

Natércia Rezende da Silva

**Efeito da altura do remanescente coronário, do tipo de
reconstrução interna e do tipo de coroa restauradora
na deformação e resistência à fratura de dentes
anteriores tratados endodonticamente.**

Dissertação apresentada à Faculdade de
Odontologia da Universidade Federal de
Uberlândia, como parte dos requisitos para
obtenção do título de Mestre em Odontologia.
Área de concentração em Reabilitação Oral.

Uberlândia, 2008

Natércia Rezende da Silva

Efeito da altura do remanescente coronário, do tipo
de reconstrução interna e do tipo de coroa
restauradora na deformação e resistência à fratura
de dentes anteriores tratados endodonticamente.

Dissertação apresentada à Faculdade de
Odontologia da Universidade Federal de
Uberlândia, como parte dos requisitos para
obtenção do título de Mestre em Odontologia.

Área de concentração: Reabilitação Oral.

Orientador: Prof. Dr. Carlos José Soares

Banca examinadora:

Prof. Dr. Carlos José Soares

Prof. Dr. Flávio Domingues das Neves

Prof. Dr. Luis Roberto Marcondes Martins

Uberlândia 2008

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP)

- S586e Silva, Natércia Rezende da, 1979-
Efeito da altura do remanescente coronário, do tipo de reconstrução interna e do tipo de coroa restauradora na deformação e resistência à fratura de dentes anteriores tratados endodonticamente / Natércia Rezende da Silva. - 2008
96 f. : il.
- Orientador: Carlos José Soares.
Dissertação (mestrado) – Universidade Federal de Uberlândia, Programa de Pós-Graduação em Odontologia.
Inclui bibliografia.
1. Materiais dentários - Teses. I. Soares, Carlos José. II. Universidade Federal de Uberlândia. Programa de Pós-Graduação em Odontologia. III. Título.

CDU: 615.46



UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA

FACULDADE DE ODONTOLOGIA

PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA

AV. Pará, 1720, bloco 2u – sala 2U09 – Campus Umuarama - UBERLÂNDIA –MG – 38400-902

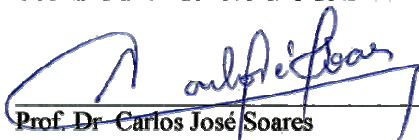
(0XX) 034 –3218-2550

RELATÓRIO DA COMISSÃO JULGADORA DA PROVA DEFESA DE MESTRADO DA CD NATÉRCIA REZENDE DA SILVA, DO PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA DESTA UNIVERSIDADE.

Às nove horas do sete de fevereiro do ano de dois mil e oito, reuniu-se a Comissão Julgadora indicada pelo Colegiado do Programa de Pós-Graduação desta Faculdade, para o julgamento da Dissertação de Mestrado apresentada pela candidata, NATÉRCIA REZENDE DA SILVA, com o título: *Efeito da altura do remanescente coronário, do tipo de reconstrução interna e do tipo de coroa restauradora na deformação e resistência à fratura de dentes anteriores tratados endodonticamente.*

. O julgamento do trabalho foi realizado em sessão pública compreendendo a exposição, seguida de arguição pelos examinadores. Encerrada a arguição, cada examinador expressou o seu julgamento em sessão secreta e exarou o seu parecer. A Comissão Julgadora, após análise do Trabalho, verificou que o mesmo encontra-se em condições de ser incorporado ao banco de Dissertações e Teses da Biblioteca desta Universidade. Acompanham este relatório os pareceres individuais dos membros da Comissão Julgadora.

Uberlândia 08 de fevereiro de 2008



Prof. Dr. Carlos José Soares

Titulação: Doutor

Universidade Federal de Uberlândia - UFU



Aprovado/Reprovado/Conceito



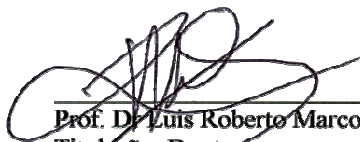
Prof. Dr. Flávio Domingues das Neves

Titulação: Doutor

Universidade Federal de Uberlândia. - UFU



Aprovado/Reprovado/Conceito



Prof. Dr. Luis Roberto Marcondes Martins

Titulação: Doutor

Universidade Estadual de Campinas – UNICAMP



Aprovado/Reprovado/Conceito

Dedicatória

À Deus

Obrigada senhor pela minha vida. Pelos momentos em que fiquei preocupada, angustiada e quando pedia a sua luz sentia a vossa presença em todos os momentos da minha vida. “Jesus eu confio em vós.”

Ao meu querido papai Paulo

Obrigada por ser meu pai. Tenha certeza de que o seu carinho, amor, dedicação e exemplo são minha fortaleza, meu conforto. Mesmo quando está distante sinto a força do seu amor pela nossa família. Eu te amo e dedico todas as minhas conquistas a você.

À minha querida mamãe Maria Abadia

Obrigada por ser minha mãe. Não tenho como agradecer pela sua presença em minha vida, pelo seu carinho, amor e dedicação incondicional. Obrigada por estar ao meu lado em todos os momentos da minha vida.

À minha querida irmã Débora

Você é o meu exemplo de vida. A sua presença na minha vida me fortalece. Tenho orgulho de ser sua irmã. Você é perfeita. Obrigada por tudo. Você, minha mãe e meu pai são a minha vida.

Ao meu querido primo Lucas

Considero você como meu irmão. Admiro a pessoa maravilhosa que você é. Muito obrigada pela sua amizade e ajuda extremamente importante para que eu conseguisse realizar este trabalho. Sem a sua ajuda e apoio não teria conseguido. Te adoro.

Aos meus queridos padrinhos

Ao meu tio Marcos e tia Eni muito obrigada pelo carinho, apoio, dedicação e por estarem sempre presentes nos momentos importantes da minha vida. Amo vocês.

Às minhas amadas tias: Vera, Lurdes e Joana

Considero vocês minha segunda mãe. Muito obrigada pela ajuda incondicional e por estarem presentes em minha vida. O carinho e amor de vocês me ajudou a superar todos os momentos difíceis da minha vida. Amo vocês.

À minha prima Denise

Muito obrigada pela sua amizade “Senhorita Umeno”. Admiro sua alegria e seu jeito de ser. Obrigada pelas nossas conversas e companhia pra todas as horas. Te amo minha “irmãzinha” também adotada pelos meus pais.

À minha amada e abençoada família

Aos meus queridos tios Mauro, Geovane, Jesus, Euripedes, e Ramos. Aos meus avós José Duarte e Edite. As minhas primas Patrícia, Renata, Amanda e Larissa. E as minhas tias Lena e Lúcia. Aos meus dois primos Ricardo, Felipe, Guilherme, Daniel, Júnior, Rafael, Tadeu, João e Valdivino. Agradeço a Deus pelo privilégio de ter uma família tão maravilhosa. Muito obrigada pelos momentos os quais considero preciosos que passamos juntos. Obrigada.
Amo todos vocês.

Ao Professor Dr. Carlos José Soares

Muito obrigada por ter sido o meu orientador não só no mestrado, mas também na iniciação científica. Nunca vou me esquecer da alegria que senti quando estava iniciando o 7º período da graduação e você disse que me orientaria pra que eu pudesse realizar um trabalho de pesquisa. Admiro sua dedicação à profissão e à Faculdade de Odontologia--UFU. Muito Obrigada por todas as oportunidades que me proporcionou e pelos seus ensinamentos.

Agradecimentos Especiais

Às minhas amigas Maria Carolina e Renata

Adoro vocês, obrigada por todos os momentos divertidos que passamos juntas no ensino fundamental, médio, graduação, hoje e no futuro. Muito obrigada pela amizade, apoio e carinho.

Às amigas Lilian e Marcela

Obrigada pela amizade, carinho e momentos de aprendizado juntas.
Adoro vocês.

À minha amiga Liliane

Muito obrigada por me ouvir tantas vezes, pelos conselhos, pela companhia, apoio e ajuda no laboratório de pesquisa. Por ter tido a oportunidade de conhecer seus pais, que são pessoas maravilhosas. Admiro a sua fé em Deus e sua alegria pela vida. Adoro você.

À minha amiga Ludmila

Muito obrigada pela sua ajuda, companhia e apoio no laboratório de pesquisa. Pelas vezes em que estava desesperada e você me fez rir. Além disso, você já é considerada como se fosse da família “Silva” (meus tios e meus pais já contam com a sua presença e a do Ricardo nos momentos em que a família se reúne). Admiro o seu esforço e dedicação ao trabalho. Te adoro.

À minha amiga Marília

Tenho muito orgulho por ter participado como co-orientadora da sua iniciação científica, principalmente por ter tido a oportunidade de me tornar amiga de uma pessoa tão especial quanto você. Muito obrigada por ter me ajudado na realização desse trabalho, pelo apoio e carinho. Adoro você.

À querida Dona Maria

Muito obrigada pelo amor e carinho. Desde pequena a senhora nunca esqueceu o dia do meu aniversário. Sempre esteve presente nos momentos importantes da minha vida. Todas as vezes que a procurei sempre me ajudou.
Obrigada por tudo.

À Vanda, Aurélio e Laura

Obrigada pela amizade, carinho, pelas caronas até a faculdade e pela disponibilidade em me ajudar quando precisei. Vocês são ótimos vizinhos.

À querida amiga Renata

Muito obrigada pelo carinho, apoio e amizade. Te adoro.

Ao Professor Dr. Adérito Soares da Mota

Obrigada pela contribuição no meu trabalho e pelos conselhos.

Ao Professor Dr. Roberto Elias Campos

Obrigada pela atenção e contribuição no meu trabalho.

Aos professores Dr. Rodrigo Borges Fonseca e Dr Hugo Lemes Carlo

Muito obrigada pela contribuição no meu aprendizado, pelas orientações e paciência.

Aos amigos Murilo e eEllyne

Muito obrigada pelo carinho, apoio e amizade. Também foram muito importantes as orientações em trabalhos anteriores, as quais contribuíram de alguma forma para a realização deste.

Às amigas Cristina e Fernanda

Muito obrigada pela companhia, pelos momentos de estudo juntas, carinho amizade e apoio.

Aos amigos Paulo Vinícius, Paulo Cesar e Gisele

Muito obrigada pela contribuição em todo o meu aprendizado durante esses anos que passamos juntos.

À querida Adriana

Muito obrigada pela companhia no laboratório, pelos momentos engraçados que passamos juntas e pela ajuda no laboratório. Obrigada pelo carinho.

À Priscilla

Muito obrigada pelo apoio, atenção e ensinamentos.

Ao amigo Luiz Raposo

Muito obrigada pela paciência e ajuda na realização deste trabalho.

Aos alunos da ESTES

Obrigada Renata, Débora, Sirlete, Cláudia, Paulo, Carolina e Ronaldo pela ajuda imprescindível na realização deste trabalho.

À Zélia

Muito obrigada pela atenção, carinho e ajuda quando precisei de você.

À Abigail

Muitíssimo obrigada por sempre ter me ajudado quando precisava. Admiro sua dedicação ao trabalho. Obrigada pelo carinho.

Ao Sr. Advaldo

Muito obrigada pelo carinho, amizade e atenção. Pela ajuda e contribuição neste trabalho. Pelas vezes que me ouvia e aconselhava.

À Ana Carolina

Obrigada pela paciência e compreensão. Aprendi muito participando do seu trabalho de iniciação científica. Obrigada pelo carinho.

Agradecimentos

À Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia

Pela minha qualificada formação durante a graduação e pós-graduação.

Orgulho-me de ter tido o **privilégio** de ter estudado nesta instituição.

À Escola Técnica de Saúde da Universidade Federal de Uberlândia

Pela disponibilização do laboratório de prótese dentária para confecção de parte fundamental para realização experimental deste estudo.

À FAPEMIG

Pelo apoio ao projeto de pesquisa, possibilitando a realização deste trabalho.

À CAPES

Pela concessão de bolsa, a qual foi importante para a realização deste trabalho

Aos fabricantes de produtos odontológicos (Angelus, 3M ESPE, Microdont)

As quais doaram materiais que foram extremamente importantes na realização deste trabalho.

Epígrafe

*“Quando estiveres em dificuldade
E pensar em desistir,
Lembre-se dos obstáculos
Que já superou.
Olhe para trás.
Se tropeçar e cair,
Levante.
Não fique prostrado,
Esqueça o passado.
Olhe para frente.
Ao sentir-se orgulhoso,
Por alguma realização pessoal,
Sonde suas motivações.
Olhe para dentro.
Antes que o egoísmo o domine,
Enquanto seu coração é sensível,
Socorra aos que o cercam.
Olhe para os lados.
Na escalada rumo às altas posições
No afã de concretizar seus sonhos,
Observe se não está pisando em alguém.
Olhe para baixo.
Em todos os momentos da vida,
Seja qual for sua atividade,
Busque a aprovação de Deus!
Olhe para cima.
Nunca se afaste de seus sonhos,
Pois se eles se forem,
você continuará vivendo,
mas terá deixado de existir.”*

Charles Chaplin

SUMÁRIO

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS	11
RESUMO	12
ABSTRACT	14
INTRODUÇÃO	16
REVISÃO DE LITERATURA	20
PROPOSIÇÃO	54
4. MATERIAIS E MÉTODOS	56
4.1.1. Seleção dos dentes	57
4.1.2. Instrumentação e obturação do canal radicular	57
4.1.3. Inclusão e simulação do ligamento periodontal	59
4.1.4. Confeção dos grupos de referência	60
4.1.5. Confeção e cimentação das coroas metálicas e cerâmicas	66
4.1.6. Ensaio mecânico de extensometria	69
4.1.7. Ensaio mecânico de resistência à fratura e análise do padrão de falha	72
RESULTADOS	75
DISCUSSÃO	80
CONCLUSÃO	86
REFERÊNCIAS	88
ANEXO	94

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

% - Porcentagem

± - Mais ou menos

Cc- coroa cerâmica

Cm- coroa metálica

Fe- férola

Fig. - Figura

H - Hígido

min - minutos

mm - Unidade de comprimento (milímetro)

mm/min - Unidade de velocidade (milímetro por minuto)

mm² - Unidade de área (milímetro quadrado)

MPa - força / área (Mega Paschoal)

mW/cm²- Unidade de densidade de energia (miliwatts por centímetro quadrado)

N - Unidade de pressão - carga aplicada (Newton)

NFe- ausência de férola

NiCr- níquel cromo

NMF- núcleo metálico fundido

Nº - Número

º - unidade de angulação (grau)

ºC - Unidade de temperatura (graus Celsius)

P - Probabilidade

PFv- pino de fibra de vidro

PFvRc- pino de fibra de vidro associado a reforço coronário de fibra de vidro

PVC - Polivinil cloreto rígido

α- Nível de confiabilidade

μS - Microdeformação

Ω - ohms

RESUMO

A restauração de dentes tratados endodonticamente é importante aspecto na prática odontológica e envolve inúmeras opções de tratamento com complexidade variáveis. O objetivo deste estudo foi avaliar a deformação, resistência e padrão de fratura de dentes anteriores tratados endodonticamente em função do tipo de reconstrução corono-radicular e da presença de férola, restaurados com coroas metálicas e cerâmicas reforçadas com alumina. 180 raízes de incisivos bovinos foram tratadas endodonticamente, divididas em 2 grupos (n=90) e preparadas com férola (Fe) e sem férola (NFe). Cada grupo foi subdividido em 3 subgrupos (n=30). Os dentes foram reconstruídos com núcleo metálico fundido em NiCr (NMF); pino de fibra de vidro cônico liso (PFv) e preenchimento coronário com resina composta e pino de fibra de vidro associado a reforço coronário de fibra de vidro (PFvRc). Metade das amostras (n=15) de cada subgrupo foi restaurada com coroas metálicas (Cm) e metade restaurada com cerâmica aluminizada (Cc). Teste de carga estática compressiva foi realizado em 5 espécimes até a carga de 100N para mensurar a deformação radicular nas superfícies vestibular e proximal seguido de carregamento contínuo até a falha (trinca sem fratura completa) em todos os espécimes. Os dados foram analisados usando ANOVA em 3 níveis e teste de Tukey ($p=0.05$). O padrão de fratura foi classificado em 5 categorias, baseado no grau de dano à estrutura dentária e procedimento restaurador. A análise estatística demonstrou que a resistência à fratura e a deformação vestibular e proximal são influenciadas pelos fatores e suas interações. O fator férola não influenciou significativamente os valores de resistência à fratura e deformação vestibular para os grupos Cc independente da reconstrução corono-radicular. A Cm associada a Fe resulta em deformação estatisticamente inferior e maior resistência à fratura que NFe, independente do tipo de sistema de reconstrução corono-radicular. NMF demonstrou significativamente menor deformação que PFv e PFvRc quando empregado coroa metálica. Na presença de férola, o sistema de reconstrução corono-radicular não refletiu em diferença significativa de comportamento biomecânico

independente do tipo de coroa. Os grupos FeCm produziram fraturas que envolveram o terço coronário e médio da raiz, por outro lado nos grupos NFeCm predominou fraturas que envolveram o núcleo de preenchimento e terço coronário da raiz. Os grupos Cc não apresentaram variação no padrão de fratura. O comportamento biomecânico de dentes anteriores tratados endodonticamente restaurados com Cc independe do tipo de reconstrução corono-radicular. A presença da férola melhora o comportamento mecânico dos dentes restaurados com Cm independente do tipo de reconstrução radicular. Na ausência da férula a interação do NMF com Cm resultou em melhor desempenho biomecânico.

Palavras-Chave: altura do remanescente coronário, tipos de reconstrução interna e de coroa restauradora, deformação e resistência à fratura, dentes anteriores tratados endodonticamente

ABSTRACT

The endodontically treated teeth restoration is important aspect in dental practice and involves many treatment options with varying complexity. The aim of this study was to evaluate the strain, fracture resistance and failure mode of endodontically treated teeth depending of the post and core type, the ferrule presence, restored with metallic or ceramics reinforced with alumina crowns. 180 bovine incisors root were endodontically treated, divided into 2 groups ($n = 90$), prepared with ferrule (Fe) and without ferrule (NFe). Each group was divided into 3 subgroups ($n = 30$). The teeth were reconstructed with NiCr cast post and core (MFN); glass fiber post tapered smooth (PFv) and composite resin core and glass fiber post associated with fiber glass reforcere (PFvRc). Half of the samples ($n = 15$) of each subgroup has been restored with metallic crowns (Cm) and the other half restored with alumina ceramic (Cc). Compressive static load test was performed in 5 specimens to the load of 100N to measure the strain on the buccal and mesial root surfaces followed by continuous loading to failure (crack without complete fracture) in all specimens. Data were analyzed using 3 way-ANOVA and Tukey test ($p = .05$). The failure mode was classified into 5 categories, based on the degree of damage to the structure and dental restorative procedure. Statistical analysis showed that the fracture resistance and buccal and proximal strain are influenced by factors and their interactions. The ferrule factor did not significantly influence the values of fracture resistance and buccal strain for groups Cc independent of the post and core reconstruction. The Cm associated with Fe results in significantly lower strain and higher fracture resistance that to NFe, regardless of the type of system post and core reconstruction. NMF showed significantly lower strain that PFv and PFvRc when employed metallic crown. In the ferrule presence, the post and core reconstruction system did not reflect in a significant difference in biomechanical behaviour independent of the crown type. The FeCm groups produced fractures involving the radicular coronary and medial third on other hand in NFeCm groups predominated fractures involving the core and radicular coronary third. The Cc groups have similar failure mode distribution. The biomechanical behavior of endodontically treated teeth restored with Cc

independent of the post and core reconstruction type. The ferrule presence improves the mechanical behavior of the teeth restored with Cm independent of the post and core reconstruction type. In the ferrule absence the interaction of MFN with Cm resulted in better biomechanical performance.

Keywords: height of the remaining coronary, type of internal reconstruction and of crown restoration, deformation and fracture resistance, endodontically treated anterior teeth

INTRODUÇÃO

1. INTRODUÇÃO

Dentes tratados endodonticamente apresentam propriedades mecânicas significativamente diferentes comparados aos dentes vitais (Zhi-Yue & Yu-Xing, 2003; Soares *et al.*, 2007) apresentando maior risco de falha biomecânica em comparação a dentes desvitalizados (Sorensen & Martinoff, 1984; Hansen *et al.*, 1990). Essa situação pode ser agravada com a perda substancial de estrutura dentária, pela remoção de estrutura durante o processo do tratamento endodôntico e preparo cavitário (Reeh *et al.*, 1989) resultando em maior complexidade na restauração de dente tratado endodonticamente (Pereira *et al.*, 2006).

A quantidade de remanescente dental e propriedades do material restaurador podem influenciar a longevidade da restauração de dentes tratados endodonticamente (Ichim *et al.*, 2006). Quando há mínima perda de estrutura, pinos e preenchimento não são necessários (Robbins *et al.*, 1993). Contudo, se a quantidade de estrutura coronária prejudicar a estabilidade da coroa, retentor intra-radicular deve ser indicado para prover retenção e distribuir tensões funcionais para maior área de estrutura dentária remanescente (Ichim *et al.*, 2006; Yu-xing *et al.*, 2006). Vários sistemas de pinos estão disponíveis para restaurar dentes tratados endodonticamente, dentre eles os núcleos moldados e fundidos (NMF) e pinos de fibra de vidro (PFv) associado a resina composta (Varvara *et al.*, 2007). Resultados controversos são reportados em pesquisas *in vitro* que comparam NMF e pinos pré-fabricados, na restauração de dentes tratados endodonticamente os clínicos optam por materiais que são capazes de distribuir as tensões de forma homogênea, quando submetidos à carga oclusal, e de diminuir as fraturas radiculares catastróficas (Heydecke *et al.*, 2002). A maioria das fraturas dos dentes tratados endodonticamente ocorrem na região cervical e dependem da condição da coroa e do tipo reconstrução realizada (Pierrisnard *et al.*, 2002). Dessa forma, parece oportuno o emprego de materiais que consigam mimetizar cada estrutura dentária na reconstrução e restauração do dente tratado endodonticamente. A escolha do material apropriado para retenção intra-radicular se baseia naquele com baixo módulo de elasticidade, que geralmente conduz a falhas reparáveis, ou por

material com alto módulo, que provavelmente apresenta falhas depois de um maior período, quase sempre irreparáveis (Torbjörner & Fransson, 2004).

A resistência mecânica de dentes tratados endodonticamente está diretamente relacionada à estrutura dental interna remanescente (Sirimai *et al.*, 1999; Ichim *et al.*, 2006). Assim, a quantidade de remanescente coronário de dentes tratados endodonticamente pode também influenciar na distribuição de tensões (Pierrisnard *et al.*, 2002; Ichim *et al.*, 2006). O aumento da altura do remanescente coronário resulta em significativo aumento na resistência à fratura desses dentes (Pereira *et al.*, 2006). A presença de férola de 2 mm garante resistência à fratura de dentes anteriores restaurados com NMF e coroa metalo-cerâmica (Zhi-Yue & Yu-Xing, 2003). Esse fator tem sido reportado como mais importante do que o tipo de pino usado, em termos de padrão de fratura (Isidor *et al.*, 1999). Porém, a grande maioria dos estudos que testam a presença de férola, não envolve variação do tipo de coroa e utilizam sempre coroas metálicas (Heydecke *et al.*, 2002; Akkayan & Gulmez, 2002; Zhi-Yue & Yu-Xing, 2003; Pereira *et al.*, 2006; Varvara *et al.*, 2007). O efeito da interação do tipo de pino e o do tipo de material da coroa na falha biomecânica de dentes tratados endodonticamente não têm sido avaliados. Por outro lado, a ocorrência clínica de dentes sem remanescente coronário é altamente freqüente e proporciona grande dúvida por parte do clínico em definir a melhor opção restauradora e até mesmo da viabilidade em manter o dente afetado. Embora nenhum sistema propicie solução restauradora ideal para qualquer circunstância clínica, profissionais têm procurado selecionar técnicas e materiais compatíveis com a estrutura dentária remanescente, objetivando resultados funcionais e estéticos, a fim de proteger a estrutura dentária remanescente (Al-Omiri & Al-Wahadni, 2006). O uso de coroas de cerâmica pura tem sido popularizado na reabilitação de dentes anteriores devido à melhora em suas propriedades (Strub & Beschnidt, 1998; McLaren & White, 2000). Contudo, é ainda questionável a resistência de coroas totais cerâmicas unidas a dentes naturais em substituição às metalo-cerâmicas (Potiket *et al.*, 2004).

Na análise de procedimentos restauradores o emprego de ensaios destrutivos como o teste de resistência à fratura é importante para prever o comportamento da estrutura dentária e do complexo dente-restauração em situações de alta intensidade de carga (Akkayan, 2004; Tan *et al.*, 2005; Soares *et al.*, 2006; Soares *et al.*, 2008a). Estes testes, no entanto, são limitados em detectar alterações estruturais internas anteriormente aos níveis de ruptura (Soares *et al.*, 2008b). Assim a associação com métodos não destrutivos como a extensometria, que mede a deformação estrutural em níveis baixos de carga, pode nortear condutas que proporcionem melhor desempenho nestas condições (Soares *et al.*, 2008b). Este processo pode facilitar, então, a detecção de defeitos e falhas que mais se aproximam do processo de falha ocorrido por fadiga. Estudos anteriores têm utilizado a extensometria para analisar a influência do tratamento endodôntico (Lin *et al.*, 1999), de materiais restauradores empregados em dentes tratados endodonticamente (Soares *et al.*, 2008b) e de retentores intra-radiculares (Ross *et al.*, 1991; Santos-Filho *et al.*, 2008). Quando forças são aplicadas sobre uma estrutura, são geradas tensões e deformações capazes de levarem à falha por ruptura, quando os limites de resistência são excedidos. Porém, mesmo quando as tensões são inferiores ao limites de ruptura, mas presentes ciclicamente, as falhas podem ocorrer pelo processo de fadiga. Se os valores de deformação excedem o limite máximo de resistência da estrutura dentária ou do material restaurador o complexo estrutural dente-restauração pode ser comprometido. Pode haver formação de fenda na interface adesiva, infiltração, formação de trincas e até mesmo fratura (Lohbauer *et al.*, 2003; Soares *et al.*, 2008b).

O delineamento deste estudo *in vitro* permite a comparação da resistência à fratura, modo de falha e deformação de dentes anteriores restaurados com 3 sistemas de reconstrução interna e dois tipos de coroas na presença e ausência de remanescente coronário.

REVISÃO DE LITERATURA

2. REVISÃO DE LITERATURA

Sorensen &Matinoff (1984) propuseram estudo para correlacionar pesquisas clínicas e laboratoriais que avaliaram 1273 dentes tratados endodonticamente e determinar o significado clínico do reforço por meio da instalação de pino intra-radicular e de coroa protética. A posição do dente no arco também foi avaliada. Cerca de 6000 pacientes foram examinados, e todos os dentes tratados endodonticamente foram classificados de acordo com suas posições no arco: anteriores superiores, pré-molares superiores, molares superiores, anteriores inferiores, pré-molares inferiores e molares inferiores. Os dentes observados que possuíam onlays ou coroas protéticas foram classificados como dentes com cobertura coronária. Já os que possuíam restaurações diretas foram denominados dentes sem cobertura coronária. Da mesma maneira, foram categorizados os dentes com ou sem reforço intra radicular. Todos os tratamentos foram verificados radiograficamente. Os autores concluíram que não houve aumento significativo da resistência à fratura ou deslocamento, quando os dentes dos seis diferentes grupos anatômicos possuíam reforço intra coronário. A colocação de pinos e coroas não afetou significativamente o índice de sucesso clínico para dentes anteriores superiores e inferiores. Já para os dentes posteriores superiores e inferiores, o índice de sucesso clínico foi significativamente melhorado com a cobertura coronária.

Reeh *et al* (1989) relataram que dentes tratados endodonticamente são considerados serem mais susceptíveis à fratura como resultado da perda de vitalidade do dente e de estrutura dental. Este estudo foi realizado para comparar as contribuições dos procedimentos endodônticos e restauradores para a perda de resistência, utilizando carregamento oclusal não destrutivo sobre segundo premolar superior extraídos intactos. Um extensômetro isolado foi colado sobre esmalte um pouco acima da junção cimentoesmalte em ambas as superfícies vestibular e lingual, e os dentes foram montados em anéis de náilon deixando 2 mm de superfície da raiz exposta. Sob controle de

carga, cada dente foi carregado a uma taxa de 37N por segundo durante 3 segundos e descarregados na mesma taxa em um sistema servo-hidráulico circuito fechado para medir a rigidez. A curva tensão-deformação foi gerada de cada extensômetro anteriormente à alteração do dente e após cada procedimento realizado no dente. A rigidez das cúspides, como uma medida de da resistência dos dentes, foi avaliada em uma das duas séries de procedimentos realizados sequencialmente: 1. (a) dente intacto, (b) o acesso endodôntico, (c) instrumentação, (d) obturação, e (e) preparo cavitário MOD; ou 2. (a) dente intacto, (b) preparo da cavidade oclusal, (c) preparo de cavidade de duas superfícies, (d) preparo cavitário MOD, (e) acesso, (f) instrumentação, e (g) obturação. Resultados em 42 dentes indicam que procedimentos endodônticos têm apenas um pequeno efeito sobre os dentes, reduzindo a rigidez relativa por 5%. Esta redução foi menor do que o de um preparo de uma cavidade oclusal (20%). As maiores perdas foram relacionadas com a perda de integridade da crista marginal. Preparo cavitário MOD resultou em uma média de perda de 63% em relação a rigidez da cúspide.

Hansen *et al* (1990) avaliaram a taxa de sobrevida acumulada (manutenção de ambas as cúspides) e do padrão de fratura de 1639 dentes posteriores tratados endodonticamente foram avaliados em um estudo retrospectivo. Todos os dentes apresentavam uma cavidade MO/DO ou uma MOD restauradas com amálgama sem recobrimento de cúspides. Os 20 anos de taxa de sobrevida dos dentes com uma cavidade MO/DO foi marcadamente maior do que a dos dentes com uma cavidade MOD. A menor taxa de sobrevida foi encontrada para o premolares superiores com uma cavidade MOD: 28% destes dentes fraturaram dentro de 3 anos após a terapia endodôntica, 57% foram perdidos após 10 anos, e 73% após 20 anos. Geralmente, a cúspide mais propensas a fratura foi a lingual, e fratura lingual causou significativamente mais danos aos tecidos periodontais do que se fosse fratura vestibular ou da coroa total. A gravidade do dano periodontal aumentou com a localização posterior do dente. De longe os fracassos mais graves,

independentemente do tipo de cavidade, foram encontrados para o segundo molar superior, uma vez que 10 de 29 fraturas levou à extracção. Foi concluído que amálgama, especialmente em cavidades MOD, é um material inaceitável para restauração de dentes posteriores tratados endodonticamente se for utilizado sem recobrir as cúspides.

Sorensen & Engelman (1990) avaliaram a resistência à fratura de dentes anteriores tratados endodonticamente com várias formas de férola e quantidade de estrutura coronária. Foram avaliados seis grupos: G1- ombro de 90°, ausência de extensão coronária e manutenção de 1mm de estrutura dentária axial (quantidade de estrutura dentária entre a parede interna do canal e superfície externa do dente na margem do preparo); G2- ombro de 90° sem extensão coronária; G3- ombro inclinado de 130° da base do preenchimento á margem e toda estrutura dentária acima do ângulo da linha axio-gengival foi removida; G4- ombro de 90° que termina em bisel de 60° com 1mm de largura, sem extensão coronária; G5- preparado com ombro de 90° que termina em bisel de 60° com 1mm de largura e 1mm de extensão coronária, uma configuração de junção de topo foi preparada na junção preenchimento-dente; G6- ombro de 90° que termina em bisel de 60° com 1mm de largura, e uma extensão coronária de 2mm, um contrabisel de 60° e 1mm de largura preparado no nível da junção preenchimento-dente. Os pinos e preenchimento foram fundidos em liga de prata-paládio. E as coroas também foram confeccionadas em liga metálica. Um milímetro de estrutura dental coronária acima da margem coronária aumentou substancialmente a resistência à fratura de dentes tratados endodonticamente, ao passo que o contrabisel em ambas as junções preenchimento-dente ou a margem coronária foi inefetiva. A espessura da estrutura dental axial na margem coronária não melhorou apreciavelmente a resistência à fratura.

Ross *et al* (1991) selecionaram 25 incisivos centrais superiores dividindo-os em cinco grupos para calcular as deformações geradas durante a inserção de 5 tipos de pinos, por meio do uso de extensômetros. As coroas

foram removidas deixando remanescente cervical de 1 mm de altura. O tratamento endodôntico foi realizado em todos os dentes e posteriormente foram fixados 2 extensômetros na face mesial e distal de cada raiz. Os extensômetros então foram conectados a um circuito de resistores (Ponte de Wheatstone). Os dentes foram restaurados com os pinos: Para-Post, Flexi-Post, Vlock-Post, Kurer Fin e Radix. As deformações geradas durante a inserção dos pinos foram obtidas e comparadas para os 5 grupos empregando análise de variância de fator único. As deformações máximas foram obtidas com a inserção dos pinos Kurer Fin e Radix sendo significativamente superiores às deformações induzidas pela inserção dos outros pinos.

Probster (1992) analisou a resistência à compressão das cerâmicas In-Ceram, IPS-Empress pela técnica de maquiagem e Empress pela técnica de estratificação. Um troquel metálico de cromo-cobalto com ombro com 1mm de largura, simulando incisivo central superior foi utilizado como padrão. As coroas metalo-cerâmicas de NiCr e Vita VMK 68 foram usadas como grupo controle. Após a confecção, os corpos de prova foram fixados sobre o troquel metálico de cobalto-cromo usando cimento de fosfato de zinco. A resistência média de fratura da cerâmica In Ceram foi de 964N; a Empress com a técnica de maquiagem apresentou resistência de 814N e a IPS Empress Vener 750N; as metalo-cerâmicas foi de 1494N. Todas as coroas de todos os sistemas apresentaram suficientes valores de resistência para serem usadas clinicamente.

Probster (1993) avaliou durante 35 meses 76 restaurações confeccionadas com In-Ceram (61 coroas totais e 15 próteses fixas) concluiu que nenhuma das coroas totais apresentou fratura e 13 próteses fixas permaneciam em função após o período de observação. Uma prótese fixa apresentou fratura, mas foi observado que as dimensões da infra-estrutura não obedecia às condições mínimas indicadas pelo fabricante do material, e outra prótese foi perdida devido à indicação de extração do dente pilar. O autor

afirmou que um maior número de próteses fixas deve ser avaliado para determinar corretamente suas indicações.

Robbins *et al* (1993) em estudo in vitro visaram determinar o melhor método para o tratamento de caninos tratados endodonticamente anterior à colocação de uma coroa. Sessenta dentes caninos superiores e inferiores humanos extraídos foram divididos em grupos de 10. Nos grupos A e B, as coroas foram removidas na junção cimentoesmalte e pino e preenchimento de amálgama foram colocados com #5 Paraposts (Grupo A) #120 e pino cônico Ticonium Endowels (Grupo B). Os grupos restantes receberam os seguintes tratamentos: Grupo C – obturação endodôntica com guta percha, Grupo D – compósito (Fluoro-Core) no acesso endodôntico, Grupo E - #100 Ticonium Endowels, e o Grupo F – grupo controle não tratado. Todos os dentes foram preparados para receber coroas de ouro, foram incluídos em metil metacrilato e sofreram carregamento compressivo numa inclinação de 45° em uma máquina Instron. As médias de resistência à fratura (Newtons), foram: Grupo A - 500, Grupo B - 530, Grupo C - 520, Grupo D - 510, Grupo E - 680, Grupo F - 580. Os resultados indicaram que, quando a estrutura dentária coronal foi removida, não houve diferença estatística ($P < 0,05$) entre os grupos reconstituídos com os pinos Parapost e Endowel. Apesar de o Grupo E (+ coroas intactas Endowel lugares) ter apresentado maior resistência à fratura média que os outros grupos, não houve diferença estatística ($P < 0,05$) devido ao grande intervalo.

Cathro *et al* (1996) analisaram a resistência à fratura por impacto de dentes tratados endodonticamente. Trinta incisivos centrais superiores humanos foram divididos em três grupos: controle (dentes intactos); dentes com colar de dentina de 1mm de altura restaurados com preenchimento em resina composta e coroa metálica liga prata-paládio e dentes sem férola de dentina, restaurados com preenchimento em resina composta e coroa metálica liga prata-paládio. Nenhuma diferença significativa foi encontrada entre os dentes intactos e os dentes com colar de dentina de 1mm. Os dentes sem

colar de dentina reduziram significativamente a resistência à fratura. O padrão de fratura predominante dos dentes restaurados com coroa foi fratura oblíqua estendendo da margem coronária vestibular apicalmente para o nível do alvéolo simulado.

Kern & Strub (1998) em estudo clínico piloto avaliaram a adesão da cerâmica aluminizada in vivo quando utilizado cimento resinoso. Dezesete próteses em cerâmica total fabricada com cerâmica aluminizada infiltrada de vidro foram submetidas ao processo triboquímico de cobertura de sílica feito com jateamento de partículas de óxido de alumina para limpar a superfície, formação de camada de sílica obtida por meio do jateamento com partículas especiais de sílica contendo óxido de alumina e aplicação de silano para ocorrer a adesão química com a camada de sílica formada na cerâmica e subsequente adesão com o cimento resinoso. Os pacientes foram avaliados a cada 6 meses para analisar os aspectos funcionais e possíveis falhas das restaurações. No tempo de observação médio de $3,8 \pm 1,6$ anos ocorreram algumas fraturas da cerâmica. O nível de sucesso foi 75,6% e 68,1% após 1 e 5 anos de uso, respectivamente. Na condição em que havia ausência de qualquer tipo de fratura. Embora, a adesão entre dente, cimento e cerâmica sempre permaneceu estável. Esse processo triboquímico resultou em durável união acima de 5 anos.

Strub & Beschnidt (1998) avaliaram a resistência à fratura de 5 diferentes sistemas de coroas cerâmicas totais antes e depois de um pré-carramento cíclico. Incisivos superiores extraídos foram preparados com um ombro de 90 graus. As coroas foram adesivamente cimentadas aos pilares usando cimento resinoso de dupla ativação. Metade dos espécimes foram envelhecidos artificialmente através da simulação da mastigação e da termociclagem, e todas as amostras foram testadas para resistência à fratura. Os resultados foram comparados com os de coroa metalo-cerâmica com margem a base de cerâmica cimentadas com cimento de fosfato de zinco. A simulação da mastigação e a termociclagem diminuiu significativamente a

resistência à fratura de todos os sistemas de coroas testados ($P < 0,01$). Não foram encontradas diferenças estatisticamente significativas entre os todos os grupos de coroas de cerâmica pura e os de coroa metalo-cerâmica. Todas as coroas cerâmicas podem ser usadas para restaurações anteriores. No entanto, investigações in vivo de todos os sistemas de coroa de cerâmica pura deverá ser realizada antes de sua introdução na rotina clínica.

Isidor *et al* (1999) em estudo in vitro avaliaram a influência do pino e altura da férola sobre a resistência à carregamento cíclico (fadiga) dos dentes com pino de titânio prefabricados (ParaPost) e coroas. Noventa dentes bovinos com dimensões semelhantes foram incluídos em blocos de acrílico e simulado o ligamento periodontal com silicone. Combinações de comprimentos de pino de 5 mm, 7,5 mm e 10 mm, e altura da férola de 0 mm, 1,25 mm e 2,5 milímetros resultou em 9 diferentes grupos constituídos de 10 dentes cada. Os pinos foram cimentados com cimento de fosfato de zinco. Foram feitos preenchimento em resina composta e as coroas foram cimentadas. Cada amostra sofreu carregamento cíclico de 400 N com uma frequência de 1 carregamento por segundo em uma angulação de 45 graus em relação ao longo eixo do dente. Todas exceto duas amostras falharam com uma fratura radicular; nos restantes 2 espécimes perdeu retenção do núcleo. Uma grande variação nos resultados entre os vários grupos foi observada. Uma análise 2-Way não-paramétrica para grupos com uma ordem natural revelou que a resistência à fratura ao carregamento cíclico aumentou estatisticamente significativa com o aumento da altura da férola ($P < 0,01$), enquanto o aumento do comprimento do pino não aumentou a resistência à fratura ($P = 0,44$). A altura da férola é mais importante do que o comprimento do pino para aumentar a resistência à fratura à carregamento cíclico de dentes com coroa total.

Lin *et al* (1999) relataram que técnicas de preparação endodôntica da raiz com ultrassom recentemente foram introduzidas e revolucionou o campo da cirurgia endodôntica. No entanto, vários relatórios alegaram que houve um

aumento da incidência de formação de trincas após preparação endodôntica da raiz com ultrassom. Porém, pouco trabalho concentrou-se na deformação da raiz durante o preparo endodôntico. Assim, o objetivo desta investigação foi medir a quantidade de deformação durante o preparo endodôntico da raiz com o uso de sistema de microcaneta e de ultrassom usando métodos do extensômetro, e simultaneamente para detectar eventuais trincas com a ajuda do estereomicroscópio, mancha e um sistema de processamento de imagem. Os resultados demonstraram que a instrumentação ultra-sônica produziu significativamente maior deformação média do que aquela gerada com o sistema de microcaneta. Do ponto de vista da fratura, qualquer técnica que poderia diminuir a deformação sobre a raiz diminuiria a probabilidade de fratura, no entanto, não foi observada em qualquer superfície seccionada das raízes neste estudo.

Sirimai *et al* (1999) relataram que pino e preenchimento são frequentemente requeridos com dentes tratados endodonticamente para fornecer retenção e forma de resistência para coroas totais. No entanto, pinos convencionais podem aumentar o potencial de fratura da raiz. Este estudo comparou a resistência à fratura radicular vertical de dentes extraídos tratados com sistemas de pino e preenchimento que foram modificados com fibras trançadas de polietileno (Ribbond) com aqueles tratados com sistema de pino e preenchimento convencionais. A instrumentação do canal foi realizada em 60 incisivos centrais superiores, e foram feitos os preparos para coroa total. A porção coronária de cada dente foi removida, e 6 sistemas de pino e preenchimento foram estudados. Os espécimes foram incluídos em blocos de resina acrílica com uma camada de polivinil siloxano recobrimo as raízes. Foram aplicadas cargas em um ângulo de 130 graus e mensuradas com uma máquina de ensaio universal. Os resultados foram analisados estatisticamente com análise de variância 1-way com agrupamento Student-Newman-Keuls e análise qui-quadrado. Pino e preenchimento metálico fundido resultou em limiares de fracasso significativamente maior do que todos os outros, exceto para prefabricados, de dimensão comparável, de face paralela com

preenchimento em resina. Todas as falhas no grupo com pino fundido envolveu fratura dos dentes, enquanto que 70% dos dentes com pinos de dimensão comparável e faces paralelas e preenchimento em resina falharam como resultado de fraturas dentárias e 30% experimentaram fraturas do preenchimento. O sistema de pino e preenchimento de fibra trançada foi significativamente menor em resistência do que todos os outros, e apresentaram um número significativamente menor de fraturas vertical da raiz. O sistema de fibra trançada de polietileno e preenchimento de resina composta, sem um pino prefabricado resultou em número significativamente menor de fraturas radicular vertical, mas a carga média de falha foi a mais baixa. Pinos prefabricados de menor diâmetro combinados com a fibra trançada de polietileno e preenchimento em resina melhorou a resistência ao fracasso. Pinos e preenchimento fundido tradicional foram os mais fortes dos 6 sistemas de pino e preenchimento.

McLaren & White (2000) realizaram estudo retrospectivo para avaliar a longevidade de coroas de In-Ceram confeccionadas em clínica particular, desde a introdução do sistema em 1990 até 1997. Foram avaliadas 408 coroas em 107 pacientes em um período de 1 a 86 meses e que foram confeccionadas por um único protesista. Os pacientes foram avaliados a cada 6 meses. Os autores encontraram baixa porcentagem de falhas, aproximadamente 1,35 ao ano e que estavam associadas a fraturas da infraestrutura (0,6% por ano) e da porcelana (0,3% ao ano). As falhas em pré-molares foram mais comuns que nos dentes anteriores, não havendo, porém diferença significativa entre estes achados.

McLean (2001) descreveu a evolução dos vários tipos de cerâmicas disponíveis no mercado. Relatou que o grande marco da estética na prótese começou com a possibilidade de união da cerâmica com metal com o desenvolvimento da técnica metalo-cerâmica por Weinstein *et al.* em 1960. Segundo o qual, a partir de 1970, com o aprecio das porcelanas reforçadas por cristais de alumina, que possibilitou que estes materiais

apresentassem o dobro da resistência quando comparados às cerâmicas feldspáticas convencionais, foi possível confeccionar coroas “colarless”. As cerâmicas com alta concentração de alumina geralmente contém 95% de óxido de alumina e como apresentam alta resistência, possibilitam a confecção de infra-estrutura que após infiltrada com vidro pode receber a aplicação de cerâmica de revestimento para prover estética necessária. Estão indicadas para a confecção de coroas e pequenas próteses fixas. Uma técnica conhecida como “slip-casting”, foi descrita por McLean, que consiste no preparo e aplicação de uma suspensão estável na superfície de um modelo de gesso poroso que absorve a fase líquida por meio das forças capilares, possibilitando a produção de uma estrutura com alta resistência. Esta técnica foi refinada por Sadoun, em 1989, o que permitiu a utilização de porcelana aluminizada na confecção de infraestruturas para coroas e próteses com excelente estética e sem comprometer a resistência, sendo comercializada com o nome de In-Ceram. Nesta técnica utiliza-se um pó de alumina sinterizada que recebe a injeção de vidro de baixa fusão de latânio de sódio para produzir uma cerâmica composta de alta resistência. A concentração de alumina é de 72%. Um sistema conhecido comercialmente como Procera All-Ceramic System utiliza porcelana com alta concentração de alumina e apresenta alta resistência. As infra-estruturas são confeccionadas por meio da compactação de pó de alumina em alta concentração ($\text{Al}_2\text{O}_3 > 99,9\%$) por meio de uma técnica de pressurização a seco em troquéis com dimensões maiores do que os preparos dentais.

Heydecke *et al* (2002) compararam a resistência à fratura de sessenta e quatro incisivos centrais superiores humanos tratados endodonticamente e divididos em quatro grupos: restaurados com pino de titânio preenchimento em resina composta; pino de zirconia e preenchimento em resina composta; pino de zirconia e preenchimento em cerâmica e o controle restaurado com núcleo metálico fundido em liga de ouro. Todos os dentes apresentavam férola de 2mm, foram restaurados com coroas metálicas e submetidos a ciclagem termomecânica. Durante ciclagem, para os grupos restaurados com pinos de titânio e de zircônia e preenchimento em resina composta 93,8% não falharam, no

grupo restaurado com pino de zirconia e preenchimento em cerâmica 100% não falharam, e para o grupo controle 87,5% não fraturaram. Não foi encontrada nenhuma diferença estatística entre os grupos testados. A maioria das fraturas envolveu margem coronária lingual e estenderam para o terço incisal da superfície radicular vestibular.

Akkayan & Gulmez (2002) compararam o efeito de três sistemas de pinos estéticos e um de titânio na resistência e padrão de fratura de dentes tratados endodonticamente restaurados com coroas. 40 caninos superiores humanos foram tratados endodonticamente e divididos em quatro grupos: dentes restaurados com pinos de zircônia, fibra de vidro, fibra de quartzo e titânio. Todos os pinos foram cimentados com cimento resinoso de dupla presa, foram confeccionados núcleos de preenchimento em resina composta e coroas metálicas em liga NiCr as quais foram cimentadas com cimento de ionômero de vidro. Não havia a presença de férola. Os dentes restaurados com pino de quartzo apresentaram a maior resistência à fratura comparada aos outros três grupos. Os restaurados com pino de zircônia e fibra de vidro demonstraram resistência à fratura similar. As fraturas que permitiram reparo foram observadas nos grupos restaurados com pinos de fibra de vidro e quartzo e fraturas irreparáveis foram observadas nos demais grupos.

Pest et al (2002) com o objetivo de comparar o desempenho dos cimentos resinosos quimicamente ativáveis e fotoativáveis, avaliou resistência adesiva, por meio de ensaio mecânico de push-out e as interfaces adesivas por meio de MEV. Foram utilizados 50 dentes uniradiculares extraídos e tratados endodonticamente, que tiveram pinos de fibra de carbono e de vidro fixados com diversos sistemas adesivos, materiais de fixação e resinas compostas de baixa viscosidade. O canal foi preparado com 8,0 mm de comprimento. As amostras selecionadas para avaliação em MEV, foram seccionadas no sentido do longo eixo do dente e preparadas para avaliação da camada híbrida e análise da formação dos prolongamentos de resina. Todos os grupos apresentaram altos valores de resistência adesiva entre 26,18 e

30,61 MPa. No entanto, houve diferenças significativas entre os cimentos resinosos e as resinas compostas. A análise das MEV possibilitou verificar que com o uso de compósitos resinosos quimicamente ativáveis, poucas bolhas observadas estavam na extremidade do pino e nunca na interface adesiva. Os melhores resultados foram observados com os pinos de fibra de vidro associados às resinas compostas fotoativadas utilizadas como agentes de fixação.

Pierrisnard *et al* (2002) compararam o efeito de diferentes reconstruções corono-radiculares na distribuição de tensão. Foram avaliados a presença e ausência de férola de 2mm. Esses dentes foram restaurados com quatro diferentes técnicas: núcleo metálico fundido em liga de níquel cromo; pino metálico de níquel cromo e de fibra de carbono associados ao preenchimento com resina composta; e dentes restaurados com resina composta sem o uso de pino. Todos os dentes foram restaurados com coroa metálica em liga de níquel cromo. Foi observado que, tanto para as tensões de tração quanto para as de compressão, os maiores valores de tensões foram observados na região cervical independente do grupo testado. A tensão de tração cervical excedeu 230 Pa na ausência de férola e foi menor do que 140 Pa quando a férola estava presente. As tensões de tração são potencialmente as responsáveis pela ocorrência de fratura. Na ausência de férola o grupo restaurado com núcleo metálico fundido a tensão de tração gerada foi de 235 Pa e na presença de férola foi de 90,5 Pa. Foi relatado então que a presença de férola parece cancelar o efeito mecânico do material de reconstrução na intensidade de tensões. Com a férola, o material de reconstrução não tem impacto no nível de tensão cervical. A presença de pinos é benéfica para dentes com porção coronária residual em pelo menos 2,0mm e quanto maior o módulo de elasticidade do material, menor o nível de tensão na dentina.

Eskitascioglu *et al* (2002) compararam pino e preenchimento de lâmina de fibra de vidro e resina composta e núcleo metálico fundido em liga de NiCr em dentes tratados endodonticamente com 1mm de férola convencional por

meio do ensaio de resistência à fratura e da análise de tensões pelo método de elementos finitos. Não foi observada diferença significativa na resistência à fratura. Os núcleos fundidos apresentaram 100% de deslocamento com 70% de fratura radicular. E os de fibra de vidro, 70% de fratura do preenchimento, 20% da raiz com 10% de deslocamento do pino. As tensões nos modelos restaurados com núcleo metálico fundido acumularam no interior da estrutura do pino (140 MPa) e a transmissão das tensões para as estruturas de suporte e o dente foram menores (70 MPa) na região do terço apical. No modelo do dente restaurado com pino de fibra de vidro observou-se que as tensões são acumuladas ao longo da região do terço cervical (120 MPa) e ao longo do osso alveolar (150 MPa). Mínimos valores de tensões foram observados no interior da estrutura do pino de fibra de vidro (0-30 MPa). Dessa forma, a seleção do material do pino e preenchimento deve ser baseada para cada caso clínico.

Lohbauer *et al* (2003) avaliaram as propriedades mecânicas da resina composta sob carregamento quase-estático e cíclico. Barras para flexão a quatro pontos de dez diferentes materiais de resina composta foram fabricados de acordo com a Norma ISO e armazenados durante duas semanas em água destilada. A resistência à fratura (FS) foi medida com o teste de flexão a quatro pontos em máquina de ensaio universal. O limite de fadiga flexural (FFL) para 10 (5) ciclos foram determinados sob carregamento equivalente. Todos os espécimes foram testados e fadigados em água a 37°C. Os dados foram analisados e foi realizada análise fractográfica utilizando MEV. Os valores de resistência flexural iniciais para os materiais de resina composta variaram de 55,4 MPa para Solitaire até 105,2 MPa para Filtek Z250. O limite de fadiga flexural médio para 10 (5) ciclos variou entre 37 e 67% da resistência inicial. As análises por SEM das superfícies fraturadas sugerem dois tipos de mecanismos de falha para fratura por fadiga e fratura inicial. O comportamento por fadiga dos materiais de resina composta não se correlacionam com os valores de resistência inicial. Materiais que proveram alta resistência inicial não necessariamente revelaram a melhor resistência à fadiga. Medidas de

fadiga flexural dos materiais de resina composta devem ser considerados como uma ferramenta útil para avaliar a longo prazo propriedades mecânicas.

Magne & Belser (2003) usaram modelo de elementos finitos 2-D para simular a flexão de cúspide e tensões na superfície e a interface dente - restauração de um molar superior restaurado usando três materiais restauradores; a influência de quatro configurações de preparos inlay / onlay na distribuição de tensões dentro do complexo também foi investigada. Uma secção transversal vestibulolingual de um molar intacto foi digitalizado e usado para criar modelos bidimensionais restaurados com diferentes materiais restauradores (porcelana feldspática, compósitos de alto e baixo módulo de elasticidade) e preparos dentais (inlays grandes e pequenas, onlays grandes e pequenas). Foram aplicados duas cargas oblíquas de 25-N sobre as cúspides. A tensão tangencial para cada nó de elemento finito localizado na superfície do dente, tensão interfacial, e flexão de cúspide relativa foram analisadas. Todos materiais e preparos dentais apresentaram padrões de tensões tangenciais de superfície semelhantes, com uma determinada área de compressão na ponta da cúspide externa, uma zona de tração na superfície oclusal, e picos de tensão de compressão na junção cimento esmalte. O baixo módulo de elasticidade dos compósitos mostrou tensão de tração reduzida na sua superfície, mas aumentou as tensões na interface dentina adesivo quando em comparação com as cerâmicas. Todos os tipos de onlays demonstraram uma maioria de tensões de interface compressiva, enquanto as inlays mostraram uma maioria de tensões de tração. A tensão de interface no nível da dentina aumentou com a flexibilidade do material restaurador. Apenas as onlays cerâmicas grandes apresentaram quase tensão compressiva pura na interface. Os dentes restaurados com compósito apresentaram aumento da flexão da coroa, enquanto os dentes restaurados com porcelana apresentaram aumento da rigidez da coroa. As inlays / onlays de porcelana caracterizada mais por apresentar tensões diametrais na superfície oclusal, mas melhor potencial de protecção contra ruptura na interface dentina restauração comparadas às inlays / onlays de compósitos. Onlays / overlays de cerâmica parecem

representar um comportamento eficaz para restaurar dentes posteriores severamente danificados.

Zhi-Yue & Yu-Xing (2003) investigaram o efeito da forma do pino e preenchimento e da férola na resistência à fratura de incisivos centrais superiores humanos tratados endodonticamente restaurados com coroa metalo-cerâmica. Quarenta e oito dentes foram tratados endodonticamente e divididos em quatro grupos: dentes controle restaurados com coroa metalo-cerâmica; dentes com férola de 2mm restaurados com núcleo metálico fundido liga níquel-cromo e coroa metalo-cerâmica; dentes sem férola restaurados com núcleo metálico fundido em liga níquel-cromo e coroa metalo-cerâmica; dentes com férola restaurados com pino pré-fabricado metálico, preenchimento em resina composta e coroa metalo-cerâmica. Os dentes com férola restaurados com núcleo metálico fundido apresentaram o maior valor de resistência à fratura os outros grupos não apresentaram diferença significativa entre si.

Akkayan (2004) comparou a resistência à fratura e modo de fratura de dentes tratados endodonticamente preparados com três diferentes altura de férola (1,0mm, 1,5mm e 2,0mm) e restaurados com quatro sistemas de pinos estéticos (fibra de quartzo, fibra de vidro, fibra de vidro mais zircônia e zircônia), preenchimento em resina composta e coroa metálica de liga níquel-cromo, demonstrando que preparos com férola de 2mm aumentou a resistência à fratura independente do sistema de retenção avaliado.

Kumbuloglu et al (2004) avaliaram a microdureza Vickers e resistência flexural de três pontos, e resistência à compressão, dos cimentos Panavia F (Kuraray), Variolink 2 (Ivoclar/Vivadent), RelyX Unicem (3M/ESPE), RelyX ARC (3M/ESPE), e um cimento de poliacarboxilato de zinco como grupo controle – Durelon (3M/ESPE). Os testes foram realizados após uma semana de armazenamento. Além disso, foi investigado o grau de conversão dos cimentos resinosos comparando as formas de ativação química e dual, pelo teste de espectroscopia por infravermelho (FTIR). Os testes de microdureza Vickers

foram realizados sob carga de 0.1 N durante 10 segundos, realizando 15 endentações em cada amostra. RelyX Unicem mostrou os maiores valores de dureza (44HV), e Variolink 2 apresentou os menores (32HV). Os maiores valores de resistência flexural foram obtidos com o Variolink 2 (90Mpa), e os menores valores foram obtidos com o Durelon (28Mpa). Os maiores valores de resistência à compressão foram apresentados pelo RelyX Unicem (145Mpa), e os menores pelo Durelon (41Mpa). Para as duas formas de ativação (química e dual), o RelyX ARC mostrou o maior grau de conversão (81% e 61% respectivamente) e o RelyX Unicem teve os menores valores (56% e 26% respectivamente). Porém, para todos os cimentos resinosos duais, o modo de ativação dual possibilitou grau de conversão mais alto, que o modo de ativação químico. Os autores concluíram que cimentos com características químicas semelhantes, se diferem em suas propriedades físicas. Além disso, o método de polimerização influencia no grau de conversão dos cimentos resinosos duais.

Potiket *et al* (2004) avaliaram comparativamente a resistência à fratura de coroas feitas de três tipos diferentes de dois sistemas de cerâmica: coroas com coping de óxido de alumínio de 0,4mm e 0,6mm e coping de cerâmica de zircônia de 0,6mm e coroas metalo-cerâmicas. Então, 40 incisivos centrais superiores foram divididos em quatro grupos. Os dentes apresentavam férola de 1mm de altura. Não foi observada diferença significativa na resistência à fratura de dentes restaurados com coroas totais cerâmicas e metalo-cerâmicas. E todas as amostras apresentaram fratura severa do dente e/ou coroa. Assim, coroas totais cerâmicas podem ser consideradas restaurações alternativas para áreas altamente estéticas.

Kishen *et al* (2004) avaliaram a biomecânica da fratura em dentes restaurados com pino e núcleo, por meio da análise pelo método de elementos finitos, ensaio de tração e análise por fractografia. O método de elementos finitos e o ensaio de tração avaliaram a tensão deformação na estrutura da dentina. E a fractografia avaliou a topografia da dentina das amostras

fraturadas no ensaio experimental e das amostras de dentes restaurados com pino-núcleo fraturados clinicamente. Foi observado que a dentina interna apresenta maior deformação, enquanto a dentina externa demonstrou maior tensão durante a aplicação de carga de cisalhamento. Essa situação é explicada pela diferença gradativa do módulo de elasticidade da dentina, já que a dentina interna por ser menos mineralizada apresenta menor módulo de elasticidade e consequentemente maior deformação e menor concentração de tensão. Nas amostras fraturadas clinicamente foram observadas trincas originadas da região interna adjacente ao pino e progrediam ao longo da superfície externa e lingual.

Torbjörner & Fransson (2004) realizaram uma revisão da literatura sobre os fatores biomecânicos que afetam o resultado do tratamento protético tratamento de dentes estruturalmente comprometidos, com maior ênfase nos dentes tratados endodonticamente frequentemente comprometidos. Os artigos pesquisados foram analisados com um enfoque nos fatores que influenciam o risco de falhas por fadiga. Falhas técnicas na conexão com prótese fixa são muitas vezes causadas por fraturas por fadiga. Os pilares, cimento, e reconstrução são todos submetidos à tensão causada pelas forças oclusais, e fratura por fadiga pode ocorrer no ponto mais fraco ou onde a tensão máxima ocorre. O ponto mais fraco está frequentemente em ligação com os dentes tratados endodonticamente restaurados com pino e preenchimento. A literatura aponta as forças nãoaxiais como um risco para a fratura por fadiga de dentes, cimento, e material restaurador. O planejamento de prótese oclusal favorável é provavelmente mais importante para a sobrevivência de dentes tratados endodonticamente estruturalmente comprometidos do que o tipo de pino utilizado.

Soares *et al* (2005) avaliaram a influência do material de inclusão e simulação do ligamento periodontal na resistência à fratura de dentes bovinos. Oitenta dentes incisivos bovinos foram divididos aleatoriamente em 8 grupos (n = 10), incluídos em resina de poliestireno e acrílica utilizando 4 tipos de

simulação do ligamento periodontal: 1 - ausência do ligamento; 2 - material de impressão á base de poliéter; 3 - material de impressão a base de polissulfeto; 4 - material elastomérico de poliuretano. Os espécimes foram armazenados a 37°C e 100% de umidade durante 24 horas. Os espécimes foram submetidos à carregamento tangencial sobre a superfície palatina em uma velocidade de 0,5 mm / minuto até a fratura. Os modos de fratura foram analisados como segue: 1 - fratura coronária; 2 - fratura da junção cimento-esmalte; 3 – fratura radicular parcial; 4 - fratura radicular total. Foram aplicados análises estatísticas pela two-way ANOVA e teste de Tukey ($p < 0,05$). Os resultados demonstraram que o método de inclusão da raiz e simulação do ligamento periodontal têm um efeito significativo sobre a resistência à fratura. O ligamento periodontal artificial modificou o modo de fratura.

Tan *et al.* (2005) avaliaram a resitência à fratura de cinquenta incisivos centrais superiores humanos divididos em quatro grupos: dente não tratado endodonticamente restaurado com coroa metálica em liga de ouro; dentes tratados endodonticamente restaurados com coroa metálica sem o uso de pino; dentes com férola de 2mm restaurados com núcleo metálico fundido em liga de ouro e coroa metálica; dentes com férola não uniforme de 0,5mm nas proximais e de 2,0mm nas faces vestibular e lingual restaurados com núcleo metálico e coroa metálica; e os dentes sem férola restaurados com núcleo metálico e coroa metálica. Os dentes com férola não uniforme foram mais efetivos na resistência à fratura do que os dentes sem férola, mas não tão efetivos quanto aos dentes com férola uniforme de 2,0 mm. Os dentes vitalizados restaurados com coroa, dentes tratados endodonticamente restaurados com coroa sem o uso de retentores e os dentes com férola uniforme de 2mm restaurados com nucleo metálico fundido e coroa apresentaram resistência à fratura semelhantes entre si. E o padrão de falha das amostras foi o mesmo para todos os grupos, com modo predominante de fratura oblíqua da margem lingual para a superfície vestibular na inserção no nível da porção mais cervical do alvéolo.

Estudo realizado por Bitter et al (2006) teve como objetivo investigar os efeitos dos agentes de cimentação e termociclagem na resistência adesiva em dentina do canal radicular. Foram utilizados cento e quarenta e quatro caninos superiores, que receberam pinos de fibra de vidro cimentados com diferentes cimentos: Panavia F, Multilink, Variolink II, PermaFlo DC, RelyX Unicem e Clearfil Core. Cada raiz foi seccionada em 6 discos de 1 mm, representando os terços cervical, médio e apical do canal radicular. E foram submetidos ao teste de pushout e termociclagem. A resistência adesiva foi significativamente afetada pelo agente de cimentação, região da raiz e pela termociclagem. O cimento RelyX Unicem apresentou alta resistência adesiva quando comparado aos demais materiais. A região apical do canal radicular apresentou resistência adesiva significante maior que nas regiões dos terços cervical e médio. Após termociclagem, para o RelyX Unicem, um aumento signifiicante na resistência adesiva foi detectada para as regiões dos terços médio e apical.

Gerth et al (2006) analisaram as propriedades físicas e químicas do cimento RelyX Unicem (3M/Espe) considerando os elementos que o compõe, morfologia superficial, reação de polimerização e a união com hidroxiapatita. Os principais componentes foram analisados por XPS (espectroscopia de fotoelétrons excitados por raios-X) e EDX (raio-x por energia dispersa) e os menores componentes foram identificados com ICP-OES (espectrometria de emissão ótica com plasma de argônio induzido). A morfologia foi examinada por microscopia eletrônica de varredura e os produtos da reação de polimerização examinados usando GPC (cromatografia gasosa). XPS também foi aplicada para estudo do mecanismo de união à hidroxiapatita. Segundo os autores cada componente possui uma função especializada, o que explica propriedades biológicas e mecânicas do cimento. A partir disso, verificaram que o RelyX Unicem é composto por partículas inorgânicas sólidas e componentes orgânicos líquidos. A cura dual consiste de monômeros de metacrilato especial com grupos de ácidos fosfóricos unidos e pelos menos 2 duplas ligações (C=C) insaturadas. Esses ésteres metacrilatos fosfóricos são encontrados na fase líquida em combinação com 38 dimetacrilatos, acetato,

estabilizadores e iniciadores. As partículas inorgânicas consistem de uma rede de vidro de Al-Si-Na, com a incorporação de estrôncio e lantânio. Além disso, o RelyX Unicem é composto de aproximadamente 2% de Ca(OH)_2 , o que pode induzir mineralização, aumentar o efeito antimicrobiano e diminuir os níveis de acidez pós-presas. Um índice de 10% de fluoreto foi detectado, o que pode contribuir na redução das taxas de cáries secundárias. O mecanismo de união do RelyX Unicem se dá pela quelação de íons cálcio com grupos ácidos, produzindo adesão química com hidroxiapatita da estrutura dental.

Ichim *et al* (2006) observaram o efeito da altura da férola na resistência mecânica e distribuição de tensões dentro da raiz para explicar variações no padrão de fratura radicular. Foram gerados cinco modelos de dentes tratados endodonticamente restaurados com núcleo e coroa metálica com diferentes alturas de férola 0,0mm, 0,5mm, 1,0mm, 1,5mm e 2,0mm. Relataram que a coroa inclina para vestibular e rotaciona com o ângulo incisal distal sendo deslocado mais em direção vestibular comparado com a borda incisal mesial. Esse deslocamento da coroa reduziu com o aumento da altura da férola acima de 1,5mm, acima do qual não houve diferença. No modelo com férola de ou maior do que 1,5mm resultaram em aproximadamente 35% de redução no deslocamento comparado com o preparo sem férola. Assim, embora pequena férola possa não resistir ao deslocamento eficientemente, a presença da mesma reduz o braço axial da força de rotação, o que promove redução da flexão sobre o pino com subsequente redução da tensão dentro do pino e da força de deslocamento axial. Reduzindo, então, o potencial para ruptura da união do cimento ao dente e fratura do pino. A restrição elástica do ligamento periodontal palatino e a direção da força resultaram em tensão de tração gerada dentro da dentina radicular palatina e no interior do pino na sua porção coronária próxima à junção com o preenchimento. Quando a férola está presente, desenvolveu maior nível de tensão de tração na dentina palatina radicular interna na margem cervical do preparo comparado com o sem férola. Comparado com os valores na área cervical, as tensões na dentina palatina radicular média foi maior ao longo da raiz quando a férola não estava presente

e menor para todos os preparos com férola. Houve duas principais alterações na distribuição de tensões na dentina radicular associada com o aumento na altura da férola, a diminuição na tensão de compressão na dentina cervical vestibular em níveis abaixo da resistência compressiva da dentina e aumento na tensão de tração na dentina cervical palatina para valores próximos da resistência de tração da dentina. Isto sugere condições favoráveis para ocorrência de fratura, a qual dirigiria apicalmente e obliquamente ao longo da dentina radicular palatina da superfície radicular interna para externa. Dessa forma, a férola aumentou a resistência mecânica da restauração coroa/preenchimento/pino reduzindo o potencial de deslocamento (vestibular e rotação axial) e tensão compressiva dentro da dentina vestibular e na parede do canal. Foi sugerido, então, que a altura da férola deve ser determinada individualmente para cada caso baseado no diâmetro cervical vetíbulo-lingual da raiz.

Nakamura *et al* (2006) avaliaram por meio do método de elementos finitos a distribuição de tensões em modelos de incisivos centrais superiores tratados endodonticamente sem a presença de férola e restaurados com pinos de diferentes diâmetros (1/3 e 2/3 do diâmetro da raiz), comprimento (1/3 e 2/3 do comprimento da raiz) e material (núcleo metálico fundido em liga de Au; pino de aço e de fibra de vidro com preenchimento em resina composta) e coroa total cerâmica (IPS Empress). O uso de pino longo causou maior tensão de tração na face lingual da dentina radicular, independente do diâmetro do pino. Foi observado diferenças na distribuição de tensões causada pelo material do pino na face vestibular da dentina radicular em torno da extremidade do pino. Essas tensões foram menores para o pino de fibra de vidro do que para os metálicos. O pino de diâmetro amplo provocou maior tensão na porção lingual inferior da dentina radicular do que o estreito, demonstrando que para evitar ocorrência de fratura radicular deve ser realizada mínima redução de estrutura dental. E o pino curto causou maior tensão face vestibular da dentina radicular do que o longo, mesmo se estreito ou amplo. Mas quando o pino de fibra de vidro foi avaliado observou-se redução na concentração de tensões na

superfície vestibular da dentina radicular em torno da extremidade do pino. Assim, o uso do pino de fibra de vidro pode ser efetivo na redução do risco de fratura radicular.

Naumann *et al* (2006) avaliaram a resistência à fratura de incisivos centrais superiores tratados endodonticamente restaurados com pino de fibra de vidro/preenchimento em resina composta e coroa cerâmica (IPS Empress II). Os dentes que apresentavam preparo com férola de 2,0mm variando: controle-circunferência de 360°; férola na porção palatina- representando aspecto de sobrecarga oclusal; férola na porção vestibular- representando aspecto de injúria traumática; férola com ausência nas proximais- simulando tratamento por cárie. Os autores verificaram que a resistência à fratura é dependente do grau de conservação de estrutura dental. A presença incompleta de porção da férola coronária (perda da parte vestibular ou palatina, interrupção das proximais) de dente tratado endodonticamente restaurado com pino e preenchimento está associada com maior variação da carga de falha. O valor médio de resistência à fratura mais alto (899N) foi observado para o grupo com férola coronária na superfície vestibular. O grupo com férola circunferencial (502N) apresentou resistência semelhante ao grupo com férola palatina (658N). E com interrupção da férola nas proximais apresentou os menores valores de resistência (360N).

Pereira *et al* (2006) analisaram a resistência à fratura de cinquenta caninos tratados endodonticamente usando pino e preenchimento e variáveis quantidades de dentina coronária. Foram avaliados 5 protocolos experimentais: grupo controle (dente com ausência de férola restaurado com núcleo metálico fundido em liga de cobre alumínio e coroa metálica em liga de níquel cromo); grupo 0mm (ausência de férola; dente restaurado com pino pré-fabricado metálico, preenchimento resina composta e coroa metálica liga de níquel cromo); dentes com estrutura coronária remanescente de 1mm, 2mm e 3mm, todos foram restaurados com pino pré-fabricado metálico, preenchimento resina composta e coroa metálica liga de níquel cromo. O aumento da altura

da férola dentinária resultou em significativo aumento na resistência á fratura de dente tratado endodonticamente restaurado com pino pré-fabricado e preenchimento em resina. Todas as falhas no grupo controle (núcleo metálico fundido e coroa metálica) ocorreram devido à fratura radicular, e todas as falhas no grupo 0mm (ausência de férola; dente restaurado com pino pré-fabricado metálico, preenchimento resina composta e coroa metálica) ocorreram devido à fratura do preenchimento. Nos demais grupos, a maioria das falhas ocorreu devido à falha de cimentação da coroa. Assim, o aumento da altura da férola aumentou significativamente a resistência à fratura de dentes tratados endodonticamente restaurados com pino pré-fabricado metálico, preenchimento em resina e coroa metálica. O grupo controle apresentou resistência à fratura significativamente maior quando comparado com o grupo 0mm. O grupo de férola de 3mm apresentou maior resistência á fratura quando comparado com o grupo 0mm férola e férola de 1mm. Estes resultados indicaram que a presença de estrutura coronária remanescente influencia na resistência á fratura.

Al-Omiri & Al-Wahadni (2006) Cento e vinte dentes uniradiculares tratados endodonticamente foram divididos nos 4 grupos: A, B, C e D. Cada grupo consistiu de 30 dentes. Cada grupo foi então subdividido em subgrupo de 10 dentes cada. Os dentes de cada grupo foram preparados com remanescente coronário de 0, 2, 3 e 4mm. Foram avaliados os pinos pré-fabricados de titânio, fibra de carbono e fibra de vidro. Não foram confeccionadas coroas. A carga de fratura dos dentes pertencentes aos subgrupos do grupo com férola de 2mm não foi diferente estatisticamente significativa. E o modo de falha dominante foi a combinação de fratura radicular oblíqua e vertical do preenchimento e dentina coronária. No grupo sem férola o padrão de fratura dominante foi fratura radicular vertical oblíqua e fratura do preenchimento, demonstrando que o padrão de fratura do dente não está relacionado à quantidade de remanescente dentinário quando o mesmo é maior do que 2mm. A aplicação de carga foi aplicada diretamente no preenchimento, não foi confeccionado coroa semelhante a prévios estudos,

para simplificação e para intensificar o efeito da carga no dente. Embora, isto interfira na distribuição de tensão dentro do dente e então na magnitude da carga de fratura e no modo de fratura das amostras. A presença de dentina coronária remanescente melhorou a resistência à fratura do dente restaurado com pino pré-fabricado de fibra de vidro e metálico quando comparado ao grupo sem remanescente.

Soares *et al* (2006) relatam que existem controvérsias relativa à configuração do preparo cavitário preferido para restaurações cerâmicas posteriores para melhorar a sua resistência à fratura sob carga oclusal. Os autores avaliaram a resistência à fratura de restaurações cerâmicas reforçadas com leucita cimentadas em molares com diferentes configurações de preparo cavitário. Noventa molares hígidos foram selecionados, armazenados em solução de timol 0,2%, e divididos em 9 grupos ($n = 10$): IT, dentes intactos; Csl, inlay conservadora; Exl, inlay extensa; CsO/mb, onlay conservador com recobrimento da cúspide méso-vestibular; ExO/mb, onlay extensa com recobrimento da cúspide méso-vestibular; CsO/b, onlay conservadora com recobrimento da cúspide vestibular; ExO/b, onlay extensa com recobrimento da cúspide vestibular; CsO/t, onlay conservadora com recobrimento total das cúspides; EXO/t, onlay extensa com recobrimento total de cúspide. Os dentes foram restaurados com cerâmica reforçada por leucita (Cergogold). A resistência à fratura (N) foi avaliado sob carga de compressão em uma máquina de ensaio universal. Os dados foram analisados com análise de variância 1-way e 2-way, seguido pelo teste de Tukey HSD ($\alpha = .05$). O padrão de fratura foi registrado, com base no grau de dano da estrutura dentária e da restauração. Análise one-way revelou que os dentes intactos apresentaram os valores mais altos de resistência à fratura. Análises two-way não mostraram diferenças significativas para o fator extensão do istmo, mas mostrou uma diferença significativa para o fator configuração do preparo no tipo de fratura ($P = .03$), e também para a interação entre ambos os fatores ($P = .013$). O modo de fratura observado em todos os grupos tenderam a envolver apenas restaurações. Dentro das limitações deste estudo, foi observado que

cobertura da cúspide não aumenta a resistência à fratura do complexo dente-restauração posterior restaurados com cerâmica reforçada com leucita.

Toksavul *et al* (2006) analisaram a distribuição de tensão em incisivos centrais superiores tratados endodonticamente com férola de 2,0mm de altura na face vestibular e lingual e de 1,0mm nas proximais e restaurados com pinos de cerâmica de zircônia associado a preenchimento em resina composta ou a cerâmica, com pinos de titânio e preenchimento em resina e com pino de fibra de vidro e preenchimento em resina. Todos foram restaurados com coroa cerâmica (IPS Empress II). E no grupo controle o dente tratado endodonticamente não foi usado pino e o dente foi restaurado com coroa total cerâmica. Foi relatado que as tensões de von Mises na dentina concentraram-se no terço coronário da superfície vestibular da raiz. No grupo controle as tensões foram ligeiramente maiores que nos demais modelos. O modelo com pino de zircônia criou concentração de tensão levemente menor na dentina que o pino de fibra de vidro e de titânio. Os pinos de fibra de vidro e os pinos de titânio demonstraram deformação sob aplicação de carga, resultando em maior concentração de tensão na dentina.

Yu-xing *et al* (2006) avaliaram 60 incisivos centrais superiores tratados endodonticamente e divididos em 5 grupos (n=12): dentes com remanescente coronário de 2mm de altura restaurados com pino e preenchimento em cerâmica e coroa cerâmica; dentes sem remanescente coronário restaurados com pino e preenchimento em cerâmica e coroa cerâmica; dentes com remanescente coronário de 2mm altura restaurados com núcleo metálico fundido em liga de níquel cromo e coroa cerâmica; dentes sem remanescente coronário restaurados com núcleo metálico fundido em liga de níquel cromo e coroa cerâmica e dentes com remanescente coronário de 2mm altura restaurados com pino pré-fabricado metálico, preenchimento em resina composta e coroa cerâmica. Os dentes com férola restaurados com pino e preenchimento de cerâmica e os restaurados com núcleo metálico apresentaram os maiores valores de resistência à fratura. Todos os dentes

restaurados com núcleo metálico, com ou sem remanescente dentinário coronário de 2mm de altura falharam devido à fratura da coroa cerâmica. Assim, os autores relataram que a seleção do material de preenchimento deve ser baseada na capacidade de transmissão de tensões funcionais efetivamente. Algumas características do material de preenchimento como módulo de elasticidade, resistência à compressão, resistência à tração e estabilidade devem ser consideradas. O pino pré-fabricado metálico e o NMF os quais podem manter as características físicas necessárias à reabilitação de dentes tratados endodonticamente são as melhores escolhas, já que os dentes com remanescente dentinário de 2mm restaurados com NMF apresentaram o maior valor de resistência à fratura.

Wegner *et al* (2006) realizaram estudo clínico retrospectivo para avaliar a longevidade de dentes tratados endodonticamente restaurados com pino intraradicular e restaurações protéticas. Foram realizadas avaliações clínicas e radiográficas em 864 dentes em 360 pacientes, sendo documentados quatro parâmetros: tipo de pino; tipo de restauração protética, tempo de observação e, em casos de falha, modo de falha. O tempo de observação médio foi $22,5 \pm 14,9$ meses. O nível médio de sobrevivência calculado dos pilares foi diferente significativamente para próteses parciais fixas e para próteses parciais removíveis com nível de sobrevida de 92,7% e 51,0% após 60 meses, respectivamente. Dentes restaurados com pino e preenchimento apresentaram alto risco de falha quando usados como pilar para prótese parcial removível. As duas causas mais comuns de falha clínica foram perda de retenção do pino seguido de fratura da raiz e pino. A localização do dente desvitalizado não mostrou diferença significativa no tempo de sobrevida se empregado prótese parcial fixa. Parâmetros específicos do pino como: comprimento, diâmetro, material do preenchimento e tipo de cimentação não teve efeito significativo e a sobrevida de pilar de prótese fixa foi afetada somente pelo material de preenchimento. Restaurações diretas com pino pré-fabricado e preenchimento demonstraram 98,4% de sucesso após 60 meses e restaurações com núcleo metálico fundido apresentaram sucesso de 89,6%.

Para pilares de próteses parciais removíveis, o material de preenchimento foi do mesmo modo, fator relevante. Restaurações diretas com pino pré-fabricado e preenchimento demonstraram 84,5% de sucesso após 57 meses e restaurações com núcleo metálico fundido apresentaram sucesso de 43,4% no mesmo período. Além disso, dente pilar para prótese parcial removível não vital e vital apresentou sucesso de 69,1% e 87,8% respectivamente após 60 meses. Embora o pilar de prótese fixa não mostrou diferença entre pilar vitalizado e não vitalizado.

Naumann *et al* (2007) investigaram a influência da rigidez de diferentes materiais de pinos (titânio versus compósito reforçado de fibra de vidro [CRF]) sobre a resistência à fratura de dentes tratados endodonticamente (ETT). Quarenta e oito incisivos centrais superiores livres de cárie foram divididos aleatoriamente em seis grupos (n = 8). Após o tratamento endodôntico, os dentes dos quatro grupos foram seccionados 2 milímetros acima e dois grupos na junção cimento esmalte (CEJ). Como controle, os espécimes de um grupo não receberam pinos nem reconstrução com compósitos (E). Em outro grupo apenas a reconstrução com resina composta foi colocado (C). Em dois grupos, ambos titânio e compósito reforçado de fibra de vidro foram inseridos. Um grupo com pino de titânio (2 / T) e CRF (2/FRC) recebeu um preparo de férola de 2 milímetros. Para um grupo de pino com titânio (0 / T) e com CRF (0/FRC) não foi confeccionado férula. Todas coroas cerâmicas foram adesivamente cimentadas em todos os espécimes. As amostras foram expostas a carregamento termomecânico e finalmente foi efetuado carregamento estático até a falha. Os valores da carga de fratura médios (min-max) foram: E = 317 (242-404); C = 387 (335-475); 0/FRC = 352 (0-440); 2/FRC = 502 (326 -561); 0 / T = 420 (0-548), 2 / T = 517 (416-653). Foram encontradas diferenças estatisticamente significativas entre E, C, 2/FRC, 0 / T e 2 / T; entre C, 2/FRC e 2 / T; entre 0/FRC, 2/FRC e 2 / T; entre 0 / T e 2 / T em relação à carga de fratura máxima. A resistência à fratura de dentes tratados endodonticamente não é influenciada pela rigidez do material do pino. A combinação de preparo

da férola e pino endodôntico resulta em maior resistência do que qualquer outro tipo de reconstrução.

Salvi *et al* (2007) avaliaram o nível de sucesso e complicações de dentes tratados endodonticamente restaurados com e sem sistema de pino e preenchimento por período de observação médio maior ou igual a 4 anos. 325 dentes uni e multi radiculares foram tratados endodonticamente e restaurados com núcleo metálico fundido ou com pino pré-fabricado de titânio e preenchimento em resina composta em 183 pacientes tratados em consultórios particulares. Os dentes tratados endodonticamente sem uso de pinos foram o controle. Os dentes restaurados serviram como pilares de coroas metalo-cerâmicas, cerômeros ou próteses fixas. Os dentes restaurados com pino de titânio apresentavam férola. Dentes que eram suporte de próteses em cantilever, overdenture ou coroa telescópica foram excluídos. 17 dentes em 17 pacientes foram perdidos (17/325 - 5,2%). O período médio de observação foi $5,2 \pm 1,8$ anos para restaurações com pinos de titânio, $6,2 \pm 2,0$ anos para núcleo metálico fundido e $4,4 \pm 1,7$ anos para dentes sem pino. O índice 54% dos dentes foram restaurados com pino de titânio, 26,5 % com núcleo fundido e o restante 19,5% foram restaurados sem o uso de pino. Os dentes restaurados com pino de titânio apresentaram sucesso de 92,5%, para os restaurados com núcleo fundido foi de 97,1% e para os dentes sem pino foi de 94,3% após 5 anos de avaliação. A complicação mais frequente incluiu fratura radicular (6,2%), cárie recorrente (1,9%), doença periradicular (1,9%) e perda de retenção (1,3%).

Soares *et al* (2007) avaliaram o efeito do tratamento endodôntico e do tempo de armazenagem na resistência flexural e resistência máxima à tração de dentina radicular. Oitenta incisivos bovinos foram divididos em dentes tratados endodonticamente (TE) e não tratados endodonticamente (NT). Os canais tratados endodonticamente foram instrumentados e irrigados com solução de hipocloito de sódio a 1%. As raízes foram obturadas com cones de guta-percha e cimento a base de óxido de zinco e eugenol pela técnica de

condensação lateral. Os testes foram realizados como segue: t1, imediatamente; t2, 7 dias; t3, 15 dias; e t4, 30 dias após a extração para grupos NT ou após extração e tratamento endodôntico para grupos TE (n = 0). As raízes foram cortadas axialmente em duas metades, uma metade foi usada para obter barras para realizar o teste de resistência flexural a quatro pontos e a outra metade para obter fatias que foram desgastadas em forma de ampulheta, resultando em espécimes para teste de microtração. As amostras foram submetidas aos testes, e os dados foram analisados estatisticamente. Os resultados indicaram que o tratamento endodôntico potencializado pelo tempo decorrido após a realização do tratamento endodôntico pode afetar as propriedades físicas da dentina.

Balkenhol *et al* (2007) em estudo longitudinal retrospectivo examinou o tempo de sobrevivência de dentes restaurados com núcleo metálico fundido e as covariáveis que influenciam no risco de falha por período de 10 anos. O total de 802 dentes restaurados com núcleo metálico fundido em 565 pacientes foram avaliados. Os seguintes parâmetros foram observados: período de observação (entre a cimentação e observação final); presença de sucesso ou falha; no caso de falha observou-se o tipo de falha, tipo de dente (anterior, premolar ou molar), tipo de restauração protética sobre o pino/preenchimento (coroa/prótese fixa/coróa telescópica), cimento utilizado, técnica de fabricação do pino-preenchimento (direta ou indireta), liga do pino-preenchimento (alto conteúdo de ouro ou metal semi-precioso) e tipo de pino (pino e preenchimento com raiz única ou pino/pino seccionado e preenchimento com duas raízes). O período de observação para pino e preenchimento foi de 1 mês a 9,51 anos com média de observação de 2,1 anos. O tempo médio de sobrevida do pino e preenchimento foi de 7,3 anos. O nível de falha cumulativa foi de 11,2% no período final de avaliação e não necessariamente envolveu confecção de nova restauração. A complicação mais comum foi perda de retenção do pino e preenchimento (43,3%). Em todos os casos com perda de retenção o pino foi recimentado. Na maioria dos demais tipos de falha, nova restauração protética teve que ser realizada. Uma ocorrência frequente de falha (47,8%) foi durante

os dois primeiros anos após inserção do pino. Pinos com alto conteúdo de ouro apresentaram menor risco de falha do que pinos feitos liga semi-preciosa. O tipo de restauração teve significativa influencia na probabilidade de sucesso, coroa ou ponte o sucesso foi maior. Não houve diferença significativa entre os diferentes tipos de dente.

Varvara *et al* (2007) relataram que alguns dos efeitos associados a diferentes sistemas restauradores usados em dentes tratados endodonticamente com diferentes alturas de dentina remanescente ainda devem ser analisados de uma forma abrangente. Há necessidade de informações adicionais relativas à resistência à fratura e modo de falha. O objetivo deste estudo *in vitro* foi avaliar o efeito de 3 diferentes técnicas restauradoras com diferentes quantidades de altura de dentina remanescente na resistência à fratura e modo de falha de dentes tratados endodonticamente. Três grupos de 40 incisivos superiores humanos foram subdivididos em 4 subgrupos (n = 10) com as respectivas alturas uniforme de dentina coronária residual, definida como 0 -, 2 -, 4 -, ou de 5 mm da junção cimento-esmalte e, em seguida, restaurados internamente utilizando resina composta (Z100 MP) (grupo controle), o pino e preenchimento em liga cerâmica de cromo-cobalto (IPS d.SIGN 30; CCPC grupo), ou sistema de fibra de carbono (Tech Xop 2000; PCP grupo). Todos os espécimes foram restaurados em seguida com coroas fundidas em ligas não preciosas. Testes de carregamento estático foram realizados em cada espécime até a falha (trinca sem uma fratura completa). Os dados foram analisados com 2-way ANOVA e Bonferroni t-teste para amostras independentes ($\alpha = .05$). Falha foi classificada como favoráveis (permitindo reparação) ou catastróficas (não permitindo reparação). Os valores de resistência à fratura (N) para as alturas de dentina remanescente de 0 -, 2 -, 4 -, e 5 mm, foram: 88, 143, 154, e 202 para o grupo controle, 230, 264, 364, e 383 para o grupo CCPC, e 153, 235, 346, e 357 para o grupo CFP, respectivamente. Geralmente, todas as diferenças testadas foram estatisticamente significates. O modo de falha foi catastrófico para qualquer espécime controle, para 36 CCPC espécimes, e para 4 CFP

espécimes. A maior e menor resistência à fratura foram registradas para os grupos CCPC e controle, respectivamente, em cada altura de dentina remanescente. Um aumento da altura de dentina remanescente geralmente resulta em maior resistência à fratura. A resistência à fratura do grupo CCPC foi, no entanto, semelhantes ou apenas ligeiramente mais elevada do que a do grupo CFP quando 2, 4 ou 5 mm de altura de dentina remanescente estava presente. Em contrapartida, o modo de falha foi favorável para a quase totalidade das amostras dos grupos CFP e controle, ao passo que foi catastrófico na maioria dos espécimes do grupo CCPC.

Santos-Filho *et al* (2008) avaliaram a influência de diferentes extensões e tipos de retentores intra-radiculares na deformação por meio do método de extensometria e resistência à fratura de cento e trinta e cinco raízes de incisivos bovinos tratadas endodonticamente. Essas raízes foram restauradas com três tipos de pinos (pino de fibra de vidro associado a preenchimento em resina composta; pino pré-fabricado metálico associado a preenchimento em resina composta e núcleo metálico fundido em liga de NiCr) e coroa metálica em liga de Ni-Cr. A extensão dos pinos foi de: 5,0mm, 7,5mm e 10mm. Foi relatado que a deformação foi sempre maior na face vestibular independente do tipo e extensão do retentor. A diminuição da extensão do pino para 5,0mm nos dentes restaurados com núcleo metálico fundido e pino pré-fabricado metálico resultou em aumento significativo da deformação, principalmente na face proximal. Os valores de resistência indicaram que a extensão do pino foi fator significativo para estes dentes e não significativo para os restaurados com pino de fibra de vidro e o padrão de falha envolveu pino e preenchimento. E nos dentes restaurados com núcleo fundido e pino pré-fabricado metálico prevaleceu fratura radicular. Na extensão de 10,0mm o núcleo metálico demonstrou maior resistência à fratura do que o pino de fibra de vidro, porém este apresentou efetividade nas três extensões estudadas, sendo superior aos pinos pré-fabricados metálicos na extensão de 5,0mm. Os pinos pré-fabricados metálicos apresentaram padrão de falha desfavorável envolvendo fraturas

radiculares, enquanto os pinos de fibra de vidro apresentaram fraturas envolvendo núcleo de preenchimento com maior facilidade de reparo.

Soares *et al* (2008) estes autores afirmam que existem controvérsias em relação à forma do preparo cavitário preferida e técnica restauradora usadas para restaurar premolares superiores tratados endodonticamente a fim de melhorar a resistência à fratura sob carga oclusal. Foi avaliado a resistência à fratura, distribuição de tensão, e deformação de cúspide de premolares superiores humanos tratados endodonticamente restaurados com diferentes materiais. O estudo está dividido em 2 partes. Na Parte I, foram determinados resistência à fratura e modo de fratura. Setenta premolares superiores humanos não cariados foram selecionados e divididos em 7 grupos ($n = 10$). O grupo controle, ST, consistiu de dentes hígidos não preparados. Os dentes nos outros 6 grupos foram tratados endodonticamente e cada um recebeu 1 de 2 formas de preparo cavitário: MODd preparo direto mesio-ocluso-distal; MODi, preparo indireto mesio-ocluso-distal. Os dentes foram restaurados com 4 tipos de material: AM, MODd restaurados com amálgama; CR, MODd restaurados com resina composta; LPR, MODi restaurada com resina composta processada em laboratório; e LGC, MODi restaurada com cerâmica de vidro reforçada com leucita. A resistência à fratura (N) foi avaliada sob carga de compressão em uma máquina de ensaio universal. Os dados foram analisados por 1-way ANOVA e o teste de Tukey HSD ($\alpha = .05$). Os padrões de fratura foram registrados baseado no grau de envolvimento da estrutura dental e dano à restauração. A análise estatística mostrou que o grupo ST apresentou os maiores valores de resistência à fratura. Os grupos restaurados apresentaram valores de resistência à fratura significativamente mais elevados comparados aos valores de resistência dos grupos não restaurados. Os grupos restaurados com técnicas adesivas (LPR, CR, e LGC) apresentaram resistência à fratura significativamente maior do que o grupo restaurado com técnica não adesiva (AM) ($P < .001$). As fraturas catastróficas foram prevalentes nos grupos MODd, MODi, AM e LPR, e menos fraturas severas foram encontradas nos grupos ST e LGC. Para o grupo CR, não houve modo de

fratura prevalente. Dentes com a maior quantidade de estrutura dental remanescente e aqueles restaurados usando tecnologia adesiva apresentaram valores de resistência à fratura maiores. Houve grande variação no tipo de fratura entre os grupos.

PROPOSIÇÃO

3. PROPOSIÇÃO

Avaliar a influência de sistemas de reconstrução corono-radicular de dentes anteriores tratados endodonticamente na deformação, na resistência e padrão de fratura, variando:

a) tipo de remanescente dentinário coronário:

1. férola de 2,0mm;
2. sem férola;

b) tipo de reconstrução corono-radicular:

1. pino de fibra de vidro e porção coronária com resina composta;
2. pino de fibra de vidro e porção coronária com de fibra de vidro;
3. núcleo metálico fundido liga Ni-Cr;

c) tipo de coroa protética:

1. metálica em liga de NiCr;
2. cerâmica aluminizada;

MATERIAIS E MÉTODOS

4. MATERIAIS E MÉTODOS

4.1. Preparo das amostras

4.1.1. Seleção dos dentes

Foram selecionados 180 dentes incisivos bovinos com dimensão (volume radicular que não diferenciou da média em mais de 10%) e forma (unirradicular e sem curvatura) semelhantes. Os dentes foram submetidos à profilaxia com pedra pomes (Vigodent, Rio de Janeiro, RJ, Brasil) e água e seccionados com disco diamantado dupla face (KG Sorensen, Barueri, SP, Brasil) sob jato de água constante, sendo metade dos dentes (n=90) com 13mm de comprimento a partir do ápice radicular (NFe) e a outra metade com 15mm (Fe).

4.1.2. Instrumentação e obturação do canal radicular

Os canais radiculares foram preparados com o uso de brocas Gates-Glidden n.2 e 3 (Malleifer, Dentsply, Petrópolis, RJ) usadas em toda extensão do canal, e a broca n.4 foi usada nos terços cervical e médio do canal radicular (Santos-Filho *et al.*, 2008). Os canais foram irrigados com solução de hipoclorito de sódio a 1% (Miyako, Guarulhos, SP, Brasil) e soro fisiológico (Avante, Belo Horizonte, MG, Brasil) e obturados com cones de guta-percha (Dentsply) e cimento obturador a base de hidróxido de cálcio (Sealer 26, Dentsply) pela técnica de condensação lateral (Figura 1).

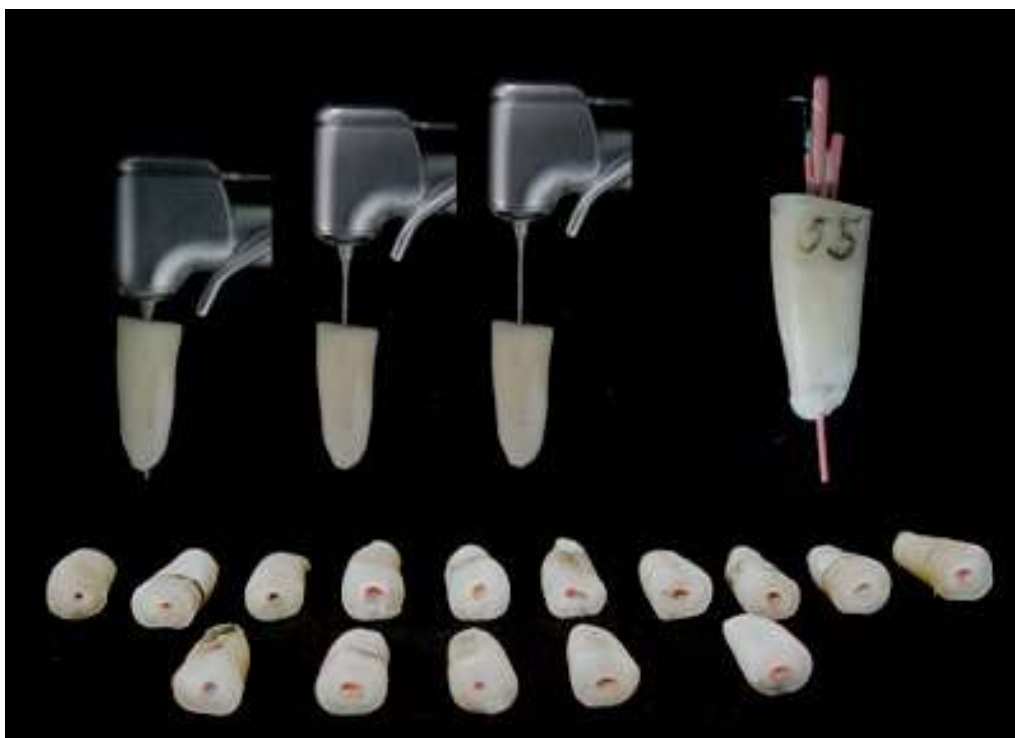


Figura 1. Instrumentação e obturação do canal radicular.

As raízes com 15mm de comprimento receberam preparo para coroa total com férola de 2,0mm em toda a circunferência da raiz (grupo Fe) e as de 13mm receberam preparo para coroa total sem férola (grupo NFe). A gutapercha foi removida com instrumento metálico aquecido (SS White Duflex, Rio de Janeiro, RJ, Brasil) permanecendo 5mm de obturação e o preparo do canal foi realizado com broca cônica (Angelus, Londrina, PR, Brasil) com diâmetro 1,6-1,0mm na profundidade correspondente a 8mm para os dentes dos grupos NFe e 10mm para os grupos Fe (Figura 2).

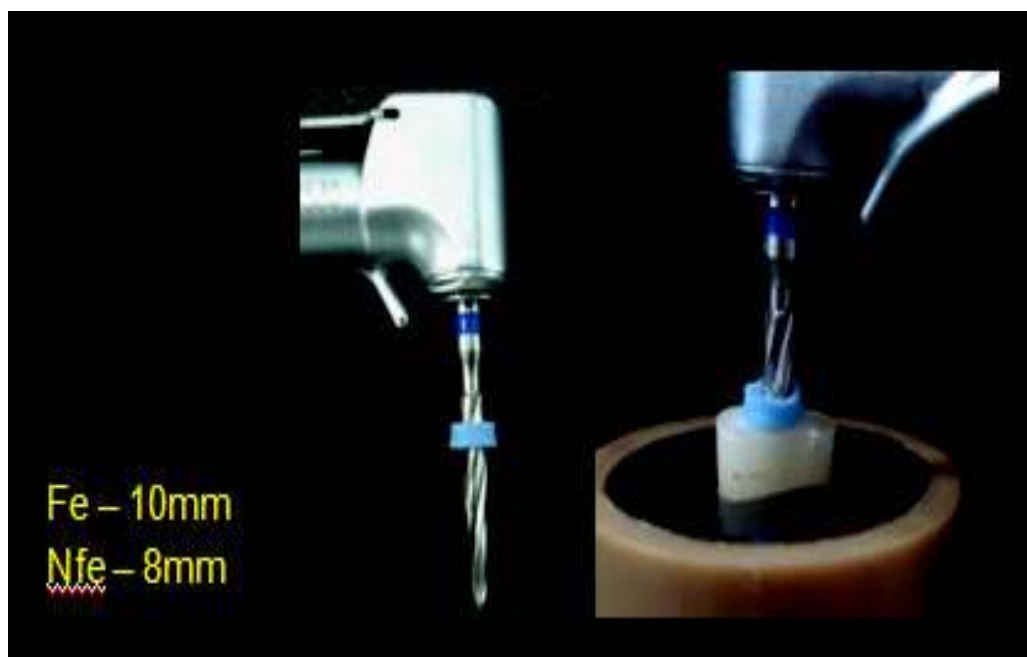


Figura 2. Alívio do canal radicular.

4.1.3. Inclusão e simulação do ligamento periodontal

O ligamento periodontal foi simulado com material de moldagem à base de poliéter (Impregum Soft, 3M ESPE, St Paul, MN, USA) e as raízes incluídas em resina de poliestireno (Cristal, Piracicaba, SP, Brasil) 2,0mm abaixo do limite cervical para as raízes NFe e 4,0mm para as raízes Fe. Após a demarcação da raízes, estas foram fixadas em película radiográfica com perfuração central, seguido da aplicação de fina camada de cera rosa 7 na espessura de 0,3mm. Esse conjunto foi posicionado em placa de madeira com perfuração seguido da fixação de cilindro de PVC (Tigre, Joinville, SC, Brasil) com altura de 13mm. A resina de poliestireno foi manipulada de acordo com as instruções do fabricante (Cristal, Piracicaba, SP, Brasil) e vertida no interior do cilindro. Decorrido 1 hora da polimerização da resina a cera foi eliminada com água a 100°C. Em seguida foi aplicado adesivo específico do material a base de poliéter (Impregum Soft, 3M ESPE, St Paul, MN, USA) com posterior manipulação e aplicação deste material no interior do alvéolo e na superfície da raiz e consequente inserção do conjunto interior do alvéolo, como descrito por Soares *et al* (2005) (Figura 3).

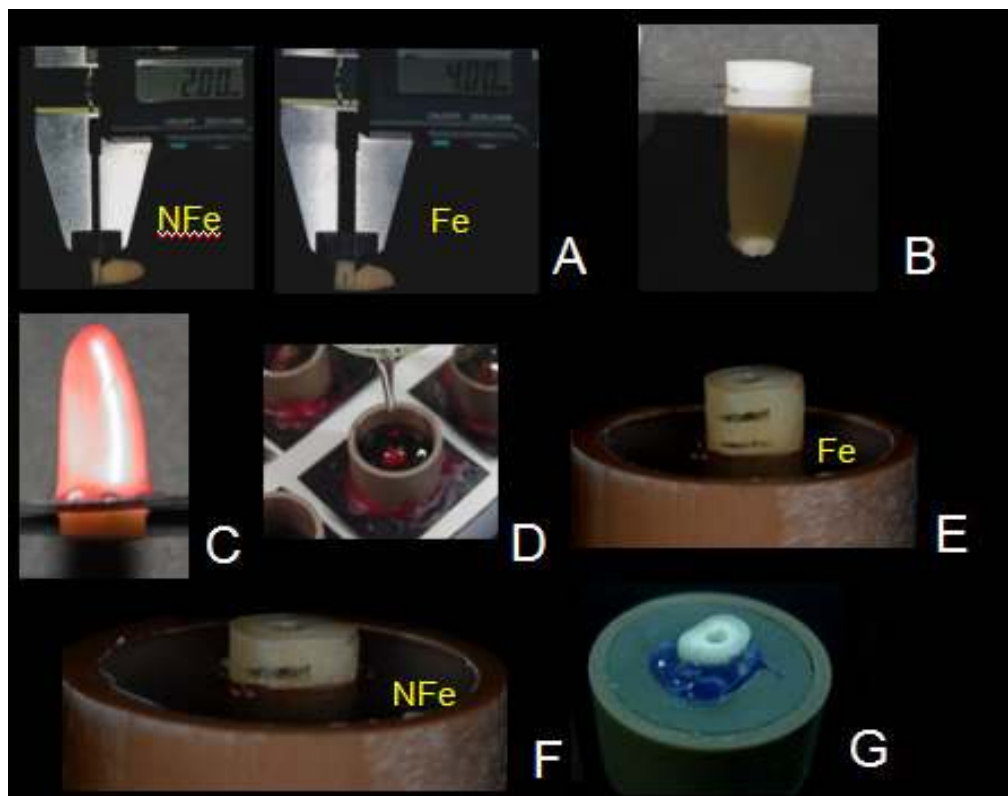


Figura 3. Inclusão e simulação do ligamento periodontal. **A-** demarcação de 2,0mm abaixo do limite cervical para as raízes NFe e 4,0mm para as raízes Fe. **B-** raiz fixada na película radiográfica. **C-** recobrimento radicular de 0,3 mm de espessura de cera. **D-** resina de poliestireno vertida no interior do cilindro. **E-** raiz dos grupos Fe incluída no alvéolo artificial. **F-** raiz dos grupos NFe incluída no alvéolo artificial. **G-** simulação do ligamento periodontal na inclusão da raiz no alvéolo artificial.

4.1.4. Confecção dos grupos de referência

Os grupos Fe e NFe foram divididas em 3 subgrupos, com 30 amostras cada, que receberam 3 sistemas de reconstrução: **NMF**, núcleo metálico fundido com liga à base de NiCr (Talladium do Brasil, Curitiba, PR, Brasil); **PFv**, pino de fibra de vidro cônico liso (Exacto cônico, Angelus) associado ao preenchimento coronário com resina composta (Filtek Z250, 3M-ESPE); **PFvRc**, pino de fibra de vidro cônico liso (Exacto cônico) associado a sistema de reforço coronário de fibra de vidro (Reforcore, Angelus).

A moldagem dos núcleos metálicos fundidos foi realizada com pino em policarbonato (Pinjet, Angelus), núcleo pré-fabricado em policarbonato (Nucleojet, Angelus) e resina acrílica (Duralay, Polidental, Coita, SP, Brasil), com 6,0mm de altura na porção coronária para os grupos NFe e 4mm para os grupos Fe, totalizando altura do preparo das paredes axiais com 6,0mm. Os padrões em resina foram incluídos, fundidos em liga NiCr e os NMF foram jateados com partículas de óxido de alumínio 50 μ m, por 10 segundos com 2 bars de pressão, a distância de 1,0 cm, lavados com spray ar-água por 60 segundos (Figura 4).

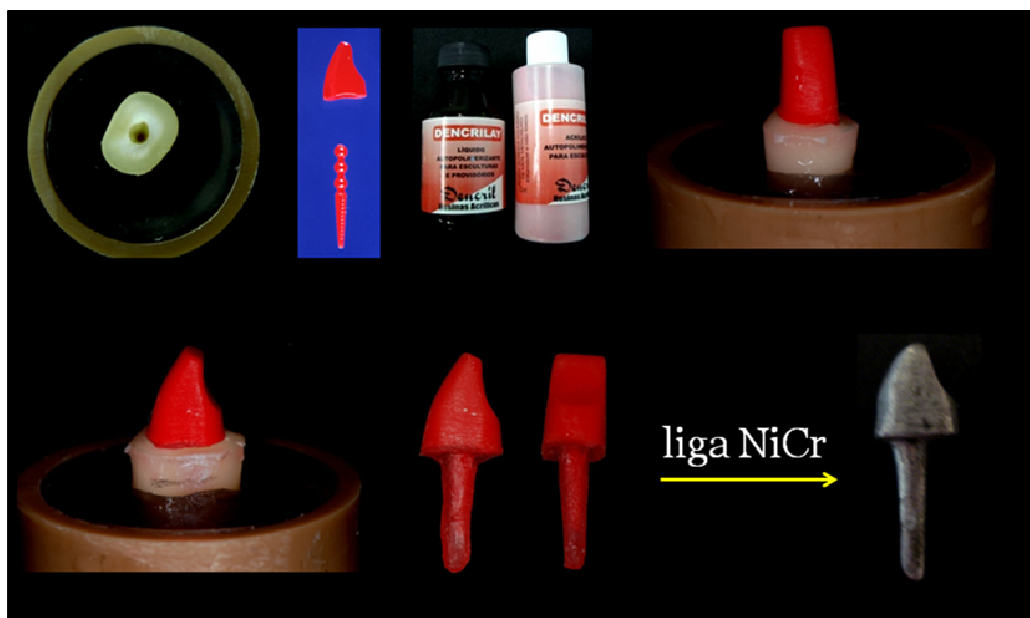


Figura 4. Seqüência de confecção dos núcleos moldados e fundidos.



Figura 5. Seqüência de cimentação do NMF.

Os pinos de fibra de vidro cônico liso com diâmetro coronário de 1,4mm e apical de 0,9mm (Exacto cônico n.3) foram limpos com álcool 70% (Miyaco) e tratados com agente de silanização (Silano, Angelus) por 1 minuto (Figura 6).

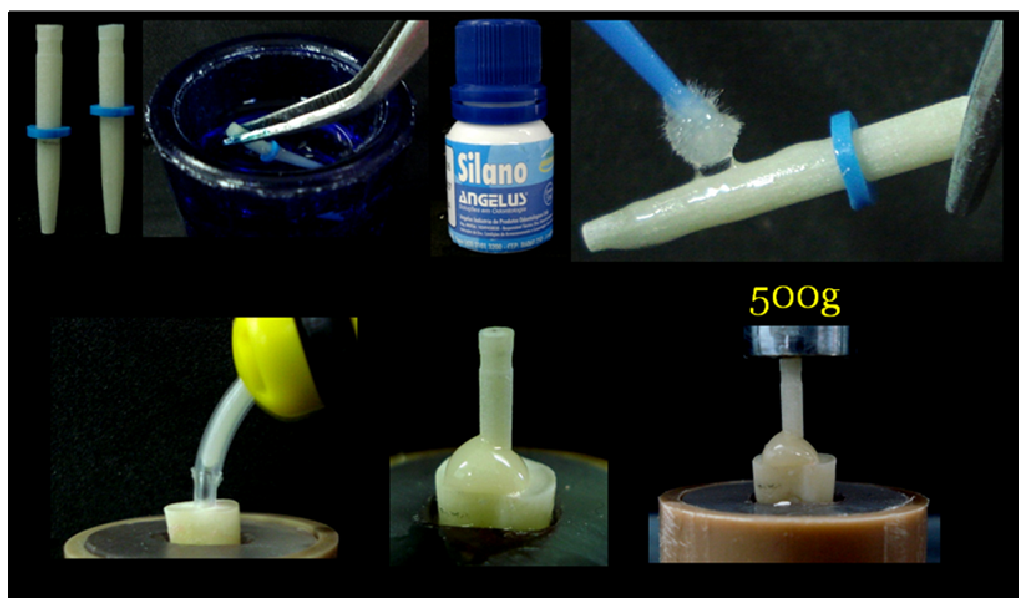


Figura 6. Seqüência de cimentação do pino de fibra de vidro.

O sistema de reforço coronário de fibra de vidro foi tratado com mesmo protocolo aplicado aos PFv e utilizados conforme orientação do fabricante (Figura 7).

Os canais radiculares foram irrigados com solução de hipoclorito de sódio 1% (Miyako) lavados com água e secos com cones de papel absorvente (Dentsply). Os pinos foram cimentados com cimento resinoso auto-adesivo universal (RelyX Unicem Aplicap, 3M ESPE) manipulado de acordo com as instruções do fabricante, inserido no interior do canal e aplicado na superfície do pino. Nos grupos que utilizaram Rc, foi aplicado cimento no seu interior e acoplado ao pino de fibra de vidro imediatamente após a inserção do pino, antes da presa do cimento. Foi aplicado carga constante de 500g durante cinco minutos para estabilização do sistema dente / retentor. Em seguida, a fotativação foi realizada por 40 segundos em cada face com fonte de luz halógena de intensidade de $800\text{mW}/\text{cm}^2$ (XL 3000, 3M ESPE) (Figura 7).



Figura 7. Cimentação do pino de vidro associado a reforço coronário de fibra de vidro.

Os núcleos de preenchimento em resina composta (Filtek Z250) foram padronizados a partir da moldagem dos NMF usando matriz de acetato de 0,25mm de espessura (Bio-art, São Carlos, SP, Brasil) confeccionada em plastificadora a vácuo (Plastivac P7, Bio-art) (Santos Filho et al., 2008). A inserção da resina foi realizada pela técnica incremental, cada incremento foi

foto-polimerizado durante 40 segundos com fonte de luz halógena de intensidade de $800\text{mW}/\text{cm}^2$ (XL 3000, 3M ESPE) (Figura 8).



Figura 8. Confeção dos núcleos de preenchimento.

O preparo para coroa total foi realizado com ponta diamantada cônica com extremidade arredondada (#4138, Microdont, São Paulo, SP, Brasil) em alta rotação (Kavo do Brasil, Joinville, SC, Brasil) realizando redução axial de 1,5mm, confecção de término cervical em ombro áxio gengival arredondado e convergência axial das paredes de 6° . Foi mantida altura cervico-incisal da porção coronária em 6,0mm (Figura 9).

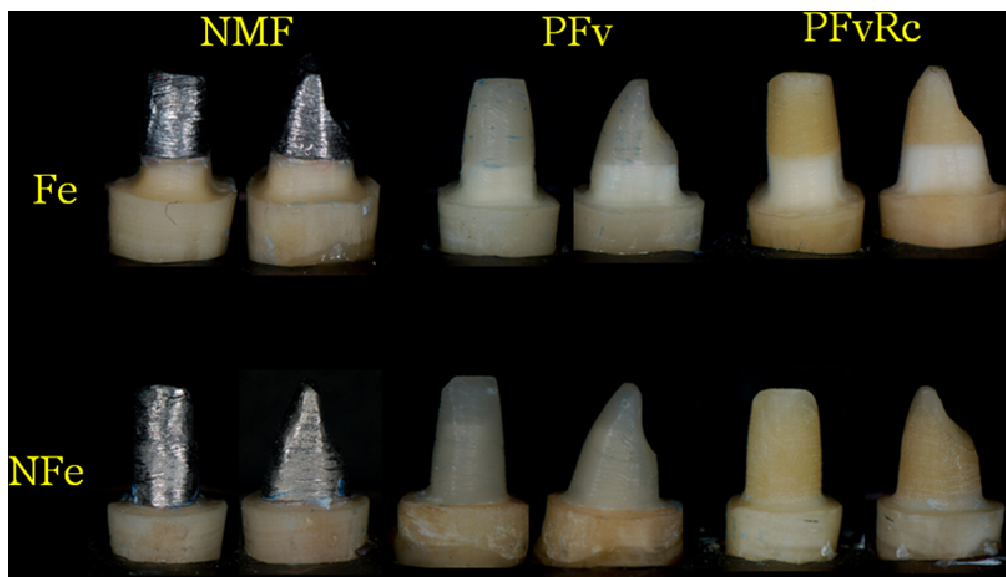


Fig.9. Amostras de referência: **A-** Fe / NMF e **B-** NFe /NMF restauradas com núcleo metálico fundido; **C-** Fe / PFv e **D-** NFe / PFv restauradas com pinos de fibra de vidro cônico liso; **E-** Fe / PFvRc e **F-** NFe / PFvRc restauradas com pinos de fibra de vidro cônico liso associado a sistema de reforço coronário de fibra de vidro.

A moldagem do preparo foi feita utilizando-se tampa de agulha de anestésico com material à base de poliéter (Impregum Soft) e os moldes foram vazados com gesso tipo IV (Durone IV, Dentsply), reproduzindo o troquel individual (Figura 10).



Figura 10. Processo de moldagem do preparo coronário e confecção do modelo de trabalho.

Metade das amostras de cada subgrupo ($n=15$) foi restaurada com cora metálica (Cm) e metade com coroa em cerâmica pura (Cc). As dimensões dos preparos e das coroas foram checadas com paquímetro digital (Mitutoyo CD15, Mitutoyo Co., Kawasaki, Honshu, Japan).

4.1.5. Confecção e cimentação das coroas metálicas e cerâmicas

Para confecção das coroas metálicas, foi confeccionado matriz de silicone (Aerojet, Santo Amaro, SP, Brasil) obtida a partir de uma coroa de resina composta (Filtek Z250) com altura cervico-incisal em 8 mm e espessura circunferencial de 1,5mm, com apoio na superfície palatina 3mm aquém da borda incisal para aplicação de carga durante os testes. Padrões em cera foram confeccionados a partir desta matriz e então fundidos em liga de NiCr (Talladium do Brasil) (Figura 11).

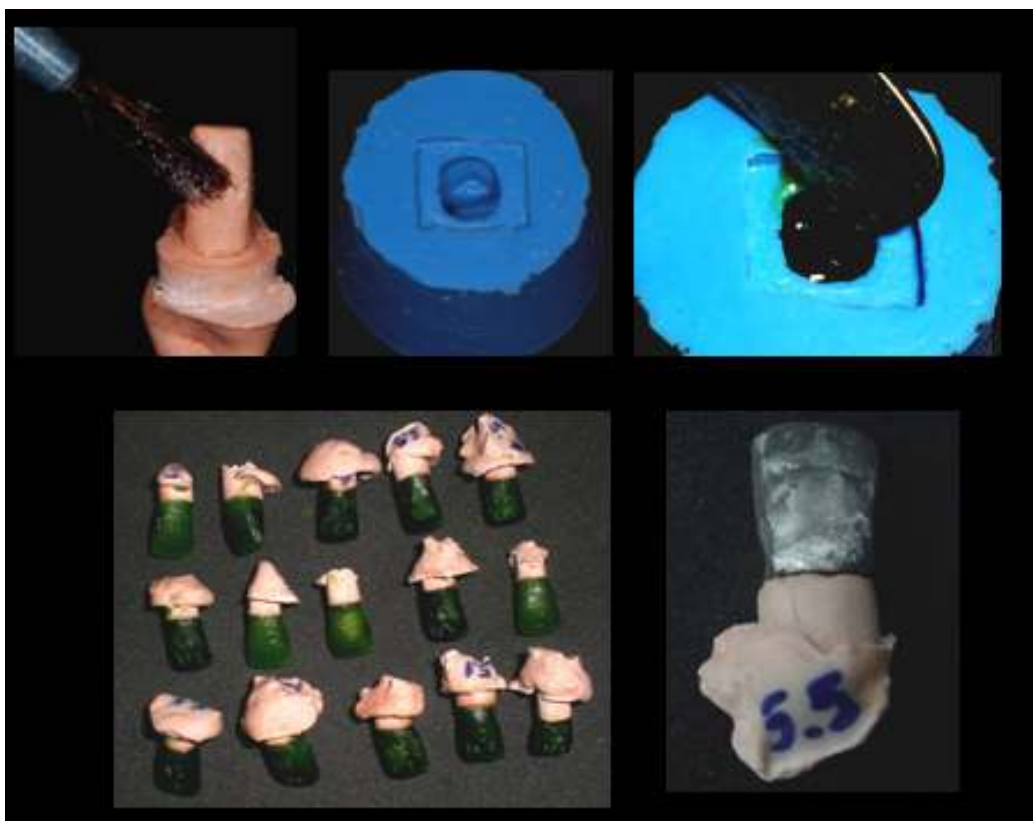


Figura 11. Confeção das coroas metálicas.

As coroas em cerâmica foram construídas com infra-estrutura confeccionada no sistema de alumina infiltrada com vidro (Vitro-Ceram/Alumina, Angelus) e revestimento de cerâmica aluminizada (Ducera AllCeram, Dentsply International Inc. DeguDent, Hanau, Wolfgang, Germany) (Fig. 12).



Figura 12. Confeção das coroas cerâmicas.

Apenas as coroas metálicas foram jateadas com partículas de óxido de alumínio 50 μ m, por 10 segundos com 2 bars de pressão, a distância de 1,0 cm, lavadas com spray ar-água por 60 segundos, secas com ar. As coroas foram cimentadas com cimento resinoso auto-adesivo universal (Rely X Unicem Aplicap) manipulado de acordo com as instruções do fabricante e o sistema dente / restauração foi estabilizado com a aplicação de carga constante de 500g por cinco minutos (Fig.13).

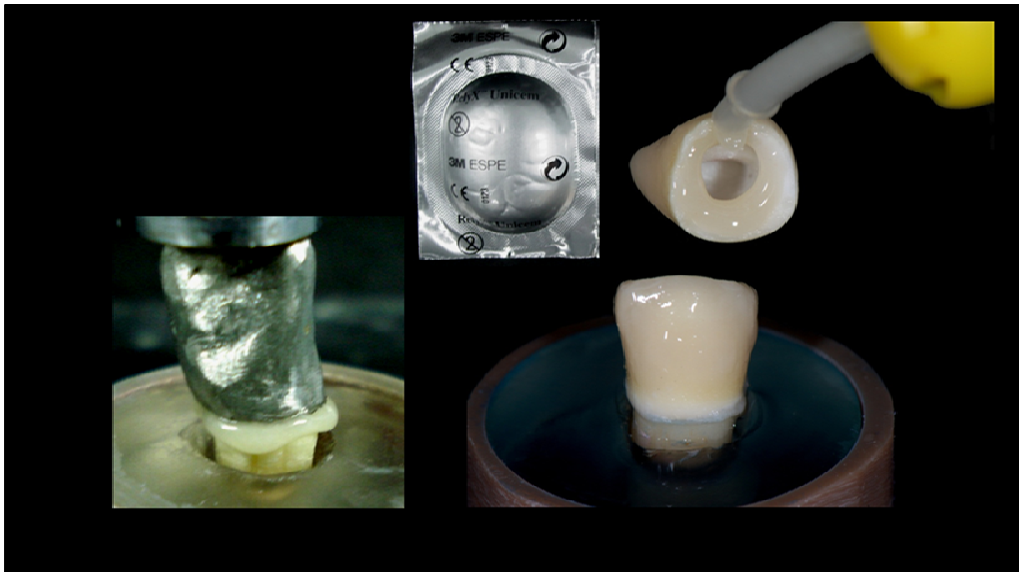


Figura 13. Cimentação das coroas metálicas e coroas cerâmicas.

4.1.6. Ensaio mecânico de extensometria

Após 24 horas em 5 amostras de cada grupo, na superfície externa da raiz foram fixados 2 extensômetros tipo PA-06-060BG-350LEN (Excel Sensores, SP, Brasil) com fator de sensibilidade (gage factor) de 2,17 (Santos-Filho *et al.*, 2008) 1mm abaixo do limite cervical coronário nas superfície vestibular, paralelos ao longo eixo do dente, e na superfície mesial, perpendicular ao longo eixo do dente no sentido vestibulo-lingual (Figura 14) (Santos-Filho *et al.*, 2008).

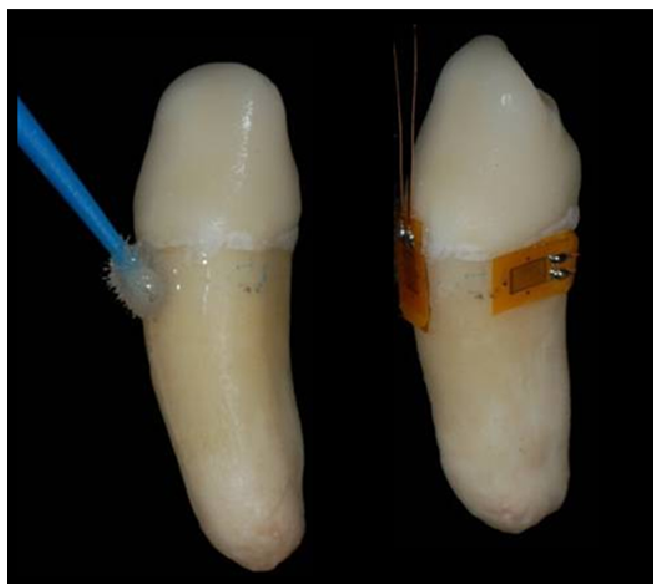


Figura 14. Fixação dos extensômetros.

Estes extensômetros apresentam material de base e recobrimento em polyimida e filme metálico de Constantan, com auto-compensação da temperatura para aço e grelha com $4,1\text{mm}^2$, resistência elétrica de 350Ω e fios de cobre soldados nos terminais (Santos-Filho *et al.*, 2008; Soares *et al.*, 2008b). A resistência elétrica de cada extensômetro foi periodicamente conferida utilizando-se multímetro digital (MESCO DM-1000, São Paulo, SP, Brasil). Os extensômetros foram conectados ao Sistema de Aquisição de dados, SAD (ADS0500IP, Lynx, SP, Brasil). Para que a medida de deformação de cada extensômetro fosse obtida separadamente eles foram conectados ao SAD com configuração de $\frac{1}{2}$ ponte de Wheatstone por canal (Figura 15).

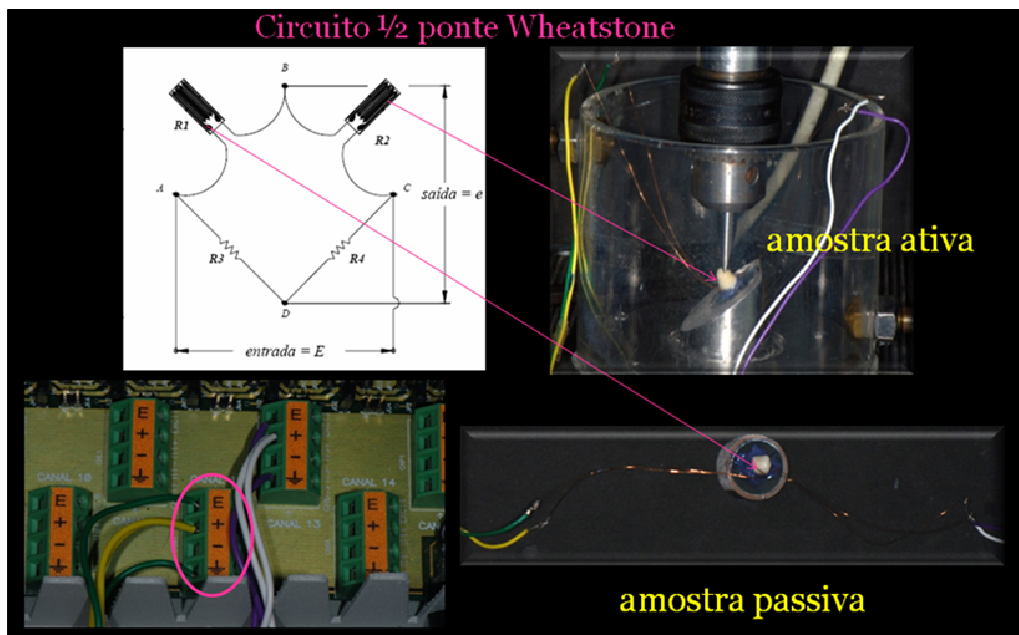


Figura 15. Ilustração da análise de microdeformação da superfície vestibular utilizando sistema de meia-ponte de wheatstone.

Cada extensômetro de cada face foi conectado junto a outro extensômetro posicionado em amostra passiva ao mesmo canal (4 extensômetros sendo 2 ativos e 2 passivos) utilizando-se 2 canais. O uso de extensômetro passivo visa a configuração de $\frac{1}{2}$ ponte de Wheatstone e compensação das variações da temperatura. A amostra foi submetida a carregamento (EMIC DL 2000, São José dos Pinhais, PR, Brasil) de compressão até 100N em velocidade de 0,5mm/minuto (Santos-Filho *et al.*, 2008) (Fig. 16). Os valores de deformação foram obtidos em micro-deformação (μs) (AqDados 7.02, Lynx, São Paulo, SP, Brasil), analisados em software específico (AqAnalysis, Lynx) e avaliados estatisticamente por meio de 3-way ANOVA e teste de Tukey HSD.

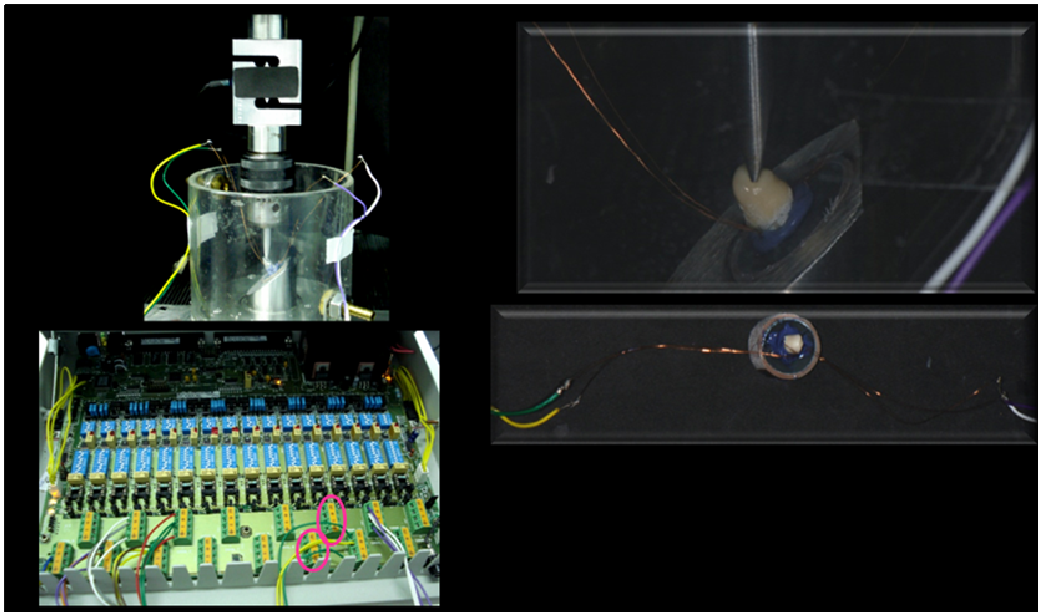


Figura 16. Ensaio de extensometria.

4.1.7. Ensaio mecânico de resistência à fratura e análise do padrão de falha

Para o ensaio de resistência à fratura, foi desenvolvido um dispositivo de circulação de água que consiste de um cilindro acrílico com 150mm de diâmetro e 200mm de altura fixado à base de aço inoxidável com duas vias de circulação de água (Santos-Filho *et al.*, 2008). Este dispositivo foi conectado a recipiente de água com sistema de bombeamento contínuo e aquecedor digital, padronizando a temperatura em 37 °C e mantendo 100% de umidade (Figura 17).

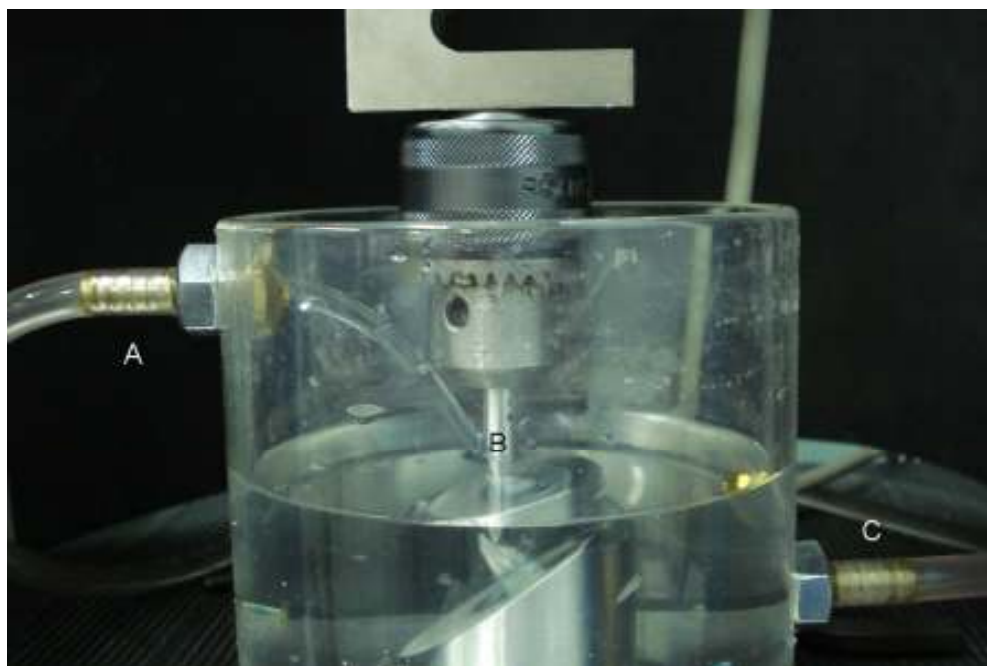


Figura 17. Ensaio mecânico de resistência à fratura realizado em dispositivo de circulação de água: **A**- conduto de entrada da água; **B**- ponta aplicadora de carga em forma de faca; **C**- conduto de saída da água.

As amostras foram posicionadas no dispositivo acoplado à máquina de ensaio mecânico (EMIC DL 2000), e submetidas a carregamento compressivo oblíquo por meio do uso de ponta aplicadora de carga na forma de faca com velocidade de 0,5mm/minuto até que ocorresse falha da amostra. A força requerida (N) para causar falha foi mensurada por meio de célula de carga de 5000N conectada a software específico (Tesc, EMIC DL 2000) no ponto de queda na linha de força obtida na máquina. Os valores de resistência à fratura foram analisados estatisticamente por meio de 3-way ANOVA e teste de Tukey HSD, considerando-se os três fatores em estudo: tipo de remanescente dentinário coronário, tipo de reconstrução corono-radicular e tipo de coroa protética. O padrão de fratura foi avaliado baseado na classificação proposta por Zhi-Yue and Yu-Xing (2003) modificada: (I) fratura do pino e/ou preenchimento; (II) fratura radicular cervical; (III) fratura radicular média; (IV) fratura radicular apical; (V) fratura radicular vertical (Figura 18).

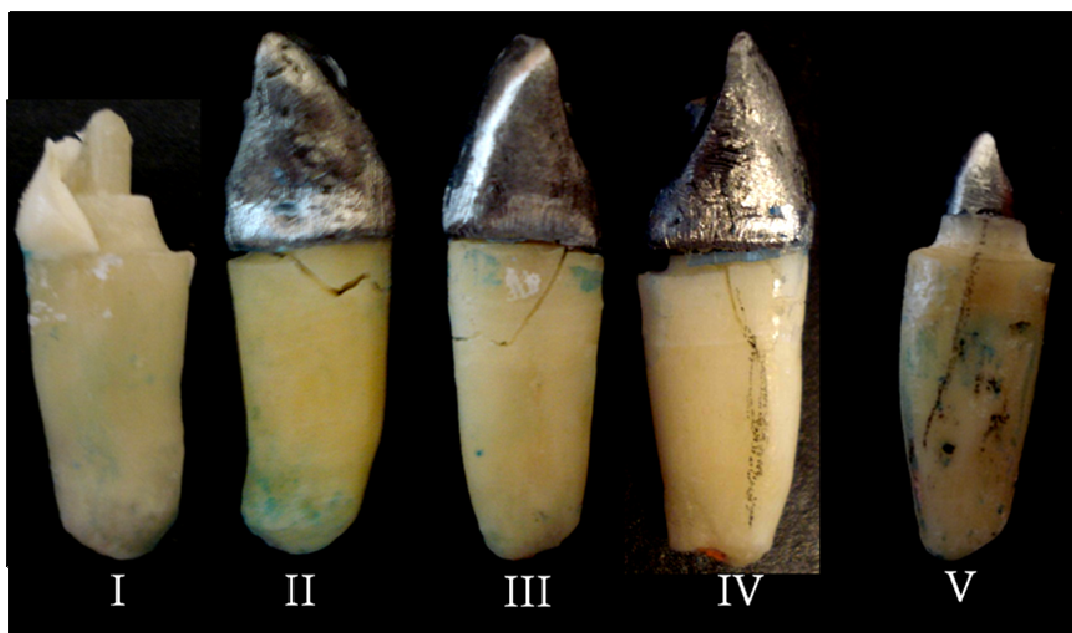


Figura 18. Classificação dos níveis do padrão de fratura.

RESULTADOS

5. RESULTADOS

A 3-way ANOVA para os dados de resistência à fratura revela que os fatores férola ($P < .001$), coroa ($P = .004$) e a interação entre férola e coroa ($P = .016$) foram significantes. Os fatores reconstrução corono-radicular ($P = .629$), as interações entre 2-fatores, férola e reconstrução corono-radicular ($P = .364$) e reconstrução corono-radicular e coroa ($P = .985$) e ainda a interação entre os 3 fatores ($P = .997$), não foram significantes.

A Tabela I apresenta os valores médios e desvio padrão da resistência à fratura para todos os grupos experimentais. Os grupos Fe apresentaram resistência à fratura semelhantes estatisticamente entre si, independente do tipo de coroa e reconstrução corono-radicular. A resistência à fratura dos grupos Cc não foi significativamente influenciado pela presença de férola independente do tipo de reconstrução corono-radicular. A resistência à fratura de todos os grupos Cm foi significativamente maior quando associadas aos preparos com férola, independente do tipo de reconstrução corono-radicular.

Tabela I. Médias (desvio padrão) (N) de resistência à fratura para os diferentes grupos experimentais

Reconstrução	Com férola		Sem férola	
	Coroa Metálica	Coroa Cerâmica	Coroa Metálica	Coroa Cerâmica
NMF	902,9 (252,5) A,a	910,1 (237,8) A,a	656,2 (239,8) A,b	796,3 (181,9) A,ab
Pfv	910,4 (272,8) A,a	919,9 (285,1) A,a	570,0 (147,8) A,b	712,7 (165,0) A,ab
PfvRc	919,3 (273,8) A,a	945,6 (224,8) A,a	572,0 (117,1) A,b	719,5 (207,4) A,ab

Diferentes letras maiúsculas indicam diferença significativa nas colunas ($P < .05$); Diferentes letras minúsculas indicam diferença significativa nas linhas ($P < .05$), para o teste de Tukey HSD

A distribuição do padrão de fratura está descrita na Figura 18. Os grupos FeCm tende a produzir fraturas que envolvam o terço coronário e médio da raiz, por outro lado nos grupos NFeCm predomina fraturas que envolvam o

núcleo de preenchimento e terço coronário da raiz. Os grupos Cc apresentam distribuição de padrão de fratura semelhante, com maior frequência de fraturas na região radicular cervical. Os grupos, PFv e PFvRc apresentaram maior fratura envolvendo o núcleo de preenchimento do que os grupos NMF.

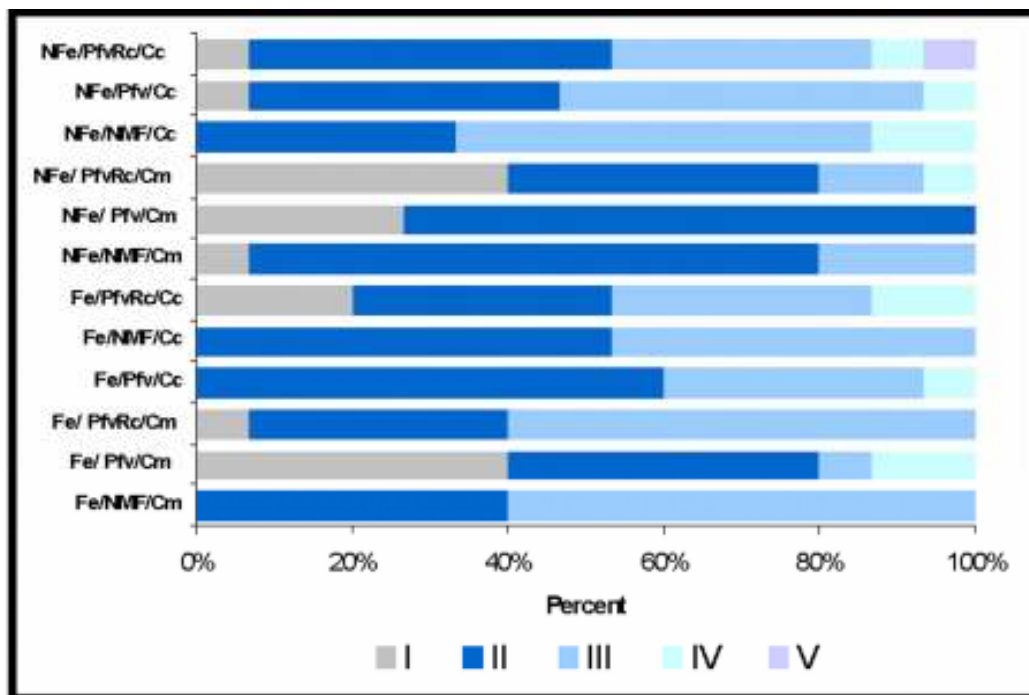


Figura 18. Gráfico ilustrativo dos níveis de fratura observados para cada grupo experimental.

A 3-way ANOVA para os dados de deformação na superfície vestibular revela que os fatores férola ($P < .001$), coroa ($P < .001$) e as interações entre 2-fatores, férola e reconstrução corono-radicular ($P = .105$) e férola e coroa ($P = .004$) foram significantes. Os fatores reconstrução corono-radicular ($P = .130$), a interação entre 2-fatores, férola e reconstrução corono-radicular ($P = .105$) e ainda a interação entre os 3 fatores, férola, reconstrução corono-radicular e coroa ($P = .289$) não foram significantes.

A Tabela II apresenta os valores médios e desvio padrão da deformação na superfície vestibular da raiz para todos os grupos experimentais. A análise de variância não revelou diferença significativa entre os valores médios de deformação entre as médias de todos os grupos Fe. Não houve diferença

significante na deformação vestibular entre todos os grupos Cc. A deformação vestibular foi significativamente maior nos grupos NFe restaurados com PFv e PFvRc quando associados a Cm do que quando associados a Cc. Para os grupos sem férola restaurados com Cm o NMF produziu média significativamente menor que a reconstrução corono-radicular com PFv e PFvRc.

Tabela II. Média (desvio padrão) (μ S) para a deformação na vestibular para os diferentes grupos experimentais

Reconstrução	Com férola		Sem férola	
	Coroa Metálica	Coroa Cerâmica	Coroa Metálica	Coroa Cerâmica
NMF	265,7 (50,4) A,a	250,8 (92,8) A,a	370,2 (90,3) A,a	313,1 (101,4) A,a
Pfv	297,2 (93,9) A,a	236,4 (55,5) A,a	560,6 (137,1) B,b	281,1 (98,9) A,a
PfvRc	301,7 (82,2) A,a	202,8 (75,9) A,a	588,1 (96,8) B,b	327,7 (59,3) A,a

Diferentes letras maiúsculas indicam diferença significativa nas colunas ($P<.05$); Diferentes letras minúsculas indicam diferença significativa nas linhas ($P<.05$), para o teste de Tukey HSD

A 3-way ANOVA para os dados de deformação na superfície proximal revela que os fatores férola ($P=.017$), coroa ($P=.005$) foram significantes. Os fatores reconstrução corono-radicular ($P=.700$), a interação entre 2-fatores, férola e reconstrução corono-radicular ($P=.683$) e férola e coroa ($P=.556$) e reconstrução corono-radicular e coroa ($P=.662$) ainda a interação entre os 3 fatores, férola, reconstrução corono-radicular e coroa ($P=.535$) não foram significantes.

A Tabela III apresenta os valores médios e desvio padrão da deformação na superfície proximal da raiz para todos os grupos experimentais. O teste de Tukey revelou que a deformação na proximal dos grupos NMF foi significativamente menor que nos grupos PFv e PFvRc apenas quando restaurados com coroa metálica em preparo sem férola. A deformação na

proximal foi significativamente maior nos grupos Cm quando comparados aos grupos Cc, independentemente do tipo de reconstrução corono-radicular ou presença de férola. Os grupos Fe apresentaram médias significativamente menores que os grupos Nfe independente do tipo de coroa ou de reconstrução corono-radicular.

Tabela III. Média (desvio padrão) (μ S) para a deformação na proximal para os diferentes grupos experimentais

Reconstrução	Com férola		Sem férola	
	Coroa Metálica	Coroa Cerâmica	Coroa Metálica	Coroa Cerâmica
NMF	80,0 (49,0) A,c	52,2 (27,2) A,a	90,8 (51,2) A,d	70,7 (35,1) A,b
Pfv	80,9 (43,3) A,c	59,2 (19,8) A,a	113,2 (53,7) B,d	72,9 (19,2) A,b
PfvRc	69,2 (19,8) A,b	51,2 (19,9) A,a	130,7 (57,1) B,d	88,8 (50,3) A,c

Diferentes letras maiúsculas indicam diferença significativa nas colunas ($P < .05$); Diferentes letras minúsculas indicam diferença significativa nas linhas ($P < .05$), para o teste de Tukey HSD

DISCUSSÃO

6. DISCUSSÃO

As condições testadas neste estudo demonstram que a presença de férola, o tipo de reconstrução corono-radicular e o tipo de coroa influenciam na deformação, resistência e padrão de fratura de dentes tratados endodonticamente em diferentes níveis, modulados pelas interações entre estes fatores.

A associação de métodos destrutivos que apresentam limitações com análises laboratoriais não-destrutivas, como o ensaio de extensometria, para análise comportamental da deformação radicular e relação com posteriores resultados de resistência e padrão de fratura é extremamente importante. Isto porque a transmissão da energia de deformação para a extremidade de uma trinca fornece energia para a sua propagação, sendo a velocidade na qual a trinca é alimentada pela energia dependente da taxa de mudança de forma do material adjacente a trinca (Kishen *et al.*, 2004). Com isso a fixação dos extensômetros em locais que coincidem com a prevalência de fraturas em ensaios laboratoriais são fundamentais para relacionar os achados das metodologias associadas (Santos-Filho *et al.*, 2008). Os valores de deformação na face mesial parecem ter particularmente maior relevância com relação à resistência à fratura e distribuição do padrão de fratura. Na direção horizontal, na qual o extensômetro foi aderido na face mesial, os valores de deformação se relacionam com as tensões de tração na proximal da raiz, que tem início no interior do canal radicular e podem se propagar por meio de trincas provocando fraturas radiculares (Santos-Filho *et al.*, 2008). A deformação medida na superfície vestibular e proximal mostrou sensibilidade capaz de detectar alterações produzidas pelos fatores em estudo e suas interações. O comportamento observado nesta metodologia se assemelha em muito aos achados do estudo de Santos-Filho *et al.* Principalmente a deformação da face na proximal evidencia o fato de que a presença do remanescente coronário de 2mm altera o comportamento biomecânico do conjunto dente-restauração.

Há duas principais alterações na deformação na dentina radicular associada com o aumento na altura da férula: a diminuição na tensão de compressão na dentina cervical em níveis abaixo da resistência compressiva

da dentina e o aumento na tensão de tração na dentina cervical palatina para valores próximos da resistência de tração da dentina, o que acaba por gerar clivagem na superfície proximal, o que justifica a maior deformação na proximal dos grupos que apresentaram menor resistência à fratura. Isto também favorece a ocorrência de fratura catastrófica, a qual dirige apicalmente e obliquamente ao longo da dentina radicular, similar ao padrão de fratura observado neste estudo. Dessa forma, a férula aumenta a resistência mecânica do conjunto coroa/preenchimento/pino reduzindo o potencial de deslocamento (vestibular e rotação axial) e tensão compressiva dentro da dentina vestibular e na parede do canal (Ichim *et al.*, 2006), justificando a deformação radicular vestibular de dentes com férula não ter sido influenciada pelo tipo de sistema de retenção ou pelo tipo de coroas usados neste estudo.

Além disso, a presença de remanescente coronário necessário para viabilizar a férola de 2mm associado a cora metálica, resulta em maior resistência à fratura comparada aos grupos sem férola, independente do tipo de retentor intra-radicular. A presença de férula de 2mm constitui referência clínica para restauração de dentes desvitalizados melhorando o padrão de fratura e aumentando a resistência à fratura (Akkayan, 2004; Tan *et al.*, 2005). Contudo os resultados de estudos que analisam a importância da altura de remanescente coronário, e comprovam sua importância independente do tipo de retentor, são na sua grande maioria obtidos com dentes restaurados com coroas metálicas (Akkayan, 2004; Tan *et al.*, 2005; Heydecke *et al.*, 2002; Akkayan & Gulmez, 2002; Zhi-Yue & Yu-Xing, 2003; Pereira *et al.*, 2006; Varvara *et al.*, 2007). O resultado deste estudo mostra que a presença da férola é realmente decisiva para dentes restaurados com coroas metálicas, independente do tipo de retentor. No entanto, a férola de 2mm associada aos tipos de preenchimento analisados neste estudo, quando associada a coroa em cerâmica aluminizada infiltrada de vidro (VitroCeram), não influenciou a resistência à fratura e deformação radicular vestibular. A alteração de rigidez do pino e do material de preenchimento não consegue influenciar a resistência à fratura e deformação, provavelmente devido a real integração da cerâmica com o cimento e a alta resistência intrínseca da cerâmica, comprovada

inclusive em estudos que empregaram ciclagem termomecânica (Naumanna *et al.*, 2007). A cerâmica empregada neste estudo possui módulo de elasticidade e rigidez superior ao da dentina (Magne & Belser, 2003), e alta resistência mecânica (Strub & Beschmidt, 1998; McLaren & White, 2000), com isso as tensões são concentradas no seu interior, não sendo transferidas na sua totalidade para o conjunto dente/pino/ preenchimento. Dessa forma, o desempenho das coroas cerâmicas têm sido satisfatórios tanto em estudos *in vitro* que analisam resistência à fratura (Strub & Beschmidt, 1998) como em estudos clínicos que demonstram 96% de taxa de sobrevivência de coroas feitas em In-ceram após 3 anos de avaliação (McLaren & White, 2000).

O emprego de coroa de cerâmica eliminou o efeito do tipo de retentor e da férola na resistência à fratura e deformação na vestibular. Contudo a medição na deformação na proximal conseguiu detectar influência do efeito da férola. Os grupos que apresentam férola apresentaram menor deformação nas proximais provavelmente devido a maior sensibilidade do teste de extensometria em relação ao ensaio de fratura, e ainda em relação à localização coincidente entre os extensômetros e o início das falhas ocorridas. Embora sem diferença significativa os valores de resistência à fratura dos grupos sem férola restaurados com cerâmica foram cerca de 20% menores que os mesmos grupos com férola. Provavelmente esta redução se deve a esta deformação maior na proximal, local onde se inicia a enorme maioria das fraturas independente de sua localização final. Assim, pode-se condicionar que neste estudo o comportamento mecânico das coroas cerâmicas foi melhor quando comparado ao da coroa metálica e o ensaio de extensometria validou os resultados dos testes destrutivos, sendo compatível também com a análise do padrão de fratura.

Na ausência de remanescente dentinário, situação presente frequentemente na clínica, e na necessidade ou opção por restaurar dentes com coroa de infra-estrutura metálica, o uso do NMF parece ser a melhor alternativa reabilitadora para redução da deformação em dentes sem remanescente coronário. O grupo NFe/NMFCm apresentou valores de deformação semelhante aos grupos que apresentaram os menores valores de

deformação. Além disso, a deformação deste grupo foi significativamente menor do que para os grupos de NFe associado a PFv e PFvRc devido, provavelmente à diferença de rigidez entre os materiais já que o metal apresenta maior módulo de elasticidade que a fibra de vidro (Torbjorner & Fransson, 2004). O NMF se torna mais rígido por acumular tensões em seu interior e conseqüentemente apresenta menor nível de deformação e menos tensão é transferida à estrutura dental quando este conjunto é submetido à aplicação de carga. Pierrisnard et al. (2002) avaliaram o efeito de diferentes sistemas de retenção corono-radicular metálico e não metálico na distribuição de tensões na dentina radicular e demonstraram que na presença de férola de 2mm de altura em dentes restaurados com coroa metálica em liga de NiCr, a concentração de tensão foi maior quando não havia remanescente coronário e diminuía com a presença da férula. Assim, a presença de férula minimiza o efeito do material restaurador e quanto maior o módulo de elasticidade dos materiais, menor o nível de tensão na dentina. Portanto, na ausência de férola o emprego de preenchimento com maior módulo de elasticidade, como os NMF, resultará em menor deformação na região cervical (Pierrisnard *et al.*, 2002).

A nova tecnologia testada neste estudo, o reforço coronário construído em fibra de reforço (Reforcore), não mostrou reflexo positivo na melhoria da resistência à fratura e redução de deformação. Este sistema foi desenvolvido, segundo informações do fabricante, para ampliar as indicações de pinos pré-fabricados em dentes sem remanescente coronário. O resultado deste estudo não comprova esta efetividade. Isto se deve provavelmente a maior área de interface entre o orifício do sistema de reforço coronário e a porção coronária do pino que são integradas por meio de cimento resinoso. Com isso, novos estudos são necessários para analisar protocolos que possam melhor integrar a fibra de vidro do pino à fibra de vidro do reforço coronário. Outro aspecto que deve ser avaliado é o efeito destes fatores sob condições de ciclagem térmica e mecânica. Porém, a partir dos resultados deste estudo para indicação do uso do pino de fibra de vidro associado à coroa metálica é extremamente importante a presença de remanescente coronário.

Neste estudo existem limitações como a aplicação de carga estática que não simula forças presentes na cavidade oral, situação sob a qual a maioria dos dentes desvitalizados falha por fadiga. Além disso, o uso dos dentes bovinos como substituto dos dentes humanos, embora estudos comprovem a similaridade entre os dois substratos. Baseado em perspectiva clínica, é sugerido que a conservação de estrutura dental e a seleção do material restaurador com propriedade mecânica compatível com a especificidade de cada estrutura a ser reabilitada são cruciais para oferecer resistência e nível de deformação adequada, melhorando o prognóstico para a reabilitação de dentes tratados endodonticamente, já que este trabalho mostrou que o uso de estrutura que mimentiza a dentina internamente, como o Pfv, e que mimetiza o esmalte externamente, como a coroa cerâmica, consegue adequadamente restaurar dente tratado endodonticamente independente do nível de perda estrutural. Além disso, o clínico também deve-se preocupar com a composição dos cimentos empregados no processo de cimentação e com a adequada polimerização do cimento a fim de obter efetiva formação de unidade homogênea estabelecida entre os diferentes substratos, favorecendo a dissipação de tensões entre as estruturas.

CONCLUSÃO

7. CONCLUSÃO

Baseado nos resultados deste estudo in vitro e considerando suas limitações, as seguintes conclusões podem ser estabelecidas:

1. A presença de férola de 2mm é fator determinante na deformação, resistência e padrão de fratura de dentes restaurados com coroas metálicas, independente do tipo de sistema de reconstrução corono-radicular.
2. Na ausência de férola e indicação de coroa metálica o emprego de núcleo metálico fundido mostrou melhor desempenho biomecânico do que pinos de fibra de vidro associado ou não a reforço coronário de fibra.
3. Restaurações em coroa cerâmica aluminizada não sofrem influência do tipo de sistema de reconstrução corono-radicular.
4. Para indicação do uso do pino de fibra de vidro associado à coroa metálica é extremamente importante a presença de remanescente coronário.
5. O sistema de reconstrução coronária não refletiu em diferença significativa de comportamento biomecânico de dentes com férola de 2mm independente do tipo de coroa empregado.

REFERÊNCIAS

REFERÊNCIAS

1. Akkayan B, Gulmez T. Resistance to fracture of endodontically treated teeth restored with different post systems. **J Prosthet Dent** 2002;87:431-7.
2. Akkayan B. An in vitro study evaluating the effect of ferrule length on fracture resistance of endodontically treated teeth restored with fiber-reinforced and zircônia dowel systems. **J Prosthet Dent** 2004;92:155-62.
3. Al-Omiri MK, Al-Wahadni AM. An in vitro study of the effects of retained coronal dentine on the strength of teeth restored with composite core and different post and core systems. **Int Endod J** 2006;39:890-9.
4. Balkenhol M, Wostmann B, Rein C, Ferger P. Survival time of cast post and cores: A 10-year retrospective study. **J Dent** 2007;35:50-8.
5. Bitter K, Meyer-Lueckel H, Priehn K, Kanjuparambil JP, Neumann K, Kielbassa AM. Effects of luting agent and thermocycling on bond strengths to root canal dentine. **Int Endod J** 2006;39:809-18.
6. Cathro PR, Chandler NP, Hood JAA. Impact resistance of crowned endodontically treated central incisors with internal composite cores. **Endod Dent Traumatol** 1996;12:124-128.
7. Eskitascioglu G, Belfi S, Kalkan M. Evaluation of two post core systems using two different methods (Fracture strength test and a finite elemental stress analysis). **J Endod** 2002;28:629-33.
8. Gerth HU, Dammaschke T, Züchner H, Schäfer E. Chemical analysis and bonding reaction of RelyX Unicem and Bifix composites- A comparative study. **Dent Mater** 2006;22:934-41.
9. Hansen EK, Asmussen E, Christiansen NC. In vivo fracture of endodontically treated posterior teeth restored with amalgam. **Endod Dent Traumatol** 1990;6:49-55
10. Heydecke G, Butz F, Hussein A, Strub JR. Fracture strength after dynamic loading of endodontically treated teeth restored with different post-and-core systems. **J Prosthet Dent** 2002;87:438-45.

11. Ichim I, Kuzmanovic DV, Love RM. A finite element analysis of ferrule design on restoration resistance and distribution of stress within a root. **Int Endod J** 2006;39:443-52.
12. Isidor F, Brondum K, Ravnholt G. The influence of post length and crown ferrule length on the resistance to cyclic loading of bovine teeth with prefabricated titanium posts. **Int J Prosthodont** 1999;12:78-82.
13. Kern M, Strub JR. Bonding to alumina ceramic in restorative dentistry: clinical results over up to 5 years. **J Dent** 1998;26:245-9.
14. Kishen A, Kumar GV, Chen NN. Stress-strain response in human dentine: rethinking fracture predilection in postcore restored teeth. **Dent Traumatol** 2004;20:90-100.
15. Kumbuloglu O, Lassila LV, User A, Vallittu PK. A study of the physical and chemical properties of four resin composite luting cements. **Int J Prosthodont** 2004;17:357-63.
16. Lin CP, Chou HG, Chen RS, Lan WH, Hsieh CC. Root deformation during root-end preparation. **J Endod** 1999;25:668-71.
17. Lohbauer U, von der Horst T, Frankenberger R, Kramer N, Petschelt A. Flexural fatigue behavior of resin composite dental restoratives. **Dent Mater** 2003;19:435-40.
18. Magne P, Belser UC. Porcelain versus composite inlays/onlays: effects of mechanical loads on stress distribution, adhesion, and crown flexure. **Int J Periodontics Restorative Dent** 2003;23:543-55.
19. McLaren EA, White SN. Survival of In-Ceram crowns in a private practice: A prospective clinical trial. **J Prosthet Dent** 2000;83:216-22.
20. McLean JW. Evolution of dental ceramics in the twentieth century. **J Prosthet Dent** 2001;85:61-6.
21. Nakamura T, Ohyama T, Waki T, Kinuta S, Wakabayashi K, Mutobe Y, Takano N, Yatani H. Stress analysis of endodontically treated anterior teeth restored with different types of post material. **Dent Mater J** 2006;25:145-50.
22. Naumann M, Preuss A, Rosentritt M. Effect of incomplete crown ferrules on load capacity of endodontically treated maxillary incisors restored with

- fiber posts, composite build-ups, and all-ceramic crowns: Na *invitro* evaluation after chewing simulation. **Acta Odontol Scand** 2006;64:31-6.
23. Naumann M, Preuss A, Frankenberger R. Reinforcement effect of adhesively luted fiber reinforced composite versus titanium posts. **Dent Mater** 2007;23:138-44.
 24. Pereira JR, Ornelas F, Conti PCR, Valle AL. Effect of a crown ferrule on the fracture resistance of endodontically treated teeth restored with prefabricated posts. **J Prosthet Dent** 2006;95:50-4.
 25. Pest LB, Cavalli G, Bertani P, Gagliani M. Adhesive post-endodontic restorations with fiber posts: push-out tests and SEM observations. **Dent Mater** 2002;18:596-602
 26. Pierrisnard L, Bohin F, Renault P, Barquins M. Corono-radicular reconstructions of pulpless teeth: A mechanical study using finite element analysis. **J Prosthet Dent** 2002;88:442-8.
 27. Potiket N, Chiche G, Finger IM. In vitro fracture strength of teeth restored with different all-ceramic crown systems. **J Prosthet Dent** 2004;92:491-5.
 28. Pröbster L. Compressive strength of two modern all-ceramic crowns. **Int J Prosthodont** 1992;5:409-14.
 29. Probst L. Survival rate of In-Ceram restorations. **Int J Prosthodont** 1993;6:259-63.
 30. Reeh ES, Messer HH, Douglas WH. Reduction in tooth stiffness as a result of endodontic and restorative procedures. **J Endod** 1989;15:512-6.
 31. Robbins JM, Earnest LA, Schumann SD. Fracture resistance of endodontically-treated cuspids. **Am J Dent** 1993;6:159-61.
 32. Ross RS, Nicholls JI, Harrington GW. A comparison of strains generated during placement of five endodontic posts. **J Endod**. 1991;17:450-6.
 33. Salvi GE, Guldener BES, Amstad T, Joss A, Lang NP. Clinical evaluation of root filled teeth restored with or without post-and-core systems in a specialist practice setting. **Int Endod J** 2007;40:209-15.

34. Santos-Filho PCF, Silva GR, Castro CG, Campos RE, Soares CJ. Effect of luting agents on fracture resistance and stress distribution of root restored with cast post and cores. **Int End J** 2008;in press
35. Sirimai S, Riis DN, Morgano SM. An in vitro study of the fracture resistance and the incidence of vertical root fracture of pulpless teeth restored with six post and core systems. **J Prosthet Dent** 1999;81:262-9.
36. Soares CJ, Martins LR, Fonseca RB, Correr-Sobrinho L, Fernandes Neto AJ. Influence of cavity preparation design on fracture resistance of posterior Leucite-reinforced ceramic restorations. **J Prosthet Dent** 2006;95:421-9.
37. Soares CJ, Pizi EC, Fonseca RB, Martins LR. Influence of root embedment material and periodontal ligament simulation on fracture resistance tests. **Brazilian Oral Research** 2005;19:11-16.
38. Soares CJ, Santana FR, Silva NR, Pereira JC, Pereira CA. Influence of the endodontic treatment on mechanical properties of root dentin. **J Endod** 2007;33:603-6.
39. Soares PV, Santos-Filho PC, Martins LR, Soares CJ. Influence of restorative technique on the biomechanical behavior of endodontically treated maxillary premolars. Part I: Fracture resistance and fracture mode. **J Prosthet Dent** 2008;99:30-7. (a)
40. Soares PV, Santos-Filho PCF, Gomide HA, Araújo CAA, Martins LRM, Soares CJ. Influence of restorative technique on the biomechanical behavior of endodontically treated maxillary premolars. Part II: Strain measurement and stress distribution. **J Prosthet Dent**. 2008;in press. (b)
41. Sorensen JA, Engelman MJ. Ferrule design and fracture resistance of endodontically treated teeth. **J Prosthet Dent** 1990;63:529-36.
42. Sorensen JA, Martinoff JT. Intracoronar reinforcement and coronal coverage: A study of endodontically treated teeth. **J Prosthet Dent** 1984;51:780-4.

43. Strub JR, Beschmidt SM. Fracture strength of 5 different all-ceramic crown systems. **Int J Prosthodont** 1998;11:602-9.
44. Tan PLB, Aquilino SA, Gratton DG, Stanford CM, Tan SC, Johnson WT, Dawson D. In vitro fracture resistance of endodontically treated central incisors with varying ferrule heights and configurations. **J Prosthet Dent** 2005;93:331-6.
45. Toksavul S, Zor M, Toman M, Gungor MA, Nergiz I, Artunç C. Analysis of dentinal stress distribution of maxillary central incisors subjected to various post-and-core applications. **Oper Dent** 2006;31:89-96.
46. Torbjørner A, Fransson B. A literature review on the prosthetic treatment of structurally compromised teeth. **Int J Prosthodont** 2004;17:369-76.
47. Varvara G, Perinetti G, Di Iorio D, Murmura G, Caputi S. In vitro evaluation of fracture resistance and failure mode of internally restored endodontically treated maxillary incisors with differing heights of residual dentin. **J Prosthet Dent** 2007;98:365-72.
48. Wegner PK, Freitag S, Kern M. Survival rate of endodontically treated teeth with posts after prosthetic restoration. **J Endod** 2006;32:928-31.
49. Yu-xing Z, Wei-hong Z, Zhi-yue L, Ke-li W. Fracture strength of custom-fabricated Celay all-ceramic post and core restored endodontically treated teeth. **Chin Med J** 2006;119:1815-20.
50. 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.

ANEXO

ANEXO

Anexo I. Resultado de 3-way ANOVA para os dados de resistência à fratura

Fonte	df	Soma dos Quadrados	Quadrado Médio	F Calculado	P
Férola	1	2743676,27	2743676,27	55,066	<.001
Reconstrução	2	46303,21	23151,61	,465	,629
Coroa	1	279976,67	279976,67	5,619	,004
Férola X Reconstrução	2	101214,74	50607,37	1,016	,364
Férola X Coroa	1	187469,34	187469,34	3,763	,016
Reconstrução X Coroa	2	1491,21	745,61	,015	,985
Férola X Reconstrução X Coroa	2	344,49	172,24	,003	,997
Erro	168	8370641,63	49825,25		
Total	180	125373220,5			
Total Corrigido	179	11731117,56			

Anexo II. Resultado de 3-way ANOVA para os dados de deformação na vestibular

Fonte	df	Soma dos Quadrados	Quadrado Médio	F Calculado	P
Férola	1	327357,86	327357,86	41,144	<.001
Reconstrução	2	33930,08	16965,04	2,132	,130
Coroa	1	248011,53	248011,53	31,172	<.001
Férola X Reconstrução	2	37669,26	18834,63	2,367	,105
Férola X Coroa	1	74260,06	74260,06	9,333	,004
Reconstrução X Coroa	2	64594,37	32297,19	4,059	,024
Férola X Reconstrução X Coroa	2	20282,71	10141,36	1,275	,289
Erro	48	381903,57	7956,33		
Total	60	7839131,84			
Total Corrigido	59	1188009,44			

Anexo III. Resultado de 3-way ANOVA para os dados de deformação na proximal

Fonte	df	Soma dos Quadrados	Quadrado Médio	F Calculado	P
Férula	1	10327,28	10327,28	6,159	,017
Reconstrução	2	1205,03	602,51	,359	,700
Coroa	1	14548,29	14548,29	8,676	,005
Férula X Reconstrução	2	1288,26	644,13	,384	,683
Férula X Coroa	1	588,63	588,63	,351	,556
Reconstrução X Coroa	2	1395,96	697,98	,416	,662
Férula X Reconstrução X Coroa	2	2122,95	1061,48	,633	,535
Erro	48	80485,55	1676,78		
Total	60	493312,14			
Total Corrigido	59	111961,95			