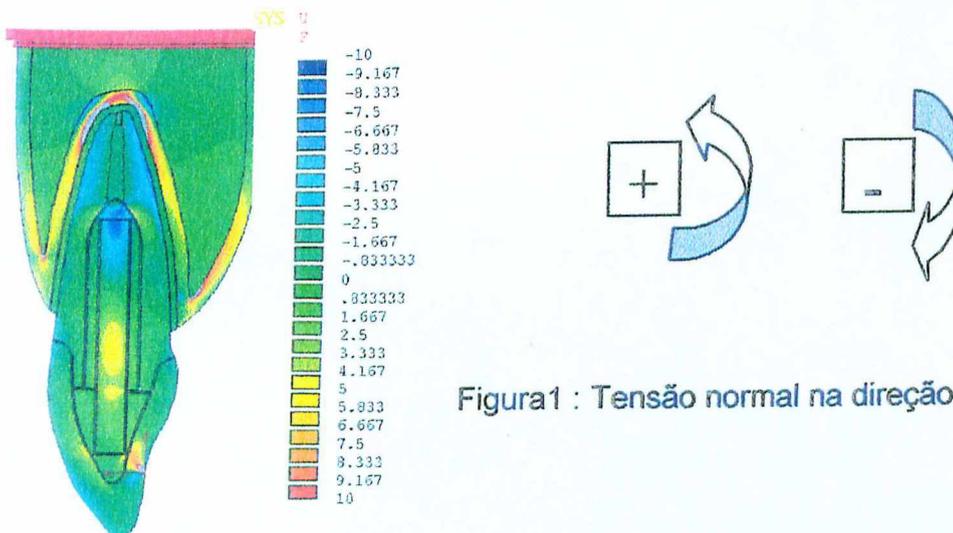


Figura 1 : Tensão normal na direção  $S_{xy}$

**Tensão de Von Mises : Se.** No critério de von Mises (Se), todos os componentes de tensões normais  $S_x$  e  $S_y$  e tensão cisalhante  $S_{xy}$  são condensados e apresentados em um único valor numérico. Este valor é sempre positivo, não sendo possível afirmar se estas tensões são de tração ou compressão (Figura 13).

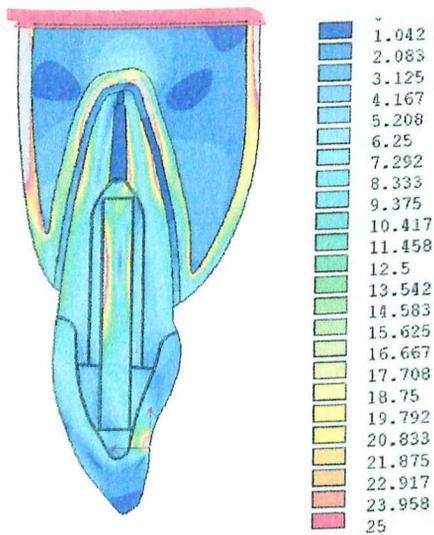


Figura 13: Tensão de Von Mises

## RESULTADOS E DISCUSSÃO

Embora a preservação da estrutura cristalina seja favorecida com a enrijecimento do elemento da rede cristalina, a presença de defeitos como as lacunas, que apresentam tendência a se agrupar, favorece a ocorrência de rearranjos de átomos, com consequente alteração da estrutura cristalina, portanto a presença de defeitos favorece a ocorrência de defeitos. Contudo, os defeitos da rede cristalina são favorecidos pela presença de impurezas, portanto a presença de impurezas favorece a ocorrência de defeitos.

Assim, para a obtenção de um material com uma estrutura cristalina adequada é necessário a presença de impurezas, portanto a presença de impurezas favorece a obtenção de um material com uma estrutura cristalina adequada.

## RESULTADOS E DISCUSSÃO

Quando se trata de um material com uma estrutura cristalina adequada, a presença de impurezas é favorecida, portanto a presença de impurezas favorece a obtenção de um material com uma estrutura cristalina adequada. Assim, para a obtenção de um material com uma estrutura cristalina adequada é necessário a presença de impurezas, portanto a presença de impurezas favorece a obtenção de um material com uma estrutura cristalina adequada.

## RESULTADOS E DISCUSSÃO

Embora a preservação da estrutura dentária esteja relacionada com a longevidade do elemento dentário restaurado, raízes fragilizadas são condições clínicas comuns que apresentam prognóstico duvidoso. Nestas circunstâncias, o planejamento da reabilitação oral pode indicar a utilização de pinos radiculares, núcleos e coroas totais para a reabilitação estética e funcional do dente. Contudo, ao se fazer esta indicação deve-se observar que muitos fatores precisam ser analisados ao se escolher um sistema de pinos para que se obtenham as vantagens que cada sistema restaurador oferece.

Assim, para se indicar um sistema de pinos em dentes tratados endodonticamente é necessário conhecer: a configuração dos canais radiculares e qualidade da dentina remanescente (GUTMANN, 1992), resistência à fratura dos dentes restaurados (AKKAYAN & GULMEZ, 2002), quantidade de dentina remanescente (TJAN & WHANG, 1985); efeitos do diâmetro, comprimento e geometria dos pinos em sua retenção (DEUSTCH et al, 1983; MENDONZA & EAKLE, 1994); propriedades mecânicas dos pinos (ASMUSSEN et al, 1998); cargas funcionais (KO et al, 1992); material do núcleo (COHEN et al, 1996). É possível que a exigência do conhecimento desta

---

complexidade promova a controvérsia que existe na função e indicação (HEYDECKE & PETERS, 2000) de um sistema de pino. Entretanto, atualmente, há um consenso de que a preservação da estrutura dentária é o fator mais importante na função de dentes tratados endodonticamente (TRABERT et al, 1978; MILOT & STEIN, 1992) e que os sistemas de pinos somente devem ser indicados quando não houver outra alternativa para promover a retenção do núcleo e da coroa protética (JOSHI, 2001).

De fato, ao se restaurar e reabilitar o órgão de um sistema, procura-se máxima aproximação à sua estrutura original. Esta aproximação, ou biomimetismo conduz o raciocínio de quanto mais estrutura preservada, melhor a restauração; quanto mais próximas as propriedades mecânicas dos materiais restauradores aos biológicos, melhor o desempenho da função dentária. Esta abordagem biomimética, tendo como referência o dente hígido, é extensível aos dentes tratados endodonticamente.

A evolução das técnicas de simulação em computador permitiu a análise e solução de problemas complexos na área de bioengenharia. Os modelos em elementos finitos têm sido utilizados há muitos anos na Odontologia para se obter informações sobre o campo de tensões (HUANG & LEDLEY, 1969). Assim, por meio do MEF, foi possível analisar a distribuição de tensões de acordo com: diâmetro (PETERS et al, 1983), geometria (YANG, 2001) e comprimento de pinos (DAVY et al, 1981); região cervical de restauração (PIERRISNARD et al, 2000); direção do carregamento (YANG et al, 2000); suporte periodontal (REINHART, 1983). É interessante observar que, a princípio, os modelos virtuais não transmitem segurança, pois não se trabalha diretamente com dente e material restaurador. Porém, a confiabilidade e validação do MEF são corroboradas pela similaridade dos resultados (FARAH

et al., 1973; OLIVEIRA, 2000; ESKITASCIOGLU et al., 2002; LANG et al., 2000) nos quais o MEF é associado ou comparado com outros métodos.

Obviamente, como todo método, existem as vantagens e limitações em sua aplicação. Como vantagens pode-se citar que o MEF permite isolar somente uma única variável de interesse em uma estrutura complexa e trazer informações desconhecidas na execução clínica; redução do tempo da pesquisa, pois não há necessidade de várias amostras dentárias restauradas e nem da tramitação legal do comitê de ética em pesquisa. Adiciona-se a apresentação de valores de resultados precisos, eliminando-se os tratamentos estatísticos (tentativa e erro) e amplo campo de estudo incluindo diversas áreas na Odontologia.

Entretanto, é necessário considerar as limitações do MEF. A confecção do modelo é crítica para proceder a análise dos resultados, necessitando que todo detalhe seja minuciosamente observado, para conservar a fidelidade da estrutura biológica. Nesta fase, para facilitar os cálculos do MEF (MACNEILL, 2000), os materiais são considerados isotrópicos e homogêneos, isto é, apresentam as mesmas propriedades físicas em todas as direções. Porém, na realidade, as estruturas dentárias e tecidos de suporte apresentam variações interpessoais ou, mesmo no próprio indivíduo conforme a região estudada, o que se infere que as simulações computacionais não são absolutamente representativas do modelo real. Adiciona-se que a literatura apresenta valores conflitantes dos módulos de elasticidade e coeficiente de Poisson dos materiais restauradores e estruturas biológicas, o que permite YANG et al ( 2001 ) afirmar que as técnicas computacionais evoluíram mais rápido do que as pesquisas com as propriedades dos materiais dentários. Mesmo com estas limitações , o

---

método de elementos finitos é uma ferramenta que fornece dados e conclusões seguras para interpretação e correlação com procedimentos clínicos.

Nos modelos utilizados neste trabalho foram padronizados, diâmetros e comprimentos dos pinos, núcleos, coroa, remanescente coronário, espessura da estrutura axial da raiz, reconstrução do conduto radicular, obturação endodôntica, magnitude e ângulo de aplicação de carga. Quanto à estrutura anatômica, foram considerados ossos cortical e esponjoso, esmalte, dentina, sendo o cimento parte integrante da dentina, pelas propriedades mecânicas semelhantes (HO,1994; KO,1992). O ligamento periodontal foi inserido no modelo, visto que a literatura reporta a importância desta estrutura na análise dos resultados pelo MEF (OLIVEIRA, 2000; JOSHI, 2001). Todos estes fatores permaneceram inalterados para permitir analisar a distribuição de tensões na dentina, variando somente o material dos pinos.

O remanescente dentário deste trabalho simulou uma situação extrema: a espessura da estrutura axial radicular foi de 1mm, visto que os trabalhos citam que deve ser preservada uma quantidade dentinária mínima para prevenir a fratura dentária. Assim, de acordo com observações clínicas, CAPUTO & STANDLEE (1972) propuseram que pelo menos 1 mm de remanescente axial dentário íntegro deveria ser mantido em toda circunferência do conduto radicular. Em trabalho de revisão de literatura referente ao preparo de espaço para pino intra-radicular, LLOYD & JOYCE (1993) observaram que existe um grupo de pesquisadores que afirma a necessidade de preservação de 1mm de espessura axial dentária para prevenir fratura radicular. Vários estudos utilizaram esta espessura dentária (MENDONZA et al,1997; SAUPE et al, 1996, TJAN et al, 1989) para testar a resistência dentária à fratura.

Para restaurar o conduto muito fragilizado, utilizamos uma técnica inicialmente descrita por LUI (1994) e posteriormente aplicada em outros estudos (MENDONZA et al., 1997 ; SAUPE et al., 1996) para observar o desempenho de dentes com condutos radiculares muito alargados. Nesta técnica, indica-se o reforço dentário com resina composta fotopolimerizável. Embora o objetivo deste trabalho foi analisar somente o campo de tensões em dentes restaurados com diferentes sistemas de pino, obviamente que outros fatores como sistemas adesivos, contração e profundidade de polimerização das resinas compostas devem ser pesquisados para efetivar a indicação clínica desta técnica, visto que, os procedimentos aceitáveis em relação aos sistemas de pinos mudam com o conhecimento crescente da biologia dentária e, principalmente, com a tecnologia dos adesivos dentinários (FERRARI & MANNOLI, 2000; STANDLEE & CAPUTTO, 1998; SAUPE et al, 1996).

Nesta estrutura radicular reconstruída, cimentamos pino cilíndrico liso pré-fabricado e fundido. De acordo com ROSS et al (1991), estes pinos induzem menor tensão durante sua cimentação, além de apresentarem maior retenção do que os pinos moldados e fundidos (TJAN & MILLER, 1984). Devido à fragilidade da raiz este fator foi considerado.

Alguns autores (TROPE, 1985; DEAN et al, 1998) relataram que a desvantagem de indicação dos pinos paralelos seria a remoção de dentina radicular a fim de promover espaço para sua cimentação. Entretanto, neste trabalho, o conduto radicular já se apresentava muito alargado, não havendo necessidade de maior remoção de estrutura dentária. As vantagens de utilização dos pinos pré-fabricados foram consideradas: não necessitam de procedimentos laboratoriais e a facilidade de aquisição.

Utilizamos, também, pinos metálicos moldados e fundidos. Neste grupo, analisamos a distribuição das tensões em dois tipos de restaurações: na primeira, foi simulada a reconstrução do canal radicular fragilizado com resina composta para, em seguida, proceder a cimentação de um pino fundido. Na segunda opção, o canal radicular não foi reconstruído antes da cimentação do pino fundido. De acordo com KEITH (1983), nossa segunda opção de procedimento é muito utilizada por permitir melhor adaptação à configuração do canal radicular e a indução de pouca tensão lateral às paredes dentinárias, embora se considere algumas desvantagens em ambas técnicas de moldagem e fundição dos pinos metálicos: tempo despendido para sua confecção, a diminuição da resistência à fratura da raiz decorrente da necessidade de um preparo mais expulsivo para a cimentação do núcleo (principalmente em nossa segunda técnica); corrosão; comprometimento da estética (FREDRIKSSON et al., 1998); menor retenção e efeito cunha (DEAN et al., 1998). Em nosso trabalho, veremos que a perfeita adaptação que a literatura cita como vantagem deste tipo de pinos permite uma alta concentração de tensões no grupo em que não se reconstruiu o conduto radicular.

Mantendo a mesma geometria dos pinos intra-radulares, variamos somente o material dos pinos. Assim, analisamos a distribuição de tensões nos Incisivos centrais superiores restaurados com os sistemas mais indicados na rotina clínica: fibra de carbono, fibra de vidro, aço inoxidável, zircônio, titânio e pinos fundidos em liga de cobre alumínio.

Foram considerados 2,5 mm de remanescente coronário a fim de viabilizar o efeito férula, visto que ZHI-YUE & YU-HING (2003) reportam que a férula aumenta a resistência à fratura de dentes tratados endodonticamente. A coroa total foi cimentada para simular uma real situação restauradora e por ser

significativa no padrão de distribuição de tensão em dentes tratados endodonticamente (ASSIF et al, 1983) e na resistência à fratura dentária (DEAN et al., 1998).

Quanto ao comprimento dos pinos, seguimos a padronização para o comprimento do pino em um dente com suporte periodontal normal (GOODACRE & SPOLNICK, 1994): dois terços do comprimento do conduto radicular, comprimento coronário do dente ou metade do comprimento da raiz inserida no osso. Seguindo estes parâmetros, permaneceram 3 mm de obturação endodôntica apical que está de acordo com uma revisão de literatura realizada por DE CLEEN (1993), onde recomendou-se que deveriam ser preservados 6,0 mm de material obturador apical, sendo o mínimo tolerável de 3,0 mm. Posteriormente, GOODACRE & SPOLNICK (1994) insistiram na necessidade de se observar o selamento apical no sistema de canais radiculares, na etapa de confecção do espaço para cimentação dos pinos intraradiculares. Em nosso trabalho, apesar de não ter havido a necessidade de remover estrutura dentária para a cimentação dos pinos, pelo fato do conduto estar muito alargado, sabe-se que esta etapa pode causar trincas no conduto e, portanto, concentrar tensões, sendo um fator predisponente à fratura dentária.

Assim, o conhecimento da configuração anatômica interna e da morfologia da raiz (ZILLICH et al., 1985) é imprescindível para o sucesso de qualquer tipo de restauração intra-radicular.

Utilizamos os pinos cilíndricos com o maior diâmetro compatível com o canal radicular, para permitir melhor adaptação ao canal, visto que KEYF et al, 1983 afirmaram que este é o fator que aumenta a retenção dos pinos e DAVY et al (1981) concluíram, após análise pelo MEF, que pinos cilíndricos com diâmetros maiores diminuem os níveis máximos de tensão. Porém, STANDLEE et al.

(1980) variaram o diâmetro de pinos e concluíram que esta variação dos pinos apresentou efeito mínimo no desempenho da retenção dos pinos. Em conclusões similares cita-se MATTISON (1982), que após analisar o desempenho de pinos metálicos, concluiu que o aumento do diâmetro dos pinos eleva a tensão dentinária da raiz. Embora estes trabalhos não recomendem a indicação de pinos mais calibrosos, principalmente para evitar a remoção de estrutura dentária, decidimos manter a utilização dos pinos mais calibrosos por ser, no paradigma de restaurações de dentes tratados endodonticamente, a técnica mais indicada.

A seguir, apresentaremos os resultados deste estudo organizados em três grupos: 1. dente hígido; 2. pinos metálicos fundidos; 3. pinos pré-fabricados metálicos e de zircônia; e, finalmente, 4. pinos pré-fabricados de fibra de carbono e de vidro.

### *1. Dente Hígido*

A análise dos resultados do MEF pode ser quantitativa ou qualitativa. A análise qualitativa utiliza uma representação gráfica por meio de cores distribuídas de acordo com as áreas de concentração de tensão, enquanto que a análise quantitativa exibe o valor numérico das tensões registradas em uma legenda e relacionadas com os padrões de cores. Assim, simultaneamente, os resultados são apresentados por meio de áreas coloridas no modelo gerado e uma legenda com valores numéricos correspondentes à escala de cores (Figura 14). Todos os resultados dos outros grupos de sistema de pinos serão comparados com os valores e o diagrama do parâmetro biológico original : o dente hígido

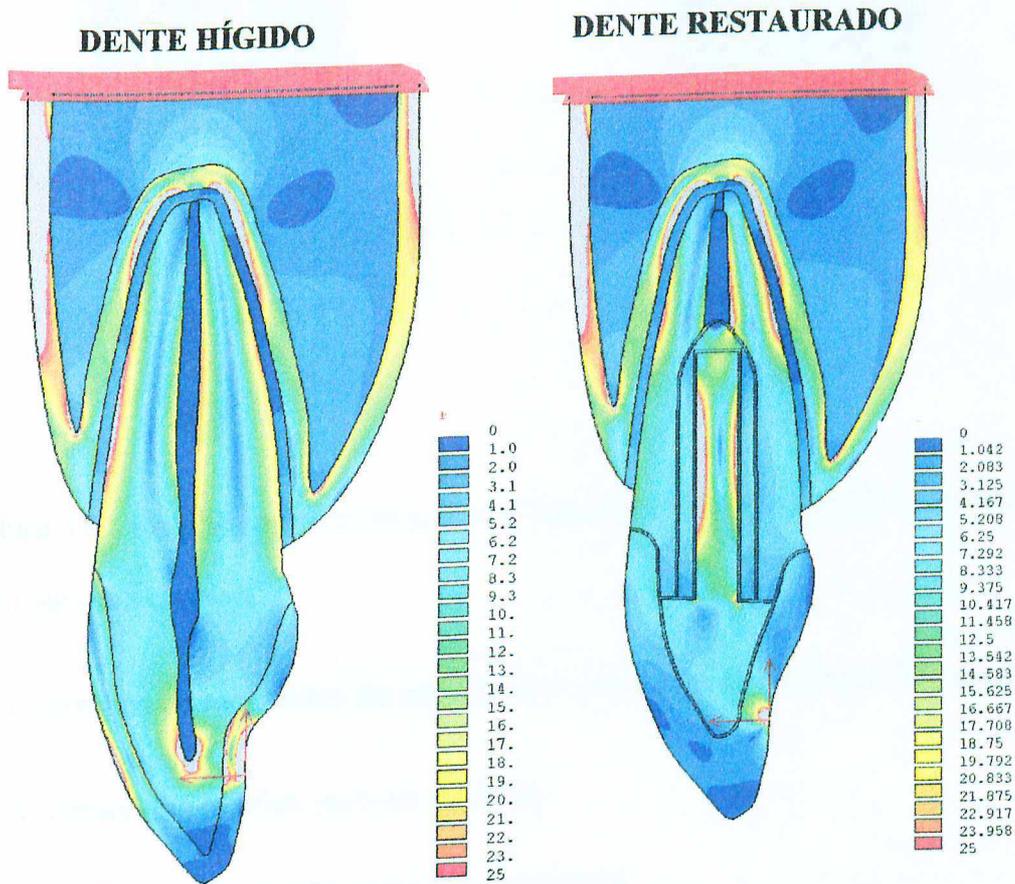


Figura 14: Distribuição de tensões em ICS hígido e restaurado com sistemas de pino.

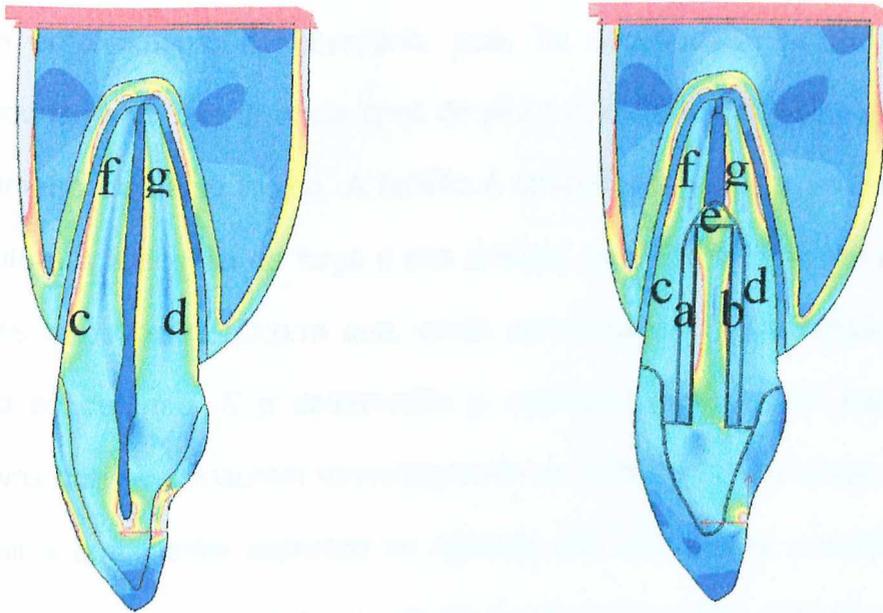


Figura 15 : Regiões para análise dos resultados em dentes hígido e restaurado com sistema de pino.

Analisaremos os resultados de acordo com três áreas de interesse (Figura 15):

1. Áreas das regiões centrais do dente:
  - a interface pino – resina composta vestibular
  - b. interface pino – resina composta palatino
  - e. ápice do pino radicular
2. Áreas da dentina radicular:
  - c. dentina dos terços cervical e médio radicular vestibular
  - d. dentina dos terços cervical e médio radicular palatino
  - f. dentina do terço apical vestibular
  - g. dentina do terço apical palatino

Antes de iniciarmos a apresentação dos resultados deste estudo, é necessário entender o que é tensão e como ela é analisada nos dentes hígidos e em dentes tratados endodonticamente restaurados com sistemas de pinos. Este entendimento é necessário, pois, na seqüência, iremos comparar o comportamento dos diversos tipos de pinos que utilizamos neste estudo com o parâmetro de dente hígido. A tensão é conceituada como a resposta de uma estrutura à aplicação de força e sua análise, no MEF, é realizada por meio do diagrama de cores. Ocorre que, como consequência desta tensão gerada, o corpo se deforma. E a deformação é importante, pois é por meio de seus cálculos que se mensuram numericamente as tensões em um corpo, permitindo a análise quantitativa expressa na legenda que acompanha o modelo gerado. Nos estudos das análises do estado de tensão/deformação, é possível observar que existe um comportamento mecânico padrão dos elementos dentários. Segundo OLIVEIRA (2000), o comportamento mecânico do dente, independente da ausência ou presença de pinos intra-radiculares, é similar a qualquer estrutura sujeita à flexão: áreas de compressão na região cervical vestibular, e áreas de tração na região cervical palatina. Assim, tanto o dente hígido quanto o dente restaurado com sistemas de pinos apresentam este comportamento mecânico comum, concentração de tensão na área vestibular e palatina. É interessante observar que os níveis de tensão são mais elevados no dente hígido do que no dente restaurado (DAVY et al, 1981). Entretanto, no dente hígido a distribuição de tensão é mais uniforme, enquanto que após a cimentação de um sistema de pinos, ocorre uma alteração no campo de tensões (Figura 16).

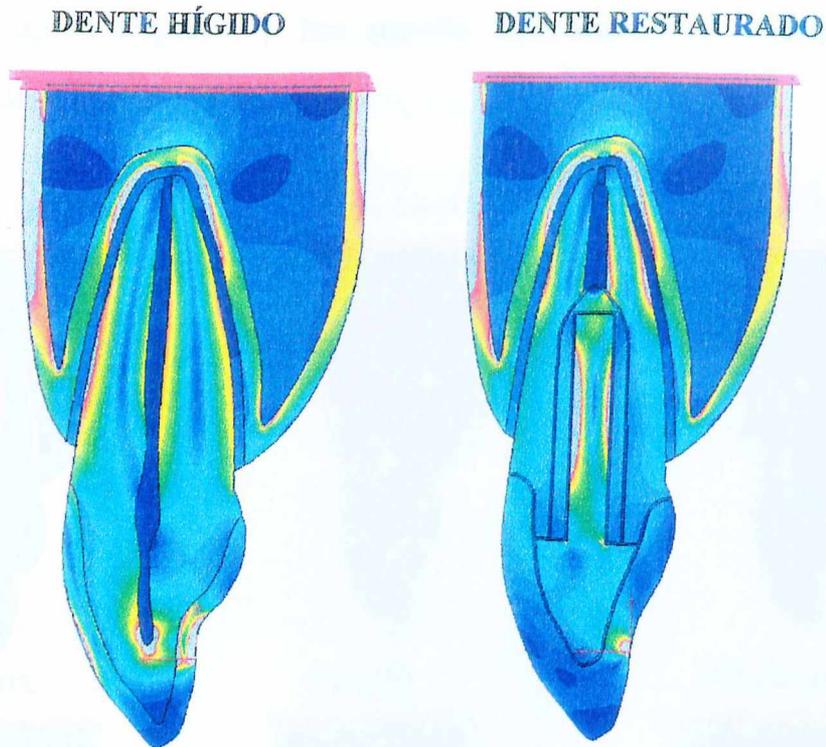


Figura 16: Comportamento padrão do ICS hígido e restaurado com sistema de pino, após carregamento de 100 N.

Estas alterações dependem de vários fatores: material, rigidez e geometria do pino, rigidez das estruturas de suporte, material do núcleo e da coroa e magnitude de forças (JOSHI et al., 2001). Sendo assim, é necessário saber até que ponto esta alteração será tolerada pelos tecidos biológicos ou questionar se o campo de tensões analisado é favorável para a longevidade da restauração. A análise por meio do MEF auxilia a predizer o desempenho de um sistema restaurador, contribuindo para a reflexão da distribuição de tensões em dentes tratados endodonticamente.

Apresentaremos todos resultados de distribuição de tensões de von Mises (Se) em dentes restaurados com diferentes sistemas de pinos, para facilitar as comparações (Figura 17). Em seguida, discutiremos os resultados em cada grupo de pinos intra-radiculares.

comparações (Figura 17). Em seguida, discutiremos os resultados em cada grupo de pinos intra-radiculares.

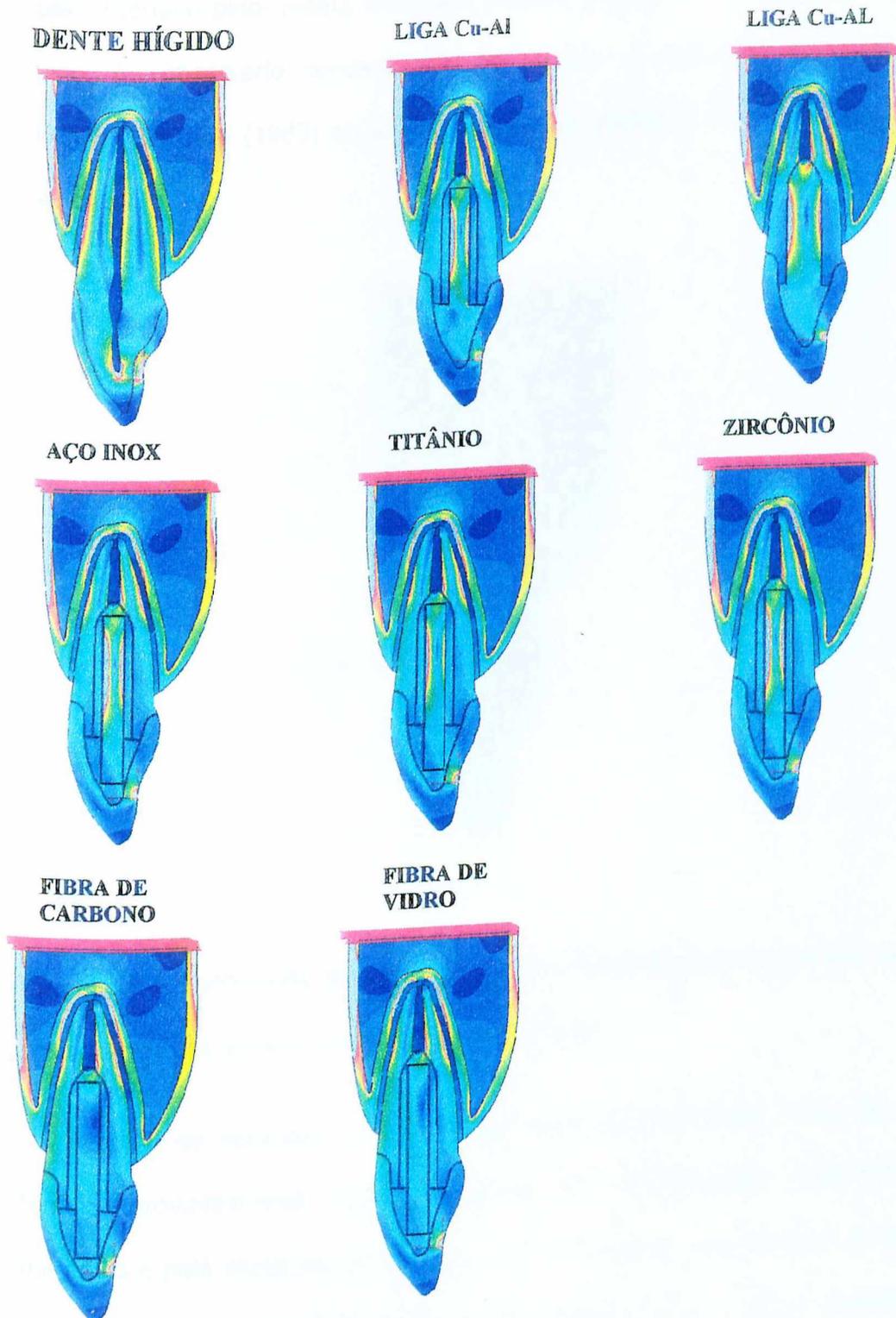


Figura 17- Tensões de Von Mises em diferentes sistemas de pinos

(Figura 18) na área em que o pino metálico fundido foi cimentado, observamos maior concentração de tensões na área interna do dente (região *a*), seguida pela interface pino- resina composta palatino (região *b*). Na região do ápice do pino, foi observado concentração de tensão, o que está de acordo com DEUSTCH et al (1983) ao afirmar que pinos paralelos lisos induzem tensões apicais.

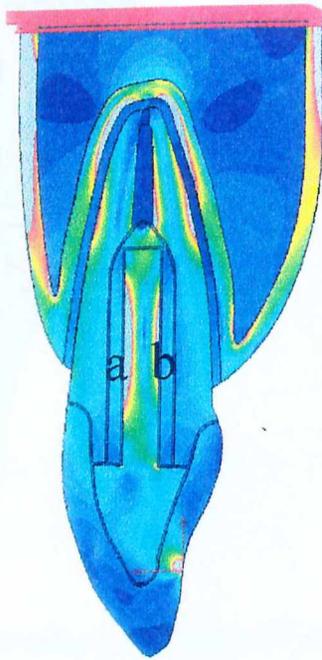


Figura 18 : Distribuição de tensões de von Mises em incisivo central superior restaurado com sistema de pino metálico fundido.

A coroa de porcelana e o núcleo coronário apresentaram níveis baixos de tensão, provavelmente pela similaridade das propriedades mecânicas dos materiais e pela presença da férula, que é significativa para diminuir as tensões na região cervical (JOSHI et al, 2001). Além disto, na área coronária, o deslocamento da estrutura ma de pino metálico fundido.

Pela análise das tensões  $S_y$  (Figura 19), as tensões na região vestibular foram de compressão (valores negativos) e na região palatina foram de tração (valores positivos).

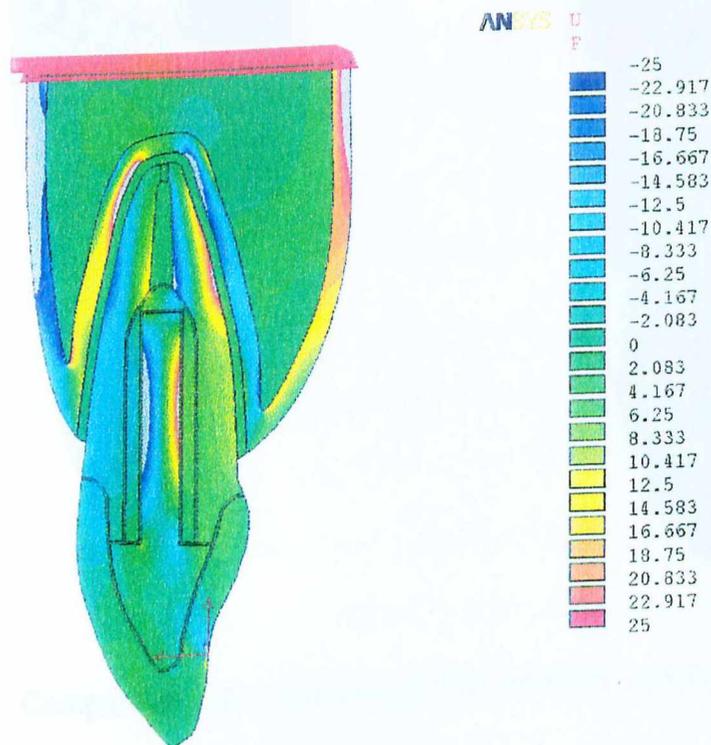


Figura 19 : Distribuição de tensões na direção  $S_y$  em incisivo central superior restaurado com sistema de pinos metálico fundido.

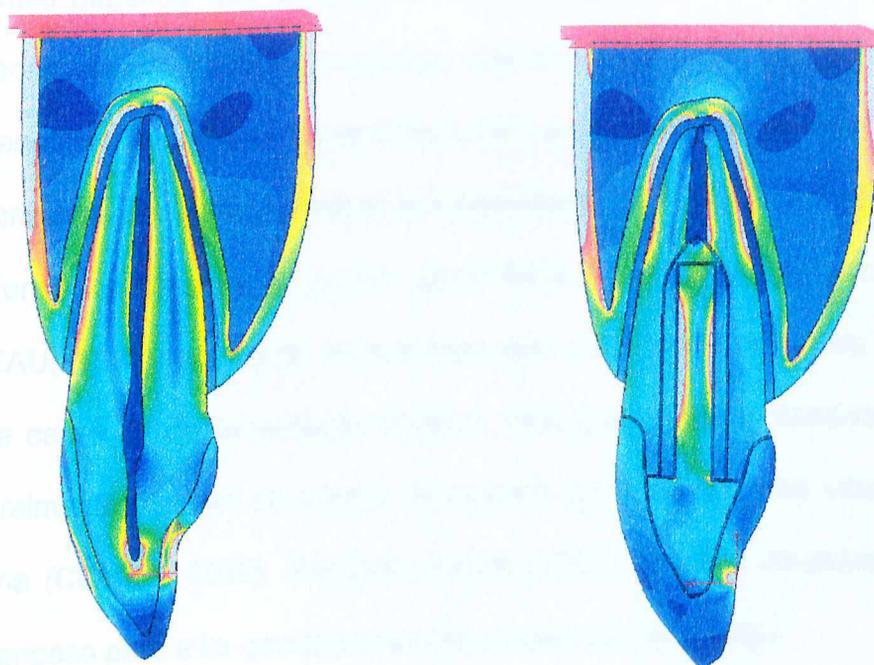


Figura 20 : Comparação da distribuição de tensões entre ICS hígido e restaurado com pino cilíndrico metálico fundido

Ao se comparar os resultados deste modelo com o dente hígido (Figura 20), observou-se que os níveis de tensões diminuíram sensivelmente na região cervical vestibular e palatina. O que a princípio parece ser uma vantagem, isto é, a diminuição de tensões na dentina e a idéia de que este fator possa prevenir injúria ao dente, torna-se desfavorável visto que qualquer restauração deve se aproximar da condição natural do dente. Assim, quando se cimentou o pino radicular, as tensões se concentraram no pino, por este ser o componente mais rígido da estrutura. Esta rigidez imposta à estrutura promove uma restrição do deslocamento do dente, ou seja, sua flexibilidade é diminuída. Isto limita a capacidade de deformação do dente e, por conseqüência, diminui a tensão periférica da raiz OLIVEIRA , 2000). Por sua vez, estas tensões que estavam

---

na periferia da raiz concentraram-se nas regiões onde o deslocamento natural do dente passou a ser mais restrito, que são, exatamente as áreas de interface dos diferentes materiais que compõem a estrutura dentária restaurada. Estes materiais possuem propriedades mecânicas diferentes, apresentando, portanto, níveis de tensões diferentes, o que contribuiu para a concentração de tensões.

Esta concentração é desfavorável à longevidade da restauração pois os ciclos de tensão e deformação podem gerar falha por fadiga na estrutura (CAILLETEAU, 1992), causando microtrincas que pode ser o início de uma fratura ou a causa de descimentação do pino, visto que as falhas coesivas no sistema geralmente ocorrem no interior da camada de cimento ou na interface pino- dentina (COHEN, 1996). Segundo JOSHI (2001), tensões elevadas em dentina é perigoso para a longevidade das estruturas remanescentes.

Neste modelo, as tensões se concentraram no terço apical da raiz. De acordo com CAILETAU (1992), a cimentação de um pino altera a flexão do dente por tornar mais rígida a porção coronária da restauração e transferir o ponto de flexão para um nível mais apical.

A reconstituição do conduto radicular com sistema adesivo e resina composta se apresentou muito favorável, pois ao se comparar estes resultados com os obtidos por JOSHI (2001) e CAILETEAU (1992), em que se utilizaram pinos cilíndricos cimentados em condutos de ICS com parede axial com espessura acima de 2 mm, foi observado que os trabalhos apresentaram resultados similares.

### 3. Pinos cônicos fundidos Cu/Al

Neste grupo, não reconstruímos o remanescente axial dentário e cimentamos pino metálico fundido na estrutura fragilizada.

Analisamos inicialmente os resultados da distribuição de tensões na região em que o pino foi cimentado e no terço médio da raiz. Foi possível observar (Figura 21) que a concentração de tensão foi muito intensa na região , seguida pela b, embora no centro do pino os níveis de tensão diminuíram sensivelmente. Entre todos os sistemas analisados neste trabalho, este foi o que apresentou duas situações que diferiram de todos os outros grupos: maior concentração de tensões no ápice do pino (região e) e os menores valores de tensão no terço médio da raiz (regiões f, g).

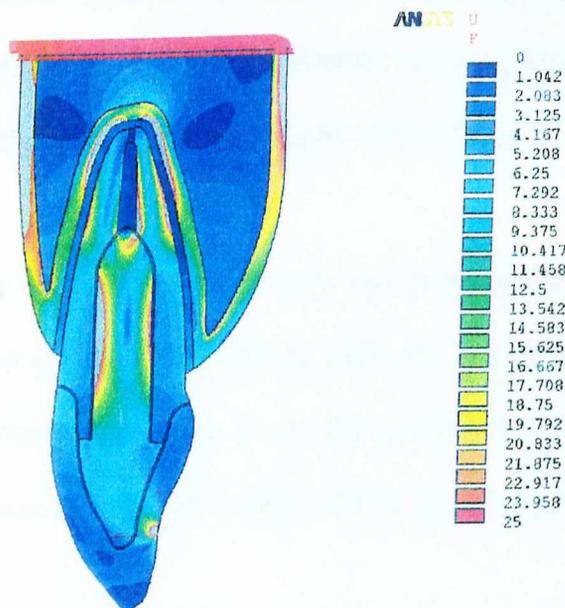


Figura 21: Distribuição de tensões de von Mises em ICS restaurado com pino cônico metálico fundido Cu / Al.

A maior concentração de tensões no pino é explicada por ESKITASCIOGLU et al (2002) ao afirmar que o componente mais rígido da estrutura é capaz de

resistir às forças com menor deslocamento, transferindo as tensões para os componentes menos rígidos da estrutura. Em trabalho com pinos cônicos, HUNTER et al, 1998, também observaram que as tensões concentraram-se nos pinos por eles apresentarem maior volume de material mais rígido. Esta concentração de tensões no pino fundido cônico é muito desfavorável à restauração, pois permite descimentação dos pinos CAILETEAU (1992), susceptibilidade à fratura SORENSEN & MARTINOFF (1984), SORENSEN & ENGELMAN (1990).

Nossos resultados estão de acordo com PIERRISNARD (2002) e , DAVY et al (1981) ao demonstrarem que quanto maior a rigidez do material do pino, menores seriam as tensões transmitidas ao tecidos adjacente. De fato, a dentina adjacente ao pino (áreas c,d) apresentou níveis baixos de tensão tanto na superfície vestibular quanto na palatina, o que está de acordo com os resultados de YANG et al (2001) ao afirmarem que a presença de pinos com alto módulo de elasticidade reduziram significativamente os níveis de tensões na dentina.

Outra área com elevada concentração de tensões foi a região apical, incluindo a superfície palatina do conduto radicular obturado. Veremos, pelos resultados deste trabalho, que este é um comportamento padrão nos dentes restaurados com sistemas de pinos, independente do tipo de material do pino.

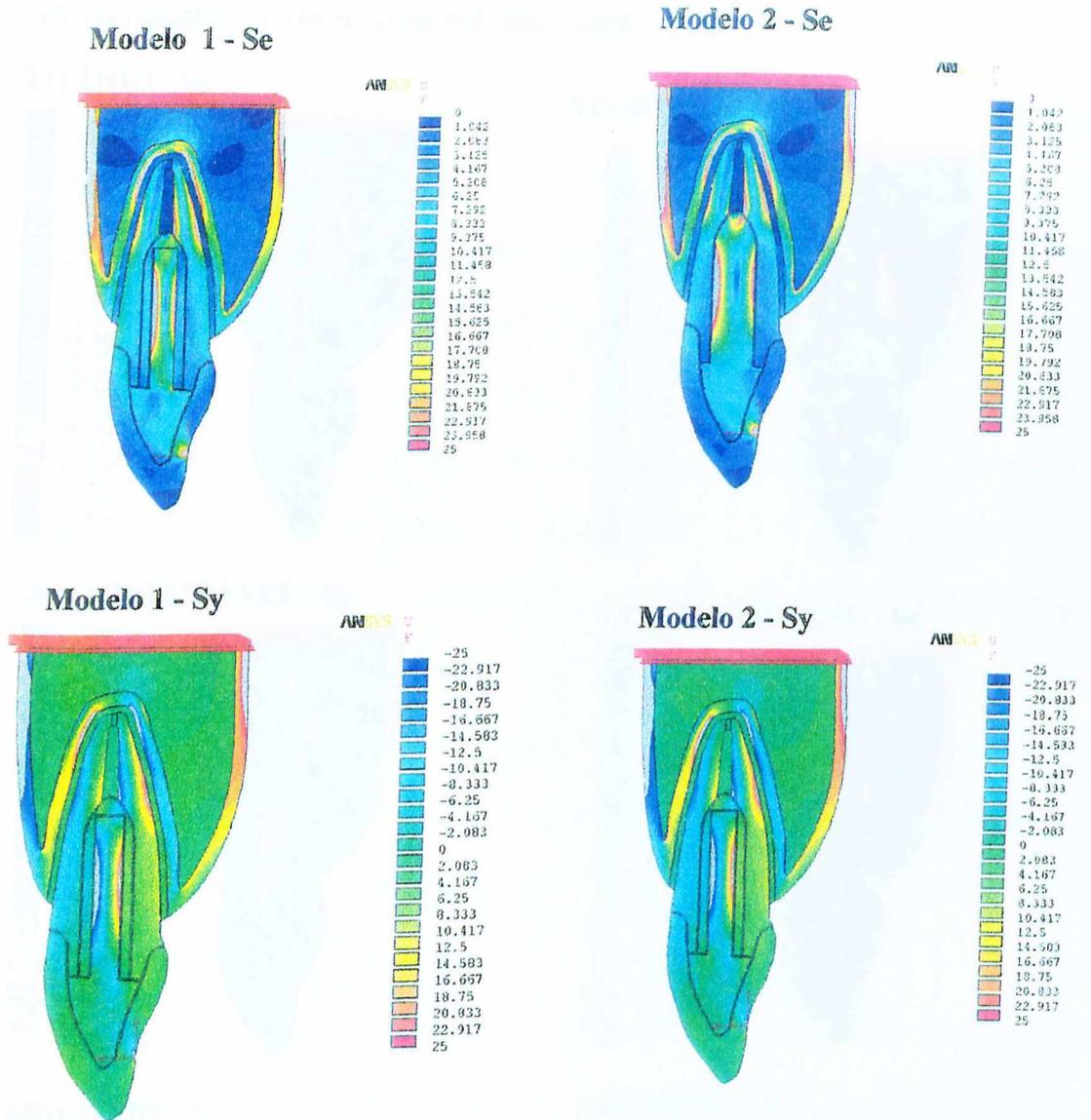


Figura 21 : Distribuição de tensões de von Mises ( Se ) e SY em ICS restaurado com dois tipos de sistemas de pinos metálicos.

Ao compararmos os dois modelos em que utilizamos os sistemas de pinos metálicos (Figura 21), observamos que: o modelo 2 concentrou mais as tensões a nível apical do que o modelo 1, enquanto que a nível de terço médio da raiz. O modelo 1 apresentou níveis menores de tensões. Estes resultados foram

3. Pinos metálicos e de zircônia pré-fabricados

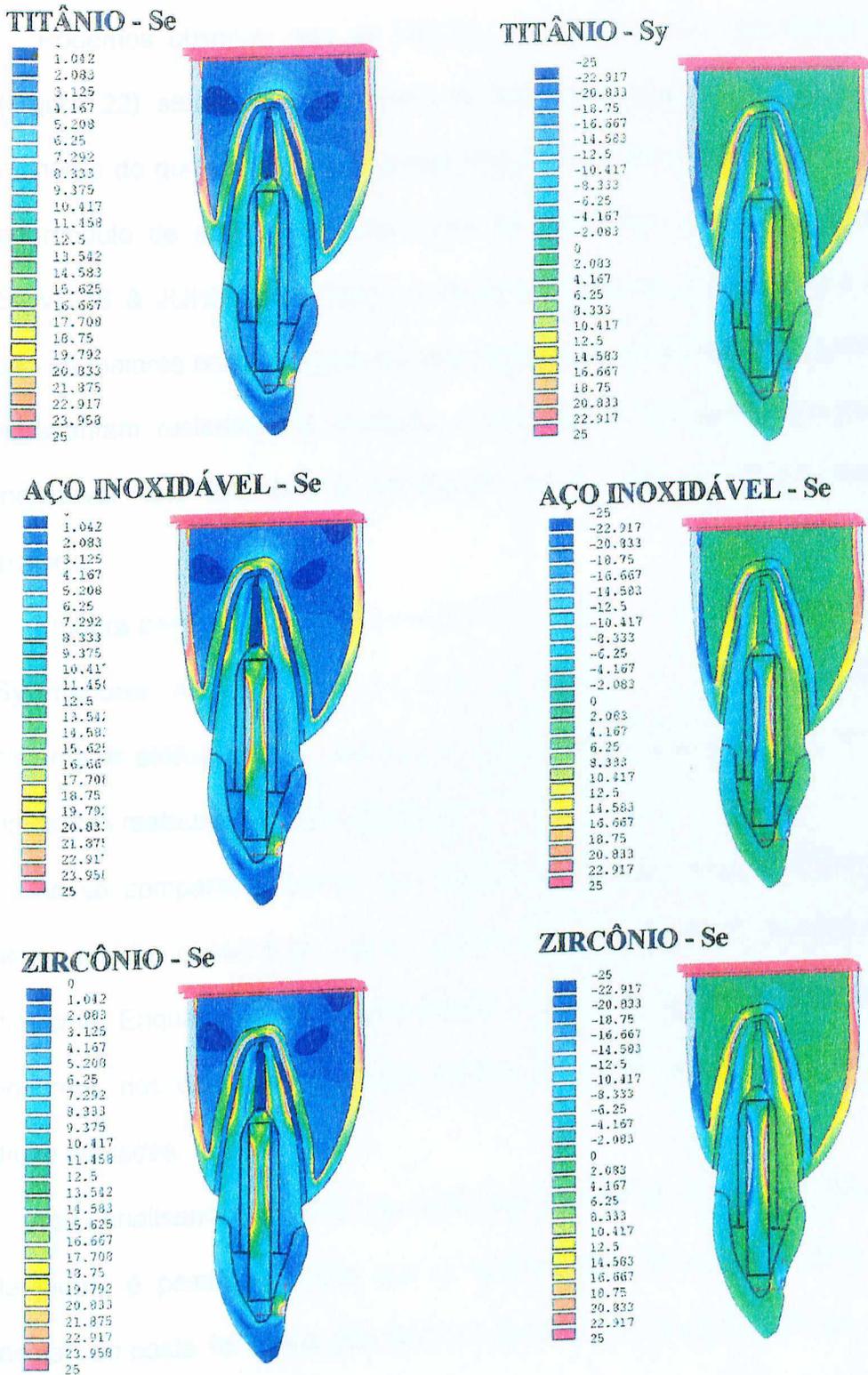


Figura 22: Distribuição de tensões de Von Mises ( Se ) e Sy em ICS restaurado com sistemas de pino de titânio, aço inoxidável e zircônio.

Podemos observar que as tensões se concentraram nas áreas *a,b,e,f,g*, (Figura 22) sendo que nos pinos de titânio as tensões na região *a* foram menores do que as encontradas nos pinos de aço inoxidável e zircônia, devido ao módulo de elasticidade dos pinos de titânio ser menor. De acordo com SILVERS & JOHNSON (1992), a rigidez (modelo de elasticidade) e corrosão são as maiores considerações na seleção de pinos metálicos. As ligas de titânio apresentam resistência à corrosão e são menos rígidas do que as de aço inoxidável, fato favorável à distribuição de tensões no dente e tecidos de suporte.

Embora análise dos valores quantitativos apresenta os níveis de tensão  $S_x$  e  $S_y$  menores na interface pino-resina composta no dente restaurado com sistema de pino de titânio, nas regiões *f,g* os níveis de tensão  $S_x$  e  $S_y$  de todos os dentes restaurados foram similares.

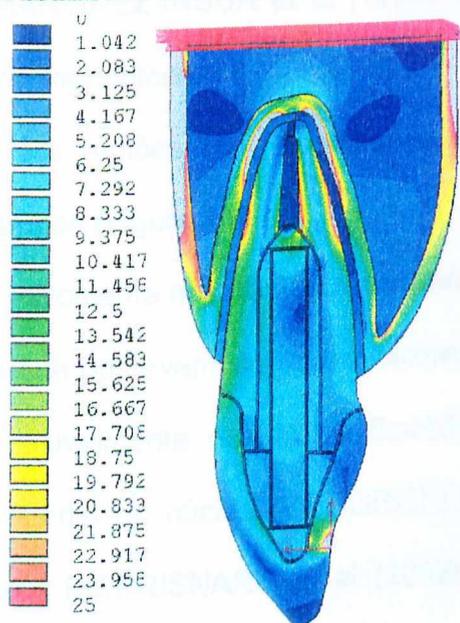
Ao se comparar o campo de tensões entre estes sistemas de pinos e o dente hígido, observa-se que o padrão de distribuição de tensões é muito diferente. Enquanto que no dente hígido o campo de distribuição de tensões é uniforme, nos dentes restaurados existem áreas de concentração de tensões muito elevadas.

Após analisarmos o campo de distribuição de tensão nos diferentes sistemas de pinos, é possível afirmar que a reconstrução da estrutura dentária com resina composta foi muito favorável ao dente, pois os resultados são similares aos encontrados em outros trabalhos em dentes com maior espessura de estrutura axial dentária (OLIVEIRA, 2000; YANG et al, 2001; PEGORETTI et al, 2002).

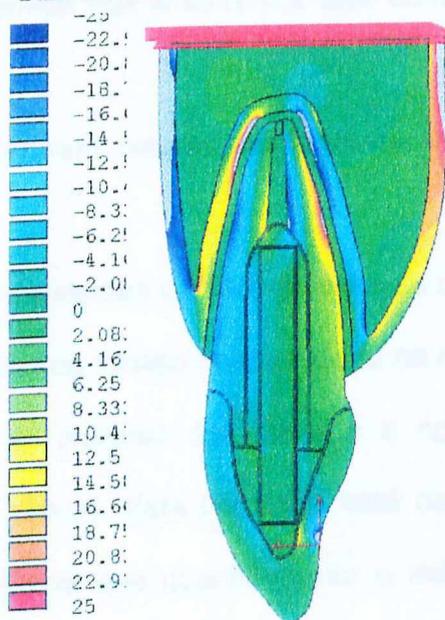
estrutura axial dentária (OLIVEIRA, 2000; YANG et al, 2001; PEGORETTI et al, 2002).

4. Pinos de fibra de vidro e de carbono

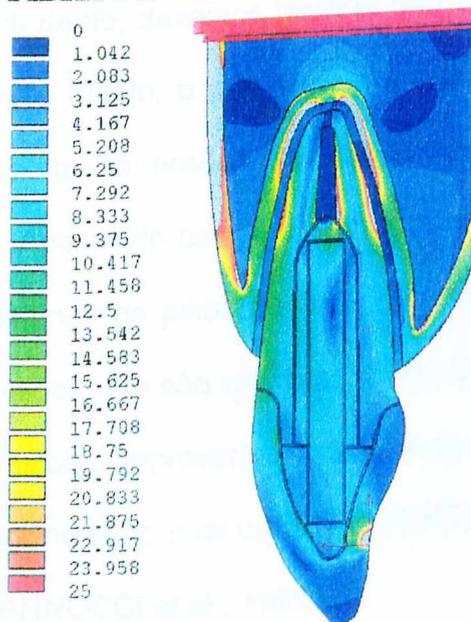
FIBRA DE CARBONO



FIBRA DE CARBONO



FIBRA DE VIDRO



FIBRA DE VIDRO

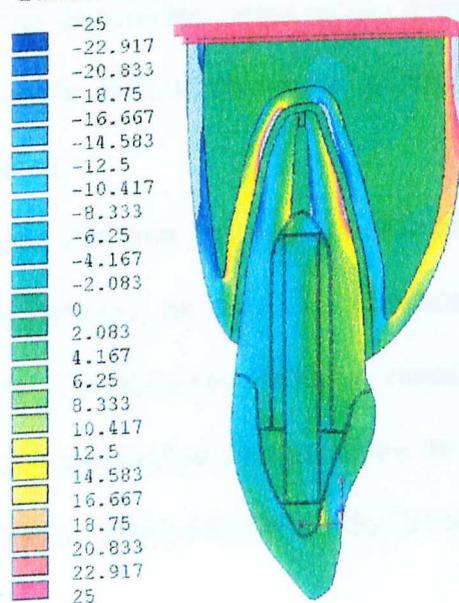


Figura 23: Distribuição de tensões de Von Mises (  $S_e$  ) e  $S_y$  em ICS restaurado com sistemas de pinos de fibra de vidro e carbono.

Entre todos os sistemas de pinos analisados, estes apresentaram as menores variações na distribuição de tensões. Nas áreas *a,b*, as tensões foram baixas em ambos sistemas devido à similaridade das propriedades mecânicas dos materiais e adesão entre suas superfícies (LACY, 1995; DURET 1990; MARTINEZ-INSUA et al, 1998) que permite que a estrutura seja considerada um monobloco.

Nas regiões *f,g*, as tensões apresentaram valores similares as de outros grupos (Figura 23).

Somente nos dentes restaurados com sistemas de fibra de vidro de carbono, é que observamos que os maiores valores de tensão concentrados na região *c*, possivelmente devido à flexibilidade do material dos pinos e a rigidez do material do núcleo (PEGORETTI et al, 2002). Este resultado está de acordo com PIERRISNARD et al (2002) ao afirmar que quanto menor o módulo de elasticidade do pino, maior a concentração de tensão a nível cervical, entretanto, devemos lembrar que o nível de tensões nesta região é elevado no dente hígido, o que se infere que o dente restaurado nestas condições pode suportar as tensões localizadas nesta área.

Apesar do campo de tensões não ser uniforme nos dentes restaurados com sistemas de pinos de fibra de vidro e carbono, os níveis de concentração de tensões não são elevados. Este achado é importante, visto que vários estudos clínicos comprovam a longevidade das restaurações com sistemas de pinos de fibra de vidro e de carbono ( FERRARI et a., 2000; FREDRICKSSON et al, 1998; MANNOCCI et al, 1999 ).

**CONCLUSÃO**

## CONCLUSÃO

Neste trabalho, foi concluído que:

1. A restauração do incisivo central superior com sistema de pino radicular cilíndrico metálico fundido, pré-fabricado metálico e zircônia, pino de fibra de vidro e fibra de carbono alterou a distribuição de tensão na dentina radicular, em relação ao dente hígido.
2. As restaurações com sistemas de pinos de fibra de carbono e fibra de vidro apresentaram uma distribuição de tensões mais uniforme na dentina radicular.
3. A reconstrução das paredes dentinárias com sistema adesivo e resina composta promoveu uma melhor distribuição de tensões.
4. Os grupos do sistema de pino pré-fabricado metálico e de zirconia, pino metálico fundido, e sem reconstrução das paredes dentinárias com sistema adesivo e resina composta, apresentaram maior concentração de tensões do que os grupos de sistemas de pinos de fibra de carbono e fibra de vidro.
5. O grupo do sistema de pino metálico fundido sem reconstrução das paredes dentinárias com sistema adesivo e resina composta apresentou a maior concentração e tensões.

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ALBUQUERQUE, R.C. Estudo da distribuição de tensões internas em um Incisivo Central Superior reconstituído com diferentes pinos intraradiculares analisados através do Método de Elemento Finito. Araraquara, 1999. Tese (Doutorado em Dentística Restauradora). Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista, 2000.

ASSIF, D., BITENSKY, A. PILO, R., OREN, E. Effects of post designs on resistance to fracture of endodontically treated teeth with complete crowns.

*J. Prosthet. Dent.*, v. 69, p.36-40, 1993.

ASSIF, D., OREN, E., MARSHAK, B. L. AVIV, I. . Photoelastic analysis of stress transfer by endodontically treated teeth to the supporting structure using different restorative techniques. *J. Prosthet. Dent.*, v. 61, p. 535-43, 1989.

ASSIF, D., GORFIL, C. Biomechanical considerations in restoring endodontically treated teeth. *J. Prosthet. Dent.*, v. 48, p. 565-567, 1994

- ASMUSSEN E., PEUTZFELDT A., HEITMANN T. Stiffnes, elastic limit and strength of newer types of endodontic pots. **Journal of Dentistry**, v. 27, p. 275-8, 1999
- AKKAYAN, B.; GULMEZ, T.; Resistance to fracture of endodontically treated teeth restored with different post systems. **J. Prosthet. Dent.**, v.87, p.431-7, 2002
- BLACK, G.V. apud JOHNSON, J. K., SCHARTZ, N. L., BLACKWELL, R.T. Evaluation and restoration of endodontically treated teeth. **J. Am. Dent Assoc.**, v.93, p.597-605, 1976
- BURNS, D. A. et al. Stress distribution sunrrounding endodontic post. **J Prosthet Dent** , v. 64, p. 412-418, 1990
- CAILLETEAU, J.G.; RIEGER, M.R.; AKIN, J.E. A comparison of intracanal stresses in a post-restored tooth utilizing the finite element method. **J. Endodon.**, v. 18, p. 540-4, 1992.
- CHRISTENSEN G. J. Post and core: State of The Art. **Journal of American Dental Association**, v. 129. p. 96-97, 1998
- CAPUTO, A.A.; STANDLEE, J. P. Pins and posts- why, when and how. **Dental Clinics of North America**, v. 20, p.299-311, 1976.
- CAPUTO, A.A.; STANDLEE, J. P. **Biomechanics in clinical Dentistry**. Chicago: Quintessence, 1987.
- COHEN B. I.,PAGNILLO M.K., CONDOS, S., DEUSTCH A S. Four different core materials measured for fracture strength in combination with five different designs of endodontic posts. **J Prosthet Dent**, v. 76, p. 478-95, 1996

- COHEN, B. PAGNILLO, B. S., NEWMAN, I., MUSIKANT, B. L., DEUSTCH, A S. Retention of a core material supported by three post head designs. *J. Prosthet. Dent.*, v. 83, p. 624-8, 2000
- DAVY, D.T., DILLEY G. L., KREJCI, R. F. Determination of stress patterns in root-filled teeth incorporating various dowel designs. *J Dent Res.*, v. 60, p. 1301-1310, 1981
- DEAN, J. P., JEANSONNE, B.G., SARKAR, N. S. In vitro evaluation of a carbon fiber post. *J. Endod.*, v. 24, p. 807-810, 1998
- DEUSTCH, A S.; MUSIKANT , B. L.. Prefabricated dowels: A literature review. *J Prosthet Dent*, v. 49, p. 498-503, 1983.
- DE CLEEN, M. J. The relationship between the root canal filing and post space preparation. *Int. Endod. J.*, v. 26, p. 53-8, 1993
- DINATO J.C. et al. Restauração de dentes tratados endodonticamente com pinos pré-fabricados. In: FELLER, C. GORAB, R. Atualização na clínica odontológica. São Paulo: Artes Médicas, p. 409, 2000
- DURET, B., REYNAUD, M. DURET, F. Un nouveau concept de reconstitition corono-radicular: le Composipost (1). *Chir. Dent. Fr.*, v. 60, p. 131-41, 1990
- ESKITASCROGLU, G.; BELLI, S.; KALAKAN, M. Evaluation of two post core systems using two different methods (fracture strength test and a finite elemental stress analysis). *J Endod*, v.28, p. 629-633, 2002
- FAUCHARD, P. *Le Chirurgien dentiste on traité des dents*. 10. Ed., Paris: Juliem Prélat , v. 2, p. 244-56, 1756.

- FARAH, J. W., CRAIG, R.G., SIKARSKIED, D. L. Photoelastic and finite element stress analysis of a restores axisymmetric first molar. *J. Biomech*, v.6, p. 511-20, 1973.
- FERRARI M., MANNOLI F. A One bottle adhesive system for bonding a fiber post into a root canal: An SEM evaluation of the post-resin interface. *Int Endodont Journal*, v 33, p. 397-400, 2000
- FERRARI, M<sup>a</sup>.; VICHI, A.; GARCIA-GODOY, F. Clinical evaluation of fiber-reinforced epoxy resin posts and cast post and cores. *Am J Dent*, v. 13, 15-18, 2000.
- FERRARI, M<sup>b</sup> VICHI,A.; MANNOCCI, F.; MANSON, PN. Retrospective study of the clinical performance of fiber posts. *Am J Dent*, v. 13, p. 9-13, 2000.
- FREDRIKSSON, M., ASTBACH J., PAMENIUS M., ARVIDSON K.. A retrospective study of 236 patients with teeth by carbon fiber-reinforcrd epoxy resin posts. *J. Prosthet. Dent.*, v.80, p. 151-7, 1998
- FREEDMAN, G. The carbon fiber post: metal-free, post-endodontic rehabilitation. *Oral Health*, v. 86, n.2, p. 23-30, 1996
- GOLDSTEIN, G.R.; HITTELMAN,E. Survey of posts procedures. *N.Y. State Dental J.*, v.58,p.32-35,1992
- GOODACRE, C. J., SPOLNICK K. I. The prosthodontic management of endodontically treated teeth: a literature review. I. Sucess and failure data, treatment concepts. *J. Prosthodontic.*, v. 3, p. 243, 1994
- GERSTEIN, H.; BURNELL,S. Prefabricated precision dowels. *J Am Dent Assoc*, v.68, p. 787-791, 1964

- GUTMANN J. L. The dentin-root complex: anatomix and biologic considerations in restoring endodoncally treated teeth. **J. Prosthet. Dent.**, v. 67, p. 558, 1998
- GUZY, G. E. NICHOLLS, J. I. In vitro comparison of intact endodontically treated teeth with and without endo-post reinforcement. **J. Prosthet. Dent.**, v. 42, p. 39-44, 1979.
- HEYDECKE, G.; PETERS, M., C. The restoration of endodontically treated, single-rooted teeth with cast or direct post and cores: A systematic review. **J. Prosthet. Dent**, v. 87, 380-386, 2002
- HEYDECKE, G., BUTZ F., STRIB, J.R. Fracture strengt and survival rate of endodontically treated maxillary incisors with approximal cavities after restoration with different post and core systems : an in vitro study. **J Dentistry**, v.29, p 413-127, 2001.
- HO, M., LEE S., CHEN H., LEE M . Three-dimensional finite element analysis of the effect of posts on stress distribution in dentin. **J. Prosthet. Dent.**, v. 72, p. 367-72, 1994.
- HOLMES.D. C. et al. Influence of post dimension on stress distribution in dentin. **J. Prosthet. Dent.**, v. 75, p. 140-7, 1996
- HUANG, H.; LEDLEY, R. S. Numerical experiments with a linear force displacement tooth model. **J Dent Res**, v. 48, p. 23-37, 1969
- ISIDOR, F., ODMAN, P., BRONDUM, K. Intermittent loading of teeth restored using prefabricated carbon fiber posts. **J. Prosthet. Dent.**, v. 9, p. 131-6, 1996
- JOSHI, S. et al. Mechanical perfomance of endodontically treated teeth. Finite elements analysis and design. **J. Prosthet. Den.**, v.37, p. 587-601, 2001

- JOCKISCH K.A , BROWN S.A., MERRITT K. Biological response to chopped carbon-fibeeer-reinforced peeck. **J. Biomater. Res.**, v. 26, p.133-46, 1992.
- JOHNSON, J.K. et al. A prótese de coroa e pontes na prática atual. São Paulo: Atheneu, p. 55-9, 1964
- <sup>K</sup>LAMBJERG-HANSEN, H.; ASMUSSEN, E. Mechanical properties of endodontic posts. **J Oral Rehabilitation**, v 24, p. 882-887, 1997
- LANG, L.A.; WANG, R.F.; KANG, B.K.;WHITW, S. Validation of finite element analysis in dental ceramics research. **J. Prosthet. Dent**, v. 86, p. 650-654, 2001
- LARSON T.D.; DOUGLAS, W. H.; GEISFELD, R.E. Effect of prepared cavities on the strength of teeth. **Oper Dent** ,v. 6, p.2-5, 1981.
- LEARY, J. M. , JENSEN, M. E. SHETH, J. J. Load transfer of post and cores to roots through cements. **J. Prosthet. Dent**, v. 62, p. 298-302, 1989.
- LEPE X., BALES D. J. ,JOHNSON G.H. Tensile dislodgment evaluation of two experimental pre fabricated post systems. **Operative Dent**, v. 21, p. 209-12, 1996.
- LLOYD P.D., JOYCE F.P. The philosophies of dowel diameter preparations: a literature review. **J. Prosthet. Dent.**, v.69, p.32-36, 1993.
- LU ZHI-YUE; ZHANG YU-XING. Effects of post-core design and ferrule on fracture resistance of endodontically treated maxillary central incisors. **J. Prosthet. Dent**,v.89, p.368-73, 2003
- McNEILL, C.; Ciência e Prática da Oclusão. **Quintessence**, p. 161, 2000.
- MANOCCI F., SHERRIF M., WATSON T. F. Three-point bending test of fiber posts. **J. Endod.**, v. 27, p. 758-761, 2001.

- MANNOCCI, F., FERRARI M., WATSON, T.F. Intermittent loading of teeth restored using quartz-fiber, carbon-quartz fiber and zirconium ceramic root canal posts. *J. Adhes. Dent.*, v. 1, p. 153-158, 1999.
- MARTINEZ-INSUA, A., SILVA L., RILO B., SANTANA U. Comparison of the fracture resistances of pulpless teeth restored with a cast or carbon-fiber post with a composite core. *J. Prosthet. Dent.*, v.80, p.527-32, 1998
- MENDONZA D. B.; EAKLE W. S.; KAHL, E., A. Root reinforced with a resin-bonded preformed post. *J. Prosthet. Dent.*, v. 78, p.10-15, 1997
- MILOT, P., STEIN, R. S. Root fracture in endodontically treated teeth related to post selection and crown design. *J. Prosthet. Dent.*, v. 68, p. 428-35, 1992.
- MITCHELL C. A ORR J.F., KENNEDY J.G. A semi-empirical model for prediction of how post-retained crowns will fail under compressive loading. *J. Dent. Res.*, v. 71, p. 1613-8, 1992
- MORGANO, S. M. Restoration of pulpless teeth: application of traditional in present and future contents. *J. Prosthet. Dent.*, v. 74, p. 375-80, 1994
- NEWTZ, H.; SEIBLY, W. S. A guide to successful posting: possibly posts in corrugated post spaces. *Oral Health*, p. 29-34, 1994
- O'BRIEN, W. Dental Materials and their selection. Quintessence Pubh., p.331-406, 1997
- OLIVEIRA, L. C. A. Análise comparativa de distribuição de tensões em Incisivo Central Superior, restaurado com diferentes sistemas de pinos intraradiculares. Araraquara. Dissertação ( Mestrado) - Faculdade de Odontologia de Araraquara da Universidade Estadual Paulista Júlio de Mesquita Filho – Unesp, 2002.

- PAUL, S. J. SCHARER, P. Post and core reconstruction for fixed prosthodontic restoration. *Prat Periodontics Aesthet.* , v.9,p.513-20,199
- PETERS, M. C. et al. Stress analysis of a tooth restored with a post and core. *J. Dent. Res*, v. 62, p.760-3, 1983.
- PEGORETTI A.; FAMBRI, L; ZAPPINI, G; BIANCHETTI, M. Finite element analysis of a glass fibre reinforced composite endodontic post. *Biomaterials*, v. 23, p.2667-2682, 2002.
- PIERRISNARD L., BOHIN F., RENAULT P., BARQUINS M. Corono-radicular reconstruction of pulpless teeth: mechanical study using finite element analysis. *J Prosth Dent.*, v. 88, p.442-448, 2002.
- PILO R., TAMSE, A Residual dentin thickness in mandibular premolars prepared with Gates Glidden and Para Post drills. *J Prosth Dent*, v. 83, p. 617-23, 2000.
- PURTON D. G., LOVE, R. M. Rigidity and retention of carbon fibre versus stainless steel tooth canal posts. *Int. Endod. J.*, v. 29, p. 263-5, 1996
- PURTON D.G., PAYNE, J. A. Comparison of carbon fiber and stainless steel root canal posts. *Quintessence Internac*, v. 27, p 93-96, 1996
- KEITH , D., D. The prosthodontic use of endodontically treated teeth: Theory and biomechanics of post preparation. *J. Prosthet. Dent*, v. 49, p. 203-206, 1983.
- KEYF F., SAHIN E. Retentive properties of three post-core systems. *Australian Dent. J.*, v. 39, p.20-4, 1994.
- KO C., CHU S., CHUNG H.,LEE C. Effects of posts on dentin stress distribution in pulpless teeth. *J. Prosthet. Dent.*, v. 68, p. 421-7, 1992.

- KOVARICK, R. E., BREEDING, L.C., CAUGHMAN, W.F. Fatigue life of three core materials under simulated chewing conditions. *J. Prosthet. Dent.*, v. 68, p. 584-90, 1992
- RAVENHOLT G, JENSEN J. Corrosion investigation of two materials for implant supra constructions coupled to a titanium implant. *Scand J Dent Res*, v. 99, p. 181-6, 1991.
- REINHARD, R.T., KREJCI Y. C., PAO Y.C., STANNARD J.G. Dentin stresses in post-reconstructed teeth, with diminishing bone support. *J. Dent. Res.*, v. 62, p. 1002-1008, 1983.
- RICKS-WILLIAMSON, L. J., FOTOS P. G., GOEL V. K. G., SPIVERY J. D., RIVERA E. M., KHERA S. C. A three-dimensional finite element stress analysis of an endodontically prepared maxillary central incisor. *J. Endod.*, v. 21, p. 362-67, 1995.
- RICHMOND apud JOHNSON, J. K., SCHATZ, N. L., BLACKWELL, R.T. Evaluation and restoration of endodontically treated teeth. *J. Am. Dent. Assoc.*, v. 93, p. 597-605, 1976
- RING, M.E. História da Odontologia, p. 64. Editora Manole, 1994
- RING, M.E. História da Odontologia, p. 85. Editora Manole, 1994
- RUBIN, C et al. Stress analysis of the human tooth using a three-dimensional finite element model. *J Dent Res*, v. 62, p. 82-6, 1983.
- YAMAN, S.D., ALAÇAM, T. YAMAN, Y. Analysis of stress distribution in a maxillary central incisor subjected to various post and core applications, *J Dent Res.*, v. 24, p. 107-111, 1998.

- SAUPE W. A GLUSKIN A H.,RADKE R. A comparative study of fracture resistance between morphologic dowel and cores and a resin-reinforced dowel system in the intraradicular restoration of structurally compromised roots. **Quintessence Internacional**, v. 27, p. 483-91,1996.
- SCHILLINBURG, JR., H. T., FISHER, D. W., DEWHIRST, R.B. Restoration of endodontically treated posterior teeth. **J. Prosthet. Dent.**, v. 24, p.401-9, 1970.
- SIDOLI, G. E. KING, P. A SETCHELL. J. Na in vitro evaluation of a carbon fiber-based post and core system. **J. Prosthet. Dent.**, v. 78, p.5-9, 1997.
- SORENSEN J.A., ENGELMEM, M.A Effect of post adaptation on fracture resistance of endodontically treated teeth. **J. Prosthet Dent.**, v.64, p. 419-24, 1990.
- SORENSEN J. A., MARTINOFF J. T. Intracoronal reinforcement and coronal coverage: a study of endodontically treated teeth. **J Prosthet Dent**, v. 51, p. 780-4, 1984.
- SORENSEN J.A, MARTINOFF J.T. Clinically significant factors in dowel design. **J. Prothet. Dent.**, v. 52, p. 28-34, 1984.
- STANDLEE J.P., CAPUTO A A HANSON E.C. The retention of endodontic dowels: the effects of cement,dowel length,diameter and design. **J. Prosthet. Dent.**, v. 39, p. 401-5, 1978.
- STANDLEE J.P., CAPUTO, A A,HOLCOMB, J., TRABERT, K. C. The retentive and stress distributing properties of a threaded endodontic dowel. **J. Prosthet. Dent.**, v. 44, p. 398, 1980.
- STANDLEE J. P., CAPUTTO A A Endodontic dowel retention with resinous cements. **J. Prothet. Dent.**, v. 68, p. 913, 1998.

## ABSTRACT

The aim of this study was to evaluate the dentin stress distribution in the endodontically treated maxillary upper central incisor restored with different post types. Six different post systems were studied: carbon fiber, glass fiber, cast post in a weakened tooth, cast post in a weakened and restored tooth, stainless steel, titanium and zirconia. The study was carried out by the finite element stress analysis regarding a 45° for the load application.

Regarding this study, the following conclusions were drawn: post placement result in a distribution of the stress that is not uniform along the root canal; the greatest compressive and tensile stress in dentin were predicted to occur at the lingual (compression) or buccal (tension) root surface; the use of a composite resin in the weakened tooth resulted in better uniform distribution of stress along the root canal.