

Nara Tathiane do Amaral Carvalho

Avaliação da resistência à fratura de raízes bovinas
estruturalmente comprometidas reconstruídas com
diferentes materiais, restauradas com núcleo metálico
moldado fundido e coroa total, após teste de fadiga.

Dissertação apresentada à Faculdade
de Odontologia da Universidade Federal
de Uberlândia, para obtenção do Título
de Mestre em Odontologia, Área de
concentração em Reabilitação Oral.

Uberlândia, 2007

Avaliação da resistência à fratura de raízes bovinas
estruturalmente comprometidas reconstruídas com
diferentes materiais, restauradas com núcleo metálico
moldado fundido e coroa total, após teste de fadiga.

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-
Graduação—Mestrado em Odontologia da Faculdade
de Odontologia, Universidade Federal de Uberlândia,
para obtenção do Título de Mestre em Odontologia,
Área de concentração em Reabilitação Oral.

Orientador: Prof. Dr. Adérito Soares da Mota

Co-orientador: Prof. Dr. Carlos José Soares

Banca examinadora:

Prof. Dr. Adérito Soares da Mota

Prof. Dr. Carlos José Soares

Prof. Dr. Alfredo Júlio Fernandes Neto

Prof. Dr. Norberti Bernardinelli

Uberlândia

2007



“Dedico este trabalho às pessoas mais importantes e essenciais em minha vida, meus amados pais. Sem vocês nada seria possível, pois vocês são a fonte fundamental de amor, determinação e força. Meu guia, meu apoio, minha fortaleza! Aos meus queridos irmãos, Willian e Bruna, os pedacinhos que me completam.”

“No caminho não encontramos apenas flores, mas nossa união e amor tornam as pedras em pequenos obstáculos, transformados em aprendizado e que nos fazem acreditar e buscar um jardim mais florido. Seremos sempre como uma “mão com cinco dedos” que nunca se separam. Conseguimos!”

Sem vocês tudo seria impossível!!!

A decorative horizontal scroll with a black outline. The scroll is slightly curved upwards at both ends, with the left end having a small loop and the right end having a small hook. The word "AGRADECIMENTOS" is written in a black, italicized serif font across the center of the scroll.

AGRADECIMENTOS

Agradeço acima de tudo, à Deus, o Senhor da minha vida, que me abençoa e renova minhas forças a cada dia.

“Muitas vezes, pensei que este momento nunca chegaria... Queria recuar ou parar, entretanto, Tu estavas sempre presente transformando a minha fraqueza em coragem, o medo em aprendizagem.”

Obrigada Pai!!!

À Minha Nossa Senhora, que eu tanto amo!!!

À minha amada Mãezinha, Ramona, a verdadeira razão da minha vida! Obrigada por sempre me apoiar, me incentivar, me ajudar, me dar colo, abrir mão dos seus próprios sonhos para que eu possa realizar os meus e acima de tudo pelo Amor incondicional. Se a senhora não estivesse ao meu lado, em todos os momentos, seria impossível chegar até aqui, esta vitória é nossa! Te amo!!!

Ao meu amado Pai, Milton, a quem tenho profunda admiração e extremo Amor. O senhor é essencial em minha vida, seu caráter, determinação e persistência são exemplos para toda a minha existência. Ser sua filha, com certeza me faz ser uma pessoa melhor a cada dia. Obrigada por tudo...Amo muito você!!!

Ao meu irmão querido, Willian, meu exemplo de vida e determinação. Obrigada por estar sempre por perto me ajudando, aconselhando e apoiando. Sou uma pessoa mais feliz por tê-lo como irmão. Te amo muito!!!

À minha pequena Bru, obrigada por ser minha irmã amiga, por perto em todos os instantes da minha vida, me aconselhando, ouvindo, incentivando, me fazendo rir e chorar. Sem você minha vida não teria sentido. Meu amor por você é eterno!!!

À minha querida avozinha Aída meu sincero Amor!

Agradecimentos Especiais

Ao meu orientador, Prof. Dr. Adérito Soares da Mota, meu eterno agradecimento. Obrigada por ter me acolhido quando precisei. Sempre com respeito, atenção, carinho e paciência, transmitiu seus conhecimentos desmedidamente e me orientou durante a realização deste trabalho. Minha admiração pelo seu lado humano, se preocupando com as pessoas e com a vida além dos muros da universidade. Seus valiosos ensinamentos serão para sempre lembrados por mim... Meu muito obrigada não é o suficiente para lhe retribuir!!!

Ao Prof. Dr. Ricardo Marins de Carvalho, minha profunda admiração e respeito! Seu exemplo, conselhos e ensinamentos farão, para sempre, parte da minha vida. Meus sinceros agradecimentos pelas oportunidades concedidas, as portas sempre abertas e a maneira gentil, atenciosa e respeitadora com que me acolheu em todos os momentos.

Muito obrigada de coração!!!

Ao Prof. Dr. Noberti Bernardinelli, meu sincero respeito e admiração. Obrigada pela forma sempre atenciosa e gentil com que me recebe. Obrigada pelos incentivos e conhecimentos transmitidos que culminaram pela paixão à Endodontia. O senhor também é responsável por esta vitória. Agradeço de coração!!!

“Mais do que de inteligência, precisamos de afeição e doçura.”

(Charles Chaplin)

Será impossível não ser injusta nestes agradecimentos, pois todas as pessoas que passaram e fizeram parte da minha vida, até hoje, contribuíram para o desenvolvimento deste trabalho. Uns estiveram presentes e fizeram parte do meu aprendizado profissional, outros no meu crescimento pessoal. Entretanto, todos tiveram significado em minha vida e fazem parte da minha história. Assim, peço desculpas àqueles que eu não mencionar ou pela minha fraqueza me esquecer...

Mas, a cada um de vocês, meu muito obrigada de coração!!!

Agradecimentos

Ao Prof. Dr. Carlos José Soares, coordenador do Programa de Pós-graduação em Odontologia e, especialmente, meu co-orientador que desde o primeiro momento confiou em mim e abriu as portas desta instituição para que eu pudesse aprimorar meus estudos. Obrigada pela credibilidade que depositou em mim e pela inestimável colaboração durante a realização deste trabalho. Suas considerações, opiniões e sugestões foram de extremo valor. Obrigada pela atenção e preocupação que demonstrou por mim. Meu profundo e sincero agradecimento!!!

Ao Prof. Dr. Alfredo Júlio Fernandes Neto, diretor da Faculdade de Odontologia da UFV, obrigada por me receber nesta instituição que me proporcionou tanto aprendizado e que possibilitou o desenvolvimento deste estudo. Agradeço pela forma respeitadora, educada e gentil com que sempre me tratou e por ter me acolhido no departamento de prótese. Muito Obrigada!!!

Aos professores do departamento de Prótese, por me aceitarem no departamento e serem atenciosos quando os procurei. Meu sincero agradecimento!!!

Ao Prof. Dr. Célio, em especial, por ser um grande e importante colaborador deste trabalho. Obrigada!!!

Aos professores do departamento de Endodontia, Profa. Dra. Luciana, Prof. Dr. Paulo, Prof. Dr. Cássio e Prof. Dr. Biffi, obrigada por me abrirem as portas e me acolherem junto à Endodontia. Acima de tudo, agradeço pelo conhecimento compartilhado e a oportunidade. Meu eterno agradecimento!!!

Aos professores do Programa de Pós-graduação, que transmitiram seus conhecimentos e me incentivaram na descoberta e superação de desafios. Obrigada!!!

Aos alunos da graduação em odontologia, agradeço por permitirem que eu aprendesse com vocês e confiarem em mim para transmitir o pouco que sei. Cada um de vocês faz parte da minha história!!!

Aos meus colegas e amigos do Mestrado, obrigada pela convivência, por cada sorriso, cada palavra amiga, pela companhia e trocas de conhecimentos e experiências; pelas críticas durante os seminários e pelas discussões em grupo. Saibam que vocês foram fundamentais para o meu crescimento pessoal e profissional.

À todos os funcionários da Universidade, em especial à Juliana, Ju, Meirivone, Dona Eunice, Abigail, Giselda, senhor Advaldo e funcionários de clínica, esterilização e limpeza, pessoas que fizeram parte do meu dia-a-dia e me ajudaram nas mais diversas situações, sempre com disponibilidade. Vocês também são responsáveis por este trabalho.

Ao Paulo César, PC, que me socorreu de forma gentil e prestativa em todas as vezes que o procurei, que não foram poucas. Você também faz parte deste trabalho...Muito Obrigada!!!

À Ellyne e Murilo, que me ajudaram durante minha passagem por aqui, desde o primeiro momento. Sempre amigos e preocupados, nunca esquecerei das caronas e da amizade. Vocês poderão contar comigo para sempre!!!

Às minhas amigas, Tânia, Tati e Fer, que estiveram sempre por perto, conheceram meus anseios, medos e tristezas, compartilharam alegrias e saudade. Obrigada pelas conversas, desabafos, passeios, sorrisos e lágrimas. Vocês estarão para sempre dentro do meu coração!!!

Ao Luciano, meu amigo paulista em Minas Gerais, obrigada por me ajudar nesta fase da minha vida, sempre com um sorriso e com uma palavra de estímulo. Muito obrigada!!!

Aos meus irmãos mineiros, Lucas e Michele, obrigada pelo companheirismo e amizade. Em especial ao Lucas pela ajuda durante a execução deste trabalho, pela companhia e carinho. A amizade de vocês tornou os meus dias mais fáceis...Obrigada de coração!!!

Aos meus amigos essenciais, Li, Mari, Fer, Thi, Evelyn, Willian, Saulo e Zé, que foram fundamentais em meu amadurecimento e em minha vida. Obrigada por me apoiarem, desde o início... Momentos que vivemos juntos serão para sempre lembrados, com saudade, por mim.

À minha querida Tia Lúcia, pelo constante incentivo e amor incondicional. Amo você!!!

Ao LIPO, laboratório que permitiu a realização da parte experimental deste trabalho.

Aos alunos do curso técnico em prótese dentária, meu sincero e carinhoso agradecimento. Sem vocês, com certeza, este trabalho não seria o mesmo. Em especial ao Prof. Ms. Paulo Simamoto, pela disponibilidade e ajuda.

Ao Prof. Dr. Luís Fernando Pegoraro, e ao Paulo Henrique Rosseti, pela extrema colaboração durante a realização do ensaio de ciclagem mecânica. Ao Paulo, em especial, pela atenção, desprendimento, sugestões e opiniões.

À Dona Neusa e ao Marcelo, que me acolheram no CIP de Bauru com respeito e amizade. Meu carinhoso agradecimento.

Ao CIP de Bauru, espaço acolhedor onde realizei parte deste trabalho.

À Faculdade de Odontologia de Bauru, minha querida FOB/USP, pela formação profissional e oportunidades. Pelos amigos eternos e exemplos de mestres.

“O valor das coisas não está no tempo em que elas duram, mas na intensidade com que acontecem. Por isso existem momentos inesquecíveis, coisas inexplicáveis e Pessoas incomparáveis”

(Fernando Pessoa)

“Não basta ensinar ao homem uma especialidade. Porque se tornará assim uma máquina utilizável e não uma personalidade. É necessário que adquira um sentimento...”

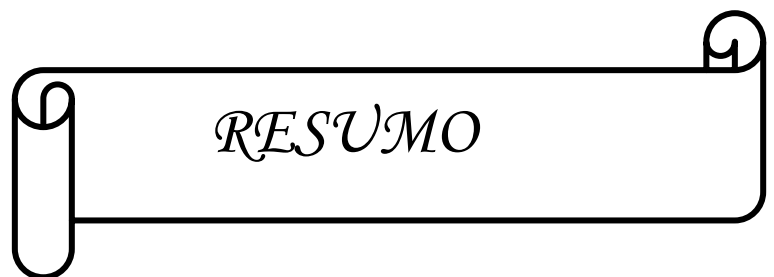
Albert Einstein

SUMÁRIO

Lista de abreviaturas e siglas	1
Resumo	2
Abstract	5
1. Introdução	8
2. Revisão da Literatura	15
3. Proposição	46
4. Material e Métodos	48
5. Resultados	68
6. Discussão	73
7. Conclusão	97
Referências	99
Anexo	106

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

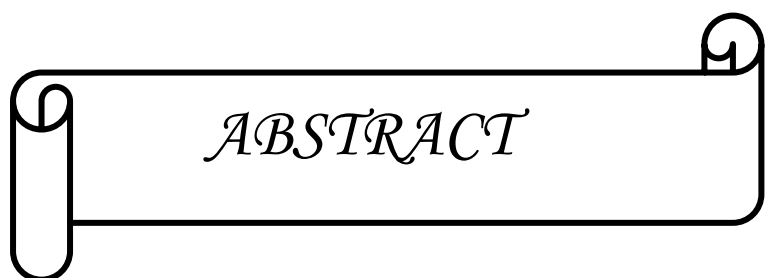
s	- Segundo
min	- Minuto
N	- Newton
kgf	- Quilograma força
mm	- Milímetro
°C	- Grau Celsius
Hz	- Hertz
°	- Grau
cm ²	- Centímetro ao quadrado
kg	- Quilograma
p	- Nível de significância estatística
A	- Ampère



RESUMO

A destruição das regiões internas da raiz favorece o enfraquecimento da estrutura dentária deixando-a mais suscetível à fratura, sendo a preservação e restauração do remanescente radicular severamente comprometido, um desafio à Odontologia. A fim de evitar a extração de raízes enfraquecidas, é indicado o uso de materiais para preenchimento e reforço intra-radicular. Este trabalho propôs-se avaliar a resistência à fratura e modo de fratura de raízes bovinas enfraquecidas internamente e reconstruídas com três diferentes materiais comparadas a raízes controle, todas restauradas com núcleo metálico moldado fundido e coroa total metálica, após teste de fadiga. Para a realização deste estudo, quarenta incisivos bovinos foram selecionados e as raízes seccionadas com 15 mm de comprimento, tratadas endodonticamente, aliviadas imediatamente e divididas em 4 grupos experimentais (n = 10). Grupo C (raízes controle), raízes preparadas com 2 mm de espessura dentinária na parede radicular cervical e os grupos R (resina composta), I (ionômero de vidro) e F (cimento de fosfato de zinco) cujas raízes foram desgastadas simulando o enfraquecimento radicular com espessura dentinária cervical de 0,5 mm e reconstruídas com os respectivos materiais. Todas foram restauradas com núcleo metálico moldado fundido e coroa total metálica, fundidos em liga de cobre-alumínio e cimentados com cimento de fosfato de zinco. Os espécimes foram incluídos em blocos de resina de poliestireno e simulado o ligamento periodontal com material a base de poliéter. Foram submetidos ao teste de fadiga, em máquina de simulação de ciclos mecânicos, com 50 N, 2 Hz e aplicação de carga em 135° com o longo eixo da raiz, até completar 250.000 ciclos. Em seguida, foram submetidos ao ensaio de carregamento por compressão tangencial, com aplicação da carga na face palatina em 135° com longo eixo da raiz, em máquina universal de ensaio a velocidade de 0,5 mm/min, até a fratura. Os dados foram analisados pelo teste estatístico de análise de variância em fator único ($p < .05$). As fraturas foram avaliadas em lupa estereoscópica com aumentos de 10 e 40 vezes e o modo de fratura classificado de acordo com o terço radicular afetado. As médias dos resultados (kgf) e respectivos desvios-padrão por grupo foram: C) $47,07 \pm 19,05$; R)

37,52±12,22; I) 38,10±15,28; F) 36,41±9,76. A análise estatística demonstrou não haver diferença significativa entre os grupos experimentais. Na análise do modo de fratura as raízes dos grupos C e R apresentaram principalmente fraturas no terço cervical (8), em I se estenderam até o terço apical (2) e em F se concentraram no terço médio (7). Dentro das limitações impostas pela metodologia aplicada, concluiu-se que as raízes enfraquecidas reconstruídas com os materiais testados oferecem resistência à fratura semelhante a raízes controle. Entre os materiais, o cimento ionomérico apresentou a maior média numérica de resistência à fratura. Entretanto, apresentou fraturas mais severas, que se estenderam ao terço apical. Desta forma, parece conveniente se basear nas chances de sucesso do tratamento restaurador por meio de reconstrução radicular, a fim de manter o dente em função na cavidade oral, antes de condená-lo devido à perda de estrutura dentinária radicular.



ABSTRACT

The destruction of internal regions of the root are suitable weakness dental structure remaining release more susceptible to fracture. Therefore, the preservation and restoration of severely weakened remaining radicular engaged launch a challenge for dentists. Thus, in order to avoid the extration of weakened roots is suggsted the use of restorative materials to fill defects and intraradicular reinforcement. The purpose of this study was to evalute the resistance to fracture of internally weakened bovine roots and reconstructed with three differents materials comparative the control roots, restored with cast post-core and full crown, after mechanical load cycling. Forty bovine incisors had been selected and the roots sectioned with 15 mm of length, endodontically treated, immediate removal the obturador material and distribuion in four experimental groups (n=10). Group C (control), roots prepared with 2 mm thickness of dentine in the cervical wall and groups R (composite resin), I (glass ionomer) and Z (zinc-phosphate), whose roots were submit to wear for simulation weakned roots, so that remaining dentine in the cervical wall was of 0,5 mm and were reconstructive with the respective materials. All roots restored with cast post-core and metallic full crown, were cast in copper-aluminum league and cemented with cement zinc-phosphate. The specimens had been inclusion in block of polystyrene resin and simulated the periodontal ligament with polyether impression material. Were submit to the fatigue test, in machine of simulation of mechanical cycles, with 50 N, 2 Hz and temperature $37^{\circ}\text{C} \pm 1^{\circ}\text{C}$, until 250.000 cycles. After that, submitted to assay of loading for tangential compression, with a compressive load, in lingual face, at an angle of 135° in relation to the long axis of the root, in universal testing machine, at a speed of 0,5 mm/min, until to fracture. The data had been analyzed by the statistical test of analysis of variance in only factor ($p < .05$). The fractures had been examined in stereomicroscope (magnification 10 and 40x) and classified in agreement with affected region radicular. The means (N) and standard-deviation for groups were: C) $470,7 \pm 190,5$; R) $375,2 \pm 122,2$; I) $381,0 \pm 152,8$; Z) $364,1 \pm 97,6$. There

were not significant difference among experimental groups. In analysis of mode the fracture, in groups C and R the fractures were, mainly, in cervical radicular region (8), in I had extended the apical radicular region (2) and Z had concentrated in medium radicular region (7). Within the limitations imposed for the methodology applied, concluded that the weakened roots reconstructed with the tested materials offer similar resistance to fracture than control roots. Into to materials tested, de glass ionomer had presented better numerical mean of fracture resistance. However, the fractures of group I were more severity than other groups. It seems convenient if to base on the possibilities of success of the restorative treatment thought of reconstruction radicular, in order to keep the tooth in function, before condemning it due to loss of structure radicular.

INTRODUÇÃO

1. INTRODUÇÃO

Os processos restauradores envolvendo dentes tratados endodonticamente vêm, por muitos anos, sendo um desafio para a Odontologia (Taleghani & Morgan, 1987; Kovarik *et al.*, 1992; Fernandes & Dessai, 2001; Contin, *et al.*, 2002; Mitsui *et al.*, 2004; Yoldas *et al.*, 2005), devido à extensa destruição coronária e até mesmo radicular.

Processos cariosos, fraturas, restaurações e preparos prévios, terapia endodôntica e causas idiopáticas são características geralmente presentes nestes dentes, o que torna o planejamento complexo (Lui, 1987; Assif & Gorfil, 1994; Lui, 1994a; Wagnild & Muller, 1997; Fernandes & Dessai, 2001).

Há, ainda, certas situações que causam a destruição nas regiões internas da raiz, como cárie extensa, traumas, restauração prévia com retentor intra-radicular, remoção de retentor amplo, terapia endodôntica prévia, sobre-instrumentação e alargamento do canal radicular (Saupe *et al.*, 1996; Contin *et al.*, 2002; Newman *et al.*, 2003). Bem como, reabsorção interna, defeitos dentinários, causas iatrogênicas ou idiopáticas (Lui, 1987, 1994a; Marchi *et al.*, 2003).

Além disso, após a terapia endodôntica, o remanescente dentário apresenta suas características físicas alteradas irreversivelmente, como modificação no arranjo das fibras colágenas, desidratação da dentina (Wagnild & Muller, 1997) e perda de fluídos advindos da polpa, o que o torna mais friável (Assif & Gorfil, 1994).

Associado a estes fatores, o acesso endodôntico, a remoção do teto da câmara pulpar e a perda da integridade das formas anatômicas (Assif & Gorfil, 1994), levam à diminuição de dentina e favorecem o enfraquecimento da estrutura dentária remanescente (Contin *et al.*, 2002), o que dificulta ou, até mesmo, compromete o sucesso e a longevidade do processo restaurador (Wagnild & Muller, 1997; Marchi *et al.*, 2003), e conseqüentemente aumento da suscetibilidade à fratura do remanescente radicular (Sornkul & Stannard, 1992).

Ainda, dentes que possuem canais amplos são mais suscetíveis à fratura pois suas paredes remanescentes são finas, o que requer o uso de técnicas de restauração que não comprometam a integridade da estrutura radicular remanescente (Newman *et al.*, 2003).

Portanto, a espessura final de dentina na parede do canal radicular está diretamente relacionada com a capacidade do dente em resistir à fratura, isto devido à relação direta entre diâmetro radicular e capacidade de resistir às forças laterais e, conseqüentemente, evitar fratura (Tjan & Whang, 1985; Caputo & Standlee, 1976; Sornkul & Stannard, 1992; Assif & Gorfil, 1994; Saupe *et al.*, 1996; Marchi *et al.*, 2003).

Desta forma, o reforço dos dentes tratados endodonticamente por meio da restauração com retentor intra-radicular, núcleo e coroa vem sendo comumente descrito na literatura (Silverstein, 1964; Hirschfeld & Stern, 1972; Caputo & Stabdee, 1976; Tjan & Whang, 1985; Sornkul & Stannard, 1992, Martinez-Insua *et al.*, 1998; Reagan *et al.*, 1999; Yang *et al.*, 2001).

Estas restaurações são planejadas para substituir a estrutura dentária e proteger o remanescente de fraturas, sendo a restauração final uma combinação de retentor intra-radicular, núcleo e coroa (Wagnild & Muller, 1997). Além disso, a restauração é importante para garantir o sucesso da terapia endodôntica (Saupe *et al.*, 1996).

Entretanto, o retentor intra-radicular não tem a função de reforçar o dente, pois, segundo Contin *et al.* (2002), este não corresponde a um ponto de resistência, o que Fernandes & Dessai (2001) também concordam.

Por isso, a fim de evitar a extração das raízes enfraquecidas, tem sido sugerido o uso de materiais restauradores para preencher defeitos radiculares e para reforço intra-radicular (Lui, 1987, 1992, 1994a; Saupe *et al.*, 1996; Fernandes & Dessai, 2001; Marchi *et al.*, 2003; Newman *et al.*, 2003; Zogheib, 2005; Yoldas *et al.*, 2005).

O material de preenchimento aumenta a espessura da parede radicular, dentro do canal, formando uma interface entre a superfície externa do retentor intra-radicular e a parede do canal. Ainda, o aumento da espessura interna com material reduz a translucidez do retentor intra-radicular de metal

através da fina parede de dentina para o tecido gengival. Da mesma forma, Lui (1994a) afirma que quando uma raiz enfraquecida é internamente reconstruída com material adesivo, esta é dimensional e estruturalmente reforçada para suportar e reter um retentor intra-radicular e núcleo permanecendo, desta forma, em função.

Para Oliveira Júnior (1997) as resinas fotopolimerizáveis são empregadas como material de reforço radicular. Ainda, Lui (1994a) defende o uso de resina composta para reconstrução radicular, por ser um material suficientemente forte.

O cimento de ionômero de vidro também é citado como material de preenchimento radicular. Lui (1992) sugeriu o uso de cimento de ionômero de vidro reforçado com partículas de metal. Já em 2003, Marchi *et al.* testaram o cimento ionomérico modificado com resina para reforço intra-radicular. Entre as vantagens deste material estão adesividade aos tecidos, anticariogenicidade, biocompatibilidade, baixa solubilidade, coeficiente de expansão térmica próximo à estrutura dentária e alta resistência à compressão e tração (Fichman & Guidi, 1991; Palma *et al.*, 1994)

Os cimentos convencionais são, há anos, indicados para cimentação dos retentores intra-radulares moldados fundidos, sendo não adesivos e a retenção se dá por meio do embricamento mecânico dos agentes inorgânicos (Saupe *et al.*, 1996). Estes cimentos apresentam baixa elasticidade e alta rigidez, porém, quando associados aos retentores, que apresentam alto coeficiente de elasticidade, as tensões tendem a se concentrar na interface dentina/cimento/retentor. Com isso, ocorre quebra da ligação mecânica e, conseqüentemente, falha coesiva no cimento (Saupe *et al.*, 1996). Para Mendoza *et al.* (1997) quando o espaço entre o retentor intra-radicular e as paredes do canal é preenchido com cimento, cuja resistência à compressão não é alta, a falha provavelmente ocorre quando o retentor, núcleo e coroa são repetidamente estressados quando sob função.

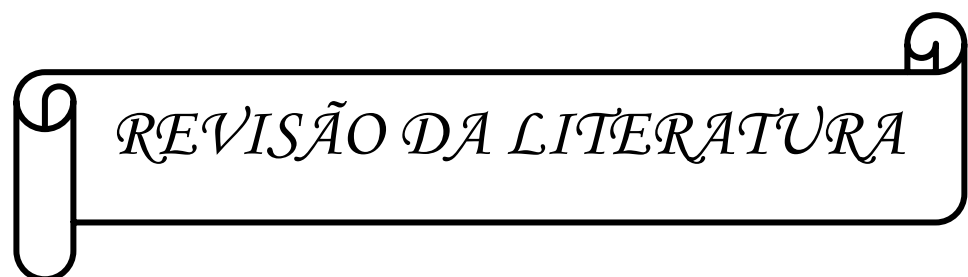
Portanto, a falha coesiva no cimento pode causar a descimentação, e evitar a fratura radicular, preservando o remanescente dentário, sendo, desta forma, mais favorável. Para Sorensen & Engelman (1990) e Fernandes &

Dessai (2001) as falhas do agente cimentante permitem o retratamento do dente e a manutenção da integridade da raiz, enquanto a fratura radicular causa, invariavelmente, a perda do elemento dentário

Sendo assim, para se acompanhar o comportamento de materiais restauradores visando prever a longevidade da restauração e conseqüentemente do elemento dentário e, ainda, determinar a escolha do tipo de material a ser utilizado no processo restaurador, frente a condições orais, tem se procurado simular as condições naturais em modelos laboratoriais, estudo *in vitro*, paralelamente a estudos clínicos, *in vivo* (Huysmans *et al.*, 1993; Fernandes & Dessai, 2001).

Para tanto, a fim de analisar a habilidade dos sistemas restauradores em resistir às forças mastigatórias, aliadas ao comportamento dos materiais utilizados em reforço de raízes enfraquecidas e ainda avaliar a retenção e resistência à carga compressiva de tais restaurações, tem sido utilizado, teste de resistência à fratura ou ensaio de compressão tangencial. Ainda, a fim de se aproximar das condições clínicas, tem sido utilizado, teste de aplicação de carregamento mecânico cíclico e intermitente, conhecido como “teste de fadiga” (Huysmans *et al.*, 1993; Mitsui, 2003).

Assim, avaliar a resistência à fratura, após teste de fadiga, de raízes enfraquecidas reconstruídas com resina composta, ionômero de vidro e cimento de fosfato de zinco, comparando-as com raízes que apresentem espessura ideal de dentina, após a cimentação de núcleo metálico moldado fundido e coroa total, se justifica, visto que há controvérsias dos dados sobre este assunto na literatura atual.



2. REVISÃO DA LITERATURA

Em 1964, Silverstein defendeu o uso de retentor intra-radicular e núcleo fundidos como reforço para dentes tratados endodonticamente ou destruídos por cárie e descreveu o método de obtenção dos núcleos fundidos para dentes anteriores e posteriores. Relatou também que após a terapia endodôntica o dente fica frável e sujeito à fratura quando sob função. Entretanto, os dentes posteriores apresentaram maior quantidade de dentina remanescente em relação aos dentes anteriores o que tornou-se sensato, segundo o autor, o uso de núcleo fundido. Outro fator que interferiu na proteção do remanescente dentário contra fraturas longitudinais e horizontais foi o desenho dos núcleos fundidos.

Hirschfeld & Stern, em 1972, discutiram sobre as considerações biomecânicas para restauração de dentes tratados endodonticamente, visto que apresentam-se mais frágeis quando comparados aos dentes vitais. Além disso, a perda de estrutura dentária por cárie, fratura e acesso endodôntico, dificultam o tratamento. Concluíram que a resistência mecânica destes dentes é menor e, desta forma, o comprimento e a forma do retentor intra-radicular devem ser determinados com base no suporte ósseo que envolve a raiz e na forma anatômica do canal radicular.

Também em 1972, Standlee *et al.* analisaram a distribuição de tensões pelo método de fotoelasticidade. Conduziram a análise comparativa com três tipos de retentores em relação à forma (liso cônico, liso paralelo e rosqueado), método de inserção, comprimento (4, 7 e 10 mm) e capacidade de transmitir as forças aos tecidos de suporte. Os retentores foram cimentados com cimento de fosfato de zinco em blocos de material transparente com a capacidade de exibir franjas quando expostos a luz polarizada. Observaram que as tensões de instalação variaram entre tipos e comprimentos dos retentores, sendo que os retentores cônicos apresentaram menor tensão. Concluíram, baseados na produção de tensão, na relação entre forma e comprimento do retentor, que ângulos agudos produzem maiores níveis de tensão sobre o retentor durante a aplicação de carga.

No ano de 1973, Stern & Hirshfeld abordaram em seu estudo os princípios que devem ser considerados durante a preparação para restauração de dentes tratados endodonticamente com retentor intra-radicular e núcleo. Segundo eles, os dentes com terapia endodôntica apresentam perda de esmalte e dentina, devido a processos prévios de cáries ou fraturas. Sendo assim, a preparação do canal radicular incluiu a remoção da guta-percha e modelamento do canal radicular e deve visar uma quantidade mínima de metal para o retentor. Recomendaram, ainda, que o diâmetro do retentor deve ser um terço do diâmetro radicular e o comprimento no mínimo metade da inserção óssea. Por fim, o núcleo e o retentor devem fornecer resistência e retenção a restauração final.

Moyers (1973) relatou que o primeiro sistema de análise cefalométrica foi apresentado por Downs, que selecionou 20 indivíduos, com idade entre 12 e 17 anos e boa relação oclusal e facial. Obteve medidas angulares e métrica que representaram o padrão esquelético e a relação entre dentição e padrão esquelético. Segundo análise de Downs, o ângulo interincisal é 135,4° e formado pelas linhas desenhadas ao longo eixo dos incisivos superior e inferior

Caputo & Standlee, em 1976, indicaram o uso de retentores intra- radiculares para reter as restaurações, proteger e reconstruir a estrutura dentária remanescente. Expuseram também que o aumento no diâmetro do canal favorece o enfraquecimento da dentina radicular. Assim, recomendaram ser ideal que permaneça no mínimo 1 mm de dentina saudável nas paredes ao redor do canal radicular para a instalação do retentor. Entretanto, para os autores a capacidade de reter a restauração e proteger a estrutura dentária pode ser afetada por fatores biomecânicos como desenho, configuração e profundidade do retentor. Ainda, a distribuição da carga oclusal da dentina para a membrana periodontal ou osso é determinada pelo tecido de inserção e uso de cimento.

Em 1977, Kantor & Pines compararam as técnicas de restauração de dentes humanos despulpados. Formaram grupos experimentais: controle, sem reforço intra-radicular; o segundo grupo recebeu preparo intra-radicular e

reforçado com pino de aço inoxidável. No grupo 3 os canais foram preparados como o grupo anterior e confeccionados núcleos fundidos em ouro. Por fim, no grupo 4 os dentes receberam pino de aço inoxidável e reconstrução da porção coronária com resina composta. Foi aplicada força compressiva em ângulo de 45° com o longo eixo do dente, na superfície lingual, até a fratura. Concluíram que os dentes despolpados com dentina coronária intacta e acesso endodôntico conservativo devem ser reforçados antes da restauração, com retentor simples, pois pode melhorar a resistência do dente. Já em dentes sem preservação da estrutura, indicaram o reforço com retentor e colocação de núcleo de resina, amálgama e ouro no lugar da estrutura perdida.

A máxima força de mordida entre os incisivos foi avaliada por Hellsing, em 1980. Conduziu o estudo com indivíduos saudáveis sendo oito com dentição completa e cinco portadores de prótese total. A força muscular foi registrada durante o fechamento bucal por dispositivos instalados entre os dentes anteriores superiores e inferiores, em diferentes condições: antes do experimento, com vibração do masseter previamente ao experimento, com vibração diagnóstico, também antes do experimento, sem vibração após o experimento, com anestesia periodontal prévia e após o experimento. Nestas diferentes condições encontraram valores médios de 161 e 222 N nos indivíduos com dentição completa. Concluiu que a máxima força de mordida foi significativamente maior depois da execução do teste em série.

Em 1985, Tjan & Whang comentaram que o reforço de dentes tratados endodonticamente com retentor intra-radicular e núcleo previamente à restauração final como um processo comumente utilizado. Ainda que os dentes anteriores superiores são normalmente mais expostos a forças vestibulares. Assim, compararam a resistência à fratura sob força horizontal em incisivos humanos com várias espessuras de dentina remanescente na parede radicular vestibular, falhas características dos retentores e o efeito férula da coroa. As raízes de incisivos centrais superiores foram divididas em 4 grupos experimentais com remanescentes dentinários na parede vestibular radicular de 1 mm, 2 mm, 3 mm e 1 mm com férula. Os resultados obtidos mostraram, que embora não tenha havido diferença estatisticamente significativa, o grupo

com 1 mm de dentina remanescente mostrou ser mais propenso à fratura. Entretanto o grupo com 3 mm apresentou falha retentiva, ou seja, no cimento. Ainda, a férula, ao contrário do que acreditavam, não aumentou a resistência à fratura. Desta forma, inferiram que métodos usados para aumentar a retenção criam concentração de tensão na dentina ou enfraquecem consideravelmente a estrutura radicular remanescente, o que pode aumentar a tendência à fratura radicular.

No capítulo sobre núcleo intra-radiculares, em 1986, Janson *et al.* apresentaram um breve histórico sobre reconstrução coronária de dentes desvitalizados. Citaram como iniciador Pierre Fauchard (1770) que usou um pino de madeira no interior do conduto para reter a coroa. Com o umedecimento da madeira, esta se expandia contra as paredes do canal e conseqüentemente aumentava a retenção. Posteriormente surgiu o “pivot”, uma restauração em peça única, sendo que na década de 60 começaram a ser substituídas por núcleos metálicos. Dentre as vantagens deste, relataram remoção da coroa sem necessidade de remoção radicular e conseqüentemente menor risco de fratura e facilidade de obtenção de paralelismo com menor desgaste dentinário. Os autores defendem a inclinação das paredes do canal de forma paralela, pois acreditam que evita o efeito cunha gerada por paredes divergentes e ainda que se tenha ao menos 1 mm de tecido radicular entre as paredes do canal preparado e a superfície externa da raiz. Acrescentam que canais excessivamente alargados dificultam a obtenção de uma base de sustentação adequada e geram distribuição de tensões nas paredes axiais da raiz e podem causar fraturas.

Lui, em 1987, relatou que muitos dos dentes tratados endodonticamente necessitam de alguma forma de reforço interno para permanecerem em função. Dentes que apresentam destruição da região coronária da raiz, defeito ou perda de dentina devido a diferentes causas necessitam de reforço a fim de serem capazes de receber uma restauração, permanecer em função e evitar a extração dentária. Desta forma, o autor descreveu a técnica para reforço radicular por meio do preenchimento radicular com resina composta. Para tanto os defeitos das paredes radiculares foram

envolvidos com uma camada suficientemente espessa de resina composta. Como resultado, a parede coronária enfraquecida do canal radicular foi reforçada de tal modo que o dente permaneceu em função e capaz de receber um retentor intra-radicular. Observou também uma evidente e imediata adaptação do retentor ao canal, após a polimerização da resina composta. Além disso, segundo ele, a técnica foi fácil e rápida.

Também em 1987, Taleghani & Morgan expuseram que os dentes tratados endodonticamente merecem atenção especial pois apresentam perda dentinária causada por cárie ou terapia endodôntica, como acesso e alargamento dos canais radiculares, o que leva também a perda da umidade dentinária. Compararam métodos e técnicas populares para a reconstrução de dentes tratados endodonticamente. Apresentaram no estudo o cimento de ionômero de vidro com prata (Ketac Silver) para a confecção de núcleo, após a instalação de pino pré-fabricado. Descreveram a técnica de utilização, bem como as vantagens deste material, então, novo no mercado em relação ao amálgama dentário. Concluíram que o cimento ionomérico reforçado libera flúor e apresenta efeito cariostático, sendo indicado à paciente com alto índice de cárie dentária.

Sorensen & Engelman (1990) questionaram o efeito de diferentes formas e a variação da adaptação dos retentores intra-radiculares às paredes do canal radicular na resistência à fratura de dentes tratados endodonticamente. Para tanto dividiram 40 incisivos superiores humanos em 4 grupos experimentais de acordo com a adaptação do núcleo fundido às paredes do canal radicular. Para os grupos 1, 2 e 3 os canais radiculares foram preparados de forma cônica, enquanto os canais do grupo 4 foram paralelos. Assim, no grupo 1 o retentor foi colocado adaptado apenas no terço apical, sendo o restante preenchido com cimento de fosfato de zinco. No grupo 2 o retentor foi moldado no canal e totalmente adaptado. Já no grupo 3 apenas o terço médio do canal não foi adaptado onde foi preenchido com cimento. Por fim, grupo 4, o retentor paralelo foi totalmente adaptado às paredes do canal. A cimentação de todos os núcleos fundidos foi feita com cimento de fosfato de zinco. Os espécimes foram submetidos ao ensaio de carregamento em

máquina universal, com incidência de força em 130° com o longo eixo da raiz e 2,54 mm/min, até a fratura. A análise estatística dos resultados revelou haver diferença significativa entre os grupos, sendo que o grupo 2 foi significativamente diferente dos grupos restantes. Assim, puderam concluir que os retentores paralelos apresentaram menor frequência de fratura e envolveram menos estrutura dentária. Ainda a máxima adaptação dos retentores cônicos ao canal aumentou significativamente o limiar de falha, entretanto envolveu fraturas mais extensas, direcionadas apicalmente e para lingual. Desta forma, para os autores os retentores cônicos deveriam ser utilizados com máxima cautela.

Ainda em 1990, Loney *et al.* se propuseram a avaliar a efetividade do efeito férula com núcleo fundido na redução da concentração de tensão. Construíram um modelo tridimensional de um canino superior para realizar a técnica de fotoelasticidade. Os espécimes foram preparados e posicionados em um modelo maxilar fotoelástico e aplicada carga na superfície lingual em ângulo de 152° com o longo eixo do dente. As franjas foram mensuradas em 5 pontos pré-selecionados. Concluíram que a variação na magnitude das tensões foi maior no grupo sem férula do que naquele com ela.

Fichman & Guidi, em 1991, realizaram uma revisão da literatura sobre os cimentos usados para cimentação de peças fundidas, cimento de policarboxilato de zinco, cimento de fosfato de zinco e cimento de ionômero de vidro. Entre as vantagens do cimento de fosfato de zinco expuseram a resistência à solubilidade e desintegração, espessura da película e a relativa compatibilidade com o tecido pulpar. Entretanto como desvantagens: a possibilidade de causar reação pulpar moderada, falta de adesividade aos tecidos dentais e a não liberação de flúor. Já, adesividade aos tecidos dentais, liberação de flúor, boa compatibilidade à polpa, baixa solubilidade e coeficiente de expansão térmica linear semelhante ao dos tecidos dentais foram apresentadas como vantagens para o cimento de ionômero de vidro. Entretanto, este material também possui desvantagens como hipersensibilidade dentinária, solubilidade durante a cimentação e antes do endurecimento. Ainda citaram a resistência à compressão do cimento

ionomérico e do cimento de fosfato de zinco de 1.200 kg/cm² e 1.100 kg/cm², respectivamente. Por fim, os autores defenderam o uso do cimento ionomérico como substituto do fosfato de zinco baseados nas vantagens apresentadas.

No ano de 1992, Burke revisou a literatura quanto à incidência, causas e métodos de investigação de fratura dentária. Ao analisar os valores de carga mastigatória, encontrou que em geral a força oclusal é bem maior nas regiões posteriores em relação às anteriores. Ainda, os fatores que afetam as forças mastigatórias são o poder muscular, limiar de dor e no caso dos dentes a dentição e a estabilidade e retenção de próteses, sendo estes fatores causas das variações individuais. Encontrou valor de carga de mordida de 21,7 kg para dentição natural. Entretanto, relatou que forças de mordida acima de 800 N têm sido mensuradas clinicamente e forças experimentais nestes valores podem demonstrar relevância clínica.

Ainda em 1992, Lui descreveu a técnica de reforço de raiz enfraquecida em dente tratado endodonticamente com cimento de ionômero de vidro reforçado com metal, Cermet, em caso clínico. Demonstrou que o preenchimento radicular permitiu a reparação dos defeitos radiculares internos e tornou a raiz capaz de suportar a restauração e continuar em função. Segundo o autor, o Cermet apresenta menor resistência adesiva que os cimentos ionoméricos convencionais, entretanto tem adesão biomecânica adequada devido ao condicionamento da dentina e fornece uma retenção suficiente. Observou ainda que o Cermet reconstruiu e reforçou a raiz enfraquecida o que permitiu que permanecesse em função na cavidade oral, além de que fosse capaz de receber retentor intra-radicular, núcleo e coroa. Conclui que em uma dentição saudável, cujo dente anterior apresentou-se enfraquecido, a reconstrução permitiu a manutenção em função e a restauração com coroa estética do elemento dentário. Relatou também sucesso clínico de 5 anos sem evidência de fratura radicular ou perda da cimentação do núcleo ou coroa.

No final de 1992, Kovarik *et al.* tiveram como proposta investigar tempo de fadiga e os modos de falhas que ocorrem com a utilização de três materiais de núcleo e dois sistemas de pinos pré-fabricados, quando

submetidos ao teste de fadiga. Utilizaram caninos humanos extraídos, divididos em 2 grupos de acordo com o sistema de pino pré-fabricado (Flexi-post ou Para-post) e subdivididos em três grupos em relação ao material do núcleo (amálgama, resina composta ou cimento de ionômero de vidro). Todas as raízes receberam coroa total. Os espécimes foram, então, submetidos à fadiga, cuja aplicação de força foi feita vertical e horizontalmente e a 60 ciclos por minuto até completar 1.000.000 de ciclos. Os resultados indicaram grande diferença de sobrevivência de acordo com o material de reconstrução utilizado, enquanto ao sistema de pino não foi verificada tal diferença. Sendo assim, os autores concluíram que os dentes restaurados com núcleos de amálgama apresentaram menor razão de falha que os outros materiais e que o cimento ionomérico reforçado não demonstrou adequada resistência às forças oclusais simuladas.

Sornkul & Stannard (1992) avaliaram a resistência à fratura de raízes de pré-molares, antes e após o tratamento endodôntico e a restauração. Distribuíram 141 raízes em 7 grupos. No grupo controle (G1) as raízes não receberam tratamento. As raízes restantes foram submetidas a tratamento endodôntico e então divididas em grupos de acordo com o tratamento realizado: G2 - núcleo de resina; G3 - irrigação com EDTA prévia a confecção do núcleo; G4 – retentor pré-fabricado com núcleo de resina; G5 - núcleo metálico fundido cimentado com fosfato, G6 - raízes com alívio intra-radicular sem restauração e G7 - dente confeccionado com resina. Foram submetidas ao teste de fratura com carregamento lateral (cisalhamento) e apenas os grupos 1, 3, 4, 5 e 6 ao carregamento vertical (compressão). Os resultados obtidos demonstraram diferença significativa entre todos os grupos. Sendo que as raízes do G1 apresentaram maior resistência à fratura, seguido pelos grupos restaurados com retentores (4 e 5), e por fim os grupos 3 e 6, com núcleo de resina e sem restauração respectivamente. Assim, concluíram que há três fatores importantes para reduzir as fraturas radiculares: quantidade de estrutura dentária remanescente, resistência do retentor e material do núcleo e também, a interface de ligação entre núcleo e dente. Ainda, concluíram que os

materiais adesivos melhoram a resistência à fratura das raízes apesar de sua baixa resistência intrínseca.

Já em 1993, Huysmans *et al.* avaliaram o comportamento das restaurações ao longo do tempo, através do teste mecânico de fadiga. Compararam o comportamento de dentes restaurados com retentores intraradiculares e núcleos quando submetidos ao teste de fadiga e quando submetidos ao teste de carga quase estática. Para tanto utilizaram 87 pré-molares restaurados com retentor de titânio e núcleo de amálgama ou resina composta. Então, foram submetidos ao teste de carga cíclica em ângulo de 45° e 5 Hz de frequência. Os espécimes foram avaliados em 3 tempos: 10^4 , 10^5 e 10^6 ciclos. Quando completado cada tempo os espécimes foram avaliados visualmente e quando não apresentaram falhas foram remontados na máquina de teste até completar 10^5 ciclos, repetido o procedimento e submetidos a 10^6 ciclos. Ao final, os espécimes foram preparados e avaliados em microscópio com aumento de 20 vezes. Assim, os espécimes foram divididos em 3 grupos de acordo com o tempo de sobrevivência: 10^4 ciclos considerados curtos; intermediário entre 10^4 e 10^5 e longo quando mais de 10^5 ciclos. Concluíram que as características das falhas das restaurações a retentores e núcleos durante a fadiga foram bem diferentes daquelas de falha quase estática. Assim, os testes de fadiga são necessários para complementar os testes quase estáticos, com no mínimo 10^5 ciclos.

Assif & Gorfil (1994) fizeram considerações biomecânicas sobre restauração de dentes tratados endodonticamente. Relataram que estes dentes apresentam muita destruição coronária e perda de estrutura dentária que reduz a capacidade de resistir às forças intra-orais. Além disso, após a terapia endodôntica, a dentina raramente foi preservada e os pontos de reforço do dente foram perdidos. Devido a isso foi observado aumento na incidência de fratura dentária, visto que, a dentina fornece uma base sólida para a restauração e o reforço estrutural do dente depende da quantidade e reforço inerente na dentina, bem como da integridade das formas anatômicas. Relataram ainda que a preparação do espaço para o retentor fornece perda adicional de dentina e os retentores metálicos concentram forças nas paredes

da raiz. Desta forma, concluíram que não é preciso reforçar o dente, entretanto não enfraquece-lo é fundamental.

Também em 1994a, Lui defendeu o uso de resina composta para o reforço e reconstrução de dentes tratados endodonticamente com canais amplos muito destruídos. Relatou que a falta de estrutura dentinária na região cervical da raiz dificulta a retenção de pino. Ainda que a introdução de materiais capazes de se ligar à estrutura dentinária criou um recurso para a reconstrução e reabilitação de tecidos dentinários perdidos e salvar dentes severamente destruídos sujeitos à extração. Assim, a reconstrução interna do canal radicular com material adesivo, reforça dimensional e estruturalmente a raiz, permite o suporte e retenção do pino e a continuação do dente em função. A resina composta, segundo ele tem sido aceita como material de reconstrução suficientemente forte. Assim, descreveu a técnica de reconstrução radicular e a aplicação clínica da resina composta com uso de o pino foto-transmissor para a polimerização intra-radicular de raízes enfraquecidas. Observou que a profundidade de polimerização da resina de maneira convencional é de 2 – 3 mm de profundidade. Por fim, concluiu que a reconstrução interna com material resinoso permite a manutenção do dente em função, devido à restauração com pino e coroa estética.

Ainda Lui, em 1994b, avaliou a profundidade de polimerização de resina composta fotoativada na reconstrução interna de raízes enfraquecidas. Relatou que a resina fotoativada tem melhores características de manipulação, tempo suficiente de trabalho e controle das propriedades de preenchimento do canal. Entretanto, a completa polimerização não pode ser garantida, especialmente quando o compósito estiver a uma profundidade superior a 4 ou 5 mm. Desta forma, investigou a extensão de polimerização da resina composta no interior do canal com uso de pino foto-transmissor, com diferentes diâmetros, em canais simulados. Utilizou pinos de 1,05 mm, 1,20 mm, 1,35 mm, 1,50 mm, 1,65 mm e 1,80 mm de diâmetro. Para tanto, 49 tubos plásticos pretos com 14 mm de comprimento e 4 mm de diâmetro interno foram divididos em 7 grupos, de acordo com o diâmetro do pino utilizado para a polimerização da resina composta e o grupo controle (polimerização sem pino). A análise

estatística dos resultados permitiu observar diferença significativa entre os grupos, exceto para os grupos de pinos com 1,35 mm e 1,50 mm de diâmetro. Desta forma, concluiu que a profundidade de polimerização da resina está relacionada com o diâmetro do pino, ou seja, quanto maior o diâmetro, maior a profundidade de polimerização da resina composta. Ainda, na ausência do pino a polimerização da resina ocorreu em 4 a 5 mm de profundidade devido ao limite de penetração da luz pela massa resinosa.

No final de 1994, Palma *et al.* avaliou a resistência à compressão e à tração diametral de cimento de ionômero de vidro convencional, Vidrion R, e reforçado com metal, Vidrion N. Os espécimes foram confeccionados com a inserção do material em matrizes de aço inoxidável com 6 mm de diâmetro e 12 mm de altura. Os testes em questão foram realizados após 3 períodos de armazenamento: 1 h; 24 h e 1 semana. A seguir, os espécimes foram testados em máquina universal Kratos com célula de carga 1, velocidade de 1 mm/min e escalas 3 e 4. Para o teste de compressão os espécimes foram posicionados verticalmente, enquanto para o teste de tração diametral foram posicionados horizontalmente. Após a análise de variância a dois critérios e teste de Tukey-Kramer, observaram que no teste de tração diametral os materiais demonstraram diferença significativa e em relação ao tempo de armazenamento os espécimes de 1 semana do Vidrion N apresentaram diferença dos demais espécimes. Concluíram que o ionômero reforçado com liga de prata apresentou resistência à compressão e à tração diametral significativamente superiores ao cimento ionomérico convencional.

O ângulo de aplicação de carga no teste mecânico de resistência à fratura foi avaliado por Loney & Ritsco, em 1995. Para tanto, utilizaram incisivos centrais superiores restaurados com núcleos fundidos e coroas totais cimentados com cimento de fosfato de zinco. Analisaram o carregamento em ângulos de 110°, 130° e 150° durante o teste de fratura. Os resultados submetidos à análise estatística demonstraram haver diferença significativa entre os ângulos de 110° e 150°, bem como de 130° e 150°. Entretanto, entre 110° e 130° não se verificou diferença estatística. Assim, confirmaram que o ângulo formado entre a ponta de aplicação de carga e a superfície do espécime

afeta os resultados obtidos pelo teste de resistência à fratura de dentes restaurados com retentores.

Saupe *et al.* (1996) avaliaram o comportamento de dois diferentes sistemas de retentores intra-radiculares e núcleos e o efeito férula em dentes tratados endodonticamente com raízes comprometidas e paredes finas. Foram utilizados 40 incisivos superiores humanos divididos em dois grupos principais, reforçados ou não com resina intra-radicular, sendo, novamente divididos em dois grupos (n=10) de acordo com a presença ou não de férula. Todos os espécimes foram enfraquecidos até que a parede na região cervical apresentasse espessura entre 0,5 mm a 0,75 mm. Então, os espécimes dos grupos de raízes reforçadas foram reconstruídos com resina composta (TPH) e retentor pré-fabricado (Luminex). Para os outros, os núcleos foram moldados e fundidos em liga de ouro tipo III. A cimentação em todos os espécimes foi feita com cimento resinoso (Enforce). Os espécimes foram submetidos a termociclagem, com 3 diferentes banhos nas temperaturas de 5°C, 20°C e 55°C, por 1500 vezes. A seguir, foram submetidos ao ensaio de carregamento por compressão tangencial a 2 mm/min. Verificaram que a resistência à fratura foi significativamente diferente entre as raízes enfraquecidas restauradas com núcleos moldados fundidos e as reconstruídas com resina composta. Abordaram, ainda, que o preenchimento e reforço de estrutura intra-radicular enfraquecida com materiais cuja elasticidade seja compatível com a dentina são melhores que o preenchimento da raiz destruída com retentor fundido. Com base nos resultados obtidos, concluíram que a reabilitação do espaço com resina e retentor pré-fabricado, pode melhorar significativamente a resistência à fratura de raízes estruturalmente enfraquecidas. E que raízes enfraquecidas reconstruídas com resina, não necessitam de férula, pois não foi observado um benefício adicional na retenção e resistência das raízes além de que causa uma perda adicional de estrutura.

Também em 1996, Isidor *et al.* avaliaram a resistência à fratura de dentes bovinos restaurados com pino de fibra de carbono, núcleo de resina composta e coroa total. Os espécimes foram testados em máquina de carregamento intermitente com frequência de 2 ciclos por segundo e picos de

250 N aplicados em 45° com o longo eixo do dente até completar 260.000 ciclos. Concluíram que nenhum dos dentes restaurados falhou como resultado de perda do retentor, coroa ou fratura evidente. A justificativa para a determinação de 260.0000 ciclos foi que em estudos prévios os espécimes falharam antes de completar este total.

No início de 1997, Oliveira Júnior apresentou em sua publicação, o kit de pinos pré-fabricados, Luminex, para a polimerização de resinas fotopolimerizáveis em reconstrução intra-radicular. Afirmou que o mesmo favorece a polimerização integral no interior do canal, além de criar espaço adequado para acomodar o retentor. Descreveu as vantagens, a técnica operatória e apresentou caso clínico utilizando o sistema de pinos.

O objetivo do trabalho realizado por Mendoza *et al.*, em 1997, foi avaliar a resistência à fratura de raízes de caninos humanos enfraquecidas na região cervical com 1 mm de dentina remanescente. Os espécimes foram restaurados com pino pré-fabricado (Dentatus) e reconstruídos com cimento de fosfato de zinco (controle), cimentos resinosos Panavia e C&B Meta Bond e resina composta (Z100) e então submetidos a termociclagem e ensaio de resistência à fratura. Os resultados apresentaram diferença estatisticamente significativa apenas entre o grupo de fosfato de zinco e o cimento Panavia. Entretanto, o fosfato de zinco quando comparado aos outros grupos não revelou diferença significativa, embora tenha apresentado valores menores de resistência. A justificativa apresentada pelos autores para este fato foi a incapacidade de determinar o ponto exato de falhas no cimento de fosfato de zinco, visto que este começa a esfregar antes de causar a fratura radicular. Também, baseados nos resultados, demonstraram similaridade na resistência à fratura das raízes quando foram utilizados cimentos resinosos e resina composta. Desta forma, concluíram que as forças necessárias para fraturar as raízes do grupo do fosfato foram menores, entretanto não apresentaram diferença significativa exceto para o grupo reconstruído com Panavia.

Ainda em 1997, Mori *et al.* analisaram por meio do método de elemento finito, a distribuição das tensões internas em dentes hígidos e dentes restaurados com coroas metalo-cerâmicas e retentores intra-radulares

fundidos. Os modelos matemáticos para análise foram baseados em pré-molares inferiores e incluíram esmalte, dentina, porcelana feldspática, ligas de níquel-cromo e cobre-alumínio, ligamento periodontal e osso esponjoso e cortical. O ensaio das tensões de von Mises, permitiu aos autores a análise das distribuições das tensões e comparação entre o dente hígido e o dente restaurado. A presença de materiais restauradores com alto módulo de elasticidade, favoreceu a concentração de tensões na região apical. O retentor intra-radicular fundido em cobre-alumínio, cujo módulo de elasticidade é alto e apresenta grande dureza, apresentou a concentração de tensões no seu centro em quase todo o comprimento do retentor. Ainda, a forma e comprimento do retentor possibilitaram a distribuição das tensões ao longo da raiz, onde foi considerada a espessura do remanescente radicular bem como a implantação óssea para absorver as cargas e dissipá-las pelo periodonto de sustentação. Assim, puderam concluir que a concentração de tensões no dente restaurado ocorre na interface núcleo/retentor e na parede do canal radicular e ainda que a concentração das tensões de von Mises no dente hígido se encontrou deslocada para o lado de aplicação da carga, enquanto no dente restaurado tais tensões foram dirigidas mais para o centro do elemento dentário.

No capítulo sobre restauração de dentes tratados endodonticamente publicado em 1997, Wagnild & Mueller abordaram os principais aspectos e modificações ocorridas nos dentes após a terapia endodôntica. Expuseram que tais dentes apresentam muito mais que a vitalidade pulpar afetada com alteração nas características físicas e até mesmo estéticas. Estas alterações influenciam os procedimentos restauradores e os preparos podem variar desde pequenos acessos com selamento da cavidade a danos muito extensos que ameaçam a longevidade do elemento dentário. Assim, dentes com estrutura remanescente mínima apresentam riscos elevados à fratura, proporcionam uma retenção reduzida à restauração e exibem o risco de invasão da inserção periodontal. Desta forma, as restaurações devem ser planejadas para substituir a estrutura dentária ausente e proteger a estrutura remanescente de fraturas. As forças oclusais, segundo os autores, são transferidas através do núcleo para o retentor e por fim a toda a extensão da raiz. Quando em função, a

dentição está sujeita às forças intermitentes em múltiplas direções, sendo que este fator deve ser considerado na seleção dos materiais de reconstrução do dente, após a terapia endodôntica. Informaram ainda que um dos requisitos físicos do retentor intra-radicular para a restauração é a rigidez do mesmo, pois quando insuficiente resulta em concentração da força à medida que ocorre repetidamente deformação e contração do retentor. Tal concentração de força pode, por fim, causar fratura e insucesso da restauração. Outra importante característica física é a resistência, isto porque materiais com baixa resistência se deformam diante de cargas pequenas e transferem as forças para outras partes da restauração. Por conseguinte, o núcleo fundido forma uma unidade com o retentor sendo um método tradicional e aprovado de restauração de dentes tratados endodonticamente. O componente final da reconstrução endodôntica é a restauração coronária que restabelece a função, restaura a estética e isola a dentina e os materiais da obturação endodôntica da micro-infiltração. Por fim, relataram que para o êxito da restauração dos dentes que receberam terapia endodôntica requer um planejamento cuidadoso e uma manipulação meticulosa.

O retentor intra-radicular é geralmente utilizado na tentativa de reforçar o dente segundo Martinez-Insua *et al.*, em 1998. Relataram, entretanto, que a dentina deve ser removida durante a preparação do retentor e consequentemente há redução na resistência e tem-se a fratura como resultado mais provável. Assim, compararam a resistência à fratura de pré-molares restaurados com pinos de fibra de carbono e núcleo de resina a retentores fundidos em ouro, todos restaurados com coroa total. Após a confecção, os espécimes foram submetidos ao teste de resistência à fratura com aplicação da carga em 45° com relação ao longo eixo do dente. Os resultados mostraram maior limiar de fratura aos espécimes de núcleos fundidos comparados aos de pinos de fibra de carbono. Observaram que no grupo do núcleo fundido, o retentor não quebra e a força é transmitida ao ombro do dente. Atribuíram o fato de ter havido grande variedade nos valores de resistência dos núcleos fundidos devido aos passos do processo de preparação e conseqüente aumento no número de variáveis. Assim,

concluíram que o limiar de fratura é significativamente maior para o grupo de núcleo fundido e ainda que as fraturas, neste grupo, ocorrem principalmente no dente, embora em resposta a cargas que raramente acontecem *in vivo*.

Tortopidis *et al.*, em 1998, mensuraram a máxima força de mordida em 8 voluntários. Para tanto, utilizaram transdutores em três diferentes posições, cada um com diferente padrão de transdução. Instalaram os transdutores entre os dentes anteriores, entre o segundo pré-molares e o primeiro molar do mesmo lado e entre os segundos pré-molares e os primeiros molares de ambos os lados. As forças mensuradas com cada posição do transdutor foram significativamente diferentes entre os transdutores. Encontraram a maior força de mordida nos transdutores posteriores bilaterais (média de 580 N) e a menor força nos transdutores posicionados na região anterior (média de 286 N).

Também em 1998, Pegoraro afirmou que os núcleos intraradiculares estão indicados para dentes que apresentam destruição coronária e que necessitam de tratamento protético. Sendo assim, os núcleos metálicos fundidos estão indicados em casos de destruição coronária cujo remanescente não é suficiente para receber e manter o material restaurador. Sugeriu que o diâmetro do pino seja de um terço do diâmetro total da raiz e descreveu a técnica direta para confecção de núcleo, na qual o canal radicular é moldado e a porção coronária é esculpida diretamente na boca.

Mondelli & Mondelli (1999) relataram que a definição do material utilizado, bem como, da restauração são dependentes da condição do elemento dentário. Embora o uso de retentor intra-radicular a fim de reter uma restauração ou reconstruir um dente despolpado seja um recurso necessário, deve-se observar os riscos de fraturas radicular ou dentária. Por isso deve-se aplicar os princípios biomecânicos de forma adequada, o que evita a fratura do remanescente e/ou deslocamento do núcleo fundido. Além disso, acreditam que os retentores previnem a fratura do dente após a terapia endodôntica, por proporcionarem apoio e resistência interna e o princípio de reforço radicular baseia-se na reconstrução morfológica da coroa por meio de núcleo de preenchimento. Em relação às inúmeras vantagens do núcleo fundido citaram a

proteção contra esforços mastigatórios, parafuncionais e trauma acidental que a restauração possa ser submetida e ajustes ou substituição da restauração independentemente do núcleo.

No mesmo ano Mannocci *et al.* relataram que o retentor ideal deve proporcionar mínimo estresse ao elemento dentário, fornecer retenção adequada ao núcleo e ser facilmente removido para retratamento endodôntico. Assim, avaliaram a resistência das raízes de pré-molares inferiores humanos tratadas endodonticamente e restauradas com 3 diferentes sistemas de pinos (fibra de vidro, fibra de carbono e cerâmico) e o grupo controle, cujas raízes não foram restauradas com pinos. A restauração foi completada com núcleos de resina composta e coroas totais cerâmicas. Os espécimes foram submetidos a 400.000 ciclos em ambiente úmido e aplicação de carga na frequência de 2 ciclos por segundo e em 45° com o longo eixo do dente, durante o teste de ciclagem mecânica. Observaram que as raízes do grupo controle exibiram mais fraturas que aquelas dos grupos experimentais, restauradas com pinos. Demonstraram, assim, ser necessário um suporte radicular para o material do núcleo quando a estrutura coronária de dentes tratados endodonticamente foi perdida.

Ainda em 1999, Reagan *et al.* avaliaram a resistência de pré-molares inferiores despolpados restaurados com diferentes sistemas de retentores e núcleos, submetidos ao teste de fadiga. Cinquenta dentes foram seccionados com 15 mm de comprimento radicular, tratados endodonticamente e aliviados para a colocação de retentores. Então, foram divididos em 5 grupos experimentais sendo: núcleo metálico fundido como controle, Parapost com núcleos de resina, Parapost com núcleos de amálgama, Tri-R com núcleo de resina e o mesmo com núcleo de amálgama. Após a confecção dos espécimes, todos foram submetidos à fadiga em máquina de teste desenvolvida pelos autores, com frequência de 4,66 Hz e aplicação de carga até que um certo movimento fosse detectado pelo transdutor colocado na superfície do núcleo. Ao analisarem os resultados, concluíram que não houve diferença significativa entre os sistemas de retentores utilizados. Entretanto, ressaltaram que o grupo restaurado com núcleo de resina permitiu maior média numérica de ciclos

antes de falhar. Atribuíram a isto o fato de a resina ter menor módulo de elasticidade e portanto permite melhor absorção dos impactos da máquina de fadiga. Os autores também relataram que a forma do aplicador de carga não interfere nos resultados.

A proposta de estudo do trabalho de Soares, também em 1999, foi de avaliar a resistência à fratura de raízes humanas enfraquecidas reconstruídas com diferentes materiais e restauradas com núcleo metálico moldado e fundido. Para tanto dividiu as raízes em quatro grupos, sendo: GI - raízes híginas; GII - reconstruídas com resina composta fotopolimerizável (Z100); GIII - reconstruídas com cimento de ionômero de vidro (Vitremer) e GIV - reconstruídas com resina composta auto-polimerizável (Bisfill II). As raízes dos grupos II, III e IV foram submetidas à simulação de enfraquecimento radicular cujo remanescente dentinário correspondeu a 0,5 mm de espessura e, então, reconstruídas com os respectivos materiais. Todas foram restauradas com núcleo metálico fundido cimentado com cimento de fosfato de zinco. Assim, os espécimes foram submetidos ao ensaio de carregamento por compressão tangencial. Os resultados obtidos e submetidos à análise estatística possibilitou concluir que o GIII, Vitremer, proporcionou menores valores de resistência sendo estatisticamente diferente em relação aos demais grupos. E que nenhum sistema restaurador utilizado foi capaz de recuperar a resistência à fratura da raiz hígida.

Johnson *et al.*, em 2000, relataram que processos cariosos, acesso endodôntico, instrumentação do canal e preparação para a restauração final causam perda de estrutura e enfraquecimento dentário. Entre os resultados mais catastróficos, segundo eles, está a fratura dentária ou radicular. Desta forma, avaliaram a capacidade de reforço radicular do cimento endodôntico a base de cimento de ionômero de vidro (Ketac Endo), fosfato de zinco (óxido de zinco e eugenol), raízes restauradas com cimento resinoso (Enforce), como controle e um grupo com raízes apenas instrumentadas. Para tanto, utilizaram 90 raízes humanas instrumentadas igualmente. Divididas então em: grupo A - instrumentadas e não obturadas; grupo B - obturadas pela técnica de condensação lateral com óxido de zinco e eugenol; grupo C - obturadas com a

técnica de cone simples e Ketac Endo; grupo D - técnica do cone simples, condicionamento com ácido poliacrílico 25% e Ketac Endo; grupo E - técnica do cone simples, condicionamento com EDTA e Ketac Endo; grupo F - adesivo e cimento resinoso (Enforce). Todos os espécimes foram submetidos ao teste de resistência à fratura por compressão vertical. Os resultados mostraram não haver diferença significativa entre os grupos. Assim, não observaram diferença entre os grupos instrumentados sem obturação e obturados seja com cimento convencional, ionomérico com ou sem tratamento prévio da dentina e cimento resinoso. Ainda consideraram que a pobre ligação do adesivo às paredes do canal pode ter contribuído para esta falta de diferença. Sugeriram também que o agente de ligação à dentina usado deve ter se ligado mais a dentina superficial na formação da camada híbrida principalmente na dentina intertubular e, portanto, um pobre reforço no sistema de ligação da dentina à resina. Desta forma os autores acreditam que em casos de raízes imaturas ou com parede radicular fina os materiais restauradores podem demonstrar reforço significativo.

Ao revisarem a literatura em 2001, sobre os fatores que afetam a resistência à fratura dos dentes reconstruídos com retentor intra-radicular e núcleo, Fernandes & Dessai observaram que o resultado de dentes tratados endodonticamente devido à diminuição do conteúdo químico, destruição coronária por causa de cáries, fraturas, restaurações prévias e terapia endodôntica é o aumento da probabilidade à fratura, quando em função. Citaram artigos pesquisados no MEDLINE no período de 1960 à 2000. A maioria dos artigos se embasou na distribuição de estresse durante a inserção dos retentores ou quando sob função. Ainda, destacaram fatores como diâmetro do retentor e quantidade de dentina remanescente na capacidade dos dentes em resistir às forças oclusais. Em casos de canais amplos o uso de resina composta para reforço e reconstrução foi citado. O material do núcleo relacionado à rigidez e o agente cimentante, como uma camada de distribuição de forças, também foram destacados. Além disso, correlacionaram os métodos experimentais *in vitro*, *in vivo* e relevância clínica. Por fim, a preservação da estrutura dentária remanescente foi considerada importante e o retentor intra-

radicular defendido apenas para retenção do núcleo e não como reforço para dentes estruturalmente enfraquecidos. Os autores ressaltaram a importância da avaliação das forças às quais as restaurações ficam expostas.

Também em 2001, Yang *et al.* investigaram a influência do estresse oclusal em vários tipos de retentores na restauração de incisivos superiores tratados endodonticamente utilizando o método do elemento finito bidimensional. Construíram um modelo em secção vestibulo-lingual de incisivo central superior, retentor intra-radicular, núcleo e tecido de suporte. Avaliaram o estresse em vários tipos de retentores. Para tanto, aplicaram carga no sentido vertical, horizontal pela vestibular e na face palatina com ângulo de 20°. Concluíram que o retentor e o núcleo fornecem um pequeno reforço ao remanescente dentário. Ainda, relataram que as complicações, tais como perda do retentor e núcleo ou fratura do remanescente dentário ou radicular, podem ser influenciadas por muitos fatores incluindo a quantidade de dentina remanescente, direção da carga oclusal e desenho do retentor. Observaram também que o núcleo metálico fundido é usualmente mais conservador da estrutura dentária remanescente. Acrescentaram que a linha de cimento (fosfato de zinco) pode ser prejudicada levando a perda da restauração devido a freqüente aplicação de força que causa pressão e tensão na linha de cimento. A resistência à fratura do cimento dentário é menor que a dentina ou material do retentor.

Contin *et al.* (2002), descreveram a evolução da retenção intra-radicular. Desde 1700, quando Fauchard inseriu no canal pino de madeira para aumentar a retenção de coroas, à utilização de metal, chegando às coroas de Richmond ou os conhecidos “Pivot”. Entretanto, relataram que o uso de retentor intra-radicular se tornou um tratamento com resultados previsíveis após o sucesso da intervenção endodôntica confirmado a partir de 1950. Já os retentores com núcleos fundidos são uma evolução dos “pivots” e utilizados há décadas na Odontologia, por serem duradouros e eficientes. Além disso, o núcleo fundido tem sido considerado o tratamento de escolha para os dentes anteriores com canal tratado e destruição moderada a severa da estrutura dentária. Abordaram também as características ideais dos núcleos fundidos

como profundidade do retentor que deve ser igual à altura da coroa clínica ou dois terços a três quartos do comprimento da raiz dentro do osso. Também defenderam que deve ser o mais longo possível dentro das limitações anatômicas e de selamento apical que deve ser mantido de 4 – 5 mm de obturação endodôntica. Em relação à largura observaram que o alargamento aleatório do canal diminui a resistência da dentina radicular. Concluíram que a restauração dos dentes tratados endodonticamente tem sido um desafio permanente dentro da Odontologia, pois o insucesso causa, na maioria das vezes, a perda do elemento dentário.

Ao publicarem um capítulo sobre núcleos metálicos fundidos, em 2002, Miranda *et al.* abordaram considerações de interesse endodôntico e preparo do espaço para o retentor intra-radicular. Entre os aspectos relatados, citaram o esvaziamento e a ampliação do canal radicular, tempo de espera para desobturação e mínimo de 3 mm de remanescente de material obturador. As alterações causadas pela terapia endodôntica, como desidratação e conseqüente perda da elasticidade dentinária também foram mencionadas. Além disso, explanaram sobre os aspectos do retentor intra-radicular, como diâmetro, responsável pela resistência e retenção, comprimento, relacionado à retenção, suporte e tensão nas paredes internas. Com relação ao cimento, observaram que a película formada absorve e dissipa as tensões e sobrecargas promovidas pela restauração. Além disso, expuseram um breve histórico da restauração de dentes despulpados, quando eram utilizados coroas de Richmond e Davis. Posteriormente, foram indicados pinos de metais preciosos perfeitamente ajustados nos canais tratados. Entretanto, tem sido introduzidos, mais recentemente, a utilização de núcleos fundidos em metais não preciosos e semi-preciosos obtidos por meio de padrão de cera ou resina acrílica sobre modelos de gesso ou diretamente sobre os preparos.

Marchi *et al.* (2003) avaliaram a resistência à fratura de raízes bovinas enfraquecidas internamente, reconstruídas com diferentes materiais. Para tanto, dividiram as raízes em 5 grupos experimentais, sendo: G1 - raízes saudáveis; G2 - raízes enfraquecidas preenchidas com cimento resinoso; G3 - raízes enfraquecidas preenchidas com cimento de ionômero de vidro reforçado

com resina; G4 - raízes enfraquecidas preenchidas com resina composta modificada por poliácidos e G5 - raízes enfraquecidas preenchidas com resina composta. Todas as raízes foram restauradas com retentor pré-fabricado (Radix Anker nº3) cimentado com cimento resinoso. As raízes enfraquecidas passaram por processo de desgaste intra-radicular a fim de simular o enfraquecimento radicular. A espessura final correspondeu a 0,5 mm de dentina na parede radicular. Os espécimes foram incluídos em resina de poliestireno e a carga no teste de fratura foi aplicada em 135° em relação ao longo eixo da raiz e 0,5 mm/min. Os resultados mostraram que as raízes saudáveis tiveram os maiores valores de resistência e apresentaram diferença estatisticamente significativa. Já o grupo de raízes preenchidas com cimento resinoso apresentou os menores valores numéricos, entretanto, apenas quando comparado ao grupo do Vitremer teve diferença significativa. Baseados nos resultados, os autores concluíram que a resistência à fratura das raízes está diretamente relacionada à quantidade de dentina remanescente ao redor do retentor intra-radicular e que nenhum material foi capaz de recuperar a resistência à fratura do grupo de raízes saudáveis. E, ainda, que o comportamento das raízes enfraquecidas reconstruídas com Vitremer, Dyract AP e Z100 foram estatisticamente semelhantes.

Ainda em 2003, Newman *et al.* avaliaram a resistência à fratura de raízes de incisivos centrais superiores humanos com canais estreitos ou amplos restaurados com três diferentes sistemas de pinos de fibra reforçados com resina. Apontaram a necessidade da restauração, associada a retentor, de dentes tratados endodonticamente comprometidos com canais amplos. Ainda abordaram as causas de canais amplos como cáries e traumas que podem levar a não apicificação em pacientes jovens. Relataram também sobre o efeito férula que aumenta a resistência dos dentes devido à formação da banda ao redor da margem cervical da raiz. Além disso, apresentaram o uso de materiais adesivos para raízes enfraquecidas como uma alternativa de tratamento para reconstrução e reabilitação dessas raízes. Como utilizaram pinos pré-fabricados, descreveram as vantagens destes, como facilidade clínica, biocompatibilidade, resistência à corrosão, capacidade de ligação à estrutura

dentária, estética e retratamento em casos de falhas. Ainda, relataram que por causa da ligação à estrutura dentária, formando um corpo único dente/retentor/núcleo, aumenta a resistência à fratura do dente devido a melhor distribuição de forças ao longo da raiz. Desta forma, o objetivo do trabalho foi comparar o efeito de diferentes tipos de pinos pré-fabricados (2 de fibra de vidro e 1 de fibra de poliestireno reforçado) na resistência à fratura e modo de fratura em dentes tratados endodonticamente comprometidos com canais estreitos ou amplos. Para tanto dividiram 90 incisivos centrais superiores em 9 grupos experimentais, dentre os quais um grupo controle (10 raízes). Os outros espécimes foram divididos em dois grupos, sendo de canais estreitos e canais amplos, para então serem novamente divididos de acordo com o sistema de pino utilizado. Os espécimes de canais amplos foram enfraquecidos e então reconstruídos com resina flow para cimentação dos pinos. O teste de resistência à fratura foi feito em máquina de ensaio a velocidade de 0,05 cm/min e a análise do modo de fratura em microscópio com aumento de 20 vezes. Com base na análise estatística dos dados obtidos, sob as condições do trabalho, puderam concluir que o reforço interno com resina resultou em aumento da resistência à fratura de dentes enfraquecidos com canais amplos.

Também em 2003, Fernandes *et al.* realizaram uma revisão da literatura sobre os fatores determinantes para a seleção do sistema de pino a ser utilizado na restauração de dentes, após a terapia endodôntica. De acordo com os artigos revisados, os fatores que interferem na seleção do retentor são o comprimento da raiz, anatomia do dente, diâmetro do retentor, configuração do canal e adaptação do retentor, quantidade de estrutura de dentina coronária, estresse, forças intra-orais, pressão hidrostática, tipo e material do retentor, compatibilidade do material, agente cimentante, retenção do núcleo, retratamento e estética. Discutiram cada item abordando os aspectos importantes. Verificaram que o cimento de fosfato de zinco é, até então, utilizado com sucesso na cimentação de retentores. Ainda, os retentores e núcleos são submetidos a vários tipos de força intra-orais de tração, compressão e cisalhamento. Relataram, também, que os retentores metálicos continuam sendo padrões em muitas situações devido ao seu tempo de uso e

os núcleos metálicos moldados e fundidos são indicados quando a perda coronária é moderada ou severa. Segundo esses pesquisadores, há ampla variedade de materiais e tipos de retentores disponíveis para restauração de dentes tratados endodonticamente, sendo que a escolha clínica deve ser analisada individualmente e a seleção do melhor sistema de retenção intra-radicular deve ser baseada nas necessidades individuais.

Segundo Zhi-Yue & Yu-Xing, em 2003, os dentes tratados endodonticamente têm propriedades físicas e mecânicas significativamente diferentes comparadas aos dentes vitais. A resistência do remanescente dentário tem sido diretamente relacionado à massa de dentina restante, bem como a capacidade em resistir à fratura tem sido menor com a diminuição da dentina remanescente. Sendo assim, avaliaram a resistência à fratura de incisivos centrais superiores humanos restaurados com ou sem retentor e coroas metalo-cerâmicas com ou sem férula. Utilizaram 48 dentes divididos em 4 grupos, sendo que o grupo I foi restaurado apenas com coroa; grupo II restaurado com núcleo metálico fundido e coroa com 2 mm de férula, grupo III restauradas com núcleo metálico fundido e coroa sem férula e por fim o grupo IV cujas raízes foram restauradas com pino pré-fabricado (Parapost) e coroa com 2 mm de férula. Após cimentação, com cimento de fosfato de zinco, os espécimes foram submetidos ao teste de resistência à fratura, em máquina de teste MTS 810 com velocidade de 0,02 cm/min, e carga aplicada em 135° e 2 mm abaixo da borda incisal na coroa. Com base na análise estatística, observaram diferença significativa entre o grupo II, raízes restauradas com núcleo metálico fundido e coroa com férula, e os demais, os quais não apresentaram diferença entre si. Isto permitiu dizer que os dentes restaurados sem retentores intra-radulares não foram significativamente diferente daqueles restaurados com retentores, exceto aqueles dentes que apresentaram 2 mm de férula e restaurados com núcleo metálico fundido. Concluíram que diferentes sistemas de retentores e a presença de férula podem influenciar a resistência à fratura de incisivos centrais superiores restaurados com coroa metalo-cerâmica. Ainda, os dentes restaurados com

núcleos metálicos e 2 mm de férula apresentaram-se melhores que os restaurados com pino pré-fabricado e núcleo de resina.

Ainda em 2003, Mitsui, em estudo *in vitro*, avaliou a resistência a fratura de raízes de dentes bovinos com sistemas de pinos intra-radulares submetidos à ciclagem mecânica. Dividiram 56 raízes em quatro grupos experimentais de acordo com o sistema de retentores utilizados na restauração, ou seja, núcleo metálico fundido (A), pré-fabricado metálico (B), pré-fabricado de fibra de carbono (C) e núcleo de resina composta (D). Foram submetidos a 100.000 ciclos, carga de 80 N e 3,5 Hz durante a ciclagem mecânica. Em seguida foi realizado o ensaio de carregamento por compressão tangencial, com aplicação de carga em 135° e velocidade de 0,5 mm/min, para avaliar a resistência à fratura dos espécimes. A análise estatística dos dados demonstrou que o grupo A foi estatisticamente diferente dos demais. Desta forma, foi possível concluir que as raízes restauradas com núcleo fundido apresentaram maiores valores de resistência à fratura, o comportamento dos pinos pré-fabricados foi semelhante e a restauração com núcleo de resina composta está contra-indicada em casos de ausência da estrutura coronária, visto que todos os espécimes fraturaram durante a ciclagem mecânica.

Em 2004, Bolhuis *et al.* avaliaram a influência da carga de fadiga na qualidade da linha de cimento entre o retentor e as paredes do canal, com quatro sistemas de pinos diferentes. Destacaram que na restauração ideal a coroa deve restabelecer a função e a estética e ainda preservar a saúde do remanescente dentário e dos tecidos adjacentes em perspectiva mecânica e biológica. Para os autores, a avaliação do material restaurador depois de repetidas cargas (fadiga) é considerada mais relevante na realidade clínica que a simples aplicação de força até o ponto de ruptura. Conduziram o estudo selecionando 4 tipos de retentores, sendo 3 pré-fabricados (titânio, fibra de vidro e fibra de carbono) e núcleo fundido. Utilizaram pré-molares com raiz única sendo os retentores cimentados com cimento resinoso (Panavia 21 TC). Metade dos espécimes de cada grupo foram submetidos ao teste de fadiga com 10⁶ ciclos e a outra metade permaneceu como controle. Após a ciclagem mecânica os espécimes foram submetidos à análise em microscopia eletrônica

e teste de Push out. Não ocorreram falhas durante o teste de fadiga. A análise microscópica indicou que a integridade da linha de cimento melhorou significativamente de apical para coronal e desta forma, segundo o teste de Push out, a resistência declinou de coronal para apical. Por fim, concluíram que a fadiga afetou significativamente a integridade adesiva, pois por meio da microscopia foi observado formação de trincas na linha de cimento ou perda de adaptação do cimento no retentor ou dentina. Acrescentaram que nos espécimes restaurados com núcleo fundido, a distribuição da tensão foi mais homogênea, isto devido à ampla superfície de contato. Ainda, a grande espessura do mesmo não permite flexão e, devido à exata adaptação, a camada de cimento permanece com espessura igualmente fina. Isto indica o fato de os núcleos fundidos não terem apresentado falhas depois da fadiga, como perda da adaptação do cimento ao retentor ou dentina ou formação de trinca na linha de cimento. Entretanto afirmaram que o núcleo de resina composta suportado por retentores de fibra de vidro ou fibra de carbono revestido com vidro, cimentados com cimento Panavia 21TC podem ser uma alternativa viável aos núcleos convencionais.

Mitsui *et al.* (2004) avaliaram a resistência à fratura de raízes bovinas após a restauração com cinco diferentes sistemas de retentores intraradiculares. Compararam retentores pré-fabricados de titânio, fibra de carbono, fibra de vidro, óxido de zircônio com núcleos de resina, e metálico fundido, cimentados com cimento resinoso. Os espécimes foram incluídos em resina de poliestireno e submetidos ao ensaio de carregamento por compressão tangencial em 135° com o longo eixo da raiz e 0,5 mm/min. A análise dos resultados mostrou não haver diferença estatisticamente significativa entre raízes reconstruídas com núcleo metálico fundido e pré-fabricados. A justificativa apresentada foi a perfeita adaptação do núcleo metálico fundido no canal radicular. Entretanto, defenderam o uso de retentores pré-fabricados baseados nas vantagens oferecidas por estes sistemas restauradores como facilidade técnica e menor tempo clínico. Em contra partida, salientaram as desvantagens do núcleo metálico fundido como corrosão do metal, remoção de tecido sadio, maior custo e risco de contaminação. Com relação à limitação do

estudo, relataram a aplicação de carga ser crescente durante o ensaio e portanto diferente do meio oral. Concluíram que os retentores pré-fabricados apresentaram resistência à fratura similar aos núcleos metálicos fundidos e o retentor de fibra de carbono apresentou melhor resultado de resistência à fratura.

Zogheib, em 2005, avaliou por meio de ciclagem mecânica e ensaio de compressão, a resistência à fratura de raízes variando o grau de fragilização interna cervical. Distribuiu 30 caninos superiores humanos em 3 grupos experimentais, sendo GI composto por raízes híginas; GII raízes parcialmente destruídas e GIII raízes amplamente destruídas. As raízes dos grupos GII e GIII passaram por processo de simulação de enfraquecimento, cujos remanescentes dentinários foram de 1 mm e 0,5 mm respectivamente, e então, reconstruídas com resina composta fotopolimerizável (Z250). Todas as raízes foram restauradas com pino de fibra de vidro (Reforpost), núcleo de resina composta e coroa total metálica. Após, foram submetidas a 250.000 ciclos, frequência de 2,6 Hz e carga de 3 kg no teste de fadiga. Em seguida, as mesmas foram carregadas em máquina de ensaio universal com velocidade de 0,5 mm/min e ângulo de 135° em relação ao longo eixo do dente. Através da análise estatística foi observada diferença significativa apenas entre o GI e os demais. Dentro das limitações impostas pela metodologia aplicada, o autor pode concluir que as raízes fragilizadas foram menos resistentes à fratura que as raízes íntegras.

A capacidade do dente em suportar cargas mastigatórias está relacionada à adequada distribuição de tensão pelos tecidos de suporte e isto parece ser decisivo quando o objetivo é obter uma restauração com alta resistência à fratura. Ainda, o osso e o ligamento periodontal são importantes mecanismos de distribuição das tensões do elemento dentário. Com base na hipótese de que a simulação do ligamento periodontal e o método de inclusão podem influenciar a carga e modo de fratura nos testes *in vitro* de fratura, Soares *et al.*, em 2005, conduziram o estudo com o objetivo de avaliar a influência da inclusão e da simulação do ligamento periodontal nos ensaios de resistência à fratura. Para tanto, agruparam dentes bovinos em 8 grupos de

acordo com o material de inclusão (resina acrílica e resina de poliestireno) e tipos de simulação do ligamento periodontal. As condições de simulação periodontal foram: ausência de ligamento, material de moldagem à base de poliéter (Impregum F); material de moldagem à base de polissulfeto (Permelastic) e material elastomérico à base de poliuretano (Ultra Flex). Os espécimes foram submetidos ao ensaio de carregamento por compressão tangencial em máquina universal de ensaio a 0,5 mm/min até a fratura. Os resultados obtidos mostraram que o método de inclusão e a simulação do ligamento periodontal tiveram efeito significativo na capacidade em resistir à fratura. O ligamento artificial modificou os padrões de fratura, demonstrando alteração na distribuição das tensões. Concluíram, ainda, que o material a base de poliéter pode ser a melhor escolha para a simulação do ligamento periodontal. A inclusão, embora não tenha demonstrado diferença estatística entre as resinas testadas, os grupos incluídos em resina de poliestireno mostraram fraturas mais homogêneas.

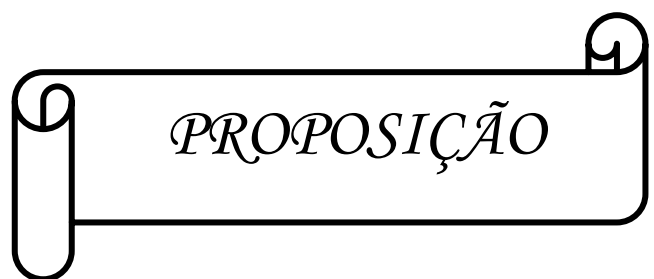
Yoldas *et al.*, em 2005, expuseram que a fratura radicular cervical é o maior problema clínico em estruturas radiculares comprometidas restauradas com diferentes sistemas de pinos. Este estudo avaliou a transferência de tensões de diferentes sistemas de pinos e núcleos na região cervical de canais radiculares artificiais, utilizando medidores de deformação - extensômetros. Para tanto confeccionaram canais radiculares artificiais com resina acrílica, cujas paredes apresentaram 1 mm de espessura. Foram divididos em grupos de acordo com o tratamento restaurador que receberiam, ou seja, núcleo moldado e fundido em todo o canal; reforço resinoso mais núcleo metálico fundido e pino pré-fabricado com reforço e núcleo de resina. Os dispositivos para o teste de extensiometria foram posicionados na região cervical da raiz e a aplicação da carga do teste de fratura foi feita em 45° com o longo eixo da raiz simulada. Baseado nos resultados obtidos puderam concluir que o reforço resinoso nos canais radiculares, antes da restauração com qualquer sistema de pinos, reduziu a tensão na região cervical das superfícies radiculares. Relataram ainda que o uso de resina aumenta a resistência à fratura radicular e

aumenta a espessura interna dos canais, além de possuir elasticidade compatível com a dentina.

Já em 2006, Prado *et al* avaliaram a correlação entre a infiltração cérvico-apical e ápico-cervical em diferentes técnicas de alívio para o retentor intra-radicular. Para o estudo, 60 raízes de dentes humanos foram obturadas e divididas em 2 grupos, sendo alívio imediato e alívio mediato do canal. Em seguida subdivididas em 2 grupos de acordo com a avaliação da infiltração (cérvico-apical ou ápico-cervical). A extensão da infiltração foi determinada com corante, diafanização, e examinada sob lupa estereoscópica. Ainda, os grupos controle positivo e negativo foram compostos por 4 raízes cada. Após a análise dos resultados, observaram que não houve diferença estatística entre as técnicas de alívio, imediata ou mediata em relação à infiltração ápico-cervical. Entretanto, a análise da infiltração cérvico-apical foi significativamente menor quando realizado o alívio imediato. Concluíram que a permeabilidade cérvico-apical foi significativamente menor para a técnica de alívio imediato quando comparado à técnica de alívio mediata.

O objetivo do estudo desenvolvido por Hayashi *et al.*, em 2006, foi avaliar a resistência à fratura de pré-molares humanos despulpados com duas raízes, restaurados com diferentes sistemas de retentores e coroa total, sob carga vertical e oblíqua. Para tanto, dividiram 48 dentes em grupos de raízes restauradas com pino de fibra de vidro, pino de aço inoxidável, núcleo metálico fundido e apenas preparados para coroa total metálica. Os retentores foram colocados apenas em um dos canais. Todos os sistemas de retentores foram cimentados com cimento resinoso e restaurados com coroa total. Para o teste foram incluídos em blocos de resina acrílica e simulado o ligamento periodontal com polivinilsiloxano. As cargas foram aplicadas em 90° ou 45° em máquina universal para teste com velocidade de 0,05 mm/min até a fratura do espécime. O modo de fratura foi inspecionado visualmente com auxílio de transiluminação e a propagação interna da trinca por meio de radiografia digital. Os resultados foram analisados pelo método estatístico Anova a 2 critérios e teste F de Scheffe com significância de 95%. Quando a carga oblíqua, 45°, foi aplicada no dente restaurado com núcleo metálico fundido, o estresse foi

distribuído dentro do retentor por toda a interface retentor/dentina radicular e no ápice do retentor. Refletindo a distribuição deste estresse, as fraturas propagaram ao longo do retentor metálico na porção média da raiz incluindo o ápice do retentor. Isto indica que a maioria das fraturas que ocorrem em dentes restaurados com retentores metálicos fundidos não é reparável. Os autores justificaram a diferença dos valores de carga para fraturar os diferentes sistemas de retentores por meio do módulo de elasticidade, diferente para cada sistema. Quando um retentor/núcleo com alto módulo de elasticidade, como o pino de aço-inox, é forçado contra a dentina radicular com menor módulo, o estresse é transferido do retentor rígido para a dentina menos rígida. Quando um retentor com módulo de elasticidade semelhante ao da dentina radicular, pino de fibra, é usado para restauração, menos estresse é transferido do retentor à dentina. Destacaram que as fraturas radiculares originam em regiões com excessiva concentração de estresse e se propagam explorando áreas mecanicamente inferiores em dentes restaurados. Sob condições de forças oblíquas, todos os dentes restaurados com retentores fraturaram na interface entre este e a dentina radicular, acompanhado do deslocamento do mesmo. Portanto, o sucesso adesivo entre a restauração e a dentina radicular foi considerada crítica pelos autores, para a durabilidade de restauração em dentes despolpados. Abordaram, ainda, sobre o ligamento periodontal simulado, que de acordo com estudos preliminares, a resistência à fratura de dentes restaurados sem ligamento artificial foram, aproximadamente, duas vezes maiores que aqueles com ligamento. De acordo com os pesquisadores, isto ocorre porque os ensaios são diretamente realizados na resina acrílica quando testados sem o ligamento artificial e a resina acrílica atua com férula e, desta forma, mostra efeito significativo na prevenção de fratura radicular. Por isso, em situações atuais, o uso de ligamento artificial é o método mais apropriado, embora não seja o natural. Finalmente, concluíram que a combinação de pino de fibra e núcleo de resina composta com coroa total fundida foi um método protetor para estrutura dentária.



2. PROPOSIÇÃO

Este estudo se propôs avaliar a resistência à fratura, após o teste de fadiga, de raízes de incisivos bovinos submetidas à terapia endodôntica e restauradas com núcleos metálicos moldados fundidos e coroas totais metálicas, quanto:

1. Ao material de reconstrução intra-radicular usado para reforço de raízes enfraquecidas (resina composta, ionômero de vidro e cimento de fosfato de zinco), comparativamente às raízes controle, com espessura de 2 mm de dentina na região cervical da raiz;
2. Ao modo de fratura das raízes quanto a sua localização nos terços radiculares.

A decorative horizontal scroll with a black outline. The scroll has a vertical tail on the left side and a small loop at the right end. The text is centered within the scroll.

MATERIAL E MÉTODOS

4. MATERIAIS E MÉTODOS

Previamente à execução do trabalho realizou-se estudo preliminar a fim de aperfeiçoar e padronizar as condições experimentais. Para tanto, foram distribuídas 12 raízes em quatro grupos experimentais (n = 3).

4.1 - Seleção, limpeza e armazenamento dos dentes

Foram selecionados 40 incisivos bovinos e armazenados, após a coleta, em solução de formalina (2%). Então, foram limpos e seccionados com disco diamantado (KG Sorensen, Ind. e Com. Ltda., Barueri, SP, Brasil.) no comprimento aproximado de 15 mm, refinados em lixadeira (Politriz, APL-2, Aratec, Brasil) e armazenados em solução salina 0,9% (Cloreto de sódio 0,9% Solução Fisiológica, Produtos Oficiais Avante Ltda., Belo Horizonte, MG, Brasil. Lote: J246).

A partir disso, a seleção foi feita padronizando os espécimes quanto à similaridade das dimensões. Para tanto, as dimensões vestibulo-lingual e méso-distal, no terço cervical da raiz, foram mensuradas com a utilização de um paquímetro digital (Sylvac, Swiss , MOD S225). O valor médio estipulado para estas dimensões esteve entre 6 mm e 7 mm.

Então, seguiu-se a análise das raízes com auxílio de uma lupa estereoscópica (AsKania, GSZZ, Alemanha) com aumento de 40 vezes, a fim de verificar a presença de possíveis trincas, sendo desprezadas quando ocorresse falhas deste tipo.

Ainda, para verificar a conformação interna de cada raiz, foram realizadas duas radiografias iniciais (Kodak dental intraoral E-speed film, Eastman, Kodak Brasileira Com. E Ind. Ltda., São José dos Campos, SP, Brasil, Lote: 3104059; aparelho Gnatus, XR6010, Toshiba, 10A, tempo de exposição: 0,6 s) nos sentidos vestibulo-lingual e méso-distal (anexo 1).

Seguida a seleção, as raízes foram armazenadas em solução salina 0,9%.

4.2 - Grupos experimentais

As raízes foram distribuídas aleatoriamente em quatro grupos (n=10), de acordo com a condição de preenchimento radicular.

Grupo C: controle - composto por raízes que, após o preparo, apresentaram 2 mm de espessura de dentina na região cervical, núcleo metálico moldado fundido e coroa total metálica;

Grupo R: resina composta - raízes enfraquecidas reconstruídas com resina composta, núcleo metálico moldado fundido e coroa total metálica;

Grupo I: ionômero de vidro - raízes enfraquecidas reconstruídas com ionômero de vidro, núcleo metálico moldado fundido e coroa total metálica;

Grupo F: cimento de fosfato de zinco - raízes enfraquecidas reconstruídas com cimento de fosfato de zinco, núcleo metálico moldado fundido e coroa total metálica .

Os quatro grupos experimentais encontram-se representados na figura 1.

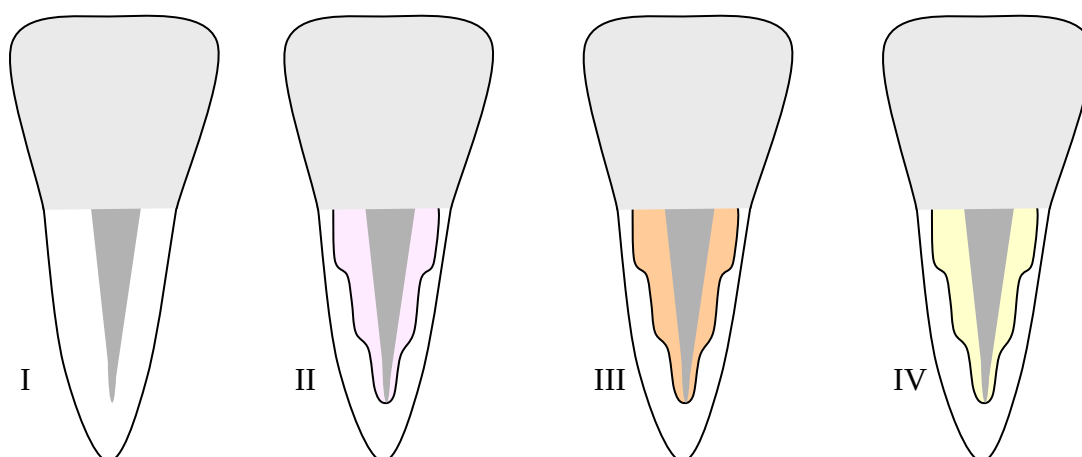


Figura 1. Representação esquemática dos grupos experimentais. I) Grupo C, controle: dentina, núcleo e coroa; II) Grupo R: resina composta, núcleo e coroa; III) Grupo I: ionômero de vidro, núcleo e coroa; IV) Grupo F: cimento de fosfato de zinco, núcleo e coroa.

Os espécimes foram armazenados em solução salina 0,9%, em frascos identificados e lacrados.

4.3 - Tratamento endodôntico

4.3.1 - Instrumentação do canal radicular:

Com o auxílio de uma lima (Kerr, Dentsply Maillefer, USA) foi feita a exploração inicial de todo o canal radicular e a extirpação do tecido pulpar. Ainda, com uma lima, foi obtido o comprimento real do dente, sendo esta introduzida no canal até alcançar o forame apical, detectado por visão direta. Deste comprimento recuou-se 1 mm, para obter o comprimento real de trabalho (CRT). Os canais foram instrumentados através da técnica clássica, utilizando limas tipo K, obedecendo sua cinemática característica, procurando-se atingir toda a superfície dentinária do canal radicular.

Para irrigação dos canais foi utilizada solução de hipoclorito de sódio 1% (Milton), sendo que o canal esteve sempre preenchido com esta solução, substituída a cada troca de lima e sempre que estivesse turva. A irrigação final foi feita com solução salina 0,9%.

4.3.2 - Obturação do canal radicular:

Após o preparo dos canais radiculares e obtidas as condições para obturação, os mesmos foram secos com cones de papel absorvente (Endopoints, Paraíba do Sul, RJ, Brasil.) e selecionado o cone principal de guta-percha (Endopoints, Paraíba do Sul, RJ, Brasil). A obturação foi realizada pela técnica de condensação lateral dos cones de guta-percha (Endopoints, Paraíba do Sul, RJ, Brasil) e cimento obturador, a base de óxido de zinco e eugenol (Fill Canal, Technew, Rio de Janeiro, RJ, Brasil). A finalização da obturação foi feita com a secção das extremidades cervicais dos cones de guta-percha com uma tesoura e condensação vertical através de instrumento aquecido (calcador de Paiva).

4.3.3 - Alívio intra-radicular:

Após a conclusão da obturação, foi realizada com calcador de Paiva aquecido a remoção imediata e paulatina do material obturador (Prado, 2006) permanecendo 4 mm do CRT. A verificação do comprimento de 10 mm para o retentor intra-radicular foi feita através da introdução de uma lima com limitador de penetração no comprimento pré-determinado.

Todos os espécimes foram instrumentados, obturados e aliviados seguindo os procedimentos descritos.

Então, foi realizada a segunda tomada radiográfica dos espécimes, nos sentidos vestibulo-lingual e méso-distal, para análise da qualidade da obturação e do alívio (anexo 1). A seguir, armazenados em frascos lacrados com 100% de umidade e a temperatura ambiente.

4.4 - Preparo intra-radicular que simula o enfraquecimento radicular

O desgaste para simular o enfraquecimento radicular, nos grupos R, I e F, foi realizado com pontas diamantadas (KG Sorensen, Ind. e Com. Ltda., Barueri, SP, Brasil) inicialmente com turbina (Magno 604C, Kavo, Joinville, SC, Brasil) em alta rotação sob constante refrigeração, e terminado com micromotor e contra-ângulo (L-Motor 181DB Intramatic I, Kavo) em baixa rotação (figura 2).

Inicialmente foi realizado um desgaste de 10 mm de profundidade com ponta diamantada esférica 1016HL (1,8 mm de diâmetro). Seguido pelo segundo desgaste realizado com ponta diamantada esférica 3017HL (2,5 mm de diâmetro) a 7 mm de profundidade, correspondendo aos terços cervical e médio. O terceiro desgaste foi feito no terço cervical com ponta diamantada esférica 3018HL (3 mm de diâmetro) a 3 mm de profundidade. Ainda, para que o remanescente dentinário na parede da porção cervical (3 mm de profundidade) correspondesse a uma espessura final de 0,5 mm, foi feito o desgaste complementar com ponta diamantada 1112 (figura 3).

O controle do desgaste e a verificação da espessura foram feitos com espessímetro (Especímetro Golgran, Golgran, Indústria e Comércio de Instrumentos Odontológicos Ltda, São Paulo, SP, Brasil), na profundidade dos 3 mm cervicais da raiz. A profundidade do desgaste (10, 7 e 3 mm) foi

controlada por meio de uma marca na haste das respectivas pontas diamantadas, feita com caneta PILOT (figura 4).



Figura 2. Pontas diamantadas usadas no desgaste para simulação do enfraquecimento radicular. I) 1016 HL; II) 3017 HL; III) 3018HL; IV) 1112.



Figura 3. Seqüência do preparo que simula o enfraquecimento radicular. I) 1016 HL, 10 mm de profundidade; II) 3017 HL, 7 mm de profundidade; III) 3018HL, 3 mm de profundidade; IV) 1112, 3 mm de profundidade.



Figura 4. Controle do desgaste e verificação da espessura.

Após o preparo dos remanescentes radiculares, os espécimes foram irrigados com solução detergente (Tergestesim, Probem, Laboratório de Produtos Farmacêuticos e Odontológicos Ltda. Grupo Degussa Dental,

Catanduva, SP, Brasil.) e jatos de água para a limpeza de eventuais impurezas, e secos com cones de papel absorvente.

A seguir, foram feitas novas tomadas radiográficas, também no sentido vestibulo-lingual e mésio-distal, para verificar a quantidade de desgaste e de dentina radicular remanescente (anexo 1).

4.5 - Reconstrução dos espécimes fragilizados

4.5.1 - Resina Composta

Os espécimes do grupo R, tiveram seus remanescentes radiculares fragilizados reconstruídos com resina composta fotopolimerizável (Filtek Z250™, 3M do Brasil, Sumaré, SP, Brasil; Lote: 5MB).

Para tanto, os canais foram condicionados com ácido fosfórico a 37% (Atack Tec, Dental TEC, Joinville, SC, Brasil; Lote:63) por 15 s, então removido com jato de água por 30 s e secos com cones de papel absorvente a fim de evitar o ressecamento da dentina.

O sistema adesivo (Adper™ Single Bond, 3M do Brasil, Sumaré, SP, Brasil; Lote: 4KC) foi aplicado com auxílio de uma ponta aplicadora descartável, tipo points (Southern Dental Industries Limited, Bayswater, Australia. Lote: 05601), por 20 s realizando movimentos, e levemente seco com cones de papel absorvente. Reaplicado seguindo a mesma metodologia, e na seqüência, fotoativado por 40 s através do aparelho fotopolimerizador (Gold Line, nº de série VH3676, VH Grupo Midas).

A resina composta foi inserida no canal radicular com o auxílio de uma espátula para inserção, de forma incremental. Após a inserção de cada incremento, foi introduzido no canal um calcador de Paiva (1 mm de diâmetro), lubrificado com vaselina sólida para evitar aderência, verificando a centralização do mesmo em relação ao diâmetro da raiz e a profundidade, até atingir toda a extensão do preparo (10 mm), a fim de se obter a luz do canal. Assim, o calcador de Paiva era removido e iniciada a fotoativação, com aparelho fotopolimerizador na porção cervical do espécime com duração de 40 s cada incremento (figura 5). Este procedimento foi repetido até se completar o preenchimento radicular no limite cervical do espécime.

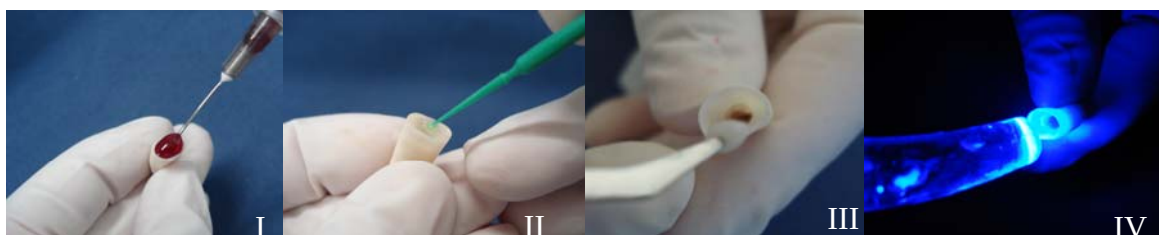


Figura 5. Reconstrução dos espécimes fragilizados com resina composta. I) ataque ácido fosfórico 37%; II) aplicação do sistema adesivo; III) inserção incremental da resina composta; IV) fotoativação.

4.5.2 - Ionômero de vidro

Os espécimes do grupo I foram reconstruídos com de ionômero de vidro (Vidrion R, SS White Artigos odontológicos, Rio de Janeiro, RJ, Brasil. Lote: pó - 012; líquido - 013) cuja manipulação foi feita de acordo com as recomendações técnicas do fabricante.

A inserção do cimento ionomérico no canal foi feita em uma única porção, utilizando uma espátula para inserção (figura 6). O calcador de Paiva lubrificado com vaselina, para impedir a aderência, foi inserido centralizando-o, antes da presa do material. Após a presa, o calcador de Paiva era removido com pequenos movimentos giratórios. Foi aplicada vaselina sólida em todo o canal e na porção cervical externa para evitar o processo de sinérese e embebição, e então armazenados em 100% de umidade.

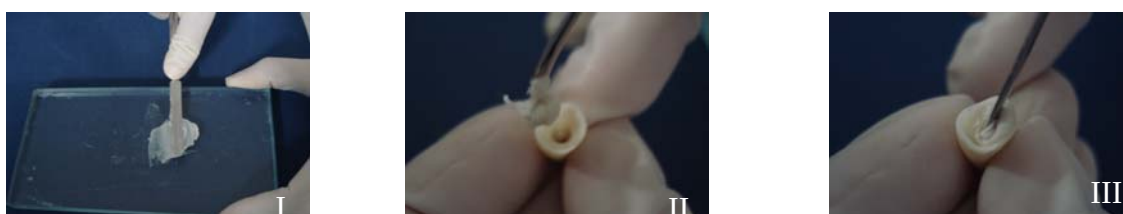


Figura 6. Reconstrução dos espécimes fragilizados com ionômero de vidro. I) espátulação do ionômero de vidro; II) inserção em porção única; III) acomodação do material no espécime.

4.5.3 - Fosfato de Zinco

Os espécimes do grupo F foram reconstruídos no momento da cimentação do núcleo metálico moldado fundido.

4.6 - *Preparo intra-radicular*

4.6.1- Grupo controle

O preparo intra-radicular dos espécimes do grupo controle foi realizado de forma que o canal radicular obtivesse uma conformação final cônica e espessura de 2 mm de dentina na região cervical da parede radicular. Para tanto, foi utilizada ponta diamantada 4138 (KG Sorensen, Ind. e Com. Ltda., Barueri, SP, Brasil) em alta rotação, sob refrigeração constante e broca multilaminada (Maillefer- Dentsply, Petrópolis, RJ, Brasil), tronco-cônica de 10 mm de comprimento e 1,2 mm de diâmetro apical, em baixa rotação, em todo o espaço para o retentor intra-radicular (figura 7).

4.6.2- Grupo R e I

Os espécimes dos grupos R e I foram submetidos ao refinamento do canal, após a reconstrução com os respectivos materiais. Utilizou-se ponta diamantada 4138 em alta rotação, sob refrigeração constante e baixa rotação com broca multilaminada. Assim, objetivou-se obter uma conformação final cônica e parede com espessura final, na região cervical, de 2 mm, ou seja, 0,5 mm de dentina e 1,5 mm de material (figura 7).

O controle da espessura final da parede, na região cervical, foi feito com espessímetro, em todos os espécimes.

4.7- *Término cervical*

Para todos os espécimes, o término cervical foi feito em dentina. Para tanto, foi utilizado broca para peça de mão (PM720 3° série, KG Sorensen, Ind. e Com. Ltda., Barueri, SP, Brasil) , formando um ângulo de 45° com a superfície cervical do espécime (figura 8).



Figura 7. Preparo intra-radicular. I) ponta diamantada 4138, 10 mm de profundidade; II) broca multilaminada, 10 mm de profundidade.



Figura 8. Término cervical. I) broca PM 720, 45° em relação à superfície dentinária; II) término cervical, vista cervical; III) término cervical, vista proximal.

4.8 - Obtenção do núcleo metálico moldado fundido

4.8.1 - Retentor intra-radicular

Para todos os espécimes foram confeccionados padrões de resina acrílica (Dencôr Lay, Artigos Odontológicos Clássico Ltda., São Paulo, SP, Brasil. Lote: 12605.0) e os núcleos metálicos moldados obtidos por fundição.

Os padrões para fundição foram obtidos pela técnica de confecção direta, preconizada por Pegoraro (1998), que consiste em obter um bastão de resina acrílica que se adapte no comprimento e diâmetro do mesmo e se estenda 1 cm além da porção coronária radicular. Então, é aplicado no interior do canal, com auxílio de uma lima endodôntica envolvida em algodão, vaselina sólida para lubrificar e evitar aderência da resina nas paredes do canal. A moldagem do canal é feita levando a resina no interior do mesmo com um pincel, seguido da inserção imediata do bastão, até que atinja toda a extensão do canal. O excedente coronário de resina é acomodado para confeccionar a

porção coronária. Durante a polimerização, o bastão é removido várias vezes para evitar que fique retido no canal.

4.8.2 - Porção coronária

A porção coronária foi construída simulando a forma anatômica de um preparo para coroa total em dente anterior. Suas dimensões foram padronizadas em 6 mm no sentido cérvico-oclusal, as médias das distâncias no sentido mésio- distal de 4,5 mm (4,0 - 5,0 mm), e no sentido vestibulo-lingual correspondeu a 5,5 mm (5,5 - 6,5 mm). Para tanto, foi obtido um molde com material de moldagem a base de poliéter (Impregun Soft, 3M do Brasil Ltda.- Produtos Dentários, Sumaré, SP, Brasil. Lote: 0529700136) com base em resina acrílica de um padrão coronário confeccionado em resina acrílica. Este molde foi preenchido com resina acrílica (Dencôr Lay) e após a polimerização, removida do molde. Então, foi feito um orifício na parte interna, vertido resina e posicionada sobre o retentor em posição no canal. Desta forma, foi possível capturar o retentor e obter o núcleo. Quando necessário, foi feito o reembasamento da porção coronária para melhorar a adaptação sobre o espécime (figura 9).

4.8.3 - Grupo F

Após a confecção dos padrões em resina dos núcleos do grupo F, a porção intra-radicular foi desgastada de modo a permitir que se obtivesse uma espessura final na parede radicular de 2 mm, (0,5 mm de dentina e 1,5 mm de cimento de fosfato de zinco). Para tanto, a partir das dimensões de cada espécime, foram subtraídos 2 mm de cada região (mesial, distal, vestibular e lingual) e assim obtida a dimensão ideal do retentor intra-radicular. Após o desgaste, o diâmetro do retentor foi conferido com espessímetro.

Os padrões de resina foram armazenados em 100% de umidade até a fundição. Esta foi executada no laboratório do curso técnico em prótese dentária da Escola Técnica em Saúde, UFU, com liga de cobre-alumínio (Duracast® MS Odonto Comercial Importador Ltda., São Paulo, SP, Brasil.).

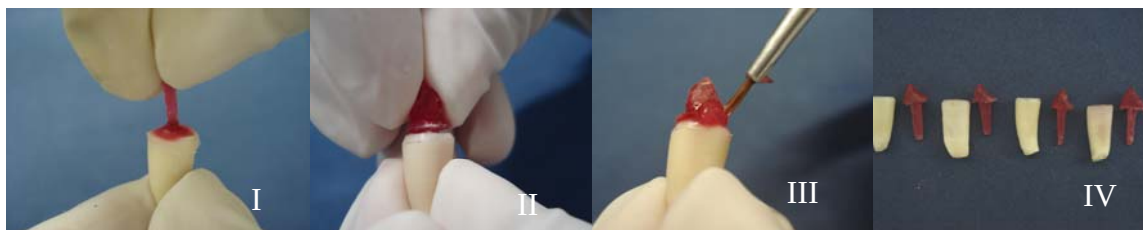


Figura 9. Obtenção do padrão para fundição do núcleo moldado fundido. I) moldagem do retentor; II) porção coronária; III) reembasamento; IV) padrões em resina acrílica.

4.9 - Cimentação do núcleo

4.9.1 - Adaptação do núcleo

Os núcleos, após a fundição, foram adaptados nos espécimes, e quando necessário, foram feitos ajustes utilizando evidenciador de contato (Vernix corretor Carbex), para verificar possíveis interferências, e broca para peça de mão (PM 82, KG Sorensen, Ind. e Com. Ltda., Barueri, SP, Brasil) para os desgastes necessários.

Em seguida, foram obtidas duas radiografias, nos sentidos vestibulo-lingual e mesio-distal, para cada espécime, com o objetivo de verificar a adaptação dos núcleos moldados fundidos (anexo 1).

4.9.2 - Cimentação

A cimentação dos núcleos, de todos os espécimes, foi feita com cimento de fosfato de zinco (Cimento de Zinco, S.S. White Artigos odontológicos, Rio de Janeiro, RJ, Brasil. Lote: pó- 001; líquido- 002), seguindo as recomendações do fabricante e consistência adequada, caindo como uma gota (Pegoraro, 1998).

Desta forma, o cimento foi introduzido no canal com auxílio de uma seringa descartável (BD Plastipak, 5ml, Becton Dickinson Ind. Cirúr. Ltda., Curitiba, PR, Brasil) e agulha descartável (BD Plastipak, 18G 1½; 1,20x 40; Becton Dickinson Ind. Cirúr. Ltda., Curitiba, PR, Brasil), a fim de evitar bolhas, de modo a preenchê-lo completamente, sendo, o núcleo inserido imediatamente e de forma centralizada.

Foi mantida uma pressão de 5 kg por 5 min através de um dispositivo, aparelho aplicador de carga paralela ao longo eixo do núcleo. A remoção dos excessos na porção coronária foi feita com uma sonda exploradora nº5 (Duflex S.S. White Artigos odontológicos, Rio de Janeiro, RJ, Brasil).

Assim, foram realizadas novamente, duas radiografias, de cada espécime, nos sentidos vestibulo-lingual e méso-distal, para verificação da cimentação do núcleo moldado fundido (anexo 1).

4.10 - Obtenção dos troquéis

Após a cimentação, os núcleos foram repreparados com broca para peça de mão (PM 82) e obtidos troquéis de todos os espécimes. Para tanto, foi realizada a moldagem utilizando tubos plásticos (tampas de agulha anestésica descartável), como casquete, e material de moldagem a base de poliéter (Impregun Soft). Obtidos os moldes, foi feito o vazamento do modelo com gesso tipo IV, especial (Dent- Mix 4 Asfer, Asfer- Indústria Química Ltda., São Caetano do Sul, SP, Brasil. Lote: 1122.) e devidamente identificados (figura 10).

4.11 - Obtenção da coroa total

Para o enceramento da coroa, foi feito um molde com silicona estabilizada em tubo de PVC de uma escultura padronizada de um incisivo central superior natural humano íntegro. Nesta escultura foi confeccionado um ponto de apoio para o dispositivo de aplicação de carga dos ensaios laboratoriais, na face palatina, em forma de nicho saliente.

A partir deste molde, foi feito o enceramento, utilizando cera para este fim, em cada troquel, devidamente identificado. A cera fluída foi vertida no molde e o troquel vaselinado, para evitar aderência, levado em posição, obtendo, desta forma, o enceramento da coroa (figura 11). Em cada modelo foram feitos selamento da borda e ajustes, quando necessário.

As coroas enceradas foram devidamente identificadas e enviadas ao mesmo laboratório para fundição em liga de cobre-alumínio (Duracast® MS).



Figura 10. Obtenção dos troquéis. I) moldagem do espécime; II) troquel identificado.



Figura 11. Obtenção da coroa. I) enceramento da coroa; II) coroa encerada (face palatina).

4.12 - Cimentação das coroas

As coroas, após a fundição, foram adaptadas em seus respectivos espécimes. Para detectar áreas ou pontos de atrito que estivessem impedindo o assentamento da peça foi aplicado evidenciador de contato (Vernix corretor Carbex) com um pincel e em fina camada. As áreas de interferência foram removidas com broca de aço esférica (n° 02, KG Sorensen, Ind. e Com. Ltda., Barueri, SP, Brasil) em alta rotação e refrigeração constante. Seguiu-se com acabamento e polimento das coroas, utilizando broca 82 em peça de mão.

Após o polimento, o cimento de fosfato de zinco (Cimento de Zinco) foi espatulado de acordo com as recomendações do fabricante, e levado ao interior da peça com uma espátula de inserção e levado em posição (Pegoraro, 1998). Permaneceu sob carga de 5 kg por 5 min por meio de um dispositivo de aplicação de carga. Os excessos de cimento foram removidos com sonda exploradora n°5.

Todos os espécimes receberam este procedimento, sendo devidamente identificados e armazenados em frasco lacrados com 100% de umidade, até a realização do teste de ciclagem mecânica.

4.13 - Inclusão dos espécimes

Os espécimes foram incluídos duas vezes de acordo com o ensaio laboratorial realizado em razão da aplicação da carga em 45° em relação ao plano horizontal. Esta angulação foi usada para que a carga incidisse nos espécimes em ângulo de 135° em relação ao longo eixo da raiz. Sendo assim, conseguiu-se a simulação do contato oclusal, em classe I, mais próxima do ideal, 135,4°, segundo a classificação de Downs (Moyers, 1973).

Entretanto, em ambas as inclusões, os espécimes foram mantidos 3 mm acima da margem cervical da resina de poliestireno com o objetivo principal de simular as distâncias biológicas. Os 12 mm restantes foram mergulhados em cera utilidade fluída para a formação de uma fina camada de cera sobre a superfície radicular, a fim de criar espaço para a colocação de material de moldagem a base de poliéter (Impregum Soft) cuja finalidade foi a simulação do ligamento periodontal.

4.13.1 - Para o ensaio de ciclagem mecânica

Para que as raízes fossem posicionadas em ângulo de 45° dentro da resina, a fim de que o dispositivo de aplicação de carga da máquina de fadiga estivesse posicionado em 135° com o longo eixo da raiz, foi feito um dispositivo em silicone (figura 12).

Assim, a raiz era posicionada no dispositivo e em seguida no interior de uma perfuração, feita em uma película radiográfica, e estabilizadas com cera 7 aquecida. Então, os conjuntos espécime/película radiográfica foram colocados sobre uma tábua com perfurações, sendo o conjunto posicionado em uma perfuração, com a porção apical voltada para cima. A partir de tubos de PVC (cloreto de polivinila, Tigre do Brasil, Osasco, SP, Brasil) de $\frac{3}{8}$ polegadas com 23 mm de altura, foram confeccionados anéis, os quais foram colocados sobre o conjunto. As margens desses anéis foram vedadas com

cera 7 aquecida, e a resina de poliestireno (Resina Crystal Fiberglass, V.I. Indústria e Comércio Ltda., Goiânia, Goiás, Brasil. Lote: 07.4421), vertida dentro deles. Após a polimerização da resina, as películas foram removidas, permanecendo o conjunto tubo de PVC/resina/espécime (figura 12).

Em seguida, para a simulação do ligamento periodontal, os espécimes foram removidos e com auxílio de uma espátula Lecron (Duflex, S.S. White Artigos odontológicos, Rio de Janeiro, RJ, Brasi) a cera foi completamente removida da superfície radicular e do alvéolo simulado na resina. O material de moldagem a base de poliéter (Impregum Soft), manipulado de acordo com as instruções do fabricante, foi levado ao alvéolo com auxílio de uma espátula de modo a preenchê-lo e, imediatamente, o espécime era levado em posição no interior do alvéolo. Os excessos foram removidos com uma espátula Lecron.

4.13.2- Para o ensaio de compressão tangencial

Os 12 mm apicais dos espécimes foram, novamente mergulhados em cera, posicionados na perfuração central das películas radiográficas, fixados com cera 7 aquecida e colocados nas perfurações da tábua. Os anéis de tubos de PVC (cloreto de polivinila), agora de $\frac{3}{4}$ polegadas com 35 mm de altura, foram colocados sobre as películas radiográficas, de modo que as raízes ficassem centralizadas em seu interior (figura 13). As margens desses anéis foram vedadas com cera 7 aquecida, e a resina de poliestireno (Resina Crystal) vertida dentro deles.

Após a polimerização da resina, as películas e os anéis foram removidos, permanecendo espécime e base de resina (figura 13). A simulação do ligamento periodontal foi repetida seguindo a mesma metodologia descrita na inclusão para o ensaio de ciclagem mecânica.



Figura 12. Inclusão dos espécimes para o ensaio de ciclagem mecânica. I) dispositivo de silicone; II) espécime posicionado em 45°; III) espécime .



Figura 13. Inclusão dos espécimes para o teste de compressão tangencial. I) espécime banhado em cera, posicionado na perfuração da película radiográfica; II) conjunto tubo/ película radiográfica/ espécime; III) espécime.

4.14- Ensaio de ciclagem mecânica

Para este ensaio, foi utilizada uma máquina de simulação de ciclos mecânicos (Máquina eletro-mecânica de fadiga. MSFM, Elquip, São Carlos, SP, Brasil) do Centro Integrado de Pesquisa da Faculdade de Odontologia de Bauru/Universidade de São Paulo (figura 14). Tal aparelho permite ensaios simultâneos, em fadiga úmida, de cinco espécimes.

Os espécimes foram posicionados na máquina e submetidos a impactos repetitivos, por meio de uma ponta metálica, em forma de lâmina de faca, direcionada 3 mm abaixo da borda incisal da coroa, sobre o dispositivo da superfície palatina. Então, foi aplicada carga de 50 N na frequência de 2 Hz e temperatura na faixa de $37^{\circ}\text{C} \pm 1^{\circ}\text{C}$ até completar 250.000 ciclos ou falência do conjunto coroa/núcleo/raiz, por fratura ou descimentação (figura 14).

Terminado os ciclos, foram verificadas possíveis falhas como: descimentação da coroa e/ou núcleo. Para tanto foram submetidas à análise sob lupa estereoscópica (Mod MZS 250, nº963057, 60Hz, Dimex, do Centro Integrado de Pesquisa da Faculdade de Odontologia de Bauru/ USP) em aumento de 40 vezes para verificar a presença de fratura e/ou trinca radicular, com auxílio de uma sonda exploradora nº5.

Todos os espécimes receberam este procedimento.

4. 15 - Ensaio de carregamento por compressão tangencial

Após a ciclagem mecânica, os espécimes foram submetidos ao teste de carga constante em uma máquina universal de ensaios (EMIC DL 2000, EMIC- Equipamentos e Sistemas de Ensaio LTDA São José dos Pinhais, PR, Brasil) utilizando uma célula de carga de 5000 N e velocidade de 0,5 mm/min (figura 15).

Para que os espécimes recebessem a força de compressão incidindo em um ângulo de 135°, com o longo eixo da raiz, foi utilizado um dispositivo metálico que permitiu o posicionamento dos espécimes em ângulo de 45° em relação ao plano horizontal. Este dispositivo foi posicionado no interior de uma matriz metálica presa junto à base da máquina de ensaios. A força de compressão foi aplicada 3 mm abaixo da borda incisal, no dispositivo presente na face palatina da coroa (figura 15).

Ao final de cada teste foi anotado o valor (em kgf) da força necessária para provocar a falha do conjunto raiz/núcleo/coróa do espécime testado e os resultados foram submetidos à análise estatística.

4.16 - Análise do modo de fratura

A análise das fraturas dos espécimes foi feita em lupa estereoscópica (Leica MS5, Leica Microsystems GmbH, Wetzlar, Germany), sob iluminação de luz (Leica CLS100, Leica Microsystems GmbH, Wetzlar, Germany), nos aumentos de 10 vezes e 40 vezes. Foram obtidas fotografias demonstrativas das fraturas de cada grupo experimental, através de uma câmera fotográfica (Leica MPS 30, Leica Microsystems GmbH, Wetzlar,

Germany) acoplada à lupa e filme fotográfico (Kodak Professional, Pro Image 100 color negative, 135/36 C41, Kodak Brasileira Com. e Ind. Ltda., São José dos Campos, SP, Brasil). Tais fotografias foram digitalizadas, em laboratório especializado para este fim.

O modo de fratura, de todos os espécimes, foi considerado de acordo com a localização mais apical da fratura. A classificação foi feita de acordo com o terço radicular que incidiu a fratura ou casos de deslocamento do núcleo e/ou coroa. Os terços radiculares foram divididos em cervical, médio e apical, a cada 5 mm, totalizando 15 mm.



Figura 14. Ensaio de ciclagem mecânica. I) máquina de simulação de ciclos mecânicos; II) espécime posicionado em 45° em relação ao plano do solo; III) aplicação da carga no dispositivo na face palatina.

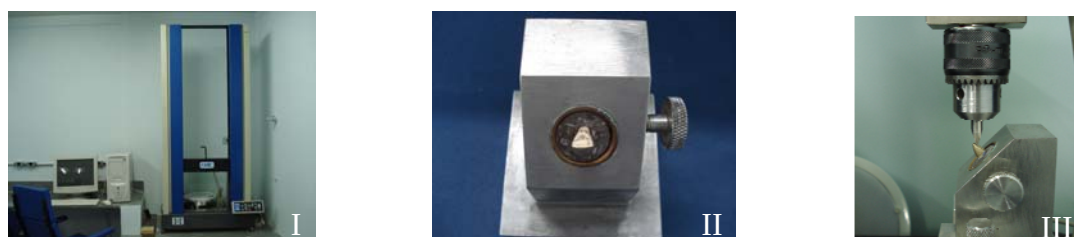


Figura 15. Ensaio de carregamento por compressão tangencial. I) máquina universal de ensaio – EMIC; II) espécime no dispositivo para aplicação de carga em 135°; III) aplicação da carga durante o ensaio.

4.17 - Análise estatística

Para todos os testes estatísticos, foram utilizados os programas Microsoft Excel e SPSS2 (versão 1.4.1).

Para a análise da distribuição normal dos dados e homogeneidade das amostras foi utilizado o teste de Cooley. Seguindo a avaliação dos efeitos dos materiais de preenchimento (dentina, resina composta, ionômero de vidro ou cimento de fosfato de zinco) os dados foram analisados pelo teste estatístico de análise de variância em fator único ($p < .05$).



5. RESULTADOS

Na análise dos espécimes, após o teste de fadiga, realizado em máquina de ensaio de ciclagem mecânica, não se observou falhas em algum espécime.

Já os valores, em quilograma-força (kgf), obtidos para cada espécime, durante o ensaio de resistência à fratura das raízes, sob compressão em máquina universal de ensaio, bem como, suas respectivas médias e desvios padrões são apresentados na tabela 1.

Tabela 1. Valores individuais de resistência à fratura (em kgf) para cada espécime, médias e respectivos desvios padrões para cada grupo experimental.

Espécimes	Grupo C	Grupo R	Grupo I	Grupo F
1	64,3	26,0	22,5	19,8
2	70,0	38,1	33,0	48,4
3	44,6	67,7	24,2	30,3
4	27,1	33,1	40,6	38,2
5	26,2	30,3	34,7	32,1
6	70,1	37,4	74,7	27,2
7	49,3	24,7	44,2	37,0
8	27,7	44,5	27,2	49,3
9	26,2	33,6	47,7	34,4
10	62,3	39,9	32,2	47,5
Média	47,07	37,52	38,10	36,41
Desvio Padrão	19,05	12,22	15,28	9,76

Grupo C - raízes com 2 mm de dentina na região cervical da raiz

Grupo R - raízes enfraquecidas reconstruídas com resina composta

Grupo I - raízes enfraquecidas reconstruídas com ionômero de vidro

Grupo F - raízes enfraquecidas reconstruídas com cimento de fosfato de zinco

Pode-se observar na representação gráfica as médias e os desvios padrões de resistência à fratura para cada grupo experimental (figura 16).

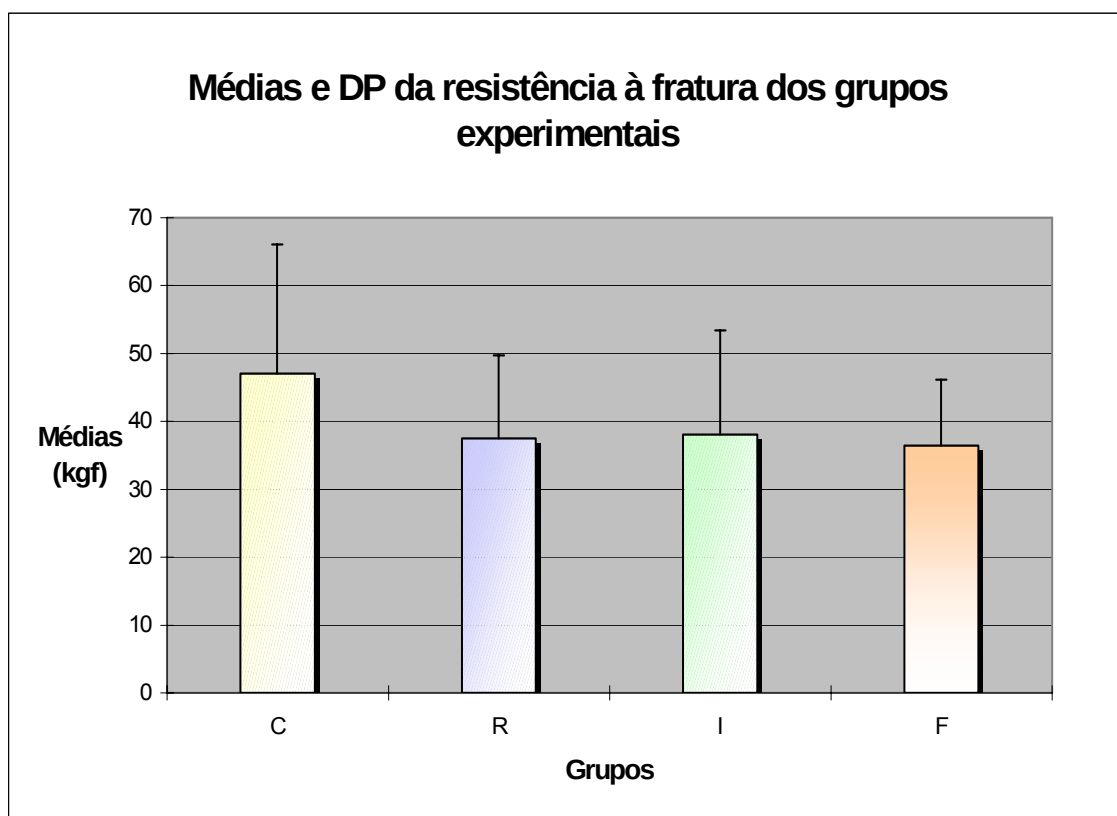


Figura 16. Gráfico representativo das médias e DP da resistência à fratura dos grupos experimentais.

Os valores de resistência à fratura obtidos, após o ensaio de carregamento por compressão tangencial, foram submetidos ao teste de normalidade para verificar a distribuição normal dos dados.

Os valores foram submetidos à Análise de variância em fator único ($p < .05$) que demonstrou não existir diferença estatisticamente significativa entre os grupos, conforme exposto na tabela 2.

Tabela 2. Resultados da Análise de variância em fator único ($p < .05$) para o ensaio de carregamento por compressão tangencial das raízes

Efeito	Quadrado das médias	F	Nível de significância (p)
material de reconstrução radicular	241,749	1,139	0,346*

* não há diferença estatisticamente significativa ($p < .05$)

Na tabela 3, é apresentado o modo de fratura radicular que ocorreu nos grupos experimentais de acordo com a localização.

Tabela 3. Modo de fratura observado em cada grupo experimental de acordo com o terço radicular acometido.

Modo de fratura	Controle (n=10)	Resina (n=10)	Ionômero (n=10)	Fosfato (n=10)
terço cervical*	8	8	4	3
terço médio*	1	1	4	7
terço apical*	-	1	2	-
deslocamento da coroa	1	-	-	-

*os terços radiculares foram divididos a cada 5 mm.

Conforme observado na tabela 3 o grupo controle (raízes com 2 mm de dentina radicular na região cervical) apresentou a maioria das fraturas (8) no terço cervical da raiz, o mesmo apresentado para o grupo das raízes reconstruídas com resina composta. Entretanto, este grupo apresentou fraturas no terço apical (1) o que também foi observado nas raízes do grupo de ionômero de vidro, cujas fraturas ocorreram em 2 espécimes. Para as raízes reconstruídas com cimento de fosfato de zinco, as fraturas se concentraram no terço radicular médio, presente em 7 espécimes. Sendo que 3 espécimes deste grupo apresentaram fratura no terço cervical das raízes. Ainda, foi observado o deslocamento da coroa total em 1 espécime do grupo controle, sendo o único grupo a apresentar falha desta natureza.

As fotos dos espécimes ilustrados na figura 17 permitem observar as fraturas representativas para cada grupo experimental. Os aumentos de 10 e 40 vezes permitem observar a profundidade e severidade das trincas e fraturas que acometeram as raízes.

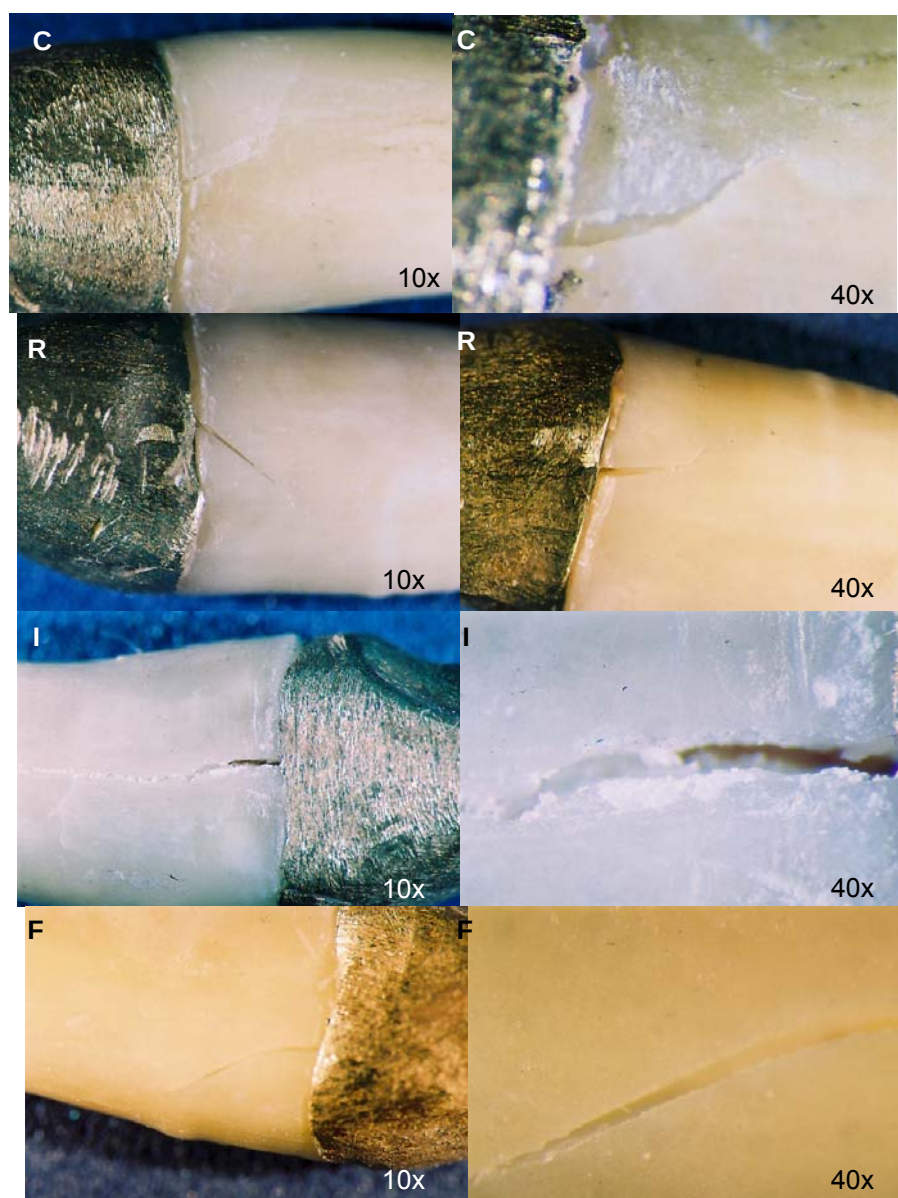
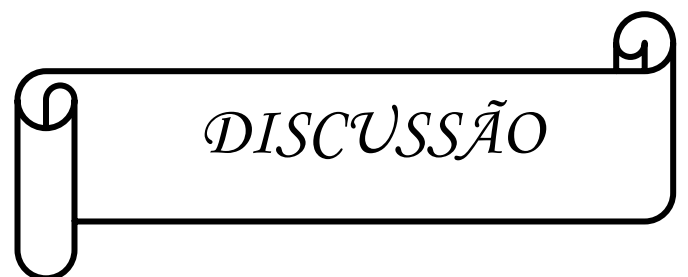


Figura 17 – Fotos representativas das fraturas radiculares que acometeram os espécimes em cada grupo experimental. Aumentos de 10x e 40x. **C:** espécimes representativos do grupo controle; **R:** espécimes representativos do grupo de resina composta; **I:** espécimes representativos do grupo de ionômero de vidro; **F:** espécimes representativos do grupo de fosfato de zinco



6. DISCUSSÃO

Sendo o princípio primordial da Odontologia a preservação e manutenção do aparelho estomatognático, há certas situações em que as patologias instaladas lançam um desafio aos cirurgiões–dentistas. Processos da doença e procedimentos restauradores que criam a necessidade de terapia endodôntica afetam muito mais que a própria vitalidade pulpar (Wagnild & Muller, 1997), o que torna, há anos, o tratamento restaurador dos dentes tratados endodonticamente um desafio para a Odontologia Restauradora. Assim, tem-se procurado desenvolver melhores técnicas e materiais que restabeleçam a saúde do indivíduo devolvendo-o ao ambiente social de forma saudável.

Os dentes tratados endodonticamente têm suas propriedades físicas e mecânicas significativamente diferentes comparadas às dos dentes vitais. (Zhi-Yue & Yu-Xing, 2003). Isto porque, a terapia endodôntica remove grande quantidade de dentina coronária e intra-radicular, além de alterar a real composição do substrato dentário remanescente (Wagnild & Muller, 1997).

Dentre as principais alterações destes dentes estão diminuição de estrutura dentária e de características físicas e estéticas, ocorrendo uma perda combinada da integridade estrutural, umidade e resistência da dentina (Taleghani & Morgan, 1987; Wagnild & Muller, 1997). Ainda, Miranda *et al.* (2002) relatam que a perda de vascularização causa desidratação e consequentemente perda da elasticidade da dentina. Em adição, o uso de substâncias químicas cáusticas e desmineralizantes, durante a terapia endodôntica, rompem a matriz protéica da dentina e removem cristais de hidroxiapatita, o que diminui, ainda mais, a resistência da estrutura dentária remanescente (Contin *et al.*, 2002).

Além disso, o remanescente dentário de tais dentes apresenta-se debilitado e enfraquecido por episódios anteriores de cárie dentária, fratura, preparo do dente e restauração e o aumento da suscetibilidade à fratura é o resultado clínico comumente encontrado (Assif & Gorfil, 1994; Wagnild & Muller, 1997; Fernandes & Dessai, 2001).

Ainda, há alterações radiculares que causam a destruição nas regiões internas da raiz e o alargamento do canal radicular devido à sobre-instrumentação, remoção de retentor intra-radicular ou presença de retentores amplos, cárie extensa, traumas, fraturas, causas idiopáticas bem como reabsorção interna (Lui, 1987, 1994a; Saupe *et al.*, 1996; Contin *et al.*, 2002; Marchi *et al.*, 2003; Newman *et al.*, 2003).

A restauração de dentes tratados endodonticamente merece atenção especial, pois a combinação de todas as alterações que acompanham a terapia do canal radicular, além de aumentar a probabilidade à fratura dos dentes quando em função (Fernandes & Dessai, 2001), influenciam na seleção dos procedimentos restauradores (Wagnild & Muller, 1997).

Um dente tratado endodonticamente deve ser restaurado a fim de que a forma e a função lhe sejam devolvidas, além de criar recursos de ancoragem à restauração, mas sobretudo reforçar a estrutura dentária remanescente, prevenir fraturas quando sob efeito das forças funcionais e mesmo para-funcionais exercidas sobre o dente (Contin *et al.*, 2002).

Para Mori *et al.* (1997), o objetivo das técnicas de confecção de prótese deve ser a redução e a distribuição adequada de tensões em dentes tratados endodonticamente. Já Sorensen & Engelman (1990) relatam que o objetivo da restauração nestes dentes deve ser criar um plano em que o dente é preservado quando a restauração falhar.

Mannocci *et al.* (1999), após a análise dos resultados obtidos em seu estudo, observaram que as raízes restauradas sem retentor intra-radicular exibiram mais fraturas que aquelas restauradas com algum sistema de retentor intra-radicular. Demonstraram assim ser necessário um suporte radicular para o material do núcleo quando a estrutura coronária foi perdida em dentes tratados endodonticamente.

Sendo assim, trabalhos têm sugerido o uso de retentor intra-radicular e núcleo, associado à restauração final como reforço e proteção para dentes tratados endodonticamente (Silverstein, 1964; Hirschfeld e Stern, 1972; Caputo & Standlee, 1976; Kantor & Pines, 1977; Tjan & Whang, 1985; Sornkul & Stannard, 1992).

Há várias décadas, segundo Contin *et al.* (2002), os núcleos moldados fundidos têm sido usados na Odontologia, pois sempre se mostraram eficientes e duradouros com a ressalva de quando bem utilizados. Para Wagnild & Muller (1997), o núcleo moldado fundido é um método tradicional e aprovado de restauração de dentes tratados endodonticamente. Silverstein (1964) defende o núcleo fundido para restaurar a integridade de dentes despolidos como uma unidade única independente da coroa. Isto porque o núcleo fundido é uma extensão integral do retentor intra-radicular e não depende de meios mecânicos de ligação, o que evita o deslocamento do núcleo e da coroa do retentor e da raiz, quando uma estrutura dentária mínima permanece (Wagnild & Muller, 1997).

Saupe *et al.* (1996) relatam que os núcleos fundidos são amplamente aceitos para restauração de dentes tratados endodonticamente e com paredes finas. Para Yang *et al.* (2001), os núcleos moldados fundidos são usualmente mais conservadores da estrutura dentária remanescente.

Fernandes *et al.* (2003) recomendam os núcleos moldados fundidos para canais radiculares não circulares e em dentes cuja estrutura coronária apresenta perda moderada a severa. Ainda, Wagnild & Muller (1997) indicam o uso em dentes anteriores ou que apresentem grande destruição coronária.

Segundo Mondelli & Mondelli (1999), o uso de núcleo fundido, separado da restauração, apresenta vantagens como proteção do dente contra os esforços da mastigação ou qualquer outro tipo de esforço para-funcional ou trauma acidental que a restauração possa ser submetida e permite ajustes ou troca sem interferência no núcleo.

Desta forma, o núcleo fundido deverá substituir parte da estrutura dentária perdida ou removida e suportar esforços mastigatórios sem sofrer deformação e deslocamento, bem como, dissipar as cargas e proteger o remanescente radicular (Mori *et al.*, 1997).

Ainda, para Silverstein (1964), os núcleos fundidos podem proteger os dentes tratados endodonticamente contra fraturas horizontais ou longitudinais. Em adição, Mondelli & Mondelli (1999) relataram que o retentor intra-radicular ajuda a prevenir de fraturas pois proporciona apoio e resistência

interna aos dentes após a terapia endodôntica. Entretanto, para Contin *et al.* (2002), o retentor intra-radicular é apenas um transmissor de forças e não um ponto de resistência.

Sornkul & Stannard (1992) compararam a resistência à fratura de raízes após o tratamento endodôntico e restauradas de diferentes formas com raízes híginas, ou seja, sem tratamento endodôntico. Encontraram que os núcleos metálicos tiveram um pequeno benefício sobre os sistemas de pinos pré-fabricados testados. Ainda, segundo os autores, embora todos os espécimes tenham apresentado alguma falha, os valores obtidos para que isso ocorresse foram bem maiores do que aqueles encontrados na realidade clínica.

Da mesma forma, no trabalho de Mitsui (2003), os dentes restaurados com núcleos metálicos fundidos apresentaram maior valor médio de resistência à fratura quando comparados àqueles restaurados com diferentes sistemas de pinos pré-fabricados e, portanto, estatisticamente diferentes.

Martinez-Insua *et al.* (1998) ao avaliarem a resistência à fratura de dentes restaurados com núcleo fundido ou fibra de carbono, observaram limiar de fratura significativamente maior para o grupo de núcleo fundido.

Entretanto, para Huysmans *et al.* (1993), a popularidade dos núcleos fundidos a ouro, para restauração de dentes tratados endodonticamente, tem diminuído gradualmente nas últimas duas décadas.

Já em relação às características do núcleo fundido, Miranda *et al.* (2002) sugeriram que quanto mais longa a porção radicular do núcleo fundido, ou seja, o retentor intra-radicular, maior a retenção e o suporte, pois causam a diminuição das tensões em relação às paredes internas do preparo. Para Contin *et al.*, 2002, a profundidade do retentor deveria ser igual à altura da coroa clínica, ou então, dois terços a três quartos do comprimento da raiz dentro do osso. Também defenderam que deve ter a maior extensão possível, respeitando as limitações anatômicas e de selamento apical, com manutenção de 4 a 5 mm de obturação endodôntica. Hirschfeld & Stern (1972) afirmaram que o comprimento é um fator extremamente importante para conseguir adequada resistência.

Quanto ao diâmetro do núcleo fundido, Caputo & Standlee (1976) afirmaram que a forma tem efeito significativo na manutenção dentinária, pois o aumento do diâmetro do retentor conseqüentemente aumenta o diâmetro do canal e enfraquece a parede radicular. Contin *et al.* (2002) concordaram pois relataram que a largura do retentor intra-radicular é importante, sendo que o alargamento aleatório do canal radicular diminui a resistência da dentina radicular. Embora, Miranda *et al.* (2002), também aceitaram que o aumento no diâmetro do retentor intra-radicular causa debilidade da estrutura dentária, pois o retentor com menor diâmetro têm maior possibilidade de deslocamento, visto que o diâmetro influencia na retenção e na estabilidade.

Entretanto, o sobre-alargamento do canal, para inserção de núcleos com diâmetro maiores, de acordo com Tjan & Whang (1985), pode enfraquecer a raiz, por causar perda de dentina, e resultar em fratura sob função.

Assim, para Mori *et al.* (1997), deve-se considerar o comprimento e a forma cônica do retentor intra-radicular pois possibilitam a distribuição das tensões ao longo da raiz, sendo que a espessura do remanescente radicular e a implantação óssea absorvem as cargas e as dissipam pelo periodonto de sustentação.

Sendo assim, o uso de núcleo metálico moldado fundido foi opção para a realização do presente estudo, em razão de ser um sistema restaurador, ainda hoje amplamente aceito e indicado. O comprimento determinado, de dois terços do comprimento radicular foi utilizado respeitando 5 mm de obturação endodôntica apical.

Por conseguinte, a restauração coronária é o componente final da reconstrução endodôntica. Segundo Bolhuis *et al.* (2004), na restauração ideal, a coroa deve restabelecer a função e estética do dente e preservar a saúde do remanescente dentário e tecidos adjacentes, em perspectivas mecânica e biológica. Além disso, as restaurações coronárias devem isolar a dentina e o material obturador do canal da micro-infiltração e possível contaminação periapical.

As coroas fundidas são restaurações coronárias que satisfazem esses requisitos e ainda distribuem as forças e protegem o dente contra fratura

(Wagnild & Muller, 1997). Sornkul & Stannard (1992) concordaram que a restauração com coroa total aumenta significativamente a resistência à fratura das raízes, independente do uso de retentor intra-radicular.

Contin *et al.* (2002) acreditam, ainda, que a restauração final pode, neutralizar o efeito de cunha, causado pelo retentor no interior da raiz, através do abraçamento suficiente da mesma. Wagnild & Muller (1997) relataram que o abraçamento é conseguido por meio de uma cinta metálica, ou seja, uma faixa de metal que envolve a margem gengival das paredes axiais externas do dente remanescente, conhecida como “férula”. Quando corretamente confeccionada reduz significativamente a incidência de fratura no dente não vital e resiste às forças laterais provenientes da ação da coroa, além de aumentar a retenção e resistência da restauração. Isto ocorre porque a ausência de férula força o núcleo a receber um estresse funcional alto, o que, freqüentemente, resulta em fratura devido ao fracasso do material (Wagnild & Muller, 1997). Newman *et al.* (2003), também aceitaram que o efeito férula aumenta a resistência à fratura de dentes tratados endodonticamente.

Para Zhi-Yue & Yu-Xing (2003), o comprimento da férula interfere na resistência à fratura de dentes tratados endodonticamente. Isto porque os melhores resultados foram obtidos para dentes com 2 mm de férula e núcleo fundido quando comparados a dentes restaurados com pinos pré-fabricados e resina.

Já, Tjan & Whang (1985), contrariamente ao que acreditam, confirmaram que a férula não aumenta a resistência à fratura das raízes. Pois, em seu trabalho, o efeito férula não aumentou a resistência à fratura de raízes com 1 mm de dentina na parede vestibular de incisivos centrais superiores, quando submetidas ao teste de resistência à fratura.

Outro fator que interfere na resistência à fratura dos dentes é a distribuição das tensões geradas no elemento dentário durante as cargas mastigatórias. Para tanto, existem pontos de resistência que, segundo Contin *et al.* (2002), são o dente, o ligamento periodontal e o abraçamento do osso alveolar.

Entretanto, Caputo & Standlee (1976) relataram que os fatores biomecânicos, que afetam a capacidade de reter a restauração e proteger o remanescente dentário, determinam se a carga oclusal é distribuída através da dentina para o ligamento periodontal ou o tecido ósseo.

Também, Mori *et al.* (1997) afirmaram que a substituição do esmalte e parte da dentina por ligas metálicas e material cerâmico provoca alterações na distribuição das tensões internas. Isto porque ao analisarem a distribuição das tensões internas, em dente hígido e em dentes restaurados com coroa metalo-cerâmica e núcleo fundido, observaram que a concentração de tensões, no dente restaurado, ocorre na interface núcleo/retentor e na parede do canal radicular. E, enquanto, a concentração das tensões de von Misses no dente hígido se encontra deslocada para o lado de aplicação da carga; no dente restaurado é dirigida para o centro do elemento dentário. Desta forma, no interior do dente, as tensões maiores concentram-se exatamente no centro, na parte correspondente ao núcleo fundido (quase o comprimento total). Concluíram que a tensão acumulada no núcleo, bem como no retentor intraradicular, demonstra que estes receberam e dissiparam a carga que atuou sobre a coroa, transmitindo-a à dentina, ao periodonto de sustentação e à base óssea. Para Hirschfeld & Stern (1972), as forças funcionais são transferidas do núcleo, através do retentor, para a raiz e para o suporte ósseo.

Ainda, a utilização de métodos para aumentar a retenção às custas de desgaste de dentina radicular cria, segundo Tjan & Whang (1985), concentração de tensão na dentina ou enfraquece consideravelmente a estrutura radicular remanescente, tornando o elemento dentário mais propenso à fratura.

Johnson *et al.* (2000) ressaltaram que o resultado mais catastrófico para uma estrutura dentária enfraquecida é a fratura coronária ou radicular. Sorensen & Engelman (1990) complementaram que quando ocorre a fratura pode ser necessária a extração do dente.

Zhi-Yue & Yu-Xing (2003) relacionaram a resistência do elemento dentário à massa de dentina remanescente, visto que a resistência à fratura tem sido menor com a diminuição de dentina. Da mesma forma, Assif & Gorfil,

(1994) afirmaram que o reforço do elemento dentário depende da quantidade e da resistência inerente da dentina.

Tjan & Whang (1985) ao analisarem raízes com 1, 2 e 3 mm de espessura de dentina radicular na parede vestibular de incisivos centrais superiores, concluíram que as raízes com 1 mm de dentina radicular remanescente foram mais propensas à fratura quando comparadas às raízes com 2 e 3 mm de dentina remanescente. Assim, os autores preconizam ser necessário ter no mínimo 1 mm de dentina saudável remanescente ao redor do canal para a colocação de retentor. Caputo & Standlee (1976) e Janson *et al.* (1986) concordaram que a quantidade mínima de dentina remanescente nas paredes do canal radicular seja de 1 mm.

No entanto, a perda de dentina nas paredes do canal representa um problema para a restauração de dentes não vitais que precisam ser preservados (Lui, 1987). E, desta forma, em casos de destruição radicular interna, cujas paredes dentinárias remanescentes estão fragilizadas, tem sido sugerido o uso de materiais restauradores para reforço radicular associado à restauração com núcleo e coroa.

Em vista disso, o presente estudo comparou raízes em condições ideais, com espessura de 2 mm de dentina na região cervical da raiz, a raízes em condições extremas de enfraquecimento radicular (0,5 mm de dentina remanescente) combinadas à reconstrução das paredes debilitadas.

Logo, com base nos resultados obtidos, sob as condições deste estudo, verificou-se que a reconstrução de raízes enfraquecidas com diferentes materiais de uso odontológico, após a cimentação de núcleo metálico moldado fundido e coroa total metálica, restabeleceu consideravelmente a resistência à fratura, quando comparada a raízes controle.

De acordo com análise estatística dos valores de força, em quilograma-força, obtidos neste estudo, no ensaio de carregamento por compressão tangencial dos espécimes, após serem submetidos à fadiga, observou-se que não houve diferença estatisticamente significativa entre os grupos experimentais.

Entretanto, isto é contraditório ao trabalho de Marchi *et al.* (2003) onde observaram que as raízes consideradas saudáveis, com 2 mm de espessura cervical, são mais resistentes à fratura que as raízes enfraquecidas cujo remanescente dentinário radicular era de 0,5 mm.

Uma possível explicação para os resultados encontrados neste estudo, pode estar na realização do teste de fadiga ao qual os espécimes foram submetidos previamente ao ensaio de carregamento por compressão tangencial. Segundo Mendoza *et al.* (1997), a fadiga gradual que os dentes são submetidos quando estruturalmente enfraquecidos aumenta a probabilidade à fratura.

Contudo, ao analisar as médias das forças necessárias para causar a fratura dos espécimes, os espécimes do grupo controle obtiveram os maiores valores numéricos de resistência à fratura quando comparado aos outros grupos experimentais, composto por raízes enfraquecidas e reconstruídas.

Os canais radiculares dos espécimes do grupo controle foram preparados até que fosse conservado 2 mm de dentina nas paredes radiculares, na região cervical. Isto porque, segundo Pegoraro *et al.* (1998), a espessura ideal das paredes dos canais radiculares deve corresponder a um terço do diâmetro radicular. Logo, o diâmetro final do retentor intra-radicular moldado foi também de 2 mm, como recomendado por Stern & Hirshfeld (1973), cujo diâmetro do retentor deve ser de um terço do diâmetro radicular.

A explicação para a obtenção de maiores valores no grupo controle se deve, possivelmente, à maior quantidade de dentina nas paredes dos canais radiculares. Isto está de acordo com Tjan & Whang (1985), Sornkul & Stannard (1992), Assif & Gorfil (1994), Marchi *et al.* (2003) e Zogheib (2005) os quais relataram que a resistência à fratura de dentes tratados endodonticamente está diretamente relacionada à quantidade de estrutura dentinária nas paredes do canal radicular.

Todavia, a razão pela qual os valores não terem apresentado diferença estatisticamente significativa, pode ser devido ao fato de a restauração agir como uma cunha no interior da raiz (Sornkul & Stannard, 1992). Isto foi elucidado por Sornkul & Stannard (1992), em seu estudo, onde

observaram que as raízes intactas, sem tratamento endodôntico ou restauração, apresentaram maior resistência à fratura em comparação à dentes tratados endodonticamente e restaurados de diferentes formas. Relataram que os dentes intactos apresentaram distorção compressiva clássica e bem mais forte quando comparados aos grupos restaurados que apresentaram falhas ao redor da restauração (núcleo).

Já, na análise entre os grupos experimentais cujas raízes foram enfraquecidas e reconstruídas com diferentes materiais, embora não tenha sido verificada, através do teste estatístico, diferença significativa, os valores numéricos obtidos foram diferentes.

O grupo reconstruído com cimento de fosfato de zinco foi o que apresentou menores valores numéricos de resistência à fratura, embora tal diferença não tenha sido estatisticamente significativa. Isto está de acordo com o trabalho de Mendoza *et al.* (1997) que compararam a reconstrução de raízes com diferentes cimentos e resina composta. No trabalho destes autores, os valores do grupo reconstruído com fosfato de zinco apresentaram-se menores quando comparados aos valores dos espécimes reconstruídos com resina composta, entretanto, também não foram estatisticamente significantes. Para eles, no grupo de fosfato de zinco, o cimento começa a esfarelar conforme a carga aumenta e por isso o ponto preciso de falha do cimento não pode ser perceptível. Por causa disso, o ponto de falha foi considerado como a carga necessária para causar a fratura radicular, embora a falha no cimento tenha ocorrido antes, em todas as amostras. Observaram, ainda, que a falha do cimento de fosfato de zinco ocorre do lado oposto à aplicação da carga, ou seja, onde a linha começa a esfarelar. Entretanto, isto não foi analisado neste estudo, mas os valores de força utilizados na análise de resistência à fratura concordaram com eles, ou seja, quando causaram a fratura radicular.

Ainda, a pesquisa de Sorensen & Engelman (1990) é concordante com este trabalho, pois verificaram que não houve diferença significativa entre os grupos cujas raízes apresentaram maior desgaste intra-radicular e maior linha de cimento com aquelas cujos retentores estavam adaptados. Concluíram

que a espessura de cimento de fosfato de zinco entre o retentor e as paredes do canal não afetaram significativamente a resistência à fratura.

Yang *et al.* (2001) relataram que a resistência à fratura do cimento é menor que a da dentina ou do material do núcleo. Sendo assim, é uma possível explicação para os resultados encontrados de menores médias numéricas obtidas para o grupo de fosfato de zinco. Ainda, para eles a freqüente aplicação da carga pode causar pressão e tensão na linha de cimento e resultar em prejuízo desta e conseqüente perda da restauração.

Além disso, segundo (Miranda *et al.*, 2002) a linha de cimento tem a função de uma zona de amortecimento, pois a película que se forma absorve e dissipa as tensões intra-radulares promovidas pelo retentor intra-radicular fundido e pelas sobrecargas oclusais das futuras coroas. Entretanto, quando o retentor intra-radicular não é cimentado coincidindo com o longo eixo do canal radicular, obtém-se uma linha de cimento não uniforme, o que favorece o desenvolvimento de maiores tensões (Standlee *et al.*, 1972). Ainda, se tal linha apresenta-se espessa ou com espessura variável, pode transferir as tensões ao dente de uma maneira diferente quando comparado a uma linha de cimento fina e uniforme (Loney *et al.*, 1990).

Entretanto, discordamos do trabalho de Bolhuis, *et al.* (2004) pois observaram, por meio de microscopia eletrônica de varredura, que a fadiga afetou significativamente a integridade adesiva e verificaram a formação de trincas na linha de cimento ou perda de adaptação do cimento no retentor ou dentina. Todavia, no presente estudo, não foi observada alguma falha na raiz ou deslocamento do núcleo ou coroa, após a realização do mesmo teste. Apesar de não ser possível afirmar que não houve alterações na linha de cimento.

Do ponto de vista clínico, a quebra do cimento compromete sobremaneira a retenção do núcleo e sendo assim, se este não se tornar inteiramente móvel, aumenta o risco de fratura radicular (Mendoza *et al.* 1997). Contudo, Sorensen & Engelman (1990) defenderam que a falha do cimento permite o retratamento do dente, enquanto que em caso de fratura pode ser necessária a extração do dente.

Para Saupe *et al.* (1996), o cimento tradicional é a principal razão das falhas do retentor intra-radicular. Consideraram as falhas adesivas quando ocorrem na interface cimento/dentina ou na interface cimento/núcleo ou falha coesiva do cimento. Isto acontece porque, segundo eles, os cimentos convencionais são não adesivos, inorgânicos e a retenção é conseguida, principalmente, por embricamento mecânico.

Já Miranda *et al.* (2002) defenderam o uso do cimento de fosfato de zinco por ser um agente de cimentação ainda muito empregado, embora tenha sido introduzido no mercado odontológico há mais de cem anos. Além do mais, tal supremacia sobre os demais cimentos, segundo os mesmos autores, pode ser devido ao fato de ter sido, durante muitas décadas, o único com qualidade cimentante, ou em razão da facilidade de manipulação e de melhor domínio profissional. Também Fernandes *et al.* (2003) concordaram que o cimento de fosfato de zinco tem sido usado há anos com sucesso na cimentação de retentores.

Ao se comparar os resultados obtidos para os espécimes reconstruídos com cimento de fosfato de zinco aos espécimes reconstruídos com resina composta, novamente não se observou diferença pela análise estatística. Isto concorda novamente com o trabalho de Mendoza *et al.* (1997), em que não foi verificada diferença significativa na comparação entre os grupos de cimento de fosfato de zinco e resina composta,. Entretanto, em valores absolutos, os espécimes reconstruídos com cimento de fosfato de zinco apresentaram menores valores do que aqueles obtidos para os espécimes de resina composta, o que também concorda com o presente estudo.

Embora, Mendoza *et al.* (1997) mostrassem que materiais com propriedades de ligação à dentina, fornecessem ao sistema de canais radiculares uma resistência à fratura adicional, sob as condições do presente estudo isto não pode ser afirmado. Pois os resultados obtidos para os grupos de espécimes reconstruídos com resina ou ionômero de vidro, materiais adesivos, mostraram não ser estatisticamente mais resistentes à fratura em relação aos espécimes do grupo de fosfato de zinco.

Por conseguinte, os valores de resistência obtidos para grupo de resina composta, Z250, foram menores, que os conseguidos no grupo controle e no grupo cujos espécimes foram reconstruídos com cimento de ionômero de vidro, Vidrion R.

Contudo, os resultados obtidos são discordantes em relação ao trabalho de Saupe *et al.* (1996), e que concluíram que a reconstrução de raízes enfraquecidas com resina composta é favorável em relação à resistência à fratura. O mesmo foi defendido por Yoldas *et al.* (2005), pois mostraram que a reabilitação do espaço para o retentor com resina composta, reduz significativamente os valores de deformação na região cervical da superfície radicular. Não obstante, é importante ressaltar que ambos os trabalhos compararam raízes enfraquecidas restauradas com núcleos moldados fundidos ou reconstruídas com resina composta.

Ainda, no trabalho de Newman *et al.* (2003), a reconstrução com resina flow também apresentou resultados favoráveis, visto que o reforço com material resinoso resultou em aumento da resistência à fratura de dentes enfraquecidos e canais amplos.

Uma possível explicação para os valores de resistência à fratura obtidos no grupo de resina composta é a polimerização da massa de material no interior do canal. Lui (1994b) afirmou que a completa polimerização não pode ser garantida, especialmente quando compósito é colocado a uma profundidade maior que 4 a 5 mm. Explicou que isto ocorre devido à limitação de transmissão de luz através da massa de resina intra-radicular. Contudo, a fim de minimizar este fator, a inserção da resina foi realizada de forma incremental em todos os espécimes do grupo experimental de resina composta.

A sugestão do uso de resina composta para fortalecer as paredes enfraquecidas do canal radicular, reforçar a raiz e, desta forma, manter o dente em função, foi proposta por Lui em 1987. O reforço da porção enfraquecida pode permitir que a raiz seja capaz de suportar um retentor intra-radicular e uma restauração e permanecer em função na cavidade oral. Relatou também que a resina é um material restaurador suficientemente forte.

Yoldas *et al.* (2005) relataram que o uso de materiais resinosos adesivos em reforço radicular melhora a resistência à fratura, por meio do aumento da espessura interna da raiz. Também, defenderam a resina composta como um material cuja elasticidade é compatível com a dentina.

Ao se comparar os grupos reconstruídos com resina composta e ionômero de vidro, não se verificou diferença significativa entre eles na análise estatística. Isto está de acordo com o trabalho de Marchi *et al.* (2003) que, também, utilizaram resina composta e ionômero de vidro na reconstrução de raízes enfraquecidas. Entretanto, no presente estudo foi utilizada resina Z250, 3M, enquanto no trabalho de Marchi *et al.* (2003), a resina composta utilizada foi também da 3M, mas Z100.

Todavia, o cimento de ionômero de vidro foi o de maior diferença entre estes dois trabalhos, pois foi utilizado o Vitremer, 3M, cimento de ionômero de vidro modificado com resina, cujo condicionamento dentinário e a polimerização, pela reação ácido-base e fotoativação, são diferentes do Vidrion R, SS WHITE, utilizado no estudo em questão. A reação de presa do Vidrion R ocorre através de ativação química e não necessita de condicionamento prévio da dentina.

Concordando, ainda, com o trabalho de Marchi *et al.* (2003), o grupo, cuja reconstrução foi feita com cimento ionomérico, apresentou a maior média de resistência à fratura em relação aos outros materiais testados, embora tal diferença não tenha sido significativa.

Entretanto, Soares (1999) encontrou menores valores de resistência à fratura para os espécimes enfraquecidos reconstruídos com cimento de ionômero de vidro modificado com resina (Vitremer), sendo estatisticamente diferente dos outros materiais testados pelo autor, e assim, discordante com presente estudo.

Lui (1992) utilizou cimento de ionômero de vidro reforçado com partículas de metal, Cermet, para a reconstrução de raízes enfraquecidas de dentes tratados endodonticamente. Observou que o Cermet reforçou e permitiu que as raízes enfraquecidas fossem capazes de receber a restauração e permanecer em função na cavidade oral. O mesmo pôde ser visto no presente

estudo, pois a relação entre o grupo controle e as raízes reconstruídas com ionômero de vidro não apresentou diferença significativa, desta forma, as raízes enfraquecidas reconstruída podem permanecer em função.

Neste sentido, a média da força obtida entre os espécimes do grupo ionômero de vidro foi de 38,10 kgf enquanto de 36,41 kgf para o fosfato de zinco (tabela 1.1). Uma possível explicação para tal diferença entre os resultados é o fato de o cimento ionomérico ter alta resistência à compressão quando comparado ao cimento de fosfato de zinco. Sendo a resistência à compressão destes materiais 1200 kg/cm^2 e 1100 kg/cm^2 , respectivamente (Fichman & Guidi, 1991).

Entre as vantagens apresentadas pelo cimento de ionômero de vidro encontra-se adesividade aos tecidos dentais, baixa solubilidade e expansão térmica linear semelhante ao do dente (Fichman & Guidi, 1991). Para Lui (1992), o material a base de ionômero promove, embora não perfeitamente, melhor selamento marginal que os agentes de união à dentina, prevenindo micro-infiltração marginal.

Assim, a ausência de diferença estatisticamente significativa entre os grupos experimentais talvez possa ser explicada pela realização prévia do teste de fadiga a que os espécimes foram submetidos. A fadiga gerada nos espécimes durante a ciclagem mecânica expõe as raízes a processos de deteriorização comuns na cavidade oral, o que resulta, ao longo do tempo, em falhas ou fraturas.

Cabe ressaltar, com base nas médias numéricas obtidas no presente estudo, que os dentes reconstruídos com os materiais testados e restaurados com núcleo metálico moldado fundido e coroa total metálica podem suportar a carga aplicada durante a mastigação. Isto porque Burke (1992) encontrou na literatura valor médio de força de mordida de 217 N, em dentição natural. Entretanto, é importante evidenciar, que há uma grande variação individual desta força de mordida, podendo chegar a 800 N, segundo o mesmo autor.

Da mesma forma, a maior força de mordida para os dentes anteriores mensurada no trabalho de Tortopidis *et al.* (1998) foi de 286 N. Já

Hellsing (1980), ao avaliar a máxima força de mordida em diversas condições, em voluntários saudáveis, encontrou que as médias de maiores forças de mordida interincisiva estiveram entre 161 N e 222 N, sendo 104 N o menor valor mensurado e 260 N o maior valor de força de mordida.

Assim, parece conveniente se basear nas chances de sucesso do tratamento restaurador através da reconstrução radicular, a fim de manter o elemento dentário em função na cavidade oral, antes de condená-lo à extração em virtude da perda de estrutura dentinária radicular.

Para Marchi *et al.* (2003), os materiais restauradores adesivos, usados em casos de raízes severamente enfraquecidas, não reconstroem as raízes com os mesmos valores de resistência à fratura que as raízes saudáveis. Já, Lui (1994a) defendeu o uso de materiais restauradores para a reconstrução de defeitos intra-radulares, pois, acredita que deste modo há reforço do dente comprometido e permite a reabilitação através de retentor intra-radicular e núcleo, além de suporte para uma coroa funcional e estética, principalmente em dentes anteriores. Entretanto, não se pode afirmar, através dos resultados deste estudo, que há reforço das raízes enfraquecidas com o uso dos materiais de preenchimento radicular.

Ainda, de acordo com Saupe *et al.* (1996), o preenchimento e reforço de estrutura intra-radicular enfraquecida com materiais que apresentem elasticidade compatível com a dentina são melhores que o preenchimento da raiz destruída com núcleo fundido. Para Lui (1987), a confecção de núcleo fundido que se estenda até a área com defeito (enfraquecida) pode causar fratura da estrutura radicular enfraquecida quando sob força de cimentação ou durante a carga mastigatória.

De acordo com Hayashi *et al.* (2006), quando um retentor intra-radicular, com maior módulo de elasticidade, é forçado contra a dentina radicular, com menor módulo, a tensão é transferida do retentor para a dentina, menos rígida. Assim, ao utilizar materiais restauradores com módulo de elasticidade similar à dentina radicular, menos tensão é transferida a ela.

De igual feita, Newman *et al.* (2003) afirmaram que a formação de um corpo único entre a dentina e o material restaurador permite uma melhor

distribuição de forças ao longo da raiz. Stern & Hirshfeld (1973) preconizaram, ainda, que a preparação para o retentor intra-radicular seja feita para se obter mínima quantidade de metal.

Em virtude disso, a reconstrução dos canais radiculares enfraquecidos diminui a quantidade de metal, devido ao aumento da espessura das paredes radiculares com materiais cujo módulo de elasticidade seja mais próximo ao da estrutura dentária.

Por conseguinte, na análise radiográfica dos espécimes, após a reconstrução com os respectivos materiais e a cimentação do núcleo, pôde-se observar a adaptação dos materiais no interior do canal (anexo 1).

Com isso, verificou-se que o grupo de resina composta foi o que apresentou maiores problemas, como presença de bolhas ou falta de material, especialmente nas regiões mais apicais da raiz. O grupo cujos espécimes foram reconstruídos com cimento de fosfato de zinco também apresentou falhas desta natureza, porém em menor quantidade e tamanhos também menores.

Em relação ao grupo de cimento de ionômero de vidro, conseguiu-se uma massa uniforme de material em toda a extensão da raiz, em todos os espécimes. Pode-se atribuir a isto o fato de ter apresentado os melhores valores numéricos de resistência, quando comparado aos outros materiais utilizados.

Ainda, é importante ressaltar a facilidade de utilização do ionômero de vidro, bem como a agilidade do procedimento restaurador. Enquanto há mais passos para a reconstrução com resina composta, como ataque ácido, sistema adesivo, inserção em incrementos e fotoativação, e, portanto, maior dispêndio de tempo. Já a utilização do cimento de fosfato de zinco para a reconstrução de raízes enfraquecidas, há economia de uma sessão clínica, a de reconstrução radicular, sendo que esta é realizada durante a cimentação do núcleo.

Contudo, foi observada, durante a cimentação dos núcleos moldados fundidos do grupo de cimento de fosfato de zinco, uma certa dificuldade para a manutenção do núcleo na posição centralizada na raiz, até o

endurecimento do cimento. Desta forma, pôde-se supor uma maior dificuldade durante esta etapa do procedimento reabilitador. Porém, convém ressaltar que, na realidade clínica, a região de maior enfraquecimento radicular interno é a região cervical. Desta forma o núcleo permanece adaptado no terço apical da raiz, próximo ao material obturador, e portanto, consegue-se uma certa estabilidade do mesmo e minimiza-se a possível dificuldade de manutenção do núcleo em posição.

A respeito do modo de fratura dos espécimes, de acordo com Hayashi *et al.* (2006) as fraturas radiculares se originam nas regiões com excessiva concentração de tensão e se propagam por áreas mecanicamente inferiores. Sob condições de carga oblíqua, todos os dentes restaurados com sistemas de pinos fraturam na interface retentor/dentina acompanhado do deslocamento do mesmo.

O mesmo foi relatado por Huysmans *et al.* (1993), pois verificaram que as falhas mais comuns foram uma combinação de deslocamento do retentor e fratura dentária ou radicular. Entretanto, discordamos de ambos, visto que isso não foi comprovado no presente estudo, pois em nenhum espécime foi observado deslocamento do retentor intra-radicular. Todavia apenas em um espécime, do grupo controle, verificou-se o deslocamento da coroa

Conseqüentemente, observou-se que o grupo controle apresentou principalmente falhas no terço cervical da raiz, e estavam presentes dentro das distâncias biológicas, correspondente aos 3 mm cervicais da raiz.

Por outro lado, as fraturas do grupo reconstruído com cimento de fosfato de zinco se concentraram no terço médio da raiz e desta forma, condenam o elemento dentário devido a sua profundidade e localização, abaixo do nível ósseo.

No que diz respeito ao grupo de resina composta, obteve-se mais fraturas no terço cervical quando comparadas aos outros dois grupos de materiais de preenchimento radicular. Isto pode ser explicado com o trabalho de Reagan *et al.* (1999) onde expuseram que a resina composta permite melhor absorção de impactos na máquina de fadiga devido ao menor módulo

de elasticidade. E por causa disso, segundo, Saupe *et al.* (1996), há uma distribuição mais igualitária das tensões na dentina remanescente. Ainda Yoldas *et al.* (2005) verificaram uma deformação significativamente menor na região cervical dos espécimes com reforço resinoso.

Ao se refletir sobre a distribuição de tensão, a fratura se propaga ao longo do retentor metálico, no terço médio e apical do retentor, o que indica fraturas não reparáveis quando restaurados com retentores metálicos (Hayashi, *et al.* 2006). Contudo, isto não está de acordo com este trabalho, uma vez que as fraturas dos espécimes controle atingiram apenas o terço cervical da raiz.

Ainda é importante ressaltar que neste estudo, da mesma forma que Marchi *et al.* (2003), as condições de enfraquecimento radicular foram extremas, com remanescente dentinário no terço cervical da raiz de 0,5 mm de espessura.

O controle do desgaste, para simulação do enfraquecimento radicular, foi realizado na região cervical da raiz, devido à facilidade de utilização do espessímetro. Ainda, para Mendoza *et al.* (1997), a região cervical da raiz, quando estruturalmente enfraquecida, aumenta os riscos de fratura. E a falta de dentina nesta região da raiz dificulta a retenção do retentor e da restauração (Lui, 1994a).

Yoldas *et al.* (2005) também analisaram a região cervical da raiz, pois, segundo eles, a fratura radicular cervical é o maior problema clínico em raízes com canais amplos tratados com diferentes aplicativos de retentores intra-radulares e núcleos. Além disso, a tensão que ocorre nesta região é mais crítica

Com relação ao substrato dentário para a realização deste trabalho, optou-se pelo uso de dentes bovinos. Isto porque, segundo Mitsui (2003) a obtenção de dentes anteriores humanos, para a realização de experimentos, está mais crítica. Visto que tais dentes são menos extraídos pois o modelo atual da Odontologia é a preservação do dente.

Da mesma forma, vários trabalhos têm substituído os dentes humanos pelos bovinos (Isidor *et al.* 1996; Marchi *et al.* 2003; Mitsui, 2003;

Mitsui *et al.* 2004; Soares *et al.* 2005) devido a semelhanças morfológicas e histológicas entre eles.

No presente estudo, os espécimes foram padronizados quanto às dimensões, porque segundo Mendoza *et al.* (1997), a variação natural entre os dentes usados é uma dificuldade inerente ao teste de resistência à fratura e a padronização reduz esta variável. Ainda, a análise prévia dos mesmos em lupa, permite o descarte daqueles que apresentarem imperfeições, como trincas ou fraturas na superfície radicular externa, e conseqüentemente que poderiam afetar os valores obtidos durante o ensaio.

Já, para a realização dos testes, tanto de fadiga quanto de resistência à fratura, é necessário a inclusão dos espécimes em blocos que permitam a correta adaptação às máquinas de ensaios. Contudo, o uso de material rígido pode distorcer os valores de força obtidos durante o ensaio, ou alterar o comportamento do espécime frente às condições laboratoriais. Logo, no presente estudo, da mesma forma que Mitsui *et al.* (2004), empregou-se resina de poliestireno para inclusão dos espécimes. Isto porque, segundo Soares *et al.* (2005), quando esta resina é utilizada para inclusão, as raízes tendem a mostrar fraturas mais homogêneas nos testes de fratura.

Ainda, para que a condições experimentais durante os ensaios sejam mais próximas da realidade, tem sido realizada a simulação do ligamento periodontal (Tjan & Whang, 1985; Saupe *et al.*, 1996; Mendoza *et al.*, 1997; Newman *et al.*, 2003). Para tanto, neste estudo optou-se pelo uso de Impregum[®], material de moldagem a base de poliéter. Para Soares *et al.* (2005), este material é o de melhor escolha para a simulação do ligamento periodontal. Também relataram que quando o ligamento periodontal é o simulado, há alteração na distribuição das tensões e conseqüentemente modificação nos modos de fraturas dos espécimes.

Ainda, Hayashi *et al.* (2006) relataram que, de acordo com trabalhos prévios, a resistência à fratura de dentes sem ligamento artificial foi aproximadamente duas vezes maior que aqueles com ligamento. Atribuíram isso ao fato da resina acrílica, usada para inclusão, funcionar como uma fêrula quando a simulação do ligamento periodontal está ausente. Sendo assim, há

resultado direto sobre o efeito da fratura radicular. Concluíram que a simulação é um método apropriado, entretanto não é o natural.

Por conseguinte, a fim de simular a distância biológica, os espécimes foram incluídos de forma que 3 mm cervicais da raiz permanecessem acima do bloco de resina (Mitsui *et al.*, 2004; Zogheib, 2005).

Assim, para avaliação da resistência à fratura das raízes restauradas, os espécimes foram submetidos ao ensaio de carregamento por compressão tangencial. Neste ensaio a carga é aplicada de forma contínua, cujo aumento é gradativo, até a fratura radicular, e os valores de força obtidos são usados para a análise estatística (Isidor *et al.*, 1996; Mendoza *et al.*, 1997).

Em adição, a aplicação da carga é realizada em ângulo constante e sobre uma pequena área da coroa. Entretanto, as forças mastigatórias são multidirecionais e aplicadas repetidamente sobre uma ampla área da coroa. (Fernandes & Dessai, 2001).

Em vista desta limitação do ensaio laboratorial, o teste de fadiga, por meio da ciclagem mecânica, foi realizado em associação ao ensaio de carregamento por compressão tangencial, cuja finalidade foi de se aproximar cada vez mais da complexidade das condições naturais, e desta forma permitir a extrapolação dos resultados para as situações clínicas.

Huysmans *et al.* (1993) relataram que o teste de fadiga simula, em uma razão acelerada, a deteriorização e falha nas restaurações devido às influências mecânicas. Isto porque a carga mecânica cíclica, à qual a restauração é submetida durante os movimentos mastigatórios, é um fator que pode causar falhas tardias nas restaurações.

Para Mitsui (2003) este tipo de ensaio *in vitro* reflete maior fidelidade à dinâmica das forças mastigatórias recebidas pela restauração em situações clínicas. Contudo, para Fernandes & Dessai (2001), a velocidade dos movimentos mandibulares é variavelmente considerável.

Portanto, tal ensaio consiste, segundo Mitsui (2003), em aplicação de carga intermitente. Fernandes & Dessai (2001) completam que o impacto é causado por carga de compressão cuja velocidade é mantida constante, o que corresponde a movimentos cíclicos prolongados.

No presente estudo foi realizada fadiga úmida, sendo a água mantida em temperatura constante de $37^{\circ}\text{C} \pm 1^{\circ}\text{C}$, e ângulo de aplicação da carga de 135° em relação ao longo eixo da raiz. Com isso, tentou-se simular as condições e a temperatura que as restaurações são submetidas na cavidade oral. Entretanto, a aplicação de carga em ângulo permanente se distancia da realidade, visto que os movimentos mandibulares, hábitos para-funcionais e alimentos geram impacto de diversas concentrações no dente.

Com relação ao número de ciclos que os espécimes devem ser submetidos durante os testes de fadiga não há um consenso na literatura. Os trabalhos relatam 100.000 ciclos (Bolhuis *et al.* 2004); 250.000 ciclos (Zogheib, 2005); 400.000 ciclos (Mannocci *et al.*, 1999); 260.000 ciclos. (Isidor *et al.*, 1996) e 1.000.000 ciclos (Kovarik *et al.*, 1992).

Sobre a frequência e a carga aplicadas durante este ensaio laboratorial também não há acordo entre os trabalhos, pois Mannocci *et al.*, (1999) e Isidor *et al.* (1996) utilizaram frequência de 2 ciclos por segundo e carga de 250 N; Zogheib (2005) 2,6 Hz e 3 kg; Reagan *et al.* (1999) 4,6 Hz; Huysmans *et al.* (1993) 5 Hz; e Kovarik *et al.* (1992) 60 ciclos por minuto.

Desta forma, o presente estudo submeteu os espécimes a 250.000 ciclos, baseado no trabalho de Huysmans *et al.* (1993) que recomendaram para teste de fadiga *in vitro*, utilizar mais que 10^5 ciclos. Isto porque verificaram que o aumento da relevância clínica em investigação de falhas, ocorre depois de função estendia. No entanto, a frequência de 2 Hz e carga de 50 N foram determinadas pela máquina de ciclagem mecânica utilizada.

O dispositivo de aplicação da carga em forma de lâmina de faca foi determinado para se encaixar na face palatina das coroas, no nicho previamente confeccionado. Assim, evitou-se o deslizamento do espécime ou do dispositivo. No entanto, segundo, Reagan *et al.* (1999), a forma do aplicador de carga não interfere nos resultados obtidos.

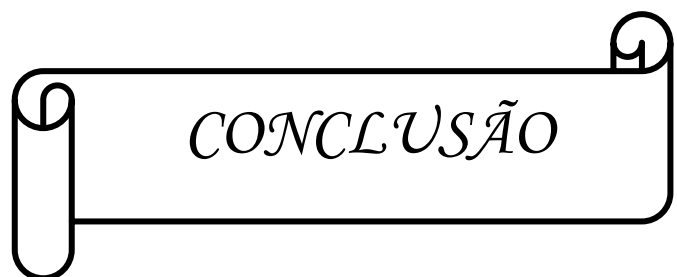
Nos ensaios laboratoriais realizados, foi utilizada a angulação de 135° em relação ao longo eixo da raiz. Da mesma forma que os trabalhos de Huysmans *et al.* (1993), Martinez-Insua *et al.* (1998), Soares (1999), Marchi *et*

al. (2003), Mitsui (2003), Newman *et al.* (2003), Zhi-Yue & Yu-Xing (2003), Mitsui *et al.* (2004), Yoldas *et al.* (2005) e Zogheib (2005).

Para Loney & Ritsco (1995), o ângulo formado entre a aplicação da carga e o espécime afeta os resultados obtidos durante o teste de resistência à fratura. Desta maneira, a ângulo de 135° é o mais próximo das condições *in vivo*. Uma vez que o contato oclusal entre os incisivos superiores e inferiores, em classe I, mais próxima do ideal ocorre em 135,4° segundo a classificação de Downs (Moyers, 1973).

Apesar da realização dos ensaios em associação, cuja finalidade foi de se aproximar das condições *in vivo*, os testes laboratoriais ainda apresentam limitações. Entre elas estão os vários tipos de forças intra-oral, que geram tensões de tração, cisalhamento e compressão, que as restaurações dos dentes tratados endodonticamente são submetidas (Fernandes *et al.*, 2003). Contudo, os teste *in vitro* não conseguem simular com precisão este conjunto de cargas aplicadas sobre os dentes.

Dessa maneira, é importante salientar que a opção pelo emprego de materiais de preenchimento radicular na clínica diária deve visar a manutenção da saúde do aparelho estomatognático. Para isso, o cirurgião-dentista deve compreender os diferentes materiais, bem como os sistemas restauradores que devolvem a função e estética exercidas pelo elemento dentário. Além disso, as opções de reconstrução de raízes enfraquecidas devem ser analisadas antes de condenar a estrutura radicular.



7.CONCLUSÃO

Com base nos resultados obtidos e frente às limitações impostas pela metodologia aplicada neste estudo, foi possível concluir que:

✓ Em relação à resistência à fratura as raízes controle, com maior espessura de dentina, e as raízes enfraquecidas reconstruídas apresentaram-se semelhantes estatisticamente;

✓ As raízes controle apresentaram melhores valores numéricos de resistência à fratura quando comparadas aos grupos de reconstrução radicular, porém sem significância estatística, inclusive entre os materiais testados; tais valores não apresentaram diferença significativa;

✓ O comportamento estatístico das raízes enfraquecidas reconstruídas com Vidrion R, Z 250 e Fosfato de zinco foi similar, sendo que o ionômero de vidro apresentou a maior média numérica de resistência à fratura;

✓ Quando analisado os modos de fratura, nos grupos controle e resina composta as fraturas se concentraram no terço cervical;

✓ Para o grupo de ionômero de vidro, as fraturas se estenderam até o terço apical;

✓ O grupo cujos espécimes foram reconstruído com cimento de fosfato de zinco as fraturas se estenderam até o terço médio, em sua maioria.

Sendo assim, é possível concluir que preservar a maior quantidade de dentina é melhor para o prognóstico de sobrevida do elemento dentário. Além disso, analisar a possibilidade de reconstrução do remanescente radicular enfraquecido a fim de mantê-lo em função e estética, antes de condená-lo, deve ser a escolha do profissional de Odontologia.

A decorative horizontal scroll with a black outline. It has a small loop at the left end and a larger loop at the right end. The word "REFERÊNCIAS" is written in a black, italicized serif font in the center of the scroll.

REFERÊNCIAS

REFERÊNCIAS*

- Assif D, Gorfil C. Biomechanical considerations in restoring endodontically treated teeth. **J Prosthet Dent.** 1994 Jun;71(6):565-7.
- Bolhuis P, Gee A, Feilzer A. Influence of fatigue loading on four post-and-core systems in maxillary premolars. **Quintessence Int.** 2004 Sep; 35(8):657-67.
- Burke FJT. Tooth fracture *in vivo* and *in vitro*. **J Dent.** 1992 Jun;20(3):131-9.Review.
- Caputo AA, Standlee JP. Pins and posts – why, when and how. **Dent Clin North Am.** 1976 Apr; 20(2):299-311.
- Contin I, Mori M, Campos TN. Restauração dos dentes endodonticamente tratados. In: Cardoso RJA, Gonçalves EAN. **Oclusão/ATM, prótese, prótese sobre implante e prótese bucomaxilofacial – Odontologia.** Vol. 6. São Paulo: Artes Médicas; 2002. p.381-401.
- Fernandes AS, Shetty S, Coutinho I. Factors determining post selection: a literature review. **J Prosthet Dent.** 2003 Dec;90(6):556-62.
- Fernandes AS, Dessai GS. Factors affecting the fracture resistance of post-core reconstructed teeth: a review. **Int J Prosthodont.** 2001 Jul-Aug;14(4):355-63.Review.
- Fichman DC, Guidi D. O cimento de ionômero de vidro como agente de cimentação. **Rev paul odontol** 1991 nov/dez;13(6):46-7.
- Hayashi M, Takahashi Y, Imazato S, Ebisu S. Fracture resistance of pulpless teeth restored with post-cores and crowns. **Dent Mater.** 2006 May;22(5):477-85.Epub 2005 Sep 19.
- Hellsing G. On the regulation of interincisor bite force in man. **J Oral Rehabil.** 1980 Sep;7(5):403-11.

* De acordo com a Norma da FOUFU, baseado nas Normas de Vancouver.
Abreviaturas dos periódicos com conformidade com Medline (Pubmed).

- Hirschfeld Z, Stern N. Posts an core - the biomechanical aspect. **Aust Dent J.** 1972 Dec;17(6):467-8.
- Huysmans MC, Peters MC, Van Der Varst PG, Plasschaert AJ. Failure behaviour of fatigue-tested post and cores. **Int Endod J.** 1993 Sep;26(5):294-300.
- Isidor F, Ödman P, Brøndum K. Intermittent loading of teeth restored using prefabricated carbon fiber posts. **Int J Prosthodont.** 1996 Mar-Apr;9(2):131-6.
- Janson WA, Pegoraro LF, Valle AL, Bonfante G, Pandolfi RF, Hermogenes F. Núcleos Intra-radiculares. In: **Preparo de dentes com finalidade protética. Técnica da silhueta.** Bauru; 1986. p.121-53.
- Johnson ME, Stewart GP, Nielsen CJ, Hatton JF. Evalution of root reinforcement of endodontically treated teeth. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Endod.** 2000 Sep;90(3):360-4.
- Kantor ME, Pines M. A comparative study of restorative techniques for pulpless teeth. **J Prosthet Dent.** 1977 Oct;38(4):405-12.
- Kovarik RE, Breeding LC, Caughman WF. Fatigue life of three core materials under simulated chewing conditions. **J Prosthet Dent.** 1992 Oct; 68(4):584-90.
- Loney RW, Ritsco RG. The effect of load angulation on fracture resistance of teeth restored with cast post and core and crowns. **Int J Prosthodont.** 1995 May-Jun;8(3):247-51.
- Loney RW, Kotowicz WE, Mc Dowell GC. Three-dimensional photoelastic stress analysis of the ferule efect in cast post and core. **J Prosthet Dent.** 1990 May;63(5):506-12.
- Lui JL. Composite resin reinforcement of flared canals using light-transmitting plastic post. **Quintessence Int.** 1994 May;25(5):313-9^a.

- Lui JL. Depth of composite polymerization within simulated root canals using light-transmitting posts. **Oper Dent.** 1994 Sep-Oct;19(5):165-8. ^b
- Lui JL. Cermet reinforcement of a weakened endodontically treated root: a case report. **Quintessence Int.** 1992 Aug;23(8):533-8.
- Lui JL. A technique to reinforce weakened roots with post canals. Case Report. **Endod Dent Traumatol.** 1987 Dec;3 (6):310-4.
- Mannocci F, Ferrari M, Watson TF. Intermittent loading of teeth restored using quartz fiber, carbon-quartz fiber and zirconium dioxide ceramic root canal posts. **J Adhes Dent.** 1999 Summer;1(2):153-8.
- Marchi GM, Paulillo LAMS, Pimenta LAF, Lima FAP. Effect of different fillings materials in combination with intraradicular post on the resistance to fracture of weekend roots. **J Oral Rehabil.** 2003 Jun;30(6):623-9.
- Martinez-Insua A, Silva L, Rilo B, Santana V. Comparison of the fracture resistances of pulpless teeth restored with a cast post and core or carbon-fiber post with a composite core. **J Prosthet Dent.** 1998 Nov;80(5):527-32.
- Mendoza DB, Eakle WS, Kahl EA, Ho R. Root reinforcement with a resin-bonded preformed post. **J Prosthet Dent.** 1997 Jul;78(1):10-4.
- Miranda CC, Úmbria EMG, Soares IJ. Núcleos metálicos fundidos. In: **Oclusão/ATM, prótese, prótese sobre implante e prótese bucomaxilofacial – Odontologia.** Vol 6. São Paulo: Artes Médicas;2002. p.404-40.
- Mitsui FHO, Marchi GM, Pimenta LAF, Ferraresi PM. In vitro study of fracture resistance of bovine roots using different intraradicular post systems. **Quintessence Int.** 2004 Sep;35(8):612-6.
- Mitsui FHO. **Avaliação da resistência à fratura de raízes bovinas com sistemas de retenção intra-radicular submetidas à**

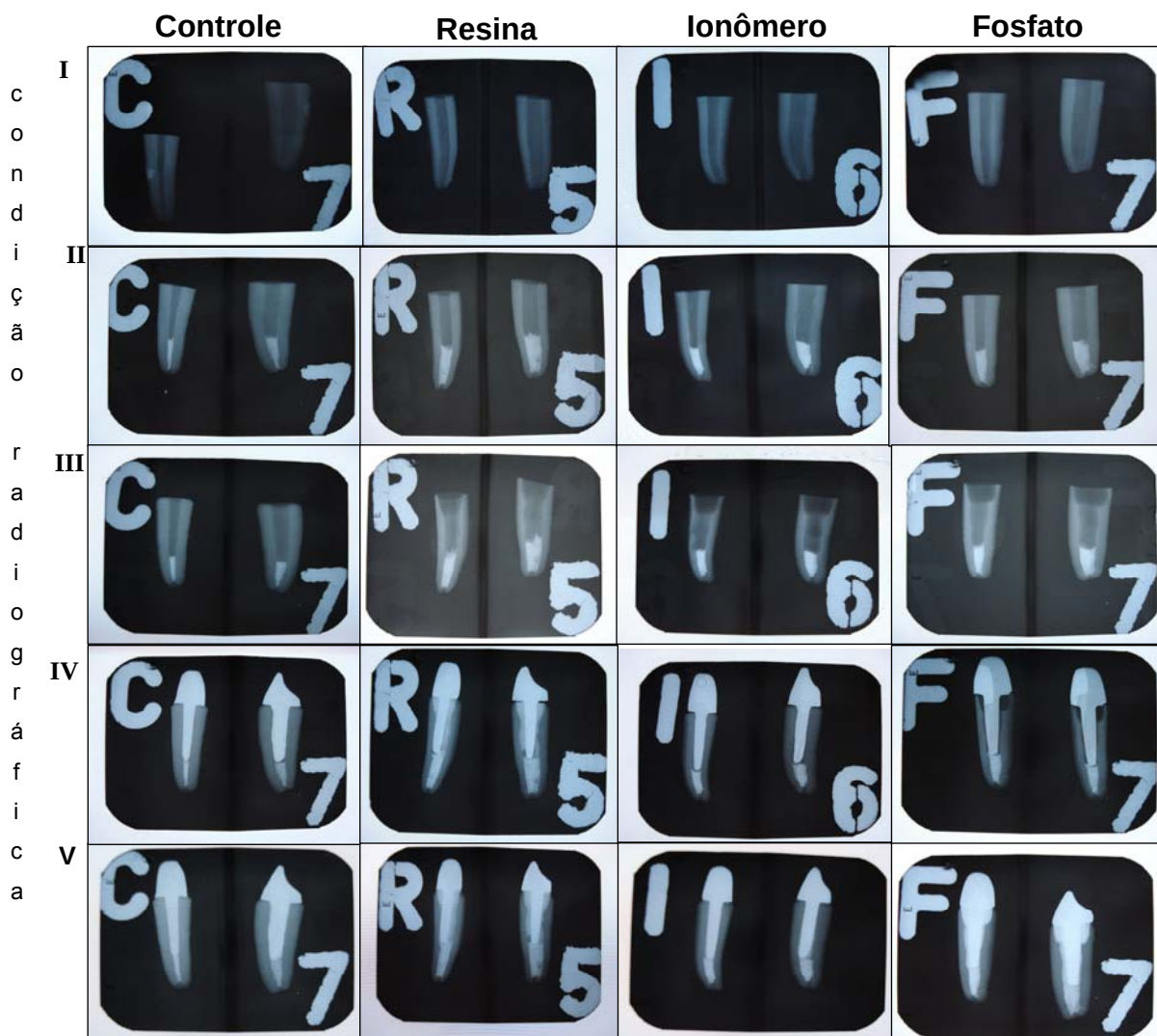
- ciclagem mecânica.** [dissertação] Piracicaba: Faculdade de Odontologia de Piracicaba/FOP-Unicamp;2003.
- Mondelli J, Mondelli RFL. Restauração de dentes tratados endodonticamente. In: Vanzillotta PS, Salgado LPS. Odontologia integrada: **Odontologia integrada: atualização multidisciplinar para o clínico e o especialista.** Rio de Janeiro: Pedro Primeiro;1999.p. 165-211.
- Mori M, Ueti M, Matson E, Saito T. Estudo da distribuição das tensões internas, sob carga axial, em dente hígido e em dente restaurado com coroa metalocerâmica e retentor intra-radicular fundido – Método do elemento finito. **Rev. Odontol. Univ. São Paulo** 1997 Abr-Jun;11(2):99-107.
- Moyers RE. Analysis of the craniofacial skeleton. In: **Handbook of orthodontics for the student and general practitioner.** 3°ed.Chicago:Year book medical publishers incorporated;1973.p.387-425.
- Newman MP, Yaman P, Dennison J, Rafter M, Billy E. Fracture resistance of endodontically treated teeth restored with composite posts. **J Prosthet Dent.** 2003 Apr;89(4):360-7.
- Oliveira Júnior E. Retenção intra-radicular (Sistema Luminex*). **Rev Assoc Paul Cir Dent.** 1997 Jan-Fev;51(1):53-6.
- Palma RG, Navarro MFL, Ishikirama A, Marangoni MH. Resistência à compressão e à tração diametral de cimento de ionômero de vidro convencional e reforçado com metal. **Rev. Odontol. Univ. São Paulo** 1994 Out-Dez;8(4):235-8.
- Pegoraro LF. Núcleos. In: Pegoraro LF. **Prótese fixa.** 1°ed.São Paulo: Artes Médicas- divisão odontológica; 1998.p.85-110.
- Prado CJ, Estrela C, Panzeri H, Biffi JCG. Permeability of remaining endodontic obturation after post preparation. **Gen Dent.** 2006 Jan-Feb;54(1):41-3.

- Reagan SE, Fruits TJ, Van Brunt CL, Ward CK. Effects of cyclic loading on selected post-and-core systems. **Quintessence Int.** 1999 Jan;30(1):61-7.
- Saupe WA, Gluskin AH, Radke Jr RA. A comparative study of fracture resistance between morphologic dowel and cores and a resin-reinforced dowel system in the intraradicular restoration of structurally compromised roots. **Quintessence Int.** 1996 Jul;27(7):483-91.
- Silverstein WH. The reinforcement of weakened pulpless teeth. **J Prosthet Dent.** 1964 Mar-Apr;14(2):372-81.
- Soares CJ, Pizi ECG, Fonseca RB, Martins LRM. Influence of root embedment material and periodontal simulation on fracture resistance tests. **Pesqui Odontol Bras.** 2005 Jan-Mar;19(1):11-6.
- Soares JCF. **Resistência à fratura de raízes enfraquecidas reconstruídas com sistemas restauradores adesivos.** [dissertação] Bauru: Faculdade de Odontologia de Bauru/FOB-USP; 1999.
- Sorensen JA, Engelman MJ. Effect of post adaptation on fracture resistance of endodontically treated teeth. **J Prosthet Dent.** 1990 Oct;64(4):419-24.
- Sornkul E, Stannard JG. Strength of roots before and after endodontic treatment and restoration. **J Endod.** 1992 Sep;18(9):440-3.
- Standlee JP, Caputo AA, Collard EW, Pollack MH. Analysis of stress distribution by endodontic posts. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol.** 1972 Jun;33(6):952-60.
- Stern N, Hirshfeld Z. Principles of preparing endodontically treated teeth for dowel and core restorations. **J Prosthet Dent.** 1973 Aug;30(2):162-5.

- Taleghani M, Morgan RW. Reconstructive materials for endodontically treated teeth. **J Prosthet Dent.** 1987 Apr;57(4):446-9.
- Tjan AHL, Whang SB. Resistance to root fracture of dowel channels with various thickness of buccal dentin walls. **J Prosthet Dent.** 1985 Apr;53(4):496-500.
- Tortopidis D, Lyons MF, Baxendale RH, Gilmour WH. The variability of bite force measurement between sessions, in different positions within the dental arch. **J Oral Rehabil.** 1998 Sep;25(9):681-6.
- Wagnild GW, Mueller KT. Restauração de dente tratado endodonticamente. In: Cohen S. **Caminhos da polpa.** 6°ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 1997. p.607-634.
- Yang HS, Lang LA, Molina A, Felton DA. The effects of dowel desing and load direction on dowel-and-core restorations. **J Prosthet Dent.** 2001 Jun;85(6):558-67
- Yoldas O, Akova T, Uysal H. An experimental analysis of stresses in simulated flared root canals subjected to various post-core applications. **J Oral Rehabil.** 2005 Jun;32 (6):427-32.
- Zhi-Yue L, Yu-Xing Z. Effects of post-core desing and ferrule on fracture resistance of endodontically treated maxillary central incisor. **J Prosthet Dent.** 2003 Apr;89(4):368-73.
- Zogheib LV. **Resistência à fratura de raízes fragilizadas restauradas com resina composta e pinos de fibra de vidro submetidos à ciclagem mecânica.** [dissertação] Bauru: Faculdade de Odontologia de Bauru/FOB-USP; 2005.



Grupos Experimentais



Anexo 1. Radiografias ilustrativas, de cada grupo experimental, obtidas durante a realização do estudo. As letras correspondem aos grupos experimentais e os números ao espécime. Condição radiográfica: I) inicial; II) qualidade da obturação endodôntica e alívio; III) desgaste intra-radicular; IV) verificação de adaptação do núcleo moldado fundido; V) cimentação do núcleo moldado fundido.