

UNIVERSIDADE POSITIVO
MESTRADO PROFISSIONAL EM ODONTOLOGIA CLÍNICA

RETENTORES INTRARRADICULARES PERSONALIZADOS A
BASE DE FIBRA DE VIDRO UNIDIRECIONAL – FADIGA E
RESISTÊNCIA À FRATURA

ROGÉRIO GOULART DA COSTA

Dissertação apresentada à Universidade Positivo como requisito parcial para obtenção do título de Mestre em Odontologia, pelo programa de Mestrado Profissional em Odontologia Clínica.

Orientadora: Prof^a. Dra. Gisele Maria Correr Nolasco

CURITIBA

2009

Dados Internacionais de catalogação na Publicação (CIP)
Biblioteca da Universidade Positivo- Curitiba – PR

C837 Costa, Rogério Goulart da.
Retentores intrarradiculares personalizados a base de fibra
de vidro unidirecional : fadiga e resistência à fratura / Rogério
Goulart da Costa. — Curitiba : Universidade Positivo, 2009.
73 p. : il.

Dissertação (mestrado) – Universidade Positivo, 2009.
Orientadora : Prof^ª. Dr^ª. Gisele Maria Correr Nolasco.

1. Molares – fraturas. 2. Retentores intrarradiculares.
I. Título.

CDU 616.314-001.4

Programa de Mestrado Profissional em Odontologia Clínica

A Comissão Julgadora dos trabalhos de Defesa de Dissertação de MESTRADO, em sessão pública realizada em 23 de outubro de 2009, considerou o candidato **ROGÉRIO GOULART DA COSTA** aprovado.



PROFa. DRa. GISELE MARIA CORRER NOLASCO



PROF. DR. LOURENÇO CORRER SOBRINHO



PROF. DR. MÁRCIO JOSÉ FRAXINO BINDO

DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho a minha família, meus pais Raimundo e Tereza, a Leila, ao Leandro e Vinicius, a minha amada esposa, Gislaíne, ao Keko e a Linda, a meus amigos e a Deus.

AGRADECIMENTOS

A Deus, por me dar, força, saúde, esperança, paz e tudo que me motiva a lutar por uma vida profissional e pessoal melhor.

A minha companheira, Gislaine, pelo seu amor, carinho, companheirismo, atenção e dedicação para que eu conseguisse superar todas as dificuldades e problemas nesta árdua etapa de nossa vida.

Aos meus amigos, pois aprendi que mais do que disposição, força de vontade, equipamentos e dinheiro nós precisamos de amigos, por isso, agradeço de coração a todos que contribuíram para a construção deste trabalho.

Agradecimento especial ao meu amigo Eduardo Moraes que foi de fundamental importância para a concretização deste trabalho.

Agradecimento especial aos meus amigos e colegas de trabalho Denis e Rita que sempre se dispuseram a dar uma força no que fosse preciso, principalmente, com os pacientes do consultório.

Agradecimento ao meu amigo Max pela colaboração na edição de imagens e figuras.

Agradecimento especial a equipe da prótese: Marcio Bindo, Sávio, Moira e Eduardo que suportaram a sobrecarga de trabalho nos momentos que estive ausente.

Agradecimento aos Professores Alessandro Loguercio e, Milton Michel, da UEPG, que permitiram a utilização os laboratórios para realização dos ensaios mecânicos. Ao técnico Celso Bilynkievycz dos Santos que se prontificou a cuidar do teste de ciclagem mecânica inclusive nos finais de semana.

Agradecimento ao meu amigo Alexandre Mikowski, que vem participando e ajudando em minhas pesquisas desde a minha especialização.

Agradecimentos aos meus mestres e amigos, que me auxiliaram nesta jornada para angariar conhecimento e saber.

Agradecimento a Universidade Positivo, a Professora Maria da Graça Kfourí Lopes e ao Professor Flares Barato Filho pelo acolhimento e as oportunidades que me foram dadas.

Agradecimento especial a Professora Carla Castiglia Gonzaga, por sua ajuda nas correções e ajustes deste trabalho.

Agradecimento especial a minha orientadora Professora Gisele Maria Correr Nolasco pela sua dedicação, compreensão, paciência e carinho na orientação da minha pesquisa. Realmente uma mestra a ser seguida, sensata, ponderada, inteligente e muito competente.

A todos vocês, meu cordial e sincero obrigado de coração.

EPÍGRAFE

*É preciso a certeza de que tudo vai mudar;
É necessário abrir os olhos e perceber que as coisas boas estão dentro
de nós:*

*Onde os sentimentos não precisam de motivos nem os desejos de
razão.*

O importante é aproveitar o momento e aprender sua duração;

Pois a vida está nos olhos de quem sabe ver...

Se não houve frutos, valeu a beleza das flores...

Se não houve flores, valeu a sombra das folhas...

Se não houve folhas, valeu a intenção da semente.

Henfil

Costa RG. Retentores intrarradiculares personalizados a base de fibra de vidro unidirecional – fadiga e resistência à fratura [Dissertação de Mestrado]. Curitiba: Universidade Positivo; 2009.

RESUMO

O objetivo deste estudo foi avaliar a resistência à fratura de raízes de pré-molares humanos monorradiculares restauradas com retentores intrarradiculares personalizados a base de fibra de vidro, após simulação de fadiga. Foram selecionados 50 pré-molares humanos, padronizando-se as dimensões das raízes. Os dentes foram limpos e armazenados em solução de cloramina T a 0,5%. Os dentes tiveram as coroas cortadas e as raízes padronizadas no comprimento de 13 mm. Na seqüência, os espécimes foram tratados endodonticamente e incluídos em um bloco de resina acrílica autopolimerizável. Os espécimes foram distribuídos em 5 grupos (n=10) de acordo com o tipo de material de restauração, sendo: G1 (núcleo metálico fundido), G2 (pino pré-fabricado), G3 (pino pré-fabricado + pinos acessórios), G4 (pino pré-fabricado + fibra de vidro unidirecional medial) e G5 (retentor personalizados de fibra de vidro unidirecional medial). Para todos os grupos a cimentação dos pinos foi realizada com sistema adesivo Adper™ Scotchbond Multi-Use Plus e o cimento resinoso Cement-post. Os núcleos de preenchimento foram confeccionados com resina composta laboratorial Epricord, seguindo-se as instruções do fabricante. Os corpos de prova foram armazenados em estufa a 37°C e 100% de umidade relativa por 24 h, e em seguida, foram submetidos à ciclagem mecânica (250.000 ciclos com carga de 27 a 40 N na frequência de 2 Hz). Após a ciclagem mecânica, os corpos de prova foram submetidos ao ensaio tangencial de compressão em máquina de ensaio universal com célula de carga de 3000 N à velocidade de 0,5 mm/min. O padrão de fratura foi avaliado e classificado. Os valores de resistência à fratura foram submetidos à análise de variância (ANOVA), e teste de Tukey com nível de significância de 5%. Para exposição dos resultados da análise dos padrões de fratura foi utilizada estatística descritiva. Os valores médios da força máxima (N) e desvio padrão obtidos foram: G1: 3514,2 ±1166,3; G2: 811,4 ±124,3; G3: 729,2 ±157,2; G4 747,5 ±204,7; G5: 762,4 ±110. Não houve diferença estatística significativa entre os grupos G2, G3, G4 e G5, sendo todos estatisticamente diferentes do grupo G1. Com relação ao padrão de fratura G1 apresentou 60% de fraturas catastróficas e G2 20%, enquanto G3, G4 e G5 apresentaram 100% de fraturas não catastróficas. Pode-se concluir que a técnica de confecção do retentor

intrarradicular não interfere na resistência do sistema, por outro lado, pinos personalizados mostraram falhas reversíveis e favoráveis.

Palavras-chave: retentores intrarradiculares; retentores customizados ou anatômicos; fibra de vidro; fadiga e resistência à fratura.

ABSTRACT

The aim of this study was to evaluate the root fracture strength of human unirradicular premolars restored with customized fiber-glass dowel-core systems, after fatigue simulation. Fifty premolars with standard dimension were chosen, cleaned and stored in 0,5% chloramine T. The crowns were cut and the root length was standardized with 13 mm. The teeth were endodontically treated and embedded in acrylic resin. The specimens were distributed into 5 groups (n=10) according to the restorative material used: G1 (metallic post cast), G2 (fiber post), G3 (fiber post + accessory fiber posts), G4 (fiber post + unidirectional fiberglass) and G5 (unidirectional fiber-glass customized post). All posts were luted using Adper™ Scotchbond Multi-Use Plus and Cement-post™ and the cores were build-up with a composite resin, following manufacturer instructions. The samples were stored for 24 hours at 37°C and 100% relative humidity and, then submitted to a mechanical-cycling (250.000 cycles with 27 to 40 N at a frequency of 2 Hz). After that, the samples were compressive loaded in a universal testing machine with 3000 N load cell at a crosshead speed of 0.5 mm/min until fracture. The failure patterns were analyzed and classified. Data was submitted to statistical analysis (ANOVA – one way and Tukey test) at a significance level of 5%. Descriptive analysis was used to failure pattern. The mean values of maximum load (N) were: G1-3514.2±1166.3; G2-811.4±124.3; G3-729.2±157.2; G4-747.5±204.7; G5-762.4±110. Statistic difference was not observed among G2, G3, G4 e G5, and these groups were different from G1. Regarding failure patterns, G1 showed 60% of catastrophic failure and G2 20%, while G3, G4 and G5 showed 100% non catastrophic failures. It can be concluded that dowel-core technique do not interfere on fracture strength of tooth/dowel/core system, conversely, customized post showed reversible and favorable type of failures.

Keywords: intraradicular retention; customized fiber glass post; glass fiber; fatigue and fracture resistance.

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	01
2. REVISÃO DE LITERATURA	05
2.1 Restaurações de dentes despoldados	05
2.2. Retentores intrarradiculares	06
3. PROPOSIÇÃO	16
4. MATERIAL E MÉTODOS	17
4.1. Materiais	17
4.2. Métodos	17
4.3 Análise estatística	38
5. RESULTADOS	39
5.1 Simulação de fadiga – aplicação de carga cíclica	39
5.2 Ensaio de resistência à fratura	39
5.3 Análise do padrão de fratura	40
6. DISCUSSÃO	46
7. CONCLUSÕES	54
REFERÊNCIAS	55
ANEXO 1	61
ANEXO 2	62

1. INTRODUÇÃO

É inegável que a saúde bucal é parte integrante da saúde geral do indivíduo. Com este intuito os cirurgiões dentistas e pesquisadores buscam novas técnicas, materiais e conhecimento que levem a uma melhor forma de manter e restabelecer a saúde dos diversos tecidos da cavidade bucal. O desenvolvimento de novos produtos visa melhorar a limpeza, a estabilidade de cor e a forma das próteses dentárias, além da recuperação de estruturas manchadas e do restabelecimento dos elementos perdidos, por meio de implantes osseointegrados, próteses fixas convencionais, próteses parciais removíveis e outras modalidades.

Além da saúde, outro fator é a estética que é imposta pela sociedade. Formas perfeitas, dentes artificiais imperceptíveis, próteses dentárias esteticamente integradas ao indivíduo denotando naturalidade fazem parte do cotidiano do cirurgião-dentista, que recebe ainda essa responsabilidade aliada a todas as outras inerentes aos seus conhecimentos, ou seja, reabilitar com qualidade, aproximando o resultado final aos dentes naturais dos seus pacientes.

O sucesso e a longevidade da reabilitação de dentes tratados endodonticamente depende da quantidade estrutural, da adaptação clínica, da saúde dos tecidos de suporte, da estética da restauração, bem como do prognóstico da reconstrução do retentor intrarradicular (Scotti e Ferrari, 2003). O tratamento endodôntico tem algumas consequências eminentes no remanescente dentário como: a perda de tecido com relativo enfraquecimento da estrutura dentária, alteração das características físico-mecânicas e estéticas da dentina e do esmalte (Becciani e Castelucci, 2002). É frequente a indicação de retentores intrarradiculares quando uma restauração com uma coroa total se faz necessária em dentes despolpados. A função destes sistemas é promover retenção para a futura peça protética, a qual irá substituir a estrutura coronária perdida (Fernandes *et al.*, 2003; Trope *et al.*, 1985). Além disso, os retentores intrarradiculares e os núcleos de preenchimento estão indicados para dentes que se apresentam com a coroa clínica com certo grau de destruição e que necessitam tratamento protético. Deste modo, as características anatômicas da coroa clínica são recuperadas, conferindo ao dente preparado condições biomecânicas para manter a prótese em função (Pegoraro *et al.*, 1998).

As técnicas de reconstrução de dentes tratados despolpados são classificadas em protéticas ou restauradoras (Scotti e Ferrari, 2003). As protéticas ou indiretas são os

procedimentos de reconstrução com núcleos metálicos fundidos (NMF), cerâmicos e anatômicos ou personalizados a base de fibra de vidro e resina composta, os quais são realizados em laboratórios de prótese e cimentados nos condutos radiculares. Já os procedimentos restauradores ou diretos são aqueles que utilizam materiais de reconstrução, tais como amálgama, ionômero de vidro reforçado ou modificado por resina sustentados ou não por pinos pré-fabricados de metal, fibra de vidro, quartzo ou carbono e fixados no conduto radicular por intermédio de sistema adesivo e cimento resinoso e no caso dos pinos metálicos ainda podem ser cimentados com fosfato de zinco (Scotti e Ferrari, 2003).

O núcleo metálico fundido representou, até a década de 1980, a melhor escolha técnica de reconstrução coronária do dente tratado endodonticamente (Scotti e Ferrari, 2003; Assif e Gorfil, 1994). A estabilidade deste tipo de retentor é extremamente precisa em relação à morfologia do conduto radicular preparado, que é garantida por retenção intrínseca primária, assim como apresenta alta resistência à fratura e ainda uma boa opção para reabilitação de dentes com necessidades protéticas. Contudo, estudos mostram que estes retentores apresentam elevados índices de fracassos irreversíveis como fratura radicular vertical e longitudinal devido a sua forma cônica que sobrecarrega a raiz com seu efeito cunha (Assif *et al.*, 1993; Assif e Gorfil, 1994), assim como deslocamentos pós-cimentação e ainda processo de corrosão metálica de ligas não nobres (Christensen, 1998; Goodacre e Spoonik, 1994). Outra razão para o elevado índice de fraturas radiculares (Galhano *et al.*, 2005), é o fato de estes retentores serem confeccionados com materiais que apresentam um módulo de elasticidade até 10 vezes maior que o da dentina, influenciando significativamente na distribuição e transferência de tensões para a raiz durante os esforços mastigatórios.

Na tentativa de resolver estes problemas foi proposta a utilização de pinos cerâmicos pré-fabricados a base de dióxido de zircônia. Estes, contudo, não resolveram a problemática estrutural da reconstrução e recuperação de estrutura dentária perdida, uma vez que este material também apresenta propriedades diferentes da dentina e esmalte, como alta rigidez estrutural o que dificulta a correta distribuição das forças mastigatórias, criando uma concentração de tensão elevada e não uniforme, que incide irreversivelmente sobre a estrutura dentária (Scotti e Ferrari, 2003). Por isso, segundo estes mesmos autores a utilização dos pinos de resina epóxica reforçada com fibras de carbono ou de vidro evita associação de materiais com características biomecânicas diferentes da estrutura dentária.

Os vários componentes da reconstrução como pino, cimento, material para reconstrução e dentina constituem um sistema complexo. A inserção dos pinos pré-

fabricados em um local específico preparado no conduto radicular e sua fixação por meio de um sistema adesivo associado com cimento resinoso favorece a distribuição das cargas funcionais provenientes do sistema estomatognático, as quais são absorvidas de forma similar às que se realizam nos dentes hígidos, pois existe uma proximidade nas propriedades físico-mecânicas das estruturas envolvidas (Boschian *et al.*, 2002; Sorensen e Engelmann, 1990; Sorensen e Martinoff, 1984).

Atualmente, tem-se estudado a obtenção de um sistema de retentores com propriedades físicas e biológicas mais similares à estrutura dentária perdida. Uma das técnicas propostas para o tratamento de canais amplos é a utilização de retentores anatômicos ou personalizados (Ferrari *et al.*, 2000; Grandini *et al.*, 2005), estes são obtidos por meio da modelagem do conduto radicular com resina composta associada a pinos pré-fabricados de fibra de vidro ou ainda podem ser obtidos por intermédio da técnica indireta, realizando-se moldagem para obtenção de modelos e confecção dos retentores em laboratório de prótese. A adição de fibras de vidro à matriz de resina melhora suas propriedades mecânicas, como resistência à flexão, rigidez e resistência à fadiga (Drummond e Bappa, 2003). Estas técnicas, além de ampliar a indicação dos pinos pré-fabricados, reduzem quantidades excessivas de cimento que serviriam para substituir a estrutura dentária perdida (Grandini *et al.*, 2005). A individualização do pino permite uma boa adaptação no conduto radicular, o que possibilita a formação de uma delgada camada de cimento resinoso, criando condições favoráveis para retenção do pino (Bouillaguet *et al.*, 2003).

A necessidade de preservar a estrutura anatômica do remanescente dentário estimula a pesquisa com intuito de confeccionar retentores intrarradicular customizados, visando melhorar a adaptação do retentor e reduzindo a quantidade de tecido perdido quando o preparo é realizado com objetivo de adaptar o conduto ao formato do retentor (Scotti e Ferrari, 2003). A boa adaptação pode ser observada pela fina camada de cimento interposta entre retentor e a dentina radicular (Bonfante *et al.*, 2008). Estudos de acompanhamento clínico têm mostrado bons resultados com o uso de retentores personalizados (Creugers *et al.*, 2005; Motissuki *et al.*, 2005; Tanoue *et al.*, 2007; Terry *et al.*, 2003), contudo, há falta de mais estudos com evidências científicas que suportem a utilização desta técnica para restaurar dentes endodonticamente tratados, principalmente em relação à longevidade deste tratamento.

Os estudos “*in vitro*” sobre novas formas de restauração protética de dentes tratados endodonticamente com pinos pré-fabricados de fibra de vidro ou ainda

associações com pinos acessórios, fitas de fibra de vidro ou resina, fornecerá subsídios para a determinação de técnicas e condutas mais seguras para os cirurgiões dentistas aplicarem clinicamente estes materiais (Asmussen *et al.*, 2005; Bonfante *et al.*, 2008).

2. REVISÃO DE LITERATURA

2.1. Restaurações de dentes despolpados

O tratamento restaurador dos dentes tratados endodonticamente pode ser considerado um desafio para os clínicos, pois o seu sucesso depende de vários fatores como adaptação e estética da restauração, saúde dos tecidos de suporte, mas especialmente quantidade de estrutura dentária remanescente e do tipo de retentor intrarradicular utilizado (Scotti e Ferrari, 2003).

O tratamento endodôntico promove enfraquecimento da estrutura dentária pela perda de tecido e alteração das características físico-mecânicas e estéticas da dentina e do esmalte (Becciani e Castelucci, 2002). A perda da irrigação sanguínea e, por consequência a desidratação dentinária, seria responsável por um enfraquecimento das estruturas de até 14% (Scotti e Ferrari, 2003). Howe e McKendry, (1990) realizaram preparos oclusais de diversas formas em quarenta molares, visando sempre à redução de estruturas de ligação de cúspides estes espécimes foram submetidos à carga oclusal gradativa e constante até a fratura. Os resultados observados mostram que dentes despolpados apresentaram uma redução da resistência em torno de 5%. Isto pode parecer pouco, contudo, quando associado às perdas teciduais ligadas à doença cárie, a perda do teto da câmara pulpar, estrutura essa fundamental na união das cúspides esta fragilização pode comprometer severamente a resistência destes dentes submetidos às forças do complexo estomatognático. Sendo assim a manutenção e preservação dos tecidos dentários é de grande valia no processo terapêutico dos dentes acometidos por tratamentos endodônticos.

A reconstrução dos dentes despolpados deve ser realizada com materiais que resistam às tensões induzidas pelos esforços mastigatórios, por isso é fundamental o conhecimento das suas propriedades, tais como capacidade de adesão e selamento, resistência e biocompatibilidade. O selamento da interface dente-restauração é uma característica essencial para o material de reconstrução. Estudos demonstraram que muitos insucessos protéticos, classificados como falhas endodônticas, são na verdade consequência direta da passagem de microrganismos pela luz do conduto, que não foi completamente vedada pelo material restaurador (Ray e Trope, 1995). A fase protética do

tratamento talvez seja o elo fraco desta relação, uma vez que no preparo do conduto para receber o retentor intrarradicular não são tomados os devidos cuidados. Neste momento pode ocorrer contaminação do conduto pelo fluido salivar, uma vez que este procedimento na maioria das vezes não é realizado sob isolamento absoluto. A possibilidade de restauração do elemento dentário com retentor imediatamente após a terapia endodôntica e adaptação da restauração provisória reduziria as chances de infiltração (Scotti e Ferrari, 2003).

2.2. Retentores intrarradiculares

2.2.1. Fatores determinantes na escolha dos retentores intrarradiculares.

A maioria dos dentes tratados endodonticamente necessita de um sistema restaurador com pino ou núcleo de preenchimento para restaurar a função e saúde do dente. A seleção de um sistema de pinos, dentre os muitos disponíveis atualmente no mercado, pode ser um dilema na prática clínica. Desta forma (Fernandes *et al.*, 2003) procuraram estabelecer, com base na literatura, um guia para auxiliar os clínicos na seleção dos pinos. O estudo foi direcionado para a seleção de sistemas que deveriam satisfazer fatores relacionados às propriedades biológicas, mecânicas e estéticas para restaurar os dentes tratados endodonticamente com função e forma adequadas. Dentre as propriedades relativas à seleção de retentores intrarradiculares deve-se considerar o comprimento da raiz, a anatomia, a largura e, a conformação do canal, a proporção coroa/raiz, o desenho, o material e compatibilidade do pino, a capacidade de adesão, de reversibilidade, de retenção e de distribuição de forças.

Para o comprimento da raiz pode-se considerar que quanto maior o comprimento mais retentivo será o pino, embora a quantidade e forma do remanescente determinem o comprimento do mesmo. Limitações anatômicas fazem com que nem sempre se consiga o maior comprimento do pino em relação à raiz. Dessa forma, em canais curvos ou curtos, pode-se fazer o uso de retenção adicional por meio de agente cimentante ou optar por desenhos de pinos com paredes mais paralelas (Fernandes *et al.*, 2003). Alguns autores afirmam que quanto maior o comprimento do pino menor é a tensão gerada na raiz do

dente (Cooney *et al.*, 1986; Holmes *et al.*, 1996), enquanto que outros determinam que o comprimento efetivo do pino não apresenta influência na resistência a fratura do dente (Davy *et al.*, 1981; Isidor e Brondum, 1999).

Com relação à largura nem sempre se pode optar por uma abordagem de preservação máxima da estrutura dentária, visto que em alguns casos o remanescente radicular já sofreu um grande dano, seja por doença cárie ou por um retentor pré-existente como núcleo metálico fundido. Além disso, o aumento do diâmetro do pino não representa uma diferença significativa no aumento da retenção e ainda torna o remanescente dentário mais frágil (Duret *et al.*, 1996). Os pinos podem ser classificados de acordo com a forma da superfície, ativação ou passividade. Pinos cônicos induzem a uma maior concentração de tensão na cervical da raiz e menor retenção do que pinos paralelos, que por sua vez estabelecem uma distribuição mais uniforme das tensões. A concentração de tensões se dá, principalmente, no ápice de raízes com canais estreitos ou atrésicos. O mais indicado parece ser pinos de dupla conicidade, preservando estrutura apical e melhorando a retenção e distribuição de forças. Quanto às características da superfície os rosqueados geram muita tensão, os lisos não o fazem, porém apresentam menor retenção se comparados aos primeiros (Fernandes *et al.*, 2003).

Os materiais que compõem os pinos e retentores têm, por sua vez, uma grande importância para a efetividade dos retentores intrarradiculares e devem apresentar características físicas e mecânicas similares às da dentina, apesar de alguns autores defenderem a escolha de pinos com alto módulo de elasticidade (Manning *et al.*, 1995). Contudo, os materiais usados para esta finalidade, em sua maioria, apresentam propriedades diferentes da estrutura dentária e entre os mesmos, principalmente os pinos a base de metal e cerâmica. A introdução dos pinos a base de fibra de vidro e carbono disponibilizou materiais que apresentam propriedades e formas que propiciam uma melhor distribuição das tensões dissipadas sobre este sistema radicular (Galhano *et al.*, 2005).

Outro fator a ser considerado é a biocompatibilidade dos materiais utilizados na confecção dos retentores, que pode influenciar no prognóstico da restauração protética. As ligas nobres são mais resistentes à corrosão, porém têm um custo mais elevado. Diferentes composições de metais podem gerar corrente galvânica, iniciada pela infiltração de eletrólitos oriundos de canais acessórios, microinfiltração ou fraturas não diagnosticadas resultantes da expansão do material oxidado pelos fluidos bucais levando à fratura da estrutura dentária (Fernandes *et al.*, 2003).

O desenvolvimento de materiais alternativos para os retentores metálicos também favoreceu as pesquisas na área dos agentes cimentantes. Para que o processo de fixação não seja dado meramente por ação mecânica por fricção, os novos agentes de cimentação possuem propriedades físicas similares às da estrutura dentária que favorecem a formação de um conjunto dente/retentor/cimento, melhorando a distribuição de forças sobre o remanescente dentário (Fernandes *et al.*, 2003).

A busca por materiais que apresentassem estética compatível com o dente e os tecidos circundantes foi a grande motivação para o desenvolvimento destes materiais. O uso de núcleos personalizados metálicos, quando se tem extensas perdas estruturais do remanescente dentário, faz com que haja uma aparência acinzentada da porção radicular. Assim, em casos de alta complexidade estética, materiais com base em resina reforçada ou cerâmica devem ser indicados. Em se tratando de pinos pré-fabricados, este cuidado deve ser tomado em relação ao material da coroa protética e a espessura do remanescente radicular, uma vez que estes são escuros e através da transmissão da luz a coroa ou a raiz pode ficar com um aspecto acinzentado (Saupe *et al.*, 1996).

Para uma escolha com menor chance de erro, os retentores devem apresentar particularidades como: máxima retenção com mínimo desgaste da estrutura dentária; distribuição homogênea das forças ao longo do remanescente radicular; estética compatível com a futura restauração; passividade no momento da cimentação; resistência ao deslocamento; retenção adequada; fácil uso e reversibilidade; compatibilidade; segurança e confiabilidade; custo baixo; propriedades físicas semelhantes à estrutura dentária (Fernandes *et al.*, 2003). A preservação máxima da estrutura radicular durante o preparo para instalação do retentor, bem como cuidados com os dentes que apresentem fragilização radicular moderada e severa, devem ser considerados, pois a opção pela personalização do retentor a base de materiais com propriedades similares ao dente ajuda na melhor distribuição das tensões geradas sobre o complexo coroa/retentor/raiz. Em raízes finas e circulares pode-se optar por retentores cônicos, passivos, escalonados e justapostos, mas que permitam o escoamento do agente cimentante, entretanto, para alguns canais circulares é indicado o uso de sistemas anti-rotacionais. Para todos os casos indica-se manter um selamento apical adequado para não comprometer o periápice e o comprimento do retentor. A escolha do material, desenho, comprimento e diâmetro do pino é bastante discutida na literatura, mas com poucos pontos em concordância absoluta.

2.2.2. Tipos de retentores

Os retentores a base de ligas metálicas têm sido utilizados ao longo dos últimos dois séculos. Estes retentores apresentam uma versatilidade muito grande, uma vez, que podem ser confeccionados em uma gama variada de ligas metálicas. Além disso, são personalizados, portanto, propiciam uma delgada camada de agente cimentante, apresentam alta resistência, bem como uma longevidade clínica. Contudo, apresentam algumas características não favoráveis a preservação do remanescente dentário como: dissipação irregular das tensões advindas do complexo estomatognático quando confeccionados de ligas não nobres, concentração das forças na região apical favorecendo o efeito cunha, oxidação e corrosão facilitando a microinfiltração, assim como a pigmentação da estrutura dentária (Wataha, 2000).

As alternativas para reconstrução de dentes despolpados são inúmeras e traduzem a evolução significativa dos materiais e das técnicas adesivas. A literatura cita pela primeira vez a utilização de um sistema diferente dos NMF para reconstrução de dentes despolpados em 1983, quando foi proposta a construção de um retentor usando fibras de carbono imersas em uma matriz orgânica (Lovell, 1983). A partir deste trabalho, pesquisadores foram adaptando materiais de outras áreas para fins odontológicos, e em 1988 foram introduzidos os pinos de resina reforçados com fibra de carbono, sendo utilizada uma técnica inovadora, que abriu uma nova perspectiva para o futuro da odontologia restauradora (Duret *et al.*, 1990).

As falhas com sistemas de retentores intrarradiculares por fratura dos pinos, deslocamento por falha na retenção e fratura da porção coronária podem estar associadas aos diferentes tipos de materiais e suas propriedades. As perdas catastróficas de dentes por uso de pinos metálicos ou cerâmicos podem ter relação com as altas concentrações de tensão que estes tipos de retentores geram no complexo radicular em função da distribuição desigual das forças mastigatórias. O módulo de elasticidade dos pinos pré-fabricados a base de fibras é de cerca de 20 GPa, e da dentina cerca de 18 GPa, enquanto que os pinos metálicos e cerâmicos apresentam módulo de elasticidade de cerca de 200 GPa e 150 GPa, respectivamente (Galhano *et al.*, 2005).

As fibras de vidro parecem ser um dos materiais que melhor atende estas propriedades. Geralmente estes retentores são formados por um compósito, que é a união de diferentes materiais para que suas propriedades mecânicas sejam melhoradas. Estes

compósitos são reforçados por partículas inorgânicas de preenchimento que têm um comportamento isotrópico, isto é, não alteram suas propriedades de acordo com a sua orientação espacial. Entretanto, para utilização clínica onde se procura melhores resultados mecânicos houve a necessidade de incorporação de fibras de vidro, carbono/grafite ou de polietileno de alto peso molecular para que as propriedades fossem as mais próximas da estrutura dentária (Tezvergil *et al.*, 2003). Contudo, a orientação das fibras faz com que se altere a resistência da mesma, ou seja, há um comportamento de resistência anisotrópica. Fibras unidirecionais, perpendiculares ao longo eixo das forças aplicadas representam um reforço mais apropriado, entretanto, forças paralelas geram falhas na matriz e conseqüentemente menor resistência, assim como, as fibras posicionadas de forma multidirecional diminuem ainda mais a resistência do componente se comparados às unidirecionais (Dyer *et al.*, 2004). A efetividade dos pinos de fibra de vidro reforçados com resina depende de fatores relacionados à resina utilizada para reforço, à quantidade de fibras na matriz resinosa, ao comprimento, forma e orientação das fibras, a adesão das fibras à matriz polimérica e à impregnação das fibras pela resina (Garoushi *et al.*, 2007). As fibras de vidro podem ser de diferentes tipos de vidro. A fase amorfa do vidro é uma das mais utilizadas pela indústria e é composta por uma mistura de SiO_2 , CaO , B_2O_3 , Al_2O_3 , e alguns outros óxidos de metais alcalinos. O vidro de alta resistência também corresponde a uma fase amorfa, porém com componentes diferentes do primeiro. Ainda, os pinos podem ser à base de fibras de quartzo em forma cristalizada tornando-se um material inerte e com baixo coeficiente de expansão térmica (Lassila *et al.*, 2004). As fibras de reforço (FR) são de difícil impregnação por sistemas resinosos de alta viscosidade. As FR com alta impregnação sofrem, teoricamente, menor absorção de água do que aquelas com baixa impregnação. A absorção de água influencia a estabilidade das fibras em longo prazo de duas maneiras: destruição da adesão da matriz com a fibra (degradação hidrolítica) e da matriz polimérica pelas moléculas de água. Quanto à adesão das fibras ao material resinoso, o uso de fibras pré-impregnadas com silano parece aumentar as propriedades mecânicas (Dyer *et al.*, 2004).

Como existe uma quantidade bastante grande de materiais no mercado odontológico há uma necessidade de pesquisas e estudos para avaliar, testar, recomendar ou desaconselhar o uso de produtos que não apresentem condições adequadas para restauração dos tecidos dentários perdidos, sejam por doenças ou traumas. Os testes *in vitro* na sua maioria são limitados, pois não conseguem simular todas as características e

fatores envolvidos advindos do sistema estomatognático. Contudo, eles permitem uma avaliação previa do que pode acontecer.

Alguns trabalhos compararam o desempenho de pinos metálicos ou não em testes laboratoriais. Pinos metálicos (NiCr), de fibra de vidro e de zircônia foram avaliados por meio de ciclagem termo-mecânica e submetidos a testes de resistência à fratura frente a carga a 45°, pois esta é uma angulação que se repete na boca para os dentes anteriores com um grau de normalidade. Os autores concluíram que os componentes de fibra de vidro e zircônia suportaram cargas significativamente menores do que aqueles a base de metal no momento da falha. Os autores observaram que nenhum pino fraturou e todas as falhas ocorreram em raiz, fato explicado pela ferulização promovida pelas coroas metálicas em um remanescente coronal de 2 mm. Desta forma, quando submetido à elevadas cargas o metal não apresentou fratura e transmitiu a carga para a raiz que, por efeito da ferulização, apresentou um comportamento de corpo único (Qing *et al.*, 2007). Entretanto, a porção coronária não falhou resultando em falha do componente radicular. Este fato também pode ser explicado em função da angulação de carga a 45°, que gera um direcionamento menos favorável das forças sobrecarregando a porção cervical da raiz e saindo da direção do pino. Em outro estudo *in vitro*, os autores compararam o efeito de um sistema de pinos de titânio e três pinos estéticos na resistência à fratura e nos padrões de fratura dos dentes tratados endodonticamente. Estes foram divididos em 4 grupos de 10 espécimes e restaurados com: pinos de titânio, fibra de quartzo, fibra de vidro e zircônia. Todos os pinos foram cimentados com mesmo agente cimentante, assim com tiveram seus munhões confeccionados em resina composta e restaurados com coroas metálicas, as quais foram cimento de ionômero de vidro. Os espécimes foram submetidos a ensaio de compressão em máquina de teste universal com carga aplicada a 130° em relação ao longo eixo do dente até a fratura, com velocidade 1 mm/min. Os dentes restaurados com pinos de quartzo exibiram maior resistência à fratura do que os outros 3 grupos. Os pinos a base de fibra de vidro e zircônia apresentaram resultados similares. As fraturas passíveis de restauração foram observadas no grupo de quartzo e de fibra de vidro, enquanto, que as fraturas desfavoráveis ou irreparáveis foram observadas nos grupos de titânio e zircônia (Akkayan e Turgut, 2002).

No entanto, outro estudo avaliou o comportamento da restauração submetida à carga estática comparando espécimes com e sem retentores intrarradiculares. Neste trabalho foram preparados 40 dentes, permanecendo 1,5 mm de remanescente coronal, dos quais 30 receberam 3 diferentes tipos de pinos (pré fabricado metálico, pré-fabricado e

personalizado a base de fibra de vidro), e 10 não receberam qualquer retentor intrarradicular. Os pinos foram cimentados com cimento resinoso e coroas de compósito foram executadas sobre o conjunto. Foi realizada ciclagem termo-mecânica com ângulo de ação de 30°. O modo de fratura foi classificado como favorável e não favorável. Apesar das limitações do trabalho *in vitro*, os autores concluíram que a resistência a fratura entre os grupos não apresentou diferença estatística, e o modo de fratura se deu mais favoravelmente para o conjunto sem retentor intrarradicular (Fokkinga *et al.*, 2005). Em um segundo trabalho, os autores avaliaram o comportamento de pré-molares restaurados, com diferentes sistemas de pinos (pino/munhão metálico, pinos metálicos pré-fabricados, pré-fabricados e personalizados de fibra de vidro) e com coroas metálicas. Seguindo a mesma metodologia do trabalho anterior, no qual também realizaram ciclagem termo-mecânica os autores realizaram dois testes com cargas diferentes, utilizando pré-carga no primeiro e fazendo carregamento até a falha do conjunto no segundo. Os autores observaram que não houve diferença estatística significativa para carga ou modo de falha, concluindo que o tipo de sistema de retenção não parece ter significado real para pré-molares restaurados com coroas metálicas ferulizadas (Fokkinga *et al.*, 2006).

Diante das limitações dos estudos laboratoriais, Moosavi *et al.*, (2008) procuraram adaptar situações clínicas a dentes hígidos, com intuito de avaliar a resistência de dentes tratados endodonticamente usando 3 sistemas de reforço para raízes fragilizadas. Os espécimes foram divididos em 3 grupos, em que os canais foram ampliados, simulando dentes fragilizados. No primeiro grupo foi usado sistema de reforço com resina composta + pino de fibra, no segundo, pino de fibra com pinos acessórios e no terceiro, pino de fibra + cimento resinoso. No quarto grupo utilizou-se um pino de fibra, mas não foi realizado o procedimento de fragilização dos canais para grupo controle. Todos os grupos foram submetidos à carga até o momento de fratura, sem prévia ciclagem térmica ou mecânica. Os autores observaram maior número de falhas passíveis de restauração nos grupos com pinos de fibra com pinos acessórios.

Como pode se observar, os ensaios mecânicos são muito similares, apenas com pequenas modificações entre eles, mas sempre buscando a maior proximidade com a clínica. Marteli *et al.*, (2008) compararam a resistência à fratura de raízes fragilizadas (canais ampliados) restauradas com núcleo metálico, pino de fibra de vidro e pino principal associado a 3 pinos acessórios de fibra de vidro, variando ainda nos dois últimos grupos a presença ou não de remanescente coronal de 2 mm. Não se observou diferença estatística na carga exercida em todos os grupos, assim como o remanescente dentário não

influenciou a resistência à fratura. Entretanto, as falhas mais favoráveis se deram no conjunto que continha pino principal e pinos acessórios e as catastróficas (não favoráveis) nas amostras com pinos metálicos

Ainda em outro estudo os espécimes foram submetidos a ciclagem mecânica e compressão, para avaliação da resistência à fratura e o padrão de fratura de raízes íntegras e fragilizadas, reconstruídas internamente com resina composta e pinos de fibra de vidro, observou-se que raízes fragilizadas foram menos resistentes à fratura e apresentaram menos fraturas favoráveis a reabilitação do que as raízes íntegras. Desta forma, os estudos *in vitro* podem apresentar alguma relevância uma vez que os resultados começam a se repetir, dando uma previa ainda que limitada do que pode acontecer na cavidade bucal (Zogheib *et al.*, 2008).

Em alguns trabalhos, é possível avaliar que determinado tipo de retentor irá desenvolver um determinado tipo de falha. Sirimai *et al.*, (1999) verificaram a resistência à fratura de dentes despulpados restaurados com seis tipos de pinos e núcleos cimentados com diferentes cimentos. Após os ensaios de compressão, foram comparados os modos de fratura entre os grupos, sendo identificado que os núcleos metálicos fundidos foram os que alcançaram os maiores valores de resistência, entretanto apresentaram 100% das falhas envolvendo fraturas radiculares. Os pinos metálicos pré-fabricados com núcleos em resina composta apresentaram um percentual de 70% das falhas correspondendo a fraturas radiculares, enquanto que os pinos de fibra trançada de polietileno apresentaram valores de resistência mais baixos, porém com um número significativamente menor de fraturas radiculares verticais. Corroborando os resultados anteriores Fraga *et al.*, (1998) realizaram um estudo *in vitro* de 27 raízes de dentes unirradiculares, recém extraídos, com diâmetro cervical semelhante. Os dentes foram divididos em dois grupos: o primeiro grupo com 14 espécimes que receberam núcleos metálicos fundidos; e o segundo grupo, com 13 espécimes que receberam pinos pré-fabricados e porção coronal de resina composta. Nos dois grupos o comprimento do pino intra-radicular foi de 8 mm e a cimentação foi feita com cimento de fosfato de zinco. Mediante a aplicação de uma carga em um ângulo de 45° em relação ao longo eixo do dente, o primeiro grupo apresentou maior resistência à fratura. Apesar deste resultado, o estudo ainda aponta os núcleos pré-fabricados reconstruídos com resina composta como o sistema mais recomendado, pois todas as falhas ocorreram na estrutura de resina e isto possibilitou a proteção da dentina radicular

Entretanto, como os estudos laboratoriais têm suas limitações existe a necessidade da realização de trabalhos *in vivo*, que apresentam alta relevância, uma vez que a peça restauradora estará sob efeito de todas as variáveis na cavidade bucal.

Desta forma Grandini *et al.*, (2005) apresentaram um estudo preliminar para uso de pinos de fibra e resina composta direta com intuito de restaurar dentes tratados endodonticamente. Foram selecionados 38 dentes anteriores e 62 posteriores. O protocolo usado incluiu tratamento endodôntico, pinos de fibra de vidro translúcidos cimentados com cimento resinoso dual e restauração direta com resina composta. Os pacientes foram chamados e avaliação em 6, 12, 24 e 30 meses e as restaurações examinadas clínica e radiograficamente. As avaliações clínicas confirmaram o bom comportamento destas restaurações, o que permitiu a conclusão de que as restaurações de dentes tratados endodonticamente com pinos de fibra de vidro e resina composta direta é uma opção de tratamento com conservação da estrutura remanescente e com resultados de boa aceitação do paciente

A taxa de sobrevivência de dentes restaurados com diferentes sistemas de retentores intrarradiculares também foi avaliada em alguns estudos (Creugers *et al.*, 2005). Neste trabalho foi realizado um ensaio clínico envolvendo 18 operadores, que realizaram 319 retentores intrarradiculares em 249 pacientes. As restaurações envolviam a colocação de: (I) pino metálico; (II) pinos metálicos com munhão em resina direta; (III) sem pino e com munhão em resina composta. Todos os dentes receberam coroas metalocerâmicas. As falhas foram registradas em um período de 5 anos, sendo que 15 restaurações falharam durante este período de acompanhamento. Dentre as falhas, 5 ocorreram durante o primeiro mês e foram consideradas independentes do envelhecimento clínico, sendo excluídas. A taxa de sobrevivência foi de $96\% \pm 2\%$ desta forma, houve diferença estatística entre os materiais restauradores. O fator remanescente dentinário parece ter influenciado na sobrevivência das restaurações com pino ($98\% \pm 2\%$ com quantidade substancial de dentina e $93\% \pm 3\%$ com altura mínima de dentina). Sendo assim, parece que o tipo de restauração e de munhão não apresenta um efeito relevante na sobrevivência das coroas. A respeito do remanescente dentinário, o estudo mostrou que quanto maior a quantidade após o preparo, maior a influência sobre a longevidade das restaurações.

Tanoue *et al.*, (2007) procurando melhor aspectos estéticos, anatômicos e visando diminuir a quantidade de agente cimentante descreve a personalização de retentores a base de fibra de vidro. A partir de um modelo de trabalho as fibras pré-impregnadas foram

cortadas de acordo com o tamanho do conduto e modeladas no seu interior. Os incrementos foram seguidos de fotopolimerização de 30 segundo. Em seguida, foi feita a composição da porção coronária do retentor com resina composta para deixá-la com o formato regular de um preparo para coroa total. Após a efetiva polimerização o retentor foi cimentado adesivamente. Segundo observação dos autores, uma infraestrutura para prótese parcial fixa livre de metal pode ser executada com fibras de vidro pré-impregnadas, resultando em um método efetivo e com maior preservação da estrutura dentária. Entretanto, novos estudos devem esclarecer a efetividade deste método em relação à análise de tensão e avaliação clínica.

A restauração de dentes decíduos severamente danificados pela doença cárie ou ainda por trauma é um grande desafio para os clínicos. Motissuki *et al.*, (2005) relataram um caso que descreve uma técnica indireta para a restauração de dentes anteriores usando um compósito reforçado por um pino de fibra de vidro. Foi feita a remoção do tecido cariado, radiografia do remanescente dentário, desobturação endodôntica mínima, para haver retenção intracanal, pois um retentor que preenche dois terços da porção radicular poderia interferir no processo de reabsorção radicular uma vez que se trata de um dente decíduo. Foi feita a moldagem com silicone por condensação, obteve-se o modelo de trabalho sobre o qual foi confeccionado os retentores em fibra de vidro e resina composta. Também foram confeccionadas coroas em cerômero. Em uma segunda consulta foi realizada a cimentação adesiva dos retentores e suas coroas. Durante o período de um ano as coroas demonstraram uma boa estética e retenção adequada.

3. PROPOSIÇÃO

Diante da necessidade de se desenvolverem técnicas e materiais para reabilitação de dentes tratados endodonticamente, sem remanescente coronário, utilizando sistemas que apresentem propriedades mecânicas mais próximas da dentina, os objetivos deste estudo foram:

1. avaliar a resistência à fratura dos sistemas de retentores intrarradiculares em dentes endodonticamente tratados e fragilizados, após simulação de fadiga e por meio teste de compressão.
2. avaliar o padrão de fratura ocorrido nos dentes após ensaio de ciclagem seguido de ensaio tangencial de compressão.

4. MATERIAIS E MÉTODOS

4.1. Materiais

Para realização deste estudo foram selecionados alguns sistemas para confecção de retentores intrarradiculares. Desta forma, foram utilizadas fibras de vidro apresentadas das seguintes formas: pinos pré-fabricados cônicos, pinos acessórios, fibra de vidro unidirecional medial pré-impregnada com sistema adesivo, bem como, liga metálica a base de cobre alumínio (Tabela 1).

Tabela 1 – Nome comercial, fabricante e lote dos materiais selecionados para a confecção dos retentores intrarradiculares.

Nome comercial	Fabricante	Lote do material
Fibrex-lab Medial ®	Ângelus*	10031
Exacto® Cônico	Ângelus	9577
Reforpin®	Ângelus	10245
Epricord Enamel E2	Kuraray Medical**	00050D
Goldent	Goldent L.A***	0000

* Londrina, PR, Brasil

** Kuraray Medical Inc, Okayama, Japão

*** Barueri, SP, Brasil.

4.2. Métodos

4.2.1. Seleção e limpeza dos dentes

Foram coletados dentes pré-molares monorradiculares superiores e inferiores humanos, os quais receberam raspagem e limpeza com curetas periodontais (Duflex, SS White, São José dos Pinhais, PR, Brasil), lâminas de bisturi nº 15 (BD, Huaian, Jiangu, China), e escovas de Robinson com pasta de pedra-pomes e água. Os dentes foram armazenados em solução de cloramina T a 0,5% e congelados, até a utilização. Dentes com anatomia ou dimensões discrepantes e ápices visivelmente abertos foram descartados. Os

dentes foram doados pelo banco de dentes da Universidade de Joinville (UNIVILLE) terno de doação (Anexo 1) e o projeto de pesquisa foi aprovado pelo Comitê de Ética da Universidade Positivo sob protocolo nº 105/2009 (Anexo 2).

Para a padronização dos dentes foi feito a mensuração das distâncias méso-distal (MD) e vestibulo-lingual (VL) das raízes. Para isto foram realizadas três marcações utilizando uma lapiseira (Tri Click 0.5mm, Faber-Castell S.A. São Carlos, SP, Brasil). Primeiramente foi localizado a junção amelocementária, na sequência foi realizada a primeira marca 2 mm além desse limite; a segunda marca, 2 mm aquém do ápice radicular e a última na metade da distância entre as duas marcas, tanto na superfície vestibular como em uma das proximais. Nestes pontos, as medidas foram obtidas com auxílio de um paquímetro analógico (Vonder, Curitiba, PR, Brasil). As dimensões (VL) e (MD) das raízes foram anotadas e, dessa forma, foram selecionados os 50 dentes que possuíam as medidas (VL e MD) mais próximas da mediana (Figura 1).

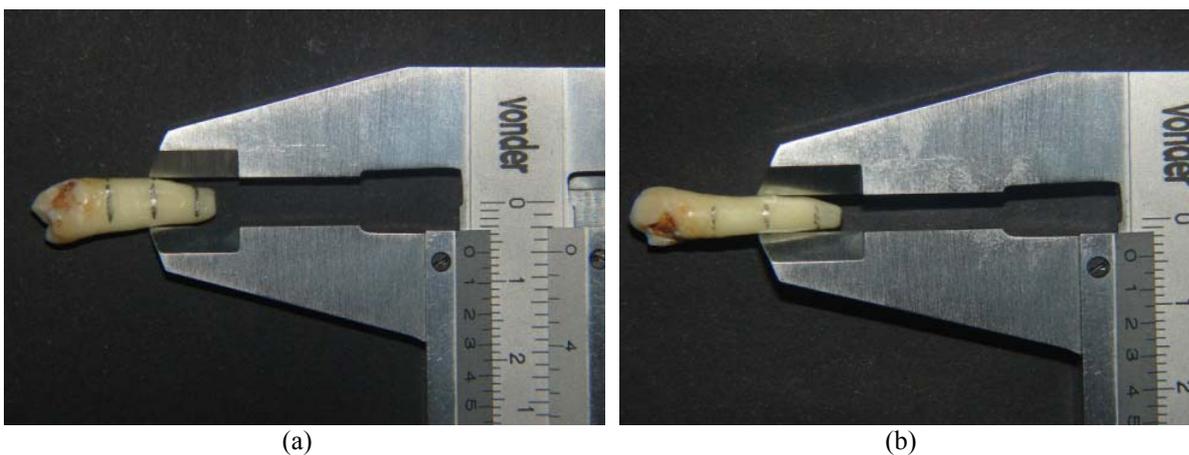


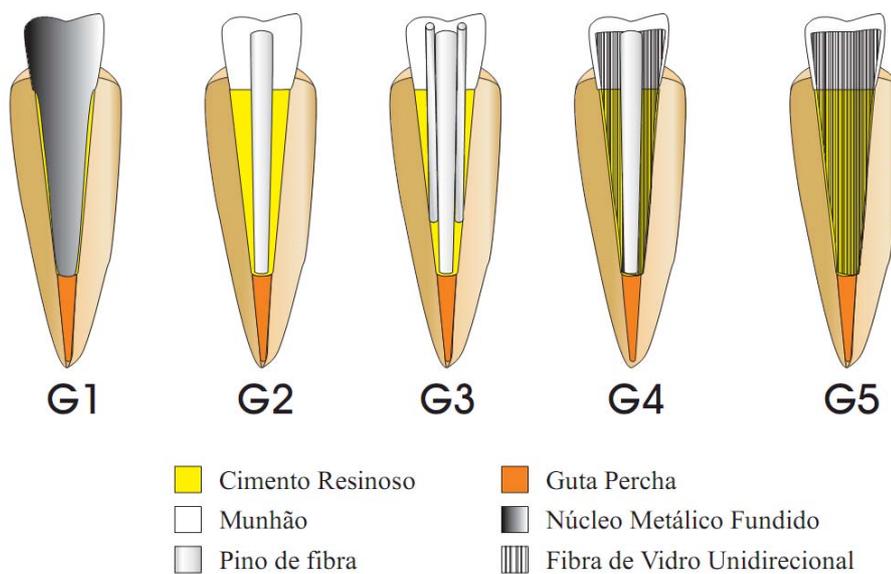
Figura 1 – Dimensões vestibulo-lingual (a) e méso-distal (b).

4.2.2. Grupos experimentais

Os 50 dentes foram numerados e distribuídos aleatoriamente por meio de sorteio em 5 grupos experimentais ($n = 10$) de acordo com o material para confecção de retentor intrarradicular (Tabela 2) e (Figura 2).

Tabela 2 – Distribuição dos grupos de acordo com o tipo de material.

<i>Material</i>	<i>Grupos</i>
Núcleo metálico fundido (Liga CuAl)/(Grupo controle)	G1
Pino pré-fabricado (Exacto Cônico)	G2
Pino pré-fabricado + pinos acessórios (Exacto Cônico + Reforpin)	G3
Pino pré-fabricado + fibra de vidro medial (Exacto Cônico + Fibrex-lab)	G4
Pino personalizados de fibra de vidro medial (Fibrex-lab Medial)	G5

**Figura 2** – Desenho ilustrativo dos grupos de retentores.

4.2.3. Seleção e padronização das raízes

As raízes foram seccionadas abaixo da junção amelo-cementária, com um disco diamantado flexível (ref. 7012, KG Sorensen, Barueri, SP, Brasil), montado em peça de mão reta (KaVo do Brasil Ind. Chapecó, Joinville, SC, Brasil), padronizando o comprimento radicular dos 50 dentes em 13 mm (Figura 3a e 3b).

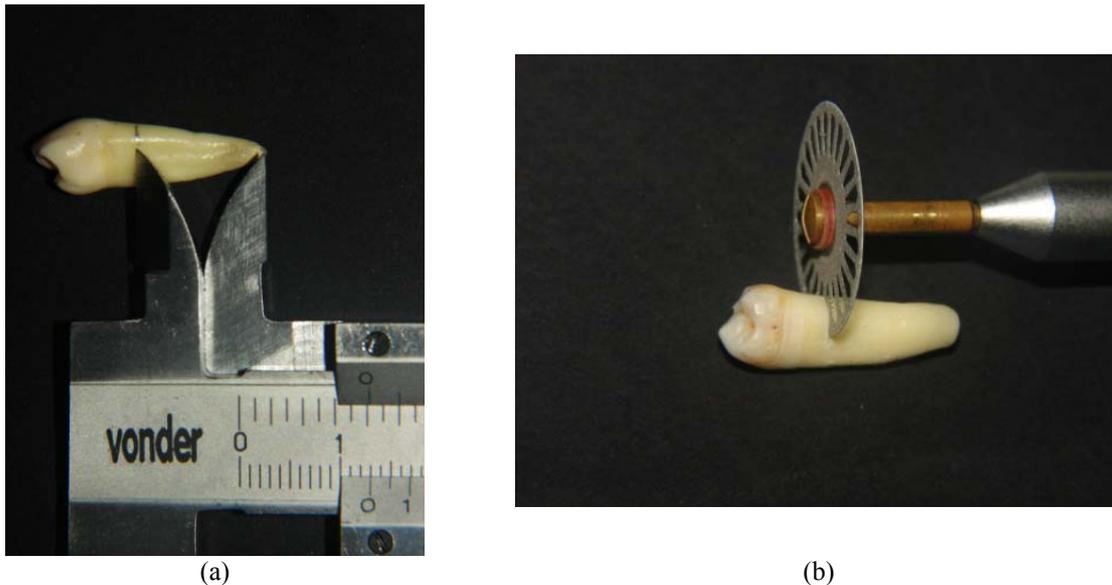


Figura 3 – Padronização do tamanho (a) e corte (b) das raízes.

4.2.4. *Preparo e obturação dos condutos radiculares*

Após padronização das raízes, foi dado início ao preparo do canal radicular, o qual foi realizado empregando-se o sistema de rotação contínua Profile.04 (Dentsply-Maillefer, Ballaigues, Suíça) no sentido coroa-ápice. A cada troca de instrumento, o canal radicular foi irrigado com solução de hipoclorito de sódio a 2,5%. Para o acionamento do sistema automatizado, foi empregado o motor elétrico X-Smart (Dentsply-Maillefer) calibrado em 250 r.p.m e controle de torque de 1 N.cm. A sequência técnica obedeceu aos seguintes passos: 1) determinação do comprimento real do dente (CRD) 13 mm; 2) esvaziamento inicial com lima manual tipo Flexofile (Dentsply-Maillefer) de calibre #15 no comprimento de trabalho (CT) 12 mm; 3) SX Protaper SX (Dentsply-Maillefer) no CRD-5 mm; 4) Profile #60.04 até encontrar resistência; 5) Profile #45.04 até encontrar resistência; 6) Profile #40.04 até encontrar resistência; 7) Profile #35.04 até encontrar resistência; 8) Profile #30.04 até comprimento de trabalho; 9) ampliação do batente apical até #60.04.

Ao final do preparo, os canais radiculares foram irrigados com solução de EDTA a 17% por 5 minutos e com a solução de hipoclorito de sódio a 2,5%. A seguir, foi feita a secagem dos canais por meio de cânulas de sucção e pontas de papel absorvente (Tanari, Manacapuru, AM, Brasil). Em seguida, foi realizada a obturação com cone principal de

guta-percha nº60 e secundários MF (Dentsply-Maillefer) envoltos em cimento AHPlus (Dentsply de Trey, Konstanz-Alemanha) e a termoplastificação da gutapercha empregando-se o compactador de Mc Spadden #80 (Dentsply-Maillefer). Após a obturação, os canais radiculares foram selados provisoriamente com cimento provisório (Coltosol, Vigodent, Rio de Janeiro, Brasil).

4.2.5. Preparo dos condutos radiculares

O material obturador de cada conduto foi parcialmente removido com pontas Rhein (Golgran, São Paulo, SP, Brasil) aquecidas. A seguir foram utilizadas brocas de Largo nº 1, 2 e 3 (Dentsply-Maillefer, Petrópolis, RJ, Brasil) em baixa rotação promovendo um desgaste até a profundidade de 9 mm mantendo-se obturação de 4 mm na região apical, visando selamento apical (Adanir *et al.*, 2008; Goodacre e Kan, 2002; Moosavi *et al.*, 2008; Shillingburg e Kessler, 1982). Uma sonda milimetrada (Duflex, SS White, São José dos Pinhais, PR, Brasil) foi utilizada para controlar a profundidade de penetração da referida ponta, juntamente com limitadores de borracha. Após, os condutos foram lavados com jatos de ar-água e secos com cones de papel absorvente (Tanari) para receberem os materiais restauradores.

4.2.6. Fragilização dos dentes

Esta etapa foi realizada de maneira escalonada com pontas diamantadas tronco-cônicas (KG Sorensen, Barueri, SP, Brasil), sendo o 1/3 apical (5mm) foi preparado com a ponta nº 4138 (Figura 4a e 4b) e o 1/3 cervical (4mm) com a ponta nº 3139 (Figura 4c e 4d). Desta forma o conduto foi ampliado em torno de 1,5 mm na região apical e 2,5 mm na porção cervical como demonstrado na (Figuras 5).

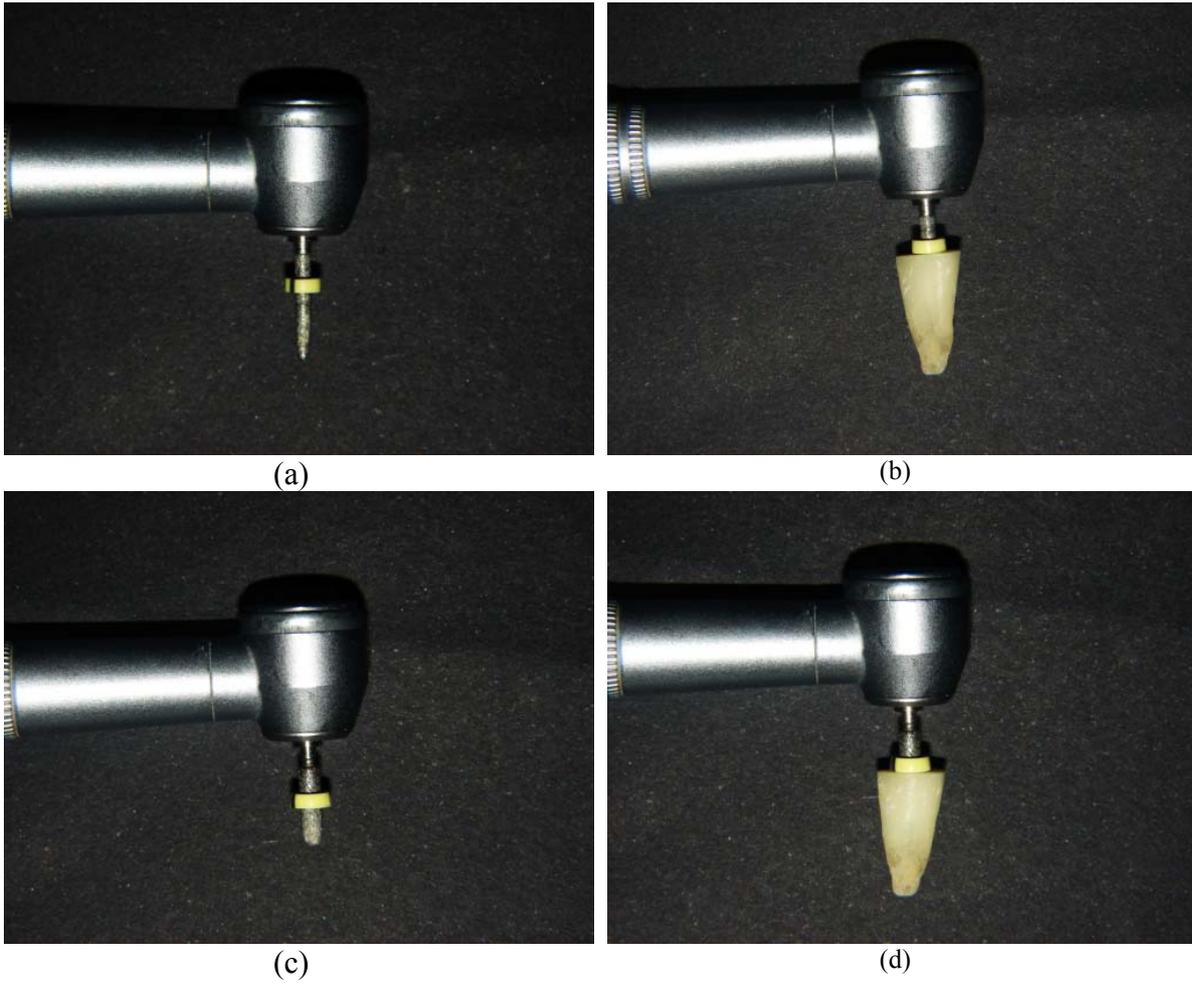


Figura 4 – Fragilização do terço apical (a e b) e terço cervical (c e d) dos dentes.

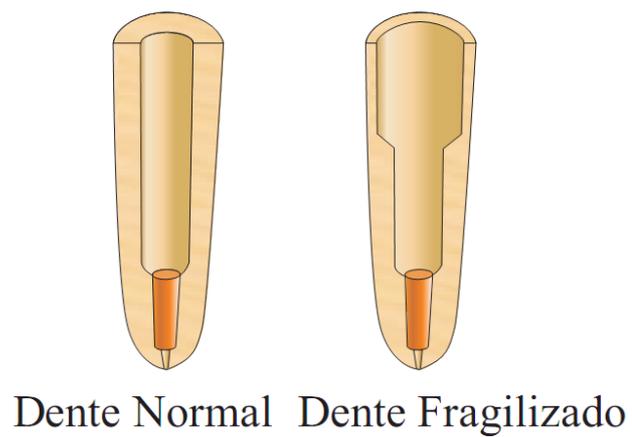


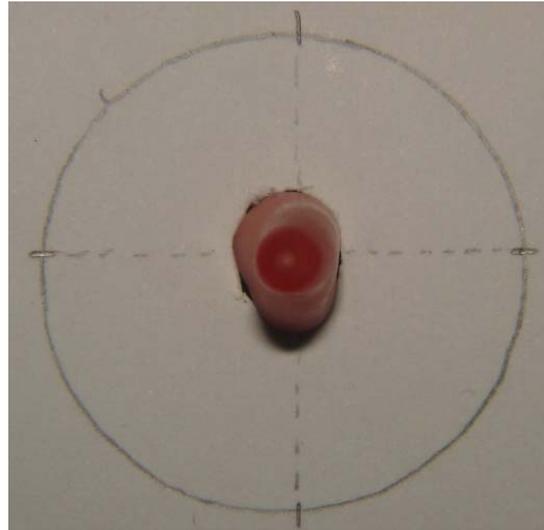
Figura 5 – Desenho ilustrativo do dente fragilizado.

4.2.7. Inclusão dos dentes em resina acrílica e simulação do ligamento periodontal

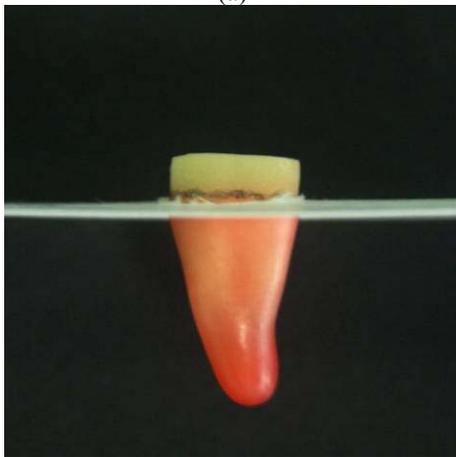
Para a realização do teste de resistência à fratura, fez-se necessário o embutimento dos dentes com o objetivo de simular sua implantação no osso alveolar. Assim, para se obter um espaço de 0,2 a 0,3 mm correspondente ao espaço ocupado pelo ligamento periodontal, as raízes dos dentes foram cobertas com cera 7 (Probem Lab. de Prod. Farmacêuticos e Odontológicos Ltda. Brasil) (Figura 6a). A cera foi colocada em um recipiente e aquecida em plastificadora de Godiva (Rigueto & Cia Ind. e Com., SP, Brasil) até a temperatura de 65°C, aferida com termômetro (Fanem Ltda. SP, Brasil). Em seguida, as coroas dos dentes foram apreendidas com pinça hemostática (Duflex, SS White), e as raízes foram imersas na cera em movimento único na direção do forame apical para o limite amelo-cementário e, posteriormente, foram imersas em água fria para o esfriamento da cera. As medidas das raízes foram feitas com paquímetro analógico antes e depois da aplicação da cera para conferir se a espessura estava correta (Moosavi *et al.*, 2008; Newman *et al.*, 2003; Sirimai *et al.*, 1999). Neste momento, as raízes foram fixadas em uma matriz de cartolina que recebeu perfuração central de 7 mm de diâmetro (Figura 6b), a qual foi posicionada sobre cano de PVC de ½ polegada (Tigre, Rio Claro, SP, Brasil), com perfuração de 25 mm de diâmetro por 30 mm de profundidade. A raiz do dente foi posicionada dentro da perfuração da cartolina de forma a simular a distância biológica de 2 mm. Isso foi conseguido por meio de demarcação prévia feita sobre a raiz com auxílio de uma lapiseira. Essa demarcação coincidiu com a cartolina onde o dente foi fixado com cera 7 aquecida (Figura 6c). O excesso de cera foi removido com auxílio de lâmina de bisturi nº15. Após a fixação do dente, o conjunto foi posicionado em um tubo plástico com a porção radicular do dente voltada para cima (Figura 6d).



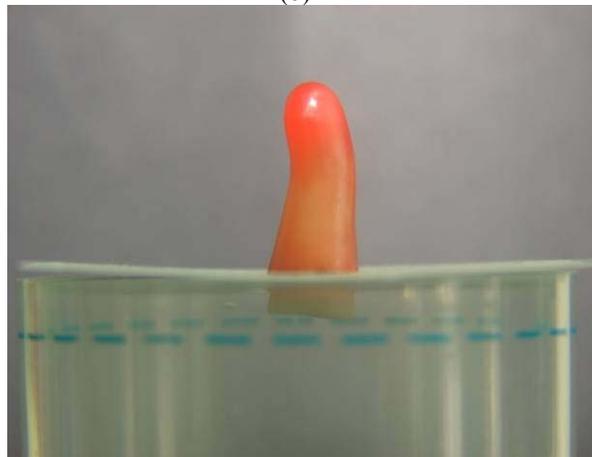
(a)



(b)



(c)



(d)

Figura 6 – Enceramento para simulação do ligamento periodontal (a), fixação e centralização da raiz (b), estabelecimento da distância biológica (c), posicionamento para acrilização (d).

Um anel de PVC de $\frac{1}{2}$ polegada com 25 mm de diâmetro e 30 mm de altura foi posicionado em torno da raiz de maneira que esta ficasse centralizada (Figura 7a). As margens do anel de PVC foram vedadas com cera 7 aquecida para evitar o escoamento do material de inclusão. Resina acrílica (Vipi Flash, Manufacturer, Pirassununga, SP, Brasil) foi vertida no interior do anel de PVC contendo a raiz até o seu total preenchimento (Figura 7b).

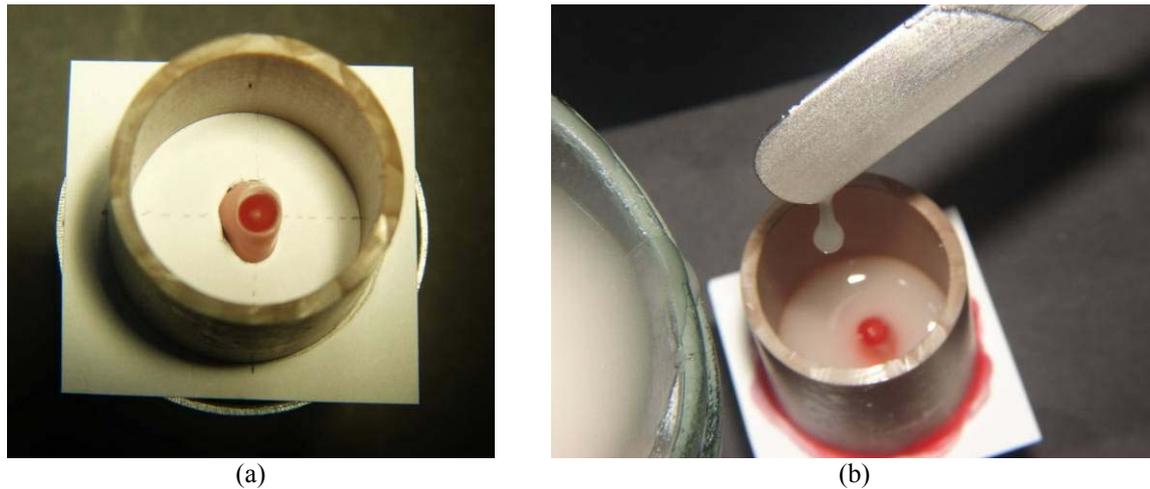


Figura 7 – Embutimento dos corpos de prova (a e b).

Decorridas 24 horas da inclusão, a cera em torno das raízes e do interior do alvéolo artificial foi removida com água fervente. Após limpo e seco o alvéolo artificial foi aplicado o material de moldagem (silicone de adição) inserido por meio de seringa própria do sistema (Virtual, Ivoclar Vivadent, Shaan, Liechtenstein) (Figura 8a). O dente foi introduzido no cilindro de resina até que a demarcação prévia coincidissem com a superfície do cilindro, simulando-se o ligamento periodontal artificial (Figura 8b).

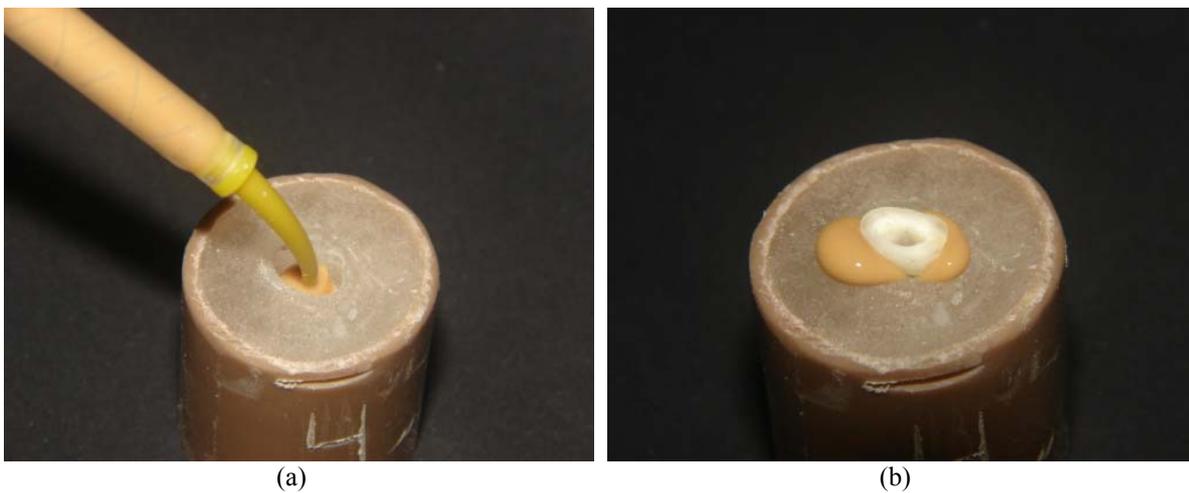


Figura 8 – Inserção do silicone por adição (a) e do remanescente radicular (b).

4.2.8. Confeção dos retentores personalizados

A confecção dos núcleos metálicos fundidos foi realizada pela técnica cera perdida, ou seja, os padrões em resina acrílica (Duralay, Polidental, Cotia, SP, Brasil) foram preparados sobre o dente devidamente isolado (Isolante Kota, São Paulo, Brazil). Foram selecionados pinos pré-fabricados de resina acrílica (Pinjet, Angelus), os quais foram ajustados e adaptados nos respectivos condutos. Procedeu-se a modelagem do conduto com resina acrílica (Duralay) e confecção do munhão utilizando matriz de silicone (VH Equipamentos Médicos Odontológicos e Assess Ltda, Araraquara, SP, Brasil) padronizada (Figuras 9a, 9b, 9c e 9d).

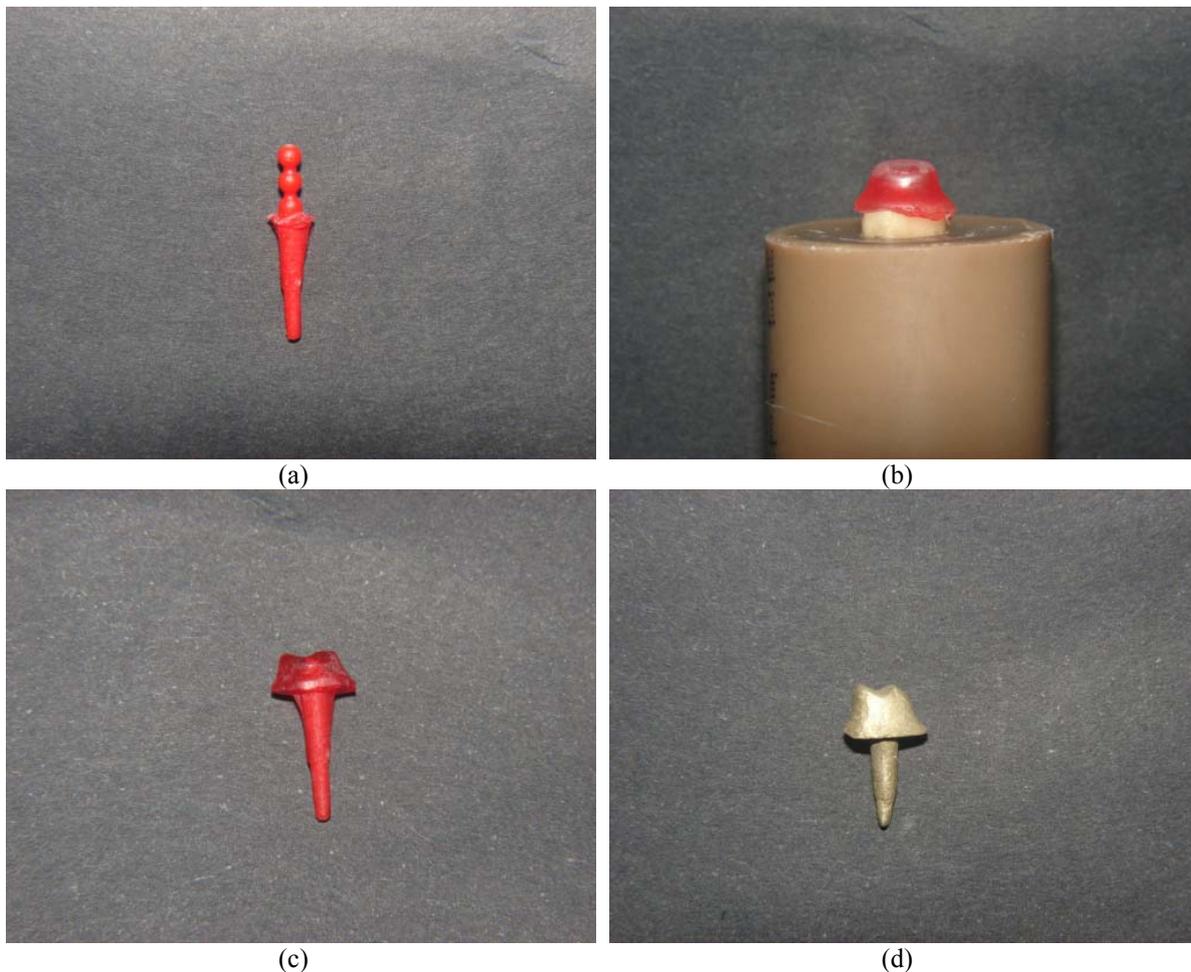


Figura 9 – Sequência técnica para confecção de NMF. Modelagem do conduto (a), confecção do munhão (b), padrão finalizado (c) e NMF fundido em liga CuAl.

Os retentores personalizados a base de fibra de vidro foram divididos em dois grupos. Os retentores de G4 foram confeccionados com um pino principal de fibra de vidro pré-fabricado e o restante do espaço foi completado com fibra de vidro Fibrex-Lab (Figuras 10a, 10b, 10c e 10d).

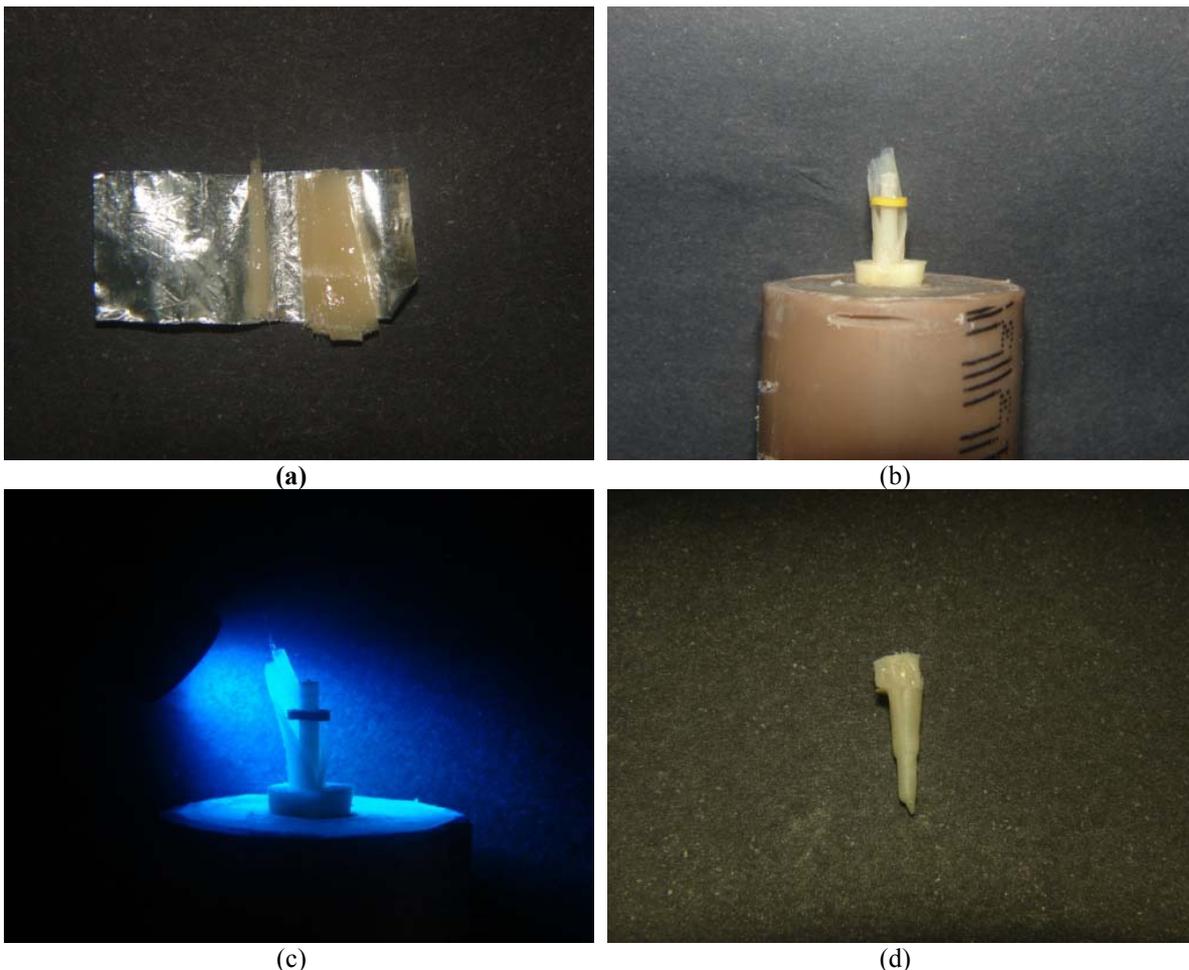


Figura 10 – Sequência técnica para a confecção dos retentores personalizados G4. Fibra de vidro (a), inserção e modelagem (b), fotopolimerização (c), porção intrarradicular finalizada (d).

Os retentores do G5 foram modelados unicamente com fibra de vidro Fibrex-Lab Medial (Figuras 11a, 11b, 11c, 11d, 11e e 11f). Os condutos foram previamente isolados. Cada dente teve seu canal modelado respeitando-se sua anatomia e tamanho, de maneira que as fibras e os pinos foram cortados em tamanho compatível com o conduto, ou seja, 11 mm. As porções de fibras foram colocadas em incrementos com sucessivas fotopolimerizações por 30 s com intensidade de luz de 700 mW/cm^2 (Ultra Lux, Dabi

Atlante, Ribeirão Preto, Brasil) até obter-se a completa modelagem do conduto radicular (Figura 8d). Estes retentores receberam um ciclo de 11 minutos de fotoativação (Power Lux, EDG equipamentos e controle LTDA, São Carlos, Brasil) seguindo as recomendações do fabricante, retentor finalizado (Figuras 10d e 11f).

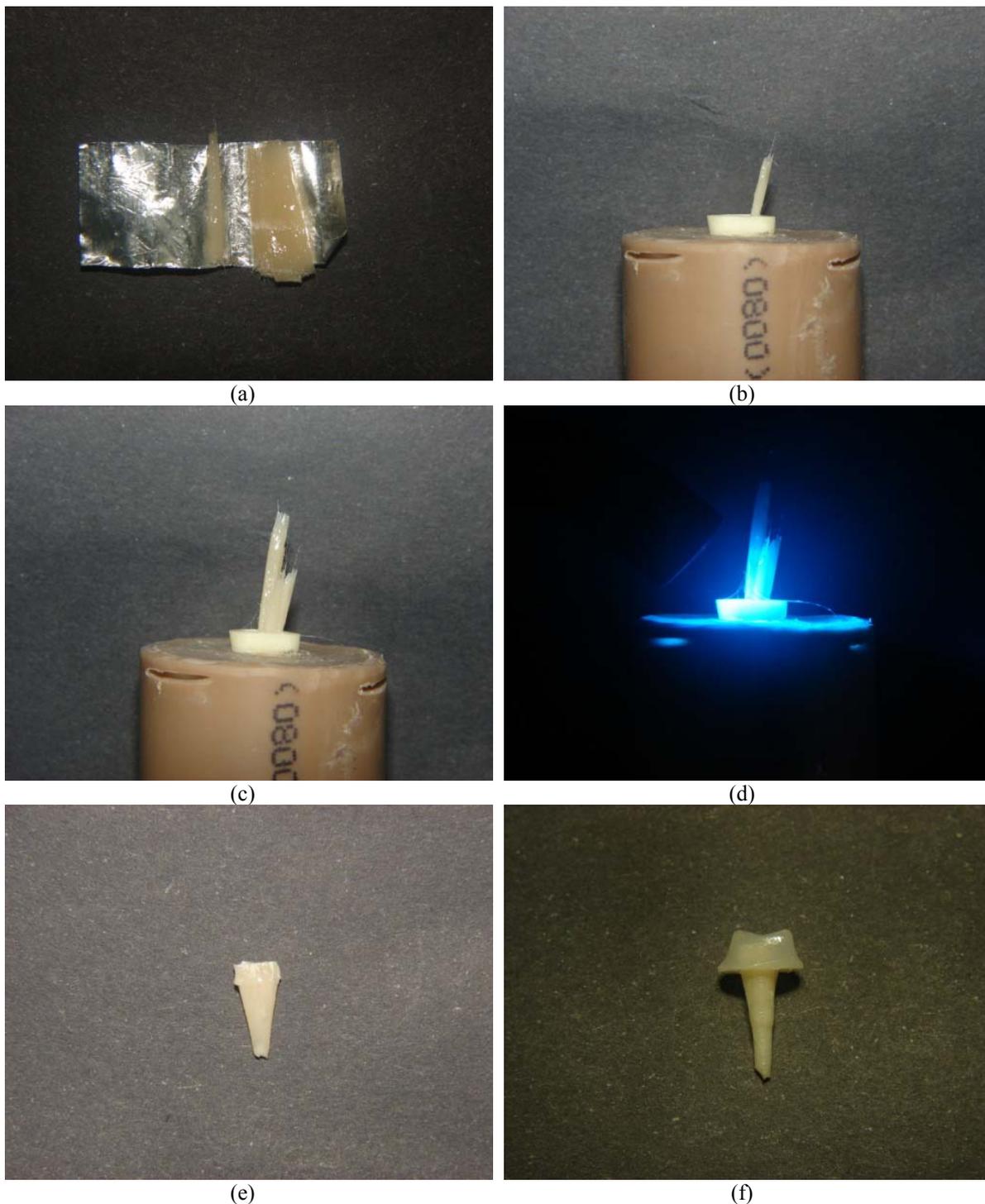


Figura 11 – Sequência técnica para a confecção dos retentores personalizados G5. Fibra de vidro (a), inserção e modelagem (b, c), fotopolimerização (d), porção intrarradicular finalizada (e), formato final do retentor personalizado (G4 e G5) (f).

4.2.9. Confeção dos núcleos de preenchimento

Para a obtenção da porção coronal dos retentores, foi confeccionado um padrão, ou seja, um gabarito da porção coronária, o qual foi realizado obedecendo-se todos os princípios que regem os preparos para coroas totais (Pegoraro *et al.*, 1998), (Figura 12a). Sobre este foi construída uma matriz de silicone a fim de padronizar o formato e as dimensões do munhão. Esta matriz foi obtida em uma plastificadora (Plastivac-P6, BioArt, São Carlos, Brasil) com uso de uma lâmina de silicone de 2 mm (Figura 12b).

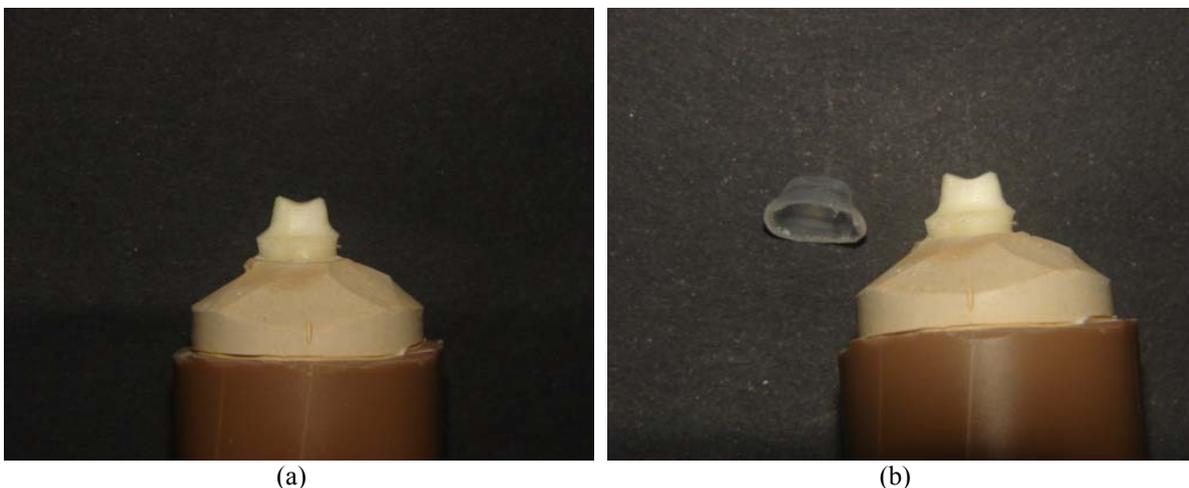


Figura 12 – Modelo da porção coronária (a) e matriz de silicone (b).

Na sequência a porção coronal foi confeccionada de acordo com as características estabelecidas para cada grupo (Figura 12). Nos grupos G2 e G3 a porção coronária foi realizada na sequência da presa do cimento, já nos grupos G4 e G5 foi realizada concomitantemente com a porção intrarradicular uma vez que estes retentores foram confeccionados pela técnica da modelagem. A estrutura dentária coronal de todos os espécimes foi condicionada com ácido fosfórico 37% (3M ESPE, Saint Paul, EUA) por 15 segundos; a superfície tratada foi lavada com jatos de água por 30 segundos e os excessos removidos com discos de papel absorvente. Em seguida, com a dentina úmida, procedeu-se a aplicação de sistema adesivo Adper™ Scotchbond Multi-Usó Plus (3M/ESPE) para cada grupo seguido de fotoativação com fotopolimerizador Ultra Lux por 20 segundos. Foram então adicionados incrementos de até 2 mm de resina composta laboratorial Epricord

Enamel E2 (Kuraray) (Figura 13c), com sucessivas fotopolimerização por 40 segundos (Figura 13e) e a porção final foi confeccionada de forma padronizada com a matriz de silicone (Figura 13d), a qual foi posicionada sobre a porção coronal dos retentores intrarradiculares. Os excessos foram removidos e a resina foi fotoativada por 40 segundos em cada face.

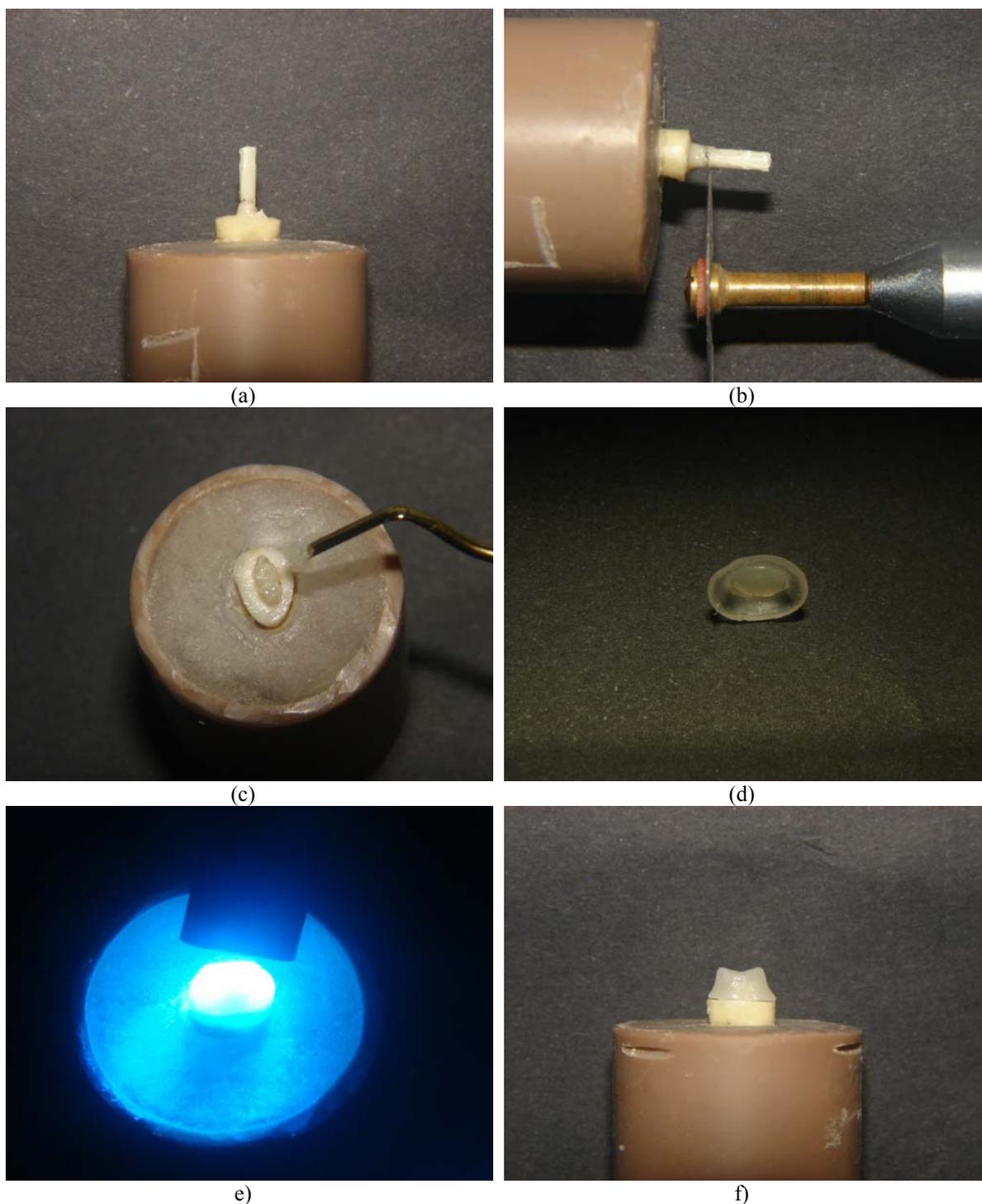


Figura 13 – Confeção do munhão. Tamanho e corte do pino (a, b), incrementos de resina composta (c), matriz com resina composta em (d), fotopolimerização (e), munhão finalizado (f).

4.2.10. Cimentação dos retentores intrarradiculares

Os pinos pré-fabricados foram seccionados com disco diamantado flexível ref. 7012 em peça de mão reta (Figura 13b), restando comprimento de 11 mm a fim de se padronizar o tamanho dos pinos em 9 mm de comprimento no canal radicular e 2 mm de pino na porção coronária. Os núcleos metálicos fundidos receberam tratamento da superfície com jato de óxido de alumínio 50 μm (Microjato, BioArt, São Carlos, Brasil) (Figuras 14 a e 14b).



(a)



(b)

Figura 14 – Jato de óxido de alumínio (a) e núcleo metálico fundido jateado (b).

Já para os retentores intrarradiculares pré-fabricados e os personalizados foi realizada a limpeza do conduto pelo condicionamento com ácido fosfórico a 37% por 15 segundos (Figura 15a), lavagem por 30 segundos, secagem com pontas de papel absorvente seguida da aplicação de sistema adesivo Adper™ Scotchbond Multi-Usó Plus (3M ESPE) (Figuras 15b, 15c), remoção dos excessos com pontas de papel absorvente e fotoativação por 30 s com aparelho (Ultra Lux) (Figura 15d).

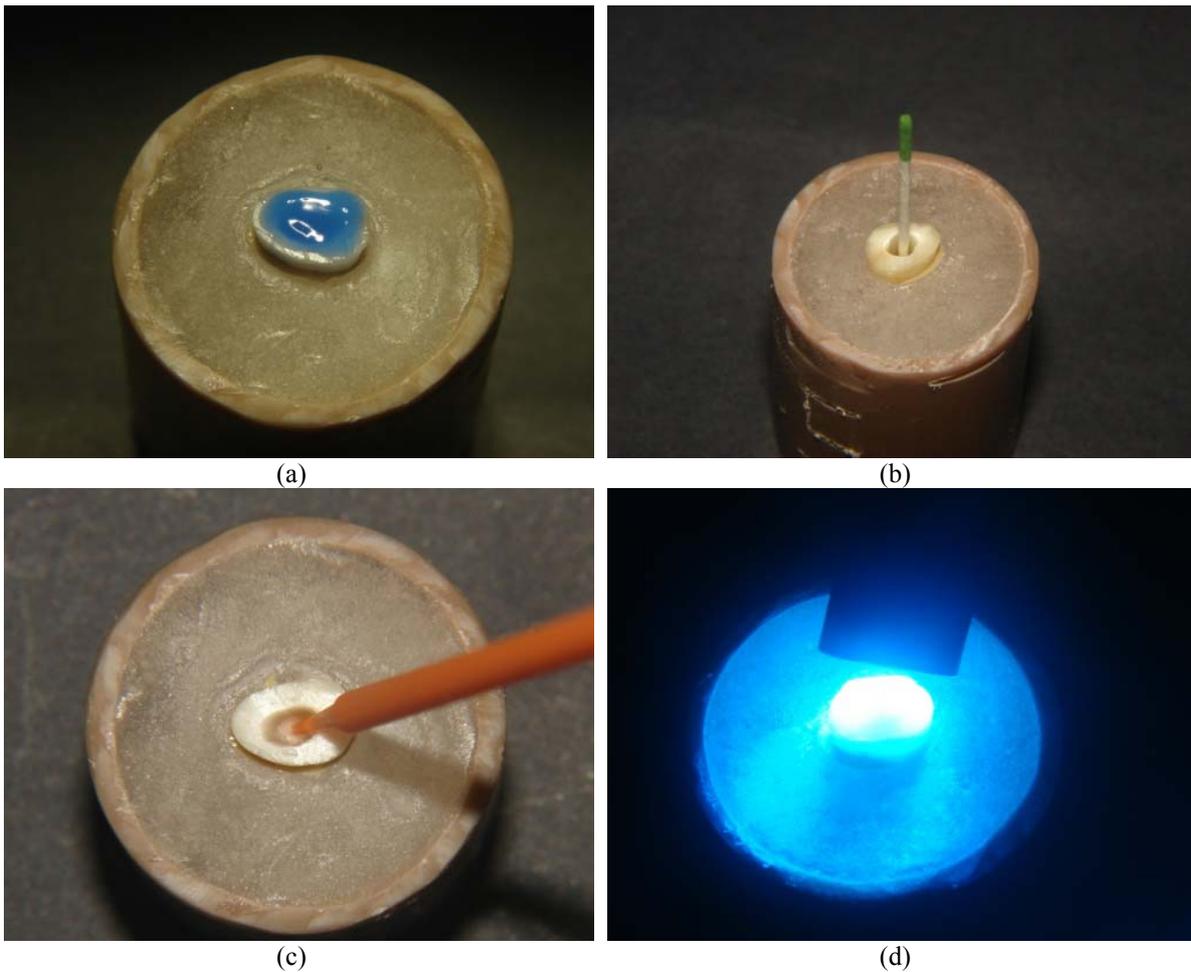


Figura 15 – Condicionamento ácido (a), secagem do conduto (b), aplicação do sistema adesivo(c), fotopolimerização.

Os pinos foram limpos com álcool isopropílico e, em seguida, foram silanizados (Silano, Angelus) (Figura 15a). Na sequência cimentados adesivamente com Cement-post (Angelus) quimicamente ativado (Figura 15b), o qual foi espatulado em partes iguais durante 10 segundos e levado ao conduto com auxílio de uma broca lentulo (Dentsply-Maillefer) até a profundidade de 9 mm (Figura 15c).

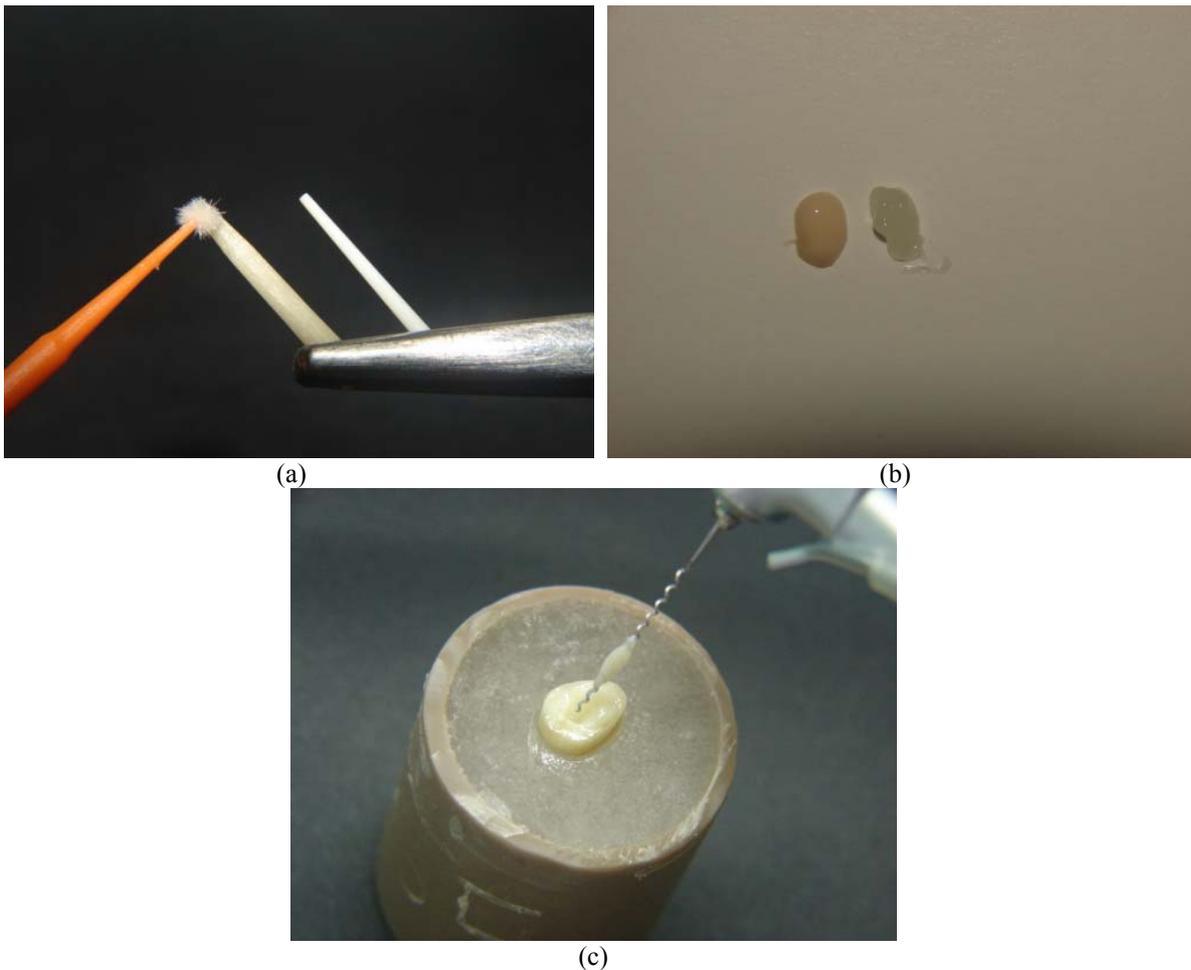


Figura 16 – Aplicação de agente silano (a), cimento resinoso (b), aplicação do cimento no conduto (c).

Em seguida cada retentor foi levado ao interior do conduto com por meio de uma pinça clínica (Duflex, SS White) e pressionados manualmente para melhor assentamento (Figuras 17a, 17b, 17c e 17d). Com o auxílio de uma sonda exploradora (Duflex, SS White) e juntamente com pincéis cavibush descartáveis (FMG, Joinville, SC, Brasil) foram removidos os possíveis excessos. Os núcleos metálicos fundidos e os personalizados seguiram a mesma técnica e foram mantidos sob pressão com peso de 5 kg por 5 minutos (Kaiser, 2006).

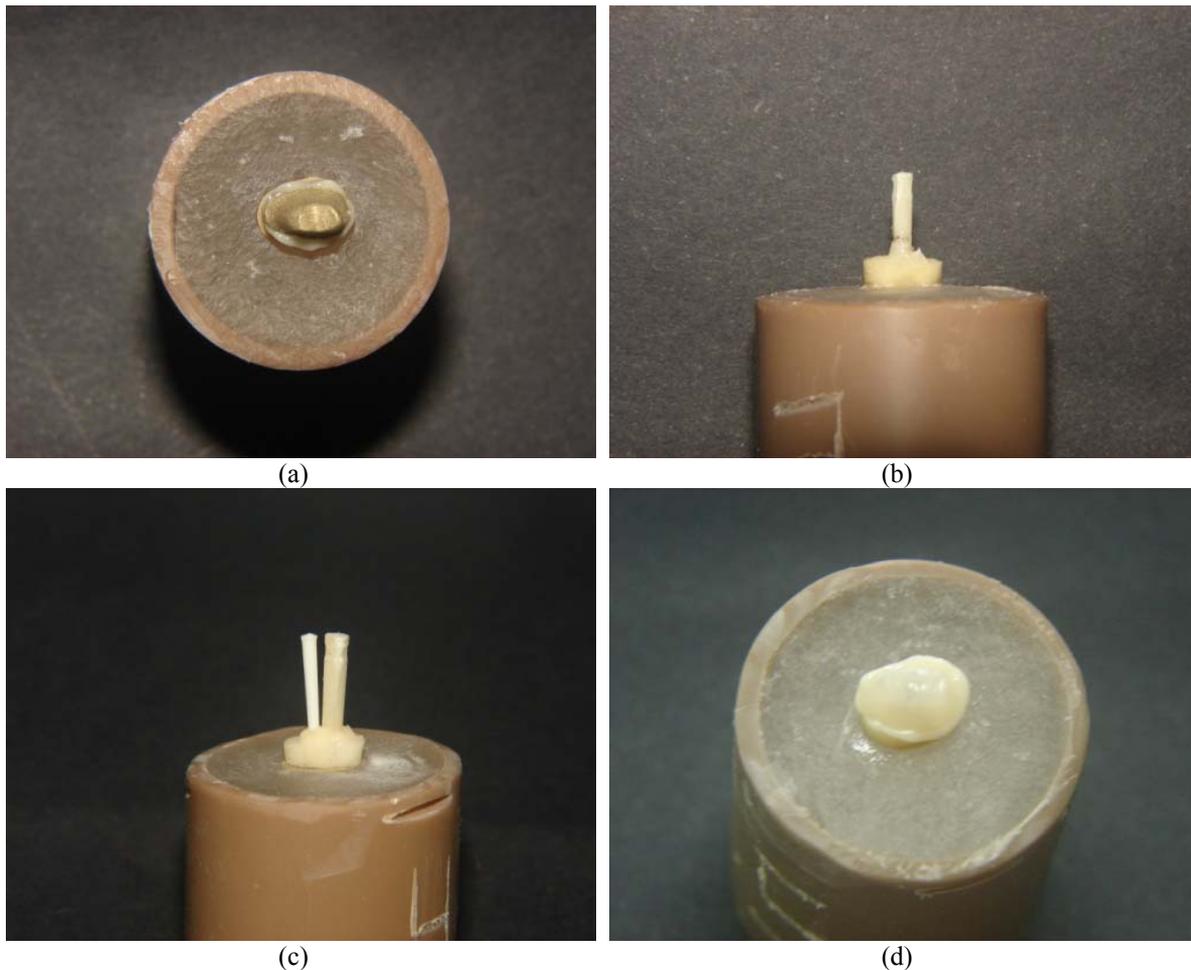


Figura 17 – Cimentação G1 (a), G2 (b), G3 (c), G4 e G5 (d).

Os corpos de prova foram armazenados em recipiente adequados e mantidos a 37°C e 100% de umidade relativa por 24 horas até o início da ciclagem mecânica e ensaio de resistência à fratura.

4.2.11. Simulação de fadiga – aplicação de carga cíclica

Previamente à realização da ciclagem, os espécimes foram visualizados sob microscopia ótica com um aumento de 4x para confirmação da integridade radicular obtida após a seleção dos mesmos no início desta pesquisa.

Para este teste, foi utilizada uma máquina de ensaios de fadiga de materiais (Elquip, São Carlos, Brasil) do Curso de Pós-Graduação em Odontologia, da Universidade

Estadual de Ponta Grossa (UEPG). Tal aparelho permite ensaios simultâneos de 6 corpos de prova. Os espécimes foram posicionados em 90° em relação ao plano do solo e submetidos a impactos repetitivos direcionados na face oclusal do munhão de todos os dentes (Figuras 18 a e 18b). A carga aplicada foi de 30N (3,0 kgf) com frequência de 2 Hz em um total de 250.000 ciclos (Zogheib *et al.*, 2008), os corpos de prova foram mantidos imersos em água na temperatura de $37^\circ \pm 1,0^\circ\text{C}$. O jogo de molas foi trocado a cada 750.000 ciclos.



Figura 18 – Corpos de prova submetidos a ensaio de fadiga (a e b).

Terminados os ciclos, o teste foi interrompido e foram verificadas as possíveis falhas como: descimentação completa ou parcial (núcleo ou pino), fratura e/ou trinca radicular utilizando sonda exploradora nº 5.

4.2.12. Ensaio de resistência à fratura

Após ensaio de fadiga os corpos de prova foram fixados na máquina de ensaio universal (Shimadzu AG-I, Columbia, EUA) por meio de um suporte em aço inoxidável (100 mm de altura por 70 mm de base) possuindo um plano inclinado de 30° em relação ao solo, com uma cavidade cilíndrica na porção central, medindo 25 mm de diâmetro por 25 mm de profundidade. O dispositivo metálico formava um ângulo de 150° entre o cone de aço do mordente superior da máquina de ensaio universal e o longo eixo das raízes,

simulando o componente de forças que atuam sobre os dentes posteriores (Fokkinga *et al.*, 2005; Fokkinga *et al.*, 2006) (Figura 19a).

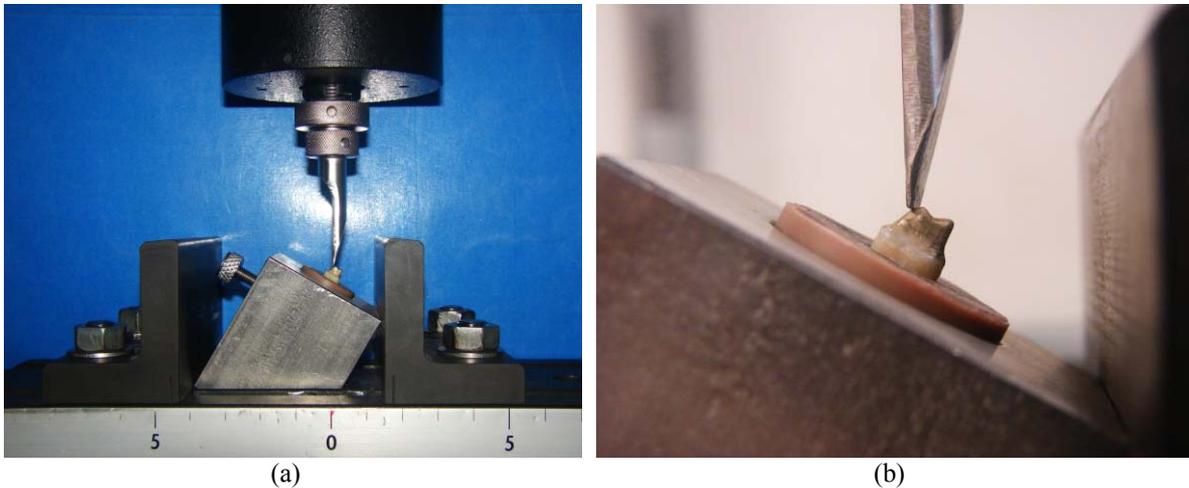


Figura 19 – Ensaio de resistência à fratura (a, b).

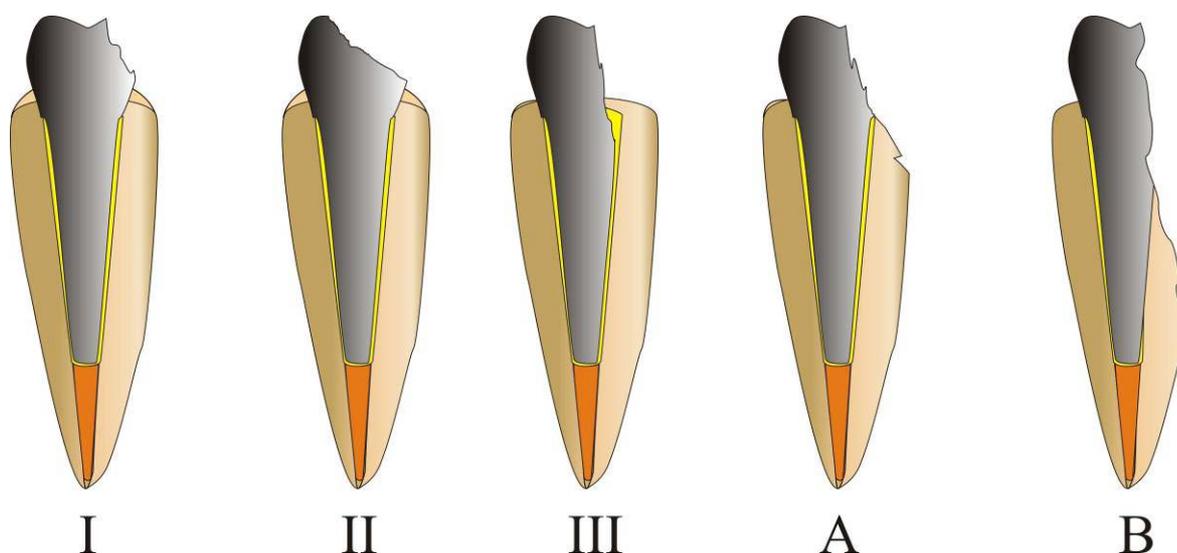
O conjunto foi adaptado à máquina de ensaio universal que foi carregada com carga de 3000 N e com velocidade de 0,5 mm/min. Esta carga foi aplicada por meio de ponta em formato de fenda com largura de 10 mm por 5 mm de espessura, a qual foi apoiada na face vestibular do munhão e comprimida até a fratura (Figura 19b). Os valores foram registrados em N.

4.2.13. Análise do Padrão de Fratura

As raízes foram removidas dos blocos de resina acrílica com fórceps nº 150 (Quinelato, Rio Claro, SP, Brasil) e o ligamento periodontal artificial foi removido com cureta periodontal (Duflex, SS White). Após a completa limpeza das raízes foram observados os padrões de fratura, classificando-os como descrito no Quadro 1 e Figura 20.

Quadro 1 – Padrão de Fratura segundo a localização.

Padrão de Fratura	Descrição
I	Fratura, trinca ou lasca de até 50% da porção coronária, sem envolvimento da retenção intrarradicular.
II	Fratura, trinca ou lasca de mais de 50% da porção coronária, sem envolvimento da retenção intrarradicular
III	Fratura da porção coronária envolvendo a retenção intrarradicular, sem envolvimento do remanescente e/ou da raiz.
A	Qualquer tipo de fratura com envolvimento do remanescente e/ou da raiz ao nível do terço cervical.
B	Qualquer tipo de fratura com envolvimento do remanescente e/ou da raiz ao nível do terço médio.

**Figura 20** - Desenho ilustrando os tipos de fratura.

Foi registrada também a possibilidade do corpo de prova fraturado vir a ser recuperado; o tipo de fratura foi denominado como não catastrófica, quando a linha se localizava desde 0 até 2 mm abaixo de um nível ósseo hipotético, ou catastrófica, quando ultrapassava este nível.

4.3. Análise estatística

Os valores de resistência à fratura foram submetidos à análise de variância (ANOVA – fator único), e teste de Tukey com nível de significância de 5%. Para exposição dos resultados da análise dos padrões de fratura foi utilizada estatística descritiva.

5. RESULTADOS

5.1. Simulação de fadiga – aplicação de carga cíclica

Neste teste foi observado que após a ciclagem mecânica todos os corpos de prova se apresentaram íntegros, sem qualquer tipo de falha, seja fratura do conjunto ou deslocamento do retentor intrarradicular por falha da agente cimentante.

5.2 Ensaio de resistência à fratura

Os valores das médias (N), desvio-padrão e coeficiente de variação (CV) de cada grupo estudado são mostrados na Tabela 3.

Tabela 3 – Valores das médias (N), desvio padrão e coeficiente de variação (%) obtidos por meio do teste de resistência à fratura dos sistemas retentores/complexo radicular.

<i>Grupos</i>	<i>G1</i>	<i>G2</i>	<i>G3</i>	<i>G4</i>	<i>G5</i>
Média	3514,28	811,43	729,23	747,53	762,43
Desvio-padrão	1166,31	124,34	157,28	204,79	110,07
CV	33%	15%	22%	27%	14%

A análise de variância para os dados obtidos no ensaio de resistência à fratura está representada na Tabela 4.

Tabela 4 – Análise de variância para o ensaio de resistência à fratura de diferentes sistemas retentores intrarradiculares.

<i>Causa da variação</i>	<i>GL</i>	<i>SQ</i>	<i>QM</i>	<i>F</i>	<i>F crítico</i>	<i>Valor de P</i>
Grupos	4	60608582	15152146	52,085	2,578739	0,000001*
Erro	45	13090965	290910,3			
Total	49					

* significativo estatisticamente ($p < 0,05$).

De acordo com a Tabela 4, diferença estatística significativa foi observada entre os grupos estudados ($p < 0,05$). Desta forma, foi aplicado o teste de Tukey para comparações múltiplas entre os grupos (Tabela 5).

Tabela 5 – Médias originais (N), desvio padrão e teste de Tukey ($\alpha = 0,05$), para o ensaio de resistência à fratura de acordo com os sistemas de retentores/complexo radicular utilizados.

<i>Grupos</i>	<i>Nº de corpos de prova</i>	<i>Média</i>
G1	10	3514,28 ± 1166,31 ^a
G2	10	811,43 ± 124,34 ^b
G3	10	729,23 ± 157,28 ^b
G4	10	747,53 ± 204,79 ^b
G5	10	762,43 ± 110,07 ^b

* Médias seguidas por letras iguais não diferem entre si para Tukey ($p < 0,05$).

O teste de Tukey demonstrou haver diferença significativa entre as médias do G1 em relação aos demais.

5.3. Análise do padrão de fratura

Após ensaio de resistência à fratura os corpos de prova foram examinados e classificados quanto aos padrões de fraturas encontrados (Figura 21).

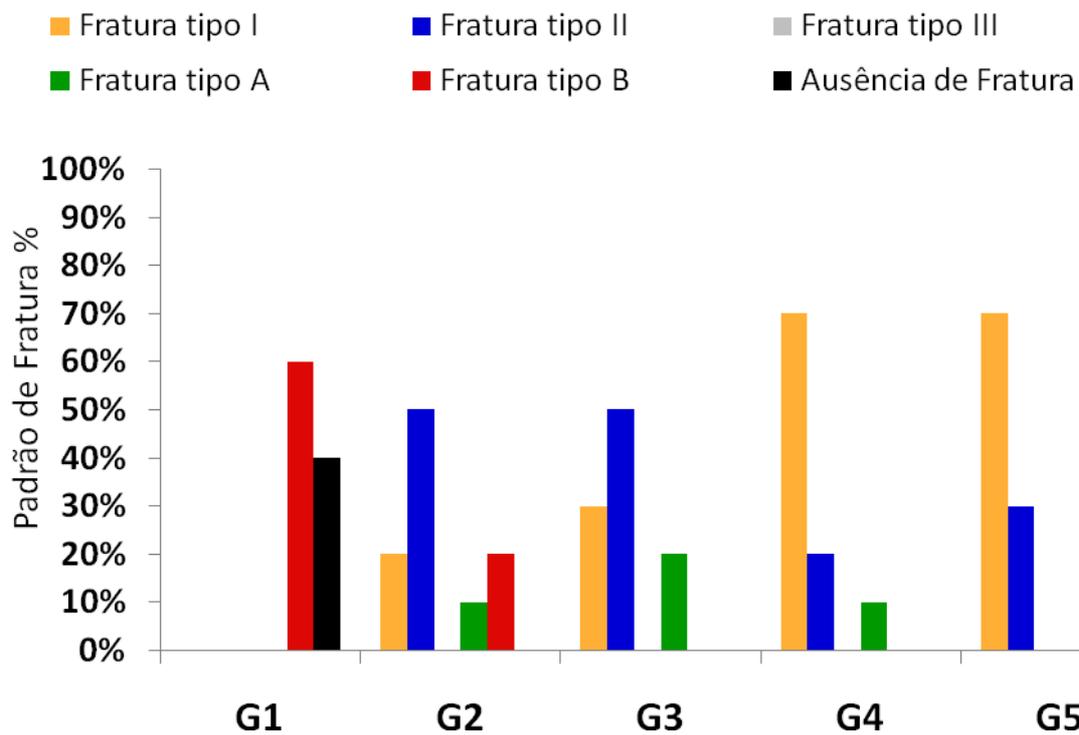


Figura 21– Representação gráfica da distribuição dos padrões de fraturas encontrados nos corpos de prova após ensaio de resistência à fratura dos retentores intrarradiculares.

Na Figura 21 pode-se observar que o G1 apresentou os maiores índices de fraturas tipo B (catastrófica). Os grupos G2 e G3 tiveram a maioria de suas fraturas concentradas no tipo II que se caracteriza por lasca ou trinca de mais de 50% da porção coronária. Já, os grupos G4 e G5 apresentaram cerca de 70% com fratura do tipo I, que corresponde a menos que 50% da porção coronária.

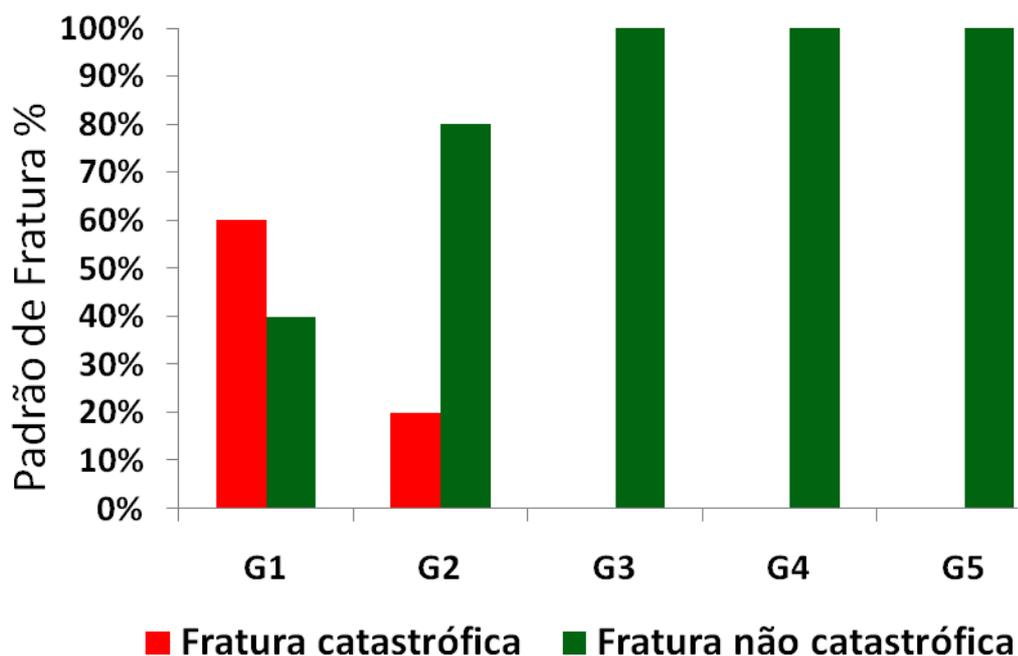


Figura 22 – Representação gráfica ilustrando a porcentagem (%) de fraturas catastróficas e não catastróficas encontradas nos corpos de prova após ensaio de resistência à fratura dos retentores intrarradiculares.

A Figura 22 ilustra os padrões de fratura catastróficas encontradas nos diferentes grupos. Pode-se observar que G1 (NMF) apresentou a maior porcentagem de fraturas catastróficas, ou seja, os maiores danos irreversíveis com cerca de 60% dos corpos de prova perdidos sem possibilidades de reparos seguido do G2 com 20%. Os grupos G3, G4 e G5 apresentaram 100% de fraturas não catastróficas.

As Figuras 23 a 27 são imagens representativas dos padrões de fratura observados nos diferentes grupos.

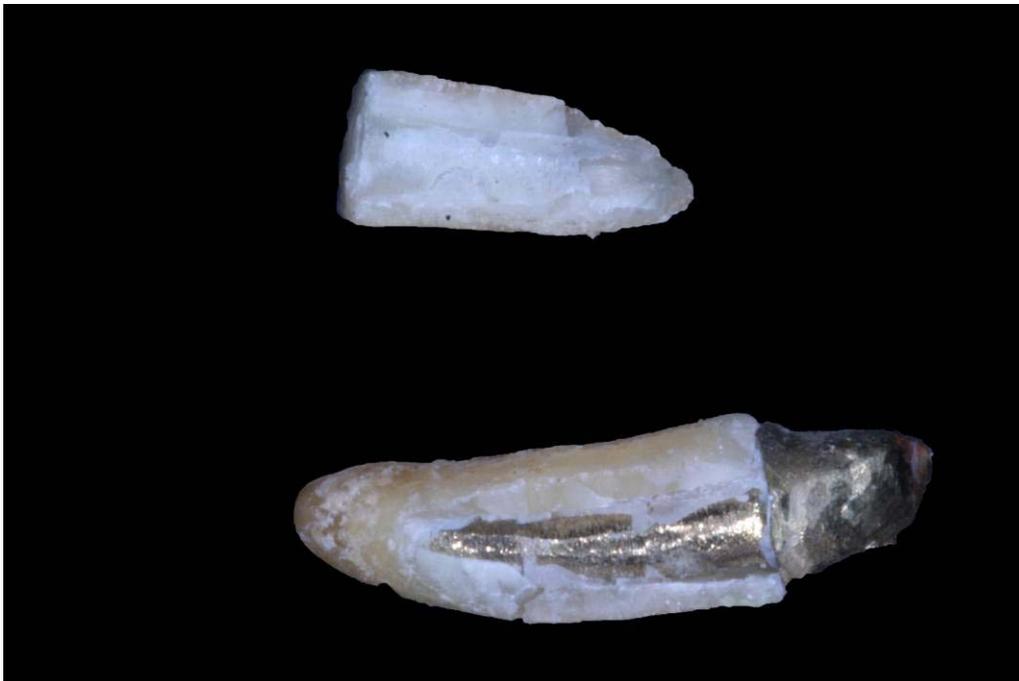


Figura 23 – Característica e forma mais frequente do padrão de fratura ocorrido no G1, ou seja, fratura catastrófica.



Figura 24 – Padrão mais comum de fratura ocorrido no G2. Pode-se observar que a falha ficou restrita ao munhão.



Figura 25 – Característica e forma de fratura mais frequente do padrão de fratura ocorrido no G3, que é o tipo II.



Figura 26 – Característica e forma mais frequente do padrão de fratura ocorrido no G4, ou seja, a do tipo I.



Figura 27 – Característica e forma mais frequente do padrão de fratura ocorrido no G5, ou seja, a do tipo I.

6. DISCUSSÃO

A padronização do tamanho e forma das raízes e dos retentores intrarradiculares é de fundamental importância para diminuir a possibilidade de grandes diferenças na resistência à fratura dos corpos de prova (Sirimai *et al.*, 1999). Para evitar interferências nos resultados dos testes de ciclagem e resistência à compressão neste estudo tanto as raízes quanto os retentores foram padronizados. As raízes foram preparadas e estandarizadas em relação à forma, ao tamanho, distância mesio-distal e vestibulo-lingual (Moosavi *et al.*, 2008). Com relação aos retentores, a confecção do preparo intrarradicular conservou 4 milímetros de obturação apical (Goodacre e Kan, 2002), sem contudo, provocar alteração no tamanho dos retentores, pois as raízes foram selecionadas e as coroas anatômicas removidas, permitindo um tamanho uniforme entre os espécimes. O tamanho dos pinos de 9 mm tem sido utilizado em metodologias de estudo e pode ser transportado para prática clínica por apresentar comportamento semelhante aos de 12 mm. A utilização de pinos mais curtos que a coroa clínica (6 mm) embora não promova diminuição do efeito retentivo, podem provocar redução da resistência à carga (Adanir *et al.*, 2008). Judd *et al.*, (1990) afirmam que obtiveram índice de sucesso clínico de 100% dos casos tratados com pinos de fibra curtos e coroas em compósito.

Ainda na tentativa de se obter resultados mais próximos da realidade clínica, foi realizada neste estudo a simulação da resiliência do ligamento periodontal com uma camada fina de polivinilsiloxano, a qual foi aplicada entre a raiz e o bloco de resina acrílica (Moosavi *et al.*, 2008; Newman *et al.*, 2003; Sirimai *et al.*, 1999). Também foi realizada a fragilização dos dentes cujo objetivo visou simular determinadas situações clínicas como presença de cáries extensas, pinos pré-existentes, intervenção endodôntica precoce, as quais resultam em canais bastante amplos e paredes radiculares finas.

O restabelecimento do dente deve considerar fatores como a resistência mecânica e o tipo de cimentação dos retentores intrarradiculares, bem como a espessura das paredes e o remanescente dentário (Marteli *et al.*, 2008). Em casos de raízes fragilizadas por acessos endodônticos, pinos pré-existentes ou cáries extensas o uso de retentor intrarradicular e ou núcleo se faz necessário (Libman e Nicholls, 1995). Apesar dos pinos metálicos consistirem em uma opção bastante consolidada na prática clínica, as

propriedades mecânicas dos metais podem aumentar o risco à fratura da raiz (Hornbrook e Hasting, 1995), tornando assim, os pinos de fibra de vidro mais indicados, uma vez que possuem módulo de elasticidade próximo ao da dentina. Além disso, a cimentação adesiva destes sistemas faz com que se forme um bloco único, melhorando a distribuição das cargas mastigatórias (Duret *et al.*, 1990; Galhano *et al.*, 2005; Wanderley *et al.*, 1999) e reduzindo as chances de deslocamento dos pinos de fibra (El-Mowafy e Milenkovic, 1994). A cimentação de todos os grupos neste estudo foi realizada com cimento resinoso quimicamente ativado. A escolha deste material deve-se a pouca ou nenhuma passagem de luz no interior do conduto dificultando o uso de cimentos com polimerização foto ou dual, entretanto, existem no mercado alguns tipos de pinos que segundo os fabricantes pode transmitir a luz do fotopolimerizados até o interior do conduto. A cimentação resinosa melhora o comportamento mecânico dos retentores em relação à cimentação convencional (ex: cimento a base de fosfato de zinco) quando submetidos à função simulada (Assif e Feber, 1982; Moosavi *et al.*, 2008; Naumann *et al.*, 2008).

A adaptação do retentor às paredes do conduto é essencial para uma adequada retenção ou resistência a tração (Genovese *et al.*, 2005). Dessa forma, a diminuição da espessura de cimento resinoso pode reduzir a contração volumétrica e alteração volumétrica deste material (Alster *et al.*, 1997), e, conseqüentemente, melhorar a adaptação do retentor (Chan *et al.*, 1993; D'Acangelo *et al.*, 2007) A personalização dos retentores ou a utilização de pinos acessórios associados a pinos pré-fabricados principais promove a diminuição da linha de cimentação (Marteli *et al.*, 2008; D'Arcangelo *et al.*, 2007; Grandini *et al.*, 2005), e melhora o comportamento mecânico do sistema de retenção intrarradicular, uma vez que aumenta a quantidade de fibras (Asmussen *et al.*, 2005; Grandini *et al.*, 2005).

Dependendo do pino empregado, a espessura da película de cimento em condutos alargados pode variar de 300 a 450 μm , com diferentes valores de retenção independente do cimento empregado (Chan *et al.*, 1993). Bonfante *et al.*, (2008) avaliando em seu trabalho as falhas adesivas no processo de cimentação de retentores intrarradiculares com diferentes tipos de fragilização dos condutos radiculares, puderam constatar que 50 a 70% das falhas ocorreram na interface dentina-cimento, demonstrando que esta região é o elo fraco da união adesiva. Os autores observaram que o grupo que foi totalmente fragilizado apresentou 40% de falha combinada, isto provavelmente pode ter ocorrido pela presença de uma película espessa de cimento em toda a extensão do conduto. É possível que, com uma camada tão espessa, tenha ocorrido formação de um maior numero de bolhas, o que

fragiliza a união dos substratos, sendo semelhante aos obtidos por Grandini *et al.*, (2005). Entretanto, parece não existir interferência da espessura de cimento para os testes de compressão e resistência à fratura, uma vez que no presente estudo não houve diferença entre os grupos de pinos personalizados com menor espessura de cimento.

Com relação aos testes de simulações *in vitro*, a ciclagem mecânica é uma ferramenta bastante utilizada para testes de carga, pois reproduzem padrões cíclicos fisiológicos da mastigação (Dietschi *et al.*, 1997), que podem mostrar resultados como aumento das fendas entre os materiais restauradores e o dente, conforme se aumenta a carga utilizada (Dietschi *et al.*, 2006). Os diferentes materiais usados em condições bucais respondem de diferentes maneiras de acordo com a carga, temperatura e tempo de utilização. Neste trabalho foram realizados 250.000 ciclos mecânicos, com frequência de 2 Hz com carga de 30 N. Nesta ciclagem mecânica representa um tempo estimado de 1 ano de uso clínico do retentor intrarradicular (Zogheib *et al.*, 2008). A literatura mostra uma variação grande no número de ciclos, de acordo com o objetivo do trabalho, entre 100.000 a 1.200.000 ciclos (Strub *et al.*, 2001; Valandro *et al.* 2007; Zogheib *et al.*, 2008), sendo que os maiores números de ciclos são destinados a avaliação da efetividade dos sistemas adesivos e agentes cimentantes, assim como a termociclagem. A ciclagem térmica interfere no resultado de resistência à fratura por meio da aceleração da hidrólise dos componentes resinosos e, em função da alteração de temperatura, que gera tensão de contração e expansão na interface. Estas alterações se dão em dentes polpados em testes de cavidade Classe I e II, porém em dentes tratados endodonticamente isto não parece se repetir. O que pode explicar este fato é a presença de grande quantidade de material restaurador e uma interface menor nos dentes com acesso endodôntico, sendo necessário um grande número de ciclagens para representar alguma relevância (Habekost *et al.*, 2007). Neste estudo, nenhum sistema de retenção intrarradicular apresentou qualquer tipo de falha durante o ensaio de ciclagem mecânica.

Quanto à direção da força aplicada para o teste de resistência à fadiga, foi estabelecido um ângulo de 30° em relação ao longo eixo do dente para simular um direcionamento desfavorável das forças. A orientação das forças muda o padrão de falha dos espécimes. Se ângulo fosse de 45°, as falhas ocorreriam basicamente no compósito, pois há um desvio muito amplo do longo eixo de dente, entretanto 30° promovem a orientação mais próxima do retentor propriamente dito. Em um primeiro momento, entende-se que a resistência aumentaria o que de fato acontece, porém o padrão de falhas se dá de forma desfavorável, ou seja, as falhas alcançam ou ultrapassam o nível

correspondente à estrutura óssea (Fokkinga *et al.*, 2005). Outro fator relevante é quanto ao uso de coroas nos testes de compressão. Vários ensaios laboratoriais apresentados na literatura fazem a ação da carga diretamente sobre o pino para avaliar a resistência à fratura de dentes tratados endodonticamente (Trope *et al.*, 1985; D`Arcangelo *et al.*, 2007), ou para avaliação do comportamento em análise fotoelástica (Cooney *et al.*, 1986; Hunter e Flood, 1989; Sheets e Taniguchi, 1990). Entretanto, a fabricação de coroas sobre o núcleo, com a ferulização da raiz, pode gerar resultados diferentes dos encontrados neste estudo em função da forma com que as cargas se distribuem (Assif *et al.*, 1993; Hemmings *et al.*, 1991; Sirimai *et al.*, 1999). Para este trabalho foi realizado um estudo piloto com coroas livres de metal, no qual se constatou que os testes não investigavam a tensão gerada sobre os retentores, uma vez que todas as coroas fraturaram antes de qualquer envolvimento do retentor ou remanescente radicular. Assim, optou-se por realizar os ensaios aplicando os esforços sobre o retentor e núcleo de preenchimento.

Neste estudo a hipótese de que a utilização de retentores intrarradiculares personalizados e/ou a utilização de pinos acessórios a base de fibra de vidro reduziria a linha de cimentação e, conseqüentemente, promoveria melhor resistência mecânica do sistema retentor/estrutura dentária não foi comprovada. A técnica de confecção dos retentores intrarradiculares a base de fibra de vidro não interferiu na resistência do sistema, pois não houve diferença estatística significativa entre os grupos G2 a G5, corroborando os resultados encontrados na literatura (Fokkinga *et al.*, 2005; Fokkinga *et al.*, 2006; Galhano *et al.*, 2005; Moosavi *et al.*, 2008; Newman *et al.*, 2003; Sirimai *et al.*, 1999). Isto pode estar relacionado às propriedades similares dos materiais empregados na confecção dos retentores. Uma vez que todos os retentores foram confeccionados com Fibrex-Lab (Angelus) que é composto por fibra de vidro unidirecional, resina Bis-GMA, dimetacrilato de uretano, cerâmica de vidro de bário, dióxido de silício, sendo que 60% em volume de fibra de vidro e 40% de carga. Mesmo utilizando as fibras de maneira diferente, ou seja, associando fibras compactadas, prensadas e polimerizadas industrialmente (G2 e G3) e fibras pré-impregnadas manipuladas no ato da aplicação (G4 e G5), o que poderia melhorar os resultados, não foi observada diferença entre os grupos.

Com relação aos diferentes tipos de retentores intrarradiculares, neste estudo, os maiores valores de resistência à fratura foram encontrados para o grupo G1 (NMF), que diferiu estatisticamente dos demais grupos. Isto está de acordo com os resultados encontrados na literatura (Asmussen *et al.*, 1999; Galhano *et al.*, 2005; Newman *et al.*, 2003; Qing *et al.*, 2007). A maior resistência da fratura dos sistemas de retenção

intrarradiculares metálicos está relacionada às suas propriedades físicas e mecânicas, como por exemplo, o seu alto módulo de elasticidade.

Cooney *et al.*, (1986) comparando os vários tipos de retentores intrarradiculares verificaram que o uso de retentores personalizados de fibra de vidro gera menor tensão na região do ápice da raiz quando comparados com os núcleos metálicos fundidos devido a este tipo de retentor concentrar as tensões ao longo da raiz e principalmente no ápice radicular. Já para os retentores pré-fabricados de formato cilíndrico o problema está relacionado ao maior desgaste na região apical que pode levar a uma fragilização dependendo da anatomia do dente.

Considerando um mesmo sistema de fibra e compósito tem-se um comportamento mais favorável quando se personaliza o retentor em comparação aos pinos pré-fabricados, pois há uma distribuição mais uniforme das cargas, o que parece ser o responsável pela redução de probabilidade de fratura do tipo catastrófica (Genovese *et al.*, 2005), o que vem corroborar com os resultados encontrados neste estudo, uma vez, que não foi observada presença de fratura na região do terço apical dos grupos G2, G3, G4 e G5. Ainda segundo alguns autores, o uso de retentores de fibra de vidro aumenta a carga de fratura, isto é, melhora a resistência dos espécimes, favorece padrões de fratura reparáveis, além de distribuir as tensões das cargas para a raiz, equalizando a carga sobre a maior área de superfície do dente e resultando em maior resistência à fratura (Salameh *et al.*, 2007; Salameh *et al.*, 2006; Salameh *et al.*, 2008). Por consequência, pode-se atribuir à cimentação resinosa a transmissão da carga aplicada e o comportamento de corpo único do conjunto dente/pino/coroa (Sorentino *et al.*, 2007). Entretanto, os grupos com retentores personalizados G4 e G5, não apresentaram diferença significativa em relação aos grupos G2 e G3, que têm uma maior película de cimentação.

A análise dos valores de resistência à fratura mostrou variabilidade dos resultados dentro de cada grupo, mesmo com a padronização dos dentes e da técnica. A utilização de dentes naturais pode contribuir para um desvio padrão maior como ocorreu nos 5 grupos. Apesar dos dentes terem sido padronizados alguns aspectos são inerentes ao desenvolvimento do órgão como: grau de calcificação, condições pulpares, reações frente a patologias pulpares e periodontais antes da exodontia, assim como, pequenas variações de forma e anatomia, idade do paciente, presença de micro fratura na dentina e influência do preparo manual dos corpos de prova. Todos estes fatores podem estar relacionados aos altos coeficientes de variação encontrados em todos os grupos neste estudo e, devem ser

levados em consideração quando se pretende fazer aplicação clínica destes materiais (Asmussen *et al.*, 1999).

Apesar das diferenças numéricas dos valores de resistência para os 5 grupos todos os sistemas de retenção intrarradicular poderiam ser aplicados na clínica, pois as cargas de fratura observadas nos ensaios laboratoriais estão muito acima dos valores encontrados na cavidade bucal que variam de 170 a 270N para atividade funcional normal (Strub *et al.*, 2001). Levando se em consideração somente a resistência à fratura dos grupos G2 a G5 o clínico poderia optar por qualquer um dos sistemas. Entretanto as facilidades técnicas para o tratamento com os retentores dos grupos G2 e G3 favorecem o seu uso, pois reduzem o tempo clínico, as etapas laboratoriais e podem evitar falhas endodônticas devido à contaminação por microrganismos da cavidade bucal nas etapas de preparo e moldagem, assim como, na fase provisória devido a possíveis deslocamentos por falha na cimentação temporária.

Outro aspecto importante na comparação entre os grupos é a análise do padrão de fratura produzido após o ensaio mecânico de resistência à fratura. Neste estudo, os padrões de fratura encontrados vêm confirmar os achados da literatura, que mostram que padrões catastróficos não favoráveis geralmente estão relacionados com retentores que apresentam alto módulo de elasticidade e alta resistência à fratura (Galhano *et al.*, 2005; Bonfante *et al.*, 2006; Moosavi *et al.*, 2008). No presente estudo, os NMFs foram os que apresentaram à maior frequência de falhas irreversíveis (60%), ou seja, a fratura radicular ocorreu além do limite infra-ósseo, o que inviabilizou nova restauração do elemento dentário. Já para os retentores a base de fibra de vidro, as fraturas, em sua maioria, foram favoráveis, viabilizando a manutenção e restauração do remanescente dentário, uma vez que as falhas estão quase sempre ligadas aos retentores e não ao complexo radicular (Qing *et al.*, 2007; Salameh *et al.*, 2007; Salameh *et al.*, 2008). Em estudo avaliando a resistência e o padrão de fratura em dentes tratados endodonticamente restaurados de diferentes maneiras (restauração provisória a base de óxido de zinco e eugenol, pinos metálicos, núcleo de preenchimento em resina composta e pinos de fibra de vidro + resina composta), os padrões de fratura mais favoráveis se deram nos grupos com pino de fibra e compósito (Bonfante *et al.*, 2006). As perdas catastróficas de dentes por uso de pinos metálicos, NMFs ou cerâmicos pode ter relação com as altas concentrações de tensão que estes tipos de retentores geram no complexo radicular em função da distribuição desigual das forças mastigatórias (Genovese *et al.*, 2005).

Corroborando este conceito a literatura ainda afirma que as fraturas em dentes restaurados com pinos de fibra de vidro são passíveis de reparo, preservando a estrutura dentária (Akkayan e Turgut, 2002; Fraga *et al.*, 1998; Newman *et al.*, 2003, Moosavi *et al.*, 2008). Os pinos de fibra de vidro têm uma propriedade inerente ao material que evita a propagação de microtrincas no complexo radicular (Sorensen e Engelmann, 1990). Esta propriedade pode estar relacionada à flexibilidade do pino, que faz com que as forças geradas sobre o dente se distribuam no terço cervical da raiz e ao longo do suporte periodontal, ao contrário dos pinos metálicos que concentram forças no próprio retentor e no terço apical da raiz favorecendo as fraturas do tipo vertical e horizontal (Eskitaşcioğlu e Sema Belli, 2002).

Após avaliação dos resultados obtidos neste trabalho e comparação com os resultados reportados na literatura pode-se observar que o uso de retentores está baseado em uma série de fatores intrínsecos ao complexo dentário e as suas particularidades. (Asmussen *et al.*, 2005; Fernandes *et al.*, 2003). O ideal parece ser a utilização de materiais que apresentem as propriedades mais próximas do remanescente dentário, além de características estéticas e longevidade clínica. Ainda não existe nenhum material que apresente todas as características desejáveis para um retentor intrarradicular, ou seja, pinos a base de cerâmicas apresentam uma boa estética, contudo alto grau de dureza; NMF têm mostrado relativo sucesso clínico, contudo, apresentam alto módulo de elasticidade, corrosão, alto índice de fratura radicular; já os pinos pré-fabricados são de rápida execução clínica, boa estética, mas apresentam dificuldades de adaptação em canais amplamente fragilizados e camada de agente cimentante relativamente espessa; os retentores personalizados ou anatômicos têm boa estética, boa adaptação no conduto, maior quantidade de fibra de vidro e fina película de cimentação quando comparados os pré-fabricados, porém pouca evidência clínica (Assif e Gorfil, 1994; Asmussen *et al.*, 2005; Genovese *et al.*, 2005; Grandini *et al.*, 2005; D'Arcangelo *et al.*, 2007; Bonfante *et al.*, 2008).

Os tratamentos odontológicos são, muitas vezes, considerados definitivos, o que na prática clínica diária não pode ser observado. Para restauração de dentes que necessitam de retenção intrarradicular, muitos profissionais ainda optam pelo uso de sistemas já consagrados, como os NMF. Contudo, quando estes sistemas falham podem comprometer irreversivelmente a estrutura dentária, levando a necessidade do envolvimento de mais dentes na restauração e, conseqüentemente, aumentando os custos biológicos e econômicos do tratamento. Outras opções de tratamento utilizando sistemas com propriedades similares

às da estrutura dentária possibilitam procedimentos mais conservadores, que devem ser adotados pelos cirurgiões-dentistas, levando-se em conta fatores como adaptação, estética, função, possibilidade de reparo e longevidade.

7. CONCLUSÃO

Considerando as limitações deste estudo *in vitro* pode-se concluir que:

1. a técnica de confecção dos retentores intrarradiculares a base de fibra de vidro não interfere na resistência à fratura do sistema restauração/dente.
2. O G1 (NMF) apresentou maior resistência à fratura e maior porcentagem de fratura radicular irreversível, comparado aos demais grupos.
3. o padrão de fratura dos pinos personalizados mostrou-se o mais favorável, com fraturas envolvendo somente a porção coronal do retentor sem comprometimento da estrutura dentária.

REFERÊNCIAS

- Adanir N, Belli S. Evaluation of different post lengths' effect on fracture resistance of a glass fiber post system. *Eur J Dent.* 2008;2(1):23-28.
- Akkayan B, Caniklioglu B. Resistance to fracture of endodontically treated teeth restored with different post systems. *J Prosthet Dent.* 2002;87(4):431-437.
- Alster D, Feilzer AJ, de Gee AJ, Davidson CL. Polymerization contraction stress in thin resin composite layers as a function of layer thickness. *Dent Mater.* 1997;13(3):146-150.
- Asmussen E, Peutzfeld A, Heitmann T. Stiffness, elastic limit, and strength of newer types of endodontic posts. *J Dent.* 1999;27(4):275-278.
- Asmussen E, Peutzfeldt A, Sahafi A. Finite element analysis of stresses in endodontically treated, dowel-restored teeth. *J Prosthet Dent.* 2005;94(4):321-329.
- Assif D, Bitensky MD, Pilo R. Effect of post design on resistance to fracture of endodontically treated teeth with complete crowns. *J Prosthet Dent.* 1993;69(1):36-40.
- Assif D, Ferber A. Retention of dowels using a composite resin as a cementing medium. *J Prosthet Dent.* 1982;48(2):292-296.
- Assif D, Gorfil C. Biomechanical considerations in restoring endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent.* 1994;71(6):565-7.
- Becciani R, Castelucci A. La biomeccanica del dente trattato endodonticamente. Implicazioni cliniche. *Dental Cadmos.* 2002;1:15-35.
- Bonfante G, Kaizer OB, Pegoraro LF, Valle AL. Fracture resistance and failure pattern of teeth submitted to internal bleaching with 37% carbamide peroxide, with application of different restorative procedures. *J Appl Oral Sci.* 2006;14(4):247-252.
- Bonfante G, Pegoraro LF, Kaiser OB, Reis KR, Kaizer ROF. Influência do grau de adaptação de pinos de fibras de vidro ao canal radicular na resistência à remoção por tração. *RFO.* 2008;13(1):48-54.
- Bouillaguet S, Troesch S, Wataha JC, Krejci I, Meyer JM, Pashley DH. Microtensile bond strength between adhesive cements and root canal dentin. *Dent Mater.* 2003;19(3):199-205.
- Boschian PL, Cavalli G, Bertani P, Gagliani M. Adhesive post-endodontic restorations with fiber posts: push-out tests and SEM observations. *Dent Mater.* 2002;18(8):596-602.
- Chan FW, Harcourt JK, Brockhurst PJ. The effect of post adaptation in the root canal on retention of posts cemented with various cements. *Aust Dent J.* 1993;38(1):39-45.
- Christensen GJ. Posts and cores: state of art. *J Am Dent Assoc.* 1998;129(1):96-98.

Cooney JP, Caputo AA, Trabert KC. Retention and stress distribution of tapered-end endodontic posts. *J Prosthet Dent*. 1986;55(5):540-546.

Creugers NH, Mentink AG, Fokkinga WA, Kreulen CM. 5-year follow-up of a prospective clinical study on various types of core restorations. *Int J Prosthodont*. 2005;18(1):34-39.

D'Arcangelo C, Cinelli M, de Angelis F, D'Amario M. The effect of resin cement film thickness on the pullout strength of a fiber-reinforced post system. *J Prosthet Dent*. 2007;(3):193-198.

Davy DT, Dilley GL, Krejci RF. Determination of stress patterns in root-filled teeth incorporating various dowel designs. *J Dent Res*. 1981;60(7):1301-1310.

Dietschi D, Ardu S, Rossier-Gerber A, Krejci I. Adaptation of adhesive post and cores to dentin after in vitro occlusal loading: evaluation of post material influence. *J Adhes Dent*. 2006;8(6):409-419.

Dietschi D, Romelli M, Goretti A. Adaptation of adhesive posts and cores to dentin after fatigue testing. *Int J Prosthodont*. 1997;10(6):498-507.

Drummond JL, Bapna MS. Static and cyclic loading of fiber-reinforced dental resin. *Dent Mater*. 2003;19(3):226-231.

Duret B, Duret F, Reynaud M. Long-life physical property preservation and postendodontic rehabilitation with the Composipost. *Compend Contin Educ Dent* 1996;(20)S:50-56.

Duret B, Reynaud M, Duret F. [New concept of coronoradicular reconstruction: the Composipost (1)]. *Chir Dent Fr*. 1990;60(540):131-141.

Dyer SR, Lassila LV, Jokinen M, Vallittu PK. Effect of fiber position and orientation on fracture load of fiber-reinforced composite. *Dent Mater*. 2004;20(10):947-955.

El-Mowafy OM, Milenkovic M. Retention of paraposts cemented with dentin-bonded resin cements. *Oper Dent*. 1994;19(5):176-179.

Eskitaşcioğlu G, Belli S, Kalkan M. Evaluation of two post core systems using two different methods (fracture strength test and a finite elemental stress analysis). *J Endod*. 2002;28(9):629-633.

Fernandes AS, Shetty S, Coutinho I. Factors determining post selection: a literature review. *J Prosthet Dent*. 2003;90:556-562.

Ferrari, M, Vich, A, Garcia-Godoy, F. Clinical evaluation of fiber-reinforced epoxy resin posts and cast post and core. *Am J Dent*. 2000;13(Spec N°):15B-18B.

Fokkinga WA, Le Bell AM, Kreulen CM, Lassila LV, Vallittu PK, Creugers NH. Ex vivo fracture resistance of direct resin composite complete crowns with and without posts on maxillary premolars. *Int Endod J*. 2005;38(4):230-237.

Fokkinga WA, Kreulen CM, Le Bell-Rönnlöf AM, Lassila LV, Vallittu PK, Creugers NH. In vitro fracture behavior of maxillary premolars with metal crowns and several post-and-core systems. *Eur J Oral Sci* 2006;114(3):250-256.

Fraga RC, Chaves BT, Mello GS, Siqueira JF Jr. Fracture resistance of endodontically treated roots after restoration. *J Oral Rehabil.* 1998;25(11):809-813.

Galhano GA, Valandro LF, de Melo RM, Scotti R, Bottino MA. Evaluation of the flexural strength of carbon fiber-, quartz fiber-, and glass fiber-based posts. *J Endod.* 2005;31(3):209-211.

Garoushi S, Vallittu PK, Lassila LV. Direct restoration of severely damaged incisors using short fiber-reinforced composite resin. *J Dent.* 2007;35(9):731-736.

Genovese K, Lamberti L, Pappalettere C. Finite element analysis of a new customized composite post system for endodontically treated teeth. *J Biomech.* 2005;38(12):2375-2389.

Goodacre CJ, Kan JYK. Restoration of endodontically treated teeth. In: Ingle JI, Bakland LK, editors. *Endodontics*. London: BC Decker Inc; 2002. p. 928.

Goodacre CJ, Spolnik KJ. The prosthodontic management of endodontically treated teeth: a literature review. Part I. Success and failure data, treatment concepts. *J Prosthodont.* 1994;3(4):243-250.

Grandini S, Goracci C, Monticelli F, Borracchini A, Ferrari M. SEM evaluation of the cement layer thickness after luting two different posts. *J Adhes Dent* 2005;7(3):235-240.

Habekost LV, Camacho GB, Azevedo EC, Demarco FF. Fracture resistance of thermal cycled and endodontically treated premolars with adhesive restorations. *J Prosthet Dent.* 2007;98(3):186-192.

Hemmings KW, King PA, Setchell DJ. Resistance to torsional forces of various post and core designs. *J Prosthet Dent.* 1991;66(3):325-329.

Holmes DC, Diaz-Arnold AM, Leary JM. Influence of post dimension on stress distribution in dentin. *J Prosthet Dent.* 1996;75(2):140-147.

Hornbrook DS, Hastings JH. Use of bondable reinforcement fiber for post and core build-up in an endodontically treated tooth: maximizing strength and aesthetics. *Pract Periodontics Aesthet Dent.* 1995;7(5):33-42.

Howe CA, McKendry DJ. Effect of endodontic access preparation on resistance to crown-root fracture. *J Am Dent Assoc.* 1990;121(6):712-715.

Hunter AJ, Flood AM. The restoration of endodontically treated teeth. Part 3. Cores. *Aust Dent J.* 1989;34(3):115-121.

Isidor F, Brøndum K, Ravnholt G. The influence of post length and crown ferrule length on the resistance to cyclic loading of bovine teeth with prefabricated titanium posts. *Int J Prosthodont* 1999;12(1):78-82.

Judd PL, Kenny DJ, Johnston DH, Yacobi R. Composite resin short-post technique for primary anterior teeth. *J Am Dent Assoc.* 1990;120(5):553-555.

Kaiaer OB. Avaliação da resistência à fratura de dentes com condutos alargados e reconstruídos com pinos de fibras de vidro pré-fabricados (associados a pinos acessórios ou fitas de fibras) ou com pinos anatômicos. [Tese de Doutorado]. Bauru: Universidade de São Paulo; 2006.

Lassila LV, Tanner J, Le Bell AM, Narva K, Vallittu PK. Flexural properties of fiber reinforced root canal posts. *Dent Mater.* 2004;20(1):29-36.

Libman WJ, Nicholls JI. Load fatigue of teeth restored with cast posts and cores and complete crowns. *Int J Prosthodont.* 1995;8(2):155-161.

Lovell M. The bond between CFRC and restorative materials. London: M. Sc. Thesis; 1983.

Manning KE, Yu DC, Yu HC, Kwan EW. Factors to consider for predictable post and core build-ups of endodontically treated teeth. Part II: Clinical application of basic concepts. *J Can Dent Assoc.* 1995;61(8):696-707.

Martelli H Jr, Pellizzer EP, Rosa BT, Lopes MB, Gonini A Jr. Fracture resistance of structurally compromised root filled bovine teeth restored with accessory glass fibre posts. *Int Endod J.* 2008;41(8):685-692.

Moosavi H, Maleknejad F, Kimyai S. Fracture resistance of endodontically-treated teeth restored using three root-reinforcement methods. *J Contemp Dent Pract.* 2008;9(1):30-37.

Motisuki C, Santos-Pinto L, Giro EM. Restoration of severely decayed primary incisors using indirect composite resin restoration technique. *Int J Paediatr Dent.* 2005;15(4):282-286.

Naumann M, Sterzenbach G, Rosentritt M, Beuer F, Frankenberger R. Is adhesive cementation of endodontic posts necessary? *J Endod.* 2008;34(8):1006-1010.

Newman MP, Yaman P, Dennison J, Rafter M, Billy E. Fracture resistance of endodontically treated teeth restored with composite posts. *J Prosthet Dent.* 2003;89(4):360-7.

Pegoraro LF, Valle AL, Araújo CRP, Bonfante G, Conti PCR, Bonachela V. *Prótese Fixa.* 1ªed. São Paulo. Artes Médicas; 1998.

Qing H, Zhu Z, Chao Y, Zhang W. In vitro evaluation of the fracture resistance of anterior endodontically treated teeth restored with glass fiber and zircon posts. *J Prosthet Dent.* 2007;97(2):93-98.

Ray HA, Trope M. Periapical status of endodontically treated teeth in relation to the technical quality of the root filling and the coronal restoration. *Int Endod J.* 1995;28(1):12-18.

Salameh Z, Sorrentino R, Ounsi HF, Goracci C, Tasbkandi E, Tay FR, *et al.* Effect of different all-ceramic crown system on fracture resistance and failure pattern of

endodontically treated maxillary premolars restored with and without glass fiber posts. *J Endod.* 2007;33(7):848-851.

Salameh Z, Sorrentino R, Papacchini F, Ounsi HF, Tashkandi E, Goracci C, *et al.* Fracture resistance and failure patterns of endodontically treated mandibular molars restored using resin composite with or without translucent glass fiber posts. *J Endod.* 2006;32(8):752-755.

Salameh Z, Ounsi HF, Aboushelib MN, Sadig W, Ferrari M. Fracture resistance and failure patterns of endodontically treated mandibular molars with and without glass fiber post in combination with a zirconia-ceramic crown. *J Dent.* 2008;36(7):513-519.

Saupe WA, Gluskin AH, Radke RA Jr. 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;27(7):483-491.

Scotti R, Ferrari M. *Pinos de Fibra Considerações Teóricas e Aplicações Clínicas.* 1ª ed. São Paulo: Artes Médicas; 2003.

Sheets CG, Taniguchi T. Advantages and limitations in the use of porcelain veneer restorations. *J Prosthet Dent.* 1990;64(4):406-411.

Shillingburg HT, Kessler JC. *Restoration of endodontically treated tooth.* Chicago 1982.

Sirimai S, Riis DN, Morgano SM. An in vitro study of the fracture resistance and the incidence of vertical root fracture of pulpless teeth restored with six post-and-cores systems. *J Prosthet Dent.* 1999;81(3):262-269.

Sorensen JA, Engelmann MJ. Effect of post adaptation on fracture resistance of endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent.* 1990;64:419-424.

Sorensen JA, Martinoff JT. Intracoronal reinforcement and coronal coverage: a study of endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent.* 1984;51(6):780-784.

Sorrentino R, Aversa R, Ferro V, Auriemma T, Zarone F, Ferrari M. Three-dimensional finite element analysis of strain and stress distributions in endodontically treated maxillary central incisors restored with different post, core and crown materials. *Dent Mater.* 2007;23(8):983-993.

Strub JR, Pontius O, Koutayas S. Survival rate and fracture strength of incisors restored with different post and core systems after exposure in the artificial mouth. *J Oral Rehabil.* 2001;28(2):120-124.

Tanoue N, Nagano K, Shiono H, Matsumura H. Application of a pre-impregnated fiber-reinforced composite in the fabrication of an indirect dowel-core. *J Oral Sci* 2007;49(2):179-182.

Terry AD, Triolo PT Jr, Swift JE Jr. Fabrication of direct fiber-reinforced posts: A structural design concept. *J Esthet Restor Dent.* 2001;13(4):228-240.

Tezvergil A, Lassila LV, Vallittu PK. The effect of fiber orientation on the thermal expansion coefficients of fiber-reinforced composites. *Dent Mater.* 2003;19(6):471-477.

Trope M, Maltz DO, Tronstad L. Resistance to fracture of restored endodontically treated teeth. *Endod Dent Traumatol.* 1985;1(3):108-111.

Valandro LF, Baladissara P, Galhano GA, Melo RM, Mallmann, Scotti R *et al.* Effect of mechanical cycling on the push-out bond strength of fiber posts adhesively bonded to human root dentin. *Oper Dent.* 2007;32(6):579-588.

Wanderley MT, Ferreira SL, Rodrigues CR, Rodrigues Filho LE. Primary anterior tooth restoration using posts with macroretentive elements. *Quintessence Inter.* 1999;30(6):432-436.

Wataha JC. Biocompatibility of dental casting alloys: a review. *J Prosthet Dent.* 2000;83(2):223-234.

Zogheib LV, Pereira JR, do Valle AL, de Oliveira JA, Pegoraro LF. Fracture resistance of weakened roots restored with composite resin and glass fiber post. *Braz Dent J.* 2008;19(4):329-333.

ANEXO 1



FUNDAÇÃO EDUCACIONAL DA REGIÃO DE JOINVILLE – FURJ

UNIVERSIDADE DA REGIÃO DE JOINVILLE – UNIVILLE

Departamento de Odontologia

Joinville, 7 de julho de 2009.

DECLARAÇÃO

Declaro para os devidos fins que o Banco de Dentes da Universidade de Joinville (UNIVILLE) recebeu e aprovou o pedido de dentes para a realização do projeto de pesquisa intitulado: Utilização de fibras de vidro unidirecionais para confecção de retentores intra-radiculares – fadiga e resistência à fratura. Apresentado pelo Cirurgião Dentista Rogério Goulart da Costa, projeto o qual será realizado com vínculo ao curso de pós-graduação, nível de mestrado, da Unidade de Pós-graduação da Universidade Positivo, orientado pela Prof^a. Gisele Maria Correr Nolasco.

Atenciosamente

Prof. Dr. Flares Baratto Filho
Prof. Responsável pela disciplina de Endodontia da UNIVILLE/SC
Vice-presidente do banco de dentes da Universidade de Joinville

ANEXO 2



COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA
Rua Prof. Pedro Viriato Parigot de Sousa, 3300
Fone: (41) 3317-3269 ou 3317-3290
Fax: (41) 317-3030
cec@up.edu.br

PROTOCOLO Nº 105/2009

**PARECER CONSUBSTANCIADO DE PROJETO DE PESQUISA ANALISADO PELO
COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA DO UNICENP**

IDENTIFICAÇÃO	
1. Título do Projeto "Utilização de fibras de vidro unidirecionais para confecção de retentores intra-radiculares fadiga e resistência à fratura"	
2. Professor orientador: profª drª Gisele Maria Correr Nolasco	
3. Aluno(s) envolvido(s): Rogério Goulart da Costa	
4. Instituição do pesquisador: Universidade Positivo	
5. Local onde será realizada a pesquisa: Universidade Positivo-	
6. Grupo da pesquisa:	CAAE 0096.0.094.000-09

OBJETIVO
.7. avaliar a resistência à fratura de dentes humanos com diferentes quantidades de remanescente coronário, restauradas com sistemas que contém fibra de vidro após simulação de fadiga por meio de ciclagem mecânica.

SÍNTESE DO PROJETO
8. Serão selecionados 50 pré-molares nonorradiculares, limpos e armazenados em solução de cloramina T a 0,5%. Tratados endodonticamente e as raízes serão incluídas em resina de poliestireno, simulando-se o espaço do ligamento periodontal com poliéster. As coroas serão completamente removidas a 2mm acima da junção cimento-esmalte ou preparadas deixando cerca de 2mm de remanescente coronário em dentina. Para a restauração dos dentes serão selecionados 3 sistemas restauradores.

COMENTÁRIOS DO RELATOR
9. Trabalho de relevância ,em conformidade com a resolução 196/96, recomendo a sua aprovação

PARECER FINAL			
<input checked="" type="checkbox"/> Recomenda a aprovação	<input type="checkbox"/> Não recomenda a aprovação	<input type="checkbox"/> Em pendência	
10- Solicita-se o envio de relatório ou carta assinada pelo orientador comunicando o encerramento da pesquisa.			



M. Fernandes
MARIA FERNANDA TORRES
COORDENADORA