



LUANA CRISTINA ARAÚJO DE OLIVEIRA

**ANÁLISE COMPARATIVA DA DISTRIBUIÇÃO
DE TENSÕES EM INCISIVO CENTRAL SUPERIOR
RESTAURADO COM DIFERENTES
SISTEMAS DE PINOS INTRA-RADICULARES**

ARARAQUARA

2002

LUANA CRISTINA ARAÚJO DE OLIVEIRA

**ANÁLISE COMPARATIVA DA DISTRIBUIÇÃO DE
TENSÕES EM INCISIVO CENTRAL SUPERIOR
RESTAURADO COM DIFERENTES SISTEMAS DE
PINOS INTRA-RADICULARES**

ARARAQUARA

2002

LUANA CRISTINA ARAÚJO DE OLIVEIRA

**ANÁLISE COMPARATIVA DA DISTRIBUIÇÃO DE
TENSÕES EM INCISIVO CENTRAL SUPERIOR
RESTAURADO COM DIFERENTES SISTEMAS
DE PINOS INTRA-RADICULARES**

Comissão examinadora

Presidente: Prof^a Dr^a Maria Salete Machado Candido

1º Examinador: Prof^a Dr^a Jesuânia Maria Guardiero Azevedo Pfeifer

2º Examinador: Prof^o Dr^o Welington Dinelli

Araraquara, fevereiro de 2002



UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA

Faculdade de Odontologia de Araraquara

LUANA CRISTINA ARAÚJO DE OLIVEIRA

**ANÁLISE COMPARATIVA DA DISTRIBUIÇÃO DE
TENSÕES EM INCISIVO CENTRAL SUPERIOR
RESTAURADO COM DIFERENTES SISTEMAS
DE PINOS INTRA-RADICULARES**

*Dissertação apresentada à
Faculdade de Odontologia de
Araraquara, da Universidade Estadual
Paulista “Júlio de Mesquita Filho”-
UNESP, para a obtenção do Título de
Mestre em Odontologia - Área de
Dentística Restauradora.*

Orientadora: Prof^ª Dr^ª Maria Salete Machado Candido

Co-orientadora: Prof^ª Dr^ª Sonia Aparecida Goulart Oliveira

**Araraquara –
2002**

Oliveira, Luana Cristina Araújo de

Análise comparativa da distribuição de tensões em incisivo central superior, restaurado com diferentes sistemas de pinos intra-radulares / Luana Cristina Araújo de Oliveira -- Araraquara : [s.n.], 2002.

149 f. ; 30 cm

Dissertação (Mestrado) – Universidade Estadual Paulista, Faculdade de Odontologia.

Orientador: Profa. Dr^a. Maria Salete Machado Candido

1. Pinos dentários 2. Análise de tensões I. Título.

À DEUS...

Dedicatória

Aos meus pais

Juvêncio e Emília

Dedico este trabalho à vocês e especialmente à minha mãe Emília, que sempre me cercou de todas as condições para que eu pudesse chegar até aqui, dando-me mais que incentivo e amor, mas a sua vida como exemplo de perseverança e determinação.

Aos meus irmãos

Jacqueline, Júlio, Joaquim, Daniel e Juliana

À vocês que caminharam comigo todos estes anos e me mostraram que para vencer é preciso mais que sabedoria, é preciso coragem. Vocês me ensinaram a nunca desistir.

Esta conquista é nossa. Amo vocês!

Ao Anthony

Dedico a você este trabalho porque simplesmente agradecer não é suficiente.

Você esteve presente em todos os momentos, me orientando e ensinado.

Nada seria possível sem sua colaboração, você mostrou-se um pesquisador brilhante. Além disso, seu amor e incentivo me dão forças para seguir em frente e alimentam o sonho de estarmos juntos sempre e construirmos uma família.

Agradecimentos especiais

À minha orientadora

Prof^a Maria Salete Machado Candido

Obrigada por encarar o desafio de trabalhar em uma área totalmente fora do nosso cotidiano. Foram momentos difíceis, mas você esteve ao meu lado, vibrando a cada descoberta. Seu apoio e orientação foram fundamentais. A minha admiração por sua competência e profissionalismo e o meu eterno agradecimento por me dar além de sua amizade e conhecimento, a oportunidade de realizar um sonho. Obrigada por acreditar em mim!

À minha co-orientadora

Prof^a Sonia Aparecida Goulart Oliveira

Meu sincero agradecimento à você que acompanhou cada momento deste trabalho, seu empenho e entusiasmo foram contagiantes. Sua orientação e profissionalismo foram fundamentais para que eu superasse as dificuldades e pudesse aprender mais. Espero que este seja apenas o primeiro de muitos outros trabalhos que virão. Muito obrigada!

À Prof^a Jesuânia Maria Guardiero Azevedo Pfeifer

Você me iniciou nesta jornada apaixonante e despertou em mim a vontade de crescer e aprender. Esteve presente em todos os momentos da minha caminhada. Conviver com você é um aprendizado constante, seu exemplo de profissionalismo é referência de verdade e conhecimento. Você faz parte da minha história!

Ao Prof^o Paulo Sérgio Quagliatto

Você também faz parte desta conquista, obrigada pelo apoio e confiança. Sempre criando novos caminhos e disposto a ajudar. Você é a alegria em pessoa!

Obrigada de coração!

À José Luiz e Maria de Lourdes

Vocês estiveram ao meu lado, participando das minhas conquistas. Tornaram a distância da minha família menos dolorosa, vocês são minha família. Obrigada por tudo!

**Aos queridos Cynthia e Alex, Polyana e Marcelo, Etiënne, Elisângela, Camila,
Wellington, Rodrigo e meus sobrinhos Patrick, Lucas e Carol,**

Obrigada pelo constante incentivo, cada momento que passamos juntos enchem
meu coração de felicidade!

Às amigas Cris, Liz, Patrícia e Elaine

Vou sentir saudades do nosso convívio e dos nossos primeiros ensaios didáticos, com vocês
aprendi o que é compartilhar. Obrigada por tudo!

Às amigas Gláucia, Andrea e Renata

Vocês seguraram a maior “barra” na minha ausência, obrigada pela compreensão e incentivo.
Vocês me deram a tranquilidade que eu precisava para seguir em frente!

Ao aluno de graduação em Engenharia Mecânica Thiago Caixeta

Sua contribuição neste trabalho foi simplesmente essencial. Nos momentos em que mais
precisei você me socorreu. Obrigada pela ajuda!

Meus sinceros agradecimentos...

À Faculdade de Odontologia de Araraquara, na pessoa do Prof^o Dr. Ricardo Abi Rached pela oportunidade de crescimento profissional.

Aos professores da disciplina de Dentística Restauradora do Curso de pós-graduação, Profs. Ueide, Sillas, Celso, Netto, Saad, Osmir, Welington, Salete, Fernando, Marcelo, Guastaldi, obrigada pelos ensinamentos e pela valiosa contribuição em minha formação.

Aos professores da Universidade Federal de Uberlândia – UFU, especialmente da Disciplina de Dentística, Profs. Paulo, Roberto, Carlos, Jesuânia e Nelson, obrigada por todos os ensinamentos durante minha formação e por abrirem as portas ao meu ingresso na carreira acadêmica. E aos demais professores que fizeram parte da minha formação.

À Faculdade de Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Uberlândia em especial aos professores Cleudmar Amaral de Araújo, Antônio Pedro Clapis e Sonia Aparecida G. Oliveira. Obrigada pelos ensinamentos e por oferecerem toda estrutura desta faculdade para o desenvolvimento deste trabalho.

Aos amigos do mestrado Patrícia, Elaine, Ricardo, Liz, Cristina, Laura, Alessandra, Taiúva e Emmanuel, durante todo este tempo de convivência aprendi muito com vocês, foram momentos inesquecíveis.

Ao técnico da Universidade Federal de Uberlândia Marco Antônio Lana, profissional habilidoso, sempre disposto a ajudar e encontrar as melhores soluções. Muito Obrigada!

Ao Prof^o Mário Mourelli Perez, pela atenção a mim dispensada sempre que solicitei sua ajuda. Obrigada pelas sugestões de leitura, foram fundamentais neste trabalho.

Às bibliotecárias Zezé e Maria Helena pela disposição e orientação segura.

Às funcionárias da secretaria da Pós-graduação, Rosângela, Mara e Vera, pela paciência, simpatia e disposição em ajudar.

À Empresa 3M do Brasil, na pessoa da funcionária Eugênia Mara, pelo material fornecido para realização desta pesquisa.

À Enilda especialmente, e todos meus pacientes, que souberam entender minha escolha e me deram força para seguir outro caminho. Obrigada pela compreensão.

À Fundação de Amparo e Pesquisa do Estado de São Paulo (FAPESP), pelo apoio financeiro para o desenvolvimento deste trabalho (Processo nº 00/06331-9).

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	10
2	REVISÃO DA LITERATURA	16
2.1	Método de Fotoelasticidade	17
2.2	Método Dos Elementos Finitos	26
2.3	Ensaio Mecânico / Considerações gerais	38
3	PROPOSIÇÃO	52
4	MATERIAL E MÉTODO	54
4.1	Método de Fotoelasticidade	57
4.2	Método dos Elementos Finitos (MEF)	75
5	RESULTADO E DISCUSSÃO	91
6	CONCLUSÃO	131
7	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	134
8	RESUMO	144
9	ABSTRACT	148

Introdução

Há mais de cem anos, a restauração de dentes tratados endodonticamente tem sido um assunto de grande interesse dos profissionais e pesquisadores da área odontológica,^{23,33} entretanto, consiste ainda em um capítulo polêmico da Odontologia Restauradora. Apesar do grande número de publicações científicas^{23,24,28,30,50,51} e de materiais existentes no mercado, continua difícil ao cirurgião-dentista, no seu dia-a-dia, decidir qual o melhor plano de tratamento na perspectiva da longevidade do dente a ser restaurado.^{14,49}

Até bem poucos anos, acreditava-se que um pino intra-radicular funcionaria como um reforço da raiz.²⁴ Porém, mesmo que várias pesquisas^{48,56,60} não tenham confirmado esta teoria ela se mantém, ainda hoje, como o motivo para indicações pelos profissionais. Na realidade, o preparo do conduto

acarretará, internamente, maior desgaste dentinário enfraquecendo ainda mais a raiz dentária e esta preparação, representa uma perda significativa de estrutura dental que não é compensada pelo pino, pois o mesmo não aumenta a resistência do dente.^{1,56,60} Somado a isso, de acordo com o desenho do pino e do material utilizado para sua confecção,^{2,4,6,7,8,18,23,29,48} poderão ocorrer tensões internas, aumentando o risco de fratura radicular.

Com base nestes estudos e vários outros,^{14,37,48,49,55,56} podemos hoje atribuir aos pinos a função de retenção e/ou suporte do material restaurador ou de preenchimento.

Alguns fatores devem ser considerados na seleção de um sistema de pinos intra-radulares^{17,33,37,49} como por exemplo: retenção, distribuição de tensões, resistência à fratura radicular e resistência do material que o compõe. Nesse sentido, é sempre importante avaliar o efeito da composição do pino na transmissão de tensões à estrutura radicular remanescente.^{1,7,23} Quanto maior a transmissão de tensão maior a possibilidade de fratura radicular e conseqüente falha da restauração.^{11,12,14,15}

Podemos classificar os sistemas de pinos intra-radulares em dois tipos básicos:

- Pinos metálicos moldados e fundidos;
- Pinos pré-fabricados – metálicos e não metálicos.

Durante muitos anos, a restauração de dentes tratados endodonticamente, com grande perda coronária, tinha como única alternativa a

confeção de pinos metálicos fundidos, também considerada uma técnica bastante popular.¹

Alguns pesquisadores consideram que os pinos metálicos fundidos são mais vantajosos, pois são mais resistentes, rígidos, versáteis e permitem melhor adaptação ao canal radicular com uma espessura de cimento mais uniforme. No entanto, outros pesquisadores^{11,12,14,46,56} apontam uma série de desvantagens para este sistema, tais como: maior número de sessões clínicas, envolvimento de procedimentos laboratoriais, custo mais elevado, remoção de maior quantidade de estrutura dental sadia, estética insatisfatória devido às alterações cromáticas na margem cervical da raiz e gengiva, dificuldade de remoção, corrosão e, por fim, propriedades físicas e mecânicas diferentes daquelas apresentadas pela estrutura dental.

Um problema comum, quando se utilizam pinos metálicos fundidos, são as fraturas radiculares. Alguns estudos, entre eles o de Caputo & Standlee⁷ em 1987, demonstraram que qualquer pino metálico, fundido ou pré-fabricado, pode induzir tensões durante a inserção ou quando a restauração está sob função mastigatória, devido às diferentes propriedades mecânicas dos materiais utilizados, quando comparados à dentina.

Os pinos pré-fabricados não metálicos estão sendo amplamente utilizados pelos profissionais,^{11,12,14,33,45,58,48,66} tendo como principais vantagens a técnica de inserção relativamente simples, menor tempo clínico, podendo, na dependência do material de preenchimento utilizado, ser preparado e moldado em sessão única. Além disso, têm custo reduzido, são estéticos, resistentes,

podem aderir-se à estrutura dental através da utilização de técnicas adesivas de cimentação, são mais facilmente removidos e apresentam propriedades físicas e mecânicas mais semelhantes à estrutura dental.^{1,6,10-12,14,15,28,48,58}

As principais desvantagens destes pinos são: dificuldade em adaptar-se ao longo das paredes do canal e a contra-indicação em caso de perda coronária extensa. Assim, exige-se cautela ao indicar um pino pré-fabricado para dentes com ausência de remanescente coronário, pois a adesão do material de preenchimento apenas ao pino pode ser insuficiente para suportar os esforços mastigatórios.^{39,40} Estudo realizado por Purton & Payne⁴⁰ 1996 mostra que a maior causa de falhas na utilização de pinos de fibra de carbono é a ruptura da adesão na interface pino/material de preenchimento. Tal observação levou os autores a destacarem a necessidade de novos estudos para garantir o sucesso da restauração, como por exemplo, o efeito do tratamento superficial do pino na retenção do núcleo de preenchimento, a força de união dos pinos a diferentes materiais de preenchimento e, até mesmo, o desenvolvimento de novos sistemas de pinos com configuração específica para dentes sem remanescente coronário.

A busca constante e o aprimoramento de novos materiais, com objetivo de desenvolver um pino estético, resistente e compatível com a estrutura dentária, têm motivado o aparecimento de uma grande diversidade de produtos no mercado odontológico.

A compatibilidade entre os materiais é um aspecto importante a ser considerado, na reconstituição de um elemento dental. Os materiais

intermediários localizados entre os componentes de uma restauração, são complexos, com propriedades mecânicas diferentes.^{11,12,14,15,23,48}

Tendo em vista os trabalhos de Duret et al ^{11,12} em 1990, é importante o conhecimento dos níveis de tensão normal que a estrutura dental pode suportar. Os níveis de tensões resultantes da cimentação de um pino intra-radicular variam de acordo com a composição do mesmo, bem como de sua geometria e forma de cimentação (passiva ou ativa)¹⁵. A habilidade de analisar a tensão que incide sobre o dente reconstituído, no momento em que este é solicitado, é de grande importância e pode contribuir para a seleção do sistema restaurador.

Assim, observa-se que a seleção de um sistema de pino intra-radicular tendo em vista a constante evolução dos materiais restauradores, bem como as mudanças dos padrões de estética na Odontologia torna-se, para o clínico, uma tarefa difícil. Novos estudos são necessários para que dúvidas possam ser esclarecidas, possibilitando ao profissional maior facilidade e segurança.

A análise da compatibilidade das propriedades mecânicas entre os materiais restauradores e as estruturas dentais pode auxiliar nesta seleção, indicando aqueles materiais que oferecem menores riscos de falhas ou fraturas das restaurações. Neste sentido, estudos utilizando os métodos de Fotoelasticidade e Elementos finitos^{1,2,4,19,29,30,36,41-3,51-4} têm se mostrado instrumentos valiosos na análise da distribuição de tensões resultantes da restauração de dentes tratados endodonticamente com pinos intra-radulares, motivando-nos a realizar esta pesquisa.

Revisão da Literatura

Para facilitar a compreensão, este capítulo foi dividido em três etapas de acordo com a metodologia empregada em cada trabalho: Método de Fotoelasticidade, Método dos Elementos Finitos e Ensaio Mecânico/ Considerações gerais.

2.1 Método de Fotoelasticidade

Standlee,⁵¹ em 1972, com o objetivo de comparar a capacidade de transmissão de tensões de três tipos de pinos intra-radulares (pinos paralelos, lisos e pinos serrilhados), utilizou o método de Fotoelasticidade. Os pinos foram cimentados em um material fotoelástico PL-1, aplicada uma carga de compressão de 66N, sob um ângulo de 26° e uma carga de cisalhamento de 34N. Após análise da ordem de franja no polariscópio, o autor concluiu que a tensão diminuiu a medida que o pino aumenta de comprimento e salientou

ainda que o pino deve ter no mínimo o comprimento da coroa anatômica do dente e que os pinos lisos geraram maior tensão na porção apical da raiz. Os pinos rosqueados geraram altos níveis de tensão na porção coronária do pino. Níveis excessivos de tensão são gerados pela técnica inadequada de inserção de um pino rosqueável.

Henry et al.,¹⁸ em 1977, através do emprego de modelos fotoelásticos, compararam pinos cônicos, cilíndricos, cônicos rosqueáveis e cilíndricos rosqueáveis quanto à capacidade de gerar tensões na dentina remanescente. Os autores realizaram a moldagem de um incisivo central superior; para reproduzir o dente, utilizaram o material fotoelástico Araldite D, com Hardener HY 956. De acordo com a metodologia empregada, os autores concluíram que os pinos cilíndricos distribuíram melhor as tensões ao longo do remanescente dentinário do que os cônicos. Ainda segundo os autores, pinos rosqueáveis no canal radicular devem ser contra indicados devido à alta concentração de tensões que geram. A presença de micro trincas causadas pelo rosqueamento pode levar à fratura por fadiga.

Mattison²⁹, em 1982, realizaram um estudo cuja proposta foi analisar a distribuição de tensões de pinos metálicos fundidos de diferentes diâmetros na dentina e nas estruturas de suporte através da Técnica de Fotoelasticidade Plana. Cinco amostras de cada grupo foram confeccionadas em um material fotoelástico PSM-5. De acordo com os valores médios das dimensões de um

incisivo central superior, os canais foram preparados, obturados e os pinos metálicos fundidos com liga áurea, foram cimentados utilizando cimento fosfato de zinco e o núcleo coronário foi construído com resina composta. O ligamento periodontal foi simulado utilizando uma silicona para moldagem. Foi aplicada uma carga vertical de 30 a 60 libras. A análise dos resultados deste estudo sugeriram que: o diâmetro do pino afeta a magnitude das tensões. As tensões aumentam quando aumenta o diâmetro do pino. As tensões nas estruturas de suporte aumentam com o aumento das cargas verticais e com o aumento do diâmetro do pino. O uso de pinos de menor diâmetro reduz a concentração de tensões na dentina e nas estruturas de suporte. O aumento do diâmetro do pino não aumenta a retenção. Limitando a quantidade de dentina removida durante a preparação do conduto, diminui-se o diâmetro do pino e a concentração de tensões.

Mattison & Von Fraunhofer,³⁰ em 1983, com o objetivo de analisar a distribuição e concentração de tensões variando o diâmetro do pino e o ângulo de aplicação da carga, confeccionaram dez corpos-de-prova em material fotoelástico PSM-5, os quais foram analisados em um polariscópio circular. Os autores relataram que a simulação do ligamento periodontal é melhor conseguida através da utilização de uma silicona. As seguintes cargas foram aplicadas: 73N em 26° em relação ao longo eixo do dente, com incidência vertical e 147N em 26° em relação ao longo eixo do dente. Os pinos metálicos foram fundidos em ouro com diâmetro de 0,5 e 0,7 polegadas e o núcleo de

preenchimento foi confeccionado em resina composta. Os autores concluíram que os pinos de menor diâmetro transferiram menos tensões ao dente e que a conservação de maior quantidade de estrutura dental sadia diminuiu substancialmente a concentração de tensões. A aplicação de cargas verticais aumentou a concentração de tensões.

Caputo & Hokama,⁶ em 1984, avaliaram a retenção e o potencial de produzir tensões na dentina radicular de um novo sistema de pinos Beta Post System (paralelo passivo). Para os testes de retenção utilizaram vinte dentes anteriores humanos, dez para cada grupo (de maior e menor diâmetro) que tiveram sua coroa clínica removida e os canais preparados com uma fresa Peeso. O potencial de retenção foi determinado pela medida de força necessária para deslocar o pino do dente. Depois de realizado o tratamento endodôntico e cimentado o pino com cimento fosfato de zinco, os dentes foram levados a uma Máquina de Testes Universal Instron. A análise dos resultados mostrou que a força necessária para remover o pino de maior diâmetro foi o dobro da força necessária para remover o pino de menor diâmetro. A análise de tensão foi realizada utilizando a técnica de fotoelasticidade plana, os pinos de diferentes diâmetros foram cimentados nos respectivos canais construídos em material fotoelástico, duas amostras foram preparadas para cada tamanho de pino. Foi aplicada uma carga com inclinação de 26° em relação ao longo eixo do dente diretamente sobre o pino. A análise dos resultados mostrou que a retenção do pino Beta nº 2 foi substancialmente maior que do pino Beta nº 1.

Não houve concentração de tensões associada à cimentação dos pinos Beta nº 1 e nº 2. Ambos pinos transferiram tensões de maneira uniforme às estruturas de suporte. A concentração de tensões ocorreu apenas quando houve o contato oclusal. Os pinos beta nº 2, promoveram uma distribuição de tensões mais uniforme que os pinos Beta nº 1, que são menores no comprimento e diâmetro.

Hunter et al.,²¹ em 1989, avaliaram o efeito do tratamento endodôntico, da preparação do canal e da cimentação de pinos intra-radiculares na transmissão de tensões em incisivo central superior. Foi realizado um modelo fotoelástico, aplicou-se uma carga e em seguida o modelo foi levado ao polariscópio circular para analisar a magnitude de tensões e sua concentração. Após análise dos resultados os autores concluíram que o alargamento do canal aumentou a concentração de tensões na região cervical, sendo que a colocação do pino diminuiu a concentração de tensões nesta região. No entanto, os autores salientaram que mesmo realizando o alargamento conservador do canal radicular, pode resultar em uma cimentação desnecessária de um pino em um dente relativamente intacto. O comprimento do pino parece ser mais importante na determinação das tensões na região cervical. A inserção de um pino com 2/3 não diminuiu as tensões na região cervical e aumentou as tensões na região apical.

Assif et al.,² em 1989, construíram um modelo fotoelástico para analisar a influência dos diferentes tipos de restaurações realizadas após a terapia endodôntica, enfatizando a maneira com que as forças aplicadas à superfície oclusal foram dissipadas para as estruturas de suporte do dente. Assim, a interface entre a superfície radicular e as estruturas de suporte foram analisadas. Dentes pré-molares unirradiculares foram selecionados e divididos em quatro grupos: GA - dente intacto após obturação do canal; GB - dente restaurado com coroa total após tratamento endodôntico; GC - dente com pino intracanal e núcleo de resina composta; GD - dente com núcleo metálico fundido e coroa total. Os dentes foram montados em material fotoelástico PL-1 e em seguida fotografados no campo de luz polarizada antes e depois da aplicação da carga. Os autores ressaltaram que a função atribuída aos pinos intrarradiculares é de reter o núcleo coronário que vai substituir a dentina perdida, servindo de ancoragem e não de reforço para a raiz do dente, pois afirmam que dentes sem pinos intra-radiculares são mais resistentes do que aqueles que receberam pinos. De acordo com os resultados, os autores concluíram que: em um dente hígido, a distribuição de tensões foi mais uniforme ao longo da raiz, a confecção de uma coroa total provocou uma concentração de tensões em torno das margens da coroa. Os autores salientaram a importância da compatibilidade das propriedades mecânicas dos materiais restauradores com o dente natural, sendo que os materiais metálicos apresentam um módulo de elasticidade muito alto e levam a uma alta concentração de tensões e têm potencial para fraturar a raiz.

Burns et al.,⁴ em 1990, compararam a distribuição de tensões durante a inserção e função de três sistemas de pinos pré-fabricados Para Post (passivo, paralelo), Para Posts Plus (passivo, serrilhado) e Flexi Post (ativo, serrilhado, fendado), com diferentes diâmetros e comprimentos. Para isso, foi utilizada a técnica da fotoelasticidade plana, onde o modelo fotoelástico foi fotografado depois de levado a um polariscópio circular, nas seguintes etapas: sem aplicação de carga, com aplicação de carga vertical de 90 a 135 N, e em ângulo oblíquo de 26°. Nenhuma diferença foi notada nas três repetições de cada ensaio, mostrando ser um método com resultados confiáveis e não necessita várias repetições. A análise dos resultados mostrou que os pinos Para Post e Para Post Plus produziram resultados similares, nos mesmos critérios de comprimento, diâmetro e carga. O sistema de pinos Flexi Post produziram concentração de tensões em áreas específicas, sendo consideravelmente maiores que os outros sistemas Para Post e Para Post Plus, provavelmente pela presença das roscas na dentina. Os autores concluíram que o comprimento e desenho do pino são fatores cruciais para determinação da retenção e distribuição de tensões no dente. Muitas vezes o desenho do pino pode aumentar ou melhorar sua retenção, mas pode criar tensões que aumentam os riscos de fratura, durante sua inserção e função.

Loney et al.,²⁷ em 1990, com o objetivo de avaliar o efeito do colar metálico ou férula na distribuição de tensões e no aumento da resistência à fratura de dentes restaurados com pinos metálicos fundidos, confeccionaram

um modelo fotoelástico tridimensional do dente canino superior nas dimensões do dente natural. Além disso, utilizaram um polivinilsilaxano para simular o ligamento periodontal. Pinos metálicos fundidos padronizados, com liga de Ni-Cr foram cimentados com cimento fosfato de zinco, sendo metade com férula de 1,5 mm e metade sem férula. Uma carga de 400 mg foi aplicada na região do cíngulo, simulando o contato oclusal cêntrico. As tensões foram congeladas, em seguida os pinos foram removidos, o dente foi seccionado e as tensões foram analisadas em um polariscópio circular nas cinco regiões pré-definidas. Em ambos os grupos, a maior concentração de tensões foi observada no ápice da superfície lingual dos pinos. Em todos os pontos, a concentração de tensões foi maior no grupo onde foi realizado o colar metálico ou férula. Segundo os autores, a realização da férula ou colar metálico acarreta um maior desgaste do dente, o que provoca menor resistência final. Variações na magnitude de tensões entre os cinco pontos pré-selecionados foi maior no grupo sem colar metálico.

Rolf et al,⁴² em 1992, relataram que os pinos pré-fabricados são mais largamente aceitos por serem facilmente inseridos na cavidade, podem ser preparados imediatamente para coroa, o custo é baixo e são mais retentivos. A proposta deste estudo foi analisar através da fotoelasticidade plana cinco sistemas de pinos pré-fabricados (Para Post, Beta Post, Kurer Crown Anchor, Flexi Post e Radix Ancher), quanto à transmissão de tensões na dentina. Um pino de cada sistema foi cimentado com cimento fosfato de zinco, em uma

lâmina de material fotoelástico PSM-5 e levado a um polariscópio circular para análise de tensões. Após análise dos resultados, foi concluído que os pinos Flexi-Post e Radix Ancher produziram a menor concentração de tensões na região apical e uma melhor distribuição ao longo da raiz. De acordo com os autores, este resultado pode ser atribuído ao desenho do pino, que apresenta uma fenda apical. Os autores ressaltaram a importância da técnica de fotoelasticidade para análise de tensões, demonstrando ser bastante eficiente quando é necessário comparar a distribuição de tensões dos vários sistemas de pinos eliminando as variáveis do modelo biológico.

Mentink et al.,³¹ em 1998, com o objetivo de investigar a distribuição de tensões associados com pinos pré-fabricados durante os vários estágios de inserção até a cimentação, de acordo com as características de cada modelo de pinos realizou um estudo através do Método de fotoelasticidade. Para este estudo foram utilizados sete sistemas de pinos de diâmetros compatíveis (Para Post Plus, Flexi Post, RS, Radix, Cytco, K4, TRA). Três pinos de cada sistema, foram cimentados no material fotoelástico PSM-5 (Measurements Group Inc.) e analisados em oito estágios diferentes de procedimentos. Uma característica analisada foi a presença de rosca. A análise de tensões revelou uma distribuição de tensões uniforme ao longo do comprimento do pino em todos os sistemas e que, quanto maior o número de roscas maior a produção de tensões. Uma característica geométrica considerada, foi a parte coronária do pino ou extensão coronal. Uma tensão mínima foi produzida no material em

contato com a parte coronária do pino, quando a superfície foi maior que 3 mm². Após análise dos resultados, concluiu-se que a menor concentração de tensões na inserção de pinos rosqueados ocorreu quando o remanescente dental em contato com a parte coronária do pino era suficiente, ou seja, em torno de 3 mm². Um pino rosqueado com uma fenda em torno de 0,8 a 1,0 mm foi mais eficiente na redução de tensões, a maior concentração de tensões ocorreu no estágio sete, ou seja, cimentação do pino com cimento fosfato de zinco.

2.2 Método dos Elementos Finitos (MEF)

Thresher & Saito,⁵⁶ em 1973, com intuito de investigar a distribuição de tensões em dentes humanos e a maneira como as cargas são distribuídas aos dentes e estruturas de suporte, utilizaram o MEF. Questionando também a fidelidade de modelos de elementos finitos que consideraram o dente humano como homogêneo, o autor investigou um modelo não homogêneo, atribuindo diferentes valores ao módulo de elasticidade das estruturas dentárias. Foi observado que uma força aplicada perpendicularmente ao longo eixo do dente, resultará em tensões transferidas ao osso circundante radicular, provocando tração e compressão, sendo que os maiores deslocamentos ocorreram na região cervical do dente e que o ponto de menores valores de tensão localizou no centro da raiz, ou seja, local de inserção do pino. Os autores concluíram também que na análise através do MEF, é importante considerar o dente como não homogêneo para determinar os níveis de tensões.

Farah et al.,¹³ em 1973, analisando as tensões desenvolvidas em primeiro molar restaurado com coroa total, utilizaram o método dos elementos finitos e fotoelasticidade, a utilização de dois métodos para análise de um mesmo problema justifica-se pelo fato de estes métodos se complementarem permitindo um estudo minucioso da distribuição de tensões. Em ambos métodos foi construído um primeiro molar restaurado com uma coroa total em ouro, variando os valores de carga. No método de fotoelasticidade foram confeccionados dez modelos axissimétricos onde em todos modelos os valores da tensão cisalhante máxima foram proporcionais à ordem de franja. No MEF, também foi confeccionado um modelo axissimétrico, a magnitude de tensões foi estabelecida pelo critério de Von Mises, mostrando as mesmas áreas de concentração de tensões encontradas no método de fotoelasticidade. De acordo com os autores, enquanto a fotoelasticidade mostra um desenho claro da distribuição de tensões de maneira qualitativa, o método dos elementos finitos mostra uma avaliação mais minuciosa do completo estado de tensão/deformação, de forma quantitativa.

Davy et al.,¹⁰ em 1981, relatou que estudos sobre a distribuição de tensões em dentes tratados endodonticamente são importantes para determinar o diâmetro e comprimento ideal de pinos intra-radiculares em diversas relações oclusais. Utilizando um modelo bidimensional de elementos finitos os autores avaliaram comparativamente pinos cônicos e cilíndricos, variando o diâmetro e o comprimento dos mesmos. Foi modelado um incisivo

central superior e empregando um dente hígido como controle, todas as estruturas anatômica foram consideradas. Foram aplicadas cargas de 100 N em duas direções lateral e vertical, na borda incisal. Ao final do estudo os autores concluíram que: pinos com diâmetros maiores diminuíram as tensões máximas tanto para pinos cônicos como para pinos cilíndricos. Quanto à geometria, não houve diferenças significativas entre pinos cônicos e cilíndricos. O aumento do comprimento do pino mudou a localização da maior concentração de tensões para o ápice da raiz.

Peters et al.,³⁸ em 1983, relataram que clinicamente, a longevidade de um núcleo e pino varia em função da espessura de dentina remanescente, da magnitude e direção da força aplicada, da geometria do pino, adaptação ao longo das paredes do canal e da qualidade da cimentação adesiva. O objetivo desta investigação foi analisar a distribuição de tensões na dentina radicular com o uso de um núcleo e pino. Para isso foi utilizado o método de elementos finitos, simulando um segundo pré-molar superior tratado endodonticamente. O estudo foi dividido em duas partes, a primeira investigou três parâmetros: diâmetro (2.0, 1.5 e 1.0 mm), comprimento e forma de cimentação, considerando a superfície cimento/pino perfeitamente aderida. A segunda parte deste estudo considerou a interface dente/cimento como friccionadas para analisar a influência da adesão na distribuição de tensões e neste caso três formatos de pino foram analisados: cilíndrico longo (7,5), cilíndrico curto (4,5) e cônico. Os níveis de tensão foram cerca de 20% a 40%, maiores quando foi

considerada a presença de fricção, comparados a interface aderida. Clinicamente a carga é aplicada na coroa a qual transfere diretamente para o núcleo. O núcleo e a coroa irão distribuir igualmente as cargas. Neste estudo, a carga foi aplicada diretamente no núcleo, resultando em uma distribuição idêntica de tensões, quando aplicada diretamente na coroa. Na análise dos resultados, considerando as limitações dos modelos axissimétricos e condições de carga empregadas, os autores observaram que os pinos cilíndricos de menor diâmetro promoveram maiores valores de tensão. Quanto ao diâmetro, quando foi determinada adesão perfeita não houve diferenças entre as tensões, no entanto, quando se considerou a fricção, um diâmetro duas vezes maior promoveu uma diminuição de 20% na tensão máxima. Comparando-se pinos cilíndricos *versus* pinos cônicos, a geometria interferiu principalmente na distribuição de tensões na região apical, onde os pinos cônicos aumentaram cerca de 25% a tensão no ápice do pino. Em resumo, deve-se preferir um pino longo de maior diâmetro, se as limitações clínicas não forem excedidas. Um elevado nível de tensões foi encontrado na interface pino/cimento quando a adesão não era perfeita. Os autores salientaram que os valores de tensão máxima para o cimento fosfato de zinco podem ser facilmente excedidas.

Pao et al.,³⁶ 1987, com o objetivo de determinar o efeito do uso de pinos cônicos e cilíndricos na transmissão de tensões à dentina em dentes com deficiente suporte periodontal utilizaram o método dos elementos finitos.

Uma seção vestibulo lingual de um incisivo central superior foi modelada e doze variações da estrutura de suporte ósseo e tipo de pino foi realizada. A análise feita realizada utilizando o programa FEAMPS. O dados relacionados ao módulo de elasticidade e Coeficiente de Poisson de cada estrutura anatômica envolvida foi obtida através da literatura. O processamento dos resultados foi feito em aproximadamente 120 minutos para cada dente. Os autores puderam então concluir que, dentes com estrutura de suporte normal requerem um pino de maior comprimento e diâmetro, embora o aumento do diâmetro do pino aumente o desgaste e o risco de perfurações. A região de maior concentração de tensões ocorreu no ápice e em torno do pino, e na região de menor suporte ósseo. Os pinos cônicos distribuíram as tensões mais uniformemente que os pinos cilíndricos. Com relação a variação da perda óssea, dentes que apresentam elevada perda óssea têm potencial de fratura radicular maior que os dentes sem perda óssea.

Cailleteau et al.,⁵ em 1992, propuseram utilizar o método dos elementos finitos para determinar o efeito de um pino de aço inoxidável nos níveis de tensões que ocorrem ao longo das paredes internas do canal radicular em modelo bidimensional de um incisivo central superior. Foram construídos quatro modelos numéricos; **modelo 1:** dente hígido, **modelo 2:** dente tratado endodonticamente, **modelo 3:** dente tratado endodonticamente restaurado com coroa e **modelo 4:** dente tratado endodonticamente restaurado com coroa e pino cilíndrico de aço inoxidável. Na construção do modelo não foi

considerado o cimento, mas todas outras estruturas anatômicas foram consideradas inclusive o ligamento periodontal. Foi aplicada uma força de 1N e a tensão de compressão e cisalhamento máxima foi encontrada na região interna da parede do canal de cada modelo. O tratamento endodôntico e a cimentação da coroa modelos 2 e 3, promoveram um aumento de tensões compressivas e cisalhante de 5 e 25% respectivamente e aumento da tensão máxima de 48%. A cimentação do pino, modelo 4, promoveu um aumento de 12% na tensão cisalhante e diminuição de 1% na tensão de compressão e um aumento de 102% na tensão máxima, quando comparado com o dente tratado endodonticamente. Os autores puderam concluir que a inserção de um pino provocou alteração no padrão de distribuição de tensão ao longo das paredes do canal, concentrando-as em pontos específicos, ressaltaram ainda que o pino não reforça o dente tratado endodonticamente.

Ho et al.,¹⁹ em 1994, com a finalidade de analisar as tensões produzidas na dentina em um dente restaurado com um pino metálico e um dente sem pino, construíram um modelo tridimensional utilizando o MEF e o programa computacional ANSYS. Os modelos foram realizados considerando todas estruturas anatômicas do dente e estruturas de suporte, para os três dentes testados: dente tratado endodonticamente sem pino, dente obturado com guta-percha e resina composta; dente com pino metálico fundido liga de ouro e dente com pino de aço inoxidável. Dois tipos de carga estática, com valor igual a 100N, foram aplicadas 45° em relação ao longo eixo do dente

(simulando o contato mastigatório) e uma força traumática na face vestibular horizontalmente. Foram registrados os valores de tensão de compressão máxima e Tensão de Von Misses, que variaram entre 4 e 28 Mpa. De acordo com os resultados encontrados as tensões para ambos tipos de forças foram similares. As tensões em dentina máxima foram reduzidas de 7 para 10% e de 10 para 14% respectivamente com pino metálico fundido em ouro e pino de aço inoxidável. Portanto, os autores concluíram que a presença do pino reduziu as tensões na dentina, mas de maneira insignificante, e que o reforço de dentes utilizando pinos ainda gera dúvidas.

Ricks-Williamson et al.,⁴⁰ em 1995, observaram que diversos estudos têm demonstrado que a resistência à fratura de um dente tratado endodonticamente depende da quantidade de estrutura dental remanescente. Pontos de fratura podem ocorrer ao longo da superfície interna do preparo radicular. O preparo do conduto radicular envolve o tratamento endodôntico através da instrumentação, a condensação lateral e o preparo propriamente dito para cimentação do pino. Durante estas fases tensões são geradas e podem criar micro trincas que predispõem à fratura. O objetivo deste estudo foi analisar através do MEF-tridimensional, as tensões geradas durante o preparo biomecânico do canal e aplicação de cargas durante a condensação vertical e lateral do canal. Foram gerados dois modelos um com dimensões de 0,40 e 1,60 mm até a junção cimento-esmalte e outro com dimensões de 1,0 e 3,45mm do ápice até a junção cimento esmalte respectivamente. Foi aplicada

uma carga de 3,0 Kgf reproduzindo as forças de condensação lateral e vertical. Após a fase de processamento, as áreas de maior concentração de tensões foram o terço médio e coronal do conduto radicular, apresentando maiores valores no preparo de maior diâmetro. Os valores médios de tensões na condensação lateral foi de 26 e 14 Mpa e na condensação vertical foi de 31 Mpa, para os canais de menor diâmetro. Para os canais de maior diâmetro os valores médios de tensões na condensação lateral foi de 8,8 Mpa e a condensação vertical foi de 60 Mpa. Os autores concluíram que a técnica de condensação lateral deve ser preferida nos casos de preparação endodôntica extensa, para diminuir o risco de fratura radicular.

Holmes et al.,²⁰ 1996, selecionaram o método dos elementos finitos para determinar a distribuição de tensões na dentina radicular de dentes restaurados com pinos e núcleos metálicos fundidos de diferentes diâmetros, em seis situações diferentes: 1- Paralelo com 1,4 mm de diâmetro e 13 mm de comprimento; 2- Paralelo com 1,4 mm de diâmetro e 10,5 mm de comprimento; 3- Paralelo com 1,4 mm de diâmetro e 8 mm de comprimento; 4- Paralelo com 1,2 mm de diâmetro e 13 mm de comprimento; 5- Paralelo com 1,6 mm de diâmetro e 13 mm de comprimento; 6- cônico com 1,4 mm de diâmetro e 13 mm de comprimento. Foi construído um modelo tridimensional axissimétrico de um canino inferior e suas estruturas de suporte para ser analisado através do programa ANSYS (Versão 4.4), aplicou-se uma carga de 100N na ponta de cúspide lingual, com inclinação de 45° em relação ao longo

eixo do dente. Diante dos resultados os autores concluíram que: as maiores tensões de compressão e tração ocorreram na dentina face lingual, as pequenas alterações nas dimensões dos pinos têm efeito mínimo na distribuição de tensão de compressão e tração na dentina; a maior concentração de tensão de cisalhamento ocorre na adjacência do pino na seção vestibulo lingual, no meio da raiz e se o comprimento do pino for reduzido as tensões de cisalhamento serão maiores. 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 tensão cisalhante máxima foi de 9,62 a 15,5 Mpa.

Tortamano,⁵⁹ em 1997, com o objetivo de estudar as tensões desenvolvidas em um incisivo central superior durante a aplicação de força ortodôntica, no ligamento periodontal e osso, realizaram um estudo através do MEF. O modelo foi construído a partir de uma peça anatômica de um incisivo central superior, foi aplicada uma carga de 1N no sentido vestibulo lingual e através do deslocamento do elemento dental, decorrente da aplicação desta força os autores concluíram que; a tensão predominante de compressão localizaram na região palatina (contrário ao sentido de aplicação da força) e de tração na região vestibular (mesmo sentido da aplicação da carga). Houve um acúmulo de tensões em duas regiões da coroa: no limite amelo-cementário e na borda da câmara pulpar. Os autores ressaltam que para melhor compreender as forças as quais os dentes estão sujeitos, basta imaginar o

incisivo central superior como uma viga em balanço. As tensões no osso concentram-se mais no osso cortical que no osso esponjoso.

Albuquerque,¹ em 1999, avaliou o efeito de pinos intra-radulares na transmissão de tensões, confeccionados de três diferentes materiais e três formas anatômicas distintas, na distribuição de tensões em incisivos centrais superiores tratados endodonticamente, empregando o método dos elementos finitos, bidimensional. Foram utilizados pinos de aço inoxidável, titânio e fibra de carbono, no formato cônico, cilíndrico e cilíndrico de dois diâmetros. Os dentes foram restaurados com núcleo de resina composta e coroa de porcelana e não foi considerada a presença do ligamento periodontal. Os modelos foram submetidos a análise pelo MEF com aplicação de uma carga estática de 100 N com inclinação de 45° na borda incisal da superfície palatina do dente. A análise de tensões foi realizada através do Critério de Von Mises e determinação das tensões em y. Os valores encontrados considerando o material utilizado foram os seguintes: pelo critério de Von Mises variaram entre 293 a 319,6 Mpa e as tensões em y variaram de -36 a 123,2 Mpa. O autor concluiu que os pinos de aço inoxidável apresentaram a maior concentração de tensões seguido pelos de titânio e por último, os de fibra de carbono, que demonstraram a melhor distribuição de tensões, significando menor tendência à indução de fraturas. Com relação a forma anatômica, o formato dos pinos não teve influência significativa, sendo os pinos que apresentaram melhor distribuição de tensões foram os pinos cilíndricos de diâmetro único.

Yang et al.,⁶⁵ em 2001, relataram que as fraturas radiculares incluindo fratura do núcleo e pino podem ser influenciadas por muitos fatores incluindo a quantidade e qualidade do remanescente dentinário, direção de aplicação da carga, desenho do pino, além de forças excessivas aplicadas durante a instrumentação e condensação lateral. A proposta deste trabalho foi analisar através do MEF-bidimensional a influência da direção das forças oclusais na transmissão de tensões, em incisivo central superior, restaurado com pinos de formato cônico e cilíndrico, fundido em liga de ouro. Foi construído um modelo reproduzindo as estruturas anatômicas e de suporte, utilizando como controle positivo um dente tratado endodonticamente restaurado com uma coroa metalocerâmica sem pino e como controle negativo um dente tratado endodonticamente sem coroa metalocerâmica. A aplicação de uma carga de 100N foi feita em três regiões: 1- carga vertical na borda incisal; 2- carga horizontal na face vestibular e 3- carga em diagonal, em ângulo de 20° com a face lingual. Com a análise dos resultados os autores concluíram que o uso do pino reduziu as tensões em 75% comparadas ao grupo controle, na aplicação de carga vertical a magnitude de tensões foi igual para todos os pinos, no entanto quando forças horizontais foram aplicadas, os pinos de menor diâmetro causaram uma maior concentração de tensões e os pinos cônicos provocaram os maiores níveis de tensões. A direção de aplicação da carga influencia mais na distribuição de tensões que o formato do pino. Os autores afirmaram que a cimentação de pinos promoveu um pequeno reforço da estrutura dental e que os pinos cilíndricos promovem uma distribuição mais uniforme de tensões.

Joshi et al.,²³ em 2001, relataram que atualmente, existem vários tipos de pinos no mercado, para restauração de dentes tratados endodonticamente e que o sucesso clínico depende da compreensão dos princípios biomecânicos envolvidos nas estruturas dente/pino. Parâmetros como tipo de material, comprimento, diâmetro e configuração dos pinos, envolvem propriedades mecânicas, podem influenciar na transmissão de tensões. Com o objetivo de avaliar o comportamento de um dente tratado endodonticamente e comparar a distribuição de tensões pelos vários sistemas de pinos, os autores confeccionaram modelos tridimensionais utilizando o MEF, incluindo todas as estruturas anatômicas e aplicaram cargas oblíqua, vertical e horizontal com força de 100N. O objetivo do autor foi também sugerir uma nova geometria para os sistemas de pinos intrarradiculares. A análise das tensões de Von Mises mostrou que não houve diferenças significativas nos níveis de tensão para a variação de geometria nos pinos estudados e quando o espaço do pino foi deixado vazio, houve um aumento de 25% nas tensões comparadas aos pinos metálicos nos formatos tradicionais. Os pinos paralelos concentraram menores níveis de tensão e a presença da férula melhorou a distribuição de tensões e aumentou a resistência à torção em forças oblíquas. A composição do pino afetou significativamente a distribuição de tensões, comparando-se os pinos de titânio, cerâmico e reforçados por fibras, as maiores concentrações de tensão estiveram presentes quando os materiais de maior módulo de elasticidade foram utilizados. Os autores ressaltaram ainda que na utilização de pinos compostos por fibras, a fratura é sempre favorável, ou seja, há uma

fratura gradual na união entre as fibras e a matriz e o pino sempre fratura antes do dente. A melhor associação são os pinos com geometria semelhante aos pinos metálicos fundidos e material semelhante às fibras de carbono ou fibra de vidro e que em breve será possível a confecção de pinos sob medida.

2.3 Ensaio mecânicos / considerações gerais

Silness et al,⁴⁶ em 1979, salientaram que os pinos de metais não preciosos são utilizados comumente na confecção de pinos para restauração de dentes tratados endodonticamente. Os produtos de corrosão destes pinos que consistem em cálcio, fósforo, cromo, níquel, zinco, estanho e outros elementos, podem causar fratura radicular. Neste estudo, os autores investigaram através de energia dispersiva de raios-X, microrradiografia e microanálise, a possível relação entre os mecanismos de corrosão e causas de fratura radicular. Ao final do trabalho, os autores concluíram que áreas de corrosão adjacentes à estrutura dentária desmineralizam a dentina e criam uma camada de desadaptação ao longo do pino, rompendo a adesão e tornando o dente mais susceptível à fratura.

Goerig & Mueninghoff,¹⁷ em 1983 relataram que existem vários sistemas de pinos no mercado, e destacaram que alguns critérios devem ser observados antes da escolha dos mesmos, tais como: comprimento, geometria, forma de fixação intracanal, podendo ser rosqueados ou cimentados, de acordo com a situação clínica. No momento da escolha, esta deverá recair sobre o pino que melhor adaptar-se ao canal, considerando que os dentes anteriores

possuem canais circulares e os posteriores canais de forma oblonga. Recomenda-se também que o pino e a coroa sejam confeccionados com metais semelhantes. O pino deve ser suficientemente longo para que a retenção seja adequada, ter a forma paralela, pois tem maior resistência ao deslocamento, quando comparados aos pinos cônicos. Pinos cônicos têm o efeito potencial para ação de cunha, o que gera maior grau de tensões radiculares. Deve-se dar preferência aos pilares cimentados passivamente, uma vez que os pinos rosqueados induzem maior tensão intrarradicular. No entanto, pinos rosqueados podem ser indicados para raízes curtas, curvas ou divergentes, onde a retenção está comprometida. Os pinos ao serem cimentados deverão permitir o escoamento do excesso de cimento, aliviando assim, a pressão hidráulica.

Trope et al.,⁶⁰ em 1985, com o objetivo de esclarecer dúvidas quanto a capacidade de um pino em reforçar um dente tratado endodonticamente, compararam a resistência à fratura de incisivos centrais superiores tratados endodonticamente sob diferentes métodos de restauração. Os 64 dentes foram divididos em oito grupos: Grupo 1- câmara pulpar preenchida com resina composta; Grupo 2 – câmara pulpar condicionada com ácido e preenchida com resina composta; Grupo 3 – câmara pulpar e 10 mm do interior do canal condicionado com ácido e preenchido com resina composta. Grupo 4 – 10 mm do interior do conduto preparado com fresa e deixado vazio; Grupo 5 – câmara pulpar e apenas 10 mm do conduto apenas restaurado com resina composta;

Grupo 6 – Pino Para Post cimentado no canal e câmara pulpar preenchida com resina composta; Grupo 7 – Pino Para Post cimentado com fosfato de zinco no canal, câmara pulpar condicionada com ácido e preenchida com resina composta e Grupo 8 – canal radicular e câmara pulpar condicionada com ácido, pino Para Post cimentado com resina composta e câmara pulpar preenchida com resina composta. Os dentes foram montados em um ângulo de 50° em relação ao longo eixo do dente e a resistência à fratura foi determinada após ensaios em uma Máquina de Testes Universal Instron. De acordo com os resultados encontrados os autores concluíram que o preparo do conduto diminuiu significativamente a resistência do dente. A cimentação de um pino intracanal enfraqueceu o dente tratado endodonticamente.

Duret et al.,^{11,12} em 1990, relataram em seu trabalho as características ideais de uma restauração na reconstrução dos dentes tratados endodonticamente: forma idêntica ao volume perdido, propriedades mecânicas semelhantes às da dentina e efetividade na união à dentina para que não haja ruptura da adesão. Quando existe a necessidade de inserção de um pino intrarradicular, o ideal é que ele possua a forma mais ajustada possível ao canal para que haja uma transmissão de esforços homogênea em relação à superfície radicular. Os pinos de fibra de carbono têm forma de duplo cilindro para melhorar esse ajuste e dar retenção ao pino na porção apical. Afirmaram que os pinos de fibras de carbono (Composipost) têm módulo de elasticidade variável, como nos demais materiais anisotrópicos, sendo muito semelhante à

dentina conforme o ângulo de incidência da carga. Afirmaram também, que a resina epóxica da matriz dos pinos de fibra de carbono é mais compatível quimicamente às resinas compostas de preenchimento, o que resulta uma melhor interface entre os materiais restauradores. A inclusão de um material de comportamento biomecânico diferente da dentina é fonte constante de indução de tensões. Quanto maior a diferença entre as propriedades mecânicas, especificamente a módulo de elasticidade dos materiais, mais fácil a separação entre eles. Comentaram ainda que as principais desvantagens dos pinos metálicas são: o alto módulo de elasticidade dos metais; a concentração de esforços em uma área enfraquecida e o risco de corrosão. Estes autores afirmaram que os pinos pré-fabricados de metal são muito resistentes, mas apresentavam alto risco de fratura radicular devido ao seu alto módulo de elasticidade que é dez vezes maior que o da dentina. Eles salientaram que os pinos de fibra de carbono têm uma série de vantagens como módulo de elasticidade semelhante ao da estrutura dental e possibilidade de se aderir ao dente e ao material de preenchimento, além de ser facilmente removido.

Cohen et al,⁸ em 1995, realizaram um ensaio de resistência à fratura, para isso restauraram noventa dentes unirradiculares com três sistemas de pinos pré-fabricados (Flexi-Post, EDS USA; Para-Post, Whaledent USA; V-Lock, Brasseler, Germany) e três tipos de materiais de preenchimento (Ketac-Silver, Ti-Core e Tytin), totalizando nove grupos. Os dentes foram preparados e receberam os diferentes tipos de pinos, todos cimentados com

cimento fosfato de zinco; núcleos de preenchimento foram feitos com o auxílio de uma matriz de acetato e preparados com pontas diamantadas até a altura de 4,5 mm. Foram submetidos a esforços em uma Máquina de Ensaio mecânicos, até o deslocamento do material de preenchimento do respectivo pino. A aplicação direta da carga ao conjunto pino/preenchimento resultou em situação de esforço máximo, segundo os autores. Os melhores resultados foram obtidos com a combinação da resina Ti-core, reforçada com titânio, com os pinos tipo Flexi-Post e V-Lock. O estudo mostrou que as falhas ocorreram na interface mais frágil (pino/resina de preenchimento), pois não foram evidenciadas falhas adesivas nem fraturas dos dentes. Os autores salientaram que com relação aos materiais de preenchimento, as resinas compostas foram mais resistentes superando o amálgama, que foi destacado pelos autores como materiais frágeis que necessitam maior volume sendo, portanto, enfraquecidos pela presença de pinos. O cimento de ionômero de vidro foi o menos resistente, provavelmente pela sua baixa resistência à compressão.

Freedman,¹⁵ em 1996, apresentou os passos clínicos para cimentação de um novo sistema de pinos intra-radulares C-Post (Bisco), o autor fez também uma revisão da literatura comparando as propriedades mecânicas dos pinos metálicos *versus* pinos não metálicos. De acordo com o autor, na restauração do elemento dental é sempre importante avaliar as tensões que este material restaurador irá produzir na estrutura dentária, pois quanto maior a tensão, principalmente sua concentração em pontos específicos, maior será o

risco de fratura. Os pinos metálicos apresentam propriedades mecânicas muito diferentes da estrutura dental, já os pinos compostos por fibras apresentam-se mais semelhantes à estrutura dentária, isso faz com que haja uma menor concentração de tensões, pois as forças são absorvidas e distribuídas ao longo da raiz diminuindo o risco de fratura.

Purton & Payne,⁴⁰ em 1996, realizaram um estudo com o objetivo de investigar a rigidez flexural dos pinos intra-radulares de fibra de carbono em comparação com a rigidez dos pinos metálicos além de comparar a retenção do núcleo de resina composta ao pino de fibra de carbono e ao pino de aço inoxidável. Neste trabalho 10 pinos de 1,4 mm de diâmetro foram testados com o teste de flexão a três pontos em uma Máquina de Testes Universal (Instron), a uma velocidade de 100 mm/min e uma carga foi aplicada até que o limite elástico do pino foi atingido. Dez pinos de aço inoxidável (Parapost-Waledent), de 1,25mm de diâmetro foram testados da mesma maneira. Na segunda parte deste estudo, núcleos cilíndricos de resina composta foram feitos sobre os pinos de aço inoxidável de 1,5mm de diâmetro. Os cilindros foram montados em uma Máquina de Testes Universal Instron e uma força foi aplicada com velocidade de 10 mm/min até que houvesse a fratura do corpo de prova. No teste de flexão de três pontos, a análise dos resultados mostrou os seguintes valores para o módulo de elasticidade transversal: aço inoxidável – 213 Gpa e fibra de carbono – 319 Gpa. No teste de resistência à tração de pinos e núcleos, houve uma diferença estatisticamente significativa entre Parapost

1,25mm e C-post 1,40mm e 1,50mm e 1,4mm C-post e 1,50mm, 1,8mm C-post. O teste de flexão de três pontos proporcionou uma referência para comparação entre os pinos feitos de diferentes materiais. Os pinos de fibra de carbono testados exibiram maiores valores de rigidez que os pinos de aço inoxidável, porque o material de fibras de carbono é estruturalmente anisotrópico, o módulo de elasticidade poderá ser diferente, se o pino for testado em diferentes ângulos. A falta de retenção na parte coronária dos pinos de fibra de carbono demonstrou ser uma falha do sistema Composipost. De acordo com os autores este parece ser o motivo dos baixos valores de retenção, encontrados nestes pinos.

Torbjöener et al.,⁵⁸ em 1996, realizaram estudo com objetivo de comparar as propriedades mecânicas de pinos pré-fabricados compostos de fibra de carbono, com os pinos metálicos Parapost e avaliar os efeitos citotóxicos. O módulo flexural e a resistência flexural foi determinada pelo teste de flexão de três pontos, após os pinos terem sido armazenados à seco e depois em água. O teste de flexão foi realizado com e sem a termociclagem prévia dos CFRC pinos. A citotoxicidade foi medida pelo método de imersão em ágar dos espécimes. Os valores do módulo flexural e resistência flexural máxima para armazenamento à seco dos CFRC foi de 82 +/- 6 GPa e 1154 +/- 65 MPa respectivamente. Os valores de flexão diminuíram significativamente após armazenamento em água e termociclagem. Nenhum efeito citotóxico foi observado adjacente ao CFRC. Os autores relataram que os compósitos de

fibras reforçadas apresentam potencial para substituir os pinos metálicos em muitas situações clínicas, pesquisas adicionais são necessárias para assegurar sucesso a longo prazo.

Moraes,³² em 1996, analisou as causas de fratura vertical radicular em 50 casos clínicos. De acordo com os exames clínico e radiográfico o autor concluiu que em 41 dentes, ou seja, 82% dos casos a causa de fratura estava associada com a restauração do elemento dental com pino intra-radicular. Fatores como direção, profundidade, diâmetro e forma equivocadas predispueram o dente à fratura vertical de raiz.

Isidor et al,²² em 1996, em estudo “*in vitro*”, avaliaram a resistência à fratura de dentes bovinos restaurados com pinos de fibra de carbono. Quatorze dentes bovinos com comprimentos e dimensões similares foram montados em um bloco de resina acrílica inclusive com simulação do ligamento periodontal. O espaço para colocação do pino foi realizado utilizando duas brocas calibradas, proporcionando um comprimento de 8,5mm. Os pinos pré-fabricados de fibra de carbono foram cimentados com cimento resinoso e os núcleos coronários, realizados com resina autopolimerizável. Uma coroa foi cimentada em cada dente. Os espécimes foram submetidos a testes de carregamento com carga de 250N com um ângulo de 45° em relação ao longo eixo do dente com uma frequência de dois ciclos por segundo. Após o carregamento quatro dentes tiveram fratura incompleta radicular. Os resultados deste estudo foram

comparados com estudos prévios feitos pelos autores realizados em condições similares com pinos pré-fabricados Parapost. A taxa de fratura dos pinos metálicos Parapost foi maior que para os pinos de fibra de carbono. Dos quatorze dentes restaurados com Composipost, nove falharam como resultado da perda de adesão entre o pino e a coroa, e quatro tiveram fratura incompleta de raiz.

Sidoli et al,⁴⁵ em 1997, avaliaram a resistência à fratura em quarenta dentes recentemente extraídos, incisivos centrais superiores e caninos hígidos que foram divididos em quatro grupos experimentais; **G1**- dentes restaurados com o sistema Composipost, **G2**- dentes restaurados com pino metálico e núcleo de resina composta, **G3**- dente restaurado com núcleo e pino metálico fundido, **G4**- dente tratado endodônticamente sem nenhum sistema de núcleo ou pino. A coroa dos dentes do **G1**, **G2**, e **G3** foram removidas a 1mm da JCE, todos os pinos foram cimentados com cimento fosfato de zinco. Para o teste de compressão os dentes foram montados em bloco metálico, com aplicação de uma força de compressão oblíqua a 130° e levados a uma Máquina de Testes Universal, uma célula de carga de 2500N foi usada, com velocidade de 5cm/min. Após a fratura, os corpo-de-prova foram examinadas macroscópica e microscopicamente para classificação do modo de fratura. Consideraram favorável quando a fratura ocorre em local passível de uma nova reconstrução e desfavorável quando a fratura inviabiliza uma nova restauração, ou seja fratura radicular. Os dados foram analisados estatisticamente com o teste

Fischer Exact. A análise dos resultados mostrou que o grupo 4 (dente sem pino e núcleo) foi estatisticamente diferente dos demais grupos. De acordo com os resultados, os autores puderam concluir que a baixa resistência do grupo 1 (pinos de fibra de carbono) foi em parte devido à união ao agente cimentante. A alta resistência do grupo 4 (dente natural sem pino), mostram que o preparo para colocação do pino pode fragilizar o dente tratado endodônticamente, e que este preparo é visto normalmente como retenção. Analisando o modo de fratura o G1 (Sistema Composipost) mostrou um modo de fratura mais favorável oferecendo menos risco à estrutura dental, enquanto o G3 (núcleo metálico fundido) foi o mais desfavorável, ocorrendo sempre fratura radicular, mostrando que o núcleo e pino metálico fundido não é capaz de absorver as tensões, por ser muito rígido, oferecendo maior risco ao remanescente radicular.

Martinez-Insua et al.,²⁸ em 1998, relataram que a durabilidade de dentes tratados endodônticamente restaurados com pinos e núcleos, é um tema controverso. A longevidade destes dentes está diretamente relacionada com a quantidade e qualidade do tecido dental remanescente sadio. O objetivo deste trabalho foi comparar a resistência à fratura de dentes pré-molares extraídos restaurados com pinos de fibra de carbono e núcleo de resina composta, e núcleo e pino metálico fundido. Quarenta e quatro dentes pré-molares, hígidos, extraídos por motivos ortodônticos de tamanho e forma similares foram utilizados. Todos os dentes foram tratados endodônticamente

pela técnica da condensação lateral, as coroas foram seccionadas 2mm da JCE. Os dentes foram divididos em dois grupos: G1: pinos de fibra de carbono e núcleo de resina composta; G2 dentes com núcleo e pino metálico fundido. Os pinos foram cimentados com cimento Panavia 21 (Kuraray, Co Ltd.). Após a montagem os dentes foram submetidos ao teste de resistência à fratura em uma Máquina de Testes Universal Instron, com uma força aplicada em um ângulo de 45° em relação ao longo eixo do dente e a uma velocidade de 1 cm/min. A análise dos resultados revelou que os pinos metálicos fundidos mostraram maior resistência à fratura que os pinos de fibra de carbono, sendo estatisticamente significativa. O modo de fratura foi diferente para os dois grupos: no grupo 1, 59%, mostraram fratura de dente/pino/núcleo, 18% tiveram a mesma desadaptação porém o pino permaneceu intacto, e 18% tiveram a mesma desadaptação porém o núcleo fraturou-se, e apenas 5% ocorreu fratura cervical da raiz. Nos 22 dentes do grupo 2; 91% mostraram fratura cervical radicular, sendo que 59% com fratura completa e 32% trincas radiculares. A desadaptação do núcleo e coroa ocorreu em 9%. Apenas um dos 22 dentes restaurados com pinos de fibra de carbono, resultou em fratura dental. Em contraste, nos dentes restaurados com pinos metálicos fundidos foi observada fratura em 91% das amostras. De acordo com os autores possíveis explicações para a observação das diferentes fraturas e o modo de fraturas encontradas: fratura do pino no ponto de inserção do núcleo, parece ocorrer antes da fratura da restauração. Nas restaurações com pinos e núcleos fundidos, o pino não fratura e a força é transmitida ao dente. A fratura do

núcleo em si pode ocorrer quando o núcleo é de resina composta, reduzindo o risco de fratura radicular. Finalmente o arranjo longitudinal das fibras nos pinos de fibra de carbono e o módulo de elasticidade do pino que é menor ou igual à dentina, pode redistribuir as tensões através do dente.

Fredriksson et al.,¹⁴ 1998, realizaram um estudo clínico onde foram selecionados sete dentistas que possuíam larga experiência com o sistema de pinos Compositopost desde sua introdução em 1991. Para cada um dos sete dentistas, 80% do número total de pacientes tratados com o sistema de pinos Compositopost foram randomizados. Um total de 236 pacientes tratados com o sistema Compositopost foram selecionados para avaliação. A restauração final dos dentes tratados endodonticamente foram metalocerâmicas 80% dos casos, coroas cerâmicas 10% e 10% restantes com resina composta. A taxa de sucesso foi confirmada pelo exame clínico e radiográfico antes e depois da cimentação do pino. Do total de 236 dentes examinados, 5 dentes foram extraídos após 2 e 6 meses de tratamento, resultando em 98% de sucesso e 2% de insucesso. Os autores ressaltaram que resultados promissores indicam que estes sistemas de pinos são alternativas viáveis como substituto dos núcleos e pinos convencionais. E destacaram que para obter uma alta taxa de sucesso, quando esta técnica é utilizada, uma quantidade adequada de dentina coronária deve estar presente, para que haja adesão entre o material e dente. Estudos clínicos em longo prazo são necessários para uma adequada avaliação deste sistema restaurador.

Takehashi et al,²⁴ em 1998, descreveram o material zircônio e os procedimentos clínicos e laboratoriais deste sistema. Resultados clínicos são apresentados e a retenção do material do núcleo foi avaliada por testes *in vitro*. Nos resultados clínicos apresentados pelos autores, foram cimentados 24 pinos de zircônio pela técnica indireta associada ao IPS-Empress Cosmo Ingots, em 16 pacientes e realizado o acompanhamento clínico por um período de mais de dois anos. Todos os dentes foram restaurados com coroas totais, nenhuma fratura foi observada e os resultados estéticos, foram avaliados como excelentes. A segunda parte deste estudo determinou a influência do condicionamento da superfície do pino na retenção do núcleo, a superfície foi condicionada de duas maneiras: segundo as instruções do fabricante e com jateamento com óxido de alumínio. O jateamento com óxido de alumínio proporcionou maiores valores de retenção.

Paul et al.,³⁷ em 1998, apresentaram um artigo de revisão de técnicas e materiais para núcleos e pinos intrarradiculares, discutindo as indicações de reconstruções coronárias para dentes despolpados. De acordo com os autores, baseado na revisão da literatura, os agentes de união dentinários e resinas compostas devem ser indicados para realização de núcleos de preenchimento, pois apresentam os requisitos necessários que são: promover retenção suficiente à estrutura dentária e ao pino, ser estético, de fácil utilização e resistir aos esforços mastigatórios. Na indicação de pinos intra-radiculares os autores indicam para região anterior a cimentação de pinos estéticos, que

devem ser utilizados para dentes que perderam menos da metade de estrutura dental coronária. Para dentes anteriores sem nenhuma estrutura remanescente, devem-se utilizar os tradicionais pinos metálicos fundidos com ligas áureas. Para os dentes posteriores, ou áreas de menor importância estética, os autores indicam pinos metálicos fundidos com ligas áureas.

Kousvelari, E.²⁶ em 2001, apresentou um artigo descrevendo os trabalhos científicos desenvolvidos no National Institute of Dental and Craniofacial Research (NIDCR). A autora relata que este centro de pesquisas foi criado para o desenvolvimento de biomateriais em todas as áreas da saúde. Trabalhando diversas áreas em conjunto, estudos têm sido realizados com o objetivo de desenvolver materiais que sejam naturalmente biocompatíveis, funcionais, duráveis e possam substituir as estruturas vivas sem acarretar prejuízos ao organismo. Estes profissionais buscam desenvolver materiais biomiméticos, ou seja, materiais que interajam com as estruturas biológicas tornando-se parte dela. A autora relata ainda que este é sem dúvida o futuro da ciência na área de materiais, pois o biomimetismo vai além, e busca através da observação da estrutura e do arranjo biológico natural desenvolver um material de composição e propriedades semelhantes ao que a natureza produziu.

Material e Método

A análise da distribuição de tensões intra-radulares em incisivo central superior foi realizada através de dois métodos: um experimental, *Fotoelasticidade*, e outro computacional, *Método dos Elementos Finitos (MEF)*. Em estudo realizado por Farah et al¹³ indicou que esta associação é interessante na análise de tensões em estruturas dentárias, pois, a fotoelasticidade mostra um desenho claro da distribuição das tensões, enquanto o método dos elementos finitos, apresenta uma avaliação mais minuciosa do completo estado de tensões/deformações. A combinação destes métodos permite entender melhor sobre a distribuição das tensões nas restaurações odontológicas, resultantes dos esforços mastigatórios.

O estudo foi realizado utilizando seis diferentes sistemas de pinos intra-radulares, que estão descritos na Tabela 1. Com esta diversidade, pretendeu-

se abranger uma ampla faixa de materiais, disponíveis no mercado para este procedimento.

Tabela 1 - Sistemas de pinos intra-radiculares

Grupo	Material	Produto™	Fabricante	Cimentação	Geometria	Diâmetro (mm)
I	Resina fibra de Carbono	C-post	Bisco	Passiva	Paralelo	1,4
II	Resina fibra de Vidro	Fibre-Kor	Jeneric Pentron	Passiva	Paralelo	1,25
III	Zircônio	Cosmopost	Ivoclar	Passiva	Cônico	1,4
IV	Aço inoxidável	Flexi-post	EDS	Ativa	Paralelo	1,4
V	Titânio	Para Post	Walledent	Passiva	Paralelo	1,4
VI	Liga de Cu-Al	Goldent LA	Aje	Passiva	Cônico	2,0

Neste estudo, houve a preocupação de enquadrar a metodologia empregada em uma situação clinicamente real, para isso, em ambas análises os fatores comprimento do pino, carga aplicada, cimentação e remanescente coronário foram padronizados. No entanto, o diâmetro e a geometria foram baseados na forma original de cada sistema de pinos. Trabalhos realizados empregando o Método de Fotoelasticidade para análise de tensões,^{2,7,42} mostraram que este método, quando utilizado para analisar vários sistemas de pinos, pode simular as condições reais em estudo, pois utiliza o próprio pino e os fatores que influenciam na distribuição de tensões, são analisados em conjunto.

Para padronização da análise, em ambos métodos, foi aplicada uma carga no terço incisal da região palatina do incisivo central superior, com uma

inclinação de 45° em relação ao longo eixo do dente, simulando o contato com o dente antagonista durante os movimentos excursivos da mandíbula.

4.1 Análise de tensões através do Método de Fotoelasticidade

Vários métodos experimentais são hoje utilizados na determinação da distribuição de tensões/deformações com o objetivo de solucionar problemas estruturais complexos. Dentre estes métodos pode-se destacar a *Fotoelasticidade*, o qual, permite uma rápida análise do estado de tensão, através da observação dos efeitos ópticos em modelos, o que chamamos *análise qualitativa*.³⁵ Este método, determina também o valor numérico das tensões principais e tensão cisalhante máxima, o que chamamos *análise quantitativa*.

Através dos estudos de Noonan em 1949, *apud*, Farah¹³, iniciou-se a aplicação da Fotoelasticidade nas pesquisas odontológicas. Desde então, vários estudos, têm sido realizados em diversas áreas da Odontologia, como por exemplo: análise de tensões relacionada à geometria do preparo cavitário em restaurações de amálgama, resina composta, inlays/onlays, coroas, implantodontia, bem como, auxiliar na seleção de pinos intraradiculares.^{2,4,6,7,13,16,27,29-31,50-4,62}

A análise das tensões fotoelásticas é baseada na propriedade de determinados materiais transparentes exibirem padrões de cores, quando observados através de luz polarizada.^{7,9,29-31,50-54} Este efeito é resultado da alteração (refração) da luz polarizada pelas deformações internas resultantes

do estado de tensões presente no modelo. Este fenômeno é representado pela “*Lei óptica das tensões*”.⁹

Quando um material fotoelástico está sujeito a forças e é examinado sob luz polarizada, o resultado destas tensões, é apresentado através de franjas coloridas no modelo. A interpretação destas franjas revelará toda a distribuição de tensões, podem-se então realizar todas as medidas das direções e magnitude das tensões para quaisquer pontos do modelo. Uma vez que ocorre uma mudança nas suas propriedades ópticas, proporcionais às tensões desenvolvidas, o material torna-se birrefringente. Uma onda de luz polarizada, atravessando completamente o material fotoelástico tensionado, divide-se em dois feixes de luz, cada um vibrando ao longo da direção da tensão principal e com diferentes velocidades, observando-se uma interferência no modelo, a qual é produzida pela diferença de fase entre estes dois feixes de luz. Assim, utiliza-se um *polariscópio*, aparelho que permite estabelecer o plano de vibração e, portanto, as direções das tensões principais, bem como a diferença entre as duas componentes de tensões principais, realizamos uma análise da distribuição de tensões.³⁵

Em resumo, no método *fotoelástico*, um modelo similar à estrutura em estudo, é confeccionado em material transparente que possui propriedades fotoelásticas, assim chamado, material fotoelástico, que pode ser um policarbonato. Em seguida, este modelo é submetido a um carregamento representativo das condições de trabalho em estudo, o qual provoca um estado de tensão/deformação. A seguir, o modelo é examinado por um aparelho

denominado *polariscópio*, que através de uma luz polarizada que o atravessa, permite a análise das tensões através da interpretação dos parâmetros ópticos observados.

Quando o modelo é levado ao *polariscópio*, através da observação das franjas formadas, determina-se o nível de tensão/deformação a que o modelo está submetido. Na análise fotoelástica, a variação de cores presentes no modelo está diretamente ligada à variação localizada do estado de tensão, isso permite uma rápida análise qualitativa. Uma região de cores uniformes, no modelo, indicará a distribuição uniforme de tensão, por outro lado, regiões com várias cores concentradas indicarão áreas de alta concentração de tensões. Estas informações podem indicar a localização de falhas estruturais, ou seja, locais críticos susceptíveis à fratura.⁹ (Figura 1)

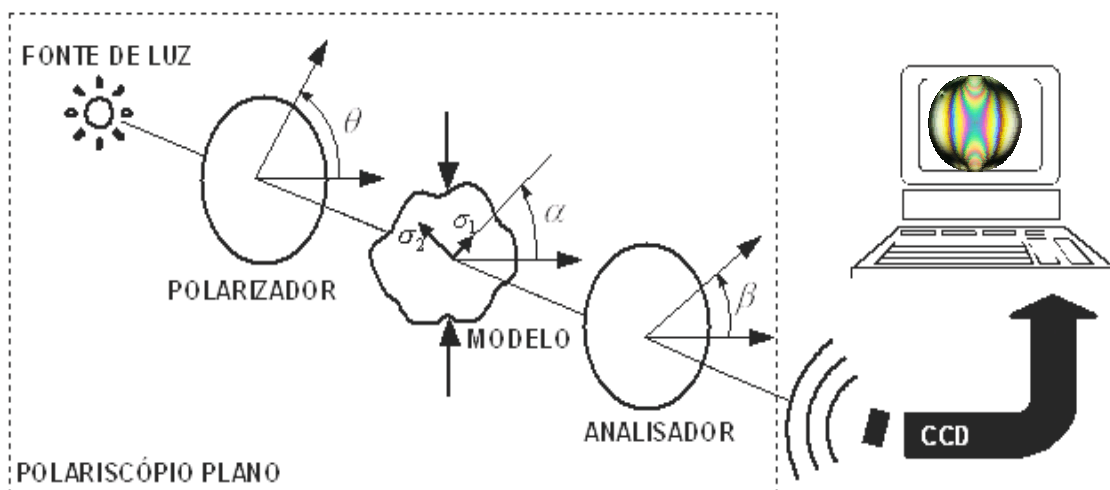


FIGURA 1 - Esquema do método de fotoelasticidade

Descreveremos a seguir todas as etapas realizadas neste estudo, para isso, deste ponto em diante, adotaremos a denominação das estruturas

dentárias e estruturas de suporte que foram simuladas da mesma forma que denominamos no dente natural.

4.1.1 Teste experimental piloto

Teve como finalidade permitir uma correta investigação da metodologia e materiais a serem utilizados neste estudo, assim como o número de repetições, técnica de corte dos modelos, técnica de preparo do conduto intraradicular, padronização do comprimento dos pinos, cimentação e aplicação de carga, além do correto manuseio de todos os materiais e equipamentos a serem empregados.

Após a realização do experimento piloto, a quantidade de repetições no método de fotoelasticidade foi estabelecida em número de três, para cada um dos seis grupos de pinos, num total de dezoito modelos. Esta conduta está de acordo com os trabalhos descritos na literatura^{18,21,29-31} utilizando o método de Fotoelasticidade, onde verifica-se não haver diferenças significativas nos resultados quando o experimento é realizado inúmeras vezes, assim é interessante um mínimo de três repetições para eliminar chances de erro, provenientes de falhas de fabricação do material e possíveis irregularidades na confecção dos modelos.

Através da realização do experimento piloto foi determinada a estratégia de trabalho mais adequada, e assim, foram confeccionados os modelos.

4.1.2 Confeção do modelo representativo do incisivo central superior

Seleção e preparo do material fotoelástico

Para confecção dos modelos de acordo com a técnica da Fotoelasticidade Plana, foi utilizada uma lâmina de material fotoelástico PSM -1 (Meansuerements Group) com espessura constante de 5,4mm, a qual foi cortada com serra de fita vertical (Figura 2A), em pequenos blocos com dimensões de 20 x 30 cm (Figura 2B).

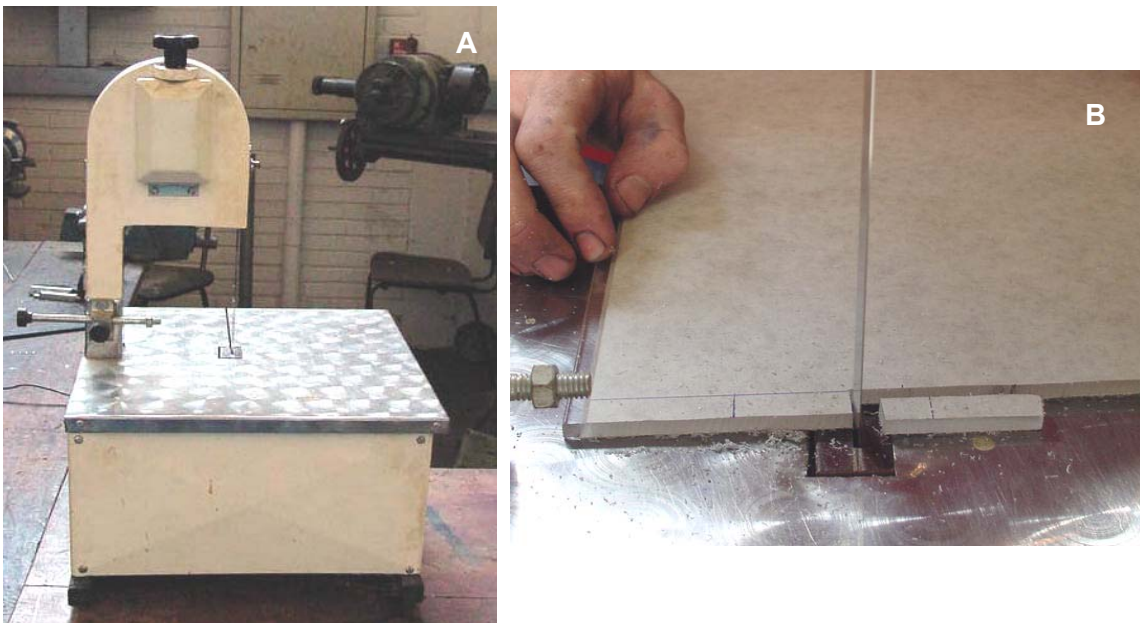
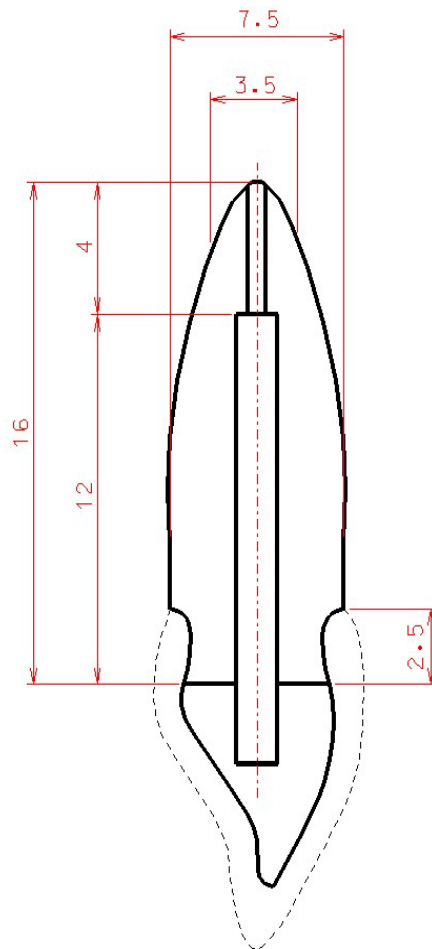


FIGURA 2 - (A) Serra de fita vertical e (B) Material fotoelástico

Definição das dimensões

O modelo, simulando o incisivo central superior bidimensional em um corte vestibulo-lingual, foi individualizado adotando-se as dimensões médias deste dente: comprimento radicular 16 mm, largura cervical 7,5 mm e largura

apical 3,5 mm. Esta configuração está de acordo com a formulação proposta por Wheeler.⁶³ Em seguida, para todos os modelos foram definidas as dimensões do alívio do conduto de 12,0 mm, obturação do conduto apical de 4,0 mm e remanescente coronário de 2,5 mm (Figura 3).



Usinagem do material fotoelástico

Em seguida, com o objetivo de simular o incisivo central superior, cada bloco de material fotoelástico recortado, foi usinado em um equipamento projetado e construído na Universidade Federal de Uberlândia - UFU,

pertencente ao Laboratório Experimental de Tensões, denominado *MESA PARA CORTE E USINAGEM DE MATERIAL FOTOELÁSTICO*. (Figura 4).



FIGURA 4 - Mesa para corte e usinagem do material fotoelástico

Este equipamento é composto basicamente de um suporte de fixação tipo braçadeira, de operação manual. O suporte é apoiado em um eixo fixo à mesa, através de rosca e arruela travante, possuindo deslocamento vertical. Apresenta pinos copiadores a fim de executar a usinagem. O corte é feito por uma fresa fixa em uma retificadora portátil de 26000 rpm que é fixada ao suporte.

Para usinar o material fotoelástico, garantindo a padronização da geometria do modelo, foi necessário primeiro fabricar-se o gabarito ou molde metálico (Figura 5A) com as dimensões do incisivo central superior, descritas anteriormente.

Em seguida, o bloco de material fotoelástico recortado, foi parafusado no gabarito metálico. Este procedimento pode também ser realizado, colando-se o material fotoelástico com uma fita adesiva de dupla face. (Figura 5B)

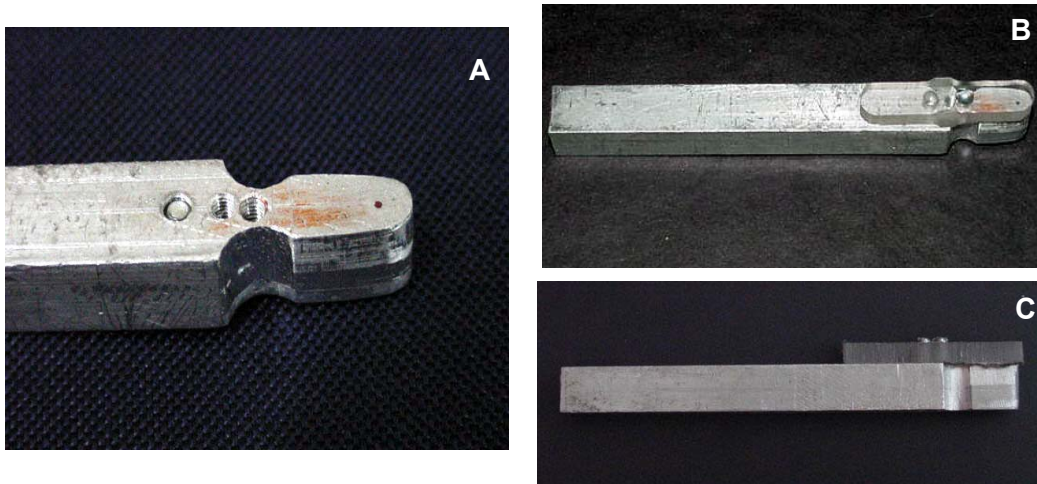


FIGURA 5 - (A) Gabarito metálico e (B e C) Gabarito metálico colado ao material fotoelástico

Selecionou-se então a fresa a ser utilizada e o pino copiador. Estando o conjunto, material fotoelástico colado ao gabarito metálico e justaposto ao pino copiador, iniciou-se a operação de usinagem, que consiste em deslocar manualmente o conjunto em direção à fresa que executará o corte de acordo com o contorno do gabarito.

Para que a operação seja eficiente deve-se executá-la com pequenos avanços e sem pressão sobre o modelo. Como a rotação da fresa é alta, cerca

de 20.000 rpm, deve-se procurar usinar em etapas alternadas (liga/desliga) para permitir o resfriamento da ponta da fresa e da superfície do material fotoelástico, a fim de obter-se uma superfície bem acabada e com o mínimo de tensões residuais nas bordas.(Figura 6)



FIGURA 6 - Operação de usinagem do material fotoelástico

Desta forma, após usinagem, os modelos encontravam-se com o contorno externo definido e padronizado.

Preparo do conduto intra-radicular

O preparo para simulação do conduto intra-radicular e inserção dos pinos foi uma etapa que exigiu grande esforço para padronização do diâmetro dos orifícios. Inicialmente este procedimento foi realizado com o alta rotação convencional utilizando fresa carbide e ponta diamantada, no entanto, não havia uma padronização no diâmetro do conduto. A solução encontrada para

eliminar este problema foi a utilização de uma furadeira elétrica de bancada, marca comercial Bosch™ e brocas de aço rápido.

Nos sistemas de pinos pré-fabricados selecionados para o trabalho, cada fabricante apresenta uma variação de diâmetro: pinos do sistema Fibrekor™ (1,0; 1,25 e 1,5 mm), sistema Flexi Post™ (1,0; 1,4 e 2,0 mm), sistema C-post™ (1,0; 1,4 e 1,8 mm), sistema Parapost™, (1,0; 1,2; 1,4 e 1,8), sistema Cosmopost™ (1,4 e 2,0 mm). Desta forma selecionamos o diâmetro mais compatível nos diferentes sistemas (1,25, 1,4, 1,4, 1,4 e 1,4 respectivamente), para que não houvesse grandes variações entre os pinos.

O centro de cada modelo foi utilizado como local de preparo do conduto intra-radicular (Figura 7A e B). Assim a broca de aço rápido foi

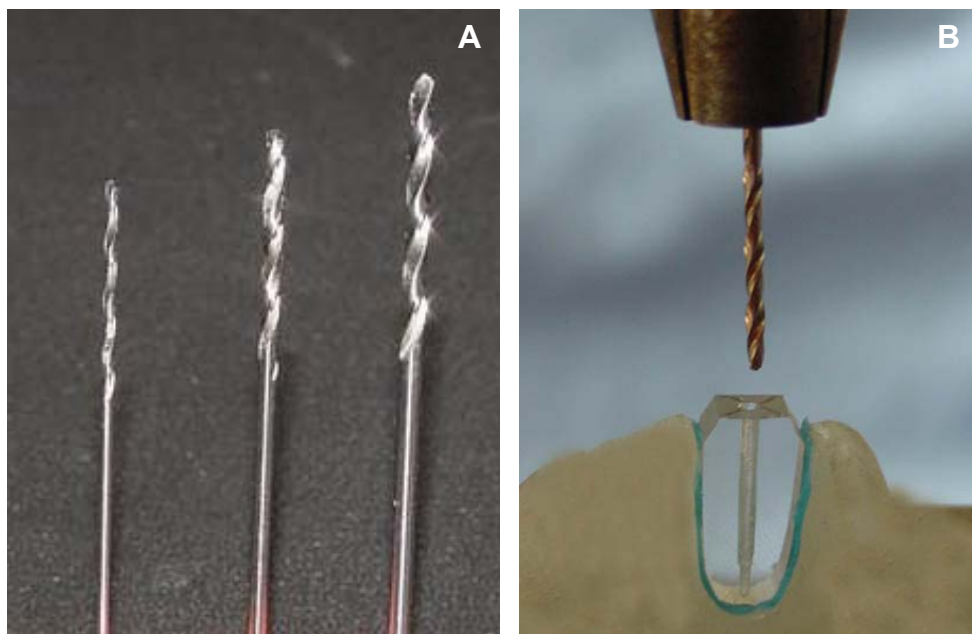


FIGURA 7- (A) Brocas de aço rápido 0,7; 1,19 e 1,58 mm e
(B) Preparo do material fotoelástico para confecção do conduto radicular

posicionada e o conduto radicular de cada grupo foi preparado, sendo que, a broca de aço rápido de 1,19 mm foi utilizada para o preparo do conduto dos pinos de 1,25 mm e a broca de aço rápido de 1,58 mm de diâmetro foi utilizada para o preparo do orifício dos pinos de 1,4 e 2,0 mm. Para simular a região apical (4 mm), correspondente ao tratamento endodôntico, foi usada a broca de aço rápido de 0,7mm. (Tabela 2)

Tabela 2 - Diâmetro das brocas utilizadas no preparo do conduto intra-radicular de acordo com o diâmetro dos pinos.

Diâmetro da broca de aço rápido (mm)	Preparo
0,794	Conduto radicular apical
1,191	Pinos 1,25 mm
1,588	Pinos 1,4 mm

Após o preparo inicial do conduto, com as brocas de aço rápido, o mesmo foi concluído em baixa rotação convencional, com as brocas específicas disponíveis em cada Kit dos sistemas de pinos, para personalização do canal radicular.

Recozimento

As tensões originadas com os procedimentos de confecção dos modelos, não foram consideradas no estudo. Estas tensões foram eliminadas para não interferirem na análise das tensões, quando a carga fosse aplicada.

Para eliminar as tensões residuais, foi realizado o recozimento dos modelos. O processo de recozimento consiste basicamente em levar o material

fotoelástico em uma estufa própria para este procedimento, onde a temperatura é elevada e reduzida lentamente por um período de 4 dias, com os seguintes ciclos estabelecidos pelo fabricante: eleva-se a temperatura gradualmente numa taxa de 5°C por hora até atingir 120 °C e permanece por 24 horas, em seguida eleva-se a temperatura até 160°C, como anteriormente e o material permanece nesta temperatura por três horas. Após este período, resfria-se lentamente o material numa temperatura de 3°C por hora até atingir 120°C. Em seguida resfria-se o material a 5°C por hora até a temperatura ambiente de 18°C.

Ao final deste procedimento verificou-se a eliminação completa das tensões residuais (Figura 8A e B), e os modelos estavam prontos para o próximo passo: a obturação do canal radicular e cimentação dos pinos.

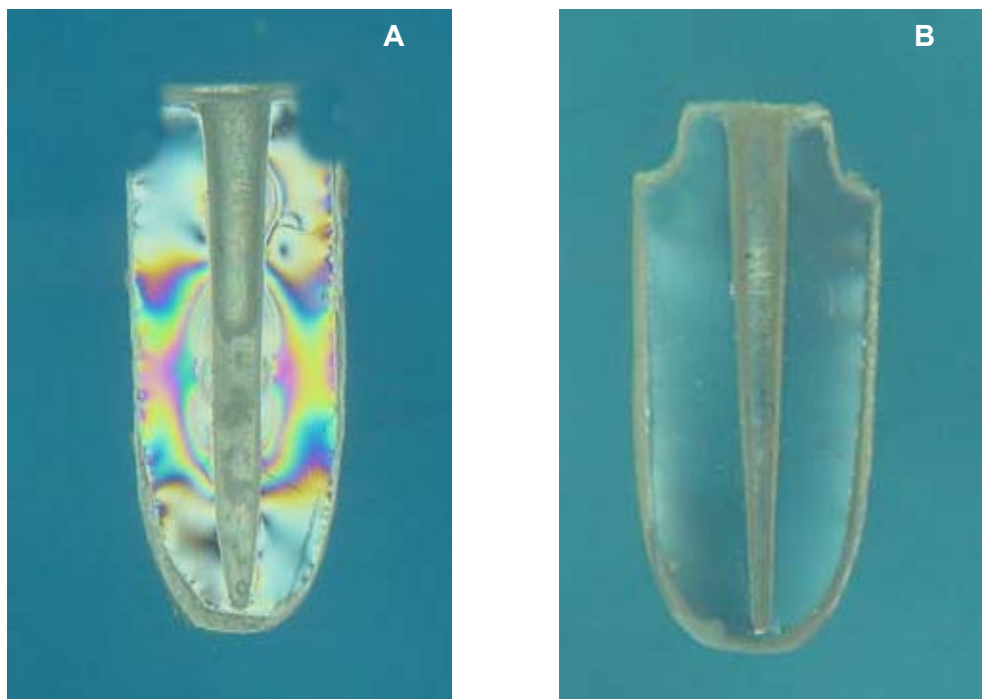


FIGURA 8 - (A) Antes do recozimento e (B) Após o recozimento

Obturação do canal radicular

Na técnica realizada para obturação do canal radicular, não realizamos a condensação lateral nem alívio do conduto com brocas ou instrumento aquecido, pois estes procedimentos poderiam gerar tensões, que não são objetivo deste estudo. Este procedimento foi realizado da seguinte forma: um cone principal de guta-percha foi selecionado após o travamento apical. Em seguida foi previamente cortado sem que houvesse a separação completa do cone, utilizando uma lâmina de bisturi, tomando-se como referência uma distância de 4 mm apical. Em seguida, foi inserido no conduto radicular juntamente com o cimento endodôntico Endofill (Dentsply) até o travamento apical e realizado um giro de 360° provocando a ruptura completa, no local previamente cortado. Assim, o alívio do conduto foi realizado simultaneamente à obturação, sem utilização de instrumentos aquecidos ou brocas. (Figura 9A e B).



FIGURA 9 - (A) Obturação e (B) Cimento endodôntico utilizado

Confecção dos pinos metálicos fundidos

Foram realizados os mesmos procedimentos para simulação do conduto radicular já descritos, utilizando um diâmetro de 2,0 mm para facilitar a moldagem do conduto. A confecção dos pinos metálicos fundidos foi realizada através da técnica direta para moldagem do conduto, a qual foi executada utilizando resina acrílica ativada quimicamente, marca comercial Duralay (Reliance Dental MFG), sistema pó e líquido. Depois de moldados os pinos foram encaminhados ao Laboratório de Prótese da Universidade Federal de Uberlândia, os quais foram fundidos em liga de Cu-Al, marca Goldent (Aje AS).

Cimentação dos pinos

Para esta etapa, foram selecionados três pinos de cada kit. Todos os pinos foram cimentados com cimento resinoso dual Rely-X (3M ESPE - Products) e sistema adesivo Single Bond (3M ESPE - Products), de acordo com as instruções do fabricante.

Confecção do Núcleo de preenchimento e coroa de porcelana pura

Após a cimentação dos pinos pré-fabricados, o núcleo de preenchimento foi realizado com resina composta híbrida Z250 (3M ESPE - Products) através da técnica incremental. Para isso, uma matriz de acetato foi confeccionada em uma plastificadora à vácuo e utilizada na inserção da última camada de resina composta, proporcionando a padronização dos modelos. Em seguida, as coroas de porcelana pura foram confeccionadas utilizando uma cerâmica feldspática convencional marca comercial Noritak, no Laboratório de Prótese da Universidade Federal de Uberlândia. As coroas apresentavam

apenas o plano vestibulo-lingual e espessura constante de 1,5mm ao longo de toda superfície vestibular e lingual.

4.1.3 Simulação do osso maxilar e ligamento periodontal

O osso maxilar foi simulado utilizando uma resina acrílica ativada quimicamente, marca comercial Vip Dent, a qual foi modelada estando o modelo fotoelástico em posição, com inclinação de 45° em relação ao longo eixo do dente.

De acordo com Mattison,²⁹ Mattison & Von Fraunhoufer,³⁰ no Método de Fotoelasticidade o modelo pode ser melhor sustentado, com a simulação das condições reais do sistema. Deste modo, um espaço de 0,25mm foi criado entre o modelo e a base de suporte de resina acrílica ativada quimicamente, correspondendo ao ligamento periodontal. Este espaço foi preenchido com uma silicona de condensação marca comercial, OranWhash Zeta-Plus, fabricante Zhermack. O modelo resultante permitiu uma pequena mobilidade vertical, quando a carga foi aplicada.(Figura 10)

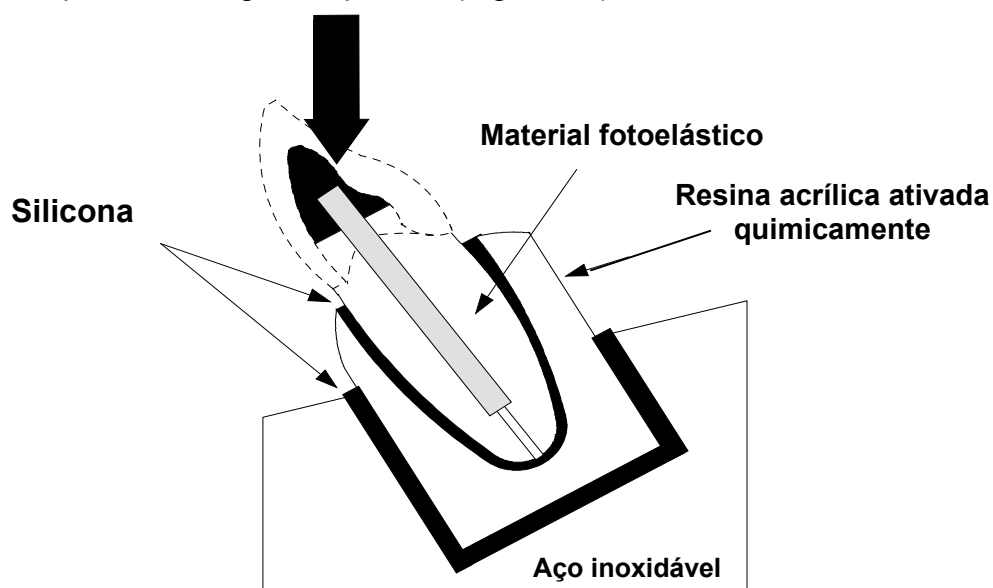


FIGURA 10 - Representação esquemática do modelo posicionado para aplicação da carga

Aplicação da carga

Para aplicação da carga foi projetado e construído um suporte metálico (Figura 11A) onde a base de resina acrílica simulando o osso maxilar e o modelo ficassem estáveis no momento de aplicação da carga. Neste suporte, posicionamos o modelo de modo que a luz pudesse atravessá-lo. Além disso, foi adaptada ao suporte uma célula de carga (Figura 11B), marca comercial Kratos de 50 Kg ou 500N ligada a um indicador digital (Figura 11C).

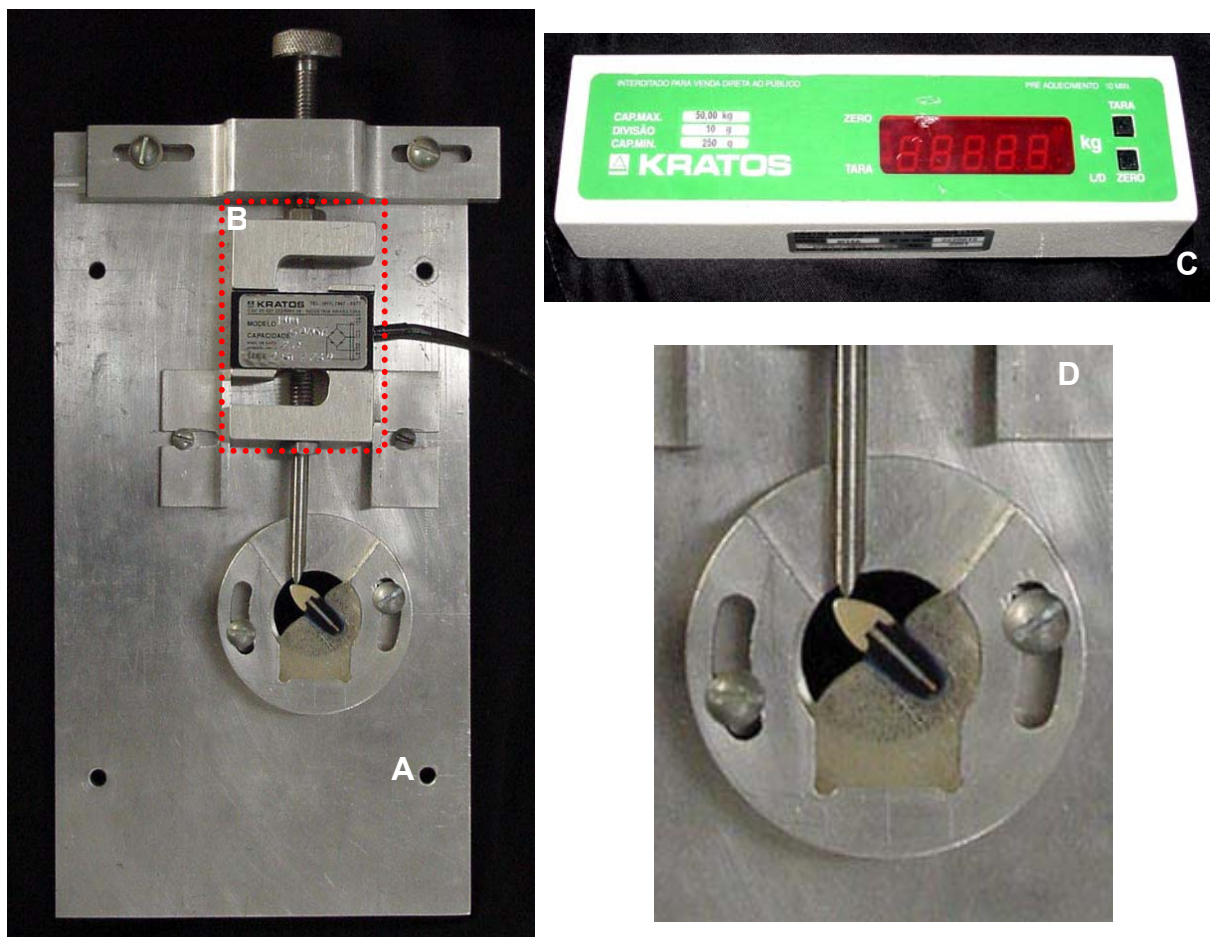


FIGURA 11 - (A) Suporte metálico; (B) Célula de carga, (C) Indicador digital e D) Vista aproximada

O indicador digital é um dispositivo que indica o valor exato da carga aplicada. Em todos os grupos de pinos, foi aplicada uma carga que variou entre 30 a 40N, utilizando um dispositivo metálico, com bisel duplo de espessura 2mm, posicionado no terço incisal da face palatina.

O conjunto, suporte, célula de carga, indicador e modelo, foi levado ao Polariscópio de Transmissão Vertical Adaptado em um Projetor de Perfil (Marca comercial Mitutoyo) com um aumento de dez vezes (Figura 12A e B).

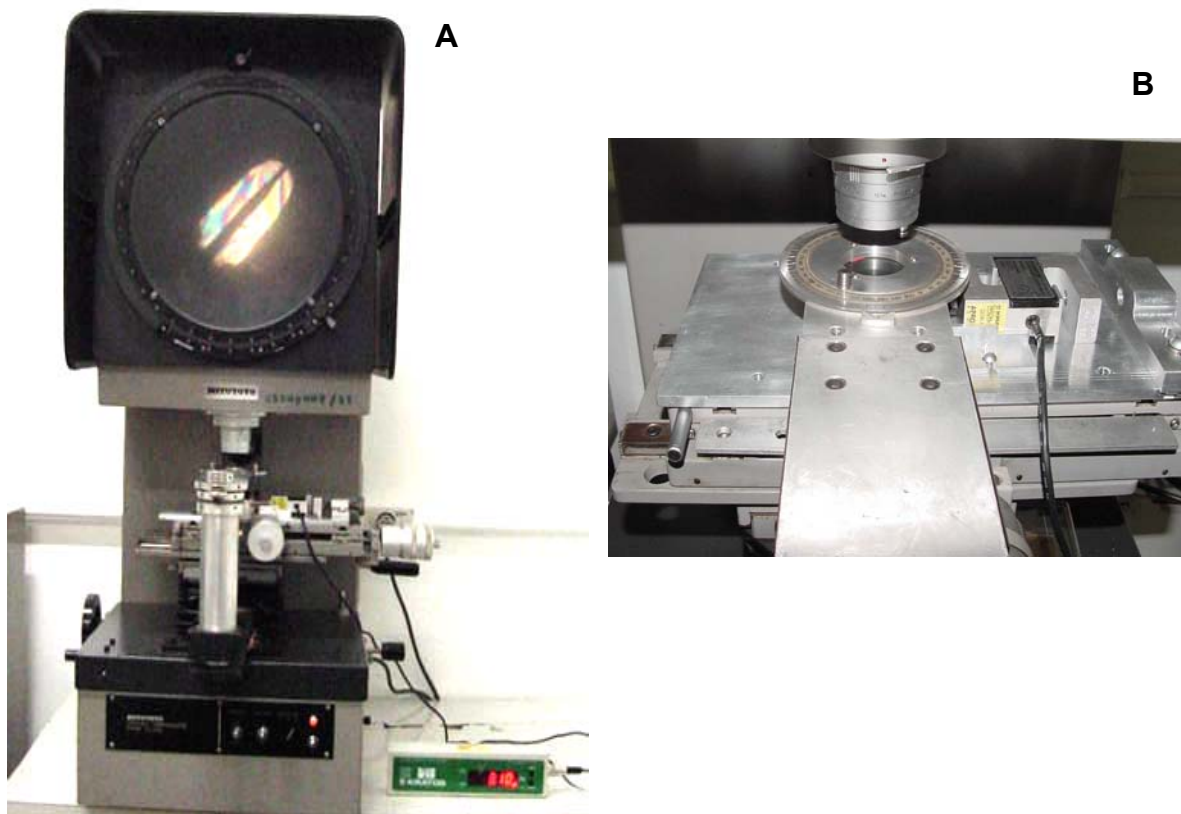


FIGURA 12 - (A) Polariscópio de Transmissão e (B) Vista aproximada

A cada momento em que era necessária a troca dos modelos, substituímos apenas o modelo e a silicona que simulava o ligamento periodontal. A base de resina acrílica ativada quimicamente que simulou o osso maxilar foi a mesma para todos os modelos.

A leitura e fotografia dos parâmetros fotoelásticos foram realizadas simultaneamente à aplicação da carga. A fotografia dos modelos foi realizada com uma câmera digital, marca comercial Sony Mavica modelo MVC-95, adaptada a um suporte fixo.

4.1.4 *Análise das tensões no Método de Fotoelasticidade*

O Método de Fotoelasticidade possibilita a análise qualitativa e quantitativa das tensões. A análise qualitativa nos dá a distribuição das tensões e é realizada nas seguintes etapas: escolha de pontos específicos de maior concentração de franjas, ou seja, concentração de cores e determinação da ordem de franjas nestes pontos, pelo método de compensação de Tardy. Na análise quantitativa, podemos através da resolução de equações, definir o valor numérico das tensões em todo o modelo ou em pontos específicos do mesmo.

Neste estudo, foi realizada a análise qualitativa das tensões. Para isso, foram definidas quatro regiões, escolhidas nas áreas de maior concentração de tensão na superfície radicular e determinado o valor da ordem de franja.

Região 1 – Região cervical externa vestibular

Região 2 – Região interna do conduto vestibular

Região 3 – Região interna do conduto palatino

Região 4 – Região cervical externa palatina

4.2 Análise de tensões através do Método dos Elementos Finitos (MEF)

O segundo método de análise utilizado neste estudo foi o *Método dos Elementos Finitos* (MEF). Este é um método de análise, comumente utilizado na solução de problemas estruturais complexos, através de computadores e programas específicos para análise numérica.^{19,20,41} Este método vem sendo amplamente utilizado desde a década de 50, por várias áreas que se beneficiam das vantagens oferecidas. O método dos elementos finitos foi marcante no desenvolvimento da indústria da construção civil, automobilística, naval, nuclear e aeroespacial. Áreas como a Medicina e Odontologia têm percebido a grande contribuição que este método de análise pode oferecer.^{16,23,59}

A *biomecânica*, atualmente é uma importante área de aplicação do MEF, permitindo o estudo da interação dos tecidos vivos com estruturas reabilitadoras. Estas complexas estruturas, podem ser analisadas em relação a eficiência, integração e durabilidade.¹⁶

A análise através do MEF proporciona dados valiosos a um custo operacional relativamente baixo e um tempo reduzido, além de fornecer informações desconhecidas nos estudos clínicos e grande versatilidade na variação de situações: geometria, propriedades mecânicas e forças aplicadas.^{1,13,43,62} Na Odontologia, a potencialidade do MEF é comprovada nos numerosos estudos conduzidos nesta área, onde os resultados obtidos via análise numérica/computacional, estão de acordo com as diversas observações obtidas em estudos clínicos e experimentais.^{41,62}

A Figura 13 ilustra de forma esquemática, as etapas que compõem a análise através do MEF. Basicamente, neste método numérico podem-se identificar três etapas distintas: a construção do modelo, a solução do problema e a análise dos resultados. Estas três etapas comumente também são apresentadas como: *pré-processamento*, *processamento* e *pós-processamento*.

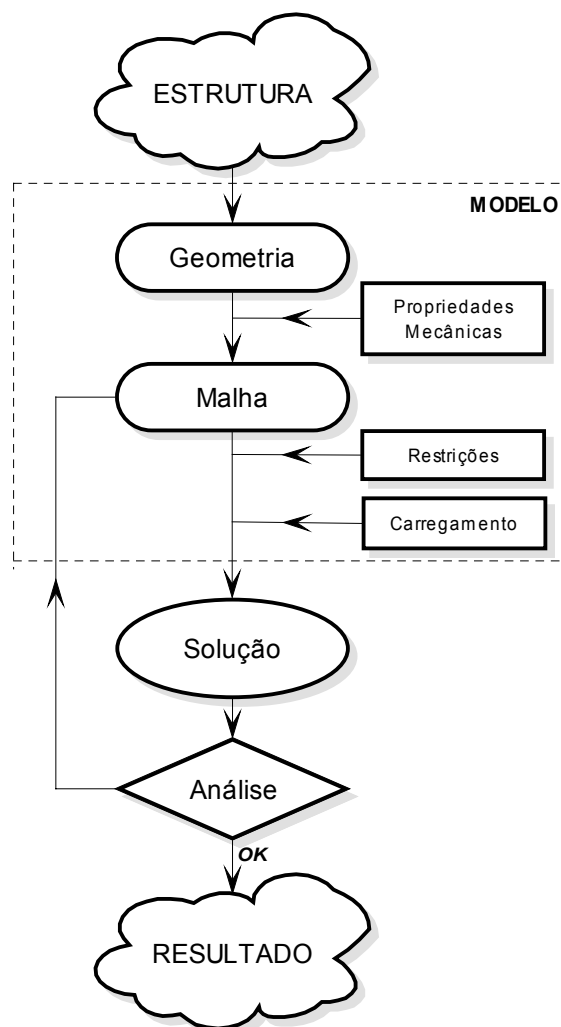


FIGURA 13 - Representação esquemática das etapas que compõem o MEF

4.2.1 Etapas para análise no MEF

Construção do modelo: na primeira etapa, a geometria, o comportamento mecânico e as propriedades dos materiais empregados na construção do modelo são definidas. Em seguida, a “*malhagem*” do modelo é processada, ou seja, divide-se a estrutura em um número finito de elementos (discretização), idéia principal do MEF. Dando fechamento ao processo de modelagem, as *condições de contorno* estruturais são aplicadas, basicamente: restrições no deslocamento de parte da estrutura e as forças aplicadas (carregamento).

Solução: depois de criado, o processamento numérico das informações contidas no modelo é realizado, onde o problema estrutural é solucionado computacionalmente. Após esta etapa o resultado da análise estrutural é obtido: deslocamentos, tensões e deformações da estrutura.

Análise: obtida a solução numérica, os resultados são analisados. Um detalhe importante ainda nesta etapa é a necessidade de verificação da *validade do modelo*. Como o MEF trabalha com modelos virtuais idealizados, algumas hipóteses simplificadoras adotadas na construção do modelo (geometria, material, discretização e condições de contornos), podem tornar o modelo fisicamente irreal em relação à estrutura em estudo. Caso isto ocorra, novas considerações sobre o modelo devem ser formuladas e uma nova análise deve ser processada. Estas correções devem ser refeitas até que os resultados computacionais obtidos convirjam para a realidade física do modelo.

4.2.2 Descrição das etapas

A seguir todas as etapas realizadas na construção do modelo empregado neste trabalho, estão detalhadas.

Definição da geometria: A geometria do incisivo central superior em estudo foi panejada de acordo com a anatomia descrita por Wheeler⁶³ tanto para o modelo do dente hígido (Figura 14A) quanto para o modelo com pino intra-(radicular Figura 14B). Em todos os modelos, foi construída uma coroa pura de porcelana para restauração.

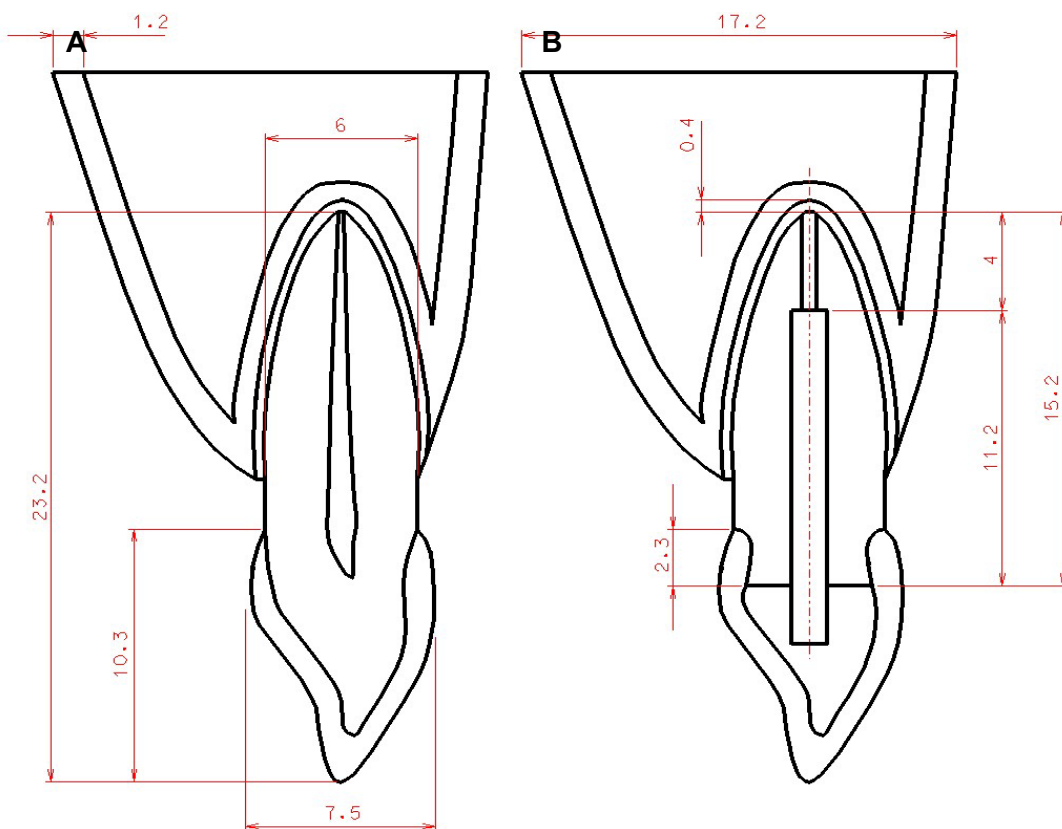


FIGURA 14 - (A) Medidas utilizadas no modelo do dente hígido e (B) Medidas utilizadas no modelo restaurado com pino intra-radicular

As estruturas de suporte foram complementadas através da fotografia da peça anatômica de um incisivo central superior em seção vestibulo/lingual, mostrada na Figura 15, obtida no Laboratório de Anatomia Humana da Universidade Federal de Uberlândia – UFU.



FIGURA 15 - Peça anatômica da seção vestibulo/lingual de incisivo central superior

Na construção do modelo geométrico, inicialmente o incisivo central superior foi desenhado em papel milimetrado (Figura 16A). Em seguida, esta imagem foi escaneada e inserida no MicroStationTM, um programa de CAD (Computer Aid Designer), onde pontos chaves da geometria foram capturados, compondo um modelo esquemático inicial (Figura 16B) e exportados para o programa de análise. Ao final as linhas do modelo foram suavizadas utilizando-

se uma ferramenta de suavização, dando um aspecto mais natural à geometria (Figura16 C).

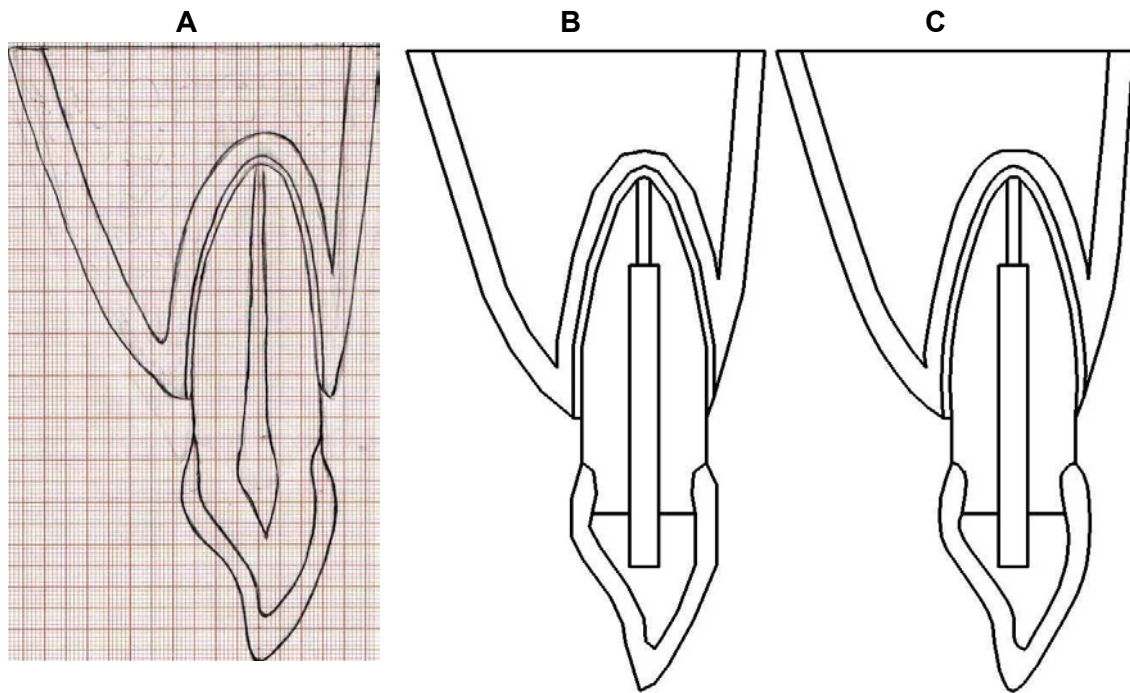


FIGURA 16 - (A) Desenho inicial em papel milimetrado;
(B) Antes da suavização das linhas e (C) Depois da suavização das linhas

Em todos os modelos, a geometria do dente e estruturas de suporte permaneceram constantes, somente a geometria do pino foi alterada. A Figura 17 mostra as dimensões e a geometria dos diferentes sistemas de pinos utilizadas na construção do modelo. Estes dados foram obtidos através de informações fornecidas pelo fabricante e confirmadas através da medida real de cada pino.

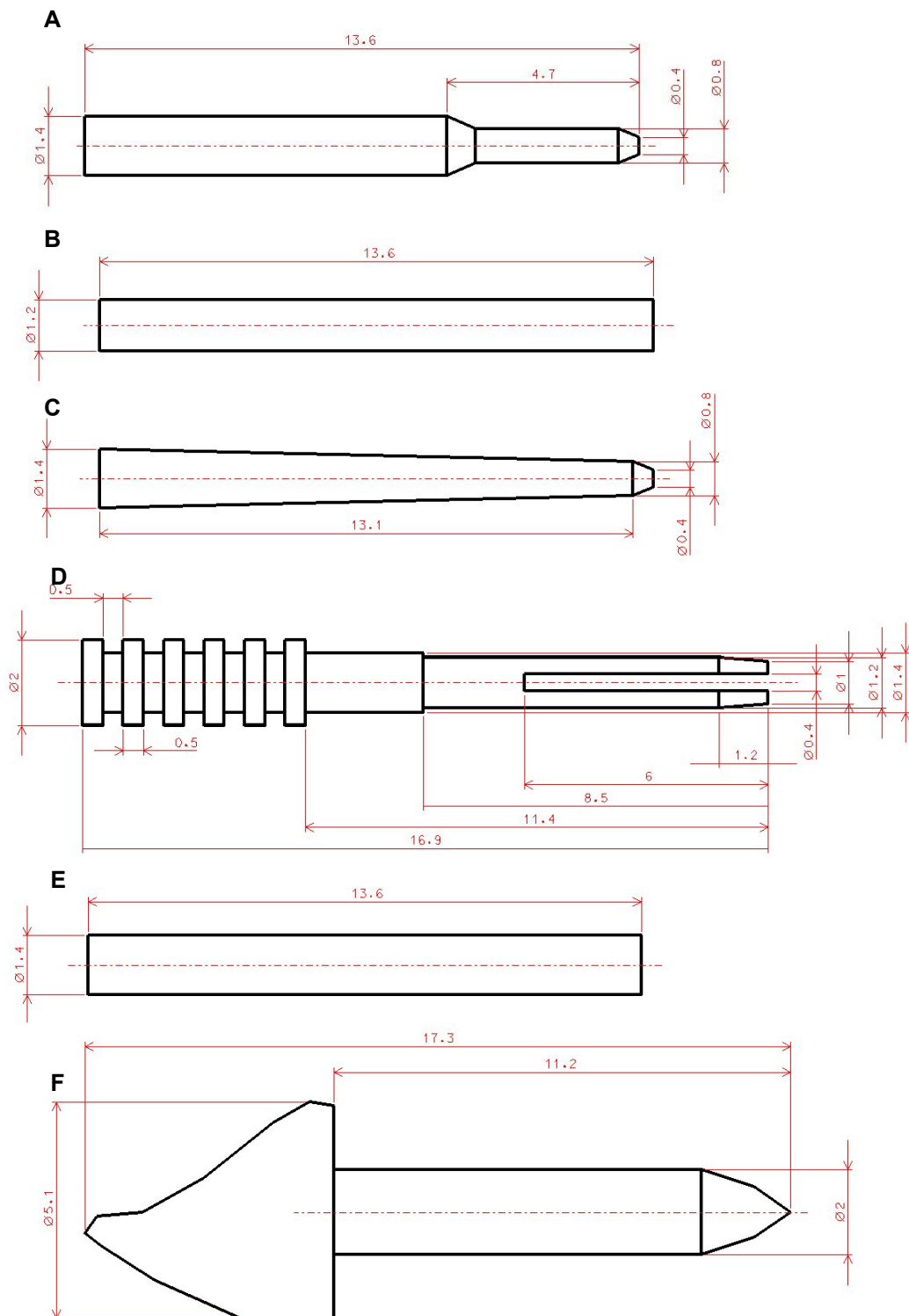


FIGURA 17 - Geometria dos pinos: (A) Pino de fibra de carbono, (B) Pino de Fibra de vidro, (C) Pino de Zircônio, (D) Pino Aço Inoxidável, (E) Pino de Titânio e (F) Pino Metálico Fundido de Cu-Al

A geometria final de todos os modelos envolvidos no estudo está apresentada na Figura 18.

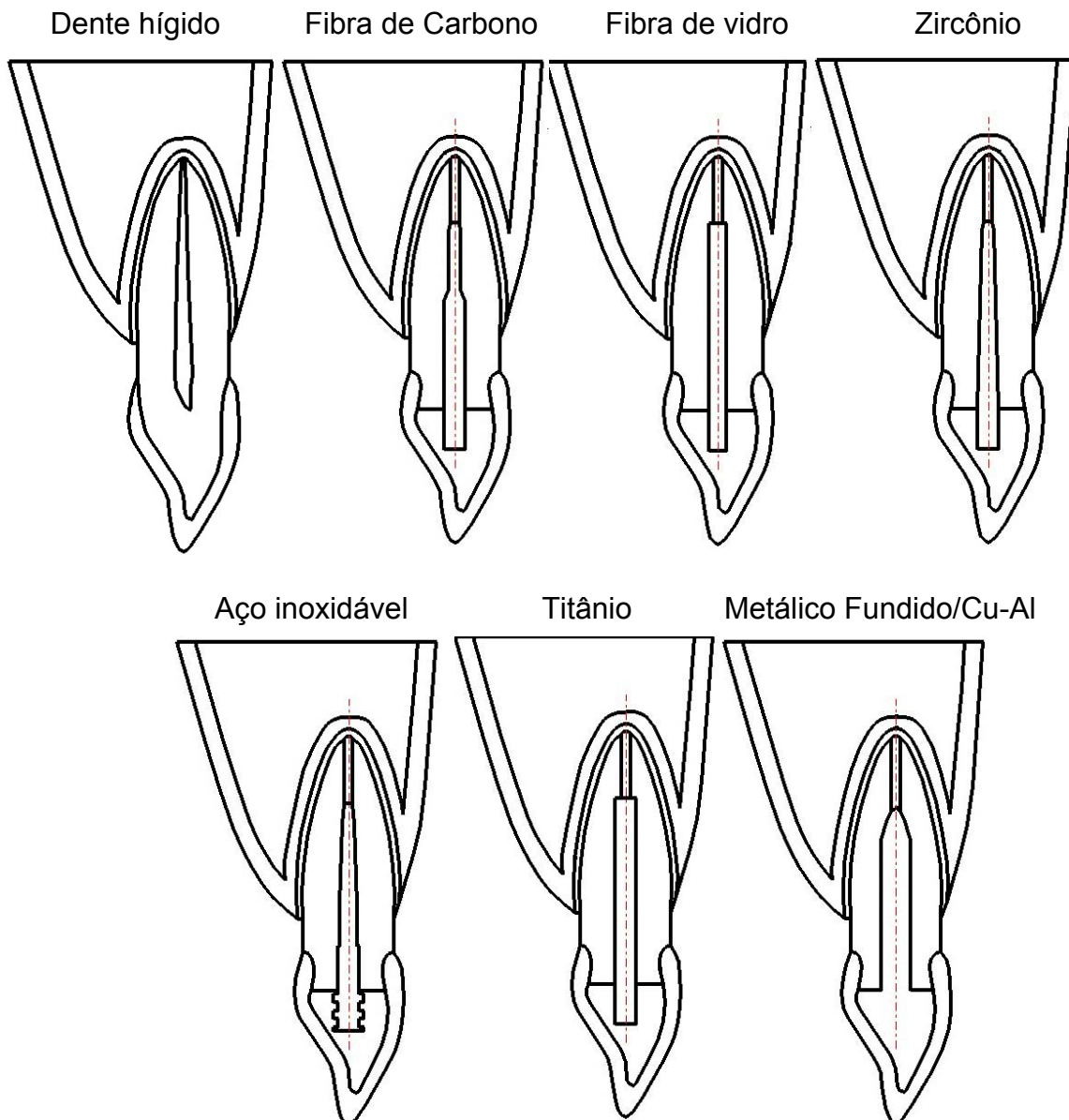


FIGURA 18 - Geometria final dos modelos no MEF

A fase de pré-processamento da geometria, na análise de elementos finitos através do programa computacional ANSYS, até a versão atual, constitui uma difícil etapa no processo de modelagem, devido à dificuldade de

manipulação de entidades geométricas. A estratégia de se utilizar imagens escaneadas no MicrostationTM, nos modelos geométricos gerados, foi conveniente, pois houve uma redução de tempo significativa na fase de modelagem geométrica.

A análise de MEF deste trabalho foi realizada no pacote comercial de elementos finitos ANSYSTM, licenciado para o departamento de Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Uberlândia-MG. O tipo de análise numérica utilizada foi linear elástica bidimensional, onde todos os materiais empregados na análise se comportaram somente no regime elástico, ou seja, sem deformação permanente.

A Figura 19, mostra de forma esquemática o modelo analisado, que



FIGURA 19 - Vista tridimensional do modelo

apesar de plano tem uma espessura de 5.4mm, onde as tensões são mantidas constantes ao longo da espessura (estado plano de tensão). O modelo analisado, concluído, considerado como uma estrutura plana, apesar de ser uma simplificação, em se tratando de um incisivo central superior, não compromete viabilidade da análise MEF, estando de acordo com trabalhos apresentados na literatura.^{1,10,36,62}

O tipo de elemento utilizado na construção do modelo de elementos finitos é o elemento estrutural plano SOLID42, de quatro nós, ajustado para *estado plano de tensões com espessura constante*.

4.2.3. Malhagem do modelo

O modelo específico de cada análise foi malhado (Figura 20) utilizando

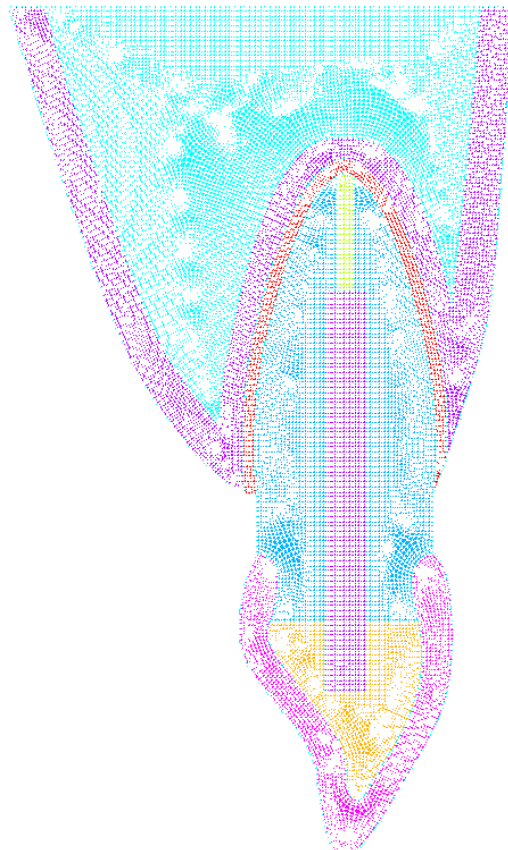


FIGURA 20 - Malhagem do modelo

um processo de *malhagem automática livre* disponível no ANSYS™. A malha gerada foi bastante densa e homogênea ao longo do modelo, sendo que a resolução mínima para discretizar qualquer elemento anatômico, foi de 0.1mm, ou seja, qualquer detalhe com esta dimensão foi representado no modelo.

4.2.4 Carregamento e condições de contorno

A análise numérica de elementos finitos foi realizada com a base do modelo e engastada (fixa) representada na Figura 21, por triângulos com um carregamento de 100N aplicado no terço incisal da superfície lingual, com uma inclinação de 45° graus, em relação ao longo eixo do dente. A componente horizontal e vertical das forças no ponto de aplicação da superfície incisal, representado pelos vetores. A ligação entre o pino e a dentina radicular foi considerada como sendo rigidamente acoplados.

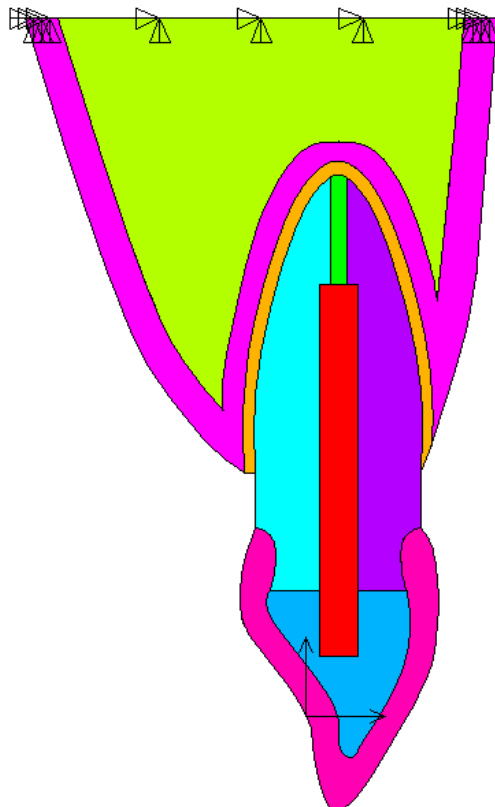


FIGURA 21 - Condições de fixação e aplicação da carga no MEF

4.2.5 Definição das propriedades mecânicas

Os materiais presentes no modelo, foram simulados considerando-os *isotrópicos* (apresentam as mesmas propriedades em qualquer direção considerada), *elásticos* (recuperam as dimensões originais quando a carga é retirada) e *contínuo* (não apresentam espaços vazios). Conforme descrito na literatura.^{13,20,23,43,63} esta simplificação faz com que o modelo necessite de apenas duas propriedade mecânicas para caracterização do comportamento mecânico de cada material: o *Módulo de elasticidade* (E) e o *Coefficiente de Poisson* (ν)¹. A literatura apresenta uma variedade de dados relacionados às propriedades mecânicas das estruturas dentárias (esmalte, dentina, cimento, ligamento periodontal e demais estruturas de suporte) e materiais restauradores. Deste modo, as propriedades mecânicas referentes às estruturas anatômicas e aos materiais utilizados na análise foram comparados aos valores relatados nos diversos trabalhos já publicados e selecionado um valor a ser utilizado. Estes valores estão apresentados na Tabela 3.

¹ *Módulo de elasticidade* ou *módulo de Young*: é a medida de rigidez do material, quanto maior for o módulo de elasticidade, menor será a capacidade de deformação. *Coefficiente de Poisson*: pode ser definido como o valor absoluto da relação entre as deformações transversais e longitudinais.

Tabela 3 - Propriedades mecânicas dos materiais e estruturas dentais

Material	Módulo de elasticidade (GPA)	Coefficiente De Poisson	Referência
Aço inoxidável	200	0.33	Ho et al ¹⁹
Dentina	14.7	0.31	O'Brien ³⁴
Esmalte	84.1	0.30	O'Brien ³⁴
Fibra de carbono Bisgma	45	0.33	Fabricante
Fibra de vidro Bisgma	33	0.33	Fabricante
Guta-percha	0.00069	0.45	Davy et al ¹⁰
Ligamento periodontal	0.0118	0,45	O'Brien ³⁴
Liga de Cu-Al	162	0.33	Fabricante
Osso cortical	14.7	0.31	O'Brien ³⁴
Osso esponjoso	0.49	0.30	O'Brien ³⁴
Polpa	0.003	0.45	Davy et al ¹⁰
Porcelana feldspática convencional	69	0.17	Davy et al ¹⁰
Resina Composta híbrida	21.2	0.24	O'Brien ³⁴
Titânio	117	0.33	O'Brien ³⁴
Zircônio	200	0,33	Fabricante

Os valores selecionados foram aqueles que apresentaram os testes empregados para sua determinação e estiveram presentes na grande maioria de trabalhos que utilizaram este método. No entanto, alguns materiais que foram lançados recentemente no mercado ou até mesmo há algum tempo, não apresentam dados na literatura referentes às propriedades mecânicas, desta forma, foram adotados os valores fornecidos pelo fabricante.

4.2.6 Análise das tensões resultantes no MEF

Após a etapa de processamento dos dados, teremos os resultados dos campos de deformação, campo de tensões e deslocamentos. Em uma análise clássica de tensão/deformação, o MEF apresenta o resultado da análise de tensões em vários formatos:

- S_x : Tensão normal na direção X;
- S_y : Tensão normal na direção Y;
- S_{xy} : Tensão de distorção ou cisalhante;
- S_e : Tensão de Von Mises.

Estas definições e os conceitos matemáticos, podem ser encontradas em literatura específica da área de Engenharia.^{2,9,44} Para nós, pesquisadores de outras áreas, que apenas utilizamos este método matemático para análise numérica, no estudo de uma situação em particular, necessitamos conhecimentos básicos para interpretar estes dados, e compreensão dos resultados.

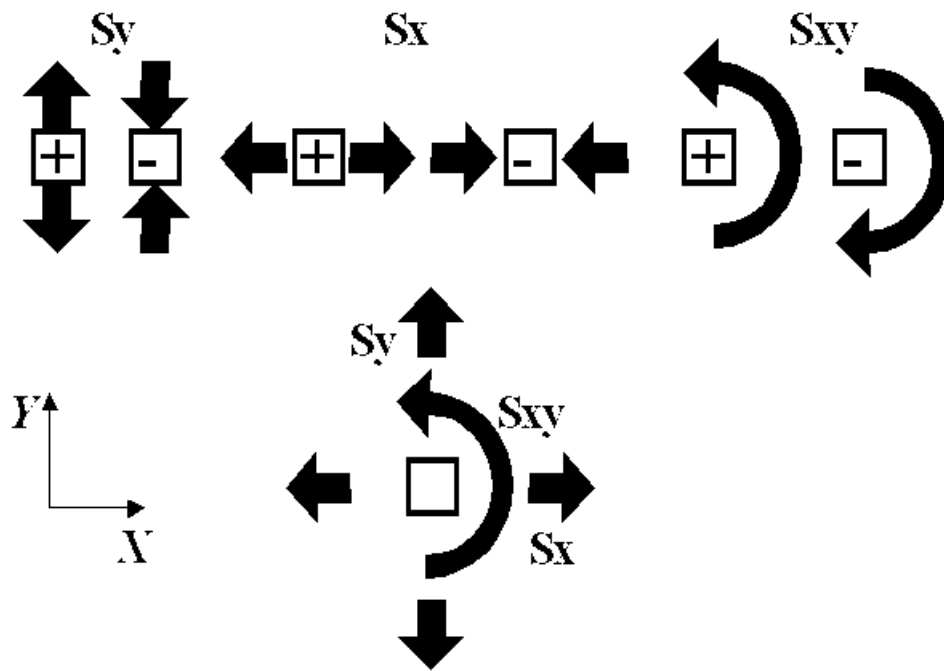
Para melhor entendimento dos dados obtidos, de forma simplificada, alguns conceitos básicos sobre tensões serão apresentados. Objetivando a

simplicidade, esta abordagem está restrita ao caso bidimensional. Uma abordagem tridimensional é facilmente extensível partindo deste conceito.

Quando um corpo sólido está sujeito à ação de forças, um *estado de tensão* é gerado internamente. Este estado de tensão, ou seja, a tensão em um ponto específico da estrutura, é representado, no plano, bidimensionalmente por três componentes de tensão, duas componentes perpendiculares entre si, e uma de distorção ou cisalhante. Este estado de tensão, sempre é descrito relativo a um sistema de referência, um *eixo de coordenadas* que orienta no espaço.

Tradicionalmente, adotando-se um sistema de eixo coordenadas globais XY, ou seja, X representando a direção horizontal, com Y representando a direção vertical, definimos o estado de tensão, específico para esta referência XY, com tensão S_x na direção X (horizontal), e S_y na direção Y (vertical) e S_{xy} de distorção ou cisalhante.

Dado um ponto específico da estrutura tensionada (Esquema 1), a tensão S_y , é a tensão aplicada naquele ponto na direção vertical, se esta tensão for positiva estará puxando o material, ou seja, uma *tensão de tração*, caso seja negativa estará comprimindo o material, uma *tensão de compressão*. Analogamente, S_x será positivo quando o material estiver sendo tracionado na direção X e comprimido quando for negativo. Já a tensão cisalhante ou de distorção tende a rotacionar ou distorcer pontualmente a estrutura, sendo positiva no sentido anti-horário e negativo no sentido horário.



ESQUEMA 1 - Representação esquemática do estado triaxial de tensões

Assim o estado de tensão em um ponto qualquer interno da estrutura, específico para o sistema de referência XY, é a combinação simultânea, destas três componentes, tração ou compressão S_x e S_y , respectivamente nas direções X e Y, com rotação ou distorção S_{xy} cisalhamento, definindo um estado triaxial de tensões.

Outro conceito importante na análise de tensões é o conceito de *energia de distorção*, ou *tensão de Von Mises* (S_e). Este conceito de tensão está localmente relacionado a “*energia de distorção*” associado ao estado de tensão presente no material (S_x , S_y e S_{xy}). A tensão de Von Mises, ou seja, associado à energia de deformação, é um valor escalar sempre positivo, condensando em um único valor o estado triaxial de tensão (S_x , S_y e S_{xy}), o que é conveniente na análise do comportamento do campo de tensão em estudo através de um único valor.

Resultado e Discussão

Discussão da Metodologia Empregada

Neste trabalho, a análise de tensões na dentina radicular foi realizada através de dois métodos, um experimental e outro numérico ou computacional, Fotoelasticidade e Elementos Finitos, respectivamente. Farah¹³ et al, em 1973, observaram que esta associação é conveniente na análise de tensões em estruturas dentárias. Salientaram que a utilização de dois métodos para análise de tensões possibilita uma investigação mais detalhada e a validação de um método numérico (MEF), através de um método experimental (Fotoelasticidade). O emprego desta metodologia justifica-se também pelo fato de que os métodos numéricos ou computacionais como MEF, apesar de longa data de utilização na Engenharia e confiabilidade dos resultados, são métodos

que ainda encontram resistência e descrédito em áreas como Odontologia, gerando uma série de dúvidas como: a confiabilidade dos resultados ou ainda, se os resultados encontrados traduzem a realidade que ocorre na boca. Os resultados do modelo experimental com o método de Fotoelasticidade, nos permitiu ajustar o modelo de Elementos Finitos e comparar os dados. Além disso, os métodos experimentais têm sido utilizados para realizar o monitoramento do experimento numérico, tornando-o mais representativo e permitindo o refinamento dos resultados em análises mais complexas.

Além destas considerações, vale destacar que as pesquisas científicas utilizando material humano, desde 1996,⁴⁷ devem passar primeiramente pela aprovação de um Comitê de Ética. Este comitê protege o ser humano e animais de abusos, colocando fim às mutilações e ao comércio ilegal de dentes. Embora bastante legítima, esta aprovação pode muitas vezes dificultar os trabalhos do pesquisador. Assim, é preciso buscar métodos alternativos de pesquisa, considerando a utilização de modelos virtuais simulados em computador, interagindo diversas áreas do conhecimento. Neste contexto, os métodos de Fotoelasticidade e MEF enquadram-se em uma nova filosofia de pesquisa, por simularem o comportamento humano, sem necessidade de material humano.

De acordo com a literatura,^{2,5,6,10,19,36,38} existem vários fatores que interferem na distribuição de tensões em dentes tratados endodonticamente e restaurados com pinos intra-radulares, os quais podemos citar: diâmetro, comprimento, geometria do pino, material do qual o pino é composto, adesão à

estrutura dental, quantidade e qualidade de estrutura dental remanescente, tipo de carga incidente, localização do dente no arco, além de fatores relacionados ao preparo e obturação do canal radicular.

O objetivo deste trabalho foi analisar a distribuição de tensões produzidas na dentina radicular em função de seis diferentes sistemas de pinos que apresentam diferenças específicas relacionadas ao diâmetro, geometria e forma de cimentação. Portanto, foi estabelecido o menor número de fatores que pudessem interferir na distribuição de tensões. Para isso, alguns fatores foram padronizados como: comprimento do pino, tipo de carga incidente, ângulo para aplicação da carga, adesão, quantidade de estrutura remanescente, preparo e obturação do canal radicular. Os fatores diâmetro e geometria dos pinos foram variáveis nos modelos analisados tanto pelo MEF quanto no método de Fotoelasticidade.

Joshi et al.,²³ em 2001, observaram através de um estudo utilizando o MEF, que dentre todos os fatores que interferem na distribuição de tensões, o diâmetro e a geometria do pino são os fatores que menos contribuem para o aumento ou diminuição de tensões na estrutura dental e que o material do qual o pino é composto constitui o fator mais importante nesta distribuição.

O comprimento do preparo intra-radicular é um fator importante na retenção do pino. Existe um consenso na literatura que o preparo seja de 2/3 ou 3/4 do comprimento radicular, mas na impossibilidade, ele deve ter no mínimo o comprimento da peça protética. A quantidade de material obturador remanescente deve ser em torno de 3 a 4mm, para promover o vedamento

apical. Os modelos em ambas análises foram confeccionados dentro desta filosofia.

Quanto à indicação de um pino pré-fabricado, de acordo com a quantidade de estrutura dental remanescente, alguns estudos, dentre eles o de Paul & Sharer³⁷, 1998, contra-indicam estes sistemas de pinos para dentes sem remanescente coronário, portanto em nosso estudo, foi considerado um remanescente de 2,5 mm, que proporciona uma férula cervical. O efeito férula tem como característica o abraçamento cervical do elemento dental. De acordo com Loney,²⁷ 1990, a confecção da férula cervical impede o deslocamento da restauração coronária com isso, diminuem-se os riscos de falha adesiva na região cervical. Uma das principais causas de falhas na utilização de pinos pré-fabricados é a ruptura da adesão entre pino e material e preenchimento, trabalhos^{39,40} têm demonstrado que a falta de uma extremidade coronária mais retentiva parece ser o ponto de fragilidade destes sistemas, sendo o motivo dos baixos valores de retenção, encontrados nestes pinos.

Na modelagem através do MEF, todas as estruturas anatômicas foram consideradas (osso cortical, osso esponjoso, ligamento periodontal, esmalte, dentina). A camada de cimento foi considerada como parte integrante da dentina, este procedimento justifica-se pelo fato de que as propriedades mecânicas desta estrutura são semelhantes às da dentina. Diversos trabalhos têm relatado este procedimento como parte da modelagem numérica utilizando o MEF.^{1,19,41,43}

Em ambos métodos, Fotoelasticidade e Elementos Finitos foi considerado o ligamento periodontal. Este complexo tecido que une o cemento ao osso alveolar tem espessura de 0,25 a 0,40 mm e é composto por fibras colágenas dispostas ao longo da raiz que funcionam como um amortecedor de impactos, tanto para o dente, quanto para as estruturas de suporte.⁷

No modelo fotoelástico, esta estrutura anatômica foi reproduzida através de uma silicona para moldagem. Este procedimento é utilizado na metodologia de alguns trabalhos,^{27,29,30} sobre Fotoelasticidade. Segundo estes autores, em um modelo experimental, a silicona é o material que melhor reproduz as condições do ligamento periodontal, pois permite uma certa mobilidade do dente enquanto a carga é aplicada, funcionando como um amortecedor de impactos e impedindo o contato direto da superfície externa radicular com o osso.

No modelo de Elementos Finitos, também foi considerada a espessura do ligamento periodontal e atribuída suas propriedades. Apesar de não haver um consenso em relação aos valores de suas propriedades mecânicas, trabalhos como o de Joshi et al.,²³ Cailleateau et al.,⁵ Davy,¹⁰ Caputo e Standlee,^{6,7} Standlee,⁵¹⁻⁵⁴ afirmam a importância desta estrutura anatômica na distribuição de tensões tanto na dentina quanto no tecido ósseo. No entanto, Rubin,⁴² em 1998, Yaman,⁶⁴ em 1998 e Albuquerque¹, em 1999, afirmam em seus estudos que o ligamento periodontal não interfere na distribuição de tensões devido à sua pequena espessura.

Diante destas dúvidas, neste trabalho inicialmente realizamos dois modelos do incisivo central superior: um considerando a presença e outro a ausência do ligamento periodontal, Figura 22.

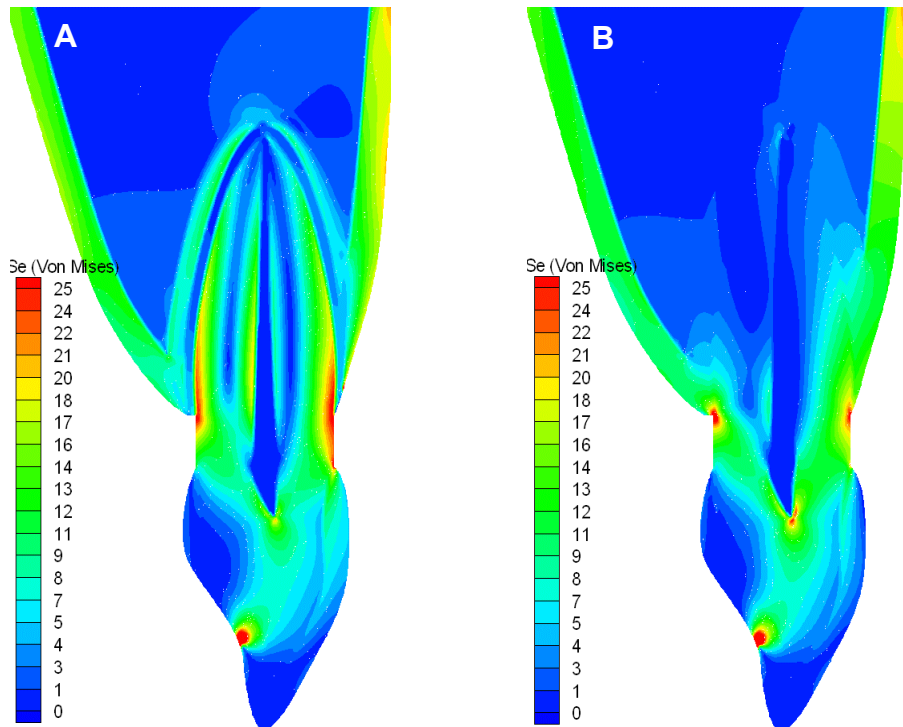


FIGURA 22 - Tensão de Von Mises- Se em dente com ligamento periodontal (A) e sem ligamento periodontal (B).

De acordo com os resultados encontrados, concluímos que a ausência do ligamento periodontal modificou completamente a distribuição de tensões tanto na dentina radicular quanto no osso alveolar. O dente sem o ligamento periodontal comportou-se como uma peça única e a dentina ligada ao osso cortical e esponjoso. Nos estudos numéricos ou computacionais existe uma preocupação de tornar o modelo mais representativo da realidade. De acordo com trabalhos relatados na literatura ^{5,6,7,10,23} e com os resultados encontrados

neste estudo, quando consideramos a presença do ligamento periodontal estamos reproduzindo com maior fidelidade o modelo real e a presença desta estrutura pode modificar completamente os resultados na análise da distribuição de tensões. Sabemos que a utilização de métodos numéricos em estudos odontológicos, está em fase inicial e têm avançando a cada dia, portanto novos estudos são necessários.

Ainda na análise numérica através do MEF, a ligação entre o pino e a dentina radicular foi considerada como sendo rigidamente acoplada, não considerando a presença do cimento resinoso. Esta simplificação de modelagem tem sido utilizada em alguns trabalhos encontrados na literatura e justifica-se pelo fato de que o cimento resinoso apresenta espessura extremamente fina. Além disso, as propriedades mecânicas desta estrutura, até o término deste trabalho, ainda não se encontravam disponíveis na literatura e não foram fornecidas pelo fabricante. No entanto, para trabalhos futuros julgamos conveniente avaliar a espessura do cimento resinoso e a sua influência na distribuição de tensões. É necessário que todos os esforços sejam dispensados na construção de modelos capazes de simular a realidade.

Nos métodos de Fotoelasticidade e Elementos Finitos, foi aplicada uma carga no terço incisal da região palatina, com uma inclinação de 45° em relação ao longo eixo do dente, simulando o contato com o dente antagonista, durante os movimentos excêntricos mandibulares. A carga aplicada nesta

região variou para os dois métodos, no MEF, foi estabelecida uma carga de 100N que é considerado o valor médio produzido durante a mastigação.⁷ No método de Fotoelasticidade, esta carga foi estabelecida entre 30 e 40N. A diferença no valor da carga entre os dois métodos justifica-se pelo fato de que, a aplicação de uma carga de 100N no modelo fotoelástico provocaria a formação de um maior número de franjas dificultando a contagem e leitura das mesmas, aumentando as chances de erro. Além disso, matematicamente, o valor da tensão é diretamente proporcional à carga aplicada, deste modo, é possível estabelecer comparativamente o valor da tensão para os dois métodos, em função do valor da carga aplicada.

Uma das dificuldades encontradas durante a modelagem no MEF foi com relação à obtenção de dados sobre as propriedades mecânicas das estruturas dentais e dos materiais restauradores. Há na literatura científica, dados conflitantes com informações obtidas dos próprios fabricantes e aquelas obtidas em testes experimentais independentes. Neste estudo os valores adotados para as propriedades mecânicas, corresponderam àqueles relatados em trabalhos científicos, onde houve a preocupação em descrever o tipo de análise empregada para obtenção dos resultados, considerados mais confiáveis. Faz-se necessário um maior número de estudos nesta área, para estabelecer as propriedades mecânicas das estruturas dentais e dos materiais restauradores, garantindo a fidelidade dos modelos.

Apresentação e discussão dos resultados

Durante a etapa de revisão da literatura, verificamos a escassez de trabalhos utilizando a metodologia e sistemas de pinos empregados neste estudo. Assim, a análise e discussão dos resultados, foi realizada comparando os dados encontrados, com um número restrito de trabalhos da literatura.

A seguir são apresentados e discutidos os resultados da análise de tensões obtidas. Inicialmente os resultados encontrados no Método de Elementos Finitos são apresentados e em seguida no Método de Fotoelasticidade.

Método dos Elementos Finitos

No MEF, após realização dos cálculos e processamento dos dados, os resultados são apresentados através de diagramas de tensão/deformação, com a distribuição de tensões e os valores numéricos. Estes resultados podem ser analisados de duas formas: a análise qualitativa e a análise quantitativa. A análise qualitativa mostra a distribuição de tensões, onde podemos verificar áreas com maior concentração de cores, indicando áreas de maior concentração de tensões. A análise quantitativa é realizada através da análise dos valores numéricos de tensões, dados em Mpa, relacionando o padrão de cores, ou seja, a localização de tensão e seus correspondentes valores numéricos, que são apresentados em uma legenda. Os resultados no MEF relacionam cor e valor numérico à localização, assim a análise quantitativa e qualitativa é apresentada automaticamente.

De posse dos resultados apresentados pelo MEF, verificamos áreas específicas de concentração de tensões em todos os modelos, desta forma, julgamos necessário nomear as quatro regiões mais significativas, para análise dos resultados. Estas áreas estão identificadas abaixo e apresentadas na Figura 23.

Região 1: região cervical externa vestibular

Região 2: região interna do conduto vestibular

Região 3: região interna do conduto palatina

Região 4: região cervical externa palatina

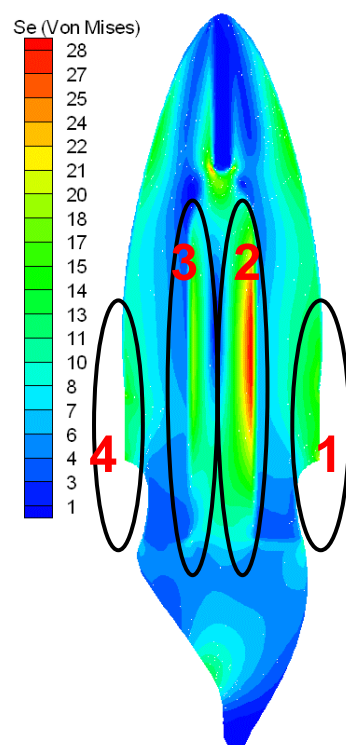


FIGURA 23 - Determinação das áreas de maior concentração de tensões

A análise dos resultados através do método dos elementos finitos (MEF), neste trabalho, será apresentada e discutida em duas etapas 1 e 2. Primeiramente o comportamento mecânico de um dente tratado endodonticamente restaurado com pino intra-radicular é comparado ao dente hígido, com objetivo de analisar as alterações no campo de tensões provocadas pela presença do pino intra-radicular. Esta etapa será importante para o entendimento do comportamento biomecânico do elemento dental restaurado com diferentes sistemas de pinos intra-radulares. Na seqüência, será apresentada a análise de tensões para os diferentes sistemas de pinos propostos no trabalho.

ETAPA 1 - Estudo do comportamento biomecânico do incisivo central superior restaurado com pino intra-radicular

A incidência de cargas nos dentes anteriores é basicamente através de cargas oblíquas. Assim, quando o incisivo central superior, está sujeito aos esforços mastigatórios, sempre apresentará o comportamento mecânico de uma estrutura sujeita a flexão (semelhante a uma viga em balanço), apresentando áreas de compressão na região cervical externa vestibular (Região 1) e áreas de tração na região cervical externa palatina (Região 4). Este comportamento é verificado para uma carga aplicada no sentido lingual-vestibular, se a carga for aplicada de vestibular para lingual ocorre exatamente o contrário.⁵⁹ Este é o “*comportamento padrão*” de um incisivo central superior

e estará sempre presente independente da presença ou não de um pino intra-radicular na estrutura dental.

Quando restauramos o incisivo central superior, com um pino intra-radicular, ocorrem alterações significativas no comportamento mecânico deste elemento dental, a presença do pino intra-radicular imprime ao dente maior rigidez, restringindo seu deslocamento natural e alterando a distribuição de tensões. Desta forma, observamos ainda as áreas de concentração de tensões na superfície externa radicular (Região 1 e 4), mas surgem novas áreas de concentração de tensão nas regiões interna do conduto radicular vestibular e palatina (Região 2 e 3). Figura 24.

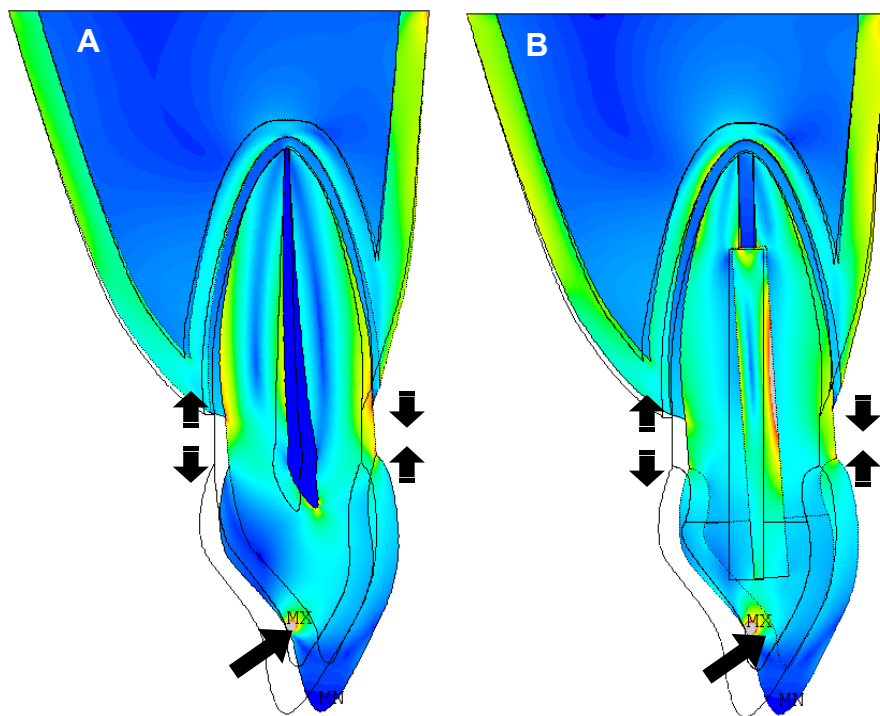


FIGURA 24 - Distribuição de Tensões de Von Mises - Se no incisivo central (A) hígido e (B) restaurado com pino intra-radicular, sob ação das forças mastigatórias.

Na Figura 25 apresentamos a análise das tensões (Tensão de Von Mises-Se e Tensão S_y), em um incisivo central superior hígido e restaurado com um pino intra-radicular de titânio. Assim, podemos analisar o campo de tensões em termos qualitativos e quantitativos.

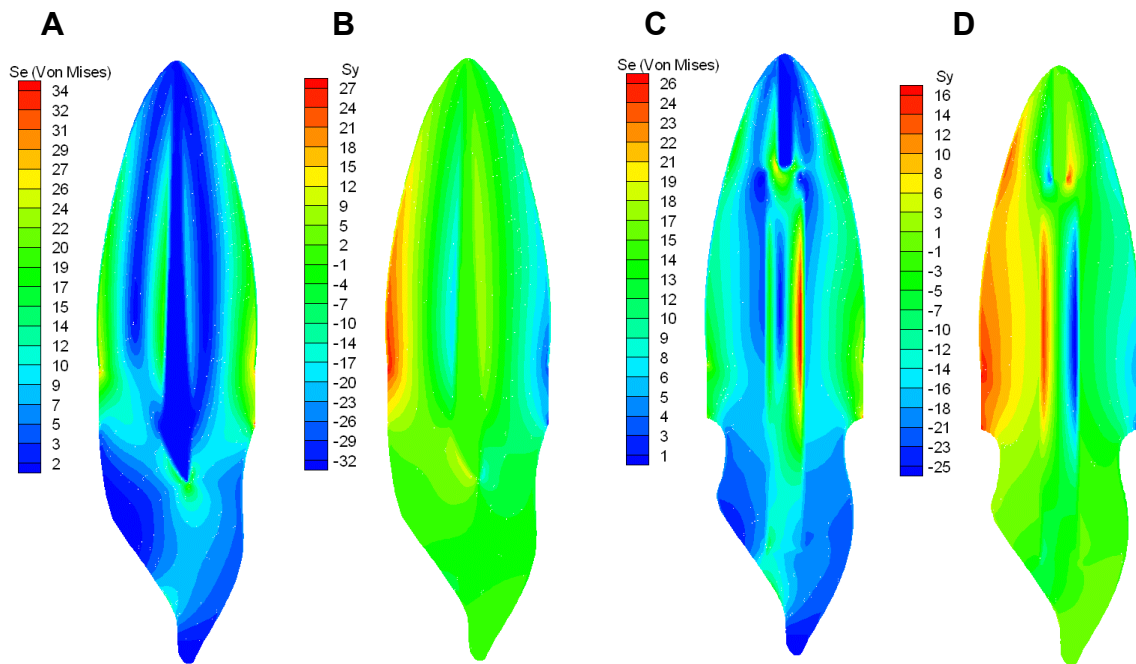


FIGURA 25 - Distribuição de tensões em dente hígido S_e (A) e S_y (B) e dente com pino intra-radicular S_e (C) e S_y (D).

Em termos qualitativos, analisando a tensão de Von Mises e S_y , observamos que no dente hígido, há uma distribuição homogênea de tensões ao longo de toda a dentina radicular. Quando restauramos o dente com um pino intra-radicular haverá uma maior concentração de tensões na região interna do conduto radicular vestibular e palatina (Região 2 e 3), cuja

intensidade varia principalmente, de acordo com o material pino do qual o pino é composto, como será visto adiante. Haverá também uma pequena área de concentração de tensões na região apical, ou seja, na interface de transição entre o pino intra-radicular e a guta-percha.

Os valores quantitativos, estão apresentados na Tabela 4 com a Tensão de Von Mises- S_e e S_y , em MPa de um dente hígido e um dente restaurado com sistema de pino intra-radicular de titânio.

Tabela 4 – Valores de Tensão de Von Mises- S_e e S_y

	S_e (MPa)				S_y (MPa)			
	Região 1	Região 2	Região 3	Região 4	Região 1	Região 2	Região 3	Região 4
Dente hígido	25	5	9	25	-20	- 4	+3	+27
Dente com pino	15	26	15	15	-12	-21	+18	+18

Os valores de tensão de Von Mises- S_e encontrados na região cervical vestibular e cervical palatina, (região 1 e 4) foram maiores no dente hígido ($S_e = 25$ Mpa), que no dente restaurado com pino ($S_e = 15$ Mpa), o mesmo ocorrendo na Tensão S_y , dente hígido ($S_y = 20$ e 27 Mpa) e no dente restaurado com pino, $S_y = 12$ e 18 Mpa.

A Tensão S_y (Figura 23 B e D) mostra as áreas onde encontramos tensões de tração e de compressão, lembrando que o sinal positivo indica tensão de tração e o sinal negativo indica tensão de compressão, no dente

hígido observamos tensão de compressão na região 1 e tensão de tração na região 4. No dente restaurado com pino intra-radicular, verificamos áreas de tensão de compressão nas regiões 1 e 2 e áreas de tensão de tração na região 3 e 4.

Para explicar este comportamento, inicialmente, devemos entender como ocorre o “estado de tensão”. Podemos definir tensão como sendo a resposta interna a forças aplicadas externamente. Quando uma força é aplicada em um corpo, este corpo vai passar por modificações internas, ou seja, deformações. A capacidade de deformação varia de acordo com sua geometria, composição química, estrutural e propriedades mecânicas. A tensão, sendo um conceito artificial, não pode ser medida experimentalmente. Assim, o cálculo da tensão está diretamente ligado ao cálculo da deformação do corpo. Existem muitas técnicas experimentais que podem ser usadas para medir a deformação. Desta forma, conhecendo a relação entre a tensão e a deformação, pode-se calcular o estado de tensões depois de medida as deformações. Assim, a aplicação de uma carga proporciona alterações estruturais, as quais denominamos estado de tensão/deformação.

A tensão é diretamente proporcional à deformação, portanto, no dente hígido há um maior deslocamento ou deformação, então teremos maior tensão. No dente restaurado com pino intra-radicular haverá uma menor deformação ou uma restrição de deslocamento, devido à rigidez imposta pelo pino, então teremos uma menor deformação e conseqüentemente menor tensão. Assim, a presença do pino intra-radicular modifica completamente a distribuição de

tensões, pois modifica a sua deformação. O pino intra-radicular impõe uma “*restrição de deslocamento*” à raiz dentária, ocorrendo o aumento da rigidez do dente e diminuindo sua flexibilidade. Esta restrição de deslocamento, ou seja, a incompatibilidade das deformações entre o pino e dente, gera regiões de maior concentração de tensão ao longo do comprimento do dente e nas proximidades do canal radicular (regiões 2 e 3).

Embora os valores quantitativos de tensão de Von Mises- S_e e S_y nas regiões 1 e 4 sejam menores no dente restaurado com pino intra-radicular, isso não significa que a cimentação de um pino seja positiva ou que possa reforçar o dente, como foi questionado por Yang et al.⁶⁵ 2001 e Ho et al.,¹⁹ 1994. e Ko²⁵ et al, 1992. Em estudos^{19,25} realizados utilizando o MEF, os autores encontraram resultados semelhantes aos descritos neste trabalho e concluíram que a presença do pino intra-radicular diminuiu as tensões na dentina em cerca de 10 a 14% e que a função de reforçar o dente com a cimentação de um pino ainda é questionável. O dente hígido apresenta níveis de tensão maiores, pois sua deformação é maior. É importante lembrar também que, em uma análise de tensões a distribuição de tensões é um fator mais crítico do que considerar apenas o valor quantitativo. A localização das tensões em áreas específicas da estrutura como ocorre nos dentes restaurados com pinos intra-radulares, pode aumentar os riscos de falhas e fraturas do dente.

Em uma análise de tensões, o campo de tensões mais favorável e que acarretará menores riscos à estrutura, será um campo homogêneo e uniforme, sem áreas específicas de concentração tensões.

ETAPA 2 - Análise de tensão nos diferentes sistemas de pinos intra-radiculares

Finalizando a etapa de elementos finitos, a análise de tensão nos diferentes sistemas de pinos intra-radiculares será apresentada.(Figuras 26 e 27)

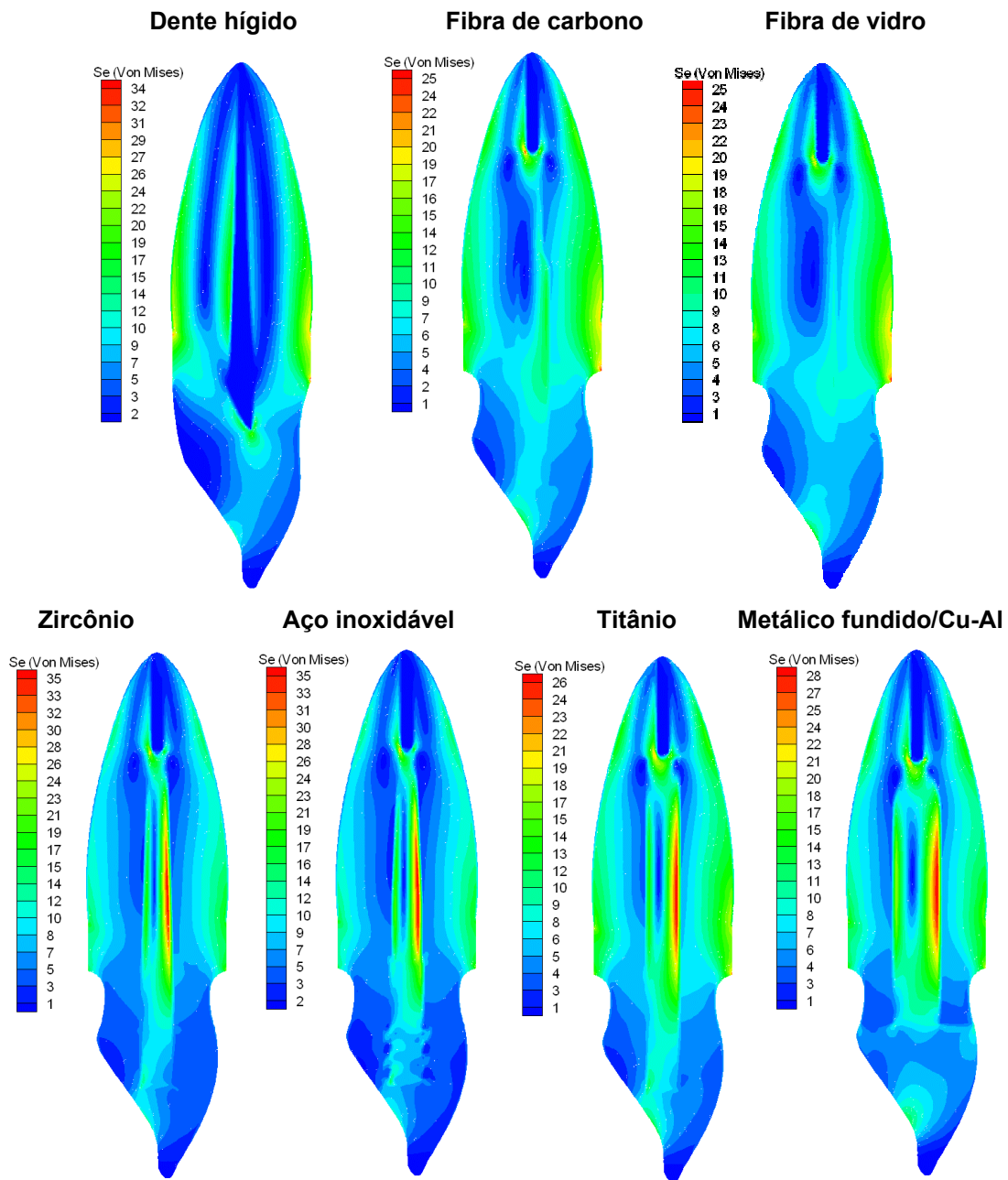


FIGURA 26 - Distribuição de tensões de Von Mises-Se em incisivo central superior restaurado com diferentes sistemas de pinos intra-radiculares.

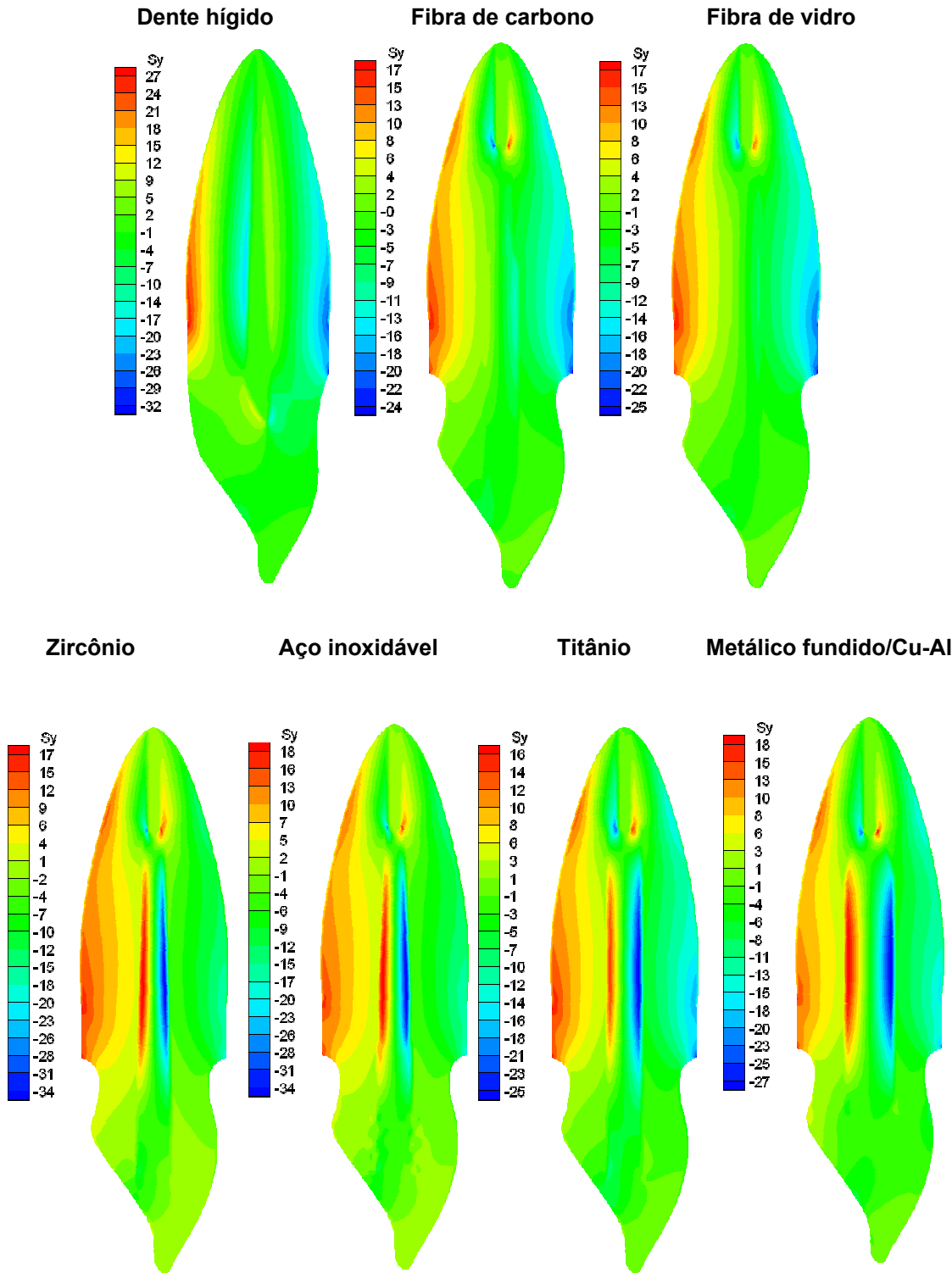


FIGURA 27 - Distribuição de tensões S_y em incisivo central superior restaurado com diferentes sistemas de pinos intra-radicares.

Inicialmente, através da observação das figuras 26 e 27, que representam a tensão de Von Mises- σ_e e σ_y , podemos realizar a análise qualitativa da distribuição de tensões.

Verificamos que nos grupos de pinos 1 e 2 (fibra de carbono e fibra de vidro), houve uma distribuição uniforme de tensões ao longo de toda a dentina radicular, assim como ocorre no dente hígido. Nos grupos 3, 4, 5 e 6 (zircônio, aço inoxidável, titânio e metálico fundido Cu-Al), verificamos áreas com severas concentrações de tensões nas regiões 2 e 3.

A Tabela 5 apresenta os valores quantitativos ou níveis de tensão nos diferentes sistemas de pinos e no dente hígido para as quatro regiões pré-definidas.

Tabela 5 – Valores de tensão de Von Mises- σ_e e σ_y

	Tensão de Von Mises (MPa)				σ_y (MPa)			
	Região 1	Região 2	Região 3	Região 4	Região 1	Região 2	Região 3	Região 4
Dente hígido	36	5	12	22	-29	12	-17	6
Pino de Fibra de Carbono	21	10	7	20	-24	8	-5	8
Pino de Fibra de vidro	21	9	7	20	-25	9	-4	7
Zircônio	21	35	21	23	-34	17	-6	9
Aço Inoxidável	22	35	22	23	-34	18	-6	9
Titânio	21	26	13	20	-25	16	-6	9
Metálico fundido Cu-Al	21	28	15	20	-27	18	-6	11

Analisando os níveis de tensão das quatro regiões, verificamos que nas regiões 1 e 4, em todos os sistemas de pinos, os níveis de tensão S_e , não sofreram grandes variações quando comparados ao dente hígido. Entretanto, nas regiões 2 e 3, região central do dente, que correspondem à região do pino intra-radicular houve uma grande variação nos níveis de tensão.

A análise dos valores quantitativos mostra que os níveis de tensão S_e nas regiões 2 e 3, foram maiores (em torno de 26 a 35 Mpa) nos grupos 3, 4, 5 e 6 (pino de zircônio, aço inoxidável, titânio e metálico fundido), e menores (em torno de 5 a 12 Mpa) nos grupos de pinos 1 e 2 (fibra de carbono e fibra de vidro). Para a tensão S_y também ocorreu o mesmo comportamento na região 2 e 3, foram maiores (em torno de 6 a 18 Mpa) nos grupos 3, 4, 5 e 6 (pino de zircônio, aço inoxidável, titânio e metálico fundido), e menores (em torno de 5 a 8 MPa) nos grupos de pinos 1 e 2 (fibra de carbono e fibra de vidro). Nas regiões 1 e 4 tanto para a tensão S_e quanto S_y não houve grandes diferenças nos níveis de tensão em todos os grupos estudados.

Os valores quantitativos encontrados neste trabalho concordam com os trabalhos de Ho,¹⁹ Holmes,²⁰ Ko,²⁵ Joshi,²³ Cailleateau,⁵ e Yang⁶⁵ que em estudos utilizando o MEF, encontraram valores de tensão, em torno de 29 e 40 Mpa, e discordam dos resultados encontrados por Albuquerque¹ que encontrou valores entre 4,8 e 314 Mpa. Esta diferença de resultados pode estar relacionada às diferentes metodologias empregadas em cada estudo ou forma de interpretação dos resultados.

O Gráfico 1 apresenta estas variações, onde foi traçada uma reta na altura da região cervical, correspondendo a área de maiores variações de tensões para facilitar a visualização.

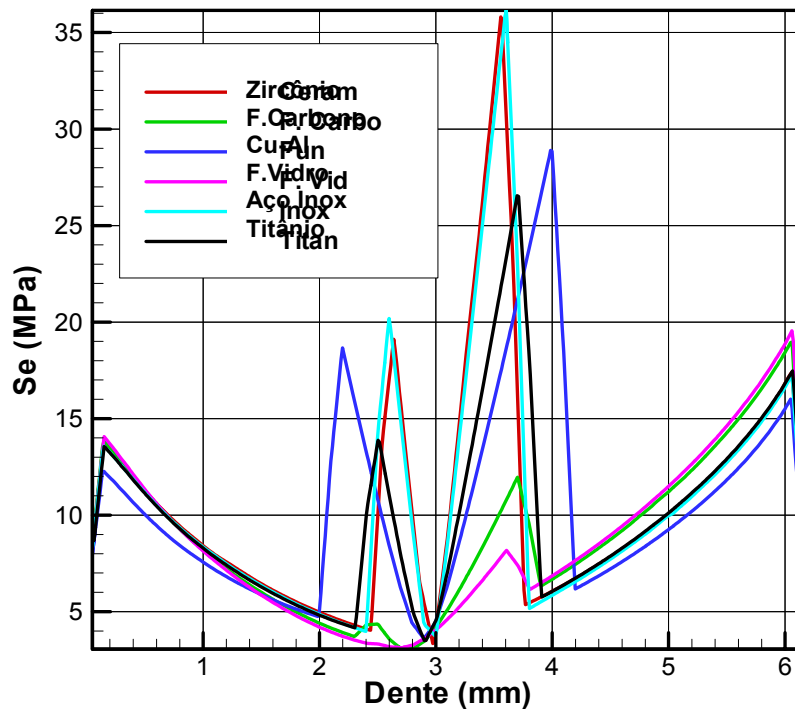


Gráfico 1- Distribuição de tensões de Von Mises – Se na região cervical

Neste gráfico verificamos através da análise dos valores de tensão de Von Mises-Se, que os pinos dos grupos 1 e 2 (fibra de carbono e fibra de vidro) proporcionaram uma distribuição de tensões bastante uniforme e que os níveis de tensão partindo da superfície externa para o centro do dente sofreram pequenas variações quantitativas. Os pinos dos grupos 3, 4, 5 e 6; apresentaram grandes variações de tensões, sendo a região central do dente, correspondente à área ocupada pelo pino intra-radicular, o local onde

ocorreram as maiores variações tanto na distribuição, quanto nos valores quantitativos.

O Gráfico 2 apresenta a distribuição de tensões S_y para todos os sistemas de pinos, onde foi traçada uma reta na altura da região cervical, correspondendo a área de maiores variações de tensões para facilitar a visualização, de maneira análoga à Tensão de Von Mises – Se.

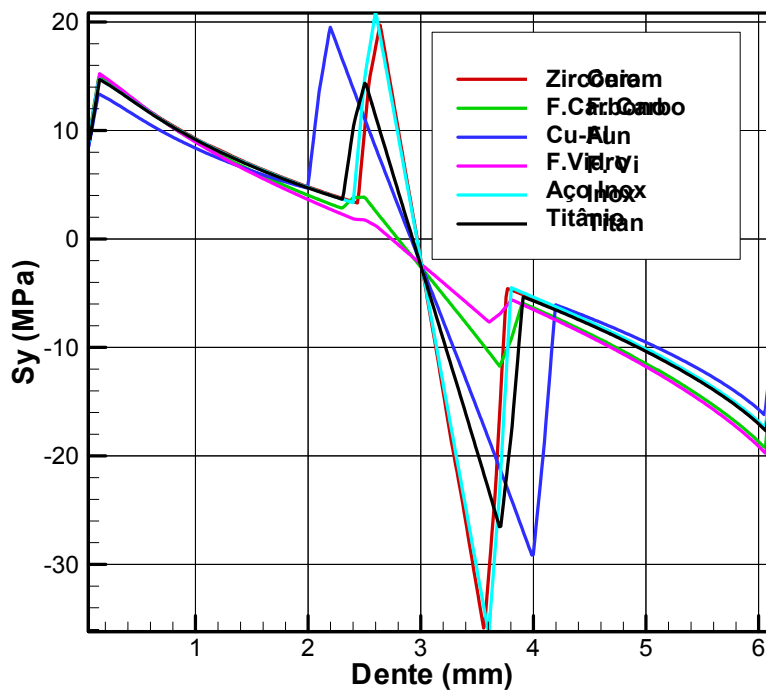


Gráfico 2- Distribuição de tensões S_y na região cervical

Através da análise deste gráfico, verificamos as mesmas variações ocorridas para a Tensão S_y : pequenas variações na dentina com áreas severas de variação nos níveis de tensões na região central, sendo que as menores variações ocorreram no grupo de pinos de fibra de carbono e fibra de vidro. Além disso, podemos verificar também as áreas de tensão de tração (positivo) e tensão de compressão (negativo).

Uma dúvida que sempre está presente é qual região de concentração de tensão pode ser mais prejudicial à estrutura dental com risco de levar à fratura, se as tensões internas radiculares (região 2 e 3) ou as tensões externas (região 1 e 4). Trabalhos apresentados na literatura^{19,36,57} têm mostrado que as regiões de concentração de tensões mais críticas estão localizadas na região cervical e região apical. A região apical corresponde à área onde ocorre a transição entre dois materiais restauradores, ou seja, o pino e a guta-percha, sendo esta uma área de concentração de tensões previamente esperada. Isto ocorre pois esta é uma área de transição entre as propriedades mecânicas de dois materiais, portanto, nesta região sempre vão ocorrer concentrações de tensões.⁴⁴ Albuquerque,¹ 1999, Cailleateau,⁵ 1992, também determinaram em seus estudos, que as áreas de maior concentração de tensões, ou seja, maior risco de fratura estão concentradas na região cervical, tanto interna como externamente.

Analisando a distribuição de tensões, espera-se que as fraturas radiculares em dentes restaurados com pinos intra-radiculares iniciem preferencialmente de dentro para fora, assim, supõe-se que a área crítica de concentração de tensões um dente restaurado com pino intra-radicular, seja realmente a região interna, representada na figura 23, pelas regiões 3 e 4.

Para analisarmos individualmente cada uma das quatro regiões de concentração de tensões, “removemos” o pino intra-radicular e analisamos a tensão apenas na dentina e em seguida analisamos a tensão apenas no pino.

Na figura 28, apresentamos as tensões apenas da dentina.

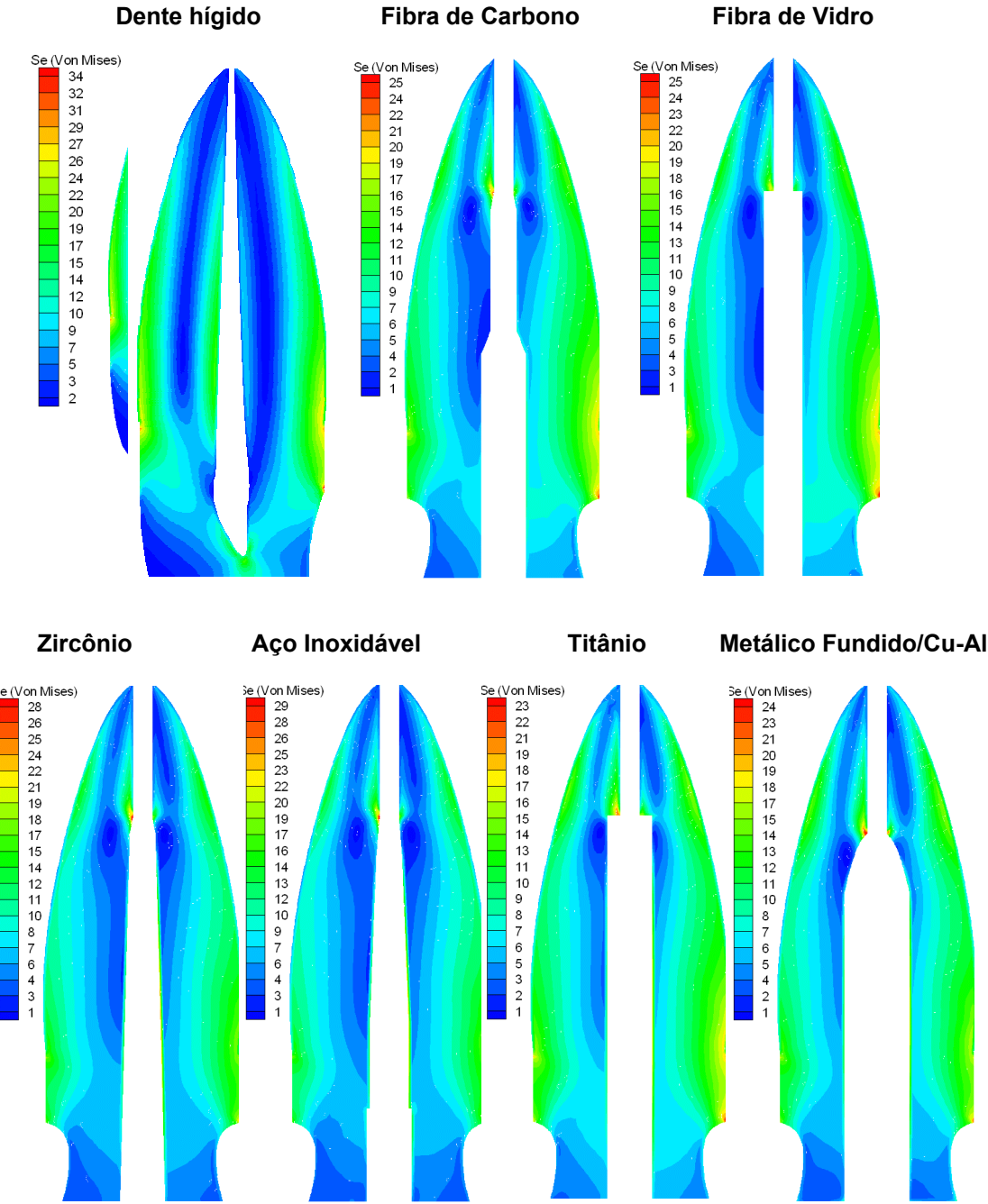


FIGURA 28- Distribuição de tensão de Von Mises-Se na dentina radicular de incisivo central superior restaurado com diferentes sistemas de pinos intraradiculares.

Analisando todos os sistemas de pinos verificamos que a distribuição de tensões foi semelhante para todos os grupos de pinos, sendo maior em termos quantitativos no dente hígido quando comparada ao dente com pino intraradicular, devido à maior deformação, como dito anteriormente. Assim, observando a grande semelhança da distribuição de tensões na dentina ao longo da superfície externa radicular (regiões 1 e 4) em todos os sistemas de pinos podemos através destes resultados, sugerir que a presença de tensões nestas regiões, é influenciada pela interação da superfície externa radicular do dente no alvéolo e não pela presença do pino. As estruturas a que o dente está inserido geram tensões no dente, pela própria geometria do conjunto, ou seja, de uma estrutura sujeita à flexão. Estas tensões estão sempre presentes e são ditos "*campos de tensões naturais*". Alguns trabalhos^{2,29,64} interpretam estas regiões de tensão presentes na dentina radicular externa vestibular e lingual, como áreas críticas impostas pela presença do pino, no entanto, discordamos destes trabalhos, pois neste estudo, verificamos que estas áreas estiveram presente em todos os modelos, inclusive no dente hígido.

Quando analisamos o efeito das tensões apenas na região do pino intraradicular, sem considerar a dentina (Figura 29), verificamos uma diferença significativa na distribuição de tensões de acordo com o tipo de pino empregado. Os pinos do grupo 1 e 2 (fibra de carbono e fibra de vidro), apresentaram uma distribuição de tensão mais uniforme, já os pinos do grupo 3, 4, 5 e 6 (zircônio, aço inoxidável, titânio e metálico fundido) mostraram regiões com alta concentração de tensão.

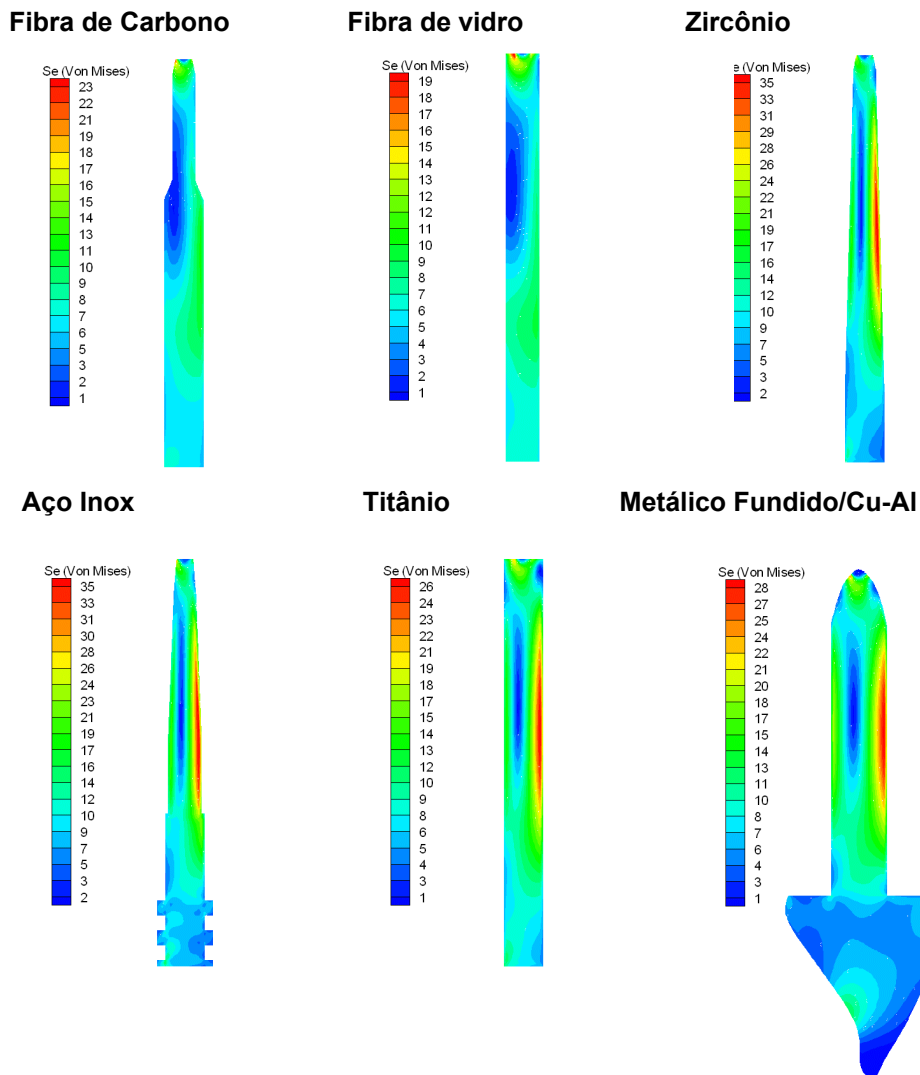


FIGURA 29 - Distribuição de tensões na região dos pinos intra-radiculares

Estes resultados concordam com os trabalhos de Pao et al.,³⁶ Joshi et al.,²³, Hunter,²¹ que concluíram que as áreas de maior concentração de tensões localizam-se na região cervical e ao longo das paredes do canal, na região correspondente ao pino intra-radicular. Assim, através dos resultados encontrados neste estudo, podemos supor que, à medida que afastamos da borda externa do dente em direção ao centro, diminui a interferência do contorno externo (inserção do dente no alvéolo) e aumenta a interferência do pino na distribuição das tensões.

Sabendo que a área central correspondente à interface pino/dentina é uma área crítica de acúmulo de tensões sendo, portanto, o local onde pode iniciar a fratura de um dente tratado endodonticamente e que este é o local onde são realizadas todas intervenções feitas pelo cirurgião dentista desde a instrumentação do conduto até cimentação do pino, é importante verificarmos a relação destes procedimentos com as causas de fraturas radiculares de dentes tratados endodonticamente e restaurados com pinos intra-radiculares.

Moraes,³² em 1996, analisou as causas de fratura vertical de raiz em cinquenta casos clínicos e concluiu que em quarenta e um dentes, 82% dos casos, a causa estava relacionada com a inserção de pinos intra-radiculares. O autor enumerou os dez principais fatores que predispõem a fratura vertical de raiz, que são: força aplicada ao espaçador na condensação lateral, desgaste excessivo da raiz durante o preparo do canal ou para pinos, perfuração, degrau e desvios do canal, cimentação ou remoção de pinos, núcleos e coroas, durante a obturação retrógrada, transfixação endodôntica, traumatismo dentário, traumatismo oclusal, apoio para extração de dentes contíguos e, por fim, selamento provisório inadequado. Analisando todos estes fatores verificamos que a maioria das causas de fratura radicular ou acúmulo de tensões,²¹ estão relacionadas a procedimentos executados pelo próprio cirurgião dentista, principalmente durante as etapas de preparo do conduto e não pelo tipo de pino ou material restaurador.

Ainda dentro destes fatores que predispõem a fratura radicular, de acordo com os trabalhos desenvolvidos por Rick-Williamson et al,⁴¹ em 1995,

os autores observaram que durante o procedimento de obturação através das técnicas de condensação lateral ou vertical, aplicando uma força de 3,0 Kgf são geradas tensões com valores entre 20 e 60 Mpa, respectivamente. Os autores mostraram que este procedimento também pode gerar trincas ou micro trincas, assim como os procedimentos de preparo do conduto radicular para a cimentação de um pino intra-radicular. A presença de qualquer trinca ou micro trinca nas paredes do conduto radicular faz com que haja um aumento das chances de fratura, pois a fratura inicia a partir de uma trinca ou micro trinca.

A concentração de tensões na região em torno do pino mostra uma somatória de efeitos e traz também problemas quanto às chances de ruptura da adesão, pois esta região corresponde à área de cimentação ou interface adesiva entre pino/dentina e quanto maior a concentração de tensões nesta região, maiores são os riscos de ruptura da adesão e conseqüente corrosão e fratura do dente.⁴⁶ Neste aspecto os pinos metálicos são desfavoráveis (grupos 3, 4, 5 e 6), pois proporcionam uma maior concentração de tensões nesta região, o mesmo não ocorrendo para os pinos não metálicos (grupos 1 e 2).

De acordo com Freedman,¹⁵ 1996, a criação de um monobloco adesivo composto de cimento resinoso dual, pino, núcleo em resina composta e coroa estética, pode promover a melhor forma de tratamento utilizando pinos endodónticos, pois estes materiais apresentem propriedades químicas e mecânicas compatíveis, podendo minimizar os riscos de ruptura de adesão durante a aplicação de cargas. Neste aspecto, os pinos não metálicos compostos de fibra e resina satisfazem melhor esta necessidade.

Outro fator importante a ser considerado são os esforços por fadiga aos quais os dentes estão sujeitos. Na obtenção de resultados experimentais para cálculo das propriedades mecânicas e análise de tensões, normalmente aplicam-se cargas estáticas que são aumentadas gradualmente ou cargas de impacto. Estas condições simulam a realidade de modo aproximado e são utilizadas pela dificuldade em reproduzir experimentalmente esforços cíclicos ou de fadiga. Nas condições reais, entretanto, as cargas são variáveis ou flutuantes, isso faz com que o elemento dental realizando cerca de 2500 ciclos diários¹⁵ e estando sujeito a cargas oblíquas, fica submetido a tensões de tração e compressão alternadamente, cerca de 2500 vezes por dia. Uma falha por fadiga começa com uma pequena fissura, a fissura inicial é tão pequena que não pode ser detectada a olho nu ou mesmo com uma inspeção por Rx. Uma vez iniciada a fissura, o efeito de concentração de tensões torna-se maior e a fissura progride mais depressa até romper-se subitamente. A fadiga é um fenômeno complexo e ainda pouco estudado na Odontologia.

Considerando a fadiga como uma realidade clínica e analisando os diferentes sistemas de pinos intra-radiculares quanto à transmissão de tensões, os resultados encontrados neste estudo sugerem que os pinos de fibra de vidro e fibra de carbono oferecem menos riscos que os pinos de zircônio, titânio, aço inoxidável e metálico fundido, corroborando com Isidor²². É importante salientar, que se não forem tomados todos os cuidados durante os procedimentos que antecedem a cimentação do pino, apenas a correta seleção do material do qual o pino é composto, não irá garantir o sucesso da restauração.

Análise através do Método de Fotoelasticidade

As imagens dos resultados obtidos no método de Fotoelasticidade estão apresentados nas Figuras 30 e 31, 32 e 33.

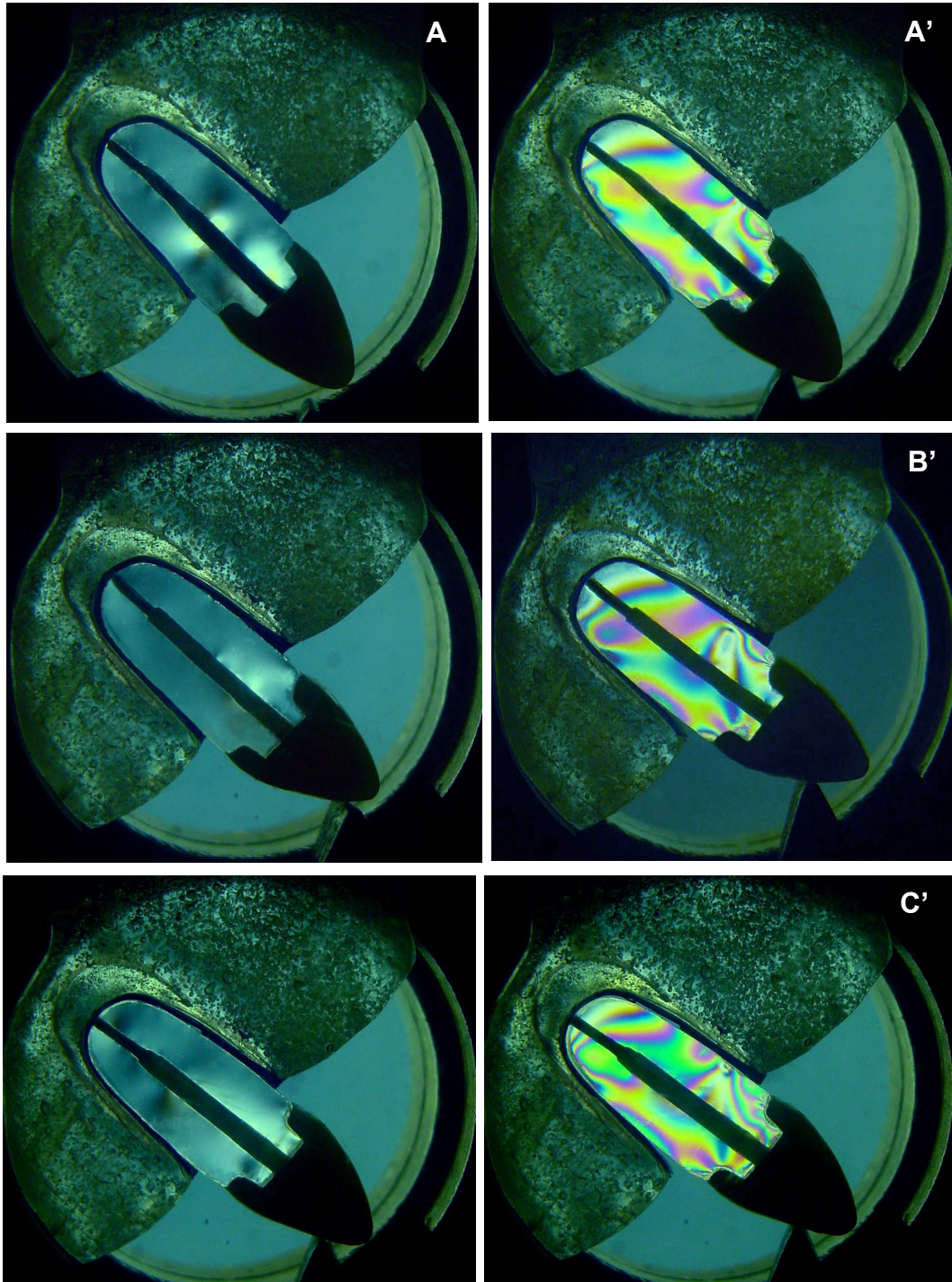


FIGURA 30 - Sistemas de pinos intra-radulares antes e durante a aplicação da carga – Pino de fibra de carbono (A - antes e A' - durante); Pino de fibra de vidro (B - antes e B' - durante) e Pino de zircônio (C - antes e C' - durante).

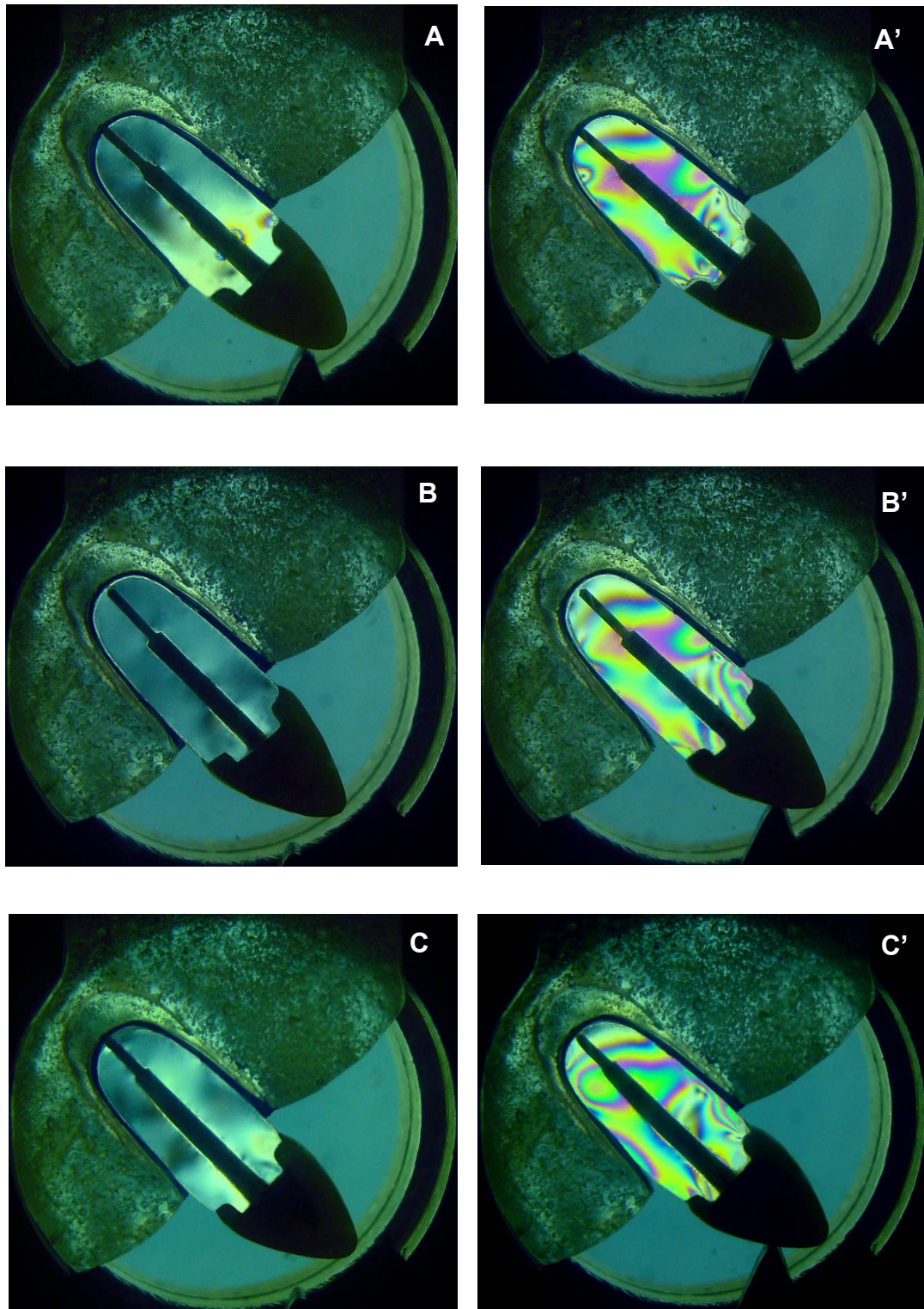


FIGURA 31 - Sistemas de pinos intra-radiculares antes e durante a aplicação da carga – Pino aço inoxidável (A - antes e A' - durante); Pino de titânio (B - antes e B' - durante) e Pino metálico fundido Cu-Al (C - antes e C' - durante).

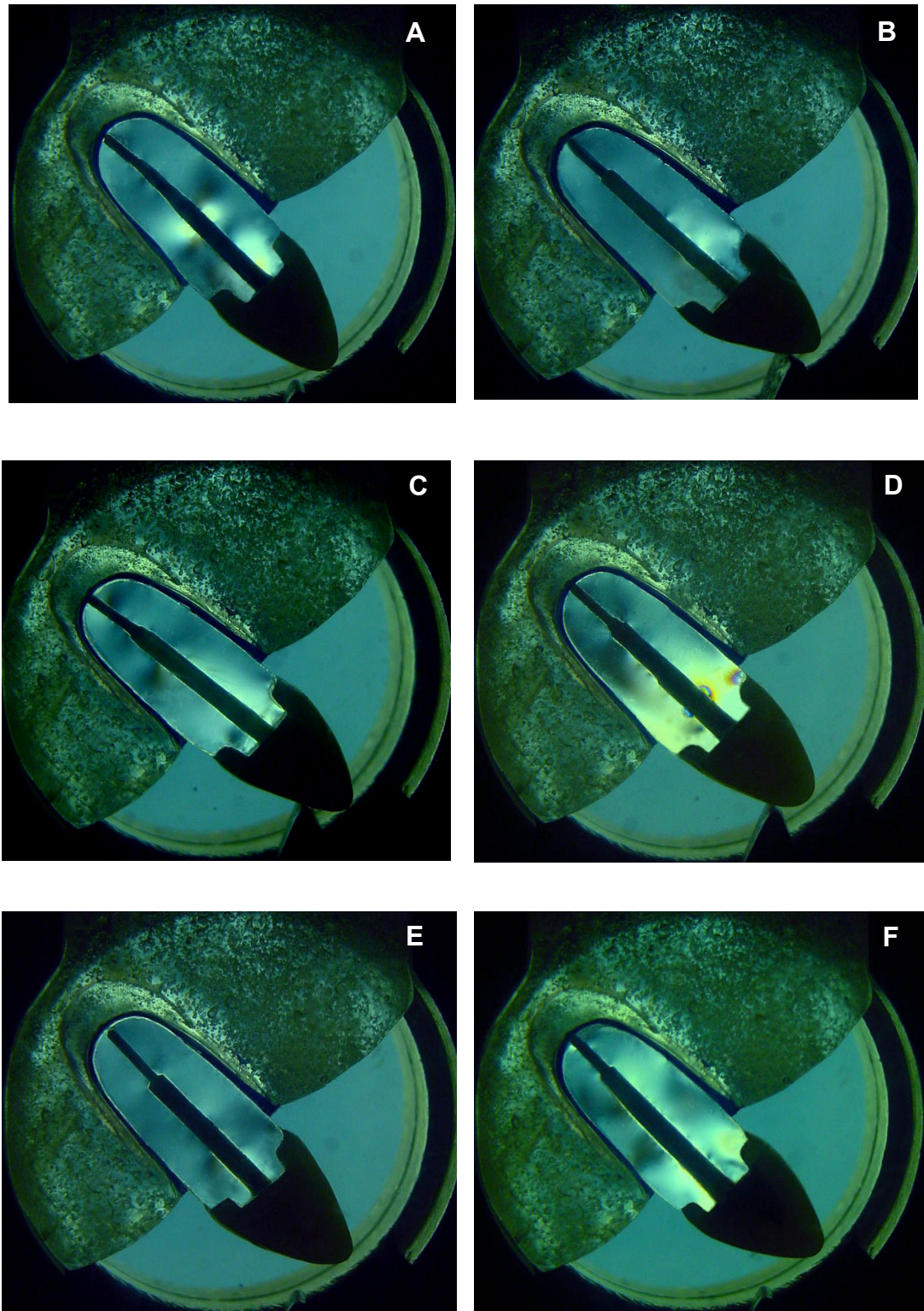


FIGURA 32-Sistemas de pinos intra-radiculares antes da aplicação da carga (A) Pino de fibra de carbono; (B) Pino de fibra de vidro; (C) Pino de zircônio; (D) Pino aço inoxidável; (E) Pino de titânio e (F) Pino metálico fundido/Cu-Al

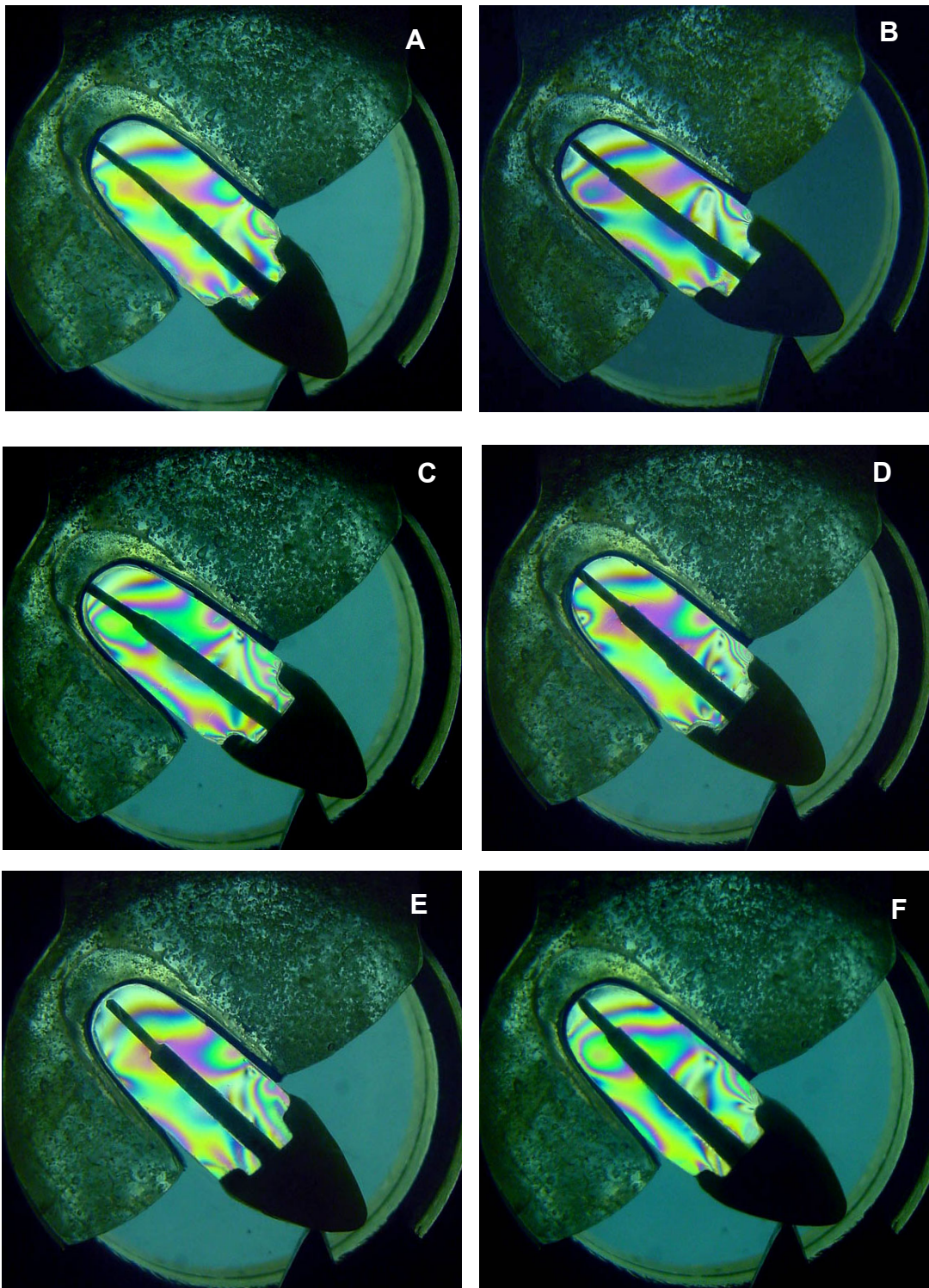


FIGURA 33 - Sistemas de pinos intra-radicares durante a aplicação da carga
(A) Pino de fibra de carbono; (B) Pino de fibra de vidro; (C) Pino de zircônio;
(D) Pino aço inoxidável; (E) Pino de titânio e (F) Pino metálico fundido/Cu-Al

No método de fotoelasticidade foi realizada apenas a análise qualitativa, para isso inicialmente foi determinado o valor da ordem de franja, através do Método de Compensação de Tardy, para a carga específica em cada modelo, nas quatro regiões definidas anteriormente. Estes valores estão apresentados na Tabela 6.

Tabela 6 – Valores de ordem de franja em função da carga aplicada, para os diferentes sistemas de pinos intra-radiculares.

	Carga (Kg)				Ordem de franja (n)			
	Região 1	Região 2	Região 3	Região 4	Região 1	Região 2	Região 3	Região 4
Pino de Fibra de Carbono	3,36	3,32	3,29	3,24	1,82	0,23	0,27	1,04
Pino de Fibra de vidro	3,38	3,31	3,28	3,23	1,69	0,24	0,26	0,92
Zircônio	3,51	3,45	3,42	3,40	1,66	1,28	1,29	0,26
Aço Inoxidável	3,29	3,20	3,18	3,14	1,50	1,39	1,24	0,77
Titânio	3,62	3,62	3,58	3,53	2,00	1,29	1,20	1,04
Metálico fundido Cu-Al	3,63	3,59	3,56	3,54	1,77	1,10	1,01	0,73

Através da análise do valor da ordem de franja, em função do sistema de pino e carga aplicada, observamos que não houve diferenças nos valores de ordem de franja, nas regiões 1 e 4 para todos os sistemas de pinos. No entanto, houve uma variação no valor de ordem de franja nas regiões 2 e 3, quando comparamos os seis sistemas, onde verificamos os menores valores de ordem de franja para os pinos do de fibra de carbono e fibra de vidro (grupo

1 e 2). Nos grupos de pinos 3, 4, 5 e 6 (zircônio, aço inoxidável, titânio e metálico fundido), os valores de ordem de franja foram maiores.

Assim como no MEF, na análise fotoelástica, podemos realizar uma rápida análise qualitativa dos resultados. Observando a distribuição de tensões nos diferentes sistemas de pinos durante a aplicação da carga (Figura 32), verificamos áreas com variações na distribuição de tensões cervicais e em torno do pino. Para os pinos dos grupos 1 e 2 (fibra de carbono e fibra de vidro) encontramos áreas com distribuição de tensões uniforme ao longo de toda interface pino/material fotoelástico, o que não ocorreu nos grupos de pinos 3, 4, 5, e 6 (zircônio aço inoxidável, titânio e metálico fundido). Estes resultados também foram encontrados nos trabalhos de Assif,² 1989 e Rolf,⁴²1992, que realizaram experimentos utilizando pinos metálicos, mostrando que as áreas de concentração de tensões localizaram-se na região cervical e em torno do pino.

A Figura 32 (de A a F) mostra os seis grupos de pinos antes da aplicação da carga. No método de Fotoelasticidade podemos observar as tensões antes e durante a aplicação da carga o que não foi possível na análise do MEF. Nos seis grupos de pinos foram observadas tensões em torno da linha de cimentação, como resultado da contração do cimento resinoso. No entanto, houve uma alta concentração de tensões no grupo 4 (pino de aço inoxidável rosqueável), após o rosqueamento e cimentação (Figura 32-D), quando comparado aos demais sistemas de pinos. A concentração de tensões em torno dos filetes de rosca, além da possibilidade de gerar micro-trincas, é ponto crítico para fadiga, tornando o dente mais susceptível à fratura, como também

a presença de tensões residuais, somadas às tensões provocadas pelos esforços mastigatórios De acordo com os trabalhos de Standlee,⁵¹ 1972, Henry,¹⁸ 1977, Burns,⁴ em 1990, Cohen,⁸ 1995, Mentik et al.,³¹ em 1998, apesar dos pinos rosqueáveis aumentarem a retenção, há um consenso entre os autores, de que os mesmos estariam contra-indicados por aumentarem os riscos de fratura radicular.

Analisando os dois métodos, não é possível compararmos em termos quantitativos os resultados das tensões, pois em cada método temos materiais com propriedades diferentes e ambos os modelos estão sujeitos a interferências de diferentes ordens. No entanto, a análise dos resultados, indicou a mesma tendência para os dois métodos, indicando a possibilidade de validação numérica através de um método experimental.

No método de Fotoelasticidade foi possível, através de uma análise qualitativa verificar as condições de contorno e inserção do dente no alvéolo, estabelecendo com facilidade as áreas de tração e compressão. Esta análise foi importante na construção do modelo no MEF, verificando principalmente a importância do ligamento periodontal. Através da associação dos dois métodos, foi possível definir com clareza as tensões geradas pelas condições de contorno e inserção do dente no alvéolo e as tensões que se originaram da cimentação do pino intra-radicular.

De acordo com os dois métodos empregados neste trabalho, dentre os sistemas comerciais de pinos analisados, todos tiveram um comportamento aceitável, respeitando os níveis de tensão toleráveis ao elemento dental. No

entanto, quando se busca o comportamento mecânico compatível entre as estruturas, uma distribuição homogênea no campo de tensão, ou seja, menor interferência do elemento restaurador, é almejada. Neste sentido, os sistemas de pinos intra-radulares “*potencialmente mais biocompatíveis*”, em relação às tensões radulares, foram os grupos 1 e 2: pinos de fibra de carbono e de fibra de vidro.

Na odontologia, desde o princípio, sempre houve uma grande preocupação em preservar a atividade dos dentes tratados endodonticamente com grande perda e destruição. A observação dos princípios gerais de resistência e retenção das restaurações tem como objetivo, realizar restaurações que sejam ao mesmo tempo compatíveis com a estrutura dental e que resistam à ação das forças resultantes dos esforços mastigatórios, sem que ocorram fraturas ou sofram deslocamentos. A situação de um dente com perda coronária total é um caso muito crítico e isso faz com que não devam ocorrer erros nem técnicos, nem de indicação durante os procedimentos restauradores.

Quando um material é colocado em contato com os tecidos e fluidos do corpo humano há, invariavelmente, uma interação entre o material e os tecidos biológicos. Esta interação forma o que chamamos de *biocompatibilidade*. Um material pode ser dito *biocompatível* quando tem a qualidade de não ser destrutivo à biologia humana,⁶¹ no entanto, muitas vezes a interação resultante nem sempre é positiva, como por exemplo: a corrosão dos metais; hipersensibilidade, necrose pulpar e reações alérgicas. Desta forma, é

importante que o profissional conheça a composição e as propriedades mecânicas dos materiais para que sejam diminuídos os riscos durante sua utilização.

Quando as propriedades mecânicas de um material interagem com os tecidos biológicos dizemos que este material possui um *biomimetismo*²⁶, que significa ser um material que imita a estrutura viva. Desta forma, os materiais biomiméticos comportam-se como parte integrante da estrutura humana, tornando-se imperceptível à mesma ou tornando-se parte dela.

A observação do comportamento biomecânico e do arranjo das estruturas vivas nos mostra que há na natureza a idealização de uma estrutura funcionalmente perfeita. O elemento dental e as estruturas de suporte representam uma verdadeira máquina que funciona perfeitamente e em harmonia. Através da observação da estrutura dental humana, verificamos a elasticidade progressiva destas estruturas, quando partimos do esmalte que é extremamente rígido, passando pela dentina que é um tecido elástico, necessário para absorver os impactos mastigatórios, protegendo a polpa. Assim, quando o cirurgião dentista depara-se com a destruição parcial de um dente, ele deve devolver-lhe forma e função, para isso dispõe de diversos materiais e no momento de selecioná-lo deve mimetizar o material na estrutura dental, procurando não quebrar esta harmonia que a natureza produziu.

A Odontologia atual busca não quebrar este equilíbrio, seja procurando métodos mais conservadores, como também materiais mais semelhantes à estrutura dental. Estudos^{11,12,45,58} têm sido realizados para melhorar os

materiais restauradores que são utilizados rotineiramente no consultório odontológico. A esperança de desenvolver um material que seja naturalmente biocompatível, funcional e durável para substituir a estrutura viva, sem acarretar prejuízos ao organismo é o grande desafio, tanto da medicina quanto da odontologia. Este campo é altamente multidisciplinar e requer biólogos, químicos, engenheiros, dentistas e diversos outros cientistas que trabalhem cooperativamente criando soluções para restaurar a biologia humana.

Dentro deste conceito de *biomimetismo*, os pinos não metálicos atendem de maneira satisfatória os requisitos necessários para proporcionarem um comportamento mais semelhante à estrutura dental. Como tem sido relatado por diversos autores^{11,12,14,15,23,45,48,58} a compatibilidade entre as propriedades mecânicas encontradas nos sistemas de pinos não metálicos e a estrutura dental, proporciona um melhor comportamento biomecânico, diminuindo os riscos de falha.

Novas pesquisas e estudos clínicos em longo prazo devem ser realizados para comprovar a eficiência destes sistemas restauradores, dando maior confiança ao clínico no momento de utilizar estes materiais, pois como é amplamente divulgado o conhecimento de que as restaurações dentárias são métodos paliativos ao invés de terapêuticos, que prolongam a vida dos dentes sem contudo salvá-los.

Conclusão

De acordo com os resultados obtidos, podemos concluir que:

- 1- A restauração do incisivo central superior com um pino intraradicular alterou a distribuição de tensões na dentina.
- 2- Os níveis de Tensão de Von Mises- σ_e e S_y foram maiores no dente hígido, comparado aos níveis máximos de tensão encontrados nos dentes restaurados com pinos intraradiculares.
- 3- Houve diferenças significativas na distribuição de tensão entre os seis sistemas de pinos envolvidos no estudo, sendo que, nos pinos dos grupos 1 e 2 (fibra de carbono e fibra de vidro)

ocorreu uma distribuição de tensões mais uniforme ao longo de toda dentina radicular.

- 4- Os pinos dos grupos 3, 4, 5, e 6 (zircônio, aço inoxidável, titânio e metálico fundido) promoveram uma alta concentração de tensões ao longo de todo pino e região do conduto radicular na interface pino/dentina, produzindo alterações significativas no comportamento mecânico do elemento dental.
- 5- Os pinos do Grupo 4, pinos de aço inoxidável rosqueáveis, produziram uma região de alta concentração de tensões nos filetes de rosca.
- 6- Os pinos metálicos podem aumentar os riscos de falha e fratura radiculares devido à alta concentração de tensões que promovem.
- 7- Os pinos de fibra de carbono e fibra de vidro apresentaram propriedades mecânicas compatíveis com a estrutura dental, demonstrando um comportamento biomimético e diminuindo os riscos de falhas e fraturas radiculares.

Referências bibliográficas

Referências bibliográficas*

1. ALBUQUERQUE, R. C. *Estudo da distribuição de tensões internas em um incisivo central superior reconstituído com diferentes pinos intrarradiculares, analisado através do Método do Elemento Finito*. Araraquara, 1999. 177p. Tese (Doutorado em Dentística Restauradora) - Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista.
2. ASSIF, D. et al. Photoelastic analysis of stress transfer by endodontically treated teeth to the supporting structure using different restorative techniques, *J. Prosthet. Dent.*, v.61, p.535-42, 1989.
3. BEER, P. F. JOHNSTON E. *Resistência dos materiais*. São Paulo: McGraw-Hill, 1982. p.350-353.
4. BURNS, D. A. et al. Stress distribution surrounding endodontics posts. *J. Prosthet. Dent*, v.64, p.412-8, 1990.
5. CAILLETEAU, J. G., RIEGER, M. R., AKIN, J. A comparison of intracanal stress in post-restored tooth utilizing the finit element method. *J. Endod.*, v.18, p.540-4, 1992.

* UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA. Coordenadoria Geral de Bibliotecas, Editora UNESP. *Normas para publicações da UNESP*. São Paulo: Editora UNESP, 1994. 4v. r.2.
Referencias bibliográficas

6. CAPUTO, A. A., HOKAMA S. N. Retention and stress-distributing characteristics of a new dowel system. *J. Prosthet. Dent*, v.51, p.652-5, 1984.
7. CAPUTO, A. A. STANDLEE, J. P. Biomechanics in clinical dentistry. Chicago:Quintessence Publishing Co, 1987.
8. COHEN, B. I. et al. Split-shank threaded posts and threaded posts: tensile properties and stress levels. *J. Esthet. Dent.*, v.7, p.174-8, 1995.
9. DALLY, J. W., RILEY W. F. Experimental stress analysis, McGraw-Hill, 1978.
10. 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.1301-10, 1981.
11. 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.
12. DURET, B., REYNAUD, M., DURET, F. Un nouveau concept de reconstitition corono-radicular: le Composipost (2). *Chir. Dent. Fr.*, v.60, p.69-77, 1990.
13. FARAH, J. W. CRAIG, R. G., SIKARSKIE, D. L. I. Photoelastic and finite element stress analysis of a restored axisymmetric first molar. *J. Biomech.*, v.6, p 511-20,1973.

14. FREDRIKSSON, M. et al. A retrospective study of 236 patients with teeth by carbon fiber-reinforced epoxy resin posts. *J. Prosthet. Dent.*, v. 80, p. 151-7, 1998.
15. FREEDMAN, G. The carbon fibre post: metal-free, post-endodontic rehabilitation. *Oral Health*, v.86, n.2, p.23-30, 1996.
16. GENG, J. et al. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *J. Prosthet. Dent.*, v.85, p.585-98, 2001.
17. GOERIG, A. C., MUENINGHOFF, L. A. Management of the endodontically treated tooth. Part I: concept for restorative designs. *J. Prosthet. Dent.*, v.49, p.340-5, 1983.
18. HENRY, P. J. Photoelastic analysis of post core restorations. *Aust. Dent. J.*, v.22, p.157-9, 1977.
19. HO, M. et al Three-dimensional finite element analysis of the effects of posts on stress distribution in dentin, *J. Prosthet. Dent.*, v.72, 367-72, 1994.
20. HOLMES, D. C. et al. Influence of post dimension on stress distribution in dentin. *J. Prosthet. Dent.*, v.75, p.140-7, 1996.
21. HUNTER, A. J., FEIGLIN, B., WILLIAMS, J. F. Effects of posts placement on endodontically treated teeth. *J. Prosthet. Dent.*, v. 62, p.166-72, 1989
22. ISIDOR, F., ÖDMAN, P., BRONDUM, K. Intermittent loading of teeth restored using prefabricated carbon fiber posts. *Int. J. Prosthodont.*, v.9, p.131-6, 1996.

23. JOSHI, S. et al. Mechanical performance of endodontically treated teeth. *Finit Elements in Analysis and Design*, v.37, p.587- 601, 2001.
24. KAKEHASHI, Y. et al. A new all ceramic post and core system: clinical, thechnical, and in vitro results. *Int. J. Periodontics Restorative Dent.*, v.18, p.586-93, 1998.
25. KO, C. C. et al. Effects of posts on dentin stress distribution in pulpless teeth. *J. Prosthet. Dent.*, v.68, p.421-7, 1992.
26. KOUSVELARI, E. Biomaterials, Biomimetics and tissue engineering programs at the National Institute of Dental and Craniofacial Research/National Institutes of Health. *Oper. Dent. Supllement 6*, p.61-66, 2001.
27. LONEY, R. W. Three-dimensional photoelastic stress analysis of the ferrule effect in cast post and core. *J. Prosthet. Dent.*, v. 63, p.506-12, 1990.
28. MARTINEZ-INSUA, A. Comparison of the fracture resistances of pulpless teeth restored with a cast post core or carbon-fiber post with a composite core. *J. Prosthet. Dent.*, v.80, p.527-32, 1998.
29. MATTISON, G. D. Photoelastic stress analysis of cast-gold endodontic posts. *J. Prosthet. Dent.*, v.48, p 407-11,1982.
30. MATTISON, G. D., VON FRAUNHOUFER, A. Angulation loading effects on cast-gold endodontics posts: a photoelastic stress analysis. *J. Prosthet. Dent.*, v.49, p.636-38,1983.

31. MENTINK, A. G. B. Qualitative assessment of stress distribution during insertion of endodontic posts in fotoelastic material. *J. Dent.*, v.26, p.125-31,1998.
32. MORAES, S. H. Diagnóstico e causas de fratura vertical de raiz. *Rev. Assoc. Bras. Odontologia*, v.4, n.2, p.112-5, 1996.
33. MORGANO, S. M., BRACKETT, S. E. Foundation restorations in fixed prosthodontics: current knowledge and future needs. *J. Prosthet. Dent.*, v.82, p.643-57, 1999.
34. O'BRIEN W. Dental materials and their selection, 2th ed., *Quintessence Pubh.*,1997. p. 331-406.
35. OLIVEIRA, S. A. G., GOMIDE H. A. *Fotoelasticidade Plana – Material e técnica*. In: 9º Congresso Brasileiro de Engenharia e Ciência dos Materiais, Águas de São Pedro. 1990, *Anais...*, p.606-14.
36. PAO, Y. C., RENHARDT, R. A., KREJCI, R. F. Root stress with tapered-end post design in perodontally compromised teeth. *J. Prosthet. Dent.*, v.57, p. 281-6, 1987.
37. PAUL, S. J., SCHÄRER, P. Post and core reconstruction for fixed prosthodontic restoration. *Pract. Periodontics Aesthet. Dent.*, v.9, p.513-20,1998.
38. PETERS, M. C. R. B. et al, Stress analysis of a tooth restored with a post and core, *J. Dent.Res.* v.62,p.760-63, 1983.
39. PURTON, D. G., LOVE, R. M. Rigidity and retention of carbon fibre versus stainless steel toot canal posts. *Int. Endod. J.*, v.29, p. 263-5, 1996.

40. PURTON, D. G., PAYNE, A. J., Comparison of carbon fiber and stainless steel root canal posts. *Quintessence Int.* v. 27, p.93-7,1996.
41. RICKS-WILLIAMSON, L.J. et al. A three-dimensional finite element stress analysis of an endodontically prepared maxillary central incisor. *Endod.*, v.21, p.362-67, 1995.
42. ROLF, K. C. et al. Stress analysis of five prefabricated endodontic dowel designs: a photoelastic study. *Oper. Dent.*, v.17, p.86-92, 1992.
43. 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.
44. SHIGLEY, J. E. *Elementos de máquinas*. Rio de Janeiro: Livros Técnicos e Científicos Editora S.A.,1984.
45. SIDOLI, G. E. et al. An in vitro evaluation of carbon fiber-based post and core system. *J. Prosthet. Dent.*, v.78, p.5-9, 1997.
46. SILNESS, J. et al. Distribution of corrosion products in teeth restored with metal crowns retained by stainless steel posts. *Acta Odont. Scand.*, p.317-21, v.37, 1979.
47. SILVA, S. R. Mais ética nas pesquisas. *Rev. Assoc. Paul. Cir. Dent.*, v.55, p.393-401, 2001.
48. SIRIMAI, S., RIIS, D. N., MORGANO, S. M. An in vitro study of fracture resistance and incidence of vertical root fracture of pulpless teeth restored with six post-and-core systems. *J. Prosthet. Dent.*, v.81, p.262-9, 1999.

49. SMITH, C. T. et al. Biomechanical criteria for evaluating prefabricated post-and-core systems: a guide for the restorative dentist. *Quint. Int.*, v.29, p.305-12, 1998.
50. SOKOL, D. J. Effective use of current core and posts concepts. *J. Prosthet. Dent.*, v.52, p.231-4, 1984.
51. STANDLEE, J. P. et al. Analysis of stress distribution by endodontic posts. *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol.*, v.33, p.952-60, 1972.
52. STANDLEE, J. P., CAPUTO, A. A. The retentive and stress distributing properties of split threaded endodontic dowels. *J. Prosthet. Dent.*, v.68, p.436-42, 1992.
53. STANDLEE J. P., CAPUTO A. A. HANSON E. C. Retention of endodontic dowels. Effects of cement, dowel, length, diameter and design. *J. Prosthet. Dent.* v.39, p.401-5, 1978.
54. STANDLEE, J. P., CAPUTO A. A., HOLCOMB J. B. The retentive dentatus screw comparative stress analysis with other endodontic dowel designs. *J. Oral Rehabil.* v.9, p.23-33, 1982.
55. STOCKTON, L. W. Factors affecting of posts systems: a literature review. *J. Prosthet. Dent.*, v.81, p.380-5, 1999.
56. STOCKTON, L. , LAVELLE, S., SUZUKI M. Are posts mandatory for the restoration of endodontically treated teeth? *Endod. Dent. Traumatol.*, v. 14, p.59-63, 1998.
57. THRESHER, R. W. , SAITO, G. E. The stress analysis of human teeth. *J. Biomech*, v.6, p. 443-9, 1973.

58. TORBJÖENER, A. et al. Carbon fiber reinforced root canal posts – Mechanical and cytotoxic properties. *Eur. J. Oral Sci.*, v.104, p.605-11, 1996.
59. TORTAMANO A. *Estudo da distribuição das tensões internas em um incisivo central superior sob força ortodôntica de inclinação, empregando o método dos elementos finitos*. São Paulo, 1997. 73p, Dissertação (Mestrado em Ortodontia) - Faculdade de Odontologia Universidade de São Paulo.
60. TROPE, M., MALTZ, D. A., TRONSTAD, L. Resistance to fracture of restored endodontically treated teeth. *Endod. Dent. Traumatol.*, v.1, p.108-11, 1985.
61. VAN NOORT, R. *Introduction to dental materials*. Mosby, 1994, p. 2-71.
62. VERLUIJS A. et al. Does an incremental filling technique reduce polymerization shrinkage stresses? *J. Dent. Res.*, v.75, p.871-8, 1996.
63. WHEELER, R. C. *An Atlas of tooth form*. 3.ed. Philadelphia: Saunders, 1962.
64. YAMAN, S. D., ALACAM, T. Analysis of stress distribution in a maxillary central incisor subjected to various post and core applications. *J. Endod.*, v.24, p.107-11, 1998.
65. YANG, H. The effects of dowel design and load direction on dowel-core and restorations. *J. Prosthet. Dent.* v.85, p.558-67, 2001.

66. ZALKIND, M., HOCHMAN, N. Direct core buildup using a preformed and prefabricated zirconium oxide post. *J. Prosthet. Dent.*, v.80, p. 730-2, 1998.

Resumo

OLIVEIRA, L. C. A. Análise comparativa da distribuição de tensões em incisivo central superior restaurado com diferentes sistemas de pinos intra-radulares. Araraquara, 2002. 149p. Dissertação – (Mestrado em Dentística Restauradora) – Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista.

RESUMO

Neste trabalho é proposto analisar a distribuição de tensões produzidas na dentina radicular do incisivo central superior restaurado com diferentes sistemas de pinos intra-radulares, através dos Métodos de Fotoelasticidade e Elementos Finitos. Esta análise foi realizada para os seguintes sistemas de pinos intra-radulares: fibra de carbono, fibra de vidro, zircônio, aço inoxidável, titânio e metálico fundido (Liga de Cu-Al), o dente hígido foi utilizado como controle. Em ambos métodos foi construído um modelo bidimensional representativo do incisivo central superior e aplicada uma carga de 100 N no terço incisal da região palatina com uma inclinação de 45° em relação ao longo eixo do dente. Os resultados foram expressos em função da Tensão de Von Mises - S_x e S_y , e valor da Ordem de Franja, para o Método de Elementos Finitos e Fotoelasticidade, respectivamente. Através da análise dos resultados, concluiu-se que houve diferenças significativas na distribuição de tensão entre os seis sistemas de pinos testados, sendo que, os pinos de zircônio, aço inoxidável, titânio e metálico fundido, promoveram uma alta concentração de

tensões na região conduto radicular ao longo da interface pino/dentina. Nos pinos de fibra de vidro e fibra de carbono houve uma distribuição de tensões uniforme ao longo de toda a superfície radicular, não se verificou áreas de concentração de tensões produzidas por estes sistemas de pinos. Os pinos de zircônio, aço inoxidável, titânio e metálico fundido apresentaram propriedades mecânicas diferentes da estrutura dental, promovendo alterações significativas no comportamento mecânico do dente. De acordo com estes resultados, concluímos que os pinos não metálicos atendem de maneira satisfatória os requisitos necessários para proporcionarem um comportamento mais semelhante à estrutura dental, a compatibilidade entre as propriedades mecânicas encontradas nestes sistemas e a dentina radicular, proporcionam um comportamento biomimético, diminuindo os riscos de falha ou fraturas radiculares.

Palavras-chave: Pinos dentais; Análise de tensão.

Abstract

OLIVEIRA, L. C. A. Comparative analysis of stress distribution in upper incisors restored with different post system. Araraquara, 2002. 149p. Dissertação – (Mestrado em Dentística Restauradora) – Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista.

ABSTRACT

This work proposes a study about the distribution of mechanical stresses in the radicular dentin of restored with different posts systems, by means of the photoelastic and the finite element techniques. This analysis is conducted for the following posts systems: carbon fiber, fiberglass, zirconium, stainless steel, titanium and cast metal (Cu-Al alloy) and the healthy tooth (control). For this purpose, representative two-dimensional models of the central upper incisor are built for both methods. These models are subject to a 100N load applied at the tip of the crown, at 45° from the axle along the tooth. The results are expressed in terms of the Von Mises and S_y stresses and the fringe order, for the finite element and photoelastic methods, respectively. Through the analysis of these results, it can be concluded that significant stress distribution differences arise between the six different pin systems tested, so that those made of zirconium, stainless steel, titanium and cast metal produced high stress concentration at the post/dentin interface region. In the cases of the carbon fiber and fiberglass pins, on the other hand, the stress distribution along the radicular surface is uniform, lacking stress concentration areas. The zirconium, stainless steel, titanium and cast metal pins present mechanical properties which are

different from those of the tooth structure, resulting in significant alterations over the mechanical behavior of the dental structure. The non-metallic pins comply more satisfactorily with the requirements necessary to provide a mechanical behavior more similar to that of the dental structure, the compatibility among the mechanical properties found in these systems and the dentin providing a biomimetic behavior, reducing the risk of failure or root fractures.

Keywords: Dental pins; stress analysis