

DESIRÉE MORY ROSSATO

**Avaliação de núcleo metálico fundido, núcleo com
fibra de vidro e endocrown em cerâmica. Análise
comparativa pelo método dos elementos finitos 3D e
ensaio mecânico.**

Araraquara
2010

DESIRÉE MORY ROSSATO

**Avaliação de núcleo metálico fundido, núcleo com
fibra de vidro e endocrown em cerâmica. Análise
comparativa pelo método dos elementos finitos 3D e
ensaio mecânico.**

Tese apresentada ao Programa de Pós
Graduação em Ciências Odontológicas – Área
Dentística Restauradora, da Faculdade de
Odontologia de Araraquara, da Universidade
Estadual Paulista para obtenção do título de
Doutor em Ciências Odontológicas
Orientador: Prof. Dr. José Roberto Cury Saad

ARARAQUARA

2010

Rossato, Desirée Mory

Avaliação de núcleo metálico fundido, núcleo com fibra de vidro e endocrown em cerâmica. Análise comparativa pelo método dos elementos finitos 3D e ensaio mecânico / Desirée Mory Rossato.– Araraquara: [s.n.], 2010.

155 f. ; 30 cm.

Tese (Doutorado) – Universidade Estadual Paulista,
Faculdade de Odontologia

Orientador : Prof. Dr. José Roberto Cury Saad

1. Análise de elemento finito 2. Técnica para retentor intra
radicular 3. Coroas 4. Porcelanas dentárias I. Título

BANCA EXAMINADORA

Araraquara, 23 de março de 2010

PROF. DOUTOR PEDRO YOSHITO NORITOMI

PROF. DOUTOR LUIZ ALBERTO PLÁCIDO PENNA

PROF. DOUTOR EDSON ALVES DE CAMPOS

PROF. DOUTOR CELSO LUIZ DE ANGELIS PORTO

PROF. DOUTOR JOSÉ ROBERTO CURY SAAD

DADOS CURRICULARES

Desirée Mory Rossato

22/Julho/1967 Nascimento – Campinas SP

1985 – 1988 - Curso de Odontologia na Pontifícia Universidade Católica de Campinas – PUCamp

1991 – 1992 - Curso de Especialização em Dentística Restauradora pela Associação Paulista dos Cirurgiões Dentistas – Regional de Araraquara

2002– 2004 - Curso de Pós-Graduação em Dentística Restauradora – Nível Mestrado - Universidade Estadual Paulista Júlio de Mesquita Filho– UNESP Faculdade de Odontologia de Araraquara

A Deus

Agradeço a Deus, em primeiro lugar, por todas as experiências pelas quais passo e que permitem que eu amadureça e cresça espiritual e emocionalmente. Hoje sei que não há nada que aconteça em minha vida que não seja para o meu bem. Aprendi a agradecer por tudo, principalmente nas situações mais difíceis, pois elas também vêm para me abençoar de alguma forma.

“Se seu sonho for maior que você,

Alargue suas asas!

Esqueça os seus medos!

Faça como a águia, decole bem alto!

Porque o sonho mais ousado que você

tiver, ainda será pequeno comparado

ao que Deus tem prá você!"

Às minhas filhas:

Alice Mory Rossato e Sofia Mory Rossato

Puro amor de minha alma
Estrelas lindas e brilhantes
De rostinhos fascinantes
Razão desse meu viver
Orgulho, carinho...bem querer.

És toda a felicidade
Na minha vida minhas filhas
Razão de todo amor
Iluminando meus dias
Que Deus as abençoe pra sempre
Anjos em forma de gente
Eu as amarei para sempre.

Suave riso inocente
Infinita admiração
Luz divina e reluzente
Vocês minhas filhas queridas
Amor... pulsar do meu coração

Ao meu marido **Márcio**, anjo que Deus colocou em minha vida. Obrigada pela perseverança em construir uma história ao meu lado; por tanto amor a mim dedicado; por cada gesto terno, gentil e altruísta. Te amo!!

Aos meus pais **Rachel e Felix Mory** exemplos de toda dedicação e carinho, que souberam superar todas as dificuldades, sem medir esforços, para orientar e iluminar meu caminho. Presentes em todos os momentos da minha vida apoiando e estimulando. Obrigada pela torcida e pela ajuda nos momentos em que mais precisei. Agradeço a Deus todos os dias pela dádiva de ter vocês. Eu amo vocês!

A minha irmã **Sabrina** pelo apoio e incentivo. Você esta sempre presente! Obrigada minha amiga! Eu te amo!

Aos meus irmãos **Orlando e Marion**, pelo carinho e pela torcida.

Amo vocês.

Aos meus sobrinhos **Eduardo, Marina e Thaís** pela alegria.

Amo vocês.

A **Dagmar e Amaury Rossato**, Obrigada pelo apoio e carinho.

Ao meu orientador **Prof. Dr. José Roberto Cury Saad**, pela amizade, dedicação, aconselhamentos, confiança, incentivo e pela orientação segura.

Muito Obrigada!

À colega **Esther Gomes Saade** pelo incentivo, convivência e pela grande amizade.

Aos meus colegas de turma **Renato, Benícia, Simone, Priscila, Ubiracy e Milko**, pessoas maravilhosas que tive a sorte de conhecer.

A funcionária **Mara Cândida Muhoz do Amaral**, pelo auxílio imensurável.

Ao **CTI** – Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer – Divisão de Tecnologias Tridimensionais, representados pelo engenheiro **Pedro Yoshito Noritomi**. Obrigada pela dedicação dispensada nesta análise, sempre pronto para me auxiliar no que foi necessário. Também aos colegas **Daniel Takanori Kemmoku, Cíntia Iwanaga e Alexandre Travassos**. Muito Obrigada!

Aos funcionários da FOAr-UNESP, **Mário Sérgio Fantini, Ariovaldo do Carmo Jardim, Maria Aparecida dos Santos, Adriana Baroni Scalize, Vanderlei José Antônio da Silva, Aparecida de Lima Ignácio e Célia Regina Fachini Sanches Silva** pelo carinho e ajuda indispensável.

A secção de pós-graduação, **Mara Cândida Muhoz do Amaral, Rosângela Aparecida Silva dos Santos, Flávia Souza de Jesus, José Alexandre Garcia** pelo profissionalismo e atenção sempre carinhosa.

Aos funcionários do Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Odontologia de Araraquara. **Regina Célia Sgobbi** e **Eliane Cristina Spera** pela atenção e profissionalismo com que me receberam.

Aos funcionários do Banco de Dentes da Faculdade de Odontologia de Araraquara. Obrigada.

Aos funcionários da Biblioteca da Faculdade de Odontologia de Araraquara, representados por **Maria Helena Matsumoto**, pela atenção, respeito, companheirismo e afeto com que sempre recebem.

A **todos os professores**, cujas disciplinas tive a honra de participar na pós-graduação.

À Associação dos Cirurgiões dentistas de Campinas e, À Escola de Aperfeiçoamento Profissional Joaquim Ferreira Lima representada pelo **Dr. Nilden Alves Cardoso** pelo apoio durante este período.

Ao coordenador do curso de Especialização em Dentística Restauradora da ACDC **Prof. Dr. Celso Luis De Angelis Porto** pelo incentivo, apoio e compreensão durante este período. Obrigada pelas conversas e pelos conselhos que sempre me fizeram parar para pensar. Você é um grande amigo!

Ao coordenador do curso de Aperfeiçoamento em Estética da ACDC **Prof. Sizenando de Toledo Porto Neto** pelos valiosos conselhos, pela amizade e apoio.

**Obrigada também a todas as pessoas que,
diretamente ou indiretamente, participaram, conviveram,
torceram, ajudaram, compreenderam a minha situação
durante toda esta etapa de minha vida.**

Rossato, DM. Avaliação de núcleo metálico fundido, núcleo com fibra de vidro e endocrown em cerâmica. Análise comparativa pelo método dos elementos finitos 3D e ensaio mecânico.[Tese de Doutorado] Araraquara. Faculdade de Odontologia da UNESP; 2010.

RESUMO

Dentes tratados endodonticamente têm uma maior incidência a fraturas, tornando sua restauração um desafio para a Odontologia. Foram selecionados três incisivos centrais superiores humanos os quais foram restaurados com núcleo metálico fundido e coroa de cerâmica IPS emax[®]Press, núcleo de preenchimento em resina composta associado ao pino de fibra de vidro e coroa de cerâmica IPS emax[®]Press e endocrown em cerâmica IPS emax[®]Press. Os dentes foram levados ao teste estático de fratura. Paralelamente foi realizado um modelo virtual de um incisivo central que apresentava características e restaurações representativas dos dentes que foram levados ao teste de fratura. A análise computacional pelo método dos elementos finitos 3D foi realizada. Os resultados obtidos nos dois tipos de análise realizada mostram que a coroa endocrown e o pino de fibra de vidro apresentaram um padrão de fratura que não afetou a estrutura radicular enquanto que o núcleo metálico fundido apresentou um padrão de fratura desfavorável envolvendo a estrutura radicular condenando o dente. Na análise dos elementos finitos obtivemos uma correta previsibilidade de onde as coroas e núcleos poderiam falhar. A análise dos

elementos finitos é uma metodologia importante na análise de novas técnicas e novos materiais.

Palavras chave: endocrown, retentor intrarradicular, elementos finitos, fibra de vidro.

Rossato, DM. Evaluation of metal core, glass fiber post and ceramic endocrown. Comparison between a 3D finite elements analysis and mechanical test. [Tese de Doutorado] Araraquara. Faculdade de Odontologia da UNESP; 2010.

ABSTRACT

Restoration of endodontically treated teeth is a common problem in restorative dentistry, related to the fractures occurring in such teeth. Three human maxillary central incisor were selected and restaured with metal core and IPS emax[®] ceramic crown, glass fiber post with composite core and IPS emax[®] ceramic crown and IPS emax[®] ceramic endocrown. Static loading test were performed on each specimen until failure. Paralleled a 3D model of a maxillary central incisor is presented. The same characteristics of the real teeth used in the mechanical test were applied. A 3D finite elements analysis was made. The results of both analysis shows that endocrown and fiber post have a pattern of fracture that not involve the root while metal core presents a catastrophic pattern of fracture in the root. The FEM analysis is an important methodology in the development of new materials.

Keywords: endocrown, fiber post, finite elements analysis

Sumário

1. Introdução	18
2. Revisão da literatura	27
3. Proposição	87
4. Material e Método	89
5. Resultado	110
6. Discussão	125
7. Conclusão	137
8. Referências	139
9. Anexo	154

Introdução

Introdução

A Odontologia Restauradora objetiva restabelecer a forma, a função e a estética dos dentes. A restauração de dentes tratados endodonticamente é um desafio para a dentística restauradora, no que diz respeito às fraturas que ocorrem nestes dentes²⁶. Eles estão mais sujeitos às falhas biomecânicas do que um dente vital. Ao perder a polpa o dente perde umidade, nutrientes e a capacidade de defesa frente a injúrias. O dente hígido é considerado uma estrutura laminar que se deforma quando submetido a esforço mastigatório seguido por completa recuperação elástica. Porém, quando as cargas mastigatórias são excessivas pode sofrer deformações permanentes. O dente comporta-se como estrutura pré-tensionada e que devido a esse fato tem a capacidade de resistir a essas cargas de alta intensidade em várias direções sem fraturar-se. A remoção de estrutura dentinária pode modificar este estado, ou seja, há uma correlação direta entre a quantidade de estrutura dental remanescente e a capacidade de o dente resistir às cargas mastigatórias. Baseado nessa teoria concluiu-se que por perder esse estado pré-tensionado, o dente despolpado torna-se mais frágil¹⁰³. O acesso endodôntico, causa a perda do teto da câmara pulpar, o que já é um fator de enfraquecimento da estrutura dental e que para alguns autores pode justificar esta alta incidência de fraturas⁷⁹.

A terapia endodôntica tem salvado dentes que de outra forma estariam definitivamente perdidos. Todavia, esta terapia atua somente na porção radicular restando o problema da restauração coronária para restabelecê-los como elementos

permanentes e funcionais do sistema estomatognático. A restauração do dente tratado endodonticamente deve ser planejada para substituir a estrutura dentária ausente e para proteger o remanescente contra fraturas.

Durante muitos anos o método restaurador de eleição para os dentes despolpados foi o núcleo metálico fundido, os quais têm demonstrado altas taxas de sucesso ao longo dos anos, possuindo como principal vantagem a considerável documentação científica, que comprova sua efetividade, boa adaptação à configuração dos canais e resistência, porém apresentam limitações como corrosão, rigidez excessiva, maior tempo clínico, desgaste acentuado da estrutura dentária e o efeito cunha, que predispõe o dente à fratura.

A busca por núcleos intra-radulares mais estéticos e com capacidade real de reforçar a estrutura dentária impulsionou a pesquisa de núcleos não metálicos.

A Odontologia Restauradora registrou recentemente diversas evoluções nos materiais e nas suas conseqüentes aplicações clínicas. A introdução dos pinos de fibra de vidro é junto ao desenvolvimento dos adesivos dentais de última geração, provavelmente uma das novidades mais significativas dos últimos anos. Como freqüentemente ocorre quando um novo procedimento se apresenta na odontologia, podem-se ter diversas direções com o conseqüente florescer de dados e publicações, nem sempre perfeitamente concordantes entre eles⁸⁵ O uso de pinos de fibra em dentes com perdas excessivas de estrutura coronária devido a cáries, trauma ou tratamento endodôntico demasiadamente invasivos tem ganhado extensiva aceitação clínica. Muitas características contribuíram para o aumento de popularidade desses

pinos nos últimos anos, como, por exemplo, suas propriedades elásticas semelhantes às da dentina e o fato de sua utilização diminuir a concentração de tensões na raiz do dente, em comparação com os pinos metálicos. Essas propriedades acarretam redução da incidência de fratura radicular, demonstrada tanto em estudo *in vitro*³⁰ como em estudos clínicos¹⁰. Além disso, a natureza química dos pinos em fibra possibilita sua adesão à dentina radicular, mediante o uso dos sistemas adesivos em combinação com os cimentos resinosos, de modo a garantir a criação de uma unidade mecanicamente homogênea composta por pino/cimento/dentina. As respostas às solicitações mecânicas da unidade raiz-pino/cimento/reconstrução são próximas àquelas da própria dentina⁸⁴.

Um ponto bastante importante a ser analisado é o tipo de material que deve ser utilizado na confecção da parte coronária do pino. Existem fatores críticos comuns a todos os materiais que podem prejudicar a duração da reconstrução, tais como a proximidade da margem protética com a linha de acabamento da reconstrução pós-endodontica e a incapacidade de selamento da restauração protética provisória e definitiva. As margens da restauração protética devem cobrir pelo menos 2-3mm a estrutura dental e não devem terminar sobre o material utilizado para a reconstrução do núcleo.

As resinas compostas representam, no estágio atual dos conhecimentos, os materiais eleitos para a reconstrução pré-protética do dente tratado endodonticamente. Oferece variadas vantagens em relação aos materiais precedentes, tais como a elevada adesão às estruturas dentais, fácil manipulação, controle do produto durante as fases

clínicas e, propriedades mecânicas adequadas, algumas das quais similares às da dentina. Todavia, a utilização de resinas compostas é acompanhada por diversas desvantagens intrínsecas do material, elas possuem uma escassa estabilidade dimensional porque absorvem água em condição de umidade. De fato, foi demonstrada uma correlação direta entre a quantidade de água absorvida e a sua expansão linear. Todavia, o núcleo bem selado pela restauração, minimiza este fenômeno. Os materiais resinosos contraem-se durante a polimerização. Este fenômeno pode causar movimentos das cúspides superiores até 15µm com consequentes microfraturas nas estruturas dentais ou desprendimentos parciais na interface dente/restauração. O tipo de dentina remanescente, tempos e técnicas de condicionamento ácido e de secagem influenciam a adesão à dentina e torna o selamento menos previsível em longo prazo.

Os insucessos do sistema estão relacionados ao deslocamento do conjunto pino-reconstrução ou fratura coesiva da resina composta de reconstrução. A dentina é um material isotrópico. Os materiais isotrópicos têm propriedades físicas, mecânicas, elásticas e térmicas idênticas independente da direção quando submetidos à solicitação. Técnicas restauradoras tradicionais incorporam materiais coronorradiculares que foram mais diversos em seu comportamento quando comparados à dentina. Considerando que muitos dentes tratados endodonticamente são restaurados com muitos componentes (dentina, cimento, pinos, resina composta), o potencial para que tais materiais se comportem diferentemente da dentina sob carga dinâmica ou expansão térmica podem afetar a flexibilidade resultante, a resistência a

tração e a resistência a compressão. A dissimilaridade promove a falha. Núcleos metálicos têm módulos de elasticidade significativamente maior que o da dentina e a utilização de um mono-núcleo que esteja integrado à dentina mostra resistência à fratura e módulo de elasticidade similar a esta estrutura dental³⁰.

A quantidade de remanescente dental coronário também é um fator crítico na seleção do pino. A espessura remanescente deve ser atentamente examinada ao final do tratamento endodôntico. A espessura remanescente de tecido dental, medido na base do elemento desvitalizado, representa um importantíssimo fator na escolha do tipo de restauração a ser efetuada. O efeito férula é o aspecto mais importante para a sobrevivência do complexo pino/núcleo, e recomenda-se que pelo menos 2mm de dentina coronária esteja presente para um prognóstico favorável⁴⁶.

Acreditou-se por muito tempo que a função dos retentores intra radiculares era promover resistência ao dente tratado endodonticamente. Hoje, muitos trabalhos mostram que este reforço não existe^{2; 29}. No entanto alguns autores relatam que os pinos podem interferir com a resistência mecânica dos dentes, aumentando o risco de injúria ao remanescente dental³. A função dos pinos nos dentes posteriores é promover retenção ao material que substitui a parte coronária perdida, o que é relevante, pois em dentes posteriores, as forças mastigatórias são essencialmente compressivas. No caso dos incisivos onde a carga mastigatória incide transversalmente, o comportamento flexural dos pinos deve ser avaliado cuidadosamente. Em longo prazo a força e a angulação exercidas durante o movimento de protração têm grande influência no sucesso do material restaurador

escolhido para reabilitar os incisivos centrais. As condições mastigatórias destes dentes são mais importantes do que a geometria dos pinos e coroas utilizados¹⁰⁷. Neste complexo sistema restaurador, a distribuição da tensão dentro da estrutura é multiaxial e irregular e depende da magnitude e direção das forças externas aplicadas²⁹.

A utilização de pinos no interior do canal cria uma situação artificial para a estrutura dental restaurada, pois preenche o espaço que antes envolvia o tecido pulpar, com um material que tem uma rigidez diferente da natural. Com os materiais existentes hoje, não é possível recriar a distribuição original de tensão do dente natural. Núcleos metálicos fundidos são os mais críticos, com um grande potencial para causar fratura radicular. Mesmo utilizando cimentos com baixa rigidez e que ajudem a dissipar a tensão, não se consegue melhorar as tensões causadas por este tipo de núcleo devido às características elásticas deste material³. A utilização de pinos de fibra de vidro resulta na melhor distribuição de tensões, e as características do cimento utilizado não são tão relevantes quando comparados com o núcleo metálico fundido.

No sentido de verificar todas as variáveis, os tipos de materiais utilizados na confecção dos coppings e das coroas foram criteriosamente analisados. Por muitos anos as coroas metalocerâmicas foram mais utilizadas em dentes anteriores, pois as coroas feitas apenas com a tradicional porcelana feldspática sofriam trincas e fraturas. Foram desenvolvidas então, cerâmicas reforçadas para serem utilizadas como coping sob as cerâmicas de cobertura¹¹⁸.

Com o desenvolvimento destas cerâmicas as coroas endocrown puderam ser confeccionadas. Este tipo de restauração protética é composta de um único componente, ou seja, núcleo e coroa fundidos em uma única peça. O uso deste tipo de restauração tem como vantagem reduzir as interfaces dos sistemas restauradores¹¹⁹. As pesquisas hoje caminham no sentido de encontrar materiais que tenham propriedades físico-mecânicas similares aos dentes naturais. As resinas de laboratório também podem ser utilizadas na confecção deste tipo de peça. Não existe hoje na literatura uma concordância entre os autores de qual material ou técnica seria a melhor forma de restaurar um dente tratado endodonticamente. Além disso, poucos são os trabalhos que mostram o comportamento biomecânico das endocrowns nestes dentes.

Os testes *in vitro* mais utilizados na avaliação dos retentores intrarradiculares são o de flexão, fadiga, fratura sob carga estática e análise de elementos finitos. Para este trabalho serão usados os dois últimos testes citados.

A escolha do método dos elementos finitos para a realização desta pesquisa foi inspirada em diversos trabalhos das diferentes áreas da Odontologia, nos quais o mesmo teve sua aplicabilidade, demonstrando sua efetividade de resultados, principalmente quando comparado a outros métodos científicos.

A obtenção de uma solução exata em modelos matemáticos complexos por meio da análise analítica torna-se extremamente difícil. Devido a isso, formulações integrais são utilizadas para a solução de problemas complexos, por meio da análise numérica como a análise por elementos finitos (EF). A EF é uma simulação

computacional que fundamentou boa parte dos esforços da indústria aeroespacial no final da década de 1950, e passou a ser, por consequência, muito utilizada por áreas que observaram suas vantagens, como a indústria automotiva e as áreas biomédicas. Foi inicialmente proposta em 1943, por Richard Courant, para a obtenção de soluções matemáticas em sistemas de vibração. Em 1965, a agência espacial norte americana National Aeronautics and Space Administration (NASA) fomentou o desenvolvimento de programas de computador para essa finalidade, o que resultou na obtenção do programa NAsa STRuctural ANalysis (NASTRAN)¹⁰⁹ pela The MacNeal-Schwendler Corporation, embora existam inúmeros programas para esta finalidade. A proposta básica da análise por elementos finitos parte da representação de um objeto ou um sistema real, por um modelo virtual geometricamente similar, o qual é dividido por um número finito de pequenos elementos que, conectados entre si, representam o todo, justificando a denominação “elementos finitos”. Assim, um modelo de EF é composto por vários pequenos elementos, unidos entre si por “nós”, que formam uma malha que contém as propriedades estruturais de cada material e define como a estrutura reagirá mediante os esforços atuantes. De um modo geral, o grau de refinamento da malha implicará, na melhor qualidade da análise²⁷. Esta metodologia permite a visualização por meio de gráficos de cores e resultados numéricos, das tensões e deformações que ocorrem internamente nos modelos idealizados em função das forças que podem ser aplicadas, nas mais variadas estruturas.

Autores recomendam que sempre que for viável e justificável, os resultados obtidos com o uso dos elementos finitos devem ser validados por testes experimentais, pois, usualmente, o método em si pode apenas afirmar qual hipótese falhará primeiro dentre duas ou mais opções, mas não determinará o momento exato da falha de um único modelo. Entretanto o aperfeiçoamento dos softwares para análise por EF, bem como o uso de computadores com diferenciada configuração, tem permitido o desenvolvimento de modelos extremamente reais, bem como aumenta a precisão das análises realizadas e a previsibilidade de falha⁷⁶.

O objetivo deste trabalho foi comparar os padrões de distribuição de tensão de três diferentes materiais utilizados na restauração de dentes tratados endodonticamente: núcleo metálico fundido com coroa de IPS e.max® Press (Ivoclar Vivadent)., Pino de fibra de vidro com coroa de IPS e.max® Press (Ivoclar Vivadent). e um terceiro dente restaurado com endocrown feita com IPS e.max® Press (Ivoclar Vivadent). Existe uma preocupação em verificar a validade do emprego deste método na avaliação das tensões. Por esta razão, foi também realizado um teste mecânico repetindo os modelos virtuais.

Revisão da Literatura

Revisão da Literatura

Silverstain⁹⁰, em 1964, atribuiu aos núcleos e pinos intra-radulares a finalidade de proporcionar suporte a uma restauração, uma vez que dentes tratados endodonticamente apresentavam-se enfraquecidos e mais predispostos à fratura pela perda de estrutura decorrente da cárie e de procedimentos endodônticos. Foram descritas diversas técnicas de reforço de dentes anteriores e posteriores a partir de núcleos metálicos fundidos que poderiam evitar a ocorrência de fraturas radiculares. Em relação a coroa *pivot* o núcleo metálico fundido apresentou a vantagem de ser independente da coroa, permitindo reparos e trocas da mesma sem que houvesse a necessidade de substituição de toda restauração facilitando a obtenção do paralelismo entre pilares de uma prótese fixa.

Caputo et al¹²., em 1976, ressaltaram que a utilização de núcleos intraradulares tem a finalidade retentiva de uma restauração e não do seu reforço. O pino utilizado deveria ao mesmo tempo oferecer o benefício da retenção sem o prejuízo da concentração de tensão dentinária, que pode resultar em fratura radicular. Considerou-se sua utilização uma técnica radical, pois na ocorrência de falhas poucas soluções corretivas poderiam ser empregadas. Pinos com paredes paralelas, serrilhadas e cimentados com fosfato de zinco seriam a melhor combinação para o sucesso da prótese. Aconselharam ainda que a manutenção de pelo menos 1,0mm de dentina íntegra ao redor de toda circunferência do canal, seria fator fundamental para um prognóstico totalmente favorável.

Tidmarsh¹⁰³ em 1976, acreditando que os dentes despolpados são estruturas fragilizadas e que as restaurações devem proteger o remanescente dental, considerou os aspectos biomecânicos e químicos e suas respectivas restaurações. Numa revisão de literatura descreveu que o dente hígido é considerado uma estrutura laminar que se deforma quando submetido a esforços mastigatórios seguidos por completa recuperação elástica. Porém, quando as cargas mastigatórias são excessivas pode sofrer deformações plásticas permanentes. Adicionalmente descreveu que o dente comporta-se como estrutura pré-tensionada e que devido a esse fato tem capacidade de resistir a essas cargas de alta intensidade em várias direções sem fraturar-se. A remoção de estrutura dentinária pode modificar este estado, ou seja, há uma correlação direta entre a quantidade de estrutura dental remanescente e a capacidade de o dente resistir às cargas mastigatórias. O autor baseado nessa teoria concluiu que por perder esse estado pré-tensionado, o dente despolpado torna-se mais frágil. A perda de 9% em conteúdo líquido em relação ao dente vital seria outra razão para justificar esse fato. Ainda, com o passar do tempo mais dentina peritubular é depositada junto aos túbulos dentinários diminuindo o espaço para o material orgânico e, por conseqüência, seu conteúdo líquido, tornando-o mais susceptível à fratura pela diminuição de sua flexibilidade. O autor recomendou a utilização do amálgama de prata para os dentes com perda mínima de estrutura dental e em casos onde essa perda for maior o recobrimento das cúspides ou próteses unitárias com o objetivo de diminuir sua deformação quando sob esforços mastigatórios.

Trabert et al.¹⁰⁶, em 1978, preocupados com a resistência à fratura de dentes tratados endodonticamente e restaurados, investigaram o impacto do trauma simulado sobre a resistência dos incisivos centrais superiores. Dentes não tratados, dentes tratados endodonticamente e dentes restaurados com pinos metálicos foram submetidos a impactos idênticos. Os resultados foram comparados de acordo com o tamanho e o comprimento do preparo endodôntico e mostraram que os dentes com preparos menores e com menor diâmetro, que preservaram a estrutura dentária, proporcionaram maior resistência à fratura para os dentes tratados endodonticamente.

Guzy , Nicholls³⁵ (1979) observaram que dentes despulpados pareciam mais frágeis que dentes vitais, pois freqüentemente fraturam durante a função. Embora a literatura recomendasse reforçar esses dentes com núcleos intra-radulares para prevenir fratura, até aquele momento esta afirmação não contava com suficiente suporte científico. Assim, os autores compararam a resistência à fratura de dentes tratados endodonticamente com e sem pinos cimentados visando determinar se pinos realmente reforçam as raízes. Foram selecionados 59 dentes recentemente extraídos, incisivos centrais e caninos, os quais tiveram seus condutos radulares preenchidos com guta percha, pela técnica da condensação lateral. Em 29 dentes, não foram utilizados pinos intra-radulares e tiveram suas câmaras pulpares até 2mm abaixo da junção cimento-esmalte preenchida com cimento de silicato. O restante dos dentes recebeu pinos intra-radulares com remoção do material de obturação intracanal até 8mm. Pinos intra-radulares Kerr Endo-post foram cimentados com cimento de fosfato de zinco. Os dentes foram colocados em cilindros de alumínio preenchidos

com resina acrílica, montados em um ângulo de 130° em relação ao longo eixo do dente, e em seguida, receberam uma força de compressão através da máquina de teste Instron. O resultado encontrado mostrou que não houve resistência estatística significativa quando da utilização ou não de pinos intra-radiculares. Como as falhas tiveram início na face vestibular ou lingual das raízes, concluíram que o pino, dada à sua posição, recebe tensão mínima, reforçando muito pouco a raiz sob cargas externas.

No ano de 1981, Lewinstein⁴⁴ avaliou a influência da mudança de umidade na dureza dentinária após tratamento endodôntico. Foram selecionados 60 dentes vitais e 32 não vitais, recém-extraídos e seccionados em seu eixo longitudinal. O teste utilizado foi o de dureza Vickers realizando-se 6 medidas em cada espécime. Observaram por meio dos resultados que não houve diferença estatisticamente significativa entre os grupos mesmo passados dez anos após o tratamento endodôntico. Recomendam, no entanto, cautela ao afirmar que o tratamento endodôntico não altera as propriedades mecânicas dos dentes, mesmo porque o teste de dureza não é capaz de detectar microtrincas que poderiam ser responsáveis pelo início de fratura, salientando a importância em se remover o mínimo de estrutura dental durante o tratamento do canal radicular.

Salientando que a principal função de um pino é proteger um dente enfraquecido contra fratura, Chan, Bryant¹³ (1982) publicaram uma investigação científica com intuito de comparar a resistência à fratura e as características de falhas de dentes posteriores tratados endodonticamente. Os materiais usados foram ouro

fundido, amálgama com pino, e resina composta com pinos. Os pinos foram colocados em 55 pré-molares inferiores, a uma profundidade de 8mm e 0,06 polegadas de largura. Vinte e quatro horas depois de confeccionados os núcleos, os dentes foram preparados e moldados para a confecção de uma coroa total fundida. Os dentes foram montados em cilindros de acrílico e colocados em uma máquina de ensaio para medir a resistência ao cisalhamento. Depois de realizados os testes, os resultados indicaram que os núcleos em ouro fundido necessitaram de menos força para falharem. Todos os núcleos fundidos apresentaram deslocamento e a maioria apresentou fratura de raiz. Espécimes de amálgama e resina composta apresentaram fratura do núcleo, porém menor evidência de deslocamento do núcleo, sendo que os núcleos de resina composta não apresentaram fratura da raiz freqüentes como os núcleos de amálgama. Os autores concluíram que os núcleos de preenchimento de resina composta e amálgama são alternativas altamente aceitáveis e a superioridade destes se deve principalmente à rigidez dos pinos de aço e a adaptação superior do amálgama e resina composta, em relação aos núcleos fundidos.

Tjan et al.¹⁰⁴, em 1985, pesquisaram a resistência à fratura de raízes de incisivos superiores com diferentes espessuras de parede dentinária vestibular. Quarenta núcleos metálicos fundidos foram confeccionados sobre raízes com remanescente dentinário na entrada do canal, variável em espessura de 1,0mm, 2,0mm, 3,0mm e 1,0mm com um término em chanfrado. Um carregamento tangencial de compressão foi aplicado sobre a superfície palatina dos núcleos a uma velocidade de 0,12mm/min. Os corpos de prova foram posicionados numa angulação

de 30° em relação ao plano horizontal. Não houve diferença estatisticamente significativa entre os grupos. As raízes com 1,0mm de espessura de parede dentinária vestibular foram mais propensas à fratura do que aquelas com 2,0mm e 3,0mm. A adição de um colar metálico ao redor do término cervical não aumentou a resistência à fratura radicular.

O estudo in vitro realizado por Sorensen⁹⁵ em 1990, teve como objetivo determinar o efeito de diferentes pinos intrarradiculares e da adaptação destes no canal radicular e sua influência sobre a resistência à fratura de dentes humanos desvitalizados. Após serem incluídas em resina acrílica, as raízes foram submetidas ao ensaio de carregamento tangencial de compressão em um ângulo de 130° em relação ao longo eixo do dente até a fratura. Os resultados mostraram que a perfeita adaptação entre o pino cônico e a parede dentinária aumentou significativamente o limiar de fratura.

Sedgley, Messer⁸⁸ (1992), utilizando 23 dentes despolpados e seus homólogos vitais compararam suas propriedades mecânicas como elasticidade, resistência à tração, dureza e resistência à fratura. Encontraram que os dentes vitais são 3,5% mais resistentes que os não vitais. Porém, relatam que a similaridade entre as propriedades dos dois grupos indica que o tratamento endodôntico não torna o dente mais frágil. E atentaram para o fato de que outros fatores podem ser considerados mais críticos ao tratamento endodôntico, como a perda de estrutura dental por cárie, acesso endodôntico, sobre instrumentação, traumas e preparos extensos.

Gutmann³⁴ em 1992, realizou revisão de literatura sobre o comportamento da estrutura dentinária de dentes despolpados em relação a procedimentos restauradores. O autor relatou que a dentina possui dois compartimentos de água, estando localizado um dentro e outro fora da matriz calcificada. Dentro da matriz calcificada a água apresenta-se de duas maneiras, compondo a hidroxiapatita (fortemente unida), podendo ser removida a temperaturas de 600°C ou hidratando os íons orgânicos (fracamente unida), podendo ser removida a temperaturas mais baixas de 100°C. A diminuição do conteúdo líquido pode ocorrer com a idade pelo aumento da porção inorgânica da dentina, diminuindo os espaços entre os túbulos dentinários. O autor considerou a dentina dos elementos dentais submetidos ao tratamento endodôntico menos flexível e menos resistente aos esforços mastigatórios, não indicando a utilização de pinos a menos que seja necessário para promover retenção do material restaurador coronário, pois para cimentação de retenções intra-radulares necessita-se de desgaste adicional que debilita o remanescente tornando o elemento dental mais susceptível à fratura.

Assif, Gorfil², em 1994, postularam considerações biomecânicas para dentes tratados endodonticamente. Os autores citaram que esses dentes geralmente apresentam perda de estrutura dental por cárie, fratura e falha de restaurações prévias, diminuindo sua capacidade em resistir às forças mastigatórias. Apesar dos pinos serem indicados para retenção e reforço dental, os autores questionaram a utilização dos pinos com o objetivo de aumentar a resistência à fratura dos elementos dentais. Eles ainda questionaram a afirmação de que dentes despolpados são mais frágeis que

os vitais devido à perda de umidade da dentina e atribuíram a resistência à fratura dental à quantidade de dentina remanescente. No presente estudo, demonstraram por meio de modelo geométrico a distribuição de tensões em dentes anteriores submetidos às cargas mastigatórias. Quando a força é aplicada pela face palatina, o dente sofre uma micro-flexão concentrando tensões de compressão na face vestibular e tensões de tração na superfície palatina. Como são cargas contrárias em superfícies opostas, anulam-se no centro longitudinal do dente que é a região onde se localiza o canal radicular ou o pino. Desse modo, o pino estaria numa zona neutra de distribuição de tensões, tendo pequena influência na resistência dental. Além disso, citaram que quando o dente é restaurado com coroa protética com colar metálico de 2 mm envolvendo a margem dentária, os pinos não teriam influência na resistência desses dentes. A proteção contra a fratura poderia ser dada pelo efeito de abraçamento da coroa. Os autores concluíram o artigo afirmando que todos os dentes restaurados com coroas protéticas deveriam ter margem dentinária envolvida por colar metálico.

De acordo com Manning et al.⁵⁰, em 1995, a colocação de núcleo não reforçaria o elemento que apresentasse suficiente estrutura dentária. A necessidade de colocação de núcleo deveria ser analisada em função da quantidade de dentina remanescente após a redução dentinária exigida pelo tipo de restauração a ser utilizada; espessura mínima de 1 mm é necessária para dar rigidez suficiente para que o remanescente dentinário suporte as forças mastigatórias, espessuras menores deveriam ser removidas e deveria ser avaliada a largura e profundidade da câmara

pulpar. O tipo de núcleo mais adequado, pré-fabricado ou fundido, deveria ser escolhido baseado na quantidade de estrutura remanescente e o tipo de esforço oclusal ao qual o dente será submetido. No entanto, os autores concluíram que cada vez torna-se mais difícil a escolha do tipo de material em virtude da grande quantidade de materiais que têm surgido no mercado.

Segundo Wiskott et al.¹¹³, em 1995, evidências clínicas indicaram que a maioria das fraturas em estruturas protéticas ocorreria após um período de vários anos. Estas falhas geralmente não estariam relacionadas a episódios de sobrecarga, mas resultariam de um processo de fadiga. A fadiga seria um modo de falha, pelo qual uma estrutura falha depois de estar sujeita as pequenas cargas repetitivas. No entanto, somente a aplicação de uma destas não seria suficiente para causar algum prejuízo ao componente. Muitos pesquisadores buscaram, por testes e investigações sistemáticas, reproduzir a falha por fadiga, chegando ao teste de carga cíclica e conceitos como o limite de fadiga. A falha de fadiga é explicada pelo desenvolvimento de trincas microscópicas em áreas de concentração de tensão. Com a continuidade de cargas, estas trincas fundem-se provocando o fracasso. Falhas catastróficas resultariam de um ciclo final de cargas que excedem a capacidade mecânica do material. Processos similares podem ser observados em estruturas biológicas. As falhas em prótese parcial fixa podem ser biológicas ou mecânicas, sendo que as mecânicas ocorrem entre 2 anos e meio a 15 anos, dependendo do tipo de restauração. A maioria destas falhas é classificada como catastrófica depois de

anos de uso. Avaliações de comportamento laboratorial destes materiais dentários e estruturas devem ser feitas por testes dinâmicos.

Christensen¹⁴ em 1996 realizou um trabalho no qual analisou a necessidade de colocação de pinos intra-radulares em dentes tratados endodonticamente, se realmente aqueles quando cimentados no canal, eram capazes de fortalecê-los. Afirmou que a principal função dos pinos é promover a retenção para a restauração protética em dentes onde o tecido coronário foi perdido. Nos dentes tratados endodonticamente, com perda mínima de estrutura dental, o autor recomenda a reconstrução com materiais ionoméricos, resinosos ou com amálgama de prata, sem a instalação de pinos no interior do canal. A restauração protética com pinos e núcleos só deve ser utilizada em casos extremos, como em dentes que perderam mais da metade da coroa dental. Nesta situação, pinos pré-fabricados e núcleos de preenchimento tornam-se os mais indicados.

Manocci et al.⁵², em 1998, analisaram clinicamente sucessos e fracassos de pinos metálicos e pinos de fibra de carbono. Durante três anos foram analisados 240 pinos de fibra de carbono e 201 pinos metálicos cimentados por dois diferentes operadores. Pinos de fibra de carbono foram cimentados com sistema adesivo Allbond 2 (Bisco) e cimento resinoso C & B (Bisco). Pinos metálicos foram feitos por meio de técnica indireta e cimentados com fosfato de zinco. Todos os dentes receberam coroas metalocerâmicas. Após três anos 226 dentes restaurados com pinos de fibra de carbono e 194 dentes restaurados com pinos metálicos foram analisados. No grupo dos pinos de fibra de carbono, 140 foram coroas simples e 86 coroas foram

retentoras de próteses fixas. No grupo dos pinos metálicos, 84 foram coroas simples e 110 dentes foram retentores de próteses fixas. Os seguintes tipos de fracassos foram considerados: perda de retenção, fratura de raízes e fratura de pinos. Os resultados obtidos mostraram que, no grupo dos pinos metálicos, ocorreram 10 fracassos devido à fratura de raízes. No grupo dos pinos de fibra de carbono somente um caso de descolagem de pino e coroa ocorreu. Não houve nenhum caso de fratura de raiz ou de pino.

Mondelli et al⁵⁷ (1998) relataram ser freqüente a fratura de dentes tratados endodonticamente, razão pela qual é importante o conhecimento, compreensão e interpretação dos princípios biomecânicos aplicados às restaurações para que se possa adotar técnicas que ofereçam segurança, resistência e retenção aos elementos dentários naquelas condições. Afirmaram, ainda, que na etapa estritamente restauradora alguns princípios relativos à forma de resistência e retenção devem ser considerados. Todo tipo de preparo deve apresentar uma forma ou condição de resistência que permita absorver e transmitir às estruturas de suporte, as cargas mastigatórias que são aplicadas direta ou indiretamente através da restauração, e uma forma ou condição de retenção que permita à restauração manter-se em sua posição sem deslocar-se quando exposta à ação destas cargas. Os mesmos autores enfatizaram que a avaliação das forças que atuam sobre os dentes anteriores em relação aos posteriores é funcionalmente significativa. Os dentes anteriores estão sujeitos a forças laterais de grande magnitude, tais como os componentes horizontais que resultam de um relacionamento normal de trespasse horizontal e vertical, enquanto na área

posterior da boca a força oclusal é mais verticalmente orientada. Estes dados são extremamente importantes para o planejamento restaurador. Concluíram que nem todos os dentes despolpados requerem pinos, núcleos ou coroas totais.

Mannocci et al.⁵¹, em 1999, avaliaram o comportamento de dentes restaurados com diferentes pinos intra-radulares após aplicação de carga intermitente em meio úmido. Os dentes foram restaurados com pinos de fibra de quartzo, fibra de carbono, zircônia e coroa total cerâmica. Os impactos foram aplicados numa frequência de 2Hz e com uma carga de 250N até que uma falha fosse detectada, ou até 400000 ciclos. Os modos de falhas foram atribuídos como fratura radicular e decimentação do pino, fratura radicular e do pino, fratura radicular e fratura da coroa. Os pinos de fibra de quartzo e fibra de carbono reduziram ao mínimo o risco de fraturas radiculares e quando ocorreram foram consideradas favoráveis.

Segundo Wagnild, Mueller¹¹² (2000), os processos da doença e os procedimentos restauradores que geram a necessidade de terapia endodôntica afetam muito mais que a vitalidade da polpa. A estrutura dentária, após o tratamento endodôntico, foi debilitada e enfraquecida pelos episódios anteriores de cárie, fratura, preparo do dente e restauração. Além disso, a terapia endodôntica remove dentina intracoronária e intra-radicular significativamente. Finalmente o tratamento endodôntico altera a real composição da estrutura dentária remanescente. O resultado combinado dessas alterações é o achado mais comum de susceptibilidade aumentada à fratura e translucidez reduzida em dentes não vitais. Quando as restaurações para dentes tratados endodonticamente são planejadas para compensar essas alterações, é

importante entender os efeitos da terapia endodôntica sobre os dentes e o significado de cada fator. As principais alterações que ocorrem no dente que recebeu tratamento endodôntico incluem: (1) a perda de estrutura dentinária, (2) A alteração das características físicas e (3) a alteração das características estéticas da estrutura dentária residual. Afirmam os autores que a diminuição da resistência observada em dentes tratados endodonticamente deve-se principalmente à perda de estrutura coronária e não é um resultado direto do tratamento endodôntico. Os procedimentos endodônticos demonstram reduzir a rigidez em apenas 5%, ao passo que um preparo (MOD) reduz a rigidez em 60%. Relataram os autores que a estrutura dentária remanescente após a terapia endodôntica apresenta características físicas alteradas de modo irreversível. As modificações no arranjo das fibras colágenas e a desidratação da dentina resultam em uma redução de 14% na resistência e na dureza dos molares tratados endodonticamente. Os dentes superiores são mais resistentes do que os inferiores, e os incisivos inferiores são os mais fracos. A perda de umidade interna é de aproximadamente 9%, sendo maior nos dentes anteriores que nos posteriores. Os mesmos autores salientaram que nos dentes despolpados a dentina bioquimicamente alterada modifica a refração da luz através do dente, mudando a sua aparência. O escurecimento de dentes anteriores não vitais é um fenômeno bem conhecido. A limpeza e modelagem endodônticas inadequadas da área coronária também contribuem para esta descoloração, manchando a dentina devido à degradação do tecido vital deixado nos espaços dos cornos pulpares. Os medicamentos usados no

tratamento endodôntico e os remanescentes do material de obturação do canal radicular podem afetar a aparência dos dentes que receberam terapia endodôntica.

Cormier et al.²⁰ em 2001 avaliaram a resistência à fratura e o tipo de insucesso dos pinos de fibra, cerâmica, metálicos fundidos e metálicos pré-fabricados submetidos a diversos tipos de carga. Neste trabalho os pinos foram submetidos a cargas de 90° após a cimentação, mas sem a reconstrução do núcleo, depois da reconstrução do núcleo e mesmo após a colocação de uma coroa sobre o próprio. No estudo os pinos de fibra mostraram-se vantajosos em relação aos metálicos e aos cerâmicos, pois os pinos mais rígidos apresentaram fratura irreversível das raízes. Além disso, os valores limites de fratura dos vários tipos de pinos foram estatisticamente similares e apenas o Fibrekor mostrou-se significativamente menos resistentes que os outros.

Raygot et al.⁷³, em 2001, verificaram se haveria diferença de resistência à fratura e também do tipo de falha, entre dentes tratados endodonticamente restaurados com 3 tipos de pinos, núcleos (núcleo metálico fundido, pinos pré-fabricados de aço inoxidável e fibras de carbono com núcleos autopolimerizáveis) e coroa total metálica cimentada com fosfato de zinco. Após a aplicação da carga compressiva na face palatina dos espécimes (angulação de 130° e uma velocidade de 25,4mm/min), os valores registrados não se mostraram diferentes entre si e a maior parte das fraturas se localizou acima do nível ósseo simulado. Concluíram que o uso de pinos de fibras de carbono não alterou a resistência à fratura ou o modo de falha quando comparados a pinos não metálicos.

Sorensen⁹⁶ (2001) salientou que é importante que os pinos, cimentos adesivos, tecidos dentais e as resinas compostas para reconstrução, demonstrem elevada força de adesão e de coesão, como também é necessário que tais forças sejam mantidas no tempo, durante toda a vida do dente restaurado. Durante a mastigação normal, tanto os dentes naturais como os restaurados suportam centenas de esforços cíclicos por dia. Na solicitação de fadiga, como por um ato mastigatório repetitivo, a carga passa de um valor mínimo (Kmin) a um valor máximo (Kmax), para depois retornar ao mínimo. Os pinos de fibra comportam-se melhor do que os metálicos graças às suas propriedades mecânicas mais próximas às propriedades dos tecidos dentais. A sua rigidez (módulo elástico) com os diâmetros usuais deveria ser no máximo 4-5 vezes a da dentina, que é cerca de 18GPa. O cimento deve funcionar como “amortecedor” de forças e redistribuir as tensões sobre a dentina radicular. Deve ser o componente mais resiliente e menos rígido do sistema pino/raiz/núcleo. A adesão cimento/pino é melhor do que aquela que pode ser obtida na dentina. Isto permite eliminar uma inútil manobra de aposição e sucessiva remoção de guta-percha, reduzir o tempo de operação e obter uma melhor adesão do pino de fibra às paredes radiculares.

Akkayan et al.³, em 2002, compararam a resistência à fratura e modo de falha de caninos superiores restaurados com pinos de titânio (I) e pinos estéticos (pinos de fibra de quartzo [II], fibras de vidro [III] e cerâmico [IV]). Todos os pinos foram cimentados com o mesmo adesivo (Single Bond) e o mesmo cimento de cura dual (Rely X ARC). Foram confeccionados núcleos em resina composta e coroas totais metálicas foram cimentadas com cimento de ionômero de vidro. Os corpos de prova

foram então submetidos à carga compressiva numa inclinação de 130°, numa velocidade de 1,0mm/min até que a falha radicular ocorresse. Os dentes restaurados com fibra de quartzo exibiram a mais alta resistência entre os três grupos estatisticamente diferentes. Já aqueles restaurados com fibra de vidro e cerâmica foram estatisticamente semelhantes entre si. Em relação ao modo de falha, as fraturas que permitiram reparo dos dentes foram observadas nos grupos II e III, enquanto fraturas irreparáveis foram observadas no grupo I e IV.

Gluskin³⁰ (2002) em seus estudos analisaram o comportamento da dentina, nos casos de mononúcleo. A dentina é assumida como hipótese um material isotrópico. Os materiais isotrópicos têm propriedades físicas, mecânicas, elásticas e térmicas idênticas quando submetidos a solicitação em diversas direções. Técnicas restauradoras tradicionais incorporam materiais corono-radulares que foram mais diversos em seu comportamento quando comparados à dentina. Considerando que muitos dentes tratados endodonticamente são restaurados com muitos componentes (dentina, cimento, pinos, resina composta), o potencial para que tais materiais se comportem diferentemente da dentina sob carga dinâmica ou expansão térmica podem afetar o módulo de elasticidade resultante, a resistência à tração e a resistência à compressão. A dissimilaridade promove a falha. É essa perda estrutural de matriz dentinária que faz com que o dente seja mais susceptível à fratura. Núcleos metálicos têm módulos de elasticidade significativamente maiores que o da dentina e a utilização de um mononúcleo que esteja integrado à dentina mostra resistência à fratura e módulo de elasticidade similar a esta estrutura dental.

Grandini³² em 2002 escreve que se considerando as características e propriedades dos pinos fibro-resinosos determinados cuidados devem ser tomados durante os procedimentos executados para sua utilização. Por exemplo, apesar das recomendações dos fabricantes, muitos profissionais os cortam com o auxílio de tesouras ou alicates, e não com pontas diamantadas ou discos de diamante. Foi demonstrado com microscopia eletrônica de varredura que o método de corte por desgaste que proporciona superfície mais regular é o realizado com ponta diamantada sob refrigeração. O método que resultou em superfície mais irregular foi o que se utilizou uma tesoura. Concluíram que existe uma correlação entre o corte inadequado, o desgaste dos pinos e a consequente progressão de falhas pré-existentes com modificações microestruturais nos diferentes tipos de sistemas. O corte ou desgaste com métodos que produzem irregularidades causa mais falhas de interação entre a matriz resinosa e as fibras resultando no aparecimento de uma interface pino-adesivo-material de preenchimento e gera uma região de fragilidade, quando a restauração é submetida a esforços de compressão e cisalhamento exercidos durante a mastigação. Outro fator a ser considerado é a produção de calor pelo atrito, ao se usar tesoura ou alicate, que aquece a matriz resinosa, provocando seu escoamento e deslocamento das fibras.

Pontius et al.⁷¹ em 2002, avaliaram a taxa de sobrevivência e resistência à fratura de incisivos centrais superiores tratados endodonticamente, restaurados com diferentes sistemas de pinos e núcleos e sem nenhum reforço coronaradicular submetidas ao teste de fadiga. No grupo A utilizou-se núcleo metálico fundido como

liga nobre. No grupo B utilizou-se pino de zircônia. No grupo C (experimental) pino resinoso reforçado por cerâmica e núcleo cerâmico pré-fabricado. No grupo D não se utilizou nenhum pino ou núcleo, apenas uma resina composta fechando o acesso radicular. Após ciclagem mecânica e termociclagem, as taxas de sobrevivência foram: GA – (90%), GB – (80%), GC – (60%), GD - (100%). As amostras restauradas com núcleo metálico fundido apresentaram mais fraturas radiculares verticais. Concluíram que a preservação de ambas as estruturas internas e externas são essenciais na restauração de dentes tratados endodonticamente.

Cohen et al¹⁶. propuseram, num estudo de 2003, técnicas que auxiliassem o dentista na localização e reconhecimento de fraturas verticais da raiz. Os autores examinaram 36 pacientes com esse tipo de fratura diagnosticando as mesmas por meio de histórico dental e avaliações clínicas e radiográficas. O estudo revelou que 34 dos 36 dentes fraturados eram não-vitais, o que pode ter sido proveniente de procedimentos excessivos executados na terapia endodôntica. 31 dos dentes tratados endodonticamente fraturaram como resultado de pinos mal preparados ou seleção inadequada para serem pilares de fixação de próteses. As duas fraturas em dentes vitais ocorreram em pacientes com histórico de bruxismo. Os autores concluíram que fraturas verticais da raiz podem ser detectadas com maior facilidade escutando as principais reclamações dos pacientes, examinando cuidadosamente radiografias periapicais e interproximais e executando um acurado exame clínico.

Fernandes²⁵ (2003) em seus estudos avaliou os fatores que determinam a seleção de um pino. O comprimento da raiz é fator determinante na escolha do pino, é

importante uma preservação de 3 a 5 mm de guta-percha para que haja uma manutenção do selamento apical e que um pino com um bom comprimento, melhora a retenção e a distribuição da tensão. Em dentes molares com raízes curtas, a colocação de mais de um pino proverá retenção adicional para a restauração final. Outro fator que deve ser analisado é a característica anatômica de cada dente. Uma avaliação radiográfica detalhada mostra o comprimento e largura da raiz, curvaturas existentes e os tecidos duros adjacentes. A influência da largura do pino em nada altera sua retenção e quanto à resistência à fratura mostrou-se mais susceptível, devendo-se sempre manter 1,5mm de dentina ao redor do conduto. Uma relação adequada de pino, observada pela configuração do canal, ajudará a distribuir as tensões funcionais ao longo da superfície da raiz. A cimentação tem papel significativo no aumento da retenção, distribuições de tensão desde que respeitando seu protocolo clínico. A quantidade de estrutura dental coronal é um fator crítico em determinar a seleção de um pino. O remanescente dental sobre a margem restaurativa deveria ser pelo menos de 1,5 a 2,0mm para alcançar forma de resistência. Os pinos não metálicos como os de fibra de vidro e os de fibra de carbono, podem ser utilizados quando uma ampla quantidade de dentina coronária tiver sido preservada. O contrário desta situação, ou seja, grande perda de estrutura dental coronária, indica núcleo metálico fundido. A primeira razão para utilizar um pino é para reter o núcleo que substitui a estrutura coronária perdida. O *design* da cabeça do núcleo é um importante fator, esta deve prover adequada retenção e resistência ao deslocamento do material de preenchimento do núcleo. Pinos pré-fabricados de metal, com núcleos

diretos feitos com ionômero de vidro, compósitos ou amálgama são menos confiáveis do que aqueles que são uma peça única devido à interface entre o pino e a cabeça do núcleo. Quanto maior for o número de interfaces o potencial de falha também aumenta. O material do pino deve possuir propriedades físicas semelhantes à dentina. Ter compatibilidade estética quando necessária, ser de fácil uso, ter custo razoável, e preferencialmente não ser corrosivo. Quando da necessidade de retratamento endodôntico, ser de fácil remoção, minimizando as chances de perfuração. Conclui que o clínico deve ser seletivo escolhendo o sistema de pino que melhor se adapte às necessidades individuais de cada dente.

Malferrari⁴⁹ em 2003 escreve que os pinos são constituídos por uma matriz resinosa na qual são imersos vários tipos de fibras de reforço. Esta matriz resinosa é constituída na maior parte dos pinos, por resina epóxica ou por seus derivados e, em alguns casos, por substâncias radiopacas. A resina epóxica apresenta a peculiaridade de ligar-se, através de radicais livres comuns, à resina BIS-GMA, constituinte predominante dos sistemas de cimentação adesiva. Em grande parte dos pinos de fibra compostos, as fibras, pré-tensionadas e não pré-tensionadas, correm paralelas ao longo eixo do próprio pino para reduzir ao mínimo a transferência de tensões para a matriz. Existem pinos nos quais as fibras de vidro, imersas em resina epóxica, permanecem entrelaçadas como uma malha estreita.

Em 2003, Mônaco⁵⁶ escreve um capítulo no qual avalia a reconstrução do dente tratado endodonticamente. Ele recorda que existem fatores críticos comuns a todos os materiais que podem prejudicar a duração da reconstrução, tais como a

proximidade da margem protética com a linha de acabamento da reconstrução pós endodôntica e a incapacidade de selamento da restauração protética provisória e definitiva. As margens da restauração protética devem cobrir pelo menos 2-3mm a estrutura dental e não devem nunca terminar sobre o material utilizado para a reconstrução do núcleo. Assim a presença de pelo menos 2mm de dentina coronária remanescente está correlacionada a um percentual de sucesso clínico mais elevado. As resinas compostas representam, no estágio atual dos conhecimentos, os materiais eleitos para a reconstrução pré-protética do dente tratado endodonticamente. Oferece variadas vantagens em relação aos materiais precedentes, tais como a elevada adesão às estruturas dentais, fácil manipulação, controle do produto durante as fases clínicas e, propriedades mecânicas adequadas, algumas das quais similares às da dentina. Todavia, a utilização de resinas compostas é acompanhada por diversas desvantagens intrínsecas do material, elas possuem uma escassa estabilidade dimensional porque absorvem água em condição de umidade. De fato, foi demonstrada uma correlação direta entre a quantidade de água absorvida e a sua expansão linear. Todavia, o núcleo bem selado pela restauração, minimiza este fenômeno. Os materiais resinosos contraem-se durante a polimerização. Este fenômeno pode causar movimentos das cúspides superiores até 15 μ m com conseqüentes microfraturas nas estruturas dentais ou desprendimentos parciais na interface dente/restauração. O tipo de dentina remanescente, tempos e técnicas de condicionamento ácido e de secagem influenciam a adesão à dentina e torna o selamento menos previsível em longo prazo.

Monticelli et al.⁵⁸ (2003) conduziram um estudo retrospectivo de 2 anos de pinos de fibra. Duzentos e vinte e cinco pacientes foram tratados no Departamento de Dentística Restauradora da Universidade de Siena. A média de idade dos pacientes foi de 51 anos (entre 18 e 78 anos). Os tratamentos foram feitos em pré-molares com no mínimo de duas paredes e somente um pino foi colocado em cada dente. O comprimento do espaço do pino foi de 8 mm. Setenta e cinco pacientes receberam pinos Aesthetic Plus (RTD), 75 pacientes receberam pinos DT light (RTD) e outros 75 pacientes receberam pinos Postec (Ivoclar-Vivadent). Os pinos Aesthetic Plus e DT light foram cimentados com o cimento resinoso Duo-Link (BISCO) combinados com o sistema adesivo de passo único e os pinos Postec foram cimentados com o cimento resinoso Multlink (Ivoclar-Vivadent) combinados com o Excite DSC. O procedimento de cimentação foi de acordo com as instruções do fabricante. Todos os dentes foram restaurados com coroas de porcelanas. O período de acompanhamento foi de 24 meses e mostrou somente 6,2% de falhas, similarmente distribuídos entre os grupos. Oito restaurações falharam devido a perda de adesão (3,5%). Seis restaurações (2,7%) foram perdidas por presença de patologia periapical.

Qualtrough, Mannocci⁷² em 2003, realizaram uma revisão de literatura sobre o sistema de pinos da cor dos dentes, ou seja, sistema de pinos pré-fabricados estéticos. Houve desenvolvimento significativo em sistema de pinos nos anos recentes, especialmente com relação a pinos e materiais para construção de núcleo. Pinos de fibra de carbono vêm sendo substituídos por quartzo, sílica e fibra de vidro reforçada. Uma das vantagens do sistema de fibra reforçada é que o módulo de elasticidade do

pino é semelhante ao da dentina; conseqüentemente, o fracasso do pino deveria acontecer antes da fratura da raiz sob condições de carregamento. Foi encontrada força flexural de pinos de fibra semelhante a pinos de metal contanto que o contato com água fosse evitado. Como conseqüência, muitos sistemas, inclusive pinos de diâmetros pequenos (0,8 ou 1,0mm), substituíram sistemas mais velhos e foram recomendados para uso em raízes com diâmetro mesio-distal estreito, como os pré-molares inferiores. Uma área de preocupação pode ser relacionada à descoberta de que pinos de fibra podem passar por uma degradação em face da carga mecânica repetida e abaixo de condições de umidade, esta degradação pode conduzir a uma redução no módulo de elasticidade e força flexural. Não é provável que isto ocorra se materiais duros como a cerâmica forem usados. A principal desvantagem dos pinos cerâmicos é com relação a natureza inerentemente frágil da cerâmica e pode ser difícil de remover um pino cerâmico fraturado. Porém, evidências baseadas em estudos clínicos em longo prazo são necessárias antes que o desempenho dos pinos da fibra reforçada e cerâmico, assim como os sistemas de núcleos possa ser totalmente avaliado.

De acordo com Zhi-Yue, Yu Xing¹²⁰ (2003), estudos sobre o efeito do formato do pino e da férula na resistência à fratura de dentes tratados endodonticamente são controversos. Propuseram-se a analisar, in vitro, o efeito do formato de pinos e da férula na resistência à fratura de incisivos centrais superiores humanos restaurados com coroas totais metalocerâmicas. Quarenta e oito dentes receberam tratamento endodôntico e foram distribuídos em 4 grupos de 12 elementos (n=12). Os seguintes

tratamentos foram avaliados: grupo A: dentes restaurados com coroas metalocerâmicas como grupo controle; grupo B: 2 mm de férula/núcleo metálico fundido/coróa total; grupo C: ausência de férula/núcleo metálico fundido/coróa total; grupo D: 2 mm de férula/pino metálico pré-fabricado + núcleo de preenchimento/coróa total. As amostras foram incluídas em resina acrílica autopolimerizável (sem a simulação do ligamento periodontal) e acopladas a máquina de ensaio universal formando 135° com o longo eixo dental a 0,02 cm/min. Análise de variância de dois fatores e um teste não paramétrico (Qui-quadrado) foram utilizados para comparar os resultados. Pelos resultados encontrados na análise de variância, foi aplicado posteriormente o teste de Newman-Keuls de comparações múltiplas aos pares ($P < 0,05$). Houve diferença estatisticamente significativa entre os quatro grupos estudados ($P < 0,01$). O grupo B apresentou os maiores valores de resistência à fratura ($1793,59 \pm 387,93$ N). Não houve diferença de valores de resistência à fratura entre os outros três grupos. Os autores concluíram que, respeitando-se as limitações do estudo tais como: a não simulação do ligamento periodontal e a utilização de carga contínua, nenhum dos tipos de retenções aumentaram a resistência dos dentes tratados endodonticamente à fratura. Aqueles preparados com 2 mm de férula mais efetivamente melhoraram a resistência à fratura dos dentes restaurados com os tradicionais núcleos metálicos fundidos. Relataram que futuros estudos adicionais devem incorporar termociclagem e ciclagem mecânica.

Akkayan⁴, em 2004, avaliou o efeito de três diferentes comprimentos de férulas sobre a resistência à fratura de dentes tratados endodonticamente, restaurados

com quatro tipos de pinos (fibra de quartzo, fibra de vidro fibra acrescida de zircônia e zircônia), núcleos em resina composta e coroa totais metálicas. Três variações de férulas (1,0mm, 1,5mm e 2,0mm) foram preparadas em 123 coroas de caninos superiores. Estes espécimes foram carregados tangencialmente numa angulação de 130° em relação ao seu longo eixo e a uma velocidade de 1mm/min até a sua fratura. Os modos de fratura foram classificados como falhas acima ou abaixo do terço incisal das raízes. Os dentes preparados com férulas de 2,0mm demonstraram limiares de fratura significativamente mais altos. O modo de falha não diferiu entre os grupos.

Em 2004 Berger⁹ escreve que após a utilização de pinos pré-fabricados de forma direta, há a necessidade de uso de material de preenchimento, sobre o qual o preparo para restaurações indiretas é realizado, quando for este caso. Com o aumento do emprego desses sistemas de pinos, o material de preenchimento tem recebido especial atenção, devendo cumprir alguns quesitos essenciais, tais como: estabilidade em meio úmido, fácil manipulação, adequado tempo de trabalho, reparo imediato, cor, adesão ao dente e ao pino, resistência à fratura, força de tensão, alto módulo de elasticidade, dureza, baixa deformação plástica, inerte (sem corrosão), liberação de flúor, biocompatibilidade, baixo custo e história de sucesso. Os materiais utilizados na confecção dos núcleos de preenchimento são o amálgama, o ionômero de vidro e a resina composta. Sendo que a resina, atualmente, representa o material de escolha de pinos pré-fabricados, por preencher o maior número de quesitos de um material ideal, tais como: elevada adesão às estruturas dentais, fácil manipulação, estética, possibilidade de se comandar o tempo de presa, resistência à compressão e outras

propriedades mecânicas adequadas. Apresenta, porém, algumas desvantagens, como contração de polimerização, necessidade de emprego de técnica incremental quando fotoativada, técnica sensível e absorção de água. Sua indicação como material de preenchimento requer bom suporte dentinário, obedecendo aos mesmos princípios da utilização dos pinos de fibras, não sendo indicada quando há perda total do remanescente coronário. Podem ser utilizadas resinas fotopolimerizáveis ou autopolimerizáveis, e a preferência deve recair sobre aqueles que possuam alta resistência, como as híbridas e micro-híbridas.

Conceição¹⁵ em 2005 relata que após o tratamento endodôntico e a remoção de tecido cariado e/ou restauração pré-existente, é fundamental que o profissional analise a quantidade de tecido dental remanescente. Há uma recomendação tradicional de que quando houver perda da estrutura dental superior a 50%, deve ser instalado um pino intra-radicular. Tão ou mais importante do que verificar o percentual de tecido dentário perdido é analisar se houve remoção das cristas marginais, que são estruturas nobres de reforço dos dentes juntamente com o teto da câmara pulpar, que já foi eliminado pelo acesso ao canal para viabilizar o tratamento endodôntico. A ausência dessas estruturas permite uma maior deflexão das cúspides e da porção coronária remanescente, ocasionando um maior risco à fratura.

Goracci et al³¹ em 2005, avaliaram a eficiência do agente silano na força de adesão de dois tipos de pinos de fibra translúcida (FRC Postec e FRC Light Post) e dois tipos de resina flow (Uniflow e Tetric Flow) usando teste de microtração. Para os pinos utilizados em cada grupo, a metade deles foi tratada com agente silano

(Monobond-S/Ivoclar-Vivadent) e a outra metade não. Os pinos foram incorporados no centro de uma matriz metálica circular vazada, onde pequenos incrementos de resina flow foram adicionados até a cobertura parcial dos mesmos, e uma luz halógena foi utilizada por 40 segundos para a polimerização. Após isso, os corpos de prova foram levados a uma máquina de corte, onde fatias foram obtidas dos cilindros, e sticks foram confeccionados, contendo tanto o material resinoso como a estrutura do pino. Após ensaio de microtração e análise dos dados os resultados mostraram que independente do pino de fibra de vidro e do tipo de agente cimentante utilizado, a silanização da superfície dos pinos aumentou significativamente a resistência para todos os grupos testados.

Grandini et al.³³ (2005) conduziram um estudo clínico que avaliou o uso de pinos de fibra em resina composta. Oitenta e nove pacientes foram tratados em três consultórios dentários durante Janeiro e Fevereiro de 2002. Cem dentes foram restaurados, sendo 38% dentes anteriores e 62% posteriores. A idade média dos pacientes foi de 35,17 anos (variou entre 15 a 56 anos). Em todos os dentes foram tratados os canais e posteriormente preparados para receber o pino no comprimento de 9 a 10 mm. O cimento resinoso utilizado para cimentação do pino de fibra de quartzo (DT light, RTD) foi o Duo-link (Bisco). Após 30 meses, somente 4 dentes apresentaram lesões periapicais e em 1 caso o retratamento foi feito sem refazer a restauração de resina composta. A restauração foi parcialmente destruída em cinco dentes. Seis dentes apresentaram ligeira coloração nas margens da restauração, sendo

4 deles antes dos dois anos de acompanhamento e 8 dentes apresentaram manchas superficiais.

Melo et al⁵⁴ em 2005 realizou pesquisa cujo objetivo foi avaliar a influência do remanescente dentário coronal de dentes tratados endodonticamente, restaurados com pinos pré-fabricados e duas resinas como núcleos de preenchimento, uma de presa dual (Enforce Core) e outra fotopolimerizável (Z-250). Foram utilizados 40 caninos superiores humanos extraídos, divididos em quatro grupos de 10 espécimes: Grupo I – com remanescente dentário coronal de 3mm e restaurados com Enforce Core; Grupo II – com remanescente dentário coronal de 3mm e restaurado com Z-250; Grupo III – sem remanescente dentário coronal e restaurado com Enforce Core; Grupo IV – sem remanescente dentário coronal e restaurado com Z-250. Depois de restaurados, os dentes foram levados a uma Máquina de Ensaio Universal e submetidos a uma força de compressão à 45° até que ocorresse fratura da restauração. A análise dos resultados (ANOVA, $p>0,05$) mostrou não haver diferença estatisticamente significativa entre os dentes com e sem remanescente dentário coronal. Com relação ao material utilizado para o preenchimento coronário, constatou-se diferença significativa, sendo que os valores mais elevados de resistência à fratura foram encontrados no grupo restaurado com a resina fotopolimerizável.

Em 2005, Pereira⁶⁵ publicou trabalho cujo objetivo foi comparar a resistência de dentes tratados endodonticamente restaurados com pinos intra-radulares apresentando diferentes quantidades de remanescente dentário coronal. Cinquenta

caninos superiores humanos recentemente extraídos foram tratados endodonticamente e divididos aleatoriamente em cinco grupos (n= 10), como descrito a seguir: grupo 1 (controle) = dentes com núcleo metálico fundido; grupo 2 = dentes sem remanescente dentário coronal; grupos 3, 4 e 5 = dentes com 1mm, 2mm e 3mm de remanescente dental coronário, respectivamente. Todos os espécimes dos grupos 2 ao 5 foram restaurados com pinos pré-fabricados e resina composta. Os dentes foram embebidos em resina acrílica e a resistência à fratura foi medida em uma máquina de ensaios universal a 45 graus em relação ao longo eixo do dente até que ocorresse a falha. Os dados foram analisados por meio de análise de variância a 1 critério e teste de Tukey. Não houve diferença estatisticamente significativa ($p > 0.05$) entre os grupos controle e o grupo 2 e entre os grupos 3, 4 e 5. O grupo controle e o grupo 2 apresentaram resultados significativamente maiores que os grupos 3, 4 e 5 ($p < 0,00001$). Os achados deste estudo demonstraram que os dentes sem remanescente dentário coronal tiveram resistência à fratura significativamente maior do que nos dentes com remanescente dentário coronal (1mm, 2mm e 3mm). Quando a coroa dental não foi totalmente removida a quantidade do remanescente coronal não afetou significativamente a resistência de dentes tratados endodonticamente com pinos intra-radulares.

Sathorn et al⁸¹ em 2005 avaliou a influência da extensão do canal radicular, raio de curvatura e concavidade na parede proximal da raiz no padrão e susceptibilidade à fratura. Uma secção transversal padronizada da região média da raiz de um incisivo inferior foi modelada pelos autores baseada nas medidas de 10 dentes e então a análise por elementos finitos foi realizada. O diâmetro, a forma do

canal radicular e a concavidade da raiz sofreram variações e esses fatores foram analisados e relacionados com o padrão e resistência à fratura. Esses autores concluíram que todos os fatores interagem influenciando o padrão e a susceptibilidade à fratura e que a espessura dentinária não é o único fator determinante. A remoção de dentina nem sempre resulta em um aumento da susceptibilidade à fratura.

Teixera et al¹⁰⁰, em 2005, verificou a influência de pinos fibrorresinosos na resistência à fratura de núcleos de resina composta em dentes anteriores, com raízes debilitadas, bem como nos padrões de fratura. Trinta incisivos centrais extraídos tiveram suas coroas removidas e seus condutos radiculares alargados, sendo divididos em três grupos, de forma que, em cada grupo, uma quantidade de pinos fibrorresinosos foi cimentada: G1 – um pino; G2 – dois pinos; G3 – um pino principal e dois acessórios. Após a confecção de núcleos de resina, as amostras passaram por um teste de compressão. Os resultados para resistência à fratura mostraram melhores médias em G3 (48,8kgf), seguido de G2 e G1 (43,9 e 40kgf). Testes de Anova e Tukey mostraram diferença entre G3 e G1. Somente fraturas favoráveis foram observadas entre os grupos.

Em 2006, Marques⁵³ diz que uma situação que apresenta certa previsibilidade de sucesso é a presença de um remanescente dentinário coronário de no mínimo 2mm de altura. Este remanescente confere uma área de substrato mais favorável à adesão e permite um melhor travamento do pino em uma região próxima ao fulcro do dente. A falta deste remanescente mínimo de 2mm não contra indica totalmente a utilização

destes pinos para casos de coroas individuais, desde que o comprimento do pino intracanal seja considerável (acima de 10mm) e que o mesmo tenha uma adaptação justa com as paredes do conduto. Se o diâmetro do conduto se apresenta maior que o diâmetro do pino, uma camada muito espessa de cimento resinoso se fará, com efeitos adversos como alta contração de polimerização e a tensão causada por contração, visto que o Fator de Configuração Cavitária (Fator C) no conduto é elevado. Situações com estas podem ser amenizadas pela utilização de pinos acessórios que junto com o pino principal de maior diâmetro preencherão um maior espaço do conduto, diminuindo com isso a espessura do cimento e aumentando a resistência estrutural do núcleo de preenchimento. Outra possibilidade é a construção indireta e anatômica de um núcleo de pino de fibras de vidro remodelado por resinas compostas. Desta forma, uma boa polimerização da resina composta pode ser alcançada, inclusive com tratamento térmico da mesma, o que melhora suas propriedades mecânicas. O mesmo procedimento realizado de maneira direta na boca pode ocasionar uma polimerização inadequada da resina composta, além do risco de retenção do núcleo no conduto por causa de possíveis irregularidades das paredes dentinárias. É bom frisar que a utilização de pinos de fibra de vidro em pilares de próteses fixa com ausência de 2mm de remanescente dentinário coronário se constitui em uma situação de altíssimo risco.

Scotti⁸⁴ em 2006 escreveu artigo sobre a situação atual dos pinos de fibra de vidro, orientações clínicas e sugere algumas linhas de pesquisa que em sua opinião deveriam ser estudadas. Para o autor, os pinos de fibra possibilitaram um novo

conceito restaurador, em que os componentes da reconstrução (pino, cimento resinoso, material de reconstrução e dentina coronária e intra-radicular) constituem uma estrutura mecanicamente homogênea. As respostas às solicitações mecânicas da unidade raiz-pino-cimento-reconstrução são próximas àquelas da própria dentina. Os insucessos do sistema estão relacionados ao descolamento do conjunto pino-reconstrução ou fratura coesiva da resina composta de reconstrução.

Scotti et al.⁸⁶ (2006) avaliaram a influência do comprimento de cimentação dos pinos de resina reforçados com fibra de vidro sobre a resistência à fadiga de dentes bovinos restaurados com pinos de fibra cimentados adesivamente. Trinta raízes bovinas foram alocadas em três grupos, de acordo com a proporção comprimento da coroa/comprimento da raiz (comprimento da cimentação do pino): grupo 1 = 2/3; grupo 2 = 1/2; e grupo 3 = 1/1. As raízes foram preparadas, os pinos de fibra foram cimentados, e os espécimes foram submetidos a dois milhões de ciclos mecânicos. Após o teste de fadiga, um número de pontos foi dado baseado no número de ciclos de fadiga até a fratura, e os dados foram submetidos à análise estatística. Todos os espécimes foram resistentes à fadiga. Não foram observadas fraturas radiculares ou do pino, bem como perda da retenção do pino. Levando-se em conta a metodologia e os resultados deste estudo os autores concluíram que os pinos de fibra avaliados podem ser cimentados baseados na proporção coroa/raiz de 1/1.

Teixeira et al.¹⁰¹(2006) avaliaram *in vitro* quatro diferentes sistemas de pinos de resina reforçados com fibra quanto à sua retenção, fratura e transmissão de luz. Os autores dividiram 44 dentes em 4 grupos de acordo com o tipo de pino que eles

recebiam: pinos de fibra de vidro paralelos, pinos de fibra de quartzo de dupla conicidade, pinos de fibra de vidro cônicos e dois diferentes tipos de fibra de vidro paralelos. Os dentes foram preparados e os pinos cimentados com cimento resinoso dual. Após o envelhecimento dos espécimes, os autores realizaram testes de *pull-out*. Para o teste de fratura, eles submeteram os pinos à carga em um ângulo de 45° em uma máquina de teste universal. Eles determinaram os valores de carga para fratura e dureza relativa. Também mediram a porcentagem de transmissão de luz por meio de um microscópio de luz acoplado com um espectrômetro. Ambos os pinos cônicos mostraram retenção mais baixa que os paralelos. Microscopia eletrônica de varredura indicou que mais cimento aderiu às superfícies do pino de fibra de vidro paralelo do que aos pinos de fibra de vidro cônicos. Todos os pinos demonstraram algum comportamento plástico, com os pinos de fibra de quartzo sendo mais duros do que os outros. Os autores concluíram que pinos de fibra paralelos mostraram melhor retenção do que os cônicos quando um cimento resinoso dual foi utilizado. Pinos pré fabricados têm uma limitada transmissão de luz (alguma luz é transmitida a uma profundidade de 10mm).

Xible et al¹¹⁴ em 2006 publicaram artigo comparando o efeito de testes de carga cíclica na resistência de dentes tratados endodonticamente quando restaurados com sistemas de pinos metálicos convencionais e estéticos. Este estudo comparou a taxa de sobrevivência, resistência à fratura e modo de fratura de dentes tratados endodonticamente reconstruídos com sistemas de núcleos intra-radulares metálicos convencionais e estéticos, restaurados com coroas de porcelana pura e submetidos à

carga cíclica. Trinta caninos tiveram as coroas removidas 1,5mm acima da junção cimento-esmalte e preparados para coroa de porcelana pura deixando 1,5mm de dentina acima do término do preparo. Os dentes foram distribuídos em 3 grupos de 10. O grupo 1 foi restaurado com pinos de cerâmica de zircônia e núcleos de preenchimento em cerâmica vítrea termo-injetada. O grupo 2 foi restaurado com pinos de resina composta reforçada por fibra de vidro e o grupo 3 com pinos de titânio. Nos grupos 2 e 3 foi usada resina composta reforçada com fibra de vidro como material para núcleo de preenchimento; os dentes foram restaurados com coroas totais e tanto os pinos quanto as coroas de porcelana foram cimentados com um sistema de cimentação resinosa de polimerização dupla. Os espécimes foram incluídos em resina acrílica e submetidos a uma carga de 250N por 500,000 ciclos, numa frequência de 1,7Hz sendo em seguida submetidos à carga estática em uma máquina de testes universal até a falha. Os dados foram analisados estatisticamente com os testes ANOVA a 1 critério e Exato de Fischer ($\alpha=0.05$). A taxa de sobrevivência foi de 100%; os valores de resistência à fratura em N foram: grupo 1 = 886,50(170,6), grupo 2 = 762,2(113,6) e grupo 3 = 768,9(72,9). Não houve diferença estatística de resistência à fratura entre os grupos ($P=0.08$). O percentual de modo de fratura favorável encontrado foi: grupo 1 = 60%; grupo 2 = 90% e grupo 3 = 50%. Não houve correlação entre o tipo de pino e modo de fratura ($P=0.142$). Os autores concluíram que os dentes restaurados com sistemas de núcleos intra-radulares estéticos e coroas totais de porcelana tiveram as mesmas taxas de sobrevivência,

valores de resistência à fratura e modo de fratura que os metálicos convencionais diretos após aplicação de carga cíclica.

No ano de 2007, Cagidiaco¹⁰ publicou um acompanhamento de 2 anos de procedimentos restauradores utilizando núcleos de preenchimento com pinos de fibra em dentes tratados endodonticamente. Fatores de referência como o tipo do dente, o número de paredes coronárias restantes e o material utilizado na confecção da restauração definitiva foram avaliados. A amostra incluiu 150 pacientes, com um total de 162 dentes restaurados por apenas 2 operadores (57 anteriores e 105 posteriores). Quanto ao número de paredes coronárias restantes, 69 dentes possuíam 3 ou 4 paredes enquanto 93 dentes possuíam duas paredes restantes ou menos. Coroas totais em IPS Empress (Ivoclar/Vivadent) foram realizadas em 121 dentes e restaurações diretas em resina composta em 41 dentes. Uma análise logística de regressão foi utilizada na comparação das referências ($P < ,05$). A única falha restauradora observada foi o descolamento dos pinos (4,3% sendo 2 em dentes anteriores e 5 em dentes posteriores) e falhas endodónticas (3% sendo 2 em dentes anteriores e 3 em dentes posteriores). Todos os pinos que descolaram estavam cimentados em dentes com 2mm ou menos de paredes coronárias residuais e com coroa total como restauração definitiva. Todas as falhas endodónticas ocorreram em dentes com coroa total (1 em um dente com 3 paredes remanescentes e 4 dentes com 2 ou menos paredes). Análise estatística utilizada, não encontrou significância para nenhuma das variáveis analisadas.

Também em 2007 Heck³⁶ realizou trabalho cujo objetivo foi apresentar algumas considerações sobre materiais compósitos à base de resina reforçados por fibras unidirecionais, dos quais são representantes os pinos de fibras. Existe a correlação de falhas preexistentes nos materiais fibrosos com seu desempenho mecânico, bem como a possibilidade da ocorrência de falhas causadas pelo corte e desgaste dos pinos de fibra, que podem ser responsáveis por possíveis falhas no desempenho clínico desses materiais. Foram utilizados oito pinos de igual diâmetro e três diferentes marcas comerciais: Fibrekor Post System, fibra de vidro (Jeneric/Pentron, EUA) sistema Aesthetic-Post, fibras de carbono com quartzo (Bisco Dental Products, EUA) e sistema Reforpost, fibra de vidro (Ângelus, Brasil). Os pinos foram divididos em dois subgrupos de quatro pinos cada: subgrupo A, sem desgaste longitudinal; e o subgrupo B com desgaste longitudinal realizado com uma ponta diamantada e padronizado em quatro milímetros de extensão. Após esse preparo inicial, os pinos foram observados por meio de microscopia eletrônica de varredura (MEV). Em seguida foram levados a uma máquina universal de testes para teste de flexão em três pontos. Após a conclusão do teste, foram novamente levados ao MEV, onde os pontos que anteriormente apresentavam falhas foram outra vez observados. Com a realização desse teste, foi possível visualizar com facilidade o aumento das falhas pré-formadas pelo desgaste nas três diferentes marcas comerciais. O sistema Aesthetic-Post foi o que apresentou menor desorganização das fibras após o desgaste. Os pinos do sistema Fibrekor e Reforpost apresentaram processo de delaminação semelhante. A distribuição dos sítios de fratura é dependente dos

espaços entre as fibras e da interação fibra-fibra. Assim, quanto maior for o número de fibras, maior será a interação e conseqüentemente a resistência à flexão de um pino fibrorresinoso. Os pinos utilizados nesse ensaio, Aesthetic-Post, Fibrekor, e Reforpost apresentam, respectivamente, 65%, 42% e 62% de fibras em sua composição. Os autores concluem que o desgaste e o corte dos pinos de fibra, sem os devidos cuidados, levam à modificação na interação fibra-matriz, produzindo falhas ou facilitando a progressão de falhas preexistentes, o que pode levar a perdas irreparáveis, em termos de propriedades, tais como resistência à flexão e à fadiga.

No ano de 2007 Molinari⁵⁵ publicou artigo cujo objetivo foi verificar a influência das configurações superficiais, dos tratamentos de superfície e de dois sistemas adesivos na retenção de pinos de fibra de vidro. O autor coloca que os pinos não metálicos têm vantagens já comprovadas ao longo dos anos. No entanto, uma das grandes vantagens de tais materiais é ao mesmo tempo um fator limitante deles: a adesão. Existe uma menor capacidade retentiva dos pinos não metálicos aos materiais de cimentação e reconstrução, quando comparados com pinos pré-fabricados metálicos. Os autores defendem que aplicação clínica de diferentes tratamentos superficiais em pinos de fibras não deve ser compreendida somente como meio de melhorar adesão intra-radicular. A prática clínica tem exibido casos de deslocamento das reconstruções de resina sobre pinos não metálicos. Cinquenta pinos de fibra de vidro lisos ou serrilhados foram submetidos a aplicação de silano ou jateamento com óxido de alumínio e cimentados em canais de resina composta com cimento resinoso quimicamente ativado (C&B, Bisco, EUA), com emprego de dois sistemas adesivos

de presa dual (Excite DSC, Ivoclar Vivadent), ou quimicamente ativado (LOK, SDI). Após 5 dias de armazenamento em água destilada e em temperatura ambiente, foram realizados testes de tração à velocidade de 1mm/min, para avaliar a retenção, e foram feitas observações no microscópio óptico com aumento de 15 vezes para analisar os tipos de falha. Aplicaram-se análise de variância e teste de Tukey, para os resultados obtidos nos testes de tração, e teste de Kruskal-Wallis, para os resultados de observação visual (nível de significância de 5%). Os valores do grupo do Excite foram estatisticamente superiores aos do grupo do LOK. A interação entre pino e adesivo não foi significativa, isso indica que, para qualquer tratamento nos pinos, o adesivo Excite DSC é sempre superior ao LOK. A análise dos tipos de falha revelou que os tratamentos mecânicos (jateamento e serrilha nos pinos) são superiores aos do grupo controle (pino liso + Excite) e à aplicação de silano. O adesivo Excite DSC proveu maior retenção aos pinos nos testes de tração. Jateamento e serrilha dos pinos foram mais eficazes do que a aplicação do silano.

Outro estudo prospectivo foi feito por Piovesan et al.⁷⁰ (2007) para avaliar os pinos de fibra de polietileno. Sessenta e nove pacientes originados a partir de um consultório odontológico participaram do estudo. A idade dos pacientes não foram reportados. Um operador foi responsável pelo tratamento de todos os casos. Os dentes anteriores (33%) e posteriores foram restaurados (67%). O preparo do conduto foi de aproximadamente de 7 a 10 mm de comprimento. Uma fibra de polietileno de 2 mm (Ribbond, Ribbond Inc) foi usado. Os pinos foram cimentados com Enforce (Dentsply Caul) Os dentes foram restaurados com coroas metálicas fundidas, coroas

de cerâmicas ou resina composta. O período de acompanhamento foi de 90,2 meses. As falhas dos dentes anteriores ocorreram duas vezes, 1 em coroas de cerâmicas e outra em resina composta. Em dentes posteriores, duas falhas ocorreram em dentes com cerâmicas devido à fratura do pino.

Em 2007, Sadek et al.⁷⁸ avaliaram através do teste de microtração a resistência adesiva de diferentes resinas compostas usadas como materiais de núcleo de preenchimento coronário ao redor de pinos de fibra de vidro. Utilizaram 40 pinos de fibra de vidro, divididos em 8 grupos: Grupo 1: Coe-Flo self-cure (Bisco, Inc., Schaumburg, IL, E.U.A); Grupo 2: UniFil Core (GC Corp., Tóquio, Japão); Grupo 3: Tetric Ceram (Ivoclar-Vivadent, Schaan, Liechtenstein); Grupo 4: Gradia Direct (GC Corp.); Grupo 5: Bisfill 2B self-cure (Bisco, Inc); Grupo 6: Aeliteflo (Bisco, Inc); Grupo 7: Filtek Flow (3M ESPE, Seefeld, Alemanha); Grupo 8: UniFil Flow (GC Copr). Os materiais dos grupos 1 e 2 são específicos para confecção de núcleo, do grupo 3, 4 e 5 são resinas compostas híbridas e do grupo 6,7 e 8 são resinas flow. Em todos os grupos foram confeccionados núcleos de preenchimento ao redor dos pinos de fibra de acordo com os materiais testados. Os corpos de prova foram seccionados em palitos de 1,0mm de espessura e preparados para serem submetidos ao teste de microtração numa velocidade de 0,5mm/min até a fratura. Os resultados mostraram que o Core-Flo apresentou maior média de resistência adesiva, embora não houvesse nenhuma diferença estatisticamente significativa entre os grupos, exceto com o compósito flowable, foram menores de todos os grupos experimentais. Concluíram que embora boa adaptação à superfície de pino seja alcançada por todos os

compósitos testados, a resistência adesiva aos pinos de fibra permanece relativamente fraca e tratamentos adicionais deveriam ser investigados para aumentar a adesão pino/núcleo. Matérias de baixa-viscosidade, com alta carga e compósito híbridos são melhores alternativas que compósitos flowable para confecção do núcleo de preenchimento.

Turke et al.¹⁰⁸ (2007) conduziram um estudo clínico que avaliaram o pino de polietileno. Vinte e oito pacientes foram tratados durante 6 anos e a idade média dos pacientes foi de 34,53 anos. Os dentes foram restaurados em dentes anteriores (73,8%) e posteriores (26,2%). Os pinos tinham o comprimento de 3 mm e foi utilizado cimento resinoso combinado com Heliobond (Ivoclar Vivadent) de acordo com instruções do fabricante. O período de acompanhamento foi de 10 a 73 meses. Somente 1 pino apresentou dilaceramento do pino após 11 meses.

Valle¹¹⁰ em 2007 realizou pesquisa para avaliar a resistência à fratura de dentes tratados endodonticamente e restaurados com pinos pré-fabricados com diferentes comprimentos. Trinta caninos recém extraídos sofreram tratamento endodôntico. Foram divididos aleatoriamente em grupos de 10 dentes e preparados segundo o protocolo a seguir: O grupo 1/3PP foi restaurado com pino pré-fabricado de aço inox e resina composta (Z250) com 5mm de profundidade intracanal. No Grupo 1/2PP e no Grupo 2/3PP foram utilizados os mesmos materiais restauradores variando apenas a profundidade intracanal que foi de 7,5 e 10mm respectivamente. Todos os dentes foram restaurados com coroa metálica. A resistência à fratura (N) foi medida em uma máquina de teste universal (velocidade de 0,5mm/min) em 45° com o

longo eixo do dente até a fratura. Foi realizada análise de variância de um fator (One Way) ($\alpha = .05$). Não existe diferença significativa com os comprimentos dos pinos analisados neste trabalho ($P > .05$). Os resultados deste estudo mostram que o aumento da profundidade dos pinos não aumenta a resistência à fratura de dentes tratados endodonticamente e que a parte coronária resinosa do núcleo falha antes da fratura da raiz.

Em 2008 Santos Filho et al.⁸⁰ investigaram os efeitos de diferentes sistemas e comprimentos de pinos sobre a resistência tensional e à fratura dos dentes com canais obturados. Foram utilizados 135 incisivos bovinos seccionados a 15mm de seus ápices, tratados endodonticamente e divididos em 3 grupos: pinos de fibra de vidro; pinos de aço pré fabricados; pinos e núcleos fundidos. Cada grupo foi dividido em 3 subgrupos, de acordo com o comprimento do pino: 5,0mm; 7,5mm; e 10,0mm. Foi deixada uma férula de 2mm em todos os espécimes. Todos os dentes foram restaurados com coroas metálicas e foram submetidos à carga até 100N. A tensão foi analisada elasticamente, bem como a força necessária para causar fratura. A partir dos resultados obtidos, os autores concluíram que: a) o comprimento do pino é um fator significativo somente para pinos metálicos, e não tem influência sobre o comportamento biomecânico do pino de fibra de vidro; b) quando o comprimento do pino foi de 10mm, o pino e núcleo fundidos tiveram a resistência à fratura mais alta; c) pinos de fibra de vidro tiveram a mesma efetividade com todos os comprimentos de pino estudados e tiveram maior resistência à fratura que os pinos fundidos quando o comprimento de pino foi 5mm; d) pinos metálicos resultaram em modo de fratura

irreparável com fraturas radiculares, enquanto os pinos de fibra de vidro tiveram fraturas reparáveis do núcleo de resina ou do pino. Segundo os autores, um fator importante relacionado à diminuição no comprimento do pino é a redução da retenção. Porém, como eles são adesivamente cimentados ao canal, pinos que não estão tão profundamente inseridos ainda provêm valores similares de retenção, permitindo aos cirurgiões dentistas serem mais conservadores. Isto pode ser justificado pelo fato de que, quando um sistema adesivo fotoativado é usado no canal, a profundidade de polimerização alcançada com a maioria das unidades de luz, influenciando negativamente a adesão no terço apical da raiz.

O LIGAMENTO PERIODONTAL

Coolidge¹⁹ (1937) verificou a espessura do ligamento periodontal em 172 dentes humanos. A espessura foi medida na altura da crista alveolar (0,39 mm), no terço médio da raiz (0,17 mm) e no ápice radicular (0,21 mm). Observou também que a espessura diminuiu com o avanço da faixa etária. Em dentes submetidos à forças mastigatórias a média encontrada foi de 0,18 mm, sendo proporcional à intensidade mastigatória. Nos dentes em tratamento ortodôntico a espessura do ligamento foi consideravelmente mais delgada no lado de compressão e mais espessa no lado de tração.

Kern et al.⁴¹, no ano de 1993, avaliaram a resistência à fratura de próteses adesivas de cerâmica (In-Ceram) fixadas sobre dentes humanos. Avaliou-se a presença ou ausência do ligamento periodontal artificial, bem como o carregamento

cíclico em meio oral artificial (1.250.000 ciclos) e o carregamento estático. Não foram encontradas diferença estatisticamente significativa entre os grupos que receberam carregamento cíclico e os que receberam apenas carregamento estático. O uso de ligamento periodontal artificial reduziu a diferença dos valores médios entre os grupos com os dois tipos de carregamento (cíclico e estático).

Scharnagl⁸², em 1998, avaliou a influência da simulação do ligamento periodontal na realização de ensaios de resistência à fratura sobre restaurações indiretas confeccionadas com o sistema cerâmico In-Ceram. Inicialmente foram realizados testes de simulação de movimentação dental em mandíbulas de suínos para detectar o grau de movimentação dental a ser reproduzido com o ligamento periodontal artificial. Foram utilizados diversos materiais elastoméricos para realização dos testes: silicone polimerizado por adição, silicone polimerizado por condensação e poliéter. A utilização do material de moldagem à base de poliéter (Impregum) associado à aplicação do adesivo (Polyether Adesive) proporcionou a obtenção dos melhores resultados. O autor relatou que a simulação do ligamento periodontal artificial é fundamental para reproduzir as características clínicas da aplicação de tensões durante os ensaios de resistência à fratura realizada em experimentos laboratoriais.

Soares et al.⁹², em 2005, analisaram a influência do método de inclusão e de reprodução do ligamento periodontal em testes de resistência à fratura, empregando incisivos bovinos. Oitenta dentes foram selecionados, 40 foram incluídos em resina acrílica e a outra metade em resina de poliestireno. Quatro métodos de simulação do

ligamento periodontal foram executados: 1-Sem ligamento; 2 – Material de moldagem a base de poliéter, Impregum F; 3 – Material de moldagem a base de polissulfeto, Permelastic; 4 – Material de fixação de vidros automotivos a base de borracha de poliuretano, sendo produzidas dez amostras por grupo. Os corpos de prova foram armazenados por 24 horas em 100% de umidade e então foram submetidos a um carregamento na porção palatina, de forma oblíqua, reproduzindo o carregamento presente nos dentes superiores anteriores. Os padrões de fraturas foram classificados em relação a parâmetros pré-estabelecidos: a - fratura coronária; b - fratura na transição da coroa para o cilindro de resina; c - fratura com invasão parcial do espaço biológico; d – fratura radicular. Os resultados demonstram que o método de inclusão e o procedimento de reprodução do ligamento periodontal podem influenciar nos testes de resistência à fratura. O valor de resistência à fratura foi pouco influenciado pela presença do ligamento, porém o padrão de fratura foi altamente influenciado pela reprodução do ligamento periodontal. Os autores concluíram que a associação da inclusão com resina de poliestireno e a reprodução do ligamento com Impregum F parece ser o mais indicado para os testes de resistência à fratura.

ELEMENTOS FINITOS

A teoria de elementos finitos foi desenvolvida pela indústria aeroespacial apresentada em publicação por Turner e seus colaboradores¹⁰⁹ na década de 50, com o objetivo de simplificar a solução de problemas complexos.

Huang, Ledley³⁹ em 1969 utilizaram um método numérico, com um modelo linear para avaliar o efeito da aplicação de forças sobre um incisivo central e estudar coeficientes de compressão e deslocamento. Com este método, passou a ser possível estudar estruturas complexas e analisá-las qualitativamente e principalmente quantitativamente.

Thresher, Saito¹⁰² em 1973 estudaram a distribuição de tensões em um incisivo central superior comparando um modelo homogêneo onde só havia o elemento dental simplificado com um modelo não homogêneo, ou seja, incluindo todas as estruturas dentais e seus elementos de suporte. Seus estudos mostraram que os maiores deslocamentos ocorriam na metade superior do dente, confirmando a validade do método.

Gallagher²⁸ em 1975, coloca que o desenvolvimento do Método dos Elementos Finitos (MEF) teve suas origens no final do século XVIII, quando Gauss propôs a utilização de funções de aproximação para a solução de problemas matemáticos. Durante mais de um século, diversos matemáticos desenvolveram teorias e técnicas analíticas para a solução de problemas, entretanto, pouco se evoluiu devido à dificuldade e à limitação existente no processamento de equações algébricas. O desenvolvimento prático desta análise ocorreu somente muito mais tarde em consequência dos avanços tecnológicos, por volta de 1950, com o advento da computação. Isto permitiu a elaboração e a resolução de sistemas de equações complexas.

Segundo Segerlind⁸⁹ em 1976, a teoria de elementos finitos permite que qualquer quantidade contínua de temperatura, pressão ou deslocamento possa ser aproximada por meio da discretização do modelo em sub-regiões definidas por elementos finitos.

Em linhas gerais, Rubin⁷⁷ define o MEF como um método matemático, no qual um meio contínuo é discretizado (subdividido) em elementos que mantêm as propriedades de quem os originou. Esses elementos são descritos por equações diferenciais e resolvidos por métodos matemáticos para que sejam obtidos os resultados desejados. O MEF é utilizado há algum tempo em experimentos relacionados à Odontologia, em diversas especialidades.

Em 1983 a simulação de cargas oclusais foi realizada por Reinhardt et al.⁷⁴ em de um incisivo central superior restaurado com pino intra-radicular fundido com quatro níveis de suporte periodontal. Os autores demonstraram que a perda de altura no suporte ósseo acarretava um aumento acentuado nos valores das tensões, sendo que a área de máxima tensão se situava na região da raiz próxima da crista óssea alveolar. Independentemente do nível ósseo, foi constatado que o maior nível de tensão no pino intra-radicular se concentrava na região da dentina, fazendo com que esta região apresentasse maior propensão à fratura radicular.

No mesmo ano Vree et al¹¹¹. realizaram um estudo da distribuição de tensões nas estruturas dentais utilizando análise fotoelástica bidimensional e elementos finitos (bi e tri-dimensional). Os autores concluíram que o método dos elementos finitos apresenta inúmeras vantagens sobre o método fotoelástico, sendo a análise

tridimensional superior a bi-dimensional pelo fato de possuir maior semelhança com a anatomia dental.

Pao et al.⁶² (1987) analisaram, utilizando o MEF, a distribuição de tensões em um incisivo central superior tratado endodonticamente e restaurado com pinos metálicos associados a vários graus de envolvimento periodontal, concluindo que a utilização de pinos cônicos reduz a concentração de tensões em casos de suporte periodontal reduzido.

Logan⁴⁷, em 1992 afirma que o primeiro passo para a utilização do MEF é a obtenção do modelo que se deseja estudar. Esta etapa de modelagem consiste no desenho da estrutura a ser analisada e pode ser executada no próprio programa de elementos finitos ou importada de outro programa compatível. Em função do objetivo da análise, detalhes excessivos e supérfluos devem ser simplificados ao máximo, de modo que haja uma minimização do consumo de tempo de cálculo e espaço de memória do computador.

No mesmo ano Cailleteau¹¹ et al. utilizaram o método de elementos finitos para comparar as tensões ao longo da parede do canal em quatro modelos bidimensionais de incisivos, sendo o primeiro modelo relativo a um dente intacto, o segundo após tratamento endodôntico, o terceiro tratado endodonticamente e restaurado com uma coroa e o quarto tratado endodonticamente e restaurado com pino intra-radicular cilíndrico e coroa. Um carregamento horizontal foi aplicado na superfície lingual de cada modelo e foram calculadas as tensões de tração, compressão e cisalhamento. Os resultados indicaram que o padrão de distribuição de

tensões foi alterado com a inserção do pino intra-radicular, havendo uma máxima concentração de tensões na sua terminação apical.

Spyrakos⁹⁸ em 1994 destacou os passos para o método dos elementos finitos como sendo :1) discretizar ou modelar a estrutura que é dividida em um número finito de elementos, os quais compõem uma malha; 2) Definir as propriedades dos elementos e selecionar os tipos de elementos que são mais adequados para modelar o sistema; 3) Reunir os módulos de elasticidade dos elementos: a matriz de flexibilidade de um elemento consiste em coeficientes que podem ser derivados do equilíbrio. O coeficiente da matriz relaciona o deslocamento nodal quando forças são aplicadas nos nós. Reunir os coeficientes das matrizes significa aplicar o equilíbrio em toda a estrutura. 4) Aplicar as cargas; 5) Definir as condições de contorno; 6) resolver os sistemas de equações algébricas lineares. 7) Calcular as tensões. Comenta que ao se criar um modelo de elementos finitos deve-se ter em mente que o modelo é a idealização de um sistema físico real e que a análise de elementos finitos não fornece respostas exatas, mas que a própria modelagem podem-se refinar as soluções. Quando a formulação analítica de um problema é difícil de resolver, o modelo de elementos finitos se mostra como um dos métodos mais eficazes para a solução deste problema.

Ho et al.³⁷ (1994), por meio da simulação tridimensional de um incisivo central superior fez comparações entre dentes tratados endodonticamente restaurados com e sem retentores intra-radiculares, comparando com dente hígido. Constataram que os maiores valores de tração e cisalhamento estavam presentes nos dentes com

pinos, concluindo que a colocação de pinos não deveria ser feita para todos os casos de dentes com tratamento endodôntico, principalmente quando estes possuem condições estruturais para serem restaurados.

Pierrisnard et al.⁶⁶ em 1994 estudaram o comportamento mecânico de um pré-molar unirradicular restaurado com uma coroa de Ni-Cr sob carga axial. As variáveis foram o comprimento e a forma do pino e a altura do suporte ósseo. Como resultados, obtiveram que os pinos mais curtos geram maiores níveis de tensão do que os pinos mais longos e que quando o suporte ósseo é reduzido, a concentração de tensões aumenta.

Utilizando a mesma metodologia do trabalho anterior, Pierrisnard⁶⁷ avaliou a distribuição de tensões em um dente restaurado com pino radicular pré-fabricado e núcleo de preenchimento, e outro com pino e núcleo fundidos. Concluíram que o pino e núcleo fundidos distribuem melhor a carga aplicada, especialmente na região junto à linha amelodentinária.

Em 1995, em um terceiro trabalho com elementos finitos, Pierrisnard et al.⁶⁸ utilizando o método dos elementos finitos avaliaram pinos intra-radulares confeccionados com três diferentes materiais, isto é, níquel-cromo, titânio e ouro. Os resultados apontaram que as concentrações de tensão na dentina ao redor do pino são proporcionais ao módulo de elasticidade do material adotado, ou seja, quanto mais rígido for o pino, maior será a carga transmitida à dentina.

Holmes et al.³⁸ adotaram o MEF para avaliar a distribuição de tensões em dentina de dentes tratados endodonticamente restaurados com pinos e núcleos de

várias dimensões. Concluíram que as maiores concentrações de tensão se localizaram na região da aplicação da carga, sendo que a distribuição de tensões de tração e compressão não foi afetada com a variação das dimensões dos pinos.

Em 1997, Mori⁵⁹ estudou comparativamente, pelo método dos elementos finitos em modelo bidimensional de segundo pré-molar inferior, a distribuição de tensões internas, geradas sob carga axial de 30kgf em três pontos (contatos principal e estabilizante), em dente natural hígido e em dente endodonticamente tratado. O programa utilizado para o processamento dos elementos finitos foi o *SAP90*. A aplicação de cargas sobre um elemento biológico pode alterar sua morfologia. No dente íntegro, as forças mastigatórias são recebidas pelo esmalte e transmitidas à dentina e às estruturas de suporte. Do ponto de vista mecânico, o fenômeno que ocorre na intimidade dos tecidos dentais tem sido muito pouco estudado. Utilizar uma restauração metálica, de resina ou de material cerâmico ou a combinação destes no elemento dental altera as características intrínsecas deste, portanto, torna-se importante conhecer o resultado dessa mudança no dente e em suas estruturas de suporte. A utilização de materiais que apresentem alto módulo de elasticidade resulta na transmissão, quase integral, das cargas mastigatórias ao sistema estomatognático. Esse fato pode ser agravado quando da utilização de um retentor intra-radicular fundido. As paredes que circundam o pino podem estar delgadas, favorecendo a ocorrência de fratura, até mesmo durante o ato da cimentação do pino. O método de elementos finitos permite simular tensões em modelos matemáticos bi e

tridimensionais, reproduzindo estruturas complexas, compostas de esmalte, dentina, ligamento periodontal, osso alveolar e osso cortical. Em dente tratado endodonticamente, acrescenta-se a cerâmica e a liga para infra-estrutura metálica e para o retentor intra-radicular fundido. Neste estudo, utilizou-se um modelo bidimensional para se verificar o desenvolvimento de tensões em um dente hígido e em outro restaurado com coroa metalocerâmica e retentor intra-radicular fundido (composto de núcleo e pino intra-radicular), quando submetidos a cargas axiais. Os resultados indicaram maior acúmulo de tensões na metade vestibular, tanto no dente hígido quanto no dente restaurado. As tensões foram mais intensas sob o ponto de aplicação de cargas nos dois modelos. No dente restaurado, as tensões foram maiores devido ao maior módulo de elasticidade dos materiais restauradores, demonstrando que existem diferenças na distribuição das tensões no dente e na base óssea dos dois modelos.

Yaman¹⁵ (1998) analisou a distribuição de tensões em um incisivo central superior com diferentes tipos de pinos e material de preenchimento utilizando modelo tridimensional. A concentração de tensões foi superior quando a resina composta foi utilizada em comparação ao amálgama, enquanto que os pinos de aço e titânio produziram valores semelhantes.

Joshi et al.⁴⁰, em 2001, realizaram estudo que analisou a performance mecânica de dentes tratados endodonticamente por meio de elementos finitos tridimensional. Para isso os autores variaram o tipo de material restaurador e tipo de

retentor intrarradicular para dentes unirradiculares. Este estudo demonstrou que a forma e as propriedades mecânicas dos materiais restauradores influenciam diretamente no comportamento mecânico do complexo dente-restauração.

Yang et al.¹¹⁶ em 2001 investigaram a influência das tensões oclusais em vários desenhos de retentores intra-radiculares em incisivos centrais superiores tratados endodonticamente. De acordo com seus resultados, os autores afirmaram que a direção do carregamento exerceu maior efeito do que o desenho do pino na distribuição das tensões, sendo que pinos com elevado módulo de elasticidade reduziram os níveis de tensão na dentina radicular.

Ainda utilizando o MEF, Yang et al.¹¹⁷ avaliaram a distribuição de tensões térmicas em várias combinações de materiais restauradores de núcleos e pinos intrarradulares em um incisivo central tratado endodonticamente. Os resultados mostraram que núcleos e pinos metálicos geraram tensões térmicas mais baixas na restauração e na dentina do que núcleos e pinos não-metálicos, sendo que os níveis de tensão térmica estão relacionados com os gradientes de temperatura entre os materiais.

Em 2002, Cook¹⁸ afirmou que o modelo pronto para MEF, é totalmente subdividido em pequenos segmentos poligonais, denominados elementos finitos, com o propósito de, individualmente, calcular as tensões e deformações mais facilmente do que na estrutura inteira. Os elementos finitos são conectados entre si por nós, resultando em uma malha. Esses elementos podem se apresentar em formato triangular, quadrangular, tetragonal ou hexagonal, sendo a localização dos nós

definida por meio de um sistema de coordenadas bi ou tridimensionais, dependendo da forma geométrica do modelo e da análise que se deseja realizar. Este processo de divisão do modelo é chamado de discretização.

Pegoretti et al.⁶⁴ avaliaram a distribuição de tensões em um incisivo central superior restaurado com pino de fibra de vidro, comparando com análises nas quais foram adotados pino metálico e pino de fibra de carbono. Concluíram que os pinos metálicos apresentam maiores concentrações de tensão na interface pino-dentina, enquanto que os pinos com fibra de vidro mostraram baixas concentrações de tensão na raiz devido a sua rigidez ser semelhante à dentina.

Pierrisnard et al.⁶⁹ (2002) analisaram a reconstrução corono-radicular de dentes com tratamento endodôntico através do MEF. Foi constatado que a região cervical recebe a maior concentração de tensões e que a presença de uma férula diminui a tensão nesta área. Da mesma forma, porém em menor proporção a utilização de pino intracanal reduziu a concentração de tensões.

O trabalho realizado por Lewgoy et al.⁴³ em 2003 teve como objetivo avaliar, utilizando o Método dos Elementos Finitos (MEF), como pinos intra-radiculares pré-fabricados metálicos podem alterar o padrão das tensões geradas de Von Mises e de máxima tração e compressão na raiz dental. A comparação foi realizada entre os pinos pré-fabricados Flexi Post/Flexi Flange de aço inoxidável e titânio com preenchimento coronário em resina composta. Os pinos intra-radiculares foram fixados com um cimento resinoso e recobertos por uma coroa total cerâmica. A partir de fotografias da peça anatômica e dos pinos estudados, foram criados modelos

matemáticos bidimensionais no programa MSC/Nastran 4.5 e, após aplicação de uma força de 100N a 45 graus na superfície palatina dos modelos, foi avaliada a distribuição das tensões geradas. Com base nos resultados obtidos, pode-se concluir que os pinos intra-radulares alteram o padrão das tensões geradas dependendo do desenho do pino intra-radicular e do tipo de material constituinte.

O efeito de diferentes geometrias e tipos de materiais de pinos intra-radulares na distribuição de tensões em um incisivo central superior foi avaliado por Albuquerque et al.⁶ (2003). Os resultados apontaram que as diferenças na geometria dos pinos causaram pouca influência na variação dos níveis de tensão, enquanto que os tipos de materiais restauradores introduziram maiores variações dos mesmos. Pinos de aço inoxidável apresentaram as maiores concentrações de tensão, seguidos dos pinos de titânio e de fibra de vidro.

Em 2005, Lanza⁴² realizou um estudo comparativo da distribuição de tensão na dentina e em uma camada de cimento de um incisivo superior tratado endodonticamente pelo Método de Elementos Finitos (FEM). A função do pino e a rigidez do cimento na confiabilidade do tratamento restaurador endodôntico foram discutidas. Foi apresentado um modelo de um incisivo central para a realização de FEM em 3ª dimensão (13.272 elementos e 15.152 nós). Uma força mastigatória estática de 10N foi aplicada na face palatina da coroa em um ângulo de 125°. Pinos de aço, carbono e fibra foram analisados. Foi avaliada a capacidade de transferência de força oclusal, quando os pinos foram cimentados no canal radicular utilizando-se cimentos de diferentes módulos de elasticidade (7 e 18,7 GPa). Verificou-se que os

sistemas mais rígidos de pinos (aço e carbono) trabalham contra a função natural do dente. Utilizando Von Mises os valores de tensão máximo variaram de 7,5MPa (para os pinos de aço) a 5,4 e 3,6MPa (respectivamente para pinos de carbono fixados com cimento de alto e baixo módulo de elasticidade) e a 2,2MPa (também para os pinos de fibra de vidro fixados com cimento de alto e baixo módulo de elasticidade). Um pino muito rígido trabalha contra a função natural do dente criando zonas de tensão e cisalhamento em dentina, e nas interfaces entre o cimento e o pino. O estresse causado pelo carregamento estático não atinge os limites de falha do material (dentina e cimento), no entanto, este fato não ocorre quando estes pinos são levados ao teste de fadiga. A influência da camada elástica de cimento na redistribuição do estresse é menos relevante do que o aumento da flexibilidade do pino.

Zarone¹¹⁸ em 2005 analisou através do método de elementos finitos 3D, a influência de dois diferentes preparos para facetas de porcelana em incisivos centrais superiores. O modelo foi gerado utilizando dados da literatura para a dentina, volume interno de esmalte e morfologias enquanto que o formato externo do incisivo foi obtido por um digitalizador a laser 3D a partir de um modelo de gesso. O perfil escaneado foi montado, com o auxílio de um 3D CAD, em uma estrutura de fios tridimensional. O volume do dente foi gerado ajustando-se o perfil vertical e o horizontal. A geometria, o volume das facetas e a linha de cimento foram geradas neste estágio. Sobre este modelo virtual uma força de 10N foi aplicada em ângulos de 60 e 125° longitudinalmente, na superfície palatina da coroa. As facetas supostamente eram de porcelana enriquecida com alumina. Os resultados mostraram que o preparo

tipo janela (window) apresentou tensão principalmente na parte incisal da camada de cimento. Quanto ao preparo com transpasse palatino (*overlap*) a distribuição das tensões na camada de cimento foi uniforme mostrando que este tipo de preparo melhor reproduz a distribuição natural destas.

O trabalho de De Jager²² em 2006, teve como objetivo avaliar através do método de elementos finitos a influência dos diferentes materiais utilizados na confecção de copings na distribuição de tensão nas coroas. Um modelo de coroa para o dente 46 foi produzido com a tecnologia CAD-CAM e convertido para um programa tridimensional de elementos finitos. Os modelos foram feitos de ouro, zircônia e alumina e suas cerâmicas de cobertura.

Zarone¹¹⁹ em 2006 utilizando análise por elemento finito 3D comparou uma endocrown com um dente natural. O uso deste tipo de restauração tem como vantagem reduzir as interfaces dos sistemas restauradores. Vários materiais foram testados: endocrown em compósitos, alumina sinterizada e cerâmica feldspática; também os pinos de fibra de vidro com coroas de alumina sinterizada e cerâmica feldspática. A alta rigidez dos materiais como alumina suporta deformação gerando uma alta concentração de tensão na interface. Como consequência esses materiais modificam negativamente o comportamento biomecânico do sistema restaurador. Por outro lado, materiais com baixa rigidez como as resinas compostas que acompanham os movimentos de flexão naturais dos dentes reduzindo a tensão ao redor das interfaces. Os autores concluíram que a escolha do material restaurador deve ser cuidadosamente avaliada. Os materiais restauradores que possuem suas propriedades

mecânicas similares aos tecidos dentais são capazes de mimetizar o comportamento mecânico de um dente natural. Resinas compostas parecem ser o material restaurador mais confiável para se construir uma endocrown, pois geram uma baixa concentração de tensão.

Magne⁴⁸ em estudo de 2007 descreveu metodologia para geração rápida de modelos de elementos finitos para estruturas dentais e restaurações. O autor digitalizou a imagem de um molar inferior intacto por meio de *scanner* de microtomografia computadorizada e os contornos de todas as estruturas foram adaptados seguindo a segmentação do dente. Posteriormente diferentes modelos foram exportados para programa de elementos finitos no qual foram testados e validados. Pode-se concluir que o método proposto foi capaz de gerar modelos de elementos finitos tri-dimensionais válidos, com diferentes cavidades e materiais restauradores.

Em 2007 Sorrentino⁹⁷ realizou um experimento cujo objetivo era avaliar comparativamente qual combinação de materiais restauradores resultaria na mais homogênea distribuição de forças quando o dente estiver sob tensão. Foi realizada uma análise tridimensional por elementos finitos. Os dentes utilizados foram incisivos centrais superiores tratados endodonticamente restaurados com diferentes pinos radiculares, núcleos e materiais para coroa. Dezoito modelos experimentais com materiais de propriedades e configurações diferentes foram simulados. Uma carga de 10N foi aplicada em um ângulo de 60° longitudinalmente na superfície palatal da coroa. Foi escolhido o critério energético Von Mises. Em todos os modelos

os maiores valores de tensão foram verificados na metade do primeiro terço radicular da superfície vestibular. O menor valor foi encontrado na porção apical da raiz e do pino. As tensões máximas foram verificadas ao nível da junção cimento/esmalte (CEJ) nas faces vestibular e lingual da raiz. A tensão diminui progressivamente a partir da face externa caminhando para o interior da raiz e da junção cimento/esmalte através da margem incisal da coroa. Os autores concluem que, as propriedades mecânicas da coroa e do núcleo influenciam nas posições das concentrações das áreas de tensão e da deformação ao longo da dentina/cimento/interface do pino. O nível desta tensão e da deformação também é influenciado. A região cervical dos dentes restaurados está mais sujeita às concentrações de tensão e deformação.

Soares et al.⁹³ em estudo de 2008 avaliaram o efeito dos tratamentos endodôntico e restaurador na resistência à fratura de dentes pré-molares restaurados com resina composta por meio de ensaio laboratorial e análise por método de elementos finitos. Foi demonstrado pelos autores que a resistência do dente foi completamente mantida quando preparos MOD são restaurados com resina composta e é parcialmente recuperada quando um preparo MOD associado com acesso endodôntico é restaurado da mesma maneira. Foi concluído nesse estudo que a restauração de resina composta tem papel fundamental na recuperação da resistência de dentes preparados e que o acesso endodôntico e a restauração aumentaram a incidência de envolvimento periodontal nas fraturas.

O grau de tensão gerada em dentes tratados endodonticamente pode ser influenciado pela composição e configuração dos pinos intra-canais utilizados para

sua restauração. Utilizando o MEF bi dimensional (2D) Soares et al.⁹⁴ testaram a hipótese de que a distribuição da tensão pode ser influenciado pelo método de avaliação utilizado: teste de força flexural (4-pontos) ou carregamento em protrusão ou variando o tipo de material (fibra de vidro ou carbono) ou a configuração externa do pino(liso ou serrilhado). Para a simulação do teste em protrusão gerou-se um modelo de um incisivo central superior e dois pinos utilizando um software denominado Mechanical-AutoCAD V6. Os desenhos foram exportados para o Ansys 9.0. A região óssea do modelo foi fixada e uma força tangencial de 1N foi aplicada com um ângulo de 135° longitudinalmente ao dente na face palatina da coroa. No outro teste, foi aplicada uma força perpendicular de 1N em dois pontos do pino. Os materiais e as estruturas dentárias foram considerados elásticos, isotrópicos, homogêneo e linear com exceção dos pinos com um comportamento ortotrópico. As propriedades mecânicas foram definidas através de uma revisão da literatura. Os resultados mostraram que existe uma concentração maior de tensão nos pinos serrilhados no teste que aplicou a força diretamente sobre eles. No entanto nenhuma diferença foi encontrada quando foi aplicada a carga oclusal, nem no material nem na configuração do pino. Os resultados sugerem que quando o pino esta integrado ao dente e aos materiais a influência do comportamento biomecânico desaparece.

Proposição

Proposição

O objetivo desta pesquisa foi:

- Analisar através de Ensaio de resistência à fratura três tipos de retentores intrarradiculares em um incisivo central superior tratado endodonticamente e restaurado com coroa de IPS emax[®] Press Ivoclar /Vivadent). Os retentores analisados foram a endocrown de cerâmica injetada, o núcleo de fibra de vidro/resina e o núcleo metálico fundido. Sendo os dois últimos restaurados também com coroas de cerâmica injetada (IPS emax[®] Press Ivoclar /Vivadent).
- Analisar através do Método dos Elementos Finitos os mesmos modelos utilizados no Ensaio de resistência à fratura, ou seja, a endocrown de cerâmica injetada, o núcleo de fibra de vidro/resina e o núcleo metálico fundido. Sendo os dois últimos restaurados também com coroas de cerâmica injetada (IPS emax[®] Press Ivoclar /Vivadent).
- Analisar comparativamente os resultados do Método de Elementos finitos e os resultados do ensaio mecânico.

Material e Método

Material e Método

Os dentes utilizados deste estudo foram obtidos do Banco de dentes da Faculdade de Odontologia de Araraquara – Unesp por meio de aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa da mesma instituição com o Protocolo N°04/09 (Anexo 1).

Este estudo foi dividido em 2 fases distintas e correlacionadas:

1. Teste de resistência à fratura e análise do padrão de fratura.
2. Simulação computacional pelo método de elementos finitos.

1 TESTE DE RESISTÊNCIA À FRATURA

I. SELEÇÃO DOS DENTES

Foram obtidos três dentes incisivos centrais superiores humanos do Banco de dentes da Faculdade de Odontologia de Araraquara – Unesp. Os dentes selecionados estavam hígidos, livres de trinca, desgaste e cárie. Os dentes foram limpos com curetas periodontais (Duflex, SS White, São José dos Pinhais, PR - Brasil) e profilaxia com pedra pomes e água utilizando escovas de Robbinson e ficaram armazenados em água e temperatura ambiente.

Foram feitas marcas de referência nas superfícies radiculares, usando-se caneta preta para retro projetor (Pilot S.A. São Paulo, Brasil), delimitando-se a junção amelo dentinária, sendo a primeira marca, confeccionada 2mm aquém desse limite; a segunda marca, 2mm abaixo do ápice radicular e a última na metade da distância entre as duas marcas, tanto na superfície vestibular como em uma das proximais.

Nesses pontos, as medidas foram obtidas com o auxílio de um paquímetro digital (Silvac- Nucleon, São Paulo, Brasil). Foram anotadas as dimensões vestibulo linguais e méseo distais. Verificamos que os dentes selecionados, possuíam praticamente as mesmas dimensões.

II. PREPARO E OBTURAÇÃO DO CANAL RADICULAR

Os dentes foram tratados endodonticamente empregando instrumentação do canal radicular por meio da sequência de brocas Gates-Gliden (Maillefer Instruments S.A., Ballaigues, Suíça). As brocas de Gates-Gliden n° 2 e n° 3 foram utilizadas em toda a extensão do canal radicular enquanto que a n° 4 apenas em seu terço cervical. A irrigação foi realizada com hipoclorito de sódio a 1%. Após a instrumentação os dentes foram lavados com soro fisiológico, os canais aspirados com cânula de sucção metálica e secos com cones de papel absorvente n° 40 (Dentsply – Maillefer, Petrópolis, RJ - Brasil). Posteriormente foram obturados com cones de guta percha n° 40 (Dentsply – Maillefer, Petrópolis, RJ - Brasil), cones acessórios (Dentsply – Maillefer, Petrópolis, RJ - Brasil) e cimento à base de hidróxido de cálcio (Sealapex - Kerr® Corporation, Romulus, Michigan - USA), 1 mm aquém do ápice radicular.

III. INCLUSÃO DOS DENTES EM RESINA DE POLIÉSTER

Para reproduzir a movimentação do dente no alvéolo, o mesmo foi incluído em resina de poliéster e o ligamento periodontal simulado com material de moldagem à

base de polieter (Impregum F, 3M-ESPE, St Paul, USA) seguindo o trabalho de Soares et al.,2005⁹².

Cobertura das raízes com cera

Foi utilizada cera 7 (Duradent, USA – Odonto Com. Imp. Ltda, São Paulo, SP - Brasil) para se conseguir um espaço de 0,3mm em torno de toda a raiz, que forneceu o espaço a ser preenchido pelo “ligamento periodontal artificial”. As medidas da superfície das raízes tomadas anteriormente facilitaram o método de inclusão dos dentes possibilitando a aferição da camada de cera utilizada sobre as raízes. O dente foi marcado com caneta para retroprojektor distando 4,0mm apicalmente do limite coronário e a cera cobriu a raiz até este limite. Para a realização desse passo a cera 7 foi aquecida a 65 °C em termo-plastificadora de godiva e o dente foi imerso em um rápido movimento. Os dentes foram mantidos em temperatura ambiente e, dessa forma, a cera solidificou-se imediatamente evitando o escoamento e formação de camadas irregulares. Em seguida, os mesmos foram imersos em água fria para que a cera solidificasse completamente e não sofresse deformações. Através das marcações feitas anteriormente nas raízes e do paquímetro digital (Silvac- Nucleon, São Paulo, Brasil), foi possível conferir a espessura da cera sobre a superfície radicular com os 0,3mm propostos.

- **Inclusão dos dentes**

Uma lima endodôntica que foi fixada à haste de um delineador protético, foi inserida no canal radicular do dente proporcionando alinhamento entre a direção do

conduto e coroa. A mesa móvel do delineador foi colocada perpendicularmente à direção do conduto radicular, e sobre esta, foi posicionado um cilindro CPVC de 28mmX22mm (Tigre do Brasil, Osasco, SP – Brasil) e uma lâmina de cera com perfuração central de 7,00mm. Com a haste vertical móvel do delineador o dente foi inserido na perfuração até os 4mm demarcados simulando-se a distância biológica de 2mm (descontando-se os 2mm da lâmina de cera) e fixado à lâmina de cera com o gotejador elétrico (Protts, São Paulo, SP – Brasil). Esse conjunto foi removido do delineador e posicionado em uma mesa perfurada, de forma invertida, com a raiz voltada para cima. As margens do cilindro foram vedadas com cera 7 para evitar escoamento do material de inclusão. Resina de poliéster auto polimerizável (Maxi Rubber, Diadema, SP, BR) foi manipulada e vertida no interior do cilindro até o seu total preenchimento. Decorrido 2 horas da inclusão, o conjunto foi retirado da mesa perfurada e removeu-se também a lâmina de cera. A resina de poliéster já polimerizada foi removida do cilindro, ficando a base onde o dente ficou com 22mm X 22mm.

IV PREPARO PROTÉTICO

Os preparos protéticos foram confeccionados à mão por um único operador. Foi utilizada uma ponta diamantada 4138 (KG Sorensen, Barueri, São Paulo, SP - Brasil) que permitiu uma padronização da penetração da broca em toda a volta do dente. Respeitando as orientações para a confecção de coroas em IPS emax[®] foi confeccionado um ombro (10° a 30°), com arestas internas arredondadas. A largura deste ombro circular foi de aproximadamente 1,0mm. A redução das paredes nas

regiões vestibular e lingual foi de aproximadamente 1,5mm⁸³(Figura 1). Na região incisal a redução foi de 2,0mm. Foi mantido um remanescente coronário (férula) com 2mm.(Figuras 2,3,e 4).

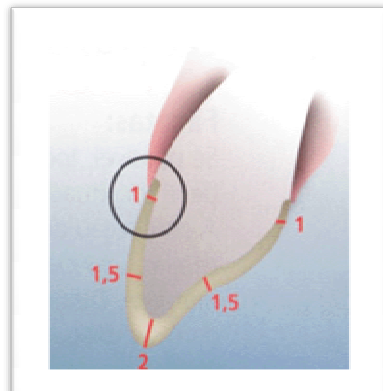


FIGURA 1: Desgastes dentais mínimos sugeridos pelo fabricante⁸³



FIGURA 2: Preparos dentais concluídos – face V

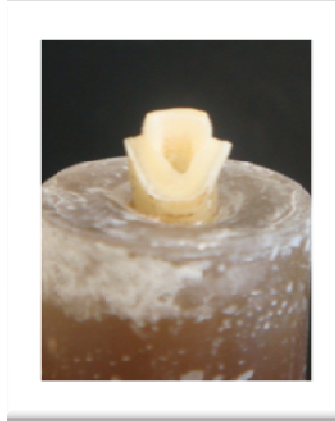


FIGURA 3: Preparos dentais concluídos – face L



FIGURA 4: Preparos dentais concluídos – Vista oclusal

V CONFEÇÃO DE RETENTOR INTRARRADICULAR UTILIZANDO PINO DE FIBRA DE VIDRO

- **Preparo do canal radicular**

Para o preparo do canal radicular, foram utilizadas brocas de Peeso nº2 (Maileffer Instruments S.A. Dentsply, Suíça) mantendo-se obturação de 5mm na

região apical. Assim os canais foram lavados e secos com cones de papel absorvente (Maileffer Dentsply, Petrópolis, BR).

- **Cimentação do retentor intrarradicular de fibra de vidro**

Após a modelagem do conduto do elemento dental foi selecionado um pino de fibra de vidro White Post DC, do tamanho 0,5 (FGM Joinville SC BR) compatível com o conduto (Figura 5).

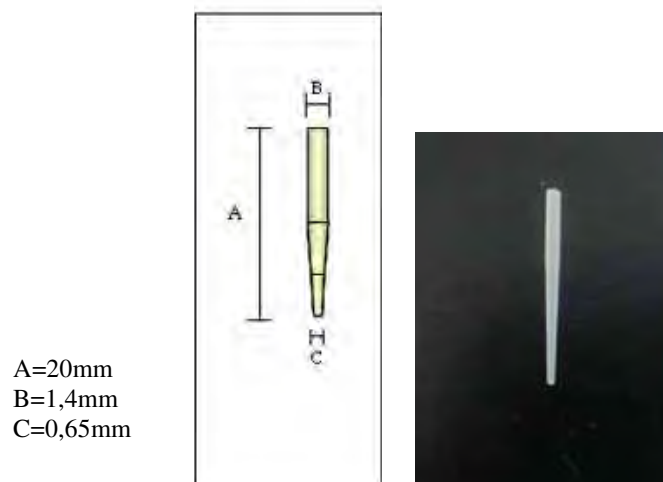


FIGURA 5: Pino de fibra de vidro utilizado e suas dimensões

Foi utilizado o cimento auto-adesivo universal (RelyX™ Unicem -3M ESPE) para a cimentação do pino. Este cimento demonstra uma forte adesão à dentina radicular, tanto com a fotoativação quanto com a presa química no escuro (dark curing) sem pré-tratamento do dente. Seguindo as instruções do fabricante, foi feita a

limpeza do canal radicular utilizando uma solução de hipoclorito de sódio a 2,5%. Lavado com água e seco com cones de papel absorvente até o conduto se apresentar seco, porém evitando a secagem excessiva (Figura 6).



FIGURA 6: Secagem do conduto com cones de papel

O pino de fibra de vidro foi limpo com álcool e seco com ar isento de umidade e óleo, posteriormente, a aplicação do silano (Primer Cerâmico 3M ESPE RelyX™) por 5 segundos e seco completamente com ar para que o solvente volatilize por completo. O material foi inserido no conduto e no pino, levando este em posição (Figura 7). Foram removidos os excessos e fotopolimerizado por 40 segundos.



FIGURA 7: Cimentação pino de fibra de vidro

Após a cimentação do pino o dente foi condicionado com ácido fosfórico 37% por 15 segundos, lavado com jatos de água e seco com papel filtro e aplicado o sistema adesivo de frasco único (Adper Single Bond 2, 3M ESPE) e fotopolimerizado por 20 segundos. Foi realizada a técnica incremental para a confecção do núcleo de preenchimento utilizando a resina Z350 (Restaurador Universal Filtek™ Z350 da 3M ESPE) que é um nanocompósito restaurador direto, fotopolimerizável (Figura 8). O pino foi cortado com ponta diamantada 2200 (KG Sorensen, Barueri, São Paulo, SP - Brasil) (Figura 9).



FIGURA 8: Núcleo de preenchimento em resina composta antes do corte do pino de fibra



FIGURA 9 : Núcleo de preenchimento em resina composta finalizado

VI MOLDAGEM PARA ENDOCROWN

Foi realizada moldagem indireta em uma única fase utilizando silicona de adição. A silicona leve foi misturada e injetada no interior do canal radicular. Foi inserido um pino de policarbonato (Pin Jet – Angelus, Londrina, PR) com o qual foram realizados

movimentos vibratórios a fim de evitar a formação de bolhas. Esse pino foi mantido no canal e coberto também com o material leve. Logo em seguida, o material pesado que havia sido manipulado e inserido em um cilindro de CPVC foi levado ao dente (Figura 10).



FIGURA 10: Moldagem

A moldagem foi enviada ao laboratório de prótese dental e a endocrown foi feita em IPS emax® Press (Ivoclar Vivadent). A pastilha de cerâmica é de dissilicato de lítio (Figura 11) e indicada para a técnica de prensagem.



FIGURA 11: IPS emax® Press ingots

VII CONFECÇÃO DO NÚCLEO METÁLICO FUNDIDO

Após o preparo e a limpeza do canal radicular com jatos de ar/água e secagem com cones de papel absorvente foi realizada moldagem indireta em uma única fase

utilizando silicona de adição. A silicona leve foi misturada e injetada no interior do canal radicular. Foi inserido um pino de policarbonato (Pin Jet – Angelus, Londrina, PR) com o qual foram realizados movimentos vibratórios a fim de evitar a formação de bolhas. Esse pino foi mantido no canal e coberto também com o material leve. Logo em seguida, levamos o material pesado que fora manipulado e inserido em um cilindro de CPVC. A moldagem foi enviada ao laboratório de prótese dental e o pino foi fundido em liga de Níquel Cromo (Fit Cast, Talladium, Curitiba,PR).



FIGURA 12: núcleo metálico fundido em Níquel cromo cimentado

Os pinos foram limpos com álcool, e secos com ar isento de umidade e óleo e cimentados com cimento auto-adesivo universal (RelyX™ Unicem -3M ESPE) (Figura 12).

VIII MOLDAGEM E CONFECÇÃO DAS COROAS

Após receberem acabamento todos os preparos foram moldados. A técnica de moldagem selecionada foi a indireta em uma única fase utilizando silicona de adição, ou seja, associando-se o material pesado ao leve aplicado por meio de ponta de auto-

mistura acoplada ao dispensador que acompanha o material. As moldagens foram enviadas ao laboratório de prótese, vazados em gesso especial e sobre os modelos foram enceradas as coroas e a endocrown de forma que todas tivessem as mesmas dimensões, padronizando-as. Além disso, foi solicitada ao protético a confecção de nichos palatinos para a aplicação da carga. Estes nichos são importantes para que a faca da máquina do teste de fratura não deslize, assegurando assim a mesma direção da aplicação de força para os três corpos de prova. As coroas tiveram também a espessura da cerâmica padronizada na espessura recomendada pelo fabricante (Figura 1). As coroas foram prensadas em IPS emax® Press (Ivoclar Vivadent). A pastilha de cerâmica é de dissilicato de lítio e indicada para a técnica de prensagem. Não foi realizada a maquiagem da cerâmica.

IX CIMENTAÇÃO DAS RESTAURAÇÕES PROTÉTICAS

Foi utilizado o cimento auto-adesivo universal (RelyX™ Unicem -3M ESPE) seguindo as instruções do fabricante. Os dentes foram limpos com pasta de pedra pomes e lavados com jato d'água e secos ligeiramente com jatos de ar isento de água e óleo, evitando secagem excessiva. As peças de cerâmica foram tratadas internamente com ácido fluorídrico 10% por 20 segundos, em seguida foram lavadas com água durante 15 segundos e secas com ar isento de umidade e óleo. Foi realizada a aplicação do silano (Primer Cerâmico 3M ESPE RelyX™) por 5 segundos e seco completamente com ar para que o solvente volatilize por completo. O material foi

inserido nas peças e estas foram levadas aos dentes. Foram removidos os excessos e realizada a fotopolimerização por 40 segundos. O mecanismo de adesão deste cimento se faz por meio da reação entre a matriz orgânica do cimento, composta por metacrilatos de ácidos fosfóricos multifuncionais, e a porção inorgânica da estrutura dentária, hidroxiapatita. Logo após sua manipulação, RelyX™ Unicem apresenta pH próximo de dois, o que promove uma remoção parcial da *smear layer* sem abrir os túbulos dentinários.

X CONFEÇÃO DO LIGAMENTO PERIODONTAL ARTIFICIAL

Os dentes foram removidos dos alvéolos artificiais e a cera em torno das raízes e do interior do alvéolo foi removida com água fervente. Dentro do alvéolo artificial pincelou-se o adesivo (Polyether Adesive, ESPE, Seefeld -Alemanha). Aguardou-se 5 minutos para secagem do material. A pasta base e catalisadora do material de moldagem (Impregum F – ESPE, 3M St Paul, USA) foram proporcionadas e espatuladas e posteriormente inseridas no interior do alvéolo artificial e o dente introduzido sob pressão digital até que a marcação de 2mm coincidissem com a resina de poliéster simulando-se o espaço biológico (Figura 13). Os excessos do poliéster foram removidos com lâmina de bisturi. As amostras foram armazenadas em água destilada.



FIGURA13: Confeção do ligamento periodontal antes do corte dos excessos do poliéter

XI ENSAIO DE RESISTÊNCIA À FRATURA

Os corpos-de-prova foram embutidos em dispositivo metálico de aço inoxidável, onde o braço do dispositivo formou um ângulo de 135° (Moyers)⁶⁰ entre a parte superior da máquina de ensaio universal e o longo eixo da raiz (Figura 14), simulando-se a oclusão dos dentes anteriores superiores e inferiores de um paciente Classe I de Angle (Figura 15). Todo o conjunto foi adaptado em máquina de ensaio universal (EMIC DL 2000 São José dos Pinhais PR, BR) da Faculdade de Odontologia de Araraquara – Unesp . Utilizando uma célula de carga de 5KN, aplicação do carregamento na velocidade de 0,5mm/min por meio de ponta cilíndrica com extremidade ativa em forma de cinzel com espessura de 1mm, apoiada em nicho padronizado na superfície palatina da porção coronária (Figura 16). Os valores foram registrados em N.



FIGURA14: Oclusão dos dentes anteriores superiores e inferiores de um paciente Classe I de Angle.

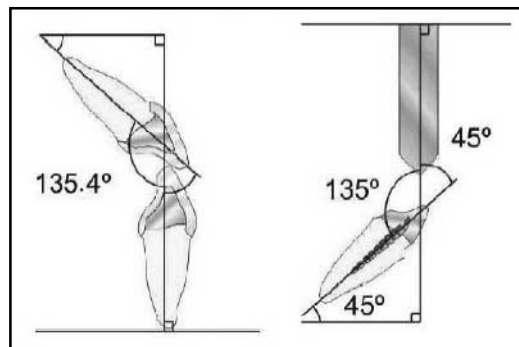


FIGURA 15: Esquema das angulações.

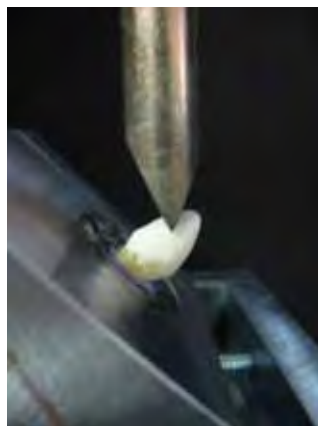


FIGURA 16: Angulação simulada para o teste de compressão entre o cone de aço da máquina e o longo eixo dental.

2 A ANÁLISE DOS ELEMENTOS FINITOS – MEF

A análise pelo método dos elementos finitos foi realizada no Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer (CTI).

Foi realizada a modelagem geométrica de um incisivo central superior.

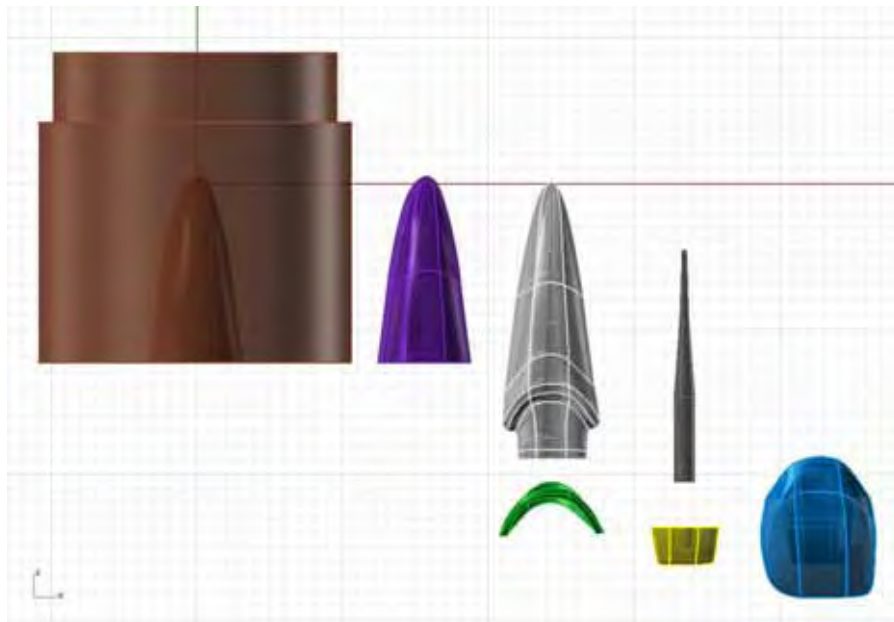


FIGURA 17: Modelo explodido. Partes estruturais do modelo.

Nesta fase, foram definidas as características estruturais do modelo e a simulação do ambiente no qual ele estava inserido (Figura 17). O objetivo foi criar um modelo virtual representativo ao modelo real, respeitando as limitações do programa utilizado. Para tal, foram tomadas as medidas de largura e comprimento em vários pontos da estrutura dos dentes que seriam utilizados no teste de fratura. Foi feita a

média e os valores obtidos foram aplicados a um modelo de incisivo central superior já existente, dando a ele a dimensão dos dentes reais utilizados (Figuras .18 e 19).

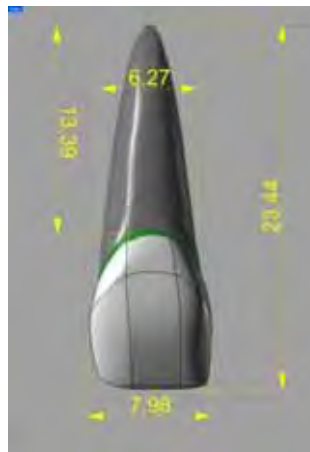


FIGURA 18: Ajustes das dimensões do modelo. Vista vestibular.



FIGURA 19: Ajustes das dimensões do modelo. Vista proximal.

O modelo virtual contém raiz de um dente tratado endodonticamente com 5mm de guta percha a partir do ápice e 2mm de dentina coronária remanescente

(férula), ligamento periodontal. O dente virtual, como o real, está inserido em cilindro de resina de poliéster com as mesmas dimensões. A partir daí, foram definidos os três grupos a serem testados:

- ✓ Pinos de fibra de vidro/resina composta/coroa de cerâmica pura
- ✓ Endocrown em cerâmica pura
- ✓ Núcleo metálico fundido/coroa de cerâmica pura

A análise computacional dos elementos finitos foi realizada em três fases distintas: Pré-processamento, análise e pós-processamento.

2.1 Pré-Processamento

Os modelos geométricos gerados no CAD foram exportados para o software de pré-processamento (FEMAP, Siemens, USA) e a malha de cada estrutura foi gerada empregando elemento sólido tetraédrico do tipo quadrático (Figuras 20, 21, 22, 23, 24 e 25). O processo de malhagem foi controlado empregando ferramentas específicas do *software* de pré-processamento, o que promoveu homogeneidade e conectividade da malha. A quantidade de elementos e nós de cada modelo está descrita na tabela abaixo (tabela 1).

Tabela 1: Quantidade de Nós e Elementos. decada

	Pino de fibra de vidro	Endocrown	Núcleo metálico
Nós	162198	153130	156402
Elementos	107532	100619	102615

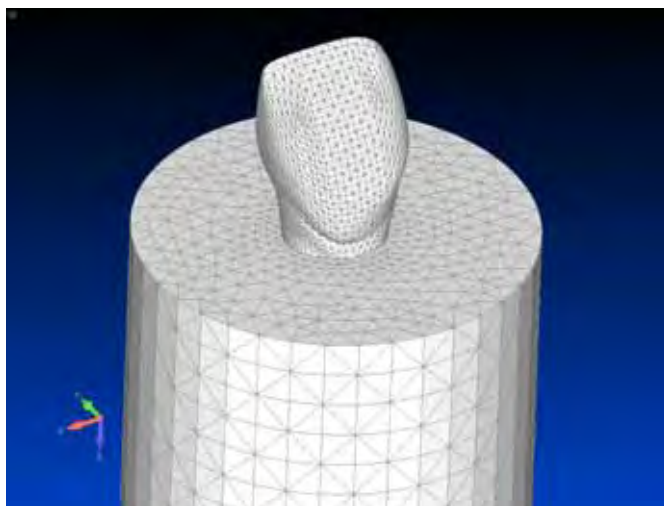


FIGURA 20: Malha do modelo com o cilindro.

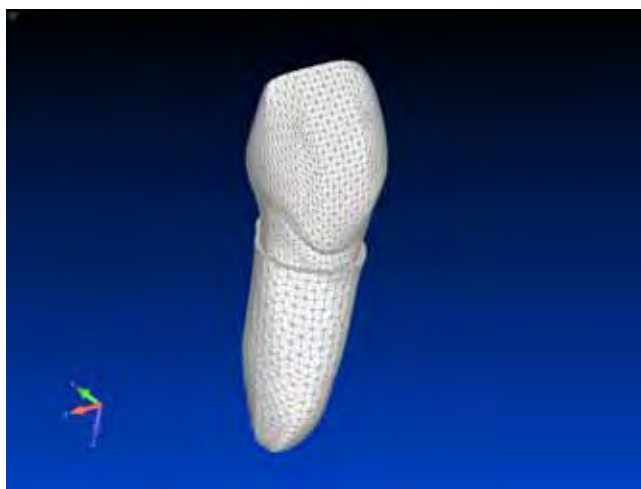


FIGURA 21: Malha do dente com ligamento periodontal.

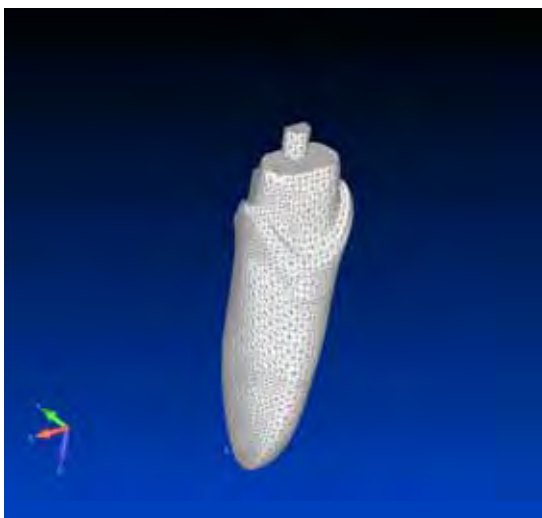


FIGURA 22: Malha do modelo de fibra de vidro.

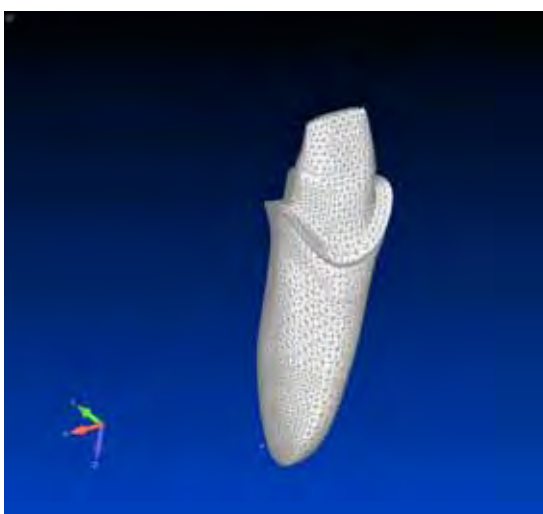


FIGURA 23: Malha do dente com núcleo de preenchimento em resina.

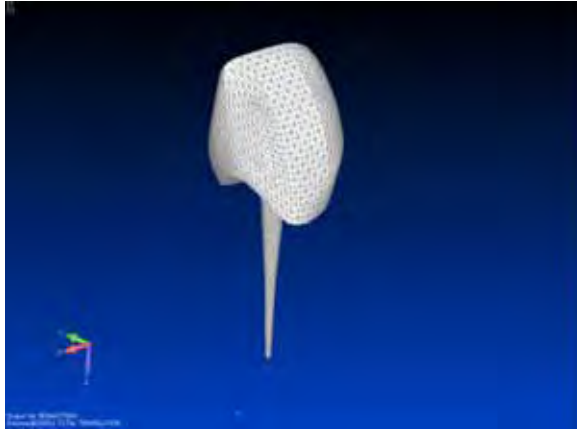


FIGURA 24: Malha da endocrown.



FIGURA 25: Malha do núcleo metálico.

Para a realização precisa deste passo foram determinadas as propriedades mecânicas necessárias para desenvolvimento de estruturas isotrópicas, lineares e homogêneas correspondentes ao material alvo do estudo. As propriedades mecânicas que foram definidas para cada material são:

Módulo de Elasticidade (E): representa uma propriedade mecânica de um material dentro da faixa elástica. Pode ser determinado pela curva de tensão-deformação pelo cálculo da proporção entre tensão e a deformação ou da inclinação da região linear da curva.

Coefficiente de Poisson (ν): durante as cargas axiais de tração e compressão, há deformações axiais e transversais simultâneas. Dentro da faixa elástica, a proporção de deformações transversal e axial é chamada coeficiente de Poisson.

Estas propriedades foram obtidas por meio de revisão da literatura (tabela 2).

Tabela 2: Propriedades mecânicas das estruturas dentais e dos materiais utilizados

	Módulo de elasticidade	Coefficiente de Poisson	
Esmalte	84,1GPa	0,30	CRAIG ²¹ 2004
Dentina	18,6GPa	0,31	FARAH ²³ 1988
Pino de Fibra de Vidro (White Post – FGM)	30 -50 GPa	0,33	FGM perfil técnico 2007
Resina Composta	12GPa	0,30	AUSIELLO ⁸ 2002
Resina de Poliéster	13,5GPa	0,31	SOARES ⁹³ 2008
Poliéster (Ligamento Periodontal)	0,05GPa	0,45	SOARES ⁹³ 2008
Níquel Cromo	185GPa	0,35	PHILLIPS ⁶² 1991
Cerâmica IPS e.max® Press Ivoclar-Vivadent	91GPa	0,23	ALBAKRY ⁵ 2003

2.2 Análise

Nesta fase foi realizada a análise estrutural, esta determina os efeitos da deformação, do deslocamento e das tensões resultantes da força aplicada.

Os modelos foram preparados no módulo de pré-processamento do *software* (FEMAP, Siemens, USA) para definição das condições de contorno, etapa importante na simulação dos contatos entre estruturas, restrição do modelo, aplicação de carga e análise das tensões. Foi aplicado 0,1mm de deslocamento na mesma região utilizada no teste de fratura estático simulando uma etapa do deslocamento da faca de aplicação de carga.

2.3 Pós- processamento

É a última fase da análise pelo método dos elementos finitos. Ela forneceu a apresentação dos resultados segundo o critério das tensões equivalentes de Von Mises e o da tensão máxima principal. A análise por Von Mises é utilizada para avaliar o comportamento de materiais mais resistentes como o núcleo metálico fundido (Níquel Cromo) enquanto que a Max principal é utilizada para materiais mais frágeis como a dentina, o esmalte e a cerâmica. A apresentação dos resultados foi feita de forma gráfica (Figura 26).

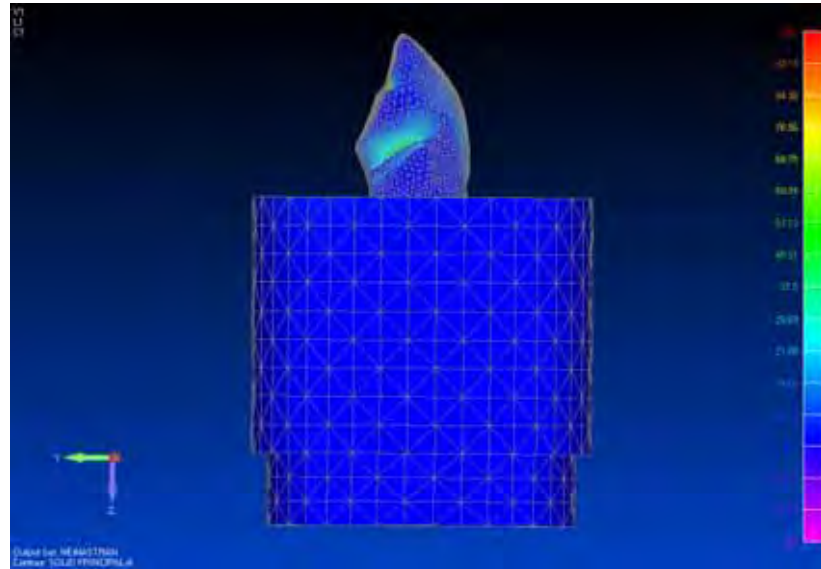


FIGURA 26: Resultados presentados de forma gráfica.

Resultado

1. RESULTADOS DO TESTE DE FRATURA

A tabela 3 mostra a força necessária para a fratura dos corpos de prova

Tabela 3: Resultados em N do teste de fratura

	Resistência a fratura (N)
Pino de fibra de vidro	797,52
Endocrown	779,46
Núcleo metálico fundido	796,50

Os resultados da presente pesquisa mostram que, os três tipos de retentores utilizados apresentaram comportamento semelhante. O núcleo fundido se mostrou apenas 0,12% menos resistente que o núcleo de fibra de vidro. A endocrown apresentou-se também menos resistente que o núcleo metálico fundido, porém num percentual de 2,18%. O núcleo de fibra de vidro é 2,3% mais resistente que a endocrown.

2. RESULTADO DA ANÁLISE DOS ELEMENTOS FINITOS

1)Pinos de Fibra de Vidro

- No modelo de fibra de vidro com núcleo de preenchimento em resina (Figura 27), altos níveis de concentração de tensão estão localizados sob o ponto de aplicação das cargas mastigatórias na face lingual da coroa de porcelana.
- Este epicentro da face palatina se dissipa em direção à parte coronária do pino e à resina composta sugerindo fratura nesta região.
- Pode-se observar também, que a dentina da região da férula, não apresenta sítios de tensão.
- Existe um ligeiro aumento de tensão na região radicular, na interface entre a região apical do pino de fibra de vidro e a dentina circundante, com mais evidência na face palatina.
- O modelo apresenta também um aumento de tensão na interface incisal entre o pino de fibra de vidro e o material resinoso. Podendo indicar uma possível fratura do corpo da resina.

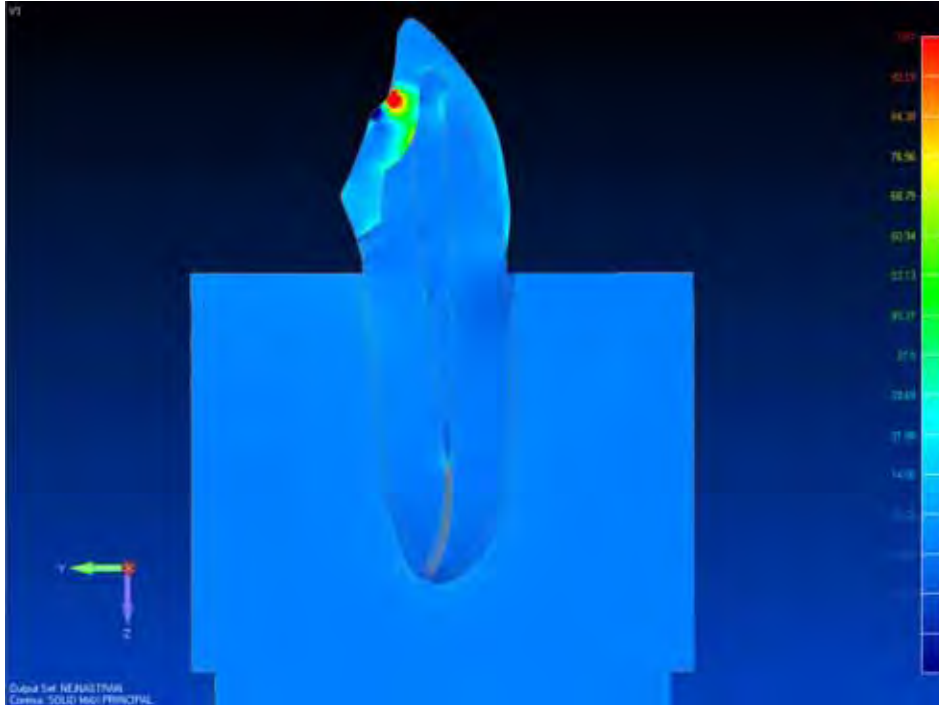


FIGURA 27: max principal pino de fibra de vidro.

2) Endocrown

- No modelo de Endocrown (Figura 28), altos níveis de concentração de tensão estão localizados sob o ponto de aplicação das cargas mastigatórias na face lingual.
- Além de outros três epicentros na região interna da endocrown, na região onde seria o início do núcleo. Analisando-se a concentração de tensões podemos constatar que ela ocorreu de forma radial, o que sugere que a fratura da coroa seja catastrófica, separando a face vestibular da lingual com tendência de preservação do pino.

- Podemos observar também, que a dentina da região da férula e a cerâmica do interior do conduto, apresentaram um padrão homogêneo de distribuição de tensões, não sugerindo nenhum tipo de fratura.
- O modelo apresenta um aumento das tensões na interface pino/raiz.

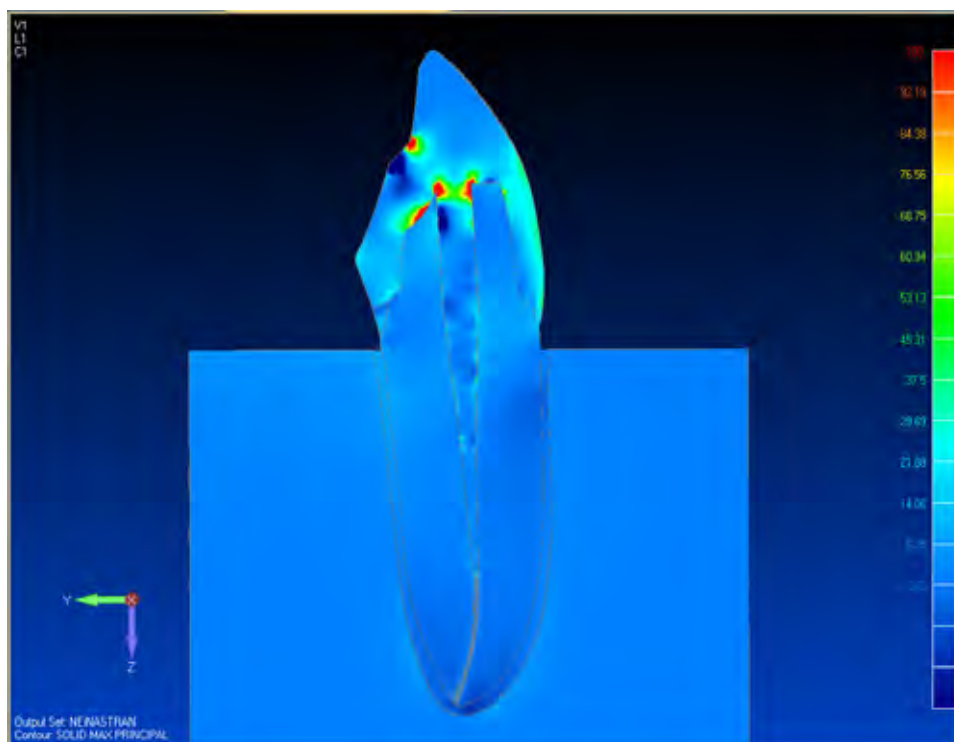


FIGURA 28: max principal-endocrow.

3) Núcleo metálico fundido

- Na figura 29 e 30, tem-se a distribuição das tensões (Max principal) no interior do modelo restaurado com núcleo metálico fundido, cerâmica em IPS emax[®]. Os níveis mais altos de concentração de tensão estão localizados sob os pontos de aplicação da carga mastigatória na face palatina.

- -Os maiores valores estão deslocados para o lado vestibular do modelo, provavelmente devido à aplicação de força no contato palatino.
- A coroa se apresenta bastante tensionada devido à presença do sítio de tensão na face palatina e outro sítio no ângulo interno da férula dentinária. Com a propagação destas tensões, sugere-se fratura da coroa de cerâmica partindo desta região e propagando-se para a face vestibular.
- Verifica-se também, uma alta concentração de tensões no primeiro terço da raiz, face palatina. Esta alta concentração de tensão nesta região pode indicar que, em caso de fratura radicular, a linha de fratura poderá iniciar neste ponto.
- Na face vestibular, na altura do limite amelo dentinário, verifica-se outro sítio de tensão, em caso de fratura radicular, a linha de fratura poderá iniciar neste ponto.
- O núcleo em sua porção radicular apresenta vários sítios de concentração de tensão na interface pino parede do conduto.

Na figura 31 observamos a distribuição de tensões de Von Mises no interior do elemento dental.

- Os maiores valores estão localizados sob o ponto de aplicação das cargas mastigatórias na face lingual da coroa.
- Podemos encontrar também uma maior concentração de tensões na interface núcleo/raiz.

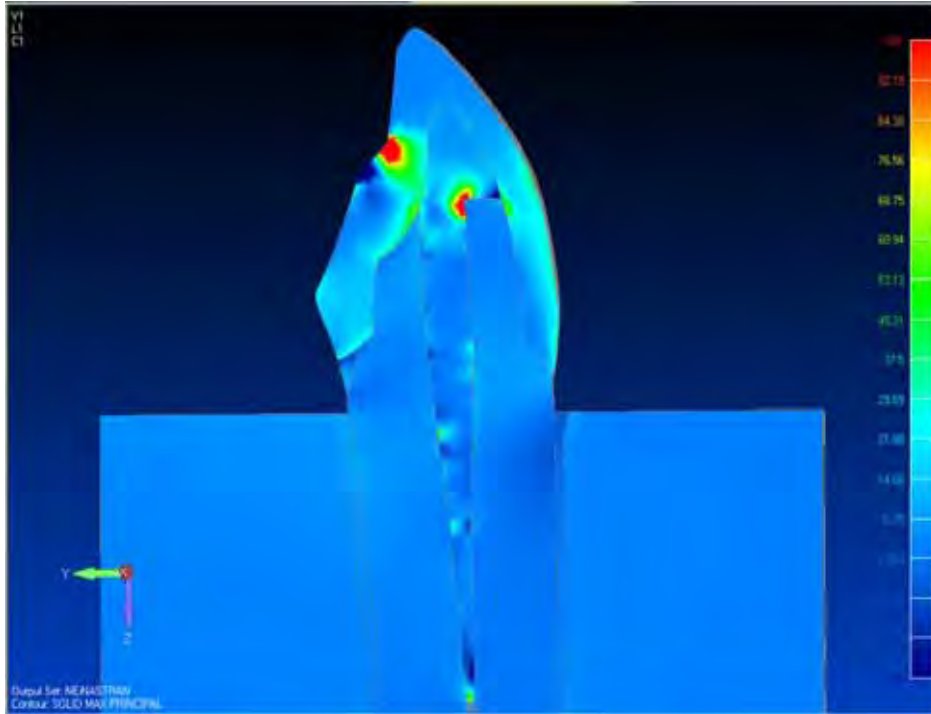


FIGURA 29: max principal - núcleo metálico fundido.

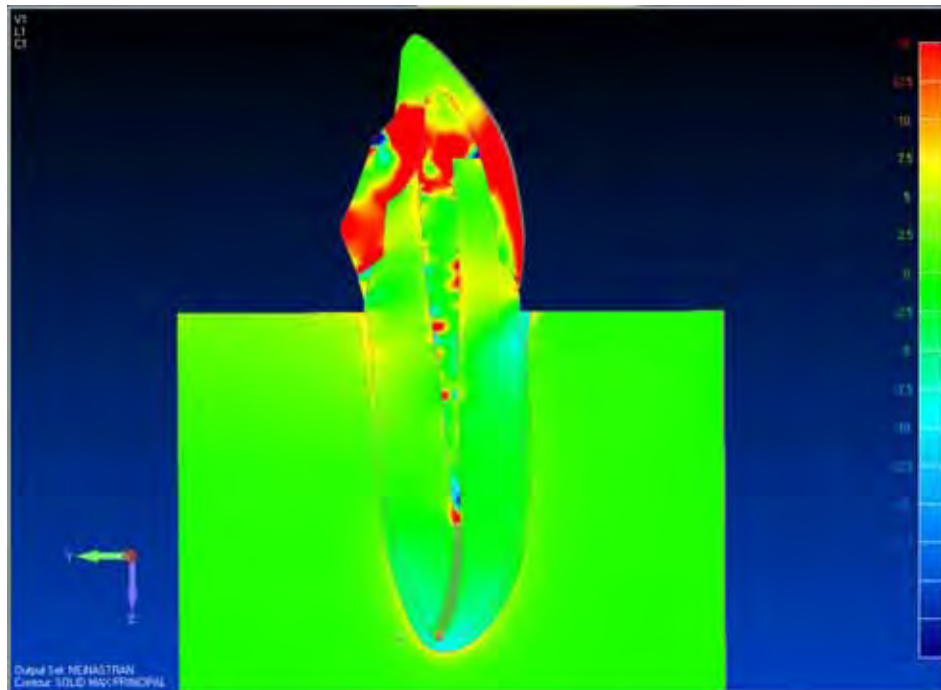


FIGURA 30: max principal - núcleo metálico.

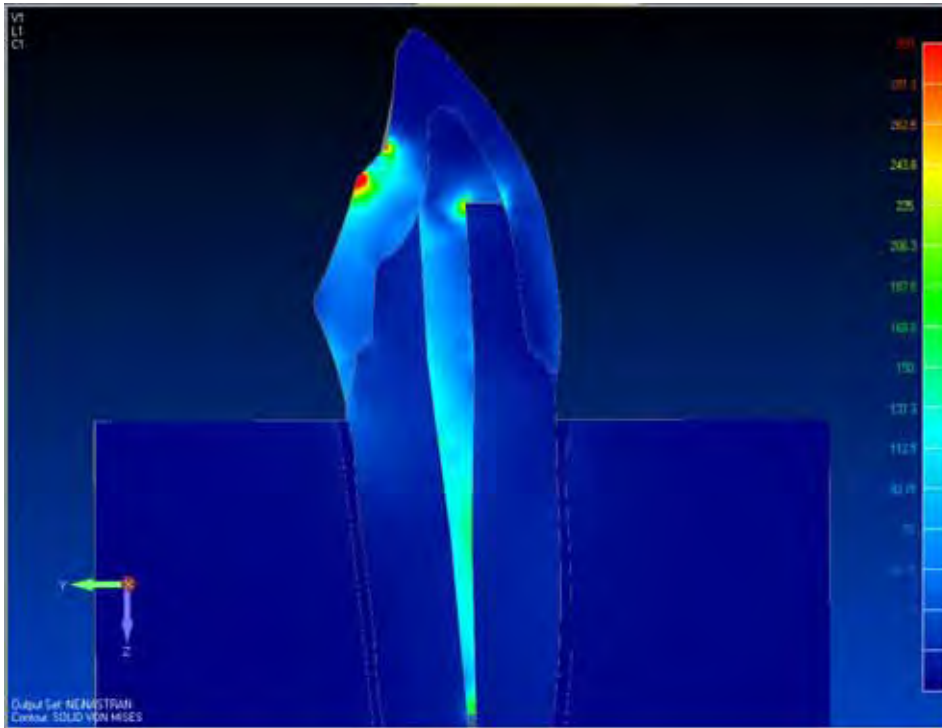


FIGURA 31: Von Mises núcleo metálico fundido.

ANÁLISE DO PADRÃO DE FRATURA

1) Pino de fibra de vidro

- O corpo de prova apresentou trinca na coroa de cerâmica (Figura 32 e 33a e 33b)
- O dente não apresentou fratura da raiz



FIGURA 32: Pino de fibra de vidro: Trinca da coroa de Cerâmica emax[®] - Face mesial.



FIGURA 33a: Pino de fibra de vidro: Trinca da coroa de Cerâmica emax[®] - Face distal.

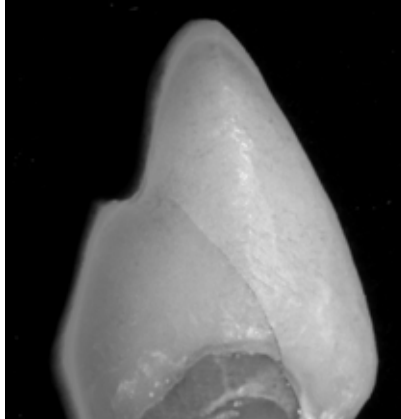


FIGURA 33b: Foto evidenciando a linha de fratura.

2) Endocrown

- O corpo de prova apresentou fratura coesiva da coroa de cerâmica (Figuras 34 e 35).
- O dente não apresentou fratura da raiz.



FIGURA 34: Endocrown: Fratura coesiva da coroa de IPS emax®



FIGURA 35: Endocrown: Fratura coesiva da coroa de IPS emax® fragmento vestibular e lingual.

3) Núcleo metálico fundido

- O corpo de prova apresentou trinca na coroa de cerâmica na face vestibular (Figura 36).
- O dente apresentou linha de fratura da raiz com início das linhas de fratura nas faces mesial e distal correndo em direção à face vestibular (Figura 37 e 38).



Figura 36: Núcleo metálico fundido – trinca na coroa – face vestibular.



FIGURA 37: Núcleo Metálico Fundido: Trinca na raiz – face Distal.



FIGURA 38: Núcleo Metálico Fundido: Trinca na raiz – face Mesial.

ANÁLISE COMPARATIVA ENTRE O TESTE DE FRATURA E DA ANÁLISE DOS ELEMENTOS FINITOS

1) Pino de fibra de vidro

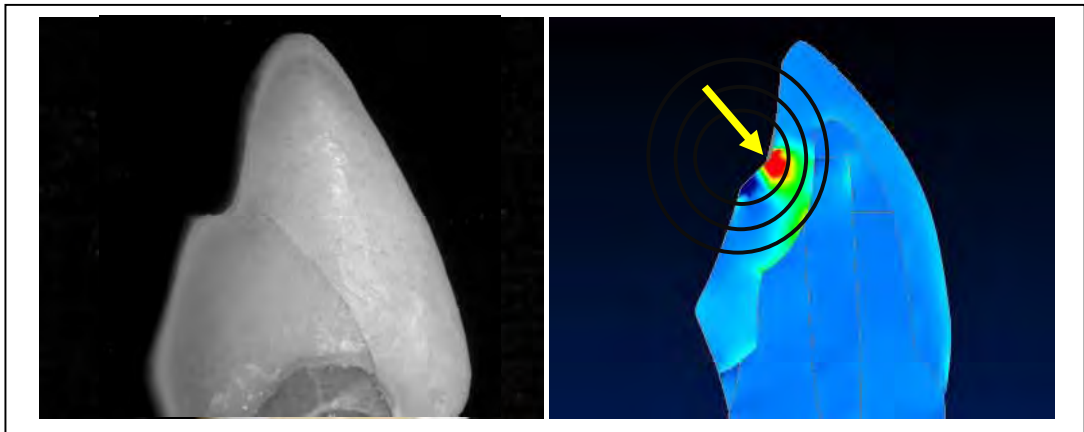


FIGURA 39: Comparação entre o modelo real e o virtual – Pino de Fibra de vidro.

Ao analisarmos o modelo real e o virtual veremos que as linhas de fratura foram coincidentes (Figura 39). Ao observarmos o modelo de elementos finitos, devemos imaginar que um sítio de tensão se propaga em “ondas” (Figura 39). Estas ondas quando se encontram com as de outros sítios, podem sugerir o caminho da fratura.

2)Endocrown

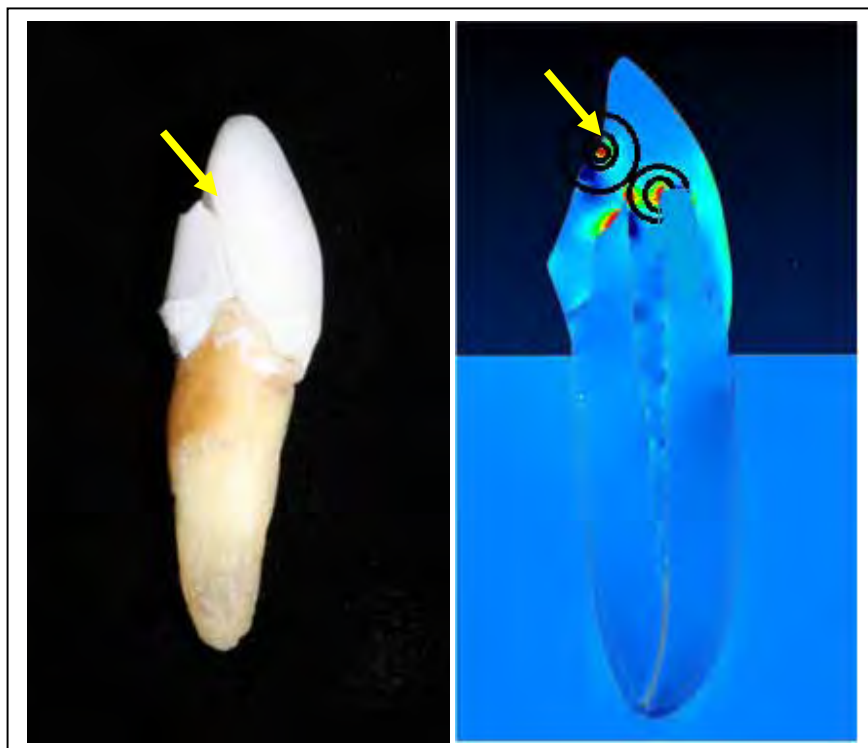


FIGURA 40: Comparação entre o modelo real e o virtual – Endocrown.

Na figura 40 podemos verificar que na análise dos elementos finitos o sítio de tensão existente na coroa nos sugere uma linha de fratura que parte da região palatina (nicho) e se propaga, “em ondas”, em direção aos outros sítios de tensão internos da coroa. O que pode ser verificado quando os dois fragmentos, vestibular e lingual, da coroa de cerâmica foram unidos para avaliarmos a linha de fratura. Além disso, observamos em MEF baixos índices de tensão na raiz e no pino, o que não sugere fratura em ambos, concordando com o teste de fratura

onde não ocorreu fratura no pino e nem na raiz. O resultado da análise do MEF foi bastante representativa.

3)Nucleo metálico fundido

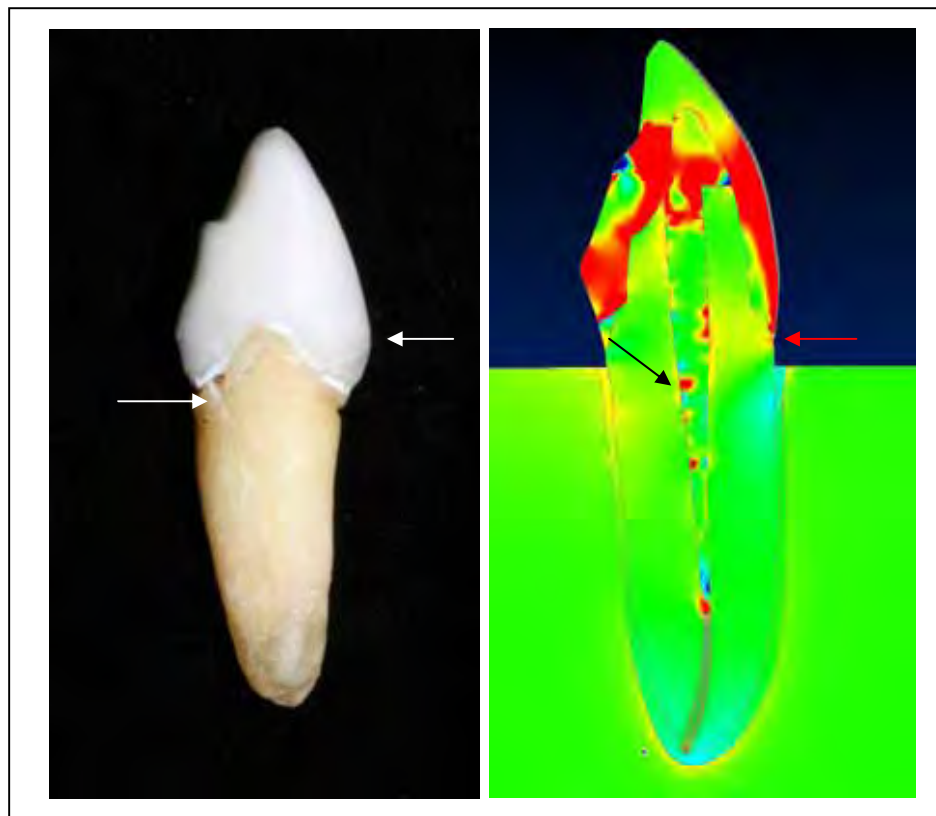


FIGURA 41: Comparação entre o modelo real e o virtual: Núcleo Metálico Fundido.

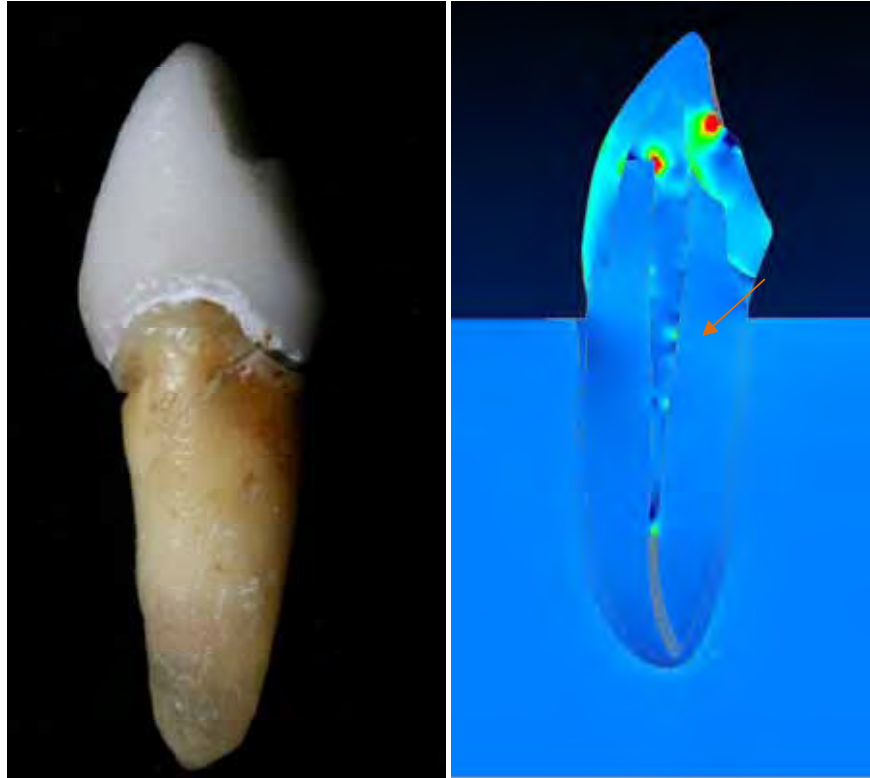


FIGURA 42: Comparação entre o modelo real e o virtual - Núcleo Metálico Fundido.

Analisando as figuras 41 e 42 podemos identificar na análise dos elementos finitos, as áreas de tensão que causaram as fraturas, da raiz e da coroa no elemento dental. Na figura 41 observamos na face vestibular da raiz um sítio de tensão aonde poderia haver outra linha de fratura da raiz, que provavelmente não ocorreu, pois logo abaixo desta, existe uma área azulada, ou seja, com baixos níveis de tensão que neutralizou o sítio em questão. Por outro lado a trinca da coroa na face vestibular pode ter sido causada pela tensão desse sítio da região cervical da face vestibular e da coroa que se apresentava com alta tensão nessa região.

Discussão

Discussão

O dente analisado neste estudo foi o incisivo central superior. Estes dentes protegem os dentes posteriores durante o movimento de protrusão fazendo-os desocluírem durante este movimento. Tem a função de rasgar os alimentos e a tensão causada por esta função é um parâmetro importante na sobrevivência das restaurações¹¹⁹. Deve-se ter claro também que a restauração de um dente vital é diferente da restauração de um dente não vital.

Os procedimentos endodônticos demonstram reduzir a rigidez do dente em apenas 5%, ao passo que um preparo (MOD) reduz a rigidez em 60% segundo Wagnild, Mueller¹¹² (2000) o que está de acordo com os estudos de Assif e Gorfil² (1994) de que dentes despulpados são mais frágeis que os vitais devido à perda de umidade da dentina e atribuíram a resistência à fratura à quantidade de dentina remanescente.

Observa-se com grande frequência a ocorrência de fraturas em elementos dentais que foram submetidos ao tratamento endodôntico^{103,120}. Nesse sentido, vários estudos têm sido propostos na busca por procedimentos restauradores que reforcem a estrutura dental remanescente prevenindo a ocorrência de fratura¹⁰³. Quando se comparam as propriedades mecânicas dos dentes tratados endodonticamente em relação aos dentes vitais, é possível observar alterações provenientes deste tratamento^{44, 88}. Porém, estudos têm demonstrado não haver diferenças entre os dentes pulpados e despulpados quanto à dureza Knoop, dureza Vicker's^{44, 88}, resistência à

compressão, à tração⁸⁸, ao impacto e resistência à fratura⁸⁸, bem como na malha colagenosa que compõe a parte orgânica da dentina⁷⁵.

A reconstrução de dentes tratados endodonticamente é, sem dúvida, uma das principais referências para ilustrar o avanço de novas técnicas e novos materiais, já que esse é um dos desafios da Odontologia, pois, geralmente a maior parte ou toda a estrutura coronária dos dentes endodonticamente tratados apresenta-se destruída, dificultando sobremaneira a retenção do material restaurador além de comprometer a resistência do remanescente dental.

Alguns autores^{59,112} ressaltam que dentes anteriores intactos, com acesso endodôntico conservador e cristas marginais preservadas, não precisam de pinos ou coberturas coronárias. Sempre que possível, deve-se evitar o uso de pino intracanal no sentido de simplificar o procedimento restaurador e evitar os riscos associados à sua utilização. Dentre esses, pode-se citar a possibilidade de induzir microtrincas na raiz, favorecer o surgimento do chamado “efeito cunha”, podendo gerar futura fratura radicular^{59,112}. A principal função dos pinos é promover a retenção para a restauração protética em dentes em que o tecido coronário foi perdido. A restauração protética com pinos e núcleos só deve ser utilizada em casos extremos, como em dentes que perderam mais da metade da coroa dental^{14,34}.

Existem fatores críticos comuns a todos os materiais que podem prejudicar a durabilidade da reconstrução, tais como a proximidade da margem protética com a linha de acabamento da reconstrução pós-endodôntica e a incapacidade de selamento da restauração protética provisória e definitiva. As margens da restauração protética

devem cobrir pelo menos 2-3mm a estrutura dental e não devem nunca terminar sobre o material utilizado para a reconstrução do núcleo.

A quantidade e a qualidade dos tecidos duros remanescentes permanecem como o elemento mais importante a ser considerado na escolha do tipo de reconstrução a ser efetuada. Estudos mostram que um remanescente coronal grande aumenta significativamente a resistência à fratura de dentes tratados endodonticamente. Através do Método dos Elementos Finitos se pode avaliar que a presença de remanescente dental pode influenciar na resistência mecânica à fratura e à flexão e também na distribuição de tensões. Alguns autores recomendam um remanescente dental de 2mm para que seja indicado o núcleo com fibra de vidro e resina^{4,65,120}, enquanto que outros autores recomendam 1,5mm de remanescente²⁵ e até a indicação de 1mm de espessura mínima de dentina foi encontrado na literatura⁵⁰. Por esta razão, no presente estudo foi deixado um remanescente dental de 2mm. Esta dentina preservada é denominada férula e é o aspecto mais importante para a sobrevivência do complexo pino/núcleo⁴⁶. O aumento de resistência é explicado pela maior preservação de estrutura dental e pela diminuição do efeito de alavanca do pino sobre as paredes do canal radicular⁹⁵, porque os esforços mastigatórios são dissipados por essa parede de dentina.

Os núcleos metálicos fundidos, pela proposta de Fouchard²⁴, vêm sendo utilizados durante muitos anos e são considerados padrões de comparação (grupo controle) quando novos sistemas de retenção intra-radicular são avaliados. Por esta razão é um dos grupos deste presente estudo. Como vantagens apresentam adaptação

ao longo de todo o canal radicular, podendo ser indicados em diversas situações clínicas. No entanto, podem apresentar uma técnica para sua obtenção mais dispendiosa, por envolver uma fase laboratorial e mais de uma sessão clínica para sua instalação, sendo que, um maior número de passos leva ao aumento de chances de ocorrerem fracassos; promovem um maior desgaste de estrutura dental durante o preparo da raiz para recebê-los. Além disso, o risco de contaminação dos sistemas de canais durante os passos para confecção deve ser considerado. Ao se avaliar retenções intrarradiculares metálicas (pinos metálicos e núcleos metálicos fundidos) encontra-se que essas apresentam maior rigidez^{1,2}. Soma-se a esse fato, a falta de translucidez tornando-os antiestéticos, dificultando a utilização de próteses em cerâmica pura ou resina composta laboratorial .

Pinos não metálicos têm vantagens já amplamente discutidas como eliminação da etapa laboratorial, resultado estético mais satisfatório. As respostas às solicitações mecânicas da unidade raiz/pino/cimento/reconstrução são próximas àquelas da própria dentina⁸⁶. No presente estudo o material utilizado foi a resina composta visto que, é o material mais utilizado dentre os materiais estéticos disponíveis¹⁷ e ainda, não apresenta expansão higroscópica como os cimentos ionoméricos⁹¹. As resinas compostas apresentam vantagens tais como boas propriedades mecânicas, facilidade de manipulação, controle do tempo de trabalho, estética e união à estrutura dental através do sistema adesivo¹⁷. Porém a adesão e retenção dos pinos de fibra de vidro aos materiais de cimentação e reconstrução não é perfeita. De fato, é de interações químicas e micro-mecânicas entre o pino e a resina que depende a reconstrução dos

dentos reabilitados proteticamente. É necessário que se faça tratamentos superficiais em pinos de fibras, já que a prática clínica tem exibido casos recorrentes de deslocamentos das restaurações de resina^{55,86}. Neste estudo, o pino de fibra de vidro foi cortado com ponta diamantada que esta de acordo com os trabalhos de Grandini³² (2002) e Heck³⁶ (2007). Devemos observar que o desgaste e o corte dos pinos de fibra, sem os devidos cuidados, levam à modificação na interação fibra/matriz, produzindo falhas ou facilitando a progressão de falhas pré-existentes, o que pode levar a perdas irreparáveis, em termos de propriedades, tais como resistência à flexão e à fadiga³⁶. Para uma maior interação do pino de fibra aos materiais resinosos fez-se neste estudo a aplicação do silano (Goracci³¹ 2005).

A interface entre materiais de diferentes módulos de elasticidade são áreas críticas do sistema restaurador, por esta razão a coroa endocrown está sendo avaliada. Uma endocrown é uma coroa que se estende para o conduto radicular, ou seja, núcleo e coroa em uma única peça de um mesmo material (Zarone¹¹⁹, 2006). A coroa endocrown trás novas possibilidades. A utilização de materiais que apresentem propriedades mecânicas mais semelhantes com a estrutura dental quando comparadas aos núcleos metálicos fundidos. A confecção do conjunto núcleo/coróa em uma única peça e do mesmo material pode trazer à peça protética uma maior resistência já que não existem interfaces como nos pinos de fibra. Clinicamente, tem-se a vantagem de realizar com apenas uma moldagem a reabilitação do elemento dental, fazendo com que haja uma diminuição do tempo clínico. Além disso, a possibilidade de distorções das moldagens e das não adaptações de alguma das etapas diminui

consideravelmente. Porém o mais importante seria a diminuição do índice de fratura radicular existente já que para tal, a única solução é a exodontia.

A utilização do teste de compressão em um ângulo de 130° ^(35, 73, 95) ou 135° em relação ao longo eixo da raiz constitui-se num ensaio experimental consagrado para avaliação da resistência à fratura de dentes anteriores superiores tratados endodonticamente¹²⁰, uma vez que há uma simulação das condições clínicas do meio intraoral. De acordo com Moyers⁶⁰, o ângulo intercuspídeo, em uma relação oclusal entre os incisivos centrais superiores e inferiores é de $135,4^{\circ}$ (ângulo interincisal). Dessa maneira, para este trabalho, a angulação utilizada no carregamento tangencial de compressão dos dentes foi de 135° em relação ao longo eixo da raiz.

Com a intenção de não haver um deslizamento da faca no momento do teste estático de fratura foi realizado na face lingual das coroas um nicho. Desta forma, pode-se padronizar o mesmo local para a aplicação das forças.

A técnica da análise de elementos finitos representa um tipo particular de teste que não pressupõe nem mesmo o emprego de material “real”, sendo baseado em simulações no computador. Nestes estudos, os materiais são recriados virtualmente e postos a interagir entre eles com base nos valores das suas propriedades físico-mecânicas, levantadas experimentalmente e inseridas no *software* apropriado. Este tipo de análise é muito útil na medida em que permite prever o comportamento clínico das técnicas de restauração ao variar as características dos materiais utilizados⁸⁵.

Neste estudo, foi modelado um incisivo central superior com as características dimensionais e anatomia similares à média dos dentes que foram utilizados no teste mecânico de fratura. Além do ligamento periodontal ^{41,82,92}, pinos, núcleo e coroas que apresentavam uma morfologia bastante aproximada. Foi reproduzido também o cilindro onde os dentes estavam inseridos e foi utilizado o módulo de elasticidade da resina de poliéster e não do osso humano. Esta decisão foi tomada para possibilitar reproduzir o modelo de forma representativa, de maneira que o teste estático de fratura e a análise dos elementos finitos agissem no mesmo tipo de amostra. Foi aplicado na região palatina (nicho) do modelo virtual um deslocamento diferente do aplicado ao modelo real, dado que o carregamento real mostrou-se bastante alto (aproximadamente 2mm), levando o modelo para uma condição de falha, o que poderia resultar em problemas com o modelo de elementos finitos. Para garantir resultado adequado e manter a linearidade do modelo foi aplicado um deslocamento de 0,1mm capaz de gerar um campo de tensões representativo para a condição de carregamento do modelo em situação pré-falha.

No modelo para MEF, a linha do cimento foi considerada como tendo o mesmo módulo de elasticidade da dentina. Devido à mínima espessura deste material, torna-se difícil a discretização do mesmo. Sabe-se que as propriedades mecânicas e adesivas do cimento são tão importantes quanto às propriedades do pino. Um cimento ideal deve ser resiliente e elástico para poder funcionar como amortecedor de forças, uma vez que é exatamente no nível da interface pino/dentina que se desenvolvem as maiores solicitações.

A análise dos elementos finitos incrementou enormemente as informações úteis à compreensão da dinâmica de tensões à qual é submetido um corpo não homogêneo, como o dente reconstruído. Este método foi utilizado em inúmeros trabalhos para avaliar o esforço interno de raízes que alojam pinos diferentes com níveis de tecido de sustentação normais ou variados^{22,59, 93-94, 97,118-119}. O método dos elementos finitos pode apenas afirmar qual hipótese falhará primeiro dentre duas ou mais opções, mas não determinará o momento exato da falha de um único modelo. Portanto sempre que for viável e justificável, os resultados obtidos com o uso dos elementos finitos devem ser validados por testes experimentais⁷⁶.

A utilização do método de elementos finitos para uma pré-análise das hipóteses faz-se importante. A possibilidade de conseguir um grande número de dentes humanos para serem utilizados em pesquisa é cada vez mais restrita. Os métodos utilizados em testes mecânicos inutilizam totalmente o elemento dental. A possibilidade de estes testes serem realizados virtualmente abre um grande leque de possibilidades. Portanto as pesquisas que são realizadas com teste mecânico e elementos finitos podem elevar cada vez mais a credibilidade deste método isoladamente, fazendo com que haja uma diminuição na quantidade de dentes humanos utilizados em cada pesquisa.

Neste estudo, as sugestões encontradas na análise por MEF foram coincidentes com o teste mecânico de fratura. Deixando claro que este método é bastante relevante no avanço das pesquisas. Cabe salientar aqui a grande importância na interpretação correta destes dados já que é um modelo matemático e virtual.

Os resultados do teste estático de fratura mostram que, os três tipos de retentores utilizados apresentaram comportamento semelhante. O núcleo fundido se mostrou apenas 0,12% menos resistente que o núcleo de fibra de vidro. A endocrown apresentou-se também menos resistente que o núcleo metálico fundido, porém num percentual de 2,18%. O núcleo de fibra de vidro é 2,3% mais resistente que a endocrown. A fratura radicular do dente com o núcleo metálico fundido ocorreu devido ao alto módulo de elasticidade do metal, que é bem maior que o módulo de elasticidade da dentina. Quando submetido à carga, o metal desloca as tensões para a dentina podendo causar fraturas de difícil resolução. Por essa razão, a rigidez do retentor intrarradicular deve ser cuidadosamente avaliada.

No presente estudo, a utilização do núcleo metálico fundido apresentou o resultado menos desejável. Tanto na interpretação dos elementos finitos quanto no teste estático de fratura obteve-se os mesmos resultados, ou seja, fratura radicular. O que está em concordância com alguns trabalhos importantes de avaliação clínica das reconstruções com núcleos fundidos que ressaltam os seus elevados percentuais de fracasso irreversível (Lewis⁴⁵, 1988 ; Torbjoner¹⁰⁵ 1995). Outros estudos demonstram como a excelente adaptação dos pinos cônicos às paredes do canal não permitem uma melhor retenção, mas sim tende a sobrecarregar a raiz com um efeito cunha^{61,99}. Assif^{1,2} demonstra que as forças mais concentradas na região apical podem representar a causa das fraturas radiculares longitudinais.

Quanto aos pinos de fibra de vidro, este estudo também obteve resultados coincidentes entre o teste mecânico e o resultado dos elementos finitos. Ambos

mostraram uma preservação da estrutura radicular, não apresentando zonas de tensão e não ocorrendo fratura radicular. Na literatura estudada foram encontradas semelhanças com alguns trabalhos nos quais também não foram observadas fraturas radiculares ou do pino, bem como perda da retenção do pino;^{3,58,86,100}. As duas análises realizadas apresentaram fratura da coroa de cerâmica pura.

Quanto à análise da endocrown em cerâmica pura IPS emax[®], pouco se encontra na literatura. Esta análise dos elementos finitos mostrou uma grande concentração de tensões na porção coronária da endocrown, sugerindo fratura da coroa no sentido méσιο/distal separando-a em um fragmento vestibular e outro lingual, com tendência a manter o pino dentro do canal radicular. Esta análise coincidiu com o teste estático de fratura no qual obteve-se fratura da coroa exatamente como sugeriu a análise computacional. Não houve dano à porção radicular.

A avaliação do padrão de fratura possui grande relevância clínica, uma vez que o mesmo ditará a possibilidade ou não de reconstrução do elemento dental fraturado. Neste estudo os pinos de fibra e a endocrown em IPS emax[®] se mostraram vantajosos em relação aos metálicos. No sentido de que ocorreu um tipo de fratura radicular irrecuperável no dente com o núcleo metálico fundido, ao passo que havia a possibilidade de recuperação radicular naqueles em que foi aplicado um pino de fibra e uma endocrown. Com os pinos elásticos, a falha ocorre dentro de um período mais curto, mas é contornável. Enquanto que nos pinos mais rígidos, a falha demora mais a acontecer, mas é catastrófica e intratável.

Neste estudo, foi utilizada a cerâmica IPS emax[®] Press que possui um módulo de elasticidade baixo (91GPa) quando comparado ao módulo de elasticidade das cerâmicas reforçadas por alumina sinterizada (418GPa)¹¹⁹. Não se pode afirmar que ao ser utilizado este material menos elástico na confecção de uma endocrown a raiz seria também preservada. O que se sabe é que materiais com alta rigidez suportam deformações, gerando altas zonas de tensão na interface pino/raiz, modificando o comportamento biomecânico do sistema restaurador. Por esta razão pode-se afirmar que as resinas de laboratório que possuem módulo de elasticidade mais baixo (16GPa), podem ser uma opção confiável para a confecção de uma endocrown. Esses materiais menos rígidos acompanham os movimentos flexurais do dente reduzindo as tensões na interface raiz/núcleo¹¹⁹.

Entretanto, torna-se difícil a comparação dos diversos estudos realizados devido à falta de padronização da metodologia, uma vez que diferentes trabalhos selecionam diferentes tipos de retenção, alturas de remanescente, tipos de término, material para confecção das coroas, alguns trabalhos não utilizam as coroas totais, nem todos os autores simulam o ligamento periodontal¹²⁰, a velocidade do carregamento também varia entre os estudos, o local de aplicação da carga e o tipo de carregamento, dentre outros fatores. A utilização de carga estática, bem como a aplicação de forças muitas vezes fora do limite fisiológico durante a realização dos testes laboratoriais⁸⁷, ainda não possibilitaram a reprodução da complexidade das condições de fadiga a que se expõem as restaurações no interior da cavidade bucal,

dificultando dessa maneira, a transferência exata dos resultados obtidos para a situação clínica ⁹².

A análise crítica das melhores contribuições experimentais conduz a uma série de considerações. Quanto maior é a diferença entre os módulos de elasticidade da dentina e da ancoragem intrarradicular, menor será a distribuição homogênea das tensões sobre a superfície dentinária, gerando áreas de concentração de tensão sobre a raiz. Num sistema constituído de vários componentes, diferentes entre si por características físico-mecânicas, a interface entre eles representa a área crítica do sistema: em condições de carga o comportamento mais rígido transfere as solicitações para aquele menos rígido ⁸⁵.

Tornou-se objetivo deste trabalho, buscar uma forma visual para auxiliar os dentistas a interpretarem os resultados obtidos através do método dos elementos finitos. Com a análise comparativa entre MEF e a análise dos padrões de fratura, pode-se facilitar o entendimento desta análise. Pois, trincas e fraturas ocorreram no modelo real em regiões previstas pelo MEF.

O objetivo deste trabalho foi analisar comparativamente 3 tipos de retentores intra-radicular diferentes entre si em 3 incisivos centrais superiores que possuíam características anatômicas semelhantes. Com base nos resultados apresentados, faz-se justificável estudo que utilize uma quantidade maior de dentes e variação de materiais para a endocrown, já que este tipo de coroa apresenta vantagens que podem ser úteis clinicamente na restauração de dentes tratados endodonticamente.

Conclusão

Conclusão

Respeitando-se as limitações desse estudo, com base na análise dos resultados obtidos é possível concluir que:

- 1) A coroa endocrown em cerâmica IPS emax[®] e o pino de fibra de vidro possuem um padrão de fratura que não afeta a estrutura radicular.
- 2) O núcleo metálico fundido tem padrão de fratura desfavorável envolvendo a estrutura radicular, condenando o dente, na maioria das vezes, à exodontia.
- 3) Quando corretamente interpretado, a análise computacional por Elementos Finitos nos dá uma correta previsibilidade de onde as coroas e núcleos irão falhar.
- 4) A análise por Elementos Finitos é uma metodologia importante na análise de novas técnicas e novos materiais.

Referências

Referências

1. Assif D, Bitensky MD, Pilo R. Effect of post design on resistance to fracture of endodontically treated teeth with complete crown. *J Prosthet Dent.* 1993; 69: 36-40.
2. Assif D, Gorfil C. Biomechanical considerations in restoring endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent.* 1994; 1: 565-567.
3. Akkayan B, Gulmez T. Resistance to fracture of endodontically treated teeth restored with different posts system. *J Prosthet Dent.* 2002; 87: 431-7.
4. Akkayan B. An in vitro study evaluating the effect of ferrule length on fracture resistance of endodontically treated teeth restored with fiber reinforced and zirconia dowel system. *J Prosthet Dent.* 2004; 92: 155-62.
5. Albakry M, Guazzato M, Swain MV. Biaxial flexural strength, elastic moduli, and x-ray diffraction characterization of three pressable all-ceramic materials. *J Prosthet Dent.* 2003; 89: 374-380.
6. Albuquerque RC, Polleto LTA, Fontana RHBTS, Cimini Jr CA. Stress analysis of a upper central incisor restored with different posts. *J Oral Rehabilitation.* 2003; 30: 936-43.
7. Anusavise K.J. *Materiais Dentários.* 10. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1998.

8. Ausiello P, Apicella A, Davidson CL. Effect of adhesive layer properties on stress distribution in composite restorations – a 3D finite element analysis. *Dent Mater.* 2002; 18: 295-303.
9. Berger CR, Cavina DA. Pinos intra-radulares não metálicos. In: Gomes JC. *Estética em Clínica Odontológica*. Curitiba: Maio; 2004. p. 396-426.
10. Cagidiaco MC, Radovic I, Simonetti M, Tay F, Ferrari M. Clinical performance of fiber post restorations in endodontically treated teeth: 2-year results. *Int J Prosthodont.* 2007; 20: 293-298.
11. Cailleteau JG, Rieger MR, Akin JE. A comparison of intracanal stresses in a post-restored tooth utilizing the finite element method. *J Endodon.* 1992; 18(11): 540-44.
12. Caputo AA, Standlee JP. Pins and posts-why, when and how. *Dent Clin North Am.* 1976; 20: 299-311.
13. Chan, RW, Bryant, RW. Post-core foundations for endodontically treated posterior teeth. *J Prost Dent.* 1982; 48(4): 401-03.
14. Christensen GJ. Posts: necessary or unnecessary? *J Amer Dent Ass.* 1996; 127: 1522-28.
15. Conceição EN, Conceição AB, Braz R. Pinos intra-radulares diretos estéticos. In: Conceição EN [et al]. *Restaurações Estéticas: Compósitos, Cerâmicas e Implantes*. Porto Alegre: ArtMed; 2005. p.174-97.
16. Cohen S, Blanco L, Berman L. Vertical root fractures: clinical and radiographic diagnosis. *J Am Dent Assoc.* 2003; 134: 434-41.

17. Cohen BI, Pagnillo MK, Newman I, Musikant BL, Deutsch AS. Pilot study of the cyclic fatigue characteristics of five endodontic posts with four core materials. *J Oral Rehabil.* 2000; 27: 83-92.
18. Cook RD, Malkus DS, Plesha ME, Witt RJ. Concepts and applications of finite elements analysis. 4.ed. John Wiley & Sons; 2002.
19. Coolidge ED. The thickness of human periodontal membrane. *J Am Dent Ass.* 1937; 24: 1260-70.
20. Cormier CJ, Burns DR, Moon P. In vitro comparison of the fracture resistance and failure mode of fiber, ceramic and conventional post systems at various stages of restoration. *J Prosthodont.* 2001; 10: 26-36.
21. Craig, RG, Powers, JM. *Materiais dentários restauradores.* 11.ed. São Paulo: Santos; 2004. p. 704.
22. De Jager N, Kler M, Zel JMV. The influence of different core material on the FEA-determined stress distribution in dental crowns. *Dent Mat.* 2006; 22: 234-42.
23. Farah, J W, Craig, R G, Meroueh, K A. Finite element analysis of a mandibular model. *J Oral Rehab.* 1988; 15: 615-24.
24. Fouchard P. *The surgeon dentist.* 2.ed. London: ButterWorth, 1743.
25. Fernandes AS, Shetty S, Coutinho F. Factors determining post selection: a literature review. *J Prosthet Dent.* 2003; 90: 556-62.
26. Ferrari M, Vichi A, Mocci F, Mason PN. Retrospective study of the clinical performance of posts. *Am J Dent.* 2000; 13: 9B-14B.

27. Fung YC. A first course in continuum mechanics. 2.ed. Englewood Cliffs: Prentice-Hall; 1977.
28. Gallagher, RH. Finite element analysis: fundamentals. 4.ed. Englewood Cliffs: Prentice-Hall; 1975.
29. Glazer B. Restoration of endodontically treated teeth with carbon fibre posts: a prospective study. J Can Dent Assoc. 2001; 67: 70-1.
30. Gluskin AH, Ahmad I, Herrero DB. Pract Proced Aesthet Dent. 2002; 14: 313-21.
31. Goracci C, Rafaelli O, Monticelli F, Balleri B, Bertelli E, Ferrari M. The adhesion between prefabricated FRC posts and composite resin cores: microtensile bond strength with and without post-sinialization. Dent Mat. 2005; 21: 437-44.
32. Grandini S, Narducci P, Porciani PF, Ferrari M. SEM investigation of the surface of fiber posts after cutting procedures. (Abstracts from the Academy of Dental materials conference, Siena, Italy). Dent Mat. 2002; 18: 631-53.
33. Grandini S, Goracci C, Tay F, Grandini R, Ferrari M. Clinical evaluation of the use of fiber posts and direct resin restorations for endodontically treated teeth. Int J Prosthodont. 2005; 18(5): 399-404.
34. Guttman JL. The dentin-root complex: Anatomic and biologic considerations in restoring endodontically treated theet. J Prosthet Dent. 1992; 67: 458-67.

35. Guzy GE, Nicholls JI. In vitro comparison of intact endodontically treated teeth with and without endo-post reinforcement. *J Prosth Dent.* 1979; 42: 39-44.
36. Heck MAP, Monteiro Júnior S. Pinos de fibra: Considerações para otimizar o uso clínico. *Clínica- Inter J Braz Dent.* 2007; 3: 70-78.
37. Ho HM, Lee SY, Chen HH, Lee MC. Three-dimensional finite element analysis of the effects of post on stress distribution in dentin. *J Prosthet Dent.* 1994; 72: 367-72.
38. Holmes D, Diaz-Arnold AM, Leary JM. Influence of post dimensions on stress distribution in dentin. *J Prosthet Dent.* 1996; 75(2): 140-7.
39. Huang HK, Ledley RS. Numerical experiments with a linear force-displacement tooth model. *J Dent Res.* 1969; 48: 32-7.
40. Joshi S, Mukherjee A, Kheur M, Mehta A. Mechanical performance of endodontically treated teeth. *FEA and Design.* 2001; 37: 587 -601.
41. Kern M, Douglas WH, Fechtig T, Strub JR, DeLong R. Fracture strength of all-porcelain, resin-bonded bridges after testing in artificial oral endodontic. *J Dent.* 1993; 21: 117-21.
42. Lanza A, Aversa R, Rengo S, Apicella D, Apicella A. 3D FEA of cemented steel, glass and carbon posts in a maxillary incisor. *Dent Mat.* 2005; 21: 709-15.

43. Lewgoy HR, Youssef MN, Matson MR, Bocangel JAJS, Anauate Netto C, Amore R. Finite elements study of the Flexi Post and Flexi Flange post systems in a maxillary central incisor. *Pesqui Odontol Bras.* 2003; 17: 132-6.
44. Lewinstein I, Grajower R. Root dentin hardness of endodontically treated teeth. *J Endod.* 1981; 7: 421-2.
45. Lewis R, Smith BG. A clinical surveyor failed post retained crowns. *Br Dent Jr.* 1988, 165: 95-7.
46. Libman WJ, Nicholls JJ. Load Fatigue of teeth restored with cast posts and cores and complete crowns. *Int J Prosthodont.* 1995; 81: 155-61.
47. Logan DL. *A First Course in the finite element method.* 2^a ed. PWS-Kent; 1992.
48. Magne P. Efficient 3D finite element analysis of dental restorative procedures using micro-CT data. *Dent Mater.* 2007; 23: 539-48.
49. Malferrari S, Mônico C. Composição, microestrutura e morfologia dos pinos. In: Scotti R, Ferrari M. *Pinos de fibra: considerações teóricas e aplicações clínicas.* São Paulo: Artes Médicas; 2003. p. 25-37.
50. Manning KE, Yu DC, Yu HC, Kwan EW. Factors to consider for predictable post and core build-ups of endodontically treated teeth. Part II: Clinical application of basics concepts. *J Restor Dent.* 1995; 61: 696-707.
51. Mannocci F, Ferrari M, Watson T. Intermittent loading of teeth restored using quartz fiber, carbon-quartz fiber and zirconium dioxide ceramic root canal posts. *J Adhes Dent.* 1999; 1: 153-8.

52. Manocci F, Vochi A, Ferrari M. Carbon fiber versus cast posts: a two years recall study. *J Dent Res.* 1998; 77: 1259[abstract 419].
53. Marques S, Campos DM, Vicinelli NL. Fundamentos clínicos na utilização de pinos de fibra de vidro. *R Dental Press Estét.* 2006; 3: 88-124.
54. Melo MP, Valle AL, Pereira JR, Bonachela WC, Pegoraro LF, Bonfante G. Evaluation of fracture resistance of endodontically treated teeth restored with prefabricated posts and composites with varying quantities of remaining coronal tooth structure. *J Appl Oral Sci.* 2005; 13: 141-6.
55. Molinari F, Albuquerque RC. Retenção de pinos de fibra de vidro: Influência dos tratamentos de superfícies e sistemas adesivos Clínica- *Inter J Braz Dent.* 2007; 3: 208-17.
56. Mônico C. Reconstrução coronária do dente tratado endodonticamente. In: Scotti R, Ferrari M. *Pinos de fibra: Considerações teóricas e aplicações clínicas.* São Paulo: Artes Médicas; 2003. p. 53-65.
57. Mondelli J. Técnicas restauradoras para dentes com tratamento endodôntico. *RDR* 1998; 1: 9-43.
58. Monticelli F, Grandini S, Goracci C, Ferrari M. Clinical behavior of translucent-fiber posts: A 2-year prospective study. *Int J Prosthodont.* 2003; 16: 593-6.

59. Mori, M. et al. Estudo da distribuição das tensões internas, sob carga axial, em dente hígido e em dente restaurado com coroa metalocerâmica e retentor intraradicular fundido: método do elemento finito. Rev Odontol Univ São Paulo. 1997; 11: 99-107.
60. Moyers RE. Handbook of Orthodontics, 3.ed. Chicago: Year Book Medical, 1975.409 p.
61. Nicholls JL. An engineering approach to the rebuilding of endodontically treated teeth. J Clin Dent. 1988; 1: 41-9.
62. Pao YC, Reinhardt R, Krejci RF. Root stresses with tapered-end post design in periodontally compromised teeth. J Prosthet Dent. 1987; 57: 281-86.
63. Phillips RW. Science of dental materials. 9.ed. Philadelphia: Saunders;1991. P 571.
64. Pegoretti A, Fambri L, Zappini G, Bianchetti M. Finite element analysis of a glass fibre reinforced composite endodontic post. Biomaterials. 2002; 23: 2667- 82.
65. Pereira JR, Neto TM, Porto VC, Pegoraro LF, Valle AL. Influence of the remaining coronal structure on resistance of teeth with intraradicular retainer. Braz Dent J. 2005; 16: 197-201.
66. Pierrisnard L, Augereau D, Degrange M. Comportement mécanique dès structures dentaires et osseuses. I. Influence de la longueur, du diamètre et du profil du tenon radiculare, influence du support paradontal. Cah Proth. 1994; 87: 21-32.

67. Pierrisnard L, Augereau D, Degrange M, Barquins M. Comportement mécanique des structures dentaires et osseuses. II. Analyse de la répartition des contraintes en fonction du type de reconstitution corono-radicaire. *Cah Proth.* 1994; 88: 7-13.
68. Pierrisnard L, Augereau D, Degrange M, Barquins M. Comportement mécanique des structures dentaires et osseuses. III. Influence du matériau constituant le tenon radicaire. *Cah Proth.* 1993; 89: 7-14.
69. Pierrisnard L, Bohin F, Renault P, Barquins M. Corono-radicular reconstruction of pulpless teeth: a mechanical study using finite element analysis. *J Prosthet Dent.* 2002; 88: 442-8.
70. Piovesan EM, Demarco FF, Cenci MS, Pereira-Cenci T. Survival rates of endodontically treated teeth restored with fiber-reinforced custom posts and cores: A 97-month study. *Int J Prosthodont.* 2007; 20 :633-39.
71. Pontius O, Hutter J. Survival and fracture strength of incisors restored with different post and core systems and endodontically treated incisors without corono-radicular reinforcement. *J Endod.* 2002; 28: 710-5.
72. Qualtrough AJE, Mannocci F. Tooth-colored post systems: a review. *Oper Dent.* 2003; 28: 86-91.
73. Raygot CG, Chai J, Jamenson L. Fracture resistance and primary failure mode of endodontically treated teeth restored with a carbon fiber-reinforced resin post system in vitro. *Int J Prosthodont.* 2001; 14: 141-5.

74. Reinhardt RA, Krejci RF, Pao YC, Stannard JG. Dentin Stresses in post-reconstructed teeth with diminishing bone support. *J Dent Res.* 1983; 62: 1002-8.
75. Rivera E, Yamauchi M. Dentin collagen cross-links of root-filled and normal teeth. *J Endod.* 1981; 17: 421-22.
76. Rocha EP. Análise por elementos finitos: um olhar por dentro da estrutura. *Clínica- Inter J Braz Dent.* 2008; 4: 234-36.
77. Rubin C, Krishnamurthy N, Capilouto E, Yi H. Stress analysis of the human tooth using a three-dimensional finite element model. *J Dent Res.* 1983; 6: 82-6.
78. Sadeck FT, Monticelli F, Goracci C, Tay FR, Cardoso P.E, Ferrari M. Bond strenght performance of different resin composites used as core materials around fiber posts. *Dent Mater.* 2007; 23: 95-9
79. Salis SG, Hood JAA, Stokes ANS, Kirk EEJ. Patterns of indirect fracture in intact and restored human premolar teeth. *Endod Dent Traumatol.* 1987; 3: 10-4.
80. Santos Filho PCF, Castro CG, Silva GR, Campos RE, Soares CJ. Effects of post system and length on the strain and fracture resistance of root filled bovine teeth. *Int J Endod.* 2008; 41: 493-501.
81. Sathorn C, Palamara JE, Palamara D, Messer HH. Effect of root canal size and external root surface morphology on fracture susceptibility and pattern: a finite element analysis. *J Endod.* 2005; 31: 288-92.

82. Scharnagl P. Simulation der physiologischen zahnbeweglichkeit bei der invitro-belastungsprüfung dentaler restaurationen im “Regensburger Kausimulator” untersuchung am beispiel vollkeramischer In-Cerambrücker. 1998. 102p. Dissertatio zur Erlangung des Doktorgrades der Zahnheilkunde, Medizinischen Fakultät der Universität Regensburg.
83. Ivoclar Vivadent AG Research and Development Scientific Services Bendererstrasse 2 FL - 9494 Schaan Liechtenstein Contents: Petra Bühler-Zemp / Dr. Thomas Völkel Scientific documentation IPS e,max@ceramic System: Ivoclar Vivadent; 2009.[citado em 2009 Dez 29] Disponível em:<http://www.ivoclarvivadent.us/emax/documents/IPS%20e.max%20Press%20Scientific%20Doc.pdf>. Edition: September 2005.
84. Scotti R. Reconstrução pré-protética de dentes despolpados com pinos de fibra: orientação clínica atual e linhas de pesquisa. Clínica- Inter J Braz Dent. 2006; 2: 302-4.
85. Scotti R, Ferrari M. Pinos de Fibra: considerações teóricas e aplicações clínicas. São Paulo: Artes Médicas; 2003. p.20-5.
86. Scotti R, Valandro LF, Galhano GAP, Baldissara P, Botino MA. Effect of post length on the fatigue resistance of bovine teeth restored with bonded fiber posts: Apilot stydy. Int J Endod. 2006; 19: 504-6.
87. Secco AS, Martins LRM, Goes MF, Consani S, Spinelli D, Takeya T. Sustentação de esmalte com ionômeros de vidro e resina composta: efeito na

resistência à fratura das cúspides de dentes restaurados. Rev Odontol Univ São Paulo. 1997; 11: 255-61.

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

89. Segerlind L.J. Applied finite elements analysis. Michigan John Wiley & Sons; 1976 p. 1-9.

90. Silverstein WH. The reinforcement of weakened pulpless teeth. J Prosthet Dent 1964; 14: 372-81.

91. Sindel J. et al. Crack formation of all-ceramic crowns dependent on different core build-up and luting materials. J Dent 1999;27:175-181.

92. Soares CJ, Pizi ECG, Fonseca RB, Martins LRM. Influence of root embedment material and periodontal ligament simulation on fracture resistance tests. Braz Oral Res. 2005; 19: 11-6.

93. Soares PV, Santos-Filho PC, Queiroz EC, Araújo TC, Campos RE, Araújo CA et al. Fracture resistance and stress distribution in endodontically treated maxillary premolars restored with composite resin. J Prosthodont. 2008; 17: 114-9.

94. Soares CJ, Castro CG, Santos Filho PC, Soares PV, Magalhães D, Martins LRM. Two-Dimensional FEA of Dowels of Different Compositions and External Surface Configurations. J Prosthodontics. 2009; 18: 36-42.

95. Sorensen JA, Engleman MJ. Ferrule design and fracture resistance of endodontically treated teeth. J Prosthet Dent. 1990; 63: 529-35.

96. Sorensen JA, Ahn S, Berge H, Edelhoff D. Selection criteria for post and core materials in the restoration of endodontically treated teeth. *Dent Mat.* 2001; 17: 67-84.
97. Sorrentino R, Aversa R, Ferro V, Ferrari M, Apicella Three-dimensional finite element analysis of strain and stress distributions in endodontically treated maxillary central incisors restored with different post, core and crown materials. *Dent Mat.* 2007; 23: 983-93.
98. Spyrakos CC. Finite element modeling in engineering practice. Morgantown: West Virginia University; 1994.
99. Standlee JP, Caputo AA, Collard EW, Pollack MH. Analysis of stress distribution by endodontic posts. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1972, 33: 952-60.
100. Teixeira D, Andrade MAC, Baratieri LN, Junior SM. Influência do número de pinos fibrorresinosos na resistência à fratura de núcleos de núcleos de resina composta em raízes debilitadas. *Rev Clín Int J Braz Dent.* 2005; 1: 323-9.
101. Teixeira ECN, Teixeira FB, Piasick JR, Thompson JY. An *in vitro* assesment of prefabricated fiber post systems. *J Am Dent Assoc.* 2006; 137: 1006-12.
102. Thresher RW, Saito GE. The stress analysis of human teeth. *J Biomech* 1973; 6, 443-9.

103. Tidmarsh BG. Restoration of endodontically treated posterior teeth. *J Endod.* 1976; 2: 274-5.
104. Tjan AHL, Whang SB. Resistance to root fracture of dowel channels with various thicknesses of buccal dentin walls. *J Prosthet Dent.* 1985; 53: 496- 500.
105. Torbjoner A, Karlsson S, Odman PA. Survival rate and failure characteristics for two post designs. *J Prosthet Dent.* 1995, 73: 439-44.
106. Trabert KC, Caputo AA, Abou-Rass M. Tooth fracture - a comparison of endodontic and restorative treatments. *J Endod.* 1978; 4: 341-5.
107. Troedson M, Derand T. Effect of margin design, cement polymerization, and angle of loading on stress in porcelain veneers. *J Prosthet Dent.* 1999; 82: 518-24.
108. Turker SB, Alkumru HN, Evren B. Prospective clinical trial of polyethylene fiber ribbon-reinforced, resin composite post-core buildup restorations. *Int J Prosthodont.* 2007; 20: 55-6.
109. Turner MJ, Clough RW, Martin HC, Topp LC. Stiffness and deflection analysis of complex structures. *J Aeronaut Sci* 1956; 23: 805-24.
110. Valle AL, Pereira JR, Shiratori FK, Pegoraro LF, Bonfante G. Comparison of the fracture resistance of endodontically treated teeth restored with prefabricated posts and composite resin cores with different post lengths. *J Appl Oral Sci.* 2007; 15: 199-208.

111. Vree JHP, Peters MCRB, Plasschaert AJM. A comparison of photoelastic and finite element analysis in restored tooth structures. *J Oral Rehabil* 1983; 10: 505-17.
112. Wagnild WG, Mueller IK. Restauração do dente tratado endodonticamente. In: Cohen B, Burns RC, Caminhos da polpa. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 2000. p. 655-62.
113. Wiskott HWA, Nicholls JI, Belser UC. Stress fatigue: basic principles and prosthodontic implications. *Int J Prosthodont*. 1995; 8: 105-16.
114. Xible AA, Tavares RRJ, Araújo CRP, Conti, PCR, Bonachella, WC. Effect of cyclic loading on fracture strength of endodontically treated teeth restored with conventional and esthetic posts *J Appl Oral Sci*. 2006; 14:297-303.
115. Yaman SD, Alaçam T, Yaman, Y. Analysis of stress distribution in a maxillary central incisor subjected to various post and core applications. *J Endodont*. 1998; 24: 107-11.
116. Yang H-S, Lang L A, Guckes A D, Felton D A. The effect of thermal change on various dowel-and-core restorative materials. *J Prosthet Dent*. 2001; 86: 74-80.
117. Yang H-S, Lang LA, Molina A, Felton DA. The effect of dowel design and load direction on dowel-and-core restorations. *J Prosthet Dent*. 2001; 85: 558-67.

118. Zarone F, Apicella D, Sorrentino R, Ferro V, Aversa R, Apicella A. Influence of tooth preparation design on the stress distribution in maxillary central incisors restored by means of alumina porcelain veneers: A 3D-finite element analysis. *Dent Mat.* 2005; 21: 1178-88.
119. Zarone F, Sorrentino R, Apicella D, Valentino B, Ferrari M, Aversa R, Apicella A. Evaluation of the biomechanical behavior of maxillary central incisors restored by means of endocrowns compared to a natural tooth: A 3D static linear finite elements analysis. *Dent Mat.* 2006; 22: 1035-44.
120. Zhi-Yue L, Yu-Xing Z. Effects of post-core design and ferrule on fracture resistance of endodontically treated maxillary central incisors. *J Prosthet Dent.* 2003; 89: 368-73.