

UNIVERSIDADE FEDERAL DE GOIÁS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA

AMANDA VESSONI BARBOSA KASUYA

**COMPORTAMENTO BIOMECÂNICO DE PINOS PERSONALIZADOS EM
REMANESCENTE DENTÁRIO FRAGILIZADO**

GOIÂNIA
2017

TERMO DE CIÊNCIA E DE AUTORIZAÇÃO PARA DISPONIBILIZAR AS TESES E DISSERTAÇÕES ELETRÔNICAS NA BIBLIOTECA DIGITAL DA UFG

Na qualidade de titular dos direitos de autor, autorizo a Universidade Federal de Goiás (UFG) a disponibilizar, gratuitamente, por meio da Biblioteca Digital de Teses e Dissertações (BDTD/UFG), regulamentada pela Resolução CEPEC nº 832/2007, sem ressarcimento dos direitos autorais, de acordo com a Lei nº 9610/98, o documento conforme permissões assinaladas abaixo, para fins de leitura, impressão e/ou *download*, a título de divulgação da produção científica brasileira, a partir desta data.

1. Identificação do material bibliográfico: ☐ Dissertação ☒ Tese

2. Identificação da Tese ou Dissertação

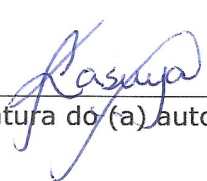
Nome completo do autor: Amanda Vessoni Barbosa Kasuya

Título do trabalho: Comportamento biomecânico de pinos personalizados em remanescente dentário fragilizado

3. Informações de acesso ao documento:

Concorda com a liberação total do documento ☒ SIM ☐ NÃO¹

Havendo concordância com a disponibilização eletrônica, torna-se imprescindível o envio do(s) arquivo(s) em formato digital PDF da tese ou dissertação.


Assinatura do(a) autor (a) ²

Data: 02/03/2017

¹ Neste caso o documento será embargado por até um ano a partir da data de defesa. A extensão deste prazo suscita justificativa junto à coordenação do curso. Os dados do documento não serão disponibilizados durante o período de embargo.

²A assinatura deve ser escaneada.

AMANDA VESSONI BARBOSA KASUYA

**COMPORTAMENTO BIOMECÂNICO DE PINOS PERSONALIZADOS EM
REMANESCENTE DENTÁRIO FRAGILIZADO**

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Goiás como requisito para obtenção do título de Doutor em Odontologia, área de concentração Clínica Odontológica.

Linha de Pesquisa: Avaliação do desempenho e biocompatibilidade de materiais odontológicos.

Orientador: Prof. Dr. Rodrigo Borges Fonseca

GOIÂNIA

2017

Ficha de identificação da obra elaborada pelo autor, através do
Programa de Geração Automática do Sistema de Bibliotecas da UFG.

Vessoni Barbosa Kasuya, Amanda
COMPORTAMENTO BIOMECÂNICO DE PINOS
PERSONALIZADOS EM REMANESCENTE DENTÁRIO
FRAGILIZADO [manuscrito] / Amanda Vessoni Barbosa Kasuya. -
2017.
CIX, 109 f.

Orientador: Prof. Dr. Rodrigo Borges Fonseca.
Tese (Doutorado) - Universidade Federal de Goiás, Faculdade de
Odontologia (FO), Programa de Pós-Graduação em Odontologia, Goiânia,
2017.
Bibliografia. Anexos.

1. . I. Borges Fonseca, Rodrigo, orient. II. Título.

CDU 616.314

Universidade Federal de Goiás
Faculdade de Odontologia
Programa de Pós-Graduação em Odontologia



Ata de Defesa de Tese número 009

Aos seis dias do mês de fevereiro de 2017, às 08:30 horas, reuniu-se no auditório da Faculdade de Odontologia, a Comissão Julgadora infranomeada para proceder ao julgamento da Defesa de Tese de **Amanda Vessoni Barbosa Kasuya**, intitulada: "Comportamento biomecânico de pinos personalizados em remanescente dentário fragilizado", como parte de requisitos necessários à obtenção do título de **Doutora em Odontologia**, área de concentração **Clínica Odontológica**. Inicialmente, Prof. Dr. Rodrigo Borges Fonseca apresentou a Comissão Examinadora da qual é presidente, e concedeu a palavra à candidata, para exposição de sua tese em cinquenta minutos. A seguir, o senhor presidente concedeu a palavra aos examinadores, os quais passaram a arguir a candidata conforme os termos regimentais. Finalizada a arguição, a Comissão expressou seu Julgamento conforme abaixo:

Comissão Examinadora

Prof. Dr. Rodrigo Borges Fonseca - Presidente
Profa. Dra. Érica Miranda de Torres - Membro
Profa. Dra. Terezinha de Jesus Esteves Barata - Membro
Prof. Dr. Fabiano Carlos Marson - Membro
Prof. Dr. Hugo Lemes Carlo - Membro

Aprovada/Reprovada

Aprovada
Aprovada
APROVADA
Aprovada
Aprovada

Em face do resultado obtido, a Comissão Examinadora considerou a candidata Amanda Vessoni Barbosa Kasuya

☒ Aprovada – A candidata deverá fazer as modificações eventualmente sugeridas e apresentar a versão definitiva à Coordenadoria do Programa em no máximo trinta (30) dias após a defesa (artigo 57 da Resolução CEPEC 1136/2013 que regulamenta este Programa).

☐ Reprovada – A candidata () poderá () não poderá submeter-se a outra defesa em um prazo de dias (mínimo 30, máximo 90 dias) (artigo 55, parágrafo 2º, Resolução CEPEC 1136/2013).

Alteração de título da tese? ☒ Não () Sim, para

Outras observações da Comissão Examinadora (se necessário):

Nada mais havendo a tratar eu, Gláucia Terra e Silva, secretária do Programa de Pós-Graduação em Odontologia, lavrei a presente ata que segue assinada pelos membros da Comissão Examinadora, pela candidata e por mim.

Comissão Examinadora

Comissão Examinadora

Prof. Dr. Rodrigo Borges Fonseca- Presidente
Profª. Dra. Érica Miranda de Torres - Membro
Profª. Dra. Terezinha de Jesus Esteves Barata - Membro
Prof. Dr. Fabiano Carlos Marson - Membro
Prof. Dr. Hugo Lemes Carlo - Membro

Candidata

Amanda Vessoni Barbosa Kasuya

Secretária

Gláucia Terra e Silva

[Handwritten signatures and initials over horizontal lines]

Ata homologada em reunião da Coordenadoria de Pós-Graduação em ____/____/____
Assinatura do Coordenador do Programa:

DEDICATÓRIA

Ao meu grupo de pesquisa,

#fibergroup nos intitulamos! Dedico esse trabalho à vocês, em especial a Isabella Favarão, Letícia Nunes e Gustavo Adolfo, por todos os bons e maus momentos vividos, pelo sucesso dividido. Por terem preenchido meu coração nos últimos cinco anos longe de casa, por terem sido minha família nesse período de pós graduação. E, principalmente, por terem tornado essa etapa mais leve e divertida. Esse trabalho é nosso!

AGRADECIMENTOS

À **Universidade Federal de Goiás** e à **Faculdade de Odontologia** por me receber e proporcionar esta oportunidade valiosa de aprendizado, e possibilitar a realização deste sonho.

Ao financiamento fornecido pela bolsa **CAPES** durante a realização deste doutorado, fato este que muito contribuiu para a viabilização desta tese. Portanto, deixo aqui expresso meu agradecimento. Estendo este agradecimento ao programa de **Programa de Pós-Graduação em Odontologia** e ao seu coordenador, que não mediram esforços para que estas bolsas fossem direcionadas ao nosso curso.

À **Universidade Federal de Uberlândia**, especialmente aos **Prof. Dr. Paulo Vinícius Soares** e seu aluno **Alexandre Coelho Machado**, pela contribuição significativa com o conteúdo deste trabalho. Agradeço pela disponibilidade e principalmente pelo conhecimento passado para que esse trabalho fosse realizado com excelência.

À **todo o corpo docente** do programa de pós-graduação da FO-UFG, pelas experiências e ensinamentos transmitidos, e por contribuírem grandemente para minha formação profissional.

Aos professores da disciplina de Dentística, **Profª. Drª. Terezinha de Jesus Esteves Barata**, **Prof. Dr. João Batista**, **Prof. Dr. Lawrence Gonzaga**, **Prof. Dr. Alberto Magno**, **Prof. Dr. Gersinei Carlos de Freitas** e **Profª. Drª. Fernanda de Castro** obrigada pelos ensinamentos. Sou grata pela oportunidade de conhecê-los como pessoas e mestres, enriquecendo ainda mais esta jornada. Me orgulho muito desta Instituição que tem sido edificada e lembrada devido ao trabalho de vocês. Saiba que tem minha admiração e respeito!

Em especial a **Profª. Drª. Terezinha de Jesus Esteves Barata** que muitas vezes deixou de ser colega de trabalho e pra mim foi uma querida amiga. Agradeço pelos muitos conselhos, pelos ensinamentos, pelo exemplo de docente a ser seguido, por mostrar a verdadeira essência de ser professor. Agradeço, principalmente, pelo apoio e pela torcida

incondicional durante todas as etapas vividas durante a minha pós graduação. Obrigada por cada abraço sincero, por cada bom dia carinhoso! Serei eternamente grata!

Aos professores componentes da banca examinadora, **Profa. Dra. Érica Miranda de Torres (membro interno)**, **Profa. Dra. Terezinha de Jesus Esteves Barata (membro interno)**, **Prof. Dr. Fabiano Carlos Marson (membro externo)**, **Prof. Dr. Hugo Lemes Carlo (membro externo)**, **Prof. Dr. Lawrence Gonzaga Lopes (suplente interno)**, **Prof. Dr. Sicknan Soares da Rocha (suplente externo)** e **Prof. Dr. João Batista de Souza (suplente)**, agradeço por dividirem esse momento tão esperado que é a defesa da tese de Doutorado! Obrigada pela disponibilidade em contribuírem com esse trabalho!

Às amigas de uma vida, **Bianca Reginato** e **Fernanda Korki**, amigas leais com quem dividi todos esses momentos. Obrigada pela paciência, pelas conversas, pelos conselhos e pela alegria. Com certeza cada uma marcou de uma forma especial minha trajetória e merece meu agradecimento por essa amizade. Que nossa amizade seja eterna!

Aos meus tios, **Lilian** e **Liogi**, meus grandes exemplo na profissão. Muito obrigada pelos conselhos, pelas direções apontadas, pelo exemplo. Obrigada, principalmente, pelo amor e amizade. Vocês fazem parte de tudo isso! Amo vocês!

Aos meus tios, **Sirlei** e **Luis Henrique**, por se fazerem sempre presentes mesmo de longe! Pelo mimo e carinho sem limites! Por cada conselho! Amo vocês!

Aos meus avós, **Suzana** e **Kasuya**, **Neide** e **Anésio**, pelos momentos de conforto. Pelo carinho, pelo colo e pelos abraços que sempre tornaram todos os momentos mais doces e felizes. Amo muito vocês!

Aos meus irmãos, **Felipe** e **Mateus**, pelos momentos de amor e carinho compartilhados, vocês fazem toda a diferença na minha vida!

Aos meus pais, **Carlos Henrique** e **Sandra**, pelo amor incondicional, pelas broncas na hora certa, pelos conselhos preciosos, pelo apoio durante toda a minha vida. Por me ensinarem desde pequena a acreditar nos meus sonhos e seguir atrás deles, por torcer para

que eles se realizassem. Tudo que consegui só foi possível graças ao amor, apoio e dedicação que vocês sempre tiveram por mim, essa conquista é só mais um fruto do incentivo e luta de vocês.. Obrigada, simplesmente, por serem meus pais. Vocês são os grandes amores da minha vida!

Ao meu grupo de pesquisa, **#fibergroup**, agradeço cada integrante (alunos de iniciação científica, mestrado e doutorado) pelas horas de laboratório compartilhadas! Esse trabalho só foi possível pela ajuda de cada um de vocês, que se dispuseram a me auxiliar nas inúmeras etapas laboratoriais que foram necessárias, sempre com muito empenho, respeito e um sorriso no rosto! Com vocês o trabalho deixou de ser árduo e passou a ser um momento de diversão! Agradeço também pela paciência e confiança desses colegas que, muitas vezes, me permitiram exercer a função de co-orientadora. Sem dúvida, vocês foram fundamentais para minha formação nesses últimos cinco anos de pós-graduação. Vencemos juntos os desafios do dia-a-dia!

À minha família goiana, **Letícia Nunes, Marcella Silva de Paula e Gustavo Adolfo**, pelas inúmeras demonstrações de amizade que tornaram essa jornada muito mais recompensadora. Fomos uma família na alegria e na tristeza, na saúde e na doença; literalmente! Goiânia só se tornou um lar porque vocês a tornaram para mim, dividindo comigo suas famílias em cada feriado que a minha esteve longe. Fui imensamente feliz durante esses cinco anos de pós-graduação, porque no primeiro dia fui apresentada à esses três anjos que seguiriam comigo até o final! Deixaram de ser co-orientados logo no início e se tornaram parceiros que carregarei para toda a vida! Torço muito por vocês, pois os amo e acredito em tudo o que são capazes! Estarei sempre aqui para aplaudir cada conquista! Vocês são o meu orgulho!

À irmã que a vida me deu de presente, **Isabella Favarão**, que além de parceira de pesquisa sem horário limite de jornada de trabalho, dividiu todos os outros momentos. Foi mais que uma amiga dividindo os problemas e as alegrias, tornando essa jornada mais leve e divertida. Obrigada por me incentivar, por me defender, por me apoiar, por confiar, por dividir sua vida comigo. Você é uma das grandes responsáveis pela profissional que me tornei, é meu exemplo de caráter, de aluna, de filha e de amiga. Te agradeço por confiar em

mim. Você fez parte de tudo isso, essa vitória também é sua! Conte sempre comigo! Amo você!

E finalmente, o meu mais especial agradecimento ao meu orientador, **Prof. Dr. Rodrigo Borges Fonseca**, sem o qual nada disso seria possível. Agradeço pela bonita combinação de rigor acadêmico e compreensão amiga. Obrigada por me apresentar a pesquisa e através do seu amor por ela, permitir que eu também me apaixonasse. Sigo daqui em diante minha trajetória tendo como espelho um profissional exemplar! Obrigada por acreditar que eu era capaz e por me permitir chegar tão longe! Espero que nosso trabalho juntos não se encerre por aqui, mas que continue por toda a nossa vida profissional! MUITÍSSIMO obrigada!

“Que os vossos esforços desafiem as impossibilidades, lembrai-vos de que as grandes coisas do homem foram conquistadas do que parecia impossível.”

Charles Chaplin

RESUMO

Os objetivos deste trabalho foram avaliar a distribuição de tensões (DT), resistência à fratura (RF), resistência adesiva (RA) e seus respectivos padrões de fratura de raízes bovinas fragilizadas, reabilitadas com pinos personalizados com diferentes materiais resinosos. Além disso, objetivou-se avaliar a profundidade de polimerização dos materiais resinosos por meio do método de microdureza Knoop (MD). Oito grupos experimentais foram criados (n=10 para RF e RA; n=5 para MD), tendo como fator em estudo: 1. o tipo de pino utilizado (pino de fibra de vidro industrializado reembasado (I) e pino personalizado (P)); 2. o material de reembasamento apenas para os pinos industrializados (compósito experimental (e) e resina composta (r)); 3. o material utilizado para confecção apenas dos pinos personalizados (compósito experimental (e) e resina *bulk fill* (b)); e 4. a quantidade de dentina remanescente (fragilização radicular por desgaste interno nos comprimentos de 5 mm ou 10 mm). Cento e quarenta raízes bovinas com dimensões semelhantes foram selecionadas e restauradas de acordo com o grupo ao qual pertenciam. Para RF, ligamento periodontal e osso alveolar foram simulados e os espécimes posicionados em máquina Instron 5965, em um ângulo de 135° em relação ao longo eixo do dente de modo que recebessem carregamento à velocidade constante de 0,5mm/min em compressão até a fratura. Em seguida, o padrão de fratura foi classificado em: F1- coroa; F2- raiz; F3- coroa/raiz; F4- fratura com deslocamento do conjunto coroa/pino. Para RA, os espécimes foram seccionados em fatias 1 mm perpendicularmente ao seu longo eixo. Cada espécime foi posicionado em máquina de ensaio de modo que recebessem a carga no sentido apical-coronal, à velocidade constante de 0,5mm/min, empurrando o pino através do maior lado da amostra até a fratura. O padrão de fratura foi classificado em: F1 - coesiva do pino e/ou material de reembasamento; F2 - coesiva da dentina; F3 - adesiva pino/material de reembasamento; F4 - adesiva material de reembasamento/cimento e F5 - mista. Para MD, os espécimes foram seccionados paralelamente ao seu longo eixo. Os testes foram realizados com um penetrador Knoop sob uma carga estática de 50 gramas por 10 segundos. MD foi calculada como o valor médio para cada terço. E por fim, o método de elementos finitos foi empregado para analisar a DT. Modelos virtuais 3D representativos de cada grupo experimental foram criados e analisados sob critério de tensões equivalentes de von Mises, simulando carregamento de 100N em um ângulo de 45° com o longo eixo. O compósito experimental demonstrou ser uma alternativa para a reabilitação de raízes fragilizadas quando utilizado para criar pinos personalizados ou

quando utilizado como material de reembasamento de pinos, com valores de resistência à fratura semelhantes à técnica tradicional porém, com distribuição de tensões mais favoráveis. Além disso, apresentou excelente resistência adesiva à estrutura dentinária, sendo comparável à resina composta convencional e à resina *bulk fill*. Já a resina *bulk fill* resultou em baixos valores de resistência à fratura associado ao deslocamento do conjunto pino/coróa protética. Valores de microdureza inferiores foram observados no terço apical para a *bulk fill*.

PALAVRAS-CHAVE: resina composta, pinos de fibra de vidro, resina de metacrilato, dentes fragilizados.

ABSTRACT

The objectives of this work were to evaluate the stress distribution (SD), fracture resistance (RF), adhesive strength (AS) and their respective fracture patterns of weakened bovine roots, rehabilitated with customized pins with different resinous materials. In addition, the objective of this study was to evaluate the polymerization depth of the resinous materials by Knoop microhardness method (MH). Eight experimental groups were established (n = 10 for FR and AS; n = 5 for MH), with the factor under study: 1. The post type (industrialized glass fiber post relined (I) and personalized post (P), 2. the relining material only for industrialized glass fiber post (experimental composite (e) and composite resin (R)); 3. the material used only for personalized post (experimental composite (e) and bulk fill resin (b), and 4. the amount of remaining dentin (root embrittlement inner wear, in lengths of 5 mm or 10 mm). One hundred and forty bovine roots of similar size were selected and restored according to the group to which they belonged. For FR, Pperiodontal and alveolar bone were simulated and the specimens were placed in an Instron 5965 machine at a 135 ° angle to the long axis and loaded at a constant velocity of 0.5 mm/min in compression until the fracture. The fracture pattern was classified as: F1- crown; F2- root; F3- crown/root; F4- fracture with displacement of the crown/post. For AS, the specimens were sectioned in slices of 1 mm perpendicular to their long axis. Each specimen was placed in a test machine to received the load in the apical-coronal direction, at a constant velocity of 0.5mm / min, pushing the pin through the largest side of the sample until fracture. The fracture pattern was classified as: F1- cohesive of the pin and/or reline material; F2- cohesive of dentin; F3- adhesive of pin/reline material; F4 - Adhesive bonding cement/ eline material and F5 - mixed. For MH, the specimens were sectioned parallel to their long axis. The tests were performed with a Knoop penetrator under a static charge of 50 grams per 10 seconds. MH was calculated as the average value for each third. Finally, the finite element method was used to analyze the DT. 3D virtual models representative of each experimental group were created and analyzed under von Mises equivalent stresses criterion, simulating loading of 100N at a 45° angle with the long axis. The experimental composite proved to be an alternative for the rehabilitation of weakened roots when used to create personalized posts or when used as a relining material, with FR values similar to the traditional technique, but with more favorable stress distributions. Moreover, it presented excellent adhesive strength to the dentin structure, being comparable to conventional composite resin and bulk fill resin. The bulk fill resin resulted in

low values of fracture resistance associated with the fracture and displacement of post/crown.
Lower microhardness values were observed in the apical third for bulk fill resin.

KEY-WORDS: composite resin, fiber glass post, methacrylate resin; weakened teeth.

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	17
2. REVISÃO DE LITERATURA	21
2.1. RESTAURAÇÃO DE DENTES EXTENSAMENTE FRAGILIZADOS	21
2.1.1. Linha de cimentação e interface adesiva em dentes fragilizados	22
2.1.2. Resistência à fratura em dentes fragilizados	23
2.1.3. Distribuição de tensões em dentes fragilizados	25
2.2. COMPÓSITOS REFORÇADOS POR FIBRA DE VIDRO	26
2.2.1. Comprimento das fibras	28
2.2.2. Quantidade de fibras dispostas na matriz resinosa a base de metacrilato	29
2.2.3. Posição e orientação das fibras na matriz resinosa	31
2.2.4. Adesão das fibras à matriz resinosa	31
2.3.5. Compósitos reforçados por fibra para confecção de retentores intrarradiculares	32
2.3. RESINAS BULK FILL	34
3. OBJETIVOS	36
4. MATERIAL E MÉTODOS	37
4.1. GRUPOS EXPERIMENTAIS	37
4.2. MANIPULAÇÃO DO COMPÓSITO EXPERIMENTAL	38
4.3. SELEÇÃO E PREPARO DOS DENTES	40
4.3.1. Seleção dos dentes	40
4.3.2. Instrumentação e obturação do canal radicular	41
4.3.3. Fragilização das raízes bovinas	42
4.4. CONFECÇÃO DOS GRUPOS A SEREM TESTADOS	43
4.4.1. Grupos Ie e Ir	43
2.4.1.1. Reembasamento dos pinos industrializados	43
2.4.1.2. Cimentação dos pinos reembasados	44
2.4.1.3. Confecção dos núcleos de preenchimento	46
2.4.1.3. Confecção das coroas	47
2.4.2. Grupos Pb	49
2.4.3. Grupos Pe	50
4.5. RESISTÊNCIA À FRATURA	52
4.5.1. Inclusão e simulação do ligamento periodontal	52
4.5.2. Teste de Resistência à Fratura	53
4.5.3. Classificação do Padrão de Fratura	54
4.6. RESISTÊNCIA ADESIVA PELO MÉTODO DE PUSH-OUT	55
4.6.1. Secção dos espécimes	55
4.6.2. Teste de push-out	56
4.6.3. Classificação do Padrão de Fratura	57
4.7. MICRODUREZA KNOOP	57
4.7.1. Secção dos espécimes	57

4.7.1. Teste de dureza Knoop	57
4.8. ANÁLISE DA DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES PELO MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS	58
4.8.1. Geração do modelo tridimensional	59
4.8.2. Definição dos modelos experimentais	61
4.8.3. Teste de resistência flexural para obtenção do módulo flexural	61
4.8.3.1. Confecção das amostras para resistência flexural	62
4.8.3.2. Teste de resistência flexural	62
4.8.4. Definição das propriedades mecânicas, malhagem, restrição de deslocamento e solução	63
4.8. TESTES ESTATÍSTICOS	65
5. RESULTADOS	66
5.1. RESISTÊNCIA À FRATURA E PADRÃO DE FRATURA	66
5.2. RESISTÊNCIA ADESIVA E PADRÃO DE FRATURA	68
5.3. MICRODUREZA KNOOP	72
5.4. ANÁLISE DAS DISTRIBUIÇÕES DE TENSÕES	74
6. DISCUSSÃO	76
7. CONSIDERAÇÕES FINAIS	81
8. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	82
ANEXO A – RELATÓRIO ESTATÍSTICO RESISTÊNCIA À FRATURA	90
ANEXO B – RELATÓRIO ESTATÍSTICO RESISTÊNCIA ADESIVA	95
ANEXO C – RELATÓRIO ESTATÍSTICO MICRODUREZA KNOOP	101

1. INTRODUÇÃO

Ao restaurar dentes tratados endodonticamente, a maioria das fraturas ocorrem por razões biomecânicas ou restauradoras, ao invés de razões biológicas (1-5). O fator mais importante que precisa ser considerado para o sucesso a longo prazo é a perda de tecido dental, tanto no conduto radicular (6), quanto na parte coronária (3, 7).

A reabilitação protética de dentes submetidos ao tratamento endodôntico, em situações de fragilidade, requer o uso de retentores intrarradiculares e núcleos coronários para ampliar a retenção da coroa protética e melhorar a distribuição das tensões oclusais ao longo da estrutura dental remanescente (8-10). O sucesso da reabilitação de dentes com retentores intrarradiculares está relacionado a vários fatores, como a quantidade e a qualidade das paredes de dentina (8, 11, 12), o comprimento do pino intrarradicular (8, 13), a presença de férula (remanescente dentinário coronal) (8, 14-16), e a restauração final (12, 17). Assim, situações de lesões cariosas extensas, trauma, reabsorções radiculares, excessivo preparo radicular ou raízes com formação incompleta podem resultar em raízes fragilizadas com fina espessura de dentina remanescente, o que promove o enfraquecimento do dente e aumento do risco de fraturas (18-20). Dentes com finas paredes de dentina radicular são considerados enfraquecidos para resistir ao carregamento oclusal fisiológico e, portanto, mais suscetíveis ao processo de fadiga e fraturas (21); nestes casos, o procedimento restaurador desses dentes é considerado mais difícil. Portanto, a reabilitação de dentes fragilizados tem sido reconhecida como um desafio clínico (17, 21).

Tradicionalmente, os dentes fragilizados eram restaurados com pinos metálicos em virtude da sua boa adaptação às paredes do canal radicular, resultando em uma fina camada de cimento (22, 23). Além disso, os núcleos metálicos apresentam altos valores de resistência à fratura, em decorrência do seu alto módulo de elasticidade e resistência coesiva do metal. Porém a reabilitação de dentes fragilizados com núcleos metálicos têm sido, muitas vezes, mal sucedida em virtude da falta de retenção (24), e/ou do alto risco de fraturas verticais profundas (25). O uso de materiais com propriedades mecânicas próximas às das estruturas dentárias que serão repostas, promove distribuição de tensões mais uniforme, diminuído a possibilidade de falhas catastróficas e aumentando a longevidade do tratamento restaurador (8, 13, 21, 26-28), uma vez que permite a formação de um complexo biomecânico único entre dente e componentes restauradores (pino, cimento resinoso e material restaurador) (29, 30). Entretanto, Magne et al. salientam a importância da adesão desses materiais à estrutura dentária para que essa afirmação se torne verdadeira (31). Estudos *in vitro* e *in vivo* têm

demonstrado que pinos de fibra de vidro e núcleos de resina composta são uma excelente alternativa, devido ao módulo de elasticidade similar ao da dentina, favorecendo a distribuição de tensões e diminuindo as chances de fraturas radiculares desfavoráveis (1, 8, 12, 13, 21, 27, 32). Goracci e Ferrari (30) buscaram evidências recentes e confiáveis através de uma revisão de literatura sobre os diferentes retentores intrarradiculares; os autores concluíram que as evidências clínicas e laboratoriais validam a utilização de pinos de fibra como uma alternativa aos pinos metálicos ou não metálicos como os de zircônia. Dentes extensamente destruídos ou com raízes fragilizadas também são candidatos ao uso dos pinos de fibra (3, 14, 21, 22, 27, 33).

Independentemente do material que compõe os retentores radiculares, deve-se sempre buscar melhorar a adaptação do pino, reduzir a espessura da camada de cimento, favorecer a retenção, evitar falha adesiva e aumentar a resistência mecânica radicular para aumentar longevidade do tratamento reabilitador (10, 34, 35). Em canais amplos, os pinos industrializados (pré-fabricados) podem não preencher todo diâmetro do canal radicular em virtude da sua geometria padronizada e esse espaço excedente resulta em um dispositivo não retentivo e não adaptado, além de uma linha de cimentação muito espessa (8). Assim, o reembasamento dos pinos industrializados com resina composta têm sido proposto para criar íntima adaptação entre pino e canal radicular (14, 22, 33, 35, 36), reduzindo quantidades excessivas de cimento que serviriam para substituir a estrutura dentária perdida ou compensar o espaço excedente não preenchido pelo pino (36).

Apesar dos pinos de fibra serem caracterizados pelas propriedades mecânicas próximas à estrutura dental (21), sua resistência coesiva inferior aos pinos metálicos pode resultar em maiores chances de fratura do pino (13). Os pinos de fibra de vidro industrializados são constituídos por fibras contínuas em matriz de resina epóxica, altamente reticulada, a qual possui menor adesão do que as resinas de metacrilato (37). Além disso, o uso de fibras de vidro contínuas com disposição unidirecional proporciona um comportamento ortotrópico (37), gerando resistência na estrutura remanescente do dente tratado endodonticamente apenas em relação às forças aplicadas no sentido perpendicular ao longo eixo do dente. De acordo com Krenchel (38) o uso de fibras curtas distribuídas aleatoriamente em matriz resinosa, promove comportamento isotrópico multidirecional. Garoushi et al. (39-45) têm demonstrado que materiais a base de metacrilato reforçados com fibras de vidro curtas, aleatoriamente dispostas, obtém maiores valores de resistência à flexão, resistência à fratura e resistência compressiva. Para que as fibras atuem como reforços efetivos, a transferência de tensões da matriz polimérica para as fibras é essencial e é

garantida pelo comprimento das fibras igual ou superior ao comprimento crítico (40, 41, 43), sendo que para resinas a base de Bis-GMA este comprimento varia entre 0,5 e 1,6 mm (46).

Diante das limitações relacionadas aos pinos de fibra de vidro, alguns estudos buscam desenvolver novos materiais para a confecção de pinos intrarradiculares. Em 2007, Garoushi et al. (40) analisaram as propriedades mecânicas de um material experimental reforçado por 22,5% (em peso) de fibras de vidro curtas (3 mm) em 22,5% de matriz de metacrilato fotopolimerizável (Bis-GMA, TEGDMA e polimetilmetacrilato) e 55% de partículas inorgânicas de sílica silanizadas. Os autores observaram melhora significativa nas propriedades mecânicas do compósito em comparação à uma resina composta comercial. Em 2009, o mesmo material foi utilizado para construção de pinos intrarradiculares individualizados resultando em aumento significativo de resistência em comparação com pinos de fibra de vidro convencionais (43). Bijelic et al. (47, 48) mostraram que este compósito contribui significativamente para o reforço da estrutura dental remanescente em dentes tratados endodonticamente. Estes resultados se devem ao fato de a matriz resinosa de metacrilato apresentar boa reatividade com o cimento resinoso e a estrutura dentinária (49), proporcionando resistência contra as tensões compressivas (50, 51); além disso, as fibras de vidro têm a capacidade de promover reforço aos polímeros odontológicos sendo responsáveis pela resistência a flexão. Consequentemente, o uso deste material para a confecção de pinos intrarradiculares individualizados e justapostos às paredes do canal favorece a redução de fraturas catastróficas em dentes tratados endodonticamente (43, 47).

Em um estudo feito em 2011, Bitencourt et al. (52) desenvolveu um material com 30% de fibras de vidro curtas (3mm) aleatoriamente dispostas em 70% de resina de metacrilato à base de Bis-GMA e TEGDMA e, apesar de ter encontrado valores de resistência à fratura superiores aos relatados por Garoushi et al. (24), este material apresentou resistência à fratura inferior aos pinos de fibra de vidro convencionais, além de excessiva fluidez durante a manipulação, mesmo após a interação com as fibras. Buscando melhorias em relação ao material de Bitencourt (52), Fonseca et al. (53) avaliaram o efeito da proporção de partículas de carga e fibras de vidro curtas (3mm) nas propriedades mecânicas do material, e concluíram que a redução da quantidade de partícula de carga para 47,5% (em peso) em relação ao material de Garoushi et al. (40), permitiria a adição de maior quantidade de fibra de vidro, 30% em peso, resultando em valores de resistência flexural superiores aos descritos na literatura até então.

Como retentor intrarradicular, o compósito desenvolvido por Fonseca et al. (53) foi testado por Favarão (54) em raízes de incisivos bovinos não fragilizados, obtendo resistência

à fratura superior ao estudo de Bitencourt. Nesse trabalho o pino de fibra de vidro industrializado bem adaptado ao canal radicular ainda obteve maiores valores de resistência à fratura. Kasuya (55) avaliou o comportamento biomecânico e à resistência à fratura de incisivos bovinos restaurados com o compósito experimental desenvolvido por Fonseca (53), e demonstrou que o compósito experimental foi favorável quando utilizado para reembasar pinos industrializados, além de favorecer a distribuição de tensões ao longo do conjunto reabilitador. Diante dos resultados promissores obtidos por Kasuya (55), Almeida (56) buscou novas melhorias no material alterando a proporção dos componentes da matriz resinosa (40% de Bis-GMA e 60% de TEGDMA) e empregando o aquecimento prévio do material a 60°C antes da polimerização. Neste estudo, Almeida (56) obteve propriedades mecânicas superiores ao material experimental utilizado nos estudos anteriores (53-55).

Recentemente, a fim de superar a demorada e trabalhosa técnica incremental das resinas compostas convencionais, resinas compostas que permitem o preenchimento único de grandes cavidades foram desenvolvidas (57, 58). Através de modificações na matriz resinosa e a incorporação de novos iniciadores químicos, as resinas *bulk-fill* permitem o uso de incrementos de até 5 mm de espessura com baixa contração de polimerização volumétrica e consequente pequena tensão de contração (57, 59-61).

Baseado no surgimento desses novos materiais e nas propriedades mecânicas promissoras demonstradas por estes (compósito reforçado por fibra de vidro curta e resina *bulk fill*), cria-se a necessidade de avaliar seu uso como retentores intrarradiculares na reabilitação de dentes tratados endodonticamente extensamente fragilizados. Espera-se que o uso de pinos intrarradiculares reembasados ou confeccionados com resinas de metacrilato reforçadas ou não com fibra de vidro curta influenciem no comportamento biomecânico de raízes de incisivos bovinos extensamente fragilizados, melhorando sua resistência.

2. REVISÃO DE LITERATURA

Dentes com tratamento endodôntico são conhecidos por serem mais frágeis e consequentemente, mais propensos a fratura quando comparados aos dentes vitais (29, 62). A perda da integridade estrutural desses dentes é a razão principal por trás de sua vulnerabilidade e de sua reduzida resistência à fratura (63). A redução na estabilidade e integridade estrutural é decorrente da grande perda de estrutura dental coronária, especialmente. Assim, situações onde ocorreram lesões de cárie extensas, trauma, reabsorções radiculares, excessivo preparo radicular ou raízes com formação incompleta podem resultar em situações de maior fragilidade devido a perda estrutural, o que promove o enfraquecimento do dente e aumento do risco de fraturas (18-20).

Tang, Wu e Smales (17) elegeram os riscos que aumentam o potencial de fratura nos dentes tratados endodonticamente; sendo eles o stress atribuído à terapia endodôntica e procedimentos restauradores, acesso a cavidade, instrumentação, irrigação e obturação do canal radicular, seleção e preparo do retentor radicular, restauração coronária. Dietschi et al. (64) evidenciaram que mudanças no comportamento biomecânico, composição dos tecidos dentários e desidratação após a perda de vitalidade do dente são fatores que influenciam nas chances de falha; entretanto, a perda de tecido coronário por cáries e procedimentos restauradores é o principal fator determinante no aumento do risco de fraturas.

Em situações extremas, paredes delgadas de dentina radicular e quase nenhuma estrutura coronária podem estar presentes, se tornando estes grandes desafios restauradores. Diante disso, a restauração de dentes extensamente destruídos tem sido alvo de diversos estudos nos últimos anos, a fim de encontrar formas de tratamento que aumentem a longevidade e suas taxas de sucesso.

2.1. RESTAURAÇÃO DE DENTES EXTENSAMENTE FRAGILIZADOS

A reabilitação de dentes extensamente fragilizados com núcleos metálicos foi amplamente aceita por muito tempo em virtude da sua boa adaptação às paredes do canal radicular, resultando em uma fina camada de cimento (22, 23). Os núcleos metálicos, apesar de apresentarem altos valores de resistência à fratura, em decorrência do seu alto módulo de elasticidade apresentam concentração de tensões na região apical da raiz mais pronunciada do que nos pinos de fibra, resultando em fraturas radiculares irreparáveis (20, 22, 65).

Em contrapartida, os pinos de fibra apresentam módulo de elasticidade semelhante à dentina, promovendo uma distribuição de tensões uniforme ao longo do comprimento radicular (8, 21, 22, 65). Outro fator que favorece a distribuição de tensões nos pinos de fibra está associado a possibilidade de adesão do pino à dentina radicular (66, 67). O pino de fibra é constituído de resina epóxi que é capaz de aderir quimicamente ao cimento resinoso através do uso de um agente de união silano (22). A formação de um complexo biomecânico único (pino/cimento/dentina) favorece a transmissão das forças mastigatórias aplicadas sobre o dente, resultando em padrões de fratura mais favoráveis (20, 22, 65).

Em canais muito amplos, em virtude da perda de estrutura dentária, pinos de fibra industrializados – com formatos pré-fabricados - não apresentam boa adaptação e retenção no interior do canal (33). Consequentemente, uma grande quantidade de cimento resino se faz necessário para preencher o espaço sobressalente, especialmente na região coronal (35, 36). O uso de camadas espessas de cimento é inversamente proporcional a resistência à fratura do conjunto (20), devido a baixa resistência do cimento e da grande incorporação de bolhas no interior do mesmo, o que favorece o deslocamento do pino e falha do tratamento restaurador (22, 33, 35, 68).

Portanto, em 2001, objetivando a redução da camada de cimento resino e suas desvantagens, Boudrias, Sakkal e Petrova (35) propuseram a técnica do pino anatômico. Nesta técnica, o pino de fibra é reembasado no interior do canal radicular com resina composta (35). O ganho nas propriedades do conjunto restaurador permitiu que esta técnica apresentasse resistência à fratura semelhante aos núcleos metálicos associado aos benefícios do uso dos pinos de fibra, como padrão de fratura favoráveis e adesão à estrutura dental (14, 22, 35). Esses resultados podem estar associados às vantagens do reembasamento como: linha de cimentação fina e uniforme com redução da formação de bolhas no interior do cimento, além de menores tensões decorrentes da contração de polimerização do cimento resinoso (36).

2.1.1. Linha de cimentação e interface adesiva em dentes fragilizados

Em 2005, Grandini et al. (36) avaliaram a espessura e uniformidade da linha de cimento resinoso de pinos de fibra de vidro industrializados reembasados com resina composta pela técnica do pino anatômicos e comparou aos mesmos pinos de fibra sem o método de reembasamento. Observando que a espessura de cimento diminui de apical para coronal nos pinos anatômicos, enquanto o oposto ocorreu na técnica convencional. Além

disso, uma boa adaptação pode ser observada entre o pino, o material de reembasamento, cimento resinoso e dentina radicular.

Em 2008, Teixeira et al. (69), avaliaram a interface adesiva de dentes fragilizados restaurados pela técnica do pino anatômico. A formação da camada híbrida ficou evidente e não foi encontrada diferenças entre as regiões avaliadas.

Em 2013, Balkaya e Birdal (20) avaliaram o uso de diferentes diâmetros de pinos de fibra de vidro e pinos metálicos em raízes fragilizadas ou não, sendo o espaço excedente entre dentina radicular e pino preenchido com cimento adesivo auto-condicionante ou resina flow fotopolimerizável. Observaram que a resistência à fratura dos dentes diminuiu à medida que o diâmetro do pino metálico aumentou; no entanto, para os pinos de fibra a resistência à fratura aumentou à medida que o diâmetro também aumentou. A resistência à fratura dos pinos metálicos se mostrou superior nas raízes não fragilizadas. Não foram encontradas diferenças entre o uso do cimento adesivo auto-condicionante ou resina flow fotopolimerizável como métodos de reforço, mas o diâmetro dos pinos foi significativo.

2.1.2. Resistência à fratura em dentes fragilizados

Em 2008, Zogheib et al. (70) compararam a resistência e padrão de fratura de dentes extensamente fragilizados (dentina radicular residual com 0,5 mm de espessura), parcialmente fragilizados (dentina radicular residual com 1,0 mm de espessura) e dentes não fragilizados. Os dentes fragilizados foram restaurados com a técnica do pino anatômico e os não fragilizados com pinos de fibra pela técnica convencional. O estudo mostrou que existe uma diferença significativa quanto à espessura de dentina remanescente na estrutura radicular, uma vez que o grupo de dentes não fragilizados apresentou maior resistência e melhor padrão de fratura, com apenas fraturas cervicais. Já nos casos de raízes fragilizadas, não houve diferenças entre os dois grupos. Portanto, os autores sugerem que a técnica do pino anatômico possa garantir um efeito de reforço na presença de paredes de dentina radicular muito finas.

Em 2009, Clavijo et al. (22) avaliaram a resistência e padrão de fratura de dentes bovinos fragilizados restaurados com diferentes técnicas restauradoras (1) núcleos metálicos; (2) pinos de fibra de vidro associados a pinos acessórios; (3) pino anatômicos; (4) pino personalizados confeccionado com fibras de vidro unidirecionais e resina flow reproduzido através de um padrão de Duralay; (5) dentes fragilizados sem nenhuma técnica restauradora. Os grupos 1, 3 e 4 apresentaram os melhores valores de resistência, sendo todos semelhantes

entre si. Os autores discutem que a fina espessura de cimento em virtude da personalização dos pinos aos canais fragilizados possa ser a responsável pelos resultados encontrados. No grupo onde pinos acessórios foram utilizados, os resultados foram semelhantes a técnica do pino anatômico, entretanto essa possibilidade restauradora ainda apresenta grande quantidade de cimentos entre os pinos acessórios utilizados para reforço do conjunto restaurador. Os dentes restaurados com núcleos metálicos apresentam apenas fraturas classificadas como desfavoráveis, sendo que o oposto foi observado para os grupos 3 e 4.

Em 2011, Silva et al. (71) compararam a resistência e padrão de fratura de incisivos bovinos fragilizados restaurados com (1) núcleo metálico, (2) pino de fibra de vidro industrializado sem nenhum método de reembasamento, (3) pino de fibra de vidro industrializado reforçado com pinos acessórios, (4) pino de fibra de vidro industrializado reembasado com resina composta e (5) pino de fibra de vidro industrializado reforçado com pinos acessórios e resina composta; e incisivos bovinos não fragilizados restaurados com (6) núcleo metálico e (7) pino de fibra de vidro industrializado. Todos os dentes fragilizados restaurados com algum método de reembasamento em substituição ao cimento resinoso (grupos 3, 4 e 5) apresentaram resistência semelhante a dentes não fragilizados restaurados com núcleo metálico (grupo 6). As fraturas catastróficas foram encontradas nos dentes restaurados com núcleos metálicos, sendo estes fragilizados ou não. Portanto, o presente trabalho concluiu que um método de reembasamento se faz necessário em dentes fragilizados para substituição de uma espessa camada de cimento resinoso, e que pinos de fibra apresentam maior número de fraturas reparáveis tanto em dentes fragilizados ou não. Os autores ainda sugerem que quando um material de preenchimento como resina composta e/ou pinos de fibra acessórios são utilizados, estes são capazes de promover um efeito de reforço em raízes fragilizadas.

Em 2011, Zogheib et al. (72) analisaram diferentes protocolos para restauração de caninos humanos fragilizados. Quatro grupos experimentais foram criados, sendo eles: (1) controle com dente não fragilizado restaurado com pino de fibra de vidro industrializado; (2) dente fragilizado restaurado com pino de fibra de vidro industrializado reforçado com incrementos de resina composta; (3) dente fragilizado restaurado com pino de fibra de vidro industrializado reforçado com pinos acessórios; (4) dente fragilizado restaurado com pino de fibra de vidro reembasado pela técnica do pino anatômico. Não observaram diferenças entre os protocolos restauradores nos grupos com dentes fragilizados; entretanto, a técnica de restauração com pino de fibra de vidro industrializado reforçado com incrementos de resina composta obteve o maior número de fraturas reparáveis. O grupo com dentes não fragilizados

obteve resultados superiores aos demais, sugerindo que as técnicas descritas para dentes fragilizados não promoveram reforço da estrutura radicular remanescente.

Em 2012, Alsamadani, Abdaziz e Gad (33) também avaliaram a resistência à fratura de raízes fragilizadas sob diferentes técnicas restauradoras. Seus resultados corroboram com os demais já citados, uma vez que o melhor desempenho foi obtido pelos grupos onde a resina composta foi associada como método de reembasamento de um pino de fibra de vidro industrializado. Os autores ressaltam, também, que a técnica do pino anatômico pode prover reforço as estruturas fragilizadas, pois os valores de resistência foram comparáveis aos dos dentes íntegros. Ainda segundo o estudo, o complexo biomecânico único formato por materiais com propriedades semelhantes (dentina/ resina composta/ pino de fibra de vidro) podem ser a razão para o reforço obtido.

Em 2014, Veríssimo et al. (27) compararam dentes com ausência de remanescente coronário e dentes com presença de remanescente coronário de 1mm e 2 mm restaurados com núcleos metálicos ou pinos de fibra de vidro e coroa metálicas ou cerâmicas. Quanto a análise da deformação, a quantidade de remanescente coronário se mostrou um fator determinante, com exceção do grupo restaurado com pino de fibra associado a coroa cerâmica. Portanto, quanto menor a quantidade de remanescente, maior a quantidade de deformação apresentada pelo conjunto. Quanto a resistência à fratura, os menores valores de resistência foram observados nos grupos com ausência de remanescente, independente do tipo de pino ou coroa utilizados. Os grupos restaurados com pino de fibra, de maneira geral apresentaram melhores padrões de fratura.

Ainda no ano de 2014, Wandscher et al. (73) avaliaram a resistência à fratura e taxa de sobrevivência de raízes fragilizadas (0,5 mm de dentina coronária remanescente) e não fragilizadas restauradas com diferentes retentores intrarradiculares após ciclagem mecânica. As raízes não fragilizadas foram restauradas com (1) núcleo de ouro; (2) núcleo de Ni-Cr e (3) pino de fibra de vidro. Já as raízes fragilizadas foram restauradas com (4) núcleo de ouro; (5) núcleo de Ni-Cr; (6) pino de fibra de vidro convencional; (7) pino de fibra de vidro com maior diâmetro cervical e (8) pino de fibra de vidro reembasado com resina composta. Os resultados encontrados pelos autores foram discrepantes aos dos demais estudos já citados. Não foram encontradas diferenças entre as taxas de sobrevivência entre raízes fragilizadas ou não; entretanto a probabilidade de apresentarem rachaduras após exceder 1,5 milhões de ciclos foi de 23% para as raízes não fragilizadas e de 43% para as fragilizadas. Mesmo diante dos resultados, os autores ressaltam que quanto a taxa de sobrevivência para as raízes fragilizadas, o pino de fibra com maior diâmetro cervical parece ser a melhor alternativa

restauradora. Quanto ao tipo de retentor utilizados, para as raízes com quantidade adequada de estrutura dental remanescente não houve diferença entre os materiais avaliados. Para as raízes fragilizadas os núcleos metálicos apresentaram maior resistência, sem diferença de padrão de fratura para os pinos de fibra.

Em 2014, Sharafeddin, Alavi e Zare (74) compararam a resistência à fratura de pré-molares fragilizados (0,5mm de dentina coronária remanescente) restaurados com (1) pino de fibra de vidro convencional; (2) pino de fibra de vidro associado a pinos acessórios; (3) pino de fibra de quartzo; (4) pino de fibra de quartzo associado a pinos acessórios. Não foram evidenciadas diferenças na resistência e padrão de fratura entre os métodos restauradores avaliados.

Em 2015, Maroulakos, Nagy e Kontogiorgos (75) analisaram a resistência e padrão de fratura após ciclagem mecânica de raízes fragilizadas restauradas com pino de ouro, titânio e fibra de vidro; sendo todos cimentados mediante técnica adesiva. Observaram que os pinos de ouro apresentaram a maior resistência à fratura; entretanto, os dentes restaurados com pinos de fibra de vidro exibiram maior número de fraturas favoráveis, corroborando com a maioria dos estudos descritos na literatura.

2.1.3. Distribuição de tensões em dentes fragilizados

Em 2009, Coelho et al. (21) analisaram por meio de elementos finitos a distribuição de tensões em incisivos centrais superiores restaurados com núcleo metálico de CuAl, pino metálico pré-fabricado, pino de titânio, pino de zircônia, pino de fibra de carbono e pino de fibra de vidro, sendo todos reembasados com resina composta para se tornarem justapostos as raízes fragilizadas. Os autores evidenciaram que todos os pinos metálicos (núcleo de CuAl, pino metálico pré-fabricado, pino de titânio, pino de zircônia) apresentaram padrão de distribuição de tensões mais desfavoráveis com concentração de tensões no terço apical da dentina radicular e no interior do pino. Já os pinos de fibra (carbono e vidro) mostraram uma distribuição de tensões mais favoráveis com pontos de maior concentração de tensões na face vestibular da dentina radicular nos terços médio e cervical.

No estudo de Veríssimo et al. (27) já citado no item 2.1.2, de 2014, os autores também analisaram a distribuição de tensões por meio de método de elementos finitos. Avaliaram dentes com ausência e presença de remanescente coronário (1 mm e 2 mm restaurados com núcleos metálicos ou pinos de fibra de vidro e coroa metálicas ou cerâmicas). Concluíram que a presença de remanescente coronário de 1mm ou 2 mm

favorece positivamente na distribuição de tensões, independente do tipo de construção corono-radicular. Mas que na ausência de remanescente (dentes fragilizados), coroas cerâmicas e pinos de fibra de vidro apresentam o melhor comportamento biomecânico. A utilização de núcleos metálicos promovem altas concentrações de tensões no interior do canal radicular.

Em 2014, Santos-Filho et al. (8) avaliaram a influência da presença de férula, do tipo de pino e seu comprimento na distribuição de tensões de raízes fragilizadas. Os fatores em estudo foram: a presença ou ausência de férula de 2mm, o uso de pino de fibra de vidro reembasado com resina composta ou núcleo metálico, e o comprimento dos pinos de 7mm ou 12 mm. A análise de elementos finitos mostrou que os modelos restaurados com núcleo metálico apresentaram níveis mais elevados de concentração de tensões no canal radicular, independentemente da presença de férula. Já os modelos restaurados com pinos de fibra de vidro mostraram distribuição de tensões mais homogênea na superfície externa da dentina, semelhantes ao modelo de um dente íntegro. A redução do comprimento dos pinos de fibra, independentemente da presença de férula, não sofreu influência da redução do comprimento. No entanto, o comprimento foi deletério para os modelos com núcleos metálicos, nos quais pinos curtos mostraram áreas de maior concentração de tensões no interior do canal radicular enfraquecido. A presença de férula favoreceu uma destruição mais homogênea para os dois sistemas.

Em 2015, Gomes et al. (76) compararam a distribuição de tensões de dentes fragilizados restaurados com diferentes protocolos utilizando pinos de fibra de vidro. (1) grupo controle - dente não fragilizados restaurado com pino de fibra de vidro; (2) dente fragilizado restaurado com pino de fibra de vidro; (3) dente fragilizado restaurado com pino de fibra de vidro pela técnica do pino anatômico convencional; e (4) dente fragilizados restaurado com pino de fibra de vidro pela técnica do pino anatômico indireto. Na técnica do pino anatômico indireta descrita nesse estudo, o canal radicular fragilizados teve seu diâmetro deduzido com o uso de resina composta, e então procedeu-se a cimentação do pino. Os autores evidenciaram que todos os dentes apresentaram distribuição de tensões homogênea e favorável, sendo similares entre si.

2.2. COMPOSITOS REFORÇADOS POR FIBRA DE VIDRO

Apesar dos pinos de fibra serem caracterizados pelas propriedades mecânicas próximas à estrutura dental (21), sua resistência coesiva inferior aos pinos metálicos pode resultar em maiores chances de fratura do pino (13). Os pinos de fibra de vidro industrializados são constituídos por fibras contínuas em matriz de resina epóxica, altamente reticulada, a qual possui dificuldade de adesão aos materiais utilizados atualmente para adesão dentinária. Além disso, o uso de fibras de vidro contínuas com disposição unidirectional proporciona um comportamento ortotrópico (37), gerando reforço na estrutura remanescente do dente tratado endodonticamente apenas as forças aplicadas no sentido perpendicular ao longo eixo do dente.

Buscando melhorias as deficiências dos pinos de fibra de vidro disponíveis no mercado, alguns estudos tem buscado confeccionar pinos intrarradiculares personalizados ao formato do canal radicular. Baseado nestes conhecimentos, alguns estudos tem buscado estudar o comportamento das fibras de vidro em matriz resinosa de metacrilato modificando a localização, posição, diâmetro, comprimento e quantidade de fibras, a fim de melhorar as propriedades mecânicas do material para que este seja utilizado para a confecção de pinos intrarradiculares.

2.2.1. Comprimento das fibras

Para que as fibras atuem como um reforço efetivo para os polímeros as tensões devem ser transferidas da matriz resinosa para as fibras, para isso as fibras devem ter comprimento igual ou maior que o comprimento crítico de fibra (40, 43). Para resinas à base de metacrilato este comprimento varia de 0,5 a 1,6 mm (46).

Em 2005, Petersen (77) realizou um estudo para verificar a capacidade de fibras de 3 mm de comprimento aumentarem as propriedades mecânicas de resinas compostas convencionais. Fibras com 3 mm de comprimento e 9 µm de diâmetro tratadas com agente de união silano foram adicionadas à uma matriz resinosa à base de metacrilato com 50% de Bis-GMA, 50% de TEGDMA e 66,8% de partículas de carga. Este compósito foi adicionado nas resinas Z-100 (3M ESPE) e Herculite XRV (Kerr) na quantidade de 35% em peso. Foram confeccionadas amostras de resistência flexural das resinas com e sem a adição de fibras de vidro. Os resultados mostraram que os grupos reforçados por fibras foram estatisticamente superiores e demonstraram resistência flexural até 200 MPa acima dos grupos sem fibras. Os

autores concluíram que o uso de fibras acima do comprimento crítico produz melhora significativa no reforço de resinas à base de metacrilato.

Em 2006, Garoushi, Lassila e Vallittu (45) avaliaram o efeito do comprimento das fibras nas propriedades mecânicas de um compósito reforçado por fibra. O comprimento das fibras variou entre 1 e 6 mm. O compósito foi confeccionado com uma matriz resinosa à base de Bis-GMA, TEGDMA e PMMA com 15% de fibras em volume silanizadas. Foram confeccionadas amostras para teste de resistência flexural e resistência à compressão. Os resultados mostraram que o comprimento de 5 mm obteve os melhores resultados de resistência flexural e resistência à compressão sendo estatisticamente superior aos outros grupos. Os grupos de 2, 3 e 4 mm foram semelhantes estatisticamente. Os menores resultados foram obtidos pelo grupo de 6 mm.

Em 2013, Garoushi et al. (78) determinaram as propriedades de um novo material (everX Posterior; GC Corp) contendo fibra de vidro curta com comprimento variando de 1,3 a 2,0 mm. O material reforçado por fibra se mostrou significativamente superior nas suas propriedades físicas em comparação com outros materiais testados (resinas compostas convencionais).

2.2.2. Quantidade de fibras dispostas na matriz resinosa a base de metacrilato

A quantidade de fibra disposta na matriz resinosa influencia diretamente na eficácia do reforço dos compósitos reforçados por fibra (45, 53). O aumento da quantidade de fibra aumenta, linearmente, a resistência flexural de acordo com a lei de misturas (79). Entretanto, uma quantidade excessiva de fibras resulta em um aglomerado de fibras que não são completamente envolvidas pela matriz resinosa, resultando em espaços vazios após a polimerização do material, e consequentemente provocando aumento da sorção de água (80).

Em 2006, Garoushi, Lassila e Vallittu (45) estudaram o efeito da quantidade de fibras (em volume) na resistência flexural e resistência à compressão de um compósito reforçado por fibra. O compósito foi confeccionado com fibras de vidro no comprimento de 5 mm em matriz resinosa (40% de Bis-GMA e 60% TEGDMA). O estudo contou com um grupo controle sem fibras e os outros grupos apresentaram porcentagem em volume de fibras de 8, 5, 10, 14,7 e 22%. O grupo com 22% de fibras em volume apresentou os maiores resultados de resistência flexural, módulo flexural e resistência à compressão. Os autores concluíram que o aumento da quantidade de fibras promove melhores propriedades mecânicas do compósito.

Callaghan, Vaziri e Nayeb-Hashemi (17), em 2006, verificaram o efeito da quantidade de fibras em volume nas propriedades de desgaste de compósitos reforçados por fibras. O compósito foi obtido pela mistura de matriz resinosa (75% Bis-GMA/ 25% TEGDMA) e fibras de vidro curtas de 1,5 e 3 mm. Os conteúdos de fibra em volume foram 2, 5,1, 5,7 e 7,6%. O grupo com 5,7% de fibras de 3 mm apresentou os melhores resultados de resistência ao desgaste. Os autores associaram os menores valores do grupo com 7,6% devido a grande quantidade de fibras, o que dificultou a adesão entre as fibras e a matriz. Os autores concluíram que a quantidade ideal de fibras para promover melhora nas propriedades de desgaste seria entre 2 e 5,7% e que a relação entre a resistência ao desgaste e a quantidade de fibras é não-linear.

Em 2007, Garoushi, Vallittu e Lassila (40) avaliaram as propriedades mecânicas de um compósito experimental preparado pela mistura de 22,5% em peso de fibras de vidro de 3 mm aleatoriamente dispostas na matriz, 22,5% de matriz resinosa à base de Bis-GMA e TEGDMA e 55% de partículas de sílica. A resistência flexural alcançada pelo compósito foi de 210 MPa.

Em 2013, Favarão (54) realizou um estudo com o objetivo de caracterizar as propriedades mecânicas de um compósito experimental reforçado por fibra. O compósito foi confeccionado com 22,5% de fibra de vidro curta (3 mm), 22,5 % de matriz resinosa (50%Bis-GMA e 50%TEGDMA) e 45,7% de partículas de silicato de bário. Foi avaliada a resistência flexural, resistência à tração diametral, microdureza knoop, módulo de elasticidade e coeficiente de Poisson do compósito experimental. As propriedades mecânicas do material se mostraram satisfatórias, ressaltando que a resistência flexural deste material avaliado se mostrou superior aos estudos até então relatados na literatura.

Em 2016, Fonseca et al. (53) verificaram a influência da quantidade de fibra de vidro (em peso) na resistência flexural e resistência à tração diametral de um compósito experimental. O compósito foi confeccionado com fibras de vidro curtas com 3mm de comprimento, partículas de silicato de bário e matriz resinosa à base de Bis-GMA e TEGDMA. O grupo controle foi confeccionado com 22,5% de fibra, 22,5% de matriz resinosa e 55% de partículas de carga e nos demais foi aumentada a quantidade de fibra em até 30% e diminuída a quantidade de partículas de carga em até 47,5%. O grupo com 30% de fibra apresentou resistência flexural de 259 MPa, sendo superior estatisticamente a todos os outros grupos.

2.2.3. Posição e orientação das fibras na matriz resinosa

A orientação das fibras influencia nas propriedades mecânicas dos compósitos reforçados por fibra (81). As fibras podem ser dispostas de forma unidirecional ou multidirecional na matriz resinosa. As fibras dispostas de forma contínua e unidirecional apresentam um comportamento anisotrópico, logo apresentam diferentes propriedades conforme a direção em que é aplicada a força. Nestes casos quando uma força é aplicada paralelamente ao longo eixo das fibras a capacidade de resistência é menor do que quando a força é aplicada perpendicularmente às fibras. Por outro lado, fibras dispostas de forma multidirecional na matriz apresentam um reforço isotrópico, promovendo a mesma eficiência de reforço em qualquer direção em que a força for aplicada (37, 81). Foi reportado que materiais resinosos reforçados com fibras de vidro curtas aleatoriamente dispostas na matriz promovem um reforço isotrópico direcional e adequados valores de resistência (39).

Em 2004, Dyer et al. (81) verificaram o efeito da posição e orientação das fibras na resistência flexural de compósitos reforçados por fibras. Compósitos particulados indiretos foram reforçados com fibras em diferentes orientações e posições e após os testes os autores verificaram que a localização e posição das fibras influenciam no reforço do compósito. Os valores mais baixos foram encontrados para a disposição diagonal das fibras e os maiores na disposição das fibras em uma única direção nos lados de tensão e compressão da amostra de resistência flexural.

Em 2006, Tezvergil, Lassila e Vallittu (82) avaliaram a influência da orientação das fibras na contração de polimerização de um compósito reforçado por fibras. As fibras foram dispostas de forma contínua e unidirecional, multidirecional e bidirecional. Duas resinas compostas convencionais e uma resina sem carga também foram testadas. Os autores concluíram que as fibras dispostas aleatoriamente na matriz apresentaram menor contração de polimerização.

2.2.4. Adesão das fibras à matriz resinosa

A adesão entre as fibras de vidro e a matriz resinosa é um fator importante para que o reforço dos compósitos com fibra seja eficaz (83). Uma boa adesão entre fibras e matriz resinosa pode ser obtida através do processo de silanização das fibras já que quando silanizadas estas apresentam alta energia de superfície (83). Foi reportado que uma ponte de siloxano é formada pela reação de condensação entre o grupo silanol e uma molécula

inorgânica das fibras, resultando em um aumento adicional da resistência à adesão e menor sorção de água (84).

Em 2002, Ellakwa, Shortall e Marquis (85) verificaram a influência do tipo de fibra e agente de união na resistência e módulo flexural de um compósito indireto reforçado por fibra. Foram utilizadas fibras de polietileno de alto peso molecular, kevlar e fibras de vidro para reforçar o compósito indireto e um grupo controle sem reforço com fibra foi confeccionado.

Em 2014, Fonseca et al. (86) verificaram a influência do tratamento térmico do silano em fibra de vidro tratada industrialmente ou pura. As fibras de vidro de 3mm de comprimento foram utilizadas para reforço de resina de metacrilato na quantidade de 30% (em peso). Concluíram que o uso de calor (100°C) melhora a resistência à flexão e à compressão de um metacrilato dentário reforçado por fibra.

2.3.5. Compósitos reforçados por fibra para confecção de retentores intrarradiculares

Em 2009, Garoushi, Vallittu e Lassila (43) verificaram a resistência à fratura de incisivos extensamente fragilizados com 2 mm de fêrula restaurados com pinos de fibra pré-fabricados e com pinos confeccionados com um material resinoso experimental reforçado por fibras de vidro curtas. O compósito experimental proposto pelos autores era composto por 22,5% de fibra de vidro curta (3 mm de comprimento) aleatoriamente disposta em 22,5% de matriz resinosa à base de Bis-GMA, TEGDMA e PMMA e 47,5% de partículas de carga. Os dentes fragilizados foram restaurados com (1) grupo controle - dente íntegro; (2) dente fragilizado restaurado com pino de fibra de vidro convencional; e (3) dente fragilizado restaurado com o compósito experimental inserido no interior do canal incrementalmente até a confecção do núcleo. Os resultados mostraram que os dentes restaurados com o compósito experimental apresentaram maior resistência à fratura (363 N) do que os dentes restaurados com pino de fibra de vidro convencionais (211 N).

Em 2011, Bitencourt (52) avaliou a resistência e padrão de fratura de incisivos bovinos restaurados com pinos de fibra convencionais reembasados ou não com resina composta e com pinos personalizados confeccionados com um material experimental composto por 30% de fibra de vidro curta (3mm) aleatoriamente disposta em 70% de matriz resinosa à base de Bis-GMA e TEGDMA. Os pinos de fibra pré-fabricados reembasados com resina composta alcançaram melhores valores de resistência à fratura (703 N). Todos os tipos de pinos causaram padrões de fratura não catastróficos. A autora sugere que o compósito experimental reforçado por 30% fibra apresentou-se fluido devido a ausência de partículas de

carga, o que pode justificar os menores valores de resistência à fratura (495,01 N) deste grupo.

Em 2011, Bijelic et al. (47) avaliaram a resistência à fratura de caninos restaurados com diferentes tipos de pino de fibra, variando a quantidade de remanescente coronário e o material para confecção do núcleo coronário. Todos os grupos foram restaurados com pinos confeccionados com compósito experimental com 22,5% de matriz resinosa à base de Bis-GMA e TEGDMA (50/50%), 22,5% de fibras de vidro curta com 3 mm de comprimento pré-impregnadas com PMMA e 55% de partículas de carga. Em todos os grupos a parte coronária foi construída com resina composta convencional, exceto um, no qual foi confeccionada coroa com o compósito experimental. Não houve diferença significativa nas restaurações feitas com resinas compostas ou compósito reforçado por fibra, entretanto os dentes restaurados com pinos apresentaram maior resistência à fratura do que os dentes em que não foram cimentados pinos. A presença de remanescente coronário aumentou a resistência à fratura significativamente.

Em 2013, Bijelic et al. (48) avaliaram a resistência à fratura de incisivos tratados endodonticamente extensamente destruídos restaurados com pino, núcleo e coroa confeccionados com diferentes materiais. O compósito experimental foi obtido pela adição de 22,5 % de fibras de vidro curtas (3 mm), 22,5% de matriz resinosa à base de Bis-GMA e TEGDMA e 55% de partículas de sílica. Quarenta incisivos humanos tiveram os 2/3 incisais da coroa removidos e receberam tratamento endodôntico. Dois grupos não receberam pinos e receberam restaurações diretas de resina composta ou compósito experimental. Dois grupos receberam pino de fibra de vidro pré-fabricado e núcleo e coroa confeccionados com resina composta convencional ou compósito experimental. E no último grupo, pino, núcleo e coroa foram confeccionados com o compósito experimental. Os resultados mostraram que o uso do compósito reforçado por fibra para confecção do pino, núcleo e coroa promoveu melhor resistência à fratura do que apenas a restauração direta com resina composta ou da restauração com pino de fibra de vidro convencional e coroa de resina composta. Quando foram utilizadas coroas confeccionadas com o compósito, não houve diferença entre os grupos restaurados com pino de fibra de vidro convencional ou o pino confeccionado incrementalmente com o compósito. O uso deste material experimental para a confecção de pinos intrarradiculares individualizados e justapostos às paredes do canal favoreceu a redução de fraturas catastróficas em dentes tratados endodonticamente.

Em 2013, Favarão (54) avaliou a resistência e padrão de fratura de incisivos bovinos restaurados com pinos personalizados confeccionados com o compósito experimental de

maneira direta ou indireta e pinos de fibra de vidro convencionais. O compósito foi confeccionado com 30% de fibra de vidro curta (3 mm), 22,5 % de matriz resinosa à base de 50%Bis-GMA e 50%TEGDMA e 45,7% de partículas de silicato de bário. O compósito apresentou propriedades mecânicas adequadas para o uso como pino intrarradicular. Quando o compósito foi utilizado como pino intrarradicular foi demonstrado que o método de confecção dos pinos apresenta influência significativa na resistência à fratura, sendo a confecção indireta o melhor método. Apesar de a técnica indireta ter proporcionado altos resultados de resistência, menores valores de resistência à fratura foram encontrados para pinos confeccionados com compósito experimental em relação à pinos de fibra de vidro convencionais.

Ainda em 2013, Kasuya (55) avaliou a distribuição de tensões e resistência à fratura de pinos personalizados confeccionados com o mesmo compósito experimental de Favarão (54), comparados com pinos de fibra de vidro convencionais reembasados ou não. Quatro grupos experimentais foram criados: (1) pino de fibra de vidro convencional justaposto ao canal radicular; (2) pino de fibra de vidro convencional reembasado com resina composta; (3) pino de fibra de vidro convencional reembasado com compósito experimental; (4) e pino de fibra confeccionado com compósito experimental. O grupo de pinos confeccionados com compósito experimental apresentou distribuição de tensões mais homogêneas, seja para confecção de pinos personalizados ou para reembasamento de pinos convencionais. O grupo de pinos convencionais reembasados com o compósito apresentou os maiores valores de resistência à fratura, sendo semelhante estatisticamente ao grupo de pinos convencionais justapostos ao canal.

2.3. RESINAS *BULK FILL*

Recentemente, a fim de superar a demorada e trabalhosa técnica incremental das resinas compostas convencionais, resinas compostas que permitem o preenchimento único de grandes cavidades foram desenvolvidos (57, 58). Através de modificações na matriz resinosa e a incorporação de novos iniciadores químicos, as resinas bulk-fill permitem o uso de incrementos de até 5 mm de espessura com baixa contração de polimerização volumétrica e pequena tensão de contração (57, 59-61).

Estudos têm investigado a resistência à fratura de dentes tratados endodonticamente restaurados com resinas *bulk fill* (87-89). Atalay et al. (87), compararam a resistência à fratura de dentes tratados endodonticamente restaurados com resina convencional, resina bulk fill de

massa, resina *bulk fill flow* e compósito reforçado por fibra e não encontrou diferenças significantes entre os materiais e técnicas restauradoras utilizadas. Toz et al. (89), investigaram a resistência à fratura de dentes tratados endodonticamente restaurados com resina *bulk fill flow* e em massa, e também não encontrou diferenças. Yasa et al. (88) compararam a resistência à fratura de dentes tratados endodonticamente restaurados com resina convencional, resina *bulk fill flow* e compósito reforçado por fibra de vidro curta na presença ou ausência de retenções e seus achados foram semelhantes ao demais estudos na ausência de retenções.

3. OBJETIVOS

3.1. OBJETIVO GERAL

Avaliar o comportamento biomecânico de raízes bovinas em situações de pouco remanescente dentinário restauradas diferentes técnicas de restaurações intrarradiculares.

3.2. OBJETIVOS ESPECÍFICOS

Avaliar a distribuição de tensões, resistência à fratura, resistência adesiva e seus respectivos padrões de fratura em raízes bovinas fragilizadas restauradas com pinos personalizados confeccionados com diferentes materiais resinosos, analisando os seguintes fatores:

- a) Influência do material utilizado para confecção dos pinos:
 - Pino de fibra de vidro industrializado reembasado com resina composta;
 - Pino de fibra de vidro industrializado reembasado com compósito experimental a base de metacrilato reforçado com fibra de vidro curta e partícula de carga;
 - Pino personalizado confeccionado com compósito experimental a base de metacrilato reforçado com fibra de vidro curta e partícula de carga;
 - Preenchimento do conduto radicular com resina bulk fill;
- b) Influência da quantidade de dentina remanescente:
 - Fragilização do conduto radicular apenas no terço cervical (comprimento de 5 mm);
 - Fragilização do conduto radicular no no terço cervical e médio (comprimento de 10 mm);

Avaliar a profundidade de polimerização por meio do método de microdureza Knoop dos materiais:

- a) Cimento resinoso;
- b) Resina *bulk fill*.

4. MATERIAL E MÉTODOS

Este trabalho é caracterizado como um estudo laboratorial *in vitro*, onde foi aplicado (1) método laboratorial destrutivo de resistência à fratura para avaliar a resistência e padrão de fratura, (2) teste de *push-out* para avaliar a resistência adesiva e padrão de fratura de pinos personalizados com diferentes materiais resinosos em situações de pouco remanescente dentinário. Para análise do comportamento biomecânico dos tratamentos restauradores avaliados no teste de resistência adesiva, modelos virtuais foram criados e analisados sob (3) método de elementos finitos. Adicionalmente, o (4) método de microdureza Knoop foi empregado para avaliar indiretamente o grau de polimerização em profundidade do cimento e/ou resina utilizados.

Esta pesquisa foi desenvolvida no Laboratório de Biomecânica da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Goiás, no Laboratório Multiusuário de Microscopia de Alta Resolução do Instituto de Física da Universidade Federal de Goiás e no Centro de Pesquisa de Biomecânica, Biomateriais e Biologia Celular (CpBio) da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia.

4.1. GRUPOS EXPERIMENTAIS

Oito grupos experimentais foram criados (n=10 para resistência à fratura e *push-out*; n=5 para microdureza Knoop) conforme visto na Figura 1, tendo como fatores em estudo:

- A. O tipo de pino utilizado (pino de fibra de vidro industrializado reembasado (I) e pino personalizado (P);
 - i O material de reembasamento apenas para os pinos industrializados (compósito experimental (e) e resina composta (r));
 - ii O material utilizado para confecção dos pinos personalizados (compósito experimental (e) e resina *bulk fill* (b));
- B. A quantidade de dentina remanescente (fragilização nos comprimentos de 5 mm ou 10 mm).

Para os grupos experimentais com fragilização de 5 mm foi empregado apenas o teste de resistência à fratura, uma vez que os testes de *push-out* e microdureza Knoop seriam representativos para ambos quando empregados nos grupos com fragilização no comprimento de 10 mm.

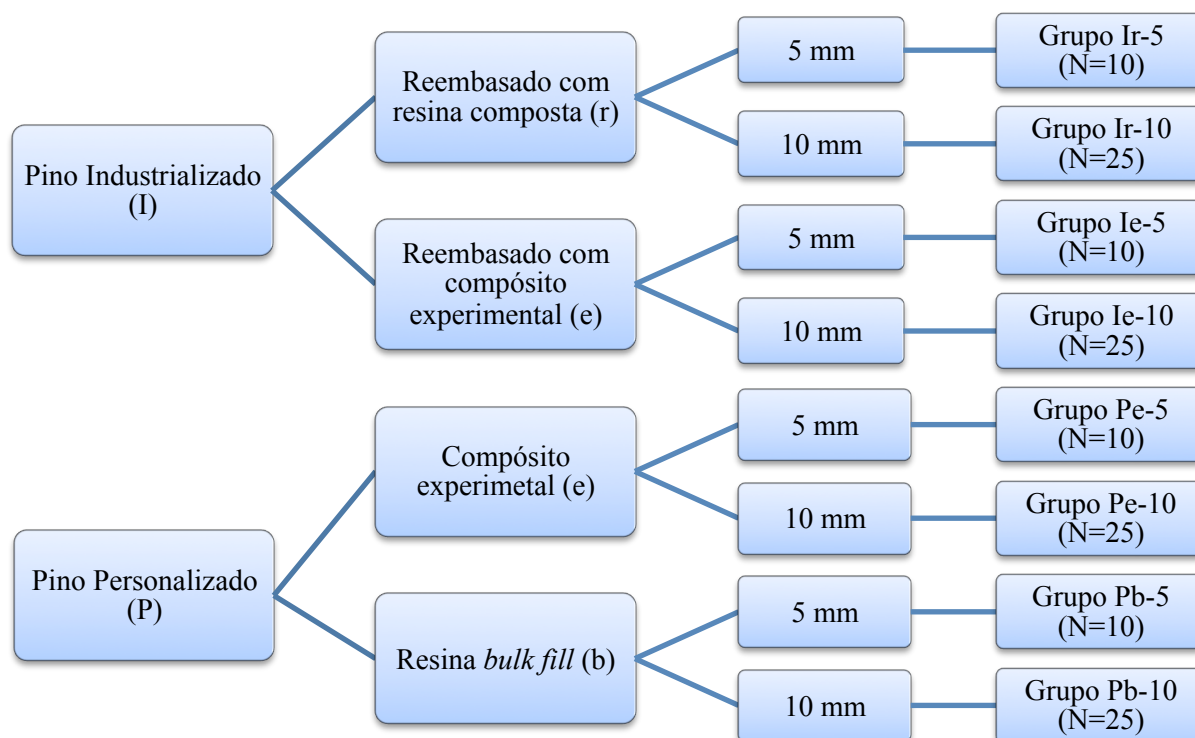


Figura 1- Representação esquemáticas dos grupos experimentais.

4.2. MANIPULAÇÃO DO COMPÓSITO EXPERIMENTAL

Para os grupos com o código “e” foi criado um compósito experimental constituído a base de metacrilato reforçado com fibras de vidro curtas (3 mm) composto por 22,5% de resina a base de metacrilato (40% Bis-GMA e 60% TEGDMA), 30% de fibra de vidro curta (comprimento 3mm) e 47,5% de partícula de carga (vidro boro-silicato de bário), de acordo com estudos prévios (56).

A manipulação do mesmo seguiu o método descrito por Fonseca et al. (53), e se iniciou pela resina de metacrilato que teve em sua composição 40% 2,2-bis[4-(2-hidróxi-3-metilacriloxipropoxi)fenil]-propano) (Bis-GMA, Sigma-Aldrich, St. Louis, Missouri, EUA) e 60% dimetacrilato de trietilenoglicol (TEGDMA, Sigma-Aldrich, St. Louis, Missouri, EUA) em um sistema fotoiniciador de 1 mol% de canforoquinona, 2 mol% de metacrilato de dimetilaminoetil (DMAEMA, Sigma-Aldrich, St. Louis, Missouri, EUA) e 0,1 mol% de hidroxitolueno butilado (BHT, Sigma-Aldrich, St. Louis, Missouri, EUA). Todos os componentes foram pesados em balança de precisão (AY220, Marte, MG, Brasil) e misturados em homogeneizador magnético (ANS-000, ICT SL, Lardero, La Rioja, Espanha) por 30 minutos até a obtenção de um material homogêneo (Figura 2A).

Em seguida, as partículas de carga de vidro boro-silicato de bário, previamente sinalizadas, com diâmetro médio de 0,7 μm (Esstech Inc., Essington, Pensilvânia, EUA) foram pesadas e incorporadas manualmente a resina já manipulada na proporção definida (Figura 2B e 2C). As fibras de vidro de corte industrial de 3mm de comprimento (Owens Corning, Toledo, PR, Brasil) foram silanizadas (Silano, Angelus, Londrina, PR, Brasil) até que as fibras estivessem uniformemente umedecidas e deixadas em ambiente seco por 24 horas para evaporação dos solventes (Figura 2D e 2E), e então, pesadas e incorporadas manualmente a resina com partícula de carga (Figura 2F). O compósito foi, então, armazenado em vidro âmbar e em ambiente livre de luz sob refrigeração a 4°C até a confecção dos pinos intrarradiculares.

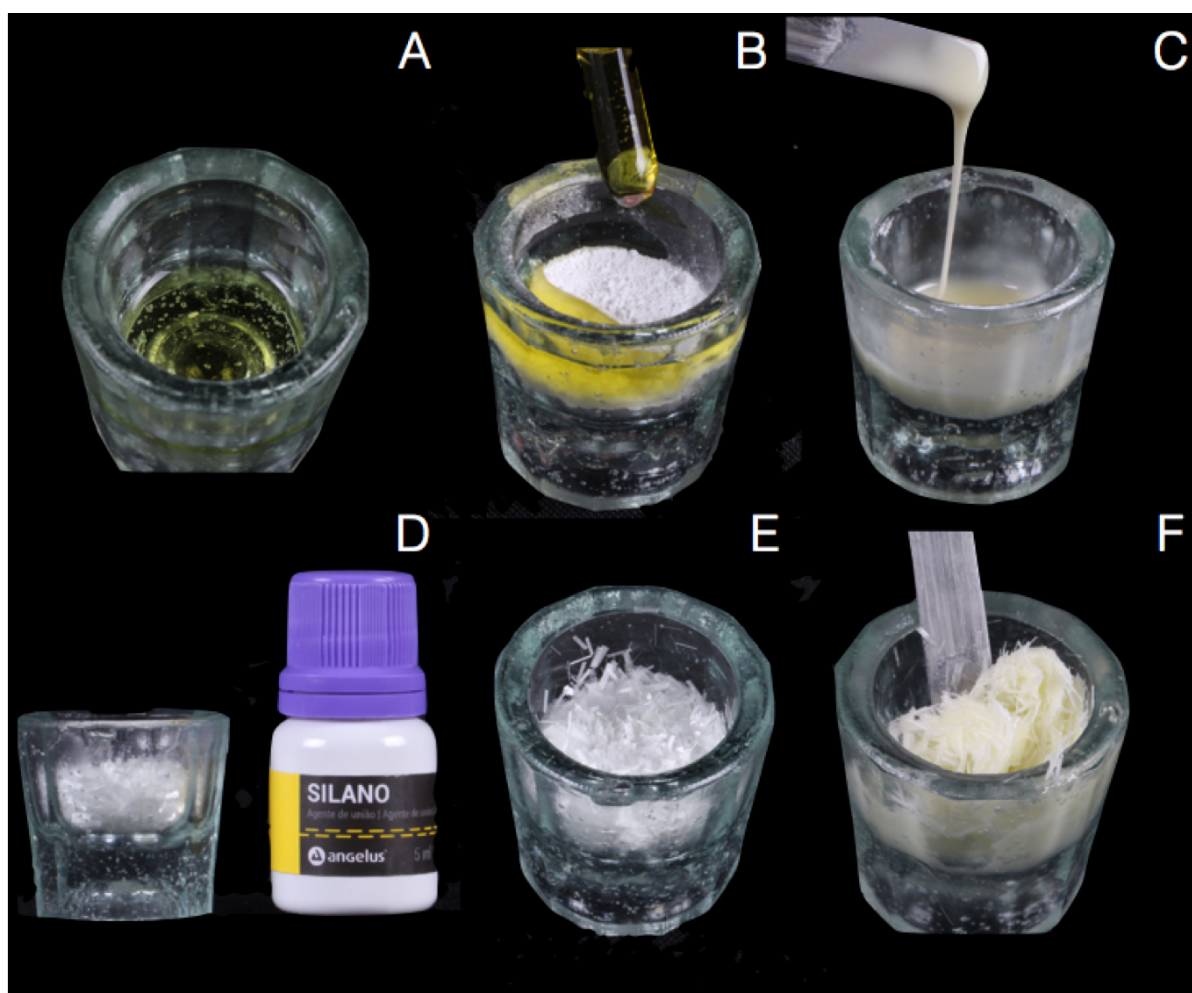


Figura 2- Manipulação da resina experimental. (A) Aspecto da resina após a mistura dos monômeros. (B) Adição da resina às partículas de carga. (C) Aspecto final após a incorporação das resinas às partículas de carga. (D) Sinalização das fibras de vidro. (E) Fibras de vidro (3 mm). (F) Compósito experimental após incorporação das fibras à resina de metacrilato (Fonte: Autor).

4.3. SELEÇÃO E PREPARO DOS DENTES

4.3.1. Seleção dos dentes

Foram selecionados incisivos bovinos com dimensões semelhantes, ausentes de lesões cariosas, trincas e fraturas, com idade aproximada de 36 a 48 meses, coletados de animais abatidos para consumo humano, em frigorífico da cidade de Goianira-GO. Os dentes selecionados foram armazenados em frasco contendo Timol 0,5% (Farmácia Reativa, Goiânia, GO, Brasil) a 4°C, por um período de uma semana, para desinfecção.

Após decorrido o período de desinfecção, os dentes foram limpos com curetas periodontais e submetidos à profilaxia com pedra-pomes e água, a fim de se remover o tecido periodontal de inserção. Em seguida, estocados em água destilada a 4°C, com substituição periódica, até serem preparados. As coroas dentais foram seccionadas de maneira que permanecesse uma raiz reta de 15mm de extensão cérvico-apical (Figura 3A e 3B), sendo essa medida confirmada com um paquímetro digital (Mytutoyo, Kawasaki, Japão) (Figura 3C).



Figura 3 – Secção coroa-raiz. (A) Mensuração de 15mm de extensão cérvico-apical do dente bovino. (B) Secção da raiz com disco diamantado. (C) Confirmação da extensão cérvico-apical com paquímetro digital (Fonte: Autor).

Para padronizar o volume de dentina radicular, as dimensões vestibulo-lingual dos terços coronário e apical foram medidas com paquímetro digital (Mytutoyo, Kawasaki, Japão), e o volume dos dentes foi calculado através da seguinte fórmula:

$$\text{Volume} = 1/3 \pi.h (R^2+Rr+r^2)$$

Onde:

$$\pi = 3,14;$$

h = extensão corono/apical da raiz = 15mm;

R = raio da circunferência determinada na porção coronária da raiz;

r = raio da circunferência determinada na porção apical da raiz;

As raízes com dimensões semelhantes entre si foram selecionadas, ou seja, permitindo uma variância (menor que 10%) em relação à média. Ao final desta etapa foram obtidas 140 raízes, sendo estas distribuídas aleatoriamente nos grupos experimentais, conforme Figura 1.

4.3.2. Instrumentação e obturação do canal radicular

O preparo e obturação endodôntica das raízes foram realizados de maneira padronizada para todos os espécimes. Brocas Gates Glidden n. 02 ($\varnothing$ 700 μ m), n. 03 ($\varnothing$ 900 μ m) e n. 04 ($\varnothing$ 1100 μ m) (Dentsply, York, PA, EUA) foram empregadas para instrumentação do canal radicular de forma sequencial. A broca n. 02 foi aplicada em toda extensão longitudinal do canal radicular, ultrapassando o ápice (Figura 4A); a n. 03 chegou até o ápice, sem ultrapassá-lo (Figura 4B) e a n. 04 foi empregada apenas nos terços médio e cervical, perfazendo um total de 10mm (Figura 4C). Hipoclorito de sódio a 1% (Asfer, Indústria Química, São Paulo, SP, Brasil) foi usado como líquido irrigante durante a instrumentação, e a irrigação final realizada com solução salina a 0,9%. Os canais radiculares foram secos com pontas de papel absorvente e obturados com cones de guta-percha n. 70 e cimento obturador à base de hidróxido de cálcio Sealer 26 (Dentysply, York, PA, EUA) por meio da técnica de condensação lateral.

Ao final desta etapa, os espécimes passaram a ser mantidos em estufa a 37°C e umidade relativa do ar de 95%, no intervalo entre cada etapa, até o final de todos os procedimentos.



Figura 4 – Tratamento endodôntico. (A) Broca Gattes Gliden n. 02 foi aplicada em toda extensão longitudinal do canal radicular, ultrapassando o ápice. (B) Broca Gattes Gliden n. 03 até o ápice, sem ultrapassá-lo. (C) Broca Gattes Gliden n. 04 até a extensão de 10mm (Fonte: Autor).

4.3.3. Fragilização das raízes bovinas

Após a realização do tratamento endodôntico, os canais foram desobturados deixando-se 5mm de material obturador apicalmente (Figura 5A). Os condutos radiculares foram preparados com a broca n. 3 do sistema Exacto Cônico (Angelus, Londrina, PR, Brasil) no comprimento de 10 mm, para padronização do diâmetro dos canais (Figura 5B).

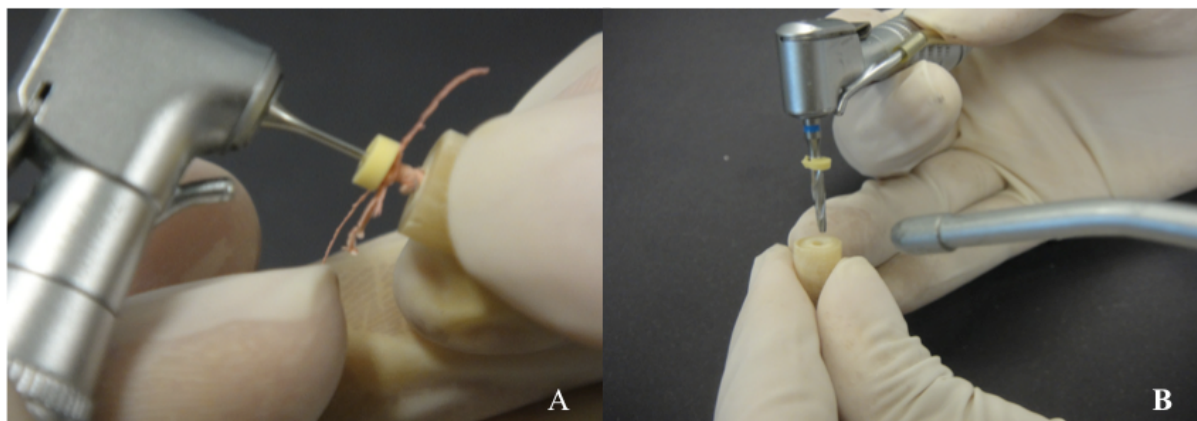


Figura 5 – Preparo radicular. (A) Guta-percha removida com Gates Glidden n. 4. (B) Brocas 3 do sistema Exacto Cônico utilizada para a padronização dos canais (Fonte: Autor).

Para fragilização das raízes uma ponta diamantada cônica com topo arredondado nº 4137 ($\varnothing$ 2,5 mm) (KG Sorensen, Barueri, SP, Brasil) foi utilizada para alargar o canal radicular, simulando raízes fragilizadas (Figura 6A). Com esta ponta foi realizado desgaste nos comprimentos de 10 mm ou 5 mm, sob refrigeração, a depender do grupo experimental (Figura 1), até que se obtivesse uma espessura residual das paredes dentinárias de 1 mm na região coronal (Figura 6B e 6C). Ao final desta etapa, as raízes foram analisadas quanto a presença de trincas em estereoscópio e raízes com trincas foram descartadas do estudo.

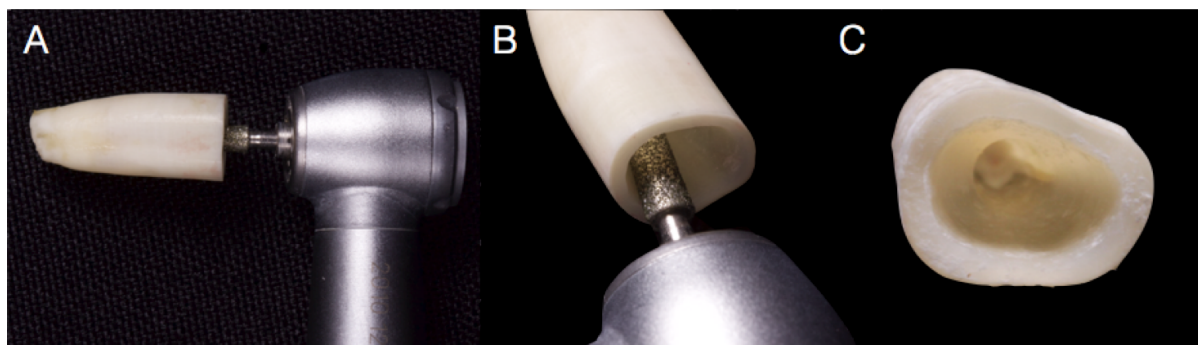


Figura 6 – Fragilização das raízes bovinas. (A) Ponta diamantada cônica com topo arredondado nº 4137 foi aplicada nos comprimentos de 10mm ou 5mm. (B) Desgaste em diâmetro até que se obtivesse uma espessura residual das paredes dentinárias de 1 mm na região coronal. (C) Aspecto final das raízes fragilizadas (Fonte: Autor).

4.4. CONFECÇÃO DOS GRUPOS A SEREM TESTADOS

4.4.1. Grupos Ie e Ir

2.4.1.1. Reembasamento dos pinos industrializados

Pinos pré-fabricados de fibra de vidro longas em matriz de resina epóxi, Exato Cônico n. 3 (Figura 7A) (Angelus, Londrina, PR, Brasil), foram previamente reembasados, baseando-se na técnica descrita por Boudrias, et al. (35). Primeiramente, os pinos foram cortados no comprimento de 15 mm, e verificada a sua adaptação no interior do canal, no comprimento de 10 mm, ficando 5 mm externamente para a confecção do núcleo coronário. Os pinos foram tratados com peróxido de hidrogênio aquoso 24% durante 1 minuto (Figura 7B) (90), em seguida lavados e secos. O agente de união silano (Angelus, Londrina, PR, Brasil) foi aplicado no pino (Figura 7C) e aquecido a 60°C durante 1 minuto (91). Como os pinos foram reembasados, utilizou-se o adesivo ativado por luz (Figura 7D) do sistema Scotchbond Multi Purpose (3M ESPE, St Paul, MN, EUA), sendo este fotopolimerizado por 20s com aparelho de LED a 1500mW/cm² (Foshan COXO Medical Instrument, Guangdong, China) (Figura 7E).

Os canais radiculares foram isolados com gel à base de água e o material de reembasamento, a resina composta (Filtek Z350, 3M ESPE, St Paul, MN, EUA) (Figura 7F) ou compósito experimental aquecido (Figura 7G), nos grupos Ir e Ie respectivamente, foram adaptados ao redor do pino. O aquecimento do compósito experimental foi realizado em uma

temperatura controlada de 60°C em estufa digital (Sterilifer, SP, Brasil) por 5 minutos anteriormente à confecção dos pinos personalizados.

O conjunto pino/resina de reembasamento foi levado ao interior do canal e fotopolimerizado por 10 segundos (Figura 7H). O pino reembasado foi removido do canal e a fotopolimerização foi complementada por 40 segundos em cada face (Figura 7I) para, em seguida, receberem novo tratamento superficial objetivando o procedimento de cimentação.

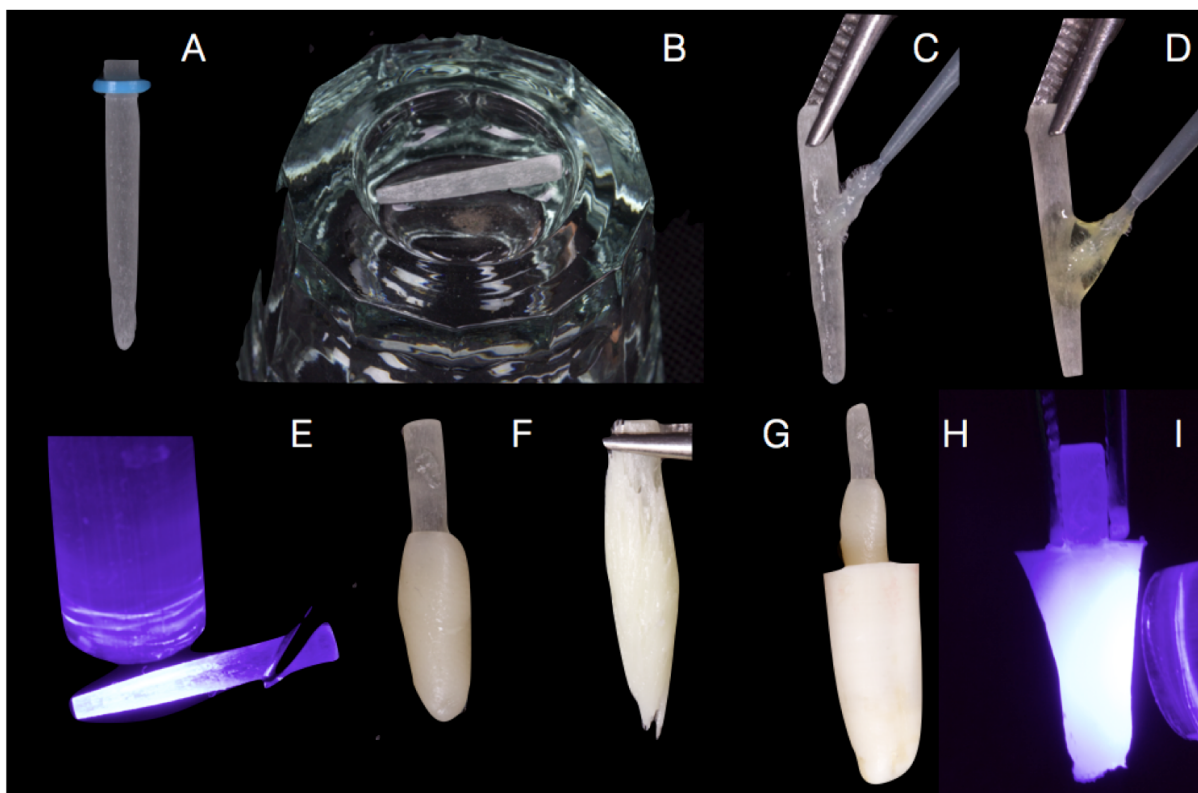


Figura 7 – Reembasamento pinos grupo Ie e Ir. (A) Pino exacto cônico n.3. (B) Tratamento com peróxido de hidrogênio aquoso 24% durante 1 minuto. (C) Aplicação de agente de união silano. (D) Aplicação de adesivo fotoativado. (E) Fotopolimerização do adesivo por 20 segundos. (F) Adaptação da resina composta (Z350XT) para reembasamento dos pinos. (G) Adaptação do compósito experimental para reembasamento dos pinos. (H) Inserção do pino no conduto radicular para personalização do pino. (I) Fotoativação do pino reembasado. (Fonte: Autor).

2.4.1.2. Cimentação dos pinos reembasados

Os pinos reembasados foram tratados com ácido fosfórico 37% (Alpha Etch 37%, Nova DFL, Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, RJ, Brasil) por 30 segundos (Figura 8A), em seguida lavados com água em abundância e secos. O agente de união silano (Angelus, Londrina, PR, Brasil) foi aplicado no pino reembasado (Figura 8B) e aquecido a 60°C durante

1 minuto com a finalidade de aumentar a sua força de ligação por meio da eliminação de água, álcool e outros subprodutos da reação de condensação (91), seguido de uma fina camada de adesivo (Figura 8C) ativado por luz do sistema Scotchbond Multi Purpouse (3M ESPE, St Paul, MN, EUA), sendo este fotopolimerizado por 20 segundos (Figura 8D).

Os canais radiculares foram lavados com água destilada e secos com pontas de papel absorvente. Para cimentação foi utilizado cimento autocondicionante de polimerização dual, Rely-X U200 (3M ESPE, St Paul, MN, EUA) cor A1. Partes iguais das pastas base e catalisadora foram espatuladas por 10s e o canal radicular preenchido com o auxílio de uma seringa Centrix (Figura 8E). O pino reembasado foi levado ao canal (Figura 8F), o excesso de cimento removido (Figura 8G) e aguardado o tempo de presa química de 7 minutos até a polimerização final por 40 segundos por face.

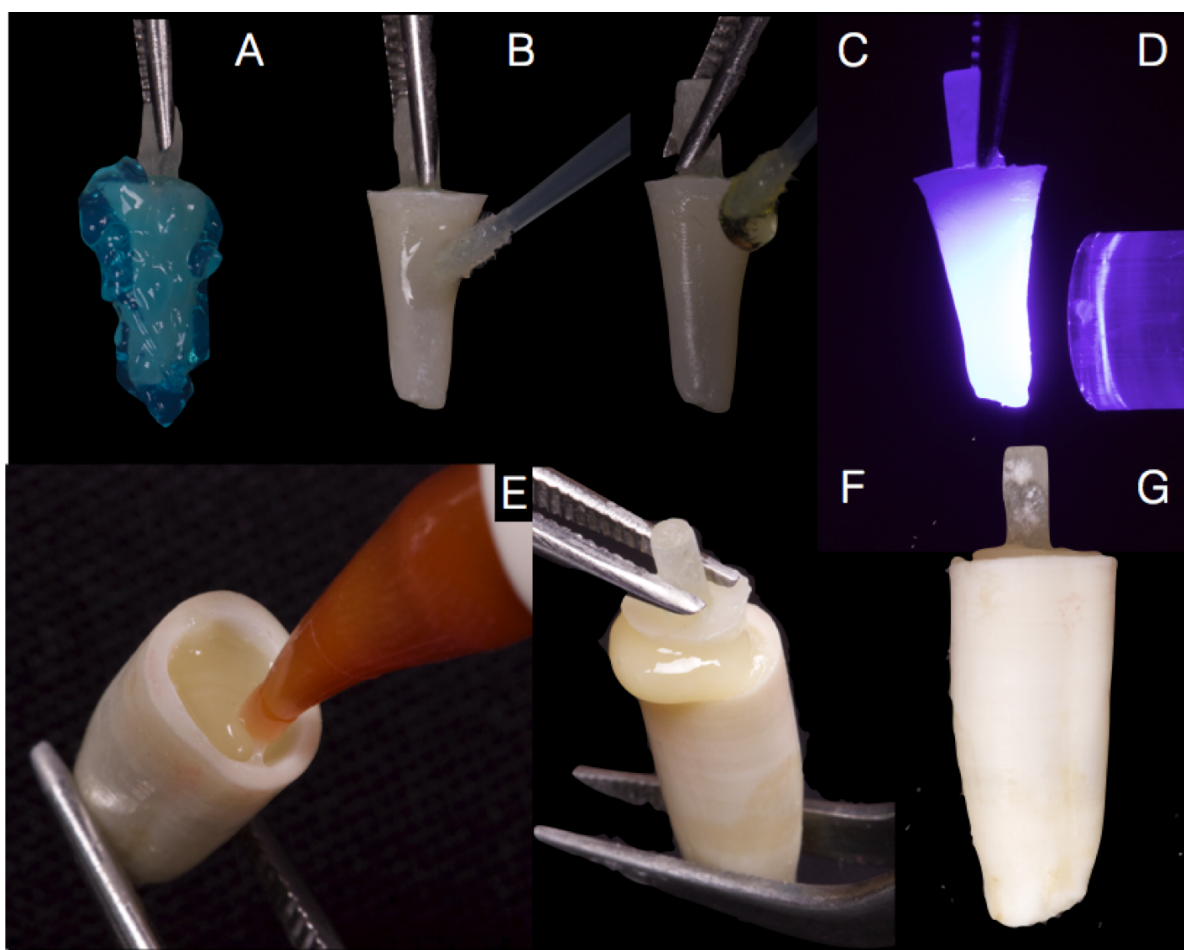


Figura 8 – Cimentação pinos reembasados grupo Ie e Ir. (A) Condicionamento com ácido fosfórico 37%. (B) Aplicação de agente de união silano. (C) Aplicação de adesivo fotoativado. (D) Fotopolimerização do adesivo por 20 segundos. (E) Canal radicular preenchido com cimento autocondicionante rely-X U200 (3M-ESPE) com o auxílio de uma seringa Centrix. (F) Inserção do pino no conduto radicular. (G) Aspecto final após cimentação. (Fonte: Autor).

2.4.1.3. Confeção dos núcleos de preenchimento

Para confecção do núcleo de preenchimento, foi realizado um novo condicionamento com ácido fosfórico 37% (Alpha Etch 37%, Nova DFL, Rio de Janeiro, RJ, Brasil) por 15 segundos (Figura 9A), duas camadas de primer com intervalo de 20 segundos (Figura 9B) e uma camada de adesivo puro fotoativado (Figura 9C) (Scotchbond Multi Purpouse; 3M ESPE, St Paul, MN, EUA) foram aplicadas no remanescente coronário e no pino, e fotopolimerizadas por 20 segundos (Figura 9D). A parte coronária do núcleo foi construída com resina composta (Filtek Z-350; 3M ESPE, St Paul, MN, EUA) ou compósito experimental aquecido, nos grupos Ir e Ie respectivamente. O aquecimento do compósito experimental foi realizado em uma temperatura controlada de 60°C em estufa digital (Sterilifer, SP, Brasil) por 5 minutos anteriormente à confecção dos pinos personalizados.

Para a padronização do núcleo de preenchimento, foi utilizada uma matriz confeccionada pela moldagem de núcleo pré-fabricado em policarbonato (Nucleojet; Angelus, Londrina, PR, Brasil) com silicone transparente através de uma plastificadora à vácuo. A matriz foi isolada com gel à base de água e foi preenchida com a resina composta ou compósito experimental (Figura 9E), levada em posição sobre o pino (Figura 9F) e fotopolimerizada por 40 segundos (Figura 9G). A matriz foi removida e a fotopolimerização foi empregada por mais 40 segundos em cada face do núcleo coronário. Procedeu-se então ao acabamento do núcleo com ponta diamantada extra-fina (nº 2135) em alta rotação, sob refrigeração para remoção de pequenos excessos (Figura 9H).

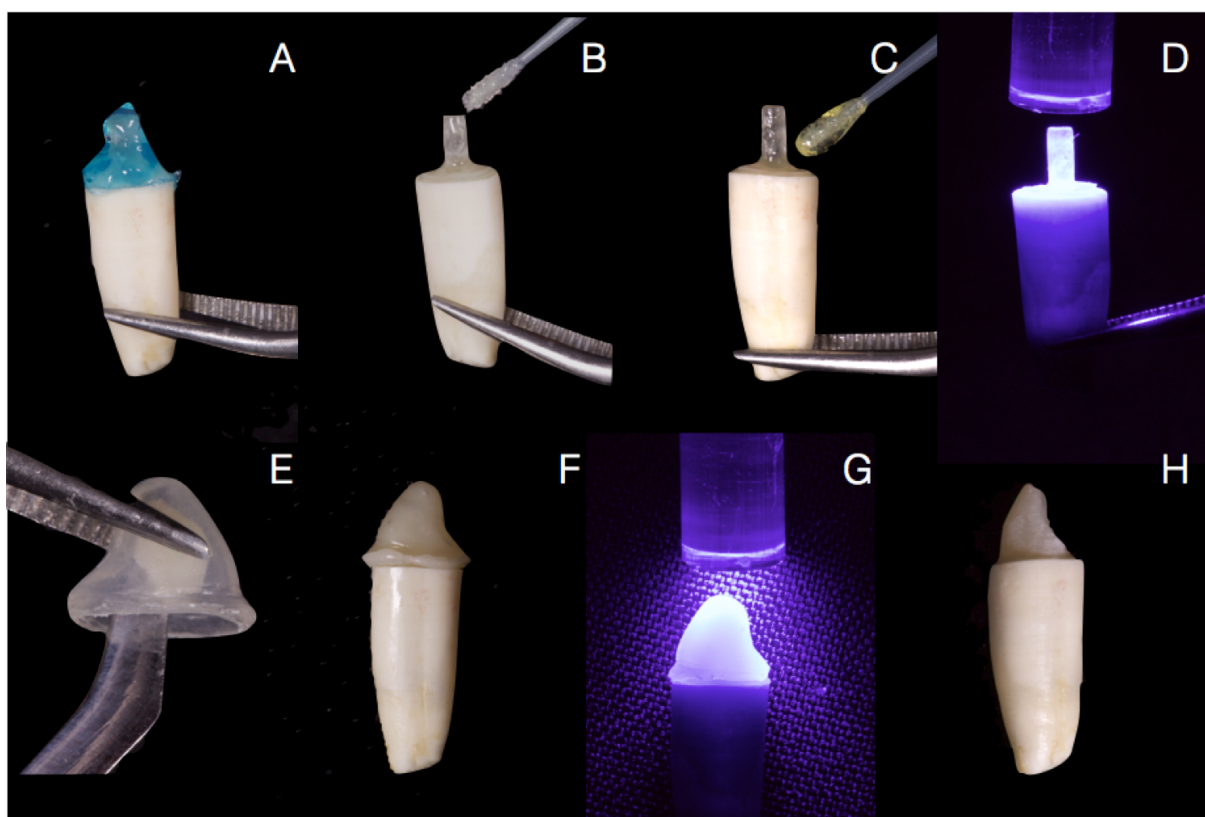


Figura 9 – Confeção de núcleo de preenchimento grupo Ie e Ir. (A) Condicionamento com ácido fosfórico 37%. (B) Aplicação do primer. (C) Aplicação de adesivo fotoativado. (D) Fotopolimerização do adesivo por 20 segundos. (E) Inserção da resina composta (Z350XT, 3M-ESPE) para grupo Ir e do compósito experimental para o grupo Ie na matriz de silicone. (F) Matriz em posição para confecção padronizada no núcleo de preenchimento. (G) Fotoativação com a matriz em posição. (H) Aspecto final após acabamento do núcleo de preenchimento. (Fonte: Autor).

2.4.1.3. Confeção das coroas

Para confecção das coroas, foi realizado um novo condicionamento com ácido fosfórico 37% (Alpha Etch 37%, Nova DFL, Rio de Janeiro, RJ, Brasil) por 15 segundos (Figura 10A), aplicação de duas camadas de primer com intervalo de 20 segundos (Figura 10B) e uma camada de adesivo puro fotoativado (Figura 10C) (Scotchbond Multi Purpouse; 3M ESPE, St Paul, MN, EUA) foram aplicadas no remanescente coronário e no núcleo de preenchimento, e fotopolimerizadas por 20 segundos (Figura 10D). A coroa foi confeccionada com resina composta (Natural Shade, Nova DFL, Rio de Janeiro, RJ, Brasil). Para a padronização das coroas, foi utilizada uma matriz confeccionada pela moldagem de uma coroa de um incisivo central com silicone transparente. A matriz foi isolada com gel à

base de água e foi preenchida com a resina composta, em seguida foi levada em posição sobre o núcleo (Figura 10E e 10F) e fotopolimerizada por 40 segundos (Figura 10G). A matriz foi removida e a fotopolimerização foi empregada por mais 40 segundos em cada face da coroa. Procedeu-se então ao acabamento do núcleo com ponta diamantada em alta rotação (nº 2135), sob refrigeração para remoção de pequenos excessos, seguido do polimento com borrachas abrasivas de óxido de silício grossa e fina (Cosmedent, Chicago, IL, EUA) (Figura 10H e 10I).

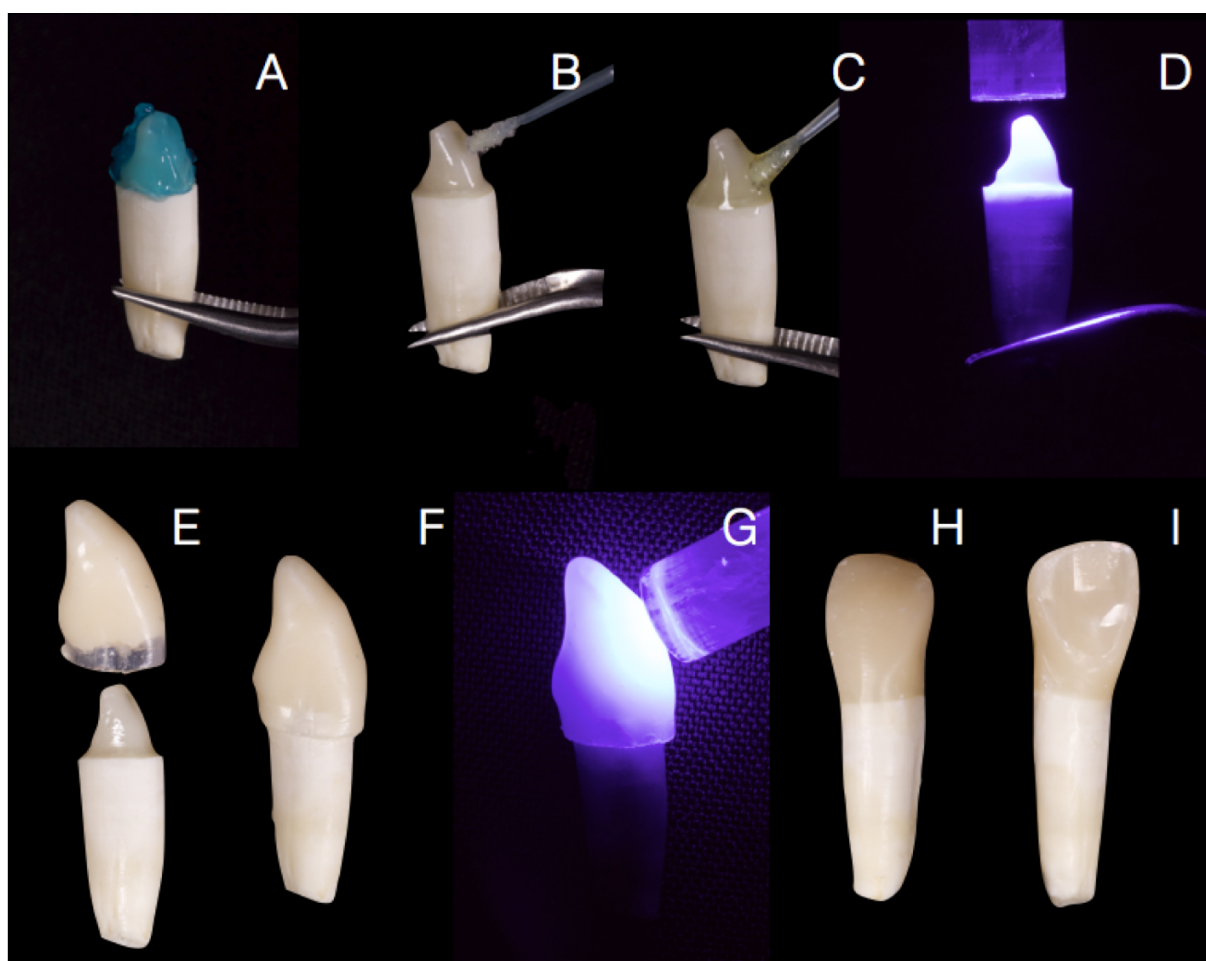


Figura 10 – Confeção da coroa grupo Ie e Ir. (A) Condicionamento com ácido fosfórico 37%. (B) Aplicação do primer. (C) Aplicação de adesivo fotoativado. (D) Fotopolimerização do adesivo por 20 segundos. (E) Inserção da resina composta (NaturalShade, Nova DFL) na matriz de silicone. (F) Matriz em posição para confecção padronizada da coroa. (G) Fotoativação com a matriz em posição. (H) Aspecto final após acabamento da coroa – vista vestibular. (I) Aspecto final após acabamento da coroa – vista palatina. (Fonte: Autor).