

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

LETÍCIA NUNES DE ALMEIDA

**DESEMPENHO BIOMECÂNICO DE NOVOS RETENTORES
INTRARRADICULARES EM DENTES COM OU SEM FÉRULA**

Goiânia
2020

**TERMO DE CIÊNCIA E DE AUTORIZAÇÃO PARA DISPONIBILIZAR
VERSÕES ELETRÔNICAS DE TESES E DISSERTAÇÕES
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.

O conteúdo das dissertações e teses disponibilizados são de responsabilidade exclusiva dos autores. Ao encaminhar(em) o produto final, o autor e o orientador firmam o compromisso de que ele não contém nenhuma violação de quaisquer direitos autorais ou outro direito de terceiros.

1. Identificação do material bibliográfico: ☐ Dissertação ☒ Tese

2. Identificação da Tese ou Dissertação:

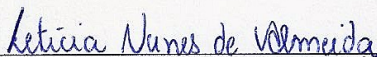
Nome completo do autor: Leticia Nunes de Almeida

Título do trabalho: Desempenho biomecânico de novos retentores intrarradiculares em dentes com ou sem fêrula

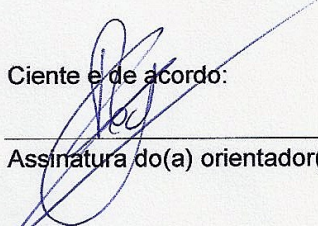
3. Informações de acesso ao documento:

Concorda com a liberação total do documento ☐ SIM ☒ NÃO¹

Independente da concordância com a disponibilização eletrônica, é imprescindível o envio do(s) arquivo(s) em formato digital PDF da tese ou dissertação.


Assinatura do(a) autor(a)²

Ciente e de acordo:


Assinatura do(a) orientador(a)²

Data: 10 / 03 / 2020

¹ Neste caso o documento será embargado por até um ano a partir da data de defesa. O documento não será disponibilizado durante o período de embargo.

Casos de embargo:

- Solicitação de registro de patente;
- Submissão de artigo em revista científica;
- Publicação como capítulo de livro;
- Publicação da dissertação/tese em livro.

² As assinaturas devem ser originais sendo assinadas no próprio documento, imagens coladas não serão aceitas.

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: Letícia Nunes de Almeida

Título do trabalho: Desempenho biomecânico de novos retentores intrarradiculares em dentes com ou sem férula.

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: 29/11/2022

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.

LETÍCIA NUNES DE ALMEIDA

**DESEMPENHO BIOMECÂNICO DE NOVOS RETENTORES
INTRARRADICULARES EM DENTES COM OU SEM FÉRULA**

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação em
Odontologia da Faculdade de Odontologia da Universidade
Federal de Goiás, como parte dos requisitos para obtenção do
título de Doutor(a) em Odontologia, área de concentração
Clínica Odontológica.

Linha de Pesquisa: Desempenho dos materiais odontológicos

Orientador: Prof. Dr. Rodrigo Borges Fonseca

Goiânia

2020

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

Nunes de Almeida, Letícia

Desempenho biomecânico de novos retentores intrarradiculares em
dentes com férula e sem férula [manuscrito] / Letícia Nunes de
Almeida. - 2020.

xcii, 92 f.: il.

Orientador: Prof. Dr. Rodrigo Borges Fonseca.

Tese (Doutorado) - Universidade Federal de Goiás, Faculdade de
Odontologia (FO), Programa de Pós-Graduação em Odontologia, Goiânia,
2020.

Bibliografia. Anexos.

Inclui siglas, fotografias, abreviaturas, gráfico, tabelas, lista de
figuras, lista de tabelas.

1. Retentores intrarradiculares. 2. Compósito reforçado por fibra. 3.
Pino de fibra de vidro. 4. Férula. I. Borges Fonseca, Rodrigo, orient. II.
Título.

CDU 616.314



UNIVERSIDADE FEDERAL DE GOIÁS

FACULDADE DE ODONTOLOGIA

ATA DE DEFESA DE TESE

Ata Nº 28 da sessão de Defesa de Tese de **Letícia Nunes de Almeida** que confere o título de Doutora em **Odontologia**, na área de concentração em **Clínica Odontológica**.

Aos vinte e oito dias do mês de de fevereiro de 2020, a partir das 14:00, no auditório da Faculdade de Odontologia, realizou-se a sessão pública de Defesa de Tese intitulada “Desempenho biomecânico de novos retentores intrarradiculares em dentes com ou sem férula”. Os trabalhos foram instalados pelo Orientador, Professor Doutor **Rodrigo Borges Fonseca (PPGO/UFG)** com a participação dos demais membros da Banca Examinadora: Professora Doutora **Terezinha de Jesus Esteves Barata (FO/UFG)**, membro titular externo; Professora Doutora **Amanda Vessoni Barbosa Kasuya (UEL)**, membro titular externo; Professor Doutor **Lawrence Gonzaga Lopes (PPGO/UFG)**, membro titular interno; Professora Doutora **Isabella Negro Favarão (UNIPAR)**, membro titular externo. Durante a arguição os membros da banca **não fizeram** sugestão de alteração do título do **trabalho**. A Banca Examinadora reuniu-se em sessão secreta a fim de concluir o julgamento da Tese tendo sido a candidata **aprovada** pelos seus membros. Proclamados os resultados pelo Professor Doutor **Rodrigo Borges Fonseca**, Presidente da Banca Examinadora, foram encerrados os trabalhos e, para constar, lavrou-se a presente ata que é assinada pelos Membros da Banca Examinadora, aos **vinte e oito dias do mês de de fevereiro de 2020**.

TÍTULO SUGERIDO PELA BANCA



Documento assinado eletronicamente por **Rodrigo Borges Fonseca, Professor do Magistério Superior**, em 28/02/2020, às 17:52, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



Documento assinado eletronicamente por **Lawrence Gonzaga Lopes, Professor do Magistério Superior**, em 28/02/2020, às 17:52, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



Documento assinado eletronicamente por **Isabella Negro Favarão, Usuário Externo**, em 28/02/2020, às 17:52, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



Documento assinado eletronicamente por **Terezinha De Jesus Esteves Barata, Professor do Magistério Superior**, em 28/02/2020, às 17:53, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



Documento assinado eletronicamente por **Amanda Vessoni Barbosa Kasuya, Usuário Externo**, em 28/02/2020, às 17:54, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).

03/03/2020

SEI/UFG - 1191576 - Ata de Defesa de Tese



Documento assinado eletronicamente por **Luciane Ribeiro De Rezende Sucasas Da Costa, Professor do Magistério Superior**, em 02/03/2020, às 10:10, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015.



Documento assinado eletronicamente por **Cláudio Rodrigues Leles, Professor do Magistério Superior**, em 02/03/2020, às 11:09, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015.



Documento assinado eletronicamente por **Nádia Do Lago Costa, Coordenadora de Pós-Graduação**, em 03/03/2020, às 10:22, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015.



A autenticidade deste documento pode ser conferida no site

[https://sei.ufg.br/sei/controlador_externo.php?](https://sei.ufg.br/sei/controlador_externo.php?acao=documento_conferir&id_orgao_acesso_externo=0)

[acao=documento_conferir&id_orgao_acesso_externo=0](https://sei.ufg.br/sei/controlador_externo.php?acao=documento_conferir&id_orgao_acesso_externo=0), informando o código verificador **1191576** e o código CRC **72B85532**.

Referência: Processo nº 23070.002704/2020-41

SEI nº 1191576

Dedico este trabalho à Deus, aos meus pais Diusa e José e ao meu irmão Lucas, por serem luz, amor e felicidade nos meus dias e por me mostrarem dia após dia, que são absolutamente tudo para mim. A eles o meu imensurável amor e minha eterna gratidão.

AGRADECIMENTOS

À **Universidade Federal de Goiás**, instituição na qual tenho grande orgulho de dizer que fiz minha graduação e pós-graduação. São 11 anos de formação nesta casa acolhedora, que cresce a cada dia, tem destaque merecido e proporciona ensino de qualidade a nível de graduação e pós-graduação.

À **Faculdade de Odontologia**, minha segunda casa durante 11 anos. É emocionante pensar em todos esses anos vividos, do primeiro dia da graduação ao último dia de pós... O quanto aprendi, cresci, o quanto a faculdade cresceu e o quanto ela contribui de forma competente e significativa para a formação de grandes profissionais. Minha eterna gratidão a todos os professores e funcionários que contribuíram de forma expressiva para o meu crescimento.

À **Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES)**, pelo auxílio financeiro através da concessão da bolsa de doutorado que permitiu minha dedicação integral ao programa de pós-graduação.

À **Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia** aonde foi realizada parte desta pesquisa. Agradeço imensamente ao **Prof. Dr. Paulo César Santos-Filho, Prof. Dr. Alexandre Coelho Machado e a mestrandia Marcella Silva de Paula** por toda a receptividade e contribuição nesse trabalho. Alexandre e Marcella, obrigada acima de tudo pela parceria e amizade.

À clínica radiológica **CIRO** em nome do **Dr. Juliano Martins Bueno** pela parceria e disponibilização do *scanner* intraoral utilizado em algumas fases deste estudo.

Ao **Laboratório Design** em nome do técnico **Fábio Mesquita** por toda a ajuda, receptividade e disponibilização de equipamentos como a impressora 3D e CAD/CAM utilizados neste estudo e pela contribuição em estudos anteriores do nosso grupo de pesquisa.

A todos os **professores do Programa de Pós-Graduação em Odontologia** por toda contribuição na minha formação nestes 6 anos de pós-graduação. Não tenho dúvida do quanto aprendi e de que esse é um programa de excelência. É motivo de grande orgulho ver o quanto o programa cresceu e ainda crescerá, graças aos grandes esforços dos professores que se entregam incansavelmente à produção de pesquisas de qualidade, recursos humanos e melhorias para a sociedade. Um agradecimento especial aos coordenadores do programa durante a minha pós-graduação, professores **Luciane, Rejane, Cláudio Lelés e Nádia**.

Aos **professores das disciplinas de Dentística**, pela contribuição imensurável na minha formação. Professores **Alberto, Gersinei, Lawrence, JBS, Terezinha, Fernanda,**

Rodrigo, meus professores desde o 3º ano da graduação, que tanto me ensinaram e os quais posteriormente tive a oportunidade de conviver durante o estágio docência. Guardarei com carinho todos os momentos e ensinamentos, e acima de tudo a confiança depositada nos momentos em que eu estive em clínicas e laboratórios da graduação. Com certeza são pessoas que lembrarei com carinho para o resto da vida.

Agradeço especialmente ao professor **Lawrence**, por ter aceitado o convite para ser membro da banca examinadora deste trabalho, e por toda a contribuição e ensinamentos durante esses anos, lembro como se fosse hoje das aulas da graduação, admiro seu profissionalismo e integridade, e agradeço imensamente pela confiança e oportunidade de poder contribuir e aprender com os trabalhos de alguns dos seus orientados. Com certeza é um dos professores que marcou minha graduação e pós-graduação.

À professora **Terezinha**, a qual não existem palavras capazes de expressar a gratidão e o carinho. Agradeço a Deus pela oportunidade de conhecer, aprender e conviver com esse ser humano incrível. Foram tantos ensinamentos e oportunidades, especialmente durante à minha passagem pela pré-clínica I e II como monitora, momentos os quais jamais vou me esquecer. Agradeço por toda a contribuição nos nossos trabalhos, pelos conselhos, por ser essa pessoa tão iluminada e especial, sorte de quem tem a oportunidade de conhecer e conviver. E por fim, agradeço por aceitar fazer parte da banca examinadora deste trabalho e por toda a importante contribuição durante a minha trajetória.

Ao professor **Crisnicaw**, uma pessoa realmente diferenciada por todo seu conhecimento e dedicação à docência e à pesquisa, que foi essencial para o desenvolvimento da análise de elementos finitos deste trabalho. Agradeço pela disponibilidade, por toda a contribuição no desenvolvimento do trabalho e no exame de qualificação, e principalmente pela oportunidade de aprender com uma pessoa como você. É nítido o quanto a as pesquisas na área de dentística e materiais e o laboratório de biomecânica irão crescer com sua contribuição, e isso é motivo de muito orgulho, só temos a agradecer.

As pessoas tão especiais que pude conhecer e conviver durante o mestrado/doutorado. Aos meus colegas de turma os quais dividi inúmeros momentos e trabalhos **Karol, Livia Rodrigues, Karine, Leonardo, Nery, Renata, Gustavo**. Ao meu querido amigo **Monarko**, amizade que trago desde a graduação, pessoa ímpar e qual eu tenho a sorte de poder chamar de amigo, leva alegria aonde passa, profissional de extrema competência, só tenho a te agradecer e a te desejar toda a alegria do mundo. Ao meu amigo **Túlio**, pessoa e profissional que tenho tanto orgulho pela trajetória e que tenho a honra de contar com a amizade desde 2011. A **Julyana Dumas** (projeto), com quem dividi muitos momentos no laboratório de

biomecânica, fico por poder conviver com a pessoa incrível e de extrema competência que é, só te desejo coisas boas e sei que colherá frutos incríveis da sua caminhada, obrigada por tudo, principalmente por assumir tão bem as responsabilidades do laboratório! À **Amanda Pedrosa**, amizade que carrego comigo desde a graduação, e nesses anos de mestrado/doutorado esteve ainda mais presente, sempre com um sorriso no rosto, um abraço e uma música para ouvirmos no laboratório, só tenho a te agradecer sempre. Ao **Paulo Victor**, excepcional como pessoa e profissional, que tive a oportunidade de conhecer nas idas e vindas no laboratório de biomecânica, e que teve imensa contribuição na confecção dos modelos para a análise de elementos finitos deste trabalho. À **Maysa**, que hoje é além de uma grande parceira de trabalho, uma parceira de vida, com quem dividi muitos momentos dessa reta final, e hoje é uma das pessoas mais importantes que tenho, só tenho a agradecer por essa amizade. As grandes pessoas que conheci com as idas a UFU em Uberlândia, **Marcela Borges, Ana Laura e Thaís**, que além de terem contribuído muito para nossos trabalhos se tornaram grandes amigas, deixam luz aonde vão, e que carregarei com carinho pro resto da vida, vocês são essenciais! A essas queridas pessoas deixo meu agradecimento, meu carinho e minha amizade sempre, e desejo uma caminhada de muita alegria e sucesso.

A todos os **alunos da graduação** que tive a oportunidade de conhecer, conviver e muitas vezes coorientar nas disciplinas as quais fiz estágio docência. Agradeço a todos os alunos das **turmas 77 e 79**, que se graduaram no início de 2017 e 2019. As turmas que mais acompanhei nesses anos e que com certeza marcaram minha pós-graduação de uma forma que jamais vou me esquecer. E aos grandes amigos que pude fazer desde o mestrado e hoje levo pra vida, em especial aos que viraram família (**Letfamily** - Victor, Jéssica, Guilherme, Denner, Rhaisa, Suzana, Léo, Igor, Héllen, Thaís, Carol, Ana, Júlia, Stefhanie, Bibi e Bruna). A maioria tive a oportunidade de conhecer no início do mestrado devido às atividades e clínicas, e hoje tenho a certeza de que foram o meu maior apoio, minha maior alegria, meu refúgio nos momentos difíceis, meus maiores incentivadores. Não tenho dúvida de que vocês foram um presente de Deus para mim e de que os levarei para o resto da vida. Para o **Guilherme** não tenho palavras, meu anjo da guarda, pessoa enviada por Deus pra me ensinar o sentido de uma amizade e para alegrar meus dias. O **Víctor**, uma amizade que só Deus explica, visita diária no laboratório pra alegrar meu dia e me mostrar a sorte que é poder contar com você e sua amizade. Ao **Léo**, pela amizade, meu amor e carinho são infinitos...

Aos alunos que tive a grande oportunidade de orientar e coorientar em iniciação científica, TCC e mestrado, desde o meu mestrado, **Livia Brito, Gabriella, Amanda Alves, Paula Orlana, Thaís, Fernanda**. Agradeço não só pela oportunidade aprender com o

trabalho de cada uma, mas pela confiança, pelo carinho e por poder conviver com cada uma, o que com certeza fez muita diferença na minha vida. A **Wanessa, Livia Castro e Carol**, minhas “filhas” da pós-graduação, agradeço pela confiança e carinho, com vocês tive uma convivência maior e tenho certeza que construímos laços de amizade que jamais serão perdidos. Fico muito feliz por ver o quanto cresceram, mesmo em meio a todas as dificuldades, sinto saudades e desejo que sejam muito felizes aonde quer que estejam. Não posso deixar de agradecer também a contribuição de cada uma nas etapas laboratoriais desse trabalho, vocês foram essenciais! Obrigada por tudo...

Aos que posso chamar de verdadeiros amigos, com quem divido alegria, tristeza, sucessos, amor, desde a graduação... **Bruna, Diego, Gustavo, Monarca, Thaís e Salma**, já são 10 anos de amizade, 10 anos em que vocês fazem tanta diferença na minha vida que fica até difícil expressar minha gratidão. Só peço a Deus que ilumine a vida de cada um, que vocês continuem sendo luz na minha vida, e que nossa amizade perdure pro resto de nossas vidas...

A nosso querido e eterno grupo de pesquisa **#fibergroup**. Lembro-me como se fosse hoje do dia em que a **Amanda e a Isa** chegaram do Paraná pra fazer o mestrado, e eu, **Gustavinho e Marcella** estávamos na iniciação científica. Trabalhamos muito, trabalhamos duro, crescemos dia após dia, discutíamos artigos, íamos pro laboratório sábado, domingo e feriado, apresentamos trabalhos, publicamos artigos, rimos muito, cortamos muita fibra de vidro com tesoura, mas isso foi muito pequeno perto da amizade e da cumplicidade que construímos. É difícil mensurar a importância de vocês na minha vida pessoal e profissional, é difícil encontrar palavras para agradecer. **Amanda e Isa** me ensinaram tudo que eu sei hoje, a contribuição neste e nos trabalhos anteriores é inestimável, me estimularam a ser melhor a cada apresentação, foram grandes professoras, mas acima de tudo, foram família, família de verdade, família de receber nos finais de semana, de ir a missa, de passar dia das mães junto, de viajar junto, e no fim dos seus doutorados eu fiquei com um vazio enorme, que jamais será preenchido, foi difícil pensar que a partir daí estariam a tantos quilômetros de distância, mas hoje sabemos que a força dos laços construídos é maior que tudo, e que essa família é pra vida inteira. Que o brilho e o reconhecimento que vocês merecem só aumente, pois já é realidade, e que a felicidade esteja presente em todos os momentos das suas vidas. Estarei sempre aqui... O **Gustavinho** é meu irmão de alma desde a iniciação científica, meu anjo da guarda, aquela pessoa que todo mundo quer ter por perto, que te motiva, que te diverte. Dividimos tantas coisas nesses últimos anos e tivemos a certeza da importância de um para o outro na reta final. Obrigada por alegrar meus dias, por dividir angústias e alegrias, obrigada por tudo que vivemos nesses anos de graduação e pós-graduação e tudo que ainda temos pela frente, estar

ao seu lado é uma das minhas maiores alegrias e que assim seja sempre... A **Marcella** é uma daquelas pessoas preciosas que te fazem entender o valor de uma amizade. Quase 9 anos de amizade, juntas na iniciação científica, te ver crescer no mestrado em uma instituição tão respeitada como a UFU, agora te ver entrar no doutorado, quanto orgulho... Esses dois anos de mestrado foram uma saudade sem fim, mas como você foi importante no meu doutorado, nas minhas idas em Uberlândia e o quanto você foi importante na minha vida, como sempre... Que Deus continue abençoando essa amizade por que ela é luz na minha vida. O #fibergroup é eterno, marcou nossa pós-graduação e a nossa vida, e apesar da distância, que possamos estar juntos sempre lembrando tudo o que vivemos durante esses anos e celebrando essa amizade...

Ao meu **orientador, professor Rodrigo**, aquele que desde o 3º ano de faculdade para mim era inspiração com aulas com uma didática e uma paixão que não se veem facilmente. Um pesquisador nato, que não mediu esforços para contribuir com a nossa formação científica. Tudo o que somos, tudo o que aprendemos, tudo o que crescemos devemos a você. Não é possível encontrar palavras para agradecer por tanta contribuição durante esses 8 anos, desde a iniciação científica até aqui. Minha eterna gratidão e admiração pelo clínico/professor/pessoa que você é. Agradeço a Deus por ter cruzado nossos caminhos e te agradeço por ter deixado marcas em minha formação e minha vida que jamais serão apagadas.

Agradeço a toda a minha família, que tanto amo e me dá tanto apoio, e em nome dela agradeço especialmente aos meus tios **Gizelly e Alexandre**, meus dentistas preferidos, que apesar da distância estão sempre presentes em todos os momentos, na torcida, nos convites pra ministrar aulas em Barra do Garças, no amor e no carinho.

Por fim, agradeço aos meus pais **José e Diusa** e ao meu irmão **Lucas**. Aos meus pais que nunca mediram esforços para trabalhar dignamente e contribuir para nossa formação, por nos estimular a darmos o melhor de nós em tudo que fazemos, por investir em nossas formação e estudo, e acima de tudo por nos doar um amor que jamais será mensurado e explicado. A pós-graduação não é uma tarefa fácil, mas com esse apoio sem limites, tudo se tornou mais leve. Não existem palavras que expressem a gratidão pela generosidade de Deus por me permitir ter uma família como essa. O amor, a união e a sintonia entre nós jamais será explicada, e me trazem uma felicidade de encher o peito. Que Deus continue sendo generoso, nos abençoando, nos permitindo trabalhar com o que mais amamos e cobrindo nossas vidas de bênçãos. O meu amor por vocês é incondicional...

“Não há nada que não se consiga com a força de vontade, a bondade e, principalmente, com o amor.”

(Cícero)

RESUMO

O objetivo deste trabalho foi avaliar a influência do tipo do retentor intrarradicular e da quantidade de remanescente coronário (férula) na carga máxima à fratura, padrão de fratura e distribuição de tensões de dentes tratados endodonticamente. Oito grupos experimentais foram criados, Pf-0 e Pf-2 - pino de fibra de vidro (PFV) nº3 em dentes sem férula e com férula, respectivamente; Pr-0 e Pr-2 - PFV nº1 reembasado com compósito experimental (CE) em dentes sem férula e com férula, respectivamente; PE-0 e PE-2 - pino personalizado confeccionado com o CE em dentes sem férula e com férula, respectivamente; CAD-0 e CAD-2 - pino personalizado fresado (CAD/CAM)) em dentes sem férula e com férula, respectivamente. O CE foi composto por 22,5% de resina de metacrilato (Bis-GMA, TEGDMA, Bis-EMA), 30% de fibras de vidro e 47,5% de partículas de carga. Após tratamento endodôntico, cimentação dos pinos e confecção das coroas com resina composta, os dentes foram submetidos a teste para verificar a carga máxima à fratura (n=10) em máquina de ensaios universais (Instron 5965), a 0,5mm/min. Posteriormente, foi analisado o padrão de fratura e a distribuição de tensões foi avaliada através do método de elementos finitos por meio do critério von Mises modificado (MSC Marc&Mentat). Os resultados de carga máxima à fratura foram submetidos a análise fatorial, e posteriormente Kolmogorov-Smirnov, ANOVA, Tukey e Teste T para comparação entre os grupos ($\alpha=0,05$). Foi observada interação entre os fatores em estudo ($p=0,046$), e ANOVA e Tukey mostraram diferença estatística significativa entre os grupos ($p=0,001$). CE-0 (752,81N) e CAD-0 (728,84N) foram semelhantes e superiores a Pf-0 (545,16) e Pr-0 (498,01N). Nos grupos com férula, todos os retentores foram semelhantes ($p>0,05$) Pf-2 (791,85), Pr-2 (699,1), PE-2 (822,81), CAD-2 (779,89). Nas comparações pareadas, os PFV justapostos e os reembasados mostraram diferença entre os grupos com férula e sem férula. Pr-0 e CAD-0 apresentaram maior quantidade de falhas não reparáveis e Pr-2 e PE-2 promoveram maior quantidade de falhas reparáveis. Grupos sem férula apresentaram maior quantidade de falhas não reparáveis. PE-0 e PE-2 mostraram menor concentração de tensões e CAD-0 e CAD-2, a maior concentração de tensões. O tipo do retentor e a presença de férula influenciam na carga à fratura, padrão de fratura e distribuição de tensões de dentes tratados endodonticamente. Retentores personalizados confeccionados com CE promovem maior carga máxima à fratura e distribuição de tensões mais favorável.

Palavras-chave: Retentores intrarradiculares. Compósito reforçado por fibra. Pino de fibra de vidro. Férula.

ABSTRACT

The aim of this study was to evaluate the influence of intrarradicular post system and the amount of coronary remnant (ferrule) on maximal fracture load, fracture pattern and stress distribution of endodontically treated teeth. Eight experimental groups were created: Pf-0 e Pf-2 - glass fiber post (GFP) no. 3 in teeth with and without ferrule respectively; GFP no. 1 relined with experimental composite (EC) with and without ferrule respectively; EC-0 and EC-2 - custom post made with the experimental composite (EC) with and without ferrule respectively, CAD-0 e CAD-2 - custom milled post with and without ferrule respectively. The EC was composed of 22.5 wt% of methacrylate resin (Bis-GMA, TEGDMA, Bis-EMA), 30% of glass fibers and 47.5% of filler particles. After endodontic treatment, post cementation and crowns with composite resin, the teeth were tested to verify the maximum fracture load ($n = 10$) in a universal testing machine (Instron 5965) a 0.5 mm/min. Subsequently, the fracture pattern was analyzed and stress distribution was evaluated by the finite element method using the modified von Mises criterion (MSC Marc & Mentat). The maximum fracture load results were subjected to factor analysis, and subsequently Kolmogorov-Smirnov, ANOVA, Tukey and T-Test for comparison between groups ($\alpha = 0.05$). Interaction was observed between the factors under study ($p = 0.046$), and ANOVA and Tukey showed a statistically significant difference between the groups ($p = 0.001$). EC-0 (752.81N) and CAD-0 (728.84N) were similar and superior Pr-0 (545.16) and Pf-0 (498.01N). In ferrule groups, all retainers were similar ($p > 0.05$) Pf-2 (791.85), Pr-2 (699.1), EC-2 (822.81), CAD-2 (779.89). Pf-0 showed a greater number of non-repairable failures and the Pr-2 posts promoted a greater number of favorable failures. Groups without ferrule showed higher number of non-repairable failures. The posts made with EC showed lower stress concentration and the posts made by CAD / CAM technique, the highest stress concentration. Retainer type and presence of ferrule influence on maximal load, fracture pattern and stress distribution of endodontically treated teeth. CE custom posts promote higher maximum fracture load and more favorable stress distribution.

Key-words: Intrarradicular posts. Fiber-reinforced composite. Glass fiber post. Ferrule.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Grupos experimentais	37
Figura 2 - Aspecto da resina de metacrilato após mistura de todos os componentes.....	43
Figura 3 - Silanização das fibras de vidro. A: Incorporação do silano às fibras de vidro. B: Aspecto das fibras imediatamente após a silanização.	44
Figura 4 - Componentes do compósito experimental: resina de metacrilato, partículas de silicato de bário e fibras de vidro.....	44
Figure 5 - Aspecto final do compósito experimental.	45
Figura 6 - A: Secção do dente bovino com disco diamantado dupla-face para remoção da porção coronária. B: Raiz com 15 mm após corte. C: Raiz com 13 mm após corte.	46
Figura 7 - Preparo do canal radicular. A: Broca Gates-Glidden nº1 ultrapassando o ápice radicular. B: Broca Gates-Glidden inserida até o ápice radicular. C: Broca Gates-Glidden inserida no comprimento de 10 ou 12 mm. D: Irrigação final com soro fisiológico.	47
Figura 8 - A: Secagem do canal com cone de papel absorvente. B: Obturação através da técnica da condensação lateral. C: Aspecto após tratamento endodôntico.....	48
Figura 9 - A: Desobturação do canal radicular. B: Aspecto após remoção do material obturador deixando-se um remanescente de 3 mm na região apical. C: Preparo do canal radicular com broca nº 3 do Sistema Exacto Cônico (Angelus)..	48
Figura 10 - Inclusão dos dentes em resina de poliestireno. A: Demarcação com grafite distando 2 mm ou 4 mm do limite cervical da raiz. B: Inserção em cera liquefeita. C: Aspecto após recobrimento com cera utilidade. D: Fixação da raiz no filme radiográfico e posicionamento do cilindro de PVC..	50
Figura 11 - Cimentação dos pinos de fibra de vidro. A: Pino de fibra de vidro nº 3 (Exacto Cônico, Angelus). B: Pino justaposto às paredes do canal radicular. C: Condicionamento com peróxido de hidrogênio 24% por 1 minutos. D: Aplicação do agente de união silano. E: Inserção do cimento resinoso no interior do canal com auxílio de ponta intracanal. F: Inserção do pino de fibra de vidro no canal radicular. G: Fotoativação por 40 segundos. H: Aspecto final após cimentação do pino.	51
Figure 12 - Padronização dos núcleos de preenchimento. A: Modelo sólido com núcleos de preenchimento com 6 mm para os grupos com férula. B: Modelo sólido com núcleos de preenchimento com 8 mm para os grupos sem férula. C: Aspecto após posicionamento da placa de acetato. D: Aspecto final das matrizes de 6 e 8 mm de comprimento.....	52
Figura 13 - Confeção do núcleo de preenchimento. A: Condicionamento com ácido fosfórico 37% por 15 segundos. B: Aplicação de duas camadas de primer (Scotchbond Multi-purpose, 3M ESPE). C: Aplicação de adesivo (Scotchbond Multi-purpose, 3M ESPE). D: Fotoativação por 20 segundos. E: Posicionamento da matriz de acetato no último incremento de resina composta. F: Aspecto final do núcleo de preenchimento.....	53

Figura 14 - A: Preparo do remanescente coronário com ponta diamantada 4138. B: Aspecto final após confecção do término cervical.	53
Figura 15 - Reembasamento com compósito experimental. A: Desadaptação do pino de fibra nº1 (Exacto Cônico, Angelus) ao canal radicular. B: Isolamento do conduto radicular com gel hidrossolúvel. C: Adaptação do compósito experimental no pino de fibra de vidro. D: Inserção do pino no canal radicular após adaptação do compósito experimental. E: Aspecto do pino reembasado após remoção do canal radicular. F: Fotopolimerização final por 40 segundos em cada face.	54
Figura 16 - A: Condicionamento do pino reembasado com ácido fosfórico 37%. B: Aplicação do agente de união silano. C: Aplicação de adesivo fotoativado (Scotchbond Multi-Purpose, 3M ESPE). D: Fotoativação do adesivo por 20 segundos. E: Inserção do pino no interior do canal radicular. F: Fotoativação do cimento resinoso (Set PP, SDI) por 40 segundos.	55
Figura 17 - Confecção do núcleo de preenchimento com compósito experimental. A: Posicionamento da matriz de acetato para padronização do núcleo de preenchimento. B: Aspecto final após confecção do preparo do grupo com remanescente coronário. C: Aspecto final do núcleo de preenchimento de um dente do grupo sem remanescente coronário.	56
Figura 18 - Confecção dos pinos personalizados com compósito experimental. A: Padrão pré-fabricado de policarbonato (Nucleojet, Angelus) posicionado no interior do canal radicular. B: Aspecto do padrão após moldagem do conduto radicular com resina acrílica vermelha (Dencrilay, Dencril). C: Moldagem do padrão de resina acrílica com silicone de adição (Variotime, Heraeus Kulzer). D: Moldagem da parte superior do padrão de resina acrílica com resina acrílica incolor. E: Inserção do compósito experimental na matriz de silicone. F: Posicionamento da matriz acrílica sobre o compósito experimental. G: Pressão da matriz com mini-morsas. H: Fotoativação com aparelho de LED (Valo, Ultradent) por 20 segundos em cada terço do pino. I: Aspecto do pino após completa polimerização e anteriormente à remoção de excessos. J: Verificação da adaptação do pino no canal radicular.	57
Figura 19 - Condicionamento do pino personalizado. A: Condicionamento com ácido fosfórico 37% (Nova DFL, Brasil) por 30 segundos. B: Aplicação de agente de união silano (Angelus, Brasil). C: Aplicação de adesivo fotoativado (Schotchbond Multi-purpose, 3M ESPE, Brasil). D: Fotoativação por 20 segundos em cada terço do pino.	58
Figura 20 - A: Aspecto final após cimentação do pino personalizado em dente sem remanescente coronário. B: Aspecto final após cimentação de pino personalizado em dente com remanescente coronário.	59
Figura 21 - Imagens .STL correspondentes aos padrões de resina acrílica após digitalização através de <i>scanner</i> de bancada. (Fonte: Laboratório Design)	60
Figura 22 - A: Bloco utilizado para confecção dos retentores (FiberCAD Post&Core, Angelus). Posicionamento do bloco na fresadora (S1, VHF, Alemanha).	60

Figura 23 - A: Aspecto final dos pinos para um grupo com remanescente coronário e sem remanescente coronário, respectivamente. B: Prova do pino no interior do canal radicular.	61
Figura 24 - A: Condicionamento do pino com peróxido de hidrogênio 24%. B: Aplicação do agente de união silano (Silano, Angelus). C: Posicionamento do pino no canal radicular após inserção do cimento resinoso. D: Fotoativação por 40 segundos. D: Aspecto final após cimentação em um dente com remanescente coronário. E: Aspecto final após cimentação em um dente sem remanescente coronário.	62
Figura 25 - Confeção das matrizes para confecção padronizada das coroas. A: Modelo com coroas de dimensões semelhantes após impressão. B: Placa de acetato após cópia do modelo de coroas.	63
Figura 26 - Confeção das coroas de resina composta. A: Condicionamento da estrutura dental e do núcleo de preenchimento. B: Aplicação do primer C: Aplicação do adesivo fotoativado. D: Fotoativação por 20 segundos em cada face. E: Posicionamento da matriz de acetato com o último incremento de resina composta. F: Fotoativação por 40 segundos em cada face. G: Acabamento com discos de lixa. H: Aspecto final após acabamento e polimento da coroa.	64
Figura 27 - Carga máxima à fratura. A: Posicionamento da amostra em dispositivo específico da máquina de ensaio universal. B: Aplicação da carga com ponta esférica em nicho da região palatine em um ângulo de 135°.	65
Figura 28 - Padrões de fratura. A: Fratura reversível. B: Fratura irreversível.	65
Figura 29 - Conjunto dente hígido, ligamento periodontal e cilindro gerado pelo protocolo Bio-CAD.	66
Figure 30 - Aspecto final dos modelos tridimensionais gerados em software Bio-CAD para cada grupo experimental.	68
Figure 31 - Condições de contorno, aplicação da carga (100 N) na superfície palatina e representação da restrição de deslocamento imposta no modelo.	69
Figura 32 - Padrão de deslocamento do modelo após solução no módulo de processamento do software MSC Marc & Mentat.	71
Figura 34 - Distribuição dos padrões de fratura para cada grupo.	73
Figura 35 - Distribuição de tensões através do critério von Mises modificado.	74

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Materiais utilizados no estudo	40
Tabela 2 - Materiais utilizados para obtenção do compósito experimental	42
Tabela 3 - Propriedades mecânicas das estruturas isotrópicas.	70
Tabela 4 - Propriedades mecânicas do pino de fibra de vidro (LANZA <i>et al.</i> , 2005).....	70
Tabela 5 - Média ($\pm$ desvio-padrão) para carga máxima à fratura (N). Comparações realizadas pelos testes ANOVA <i>two-way</i> e Tukey ($\alpha = 0.05$).	72

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

BHT - Hidroxitolueno butilado

Bis-GMA – bisfenol A glicidil metacrilato

Bis-EMA – bisfenol A metacrilato etoxilado

CAD/CAM – computer-aided desing/computer-aided manufacturing

CE – compósito experimental

cm - centímetro

CRF - compósito reforçado por fibra

EDAB - 4-(Dimetilamino) benzoato de etil

LED - diodo emissor de luz

MPa – Mega Pascal

mW/cm² - miliwatts por centímetro quadrado

N – Newton

PFV – pino de fibra de vidro

RPM – rotações por minuto

TEGDMA - dimetacrilato de trietilenoglicol

µm – micrômetro

°C - graus celsius

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	22
2 REVISÃO DE LITERATURA.....	26
2.1 REABILITAÇÃO DE DENTES TRATADOS ENDODONTICAMENTE	26
2.2 ESTRUTURA DENTAL CORONÁRIA REMANESCENTE (FÉRULA).....	27
2.3 COMPÓSITOS REFORÇADOS POR FIBRA PARA A CONFECCÃO DE RETENTORES INTRARRADICULARES.....	32
2.4 USO DA TECNOLOGIA CAD/CAM PARA A CONFECCÃO DE RETENTORES INTRARRADICULARES	34
3 OBJETIVOS.....	39
3.1 OBJETIVO GERAL	39
3.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS	39
4 MATERIAL E MÉTODOS.....	39
4.1 GRUPOS EXPERIMENTAIS.....	41
4.2 OBTENÇÃO DO COMPÓSITO EXPERIMENTAL	42
4.3 CONFECCÃO DAS AMOSTRAS	45
4.4 TESTES MECÂNICOS	64
4.5 ANÁLISE POR ELEMENTOS FINITOS	66
4.6 ANÁLISE ESTATÍSTICA DOS DADOS	71
5 RESULTADOS.....	72
6 DISCUSSÃO	74
7 CONSIDERAÇÕES FINAIS.....	80
REFERÊNCIAS.....	80
ANEXOS	84
APÊNDICES (Artigo).....	85

1 INTRODUÇÃO

Dentes tratados endodonticamente comumente apresentam grande perda de estrutura dental, principalmente devido a presença de lesões cariosas extensas, fraturas e pelo acesso para o tratamento endodôntico, o que faz da sua reabilitação um grande desafio na rotina clínica (SOARES *et al.*, 2018; TORBJÖRNER E FRANSSON, 2004). Em casos de grande perda de estrutura dental coronária, faz-se necessária a instalação de um retentor intrarradicular para promover maior retenção ao material restaurador utilizado e, quando materiais com comportamento semelhante à dentina são utilizados, pode-se favorecer a distribuição de tensões ao longo da estrutura dental remanescente com melhor homogeneidade (GORACCI E FERRARI, 2011; ZICARI *et al.*, 2008).

Pinos metálicos fundidos são utilizados há anos, entretanto, o seu alto módulo de elasticidade e ineficiência adesiva favorecem o desenvolvimento de fraturas irreversíveis na estrutura dental remanescente, já que as tensões se concentram da região cervical em direção à região apical da raiz, aumentando o risco de fratura radicular vertical (GORACCI E FERRARI, 2011; SOARES *et al.*, 2018; ZICARI *et al.*, 2008). Dessa forma, retentores com diferentes formas e tipos de materiais tem sido desenvolvidos. Os pinos de fibra de vidro pré-fabricados apresentam como vantagens, estética e adesão à estrutura dental, além de promover distribuição de tensões mais homogênea ao longo da raiz, já que apresentam módulo de elasticidade semelhante ao da dentina (DIETSCHI *et al.*, 2008). Na presença de um material com rigidez semelhante à dentina, fraturas radiculares, que podem ser irreversíveis, são minimizadas, e falhas restauradoras, geralmente reversíveis, como o deslocamento ou fratura do retentor, são mais propensas a ocorrer (CAGIDIACO *et al.*, 2008b).

Na reabilitação com pinos de fibra de vidro, a configuração do pino é um fator importante a ser considerado (PINTO *et al.*, 2019; SILVA *et al.*, 2009). Em muitas situações clínicas os pinos pré-fabricados não se adaptam perfeitamente às paredes do canal, ou seja, o diâmetro do canal é consideravelmente maior que o diâmetro do pino (D'ARCANGELO *et al.*, 2007). Estudos mostram que uma camada de cimento espessa influencia negativamente na resistência adesiva do pino à dentina, principalmente devido a presença de maior quantidade de bolhas (D'ARCANGELO *et al.*, 2007; EGILMEZ *et al.*, 2013). Isso faz com que seja necessária uma etapa de reembasamento do pino com resina composta, de forma a individualizar suas paredes externas de acordo com a anatomia do canal radicular, o que melhora o desempenho biomecânico e resistência adesiva, porém aumenta a sensibilidade da

técnica e gera uma interface entre o pino e a dentina na região coronária (DAL PIVA *et al.*, 2018; MACEDO, FARIA E SILVA E MARTINS, 2010).

Os pinos de fibra de vidro pré-fabricados são constituídos por fibras de vidro longas e contínuas em uma matriz de resina epóxi, que possui alto grau de conversão e muitas ligações cruzadas após sua polimerização, contribuindo para uma desfavorável afinidade química com os cimentos resinosos utilizados na etapa de cimentação (LE BELL *et al.*, 2005; MONTICELLI *et al.*, 2006; ALNAQBI *et al.*, 2018). Estudos mostram que as falhas mais frequentes relacionadas aos pinos de fibra de vidro são o deslocamento e perda de retenção, bem como a fratura do pino, já que a dentina é um substrato que apresenta dificuldade de interação com outros materiais (CAGIDIACO *et al.*, 2008b; NAUMANN *et al.*, 2012). Diante das dificuldades relacionadas à reabilitação de dentes tratados endodonticamente, e das limitações dos pinos de fibra de vidro, novos materiais foram propostos para a composição de retentores intrarradiculares.

Atualmente, está disponível o material *EverStick®POST* (GC, Tóquio, Japão), composto por fibras de vidro longas e contínuas impregnadas em uma matriz resinosa à base de Bis-GMA e polimetilmetacrilato (PMMA). A consistência do material permite sua inserção no interior do canal, de forma a se adaptar às paredes de dentina e formar um retentor personalizado às paredes do conduto radicular (LE-BELL-RÖNNLÖF *et al.*, 2011). Estudos que se iniciaram em 2003, mostraram que retentores confeccionados com este material apresentam resistência flexural (LASSILA *et al.*, 2004), profundidade de polimerização (LE-BELL *et al.*, 2003) e resistência adesiva (LE-BELL *et al.*, 2004; LE-BELL *et al.*, 2005) favoráveis para o desempenho clínico. A combinação entre o PMMA e o Bis-GMA forma uma rede de polímeros que favorece a adesão entre o retentor e o cimento resinoso, o que poderia favorecer sua adesão à dentina radicular. Poucos estudos compararam este material com pinos de fibra de vidro pré-fabricados, e concluíram que o desempenho dos materiais é semelhante (LE-BELL-RÖNNLÖF *et al.*, 2011; FOKKINGA *et al.*, 2006). Está disponível também, o material *Rebilda®* Post GT (VOCO, Cuxhaven, Alemanha), um sistema de feixes de fibras de vidro com diferentes diâmetros, para serem inseridos diretamente no canal e cimentados com um sistema de compósito à base de metacrilato, por ser um material novo, poucas informações estão disponíveis. Kul *et al.* compararam esse sistema com outros tipos de pinos em pré-molares sem férula e não encontraram diferenças em relação à resistência à fratura. Apesar de surgirem como novas perspectivas, em ambos os materiais a quantidade de fibras parece ser pequena, seu uso e sua alta translucidez não dispensam a confecção de um núcleo de preenchimento com resina composta, o que pode ser desfavorável.

Desde 2007, estudos (AWAD e MARGHALANI, 2007; STREACKER e GEISSBERGER, 2007; KALYONCUOGLU *et al.*, 2015) propõe a confecção de retentores personalizados, que se adaptam totalmente às paredes do canal e, em que pino e núcleo consistem em um único corpo. Diante disso, diversas técnicas e materiais foram propostos para este fim. Propondo um novo material, Garoushi *et al.*, em 2009, (GAROUSHI, VALLITTU E LASSILA, 2009) utilizaram uma resina de metacrilato à base de Bis-GMA e PMMA (22,5% em peso) reforçada com 22,5% fibras de 3 mm e 47,5% de partículas de sílica para construção de retentores intrarradiculares de forma incremental e direta, sendo possível confeccionar pino e núcleo de preenchimento como um único corpo. Foi demonstrado um aumento significativo de resistência à fratura de incisivos centrais em comparação aos pinos de fibra de vidro pré-fabricados. Em 2013, Bijelic *et al.* (BIJELIC *et al.*, 2013) utilizaram o mesmo material para confeccionar pino, núcleo e coroa e compararam com pinos obtidos através do material *EverStick®POST* associados à núcleo de preenchimento e coroa de resina composta e concluíram que o compósito reforçado por fibra promoveu maior resistência à fratura em incisivos tratados endodonticamente.

Com a proposta de desenvolvimento de um novo material para compor retentores intrarradiculares personalizados, Kasuya *et al.* (2019) (KASUYA *et al.*, 2019) avaliaram o desempenho biomecânico de incisivos sem férula quando restaurados com um compósito experimental reforçado por fibra (30% de fibra de vidro, 22,5% matriz resinosa de metacrilato e 47,5% de partículas de carga) e pinos de fibra de vidro pré-fabricados. Baseado em estudos prévios, o retentor foi confeccionado de forma indireta com o compósito, e posteriormente cimentado. Apesar de os dentes restaurados com pinos pré-fabricados apresentarem maior resistência à fratura, o compósito experimental promoveu distribuição de tensões mais homogêneas na estrutura dental remanescente. Atualmente, alguns estudos buscaram melhorias nas propriedades físicas e mecânicas deste material com a intenção de melhorar seu desempenho como retentor intrarradicular, propondo um material composto por 30% de fibras de vidro, 47,5% de partículas de carga e 22,5% (FONSECA *et al.*, 2016) de uma matriz resinosa com novos monômeros e novos fotoiniciadores (FRANCO, 2018). Além disso, a proposta de uma manipulação automatizada (DE CASTRO, 2019) e aquecimento prévio à fotoativação (ALMEIDA *et al.*, 2018) contribuíram para melhorias no desempenho físico e mecânico do material. Diante das melhorias relacionadas ao material, surgem novas perspectivas para seu uso para a composição de retentores intrarradiculares, principalmente pela possibilidade de confecção de um retentor personalizado que pode promover uma melhor distribuição de tensões ao longo da estrutura dental e melhores valores de resistência.

Recentemente, outro novo material surgiu no mercado com a intenção de confeccionar pinos de fibra de vidro personalizados fresados a partir de um bloco para o sistema CAD/CAM (computer-aided design/computer-aided manufacturing) composto por resina epóxi e fibras de vidro unidirecionais (FiberCAD Post&Core, Angelus, Londrina, Brasil). A tecnologia CAD/CAM elimina a necessidade da etapa da moldagem, facilita os procedimentos laboratoriais e tem sido amplamente utilizada para a confecção de restaurações indiretas (MIYAZAKI *et al.*, 2009). Dessa forma, é possível digitalizar o conduto radicular através de um *scanner* intraoral ou moldá-lo, confeccionar o pino e núcleo como uma única peça individualizada e justaposta às paredes do canal, não sendo necessária a confecção de núcleo de preenchimento, diminuindo a sensibilidade técnica, a linha de cimentação e a quantidade de passos necessários. Estudos recentes (COSTA, Da *et al.*, 2017; PANG *et al.*, 2018; SPINA *et al.*, 2017) mostram que retentores confeccionados através da técnica CAD/CAM representam uma alternativa válida em relação aos pinos de fibra de vidro pré-fabricados, impulsionando novas perspectivas para a reabilitação de dentes tratados endodonticamente. Estudos ainda são necessários para avaliar seu desempenho biomecânico diante das diferentes situações, tais como, presença ou ausência de remanescente coronário, e ainda, seu desempenho clínico.

Além do tipo do retentor, outros fatores como o comprimento, adesão à estrutura dental, a quantidade de dentina radicular, posição do dente no arco, e a presença de remanescente coronário (férula) influenciam na longevidade do tratamento de dentes reabilitados com alguns tipos de retentores intrarradiculares (DEJAK E MŁOTKOWSKI, 2013; FERNANDES, SHETTY E COUTINHO, 2003). A férula consiste em paredes paralelas de dentina que se estendem até o término do preparo, que depois de ser envolvida pela coroa produz um efeito protetor, diminuindo a chance de fraturas radiculares e principalmente evitando o deslocamento da coroa protética (FERNANDES, SHETTY E COUTINHO, 2003). O sucesso à longo prazo da restauração pode ser diretamente influenciado pela quantidade e qualidade de dentina coronária remanescente (BACCHI *et al.*, 2019; CORRÊA *et al.*, 2018). Estudos *in vitro* (ABDULRAZZAK *et al.*, 2014; SANTOS-FILHO *et al.*, 2014b; VALDIVIA *et al.*, 2018) mostraram que a resistência à fratura de dentes tratados endodonticamente aumentou e o risco de falha diminuiu significativamente na presença de férula. A maioria dos estudos mostra que cerca de 1,5 a 2 mm de férula são capazes de promover melhor desempenho ao dente reabilitado, quando comparados à dentes sem nenhum remanescente coronário, principalmente pela capacidade da férula promover alteração do ponto de fulcro e diminuir a flexão do dente, o que favorece a resistência à fratura, padrão de fratura e

distribuição de tensões (KHALED AL-OMIRI *et al.*, 2010; SANTOS-FILHO *et al.*, 2014a; VERÍSSIMO *et al.*, 2014). Porém, em muitas situações clínicas, não há quantidade suficiente de estrutura dental coronária para produzir efeito positivo através da férula (CARVALHO *et al.*, 2018), gerando maiores dificuldades na reabilitação, o que sugere que melhorias relacionadas ao retentores poderiam promover melhor desempenho mesmo em situações com grande perda de estrutura dental coronária.

Diante disso, faz-se necessário avaliar o desempenho de novos materiais quando utilizados como retentor intrarradicular e ainda a influência da férula em relação aos diferentes tipos de materiais. A hipótese nula deste estudo é a de que o desempenho biomecânico de dentes tratados endodonticamente não seria afetado pelo tipo de retentor utilizado em situações com férula ou sem férula.

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 REABILITAÇÃO DE DENTES TRATADOS ENDODONTICAMENTE

Dentes tratados endodonticamente são estruturalmente comprometidos devido a presença de lesões cariosas extensas, pelo acesso endodôntico, presença de alterações mecânicas, química e físicas (TANG, WU E SMALES, 2010). A restauração de dentes tratados endodonticamente tem passado por mudanças significativas nos últimos 20 anos, principalmente devido ao surgimento de novos materiais e evolução das técnicas adesivas, porém a melhor forma para se reabilitar um dente tratado endodonticamente continua sendo um tópico sujeito à controvérsias, já que estes tem maiores riscos de falha em relação aos dentes vitais (CARVALHO *et al.*, 2018; DIETSCHI *et al.*, 2007, 2008).

Dentes anteriores tratados endodonticamente tem taxa de falha 3 vezes maior do que dentes posteriores (FARIA *et al.*, 2011). Essa diferença pode ser explicada pelas forças horizontais e oblíquas que ocorrem nos dentes anteriores, já os posteriores sofrem apenas forças horizontais (FARIA *et al.*, 2011). A área anterior da maxila pode ser considerada como uma área de alto risco de fratura da estrutura dental remanescente, necessitando de maiores cuidados principalmente no que se trata da escolha do material restaurador a ser utilizado (LAMICHHANE, XU E ZHANG, 2014; SOARES *et al.*, 2012). Apesar de não aumentar a resistência do dente reabilitado, os retentores intrarradiculares tem sido utilizados para a reabilitação de dentes tratados endodonticamente extensamente destruídos, principalmente

por melhorar a retenção da coroa protética e minimizar a concentração de tensões na raiz (SOARES *et al.*, 2018; TORBJÖRNER E FRANSSON, 2004).

As propriedades ideais para um retentor intrarradicular incluem propriedades como o módulo de elasticidade, resistência compressiva, resistência flexural e expansão térmica semelhantes à dentina, além de ser estético e apresentar boa adesão à dentina radicular (CAGIDIACO *et al.*, 2008a). Os pinos metálicos foram amplamente utilizados durante anos e ainda são uma alternativa para a reabilitação de dentes tratados endodonticamente, entretanto, seu alto módulo de elasticidade favorece à fraturas radiculares irreversíveis da estrutura dental (DIETSCHI *et al.*, 2008). Os pinos de fibra de vidro pré-fabricados tem sido o material de escolha para a restauração de dentes tratados endodonticamente, já que apresentam boas propriedades mecânicas e módulo de elasticidade semelhante à estrutura dental, o que favorece a distribuição de tensões na raiz (SANTOS-FILHO, *et al.*, 2014a; SOARES *et al.*, 2018). Os pinos de fibra de vidro surgiram na década de 90, apresentando-se como uma opção mais estética em relação aos pinos metálicos e pinos de fibra de carbono (LAMICHHANE, XU E ZHANG, 2014).

A longevidade e o sucesso clínico de dentes tratados endodonticamente reabilitados com pinos de fibra de vidro depende de fatores como: formato do pino, comprimento do pino, diâmetro do pino e a quantidade e qualidade de dentina coronária remanescente (SOARES *et al.*, 2018). A presença de fêrula em incisivos superiores tratados endodonticamente restaurados com pino de fibra de vidro e coroa cerâmica influencia na concentração de tensões na dentina radicular e aumenta a resistência à fratura (SANTOS-FILHO *et al.*, 2014b).

2.2 ESTRUTURA DENTAL CORONÁRIA REMANESCENTE (FÉRULA)

Há muitos anos, diversos estudos tem enfatizado a importância da presença de fêrula ao se restaurar dentes tratados endodonticamente. Apesar das mudanças relacionadas ao material do retentor intrarradicular e da coroa restauradora, a presença de fêrula ainda se mostra como um fator primordial para a longevidade do tratamento reabilitador (FERNANDES, SHETTY E COUTINHO, 2003). A fêrula consiste em paredes paralelas de dentina que se estendem até o término do preparo, que depois de ser envolvido pela coroa produz um efeito protetor, conhecido como efeito fêrula, reduzindo as tensões ao longo do dente reabilitado.

Desde 1990, estudos (SORENSEN E ENGELMAN, 1990) são realizados no intuito de verificar a influência da presença e quantidade de remanescente coronário no desempenho biomecânico de dentes tratados endodonticamente. Em 2002, Stankiewicz e Wilson (STANKIEWICZ E WILSON, 2002) em uma revisão de literatura mostraram a presença de 1,5 mm de dentina na região coronária poderia aumentar significativamente a resistência à fratura de dentes com raiz única, considerando a fêrula um fator importante na reabilitação de dentes tratados endodonticamente. Com a ascensão dos pinos de fibra de vidro, apesar de a maioria dos estudos enfatizar a importância da fêrula, a literatura ainda se mostra controversa em relação a isso, principalmente quando a presença da fêrula está associada a outros fatores como o tipo do pino, comprimento do pino, tipo da coroa, dentre outros. Além disso, fatores como o comprimento da fêrula, espessura das paredes de dentina, e a localização das paredes de dentina remanescente (JOTKOWITZ E SAMET, 2010).

Pereira *et al.* (PEREIRA *et al.*, 2006) compararam a resistência à fratura de dentes tratados endodonticamente restaurados com pinos de fibra de vidro, variando a quantidade de estrutura coronária remanescente (0, 1, 2 e 3 mm) e mostrou que o aumento do comprimento da fêrula promoveu melhora significativa na resistência à fratura. Em 2010, Da Silva *et al.* (SILVA, DA *et al.*, 2010) mostraram que a presença de fêrula é essencial quando são utilizados pinos de fibra de vidro e coroas metálicas na reabilitação de dentes tratados endodonticamente.

Em 2011, Santana *et al.* (SANTANA *et al.*, 2011), em uma pesquisa com molares humanos, mostraram que a presença de fêrula de 2 mm foi um fator determinante na resistência à fratura e padrão de fratura de dentes restaurados com coroa de metal, independente do material do retentor (pino de fibra de vidro ou pino metálico fundido). No mesmo ano, Sherfudhin *et al.* (SHERFUDHIN *et al.*, 2011), investigaram o efeito de diferentes comprimentos em situações de fêrula uniforme e não uniforme (vestibular ou lingual). Neste estudo, foi concluído que o aumento do comprimento do remanescente coronário não influenciou significativamente na resistência à fratura de pré-molares humanos restaurados com pino de fibra de vidro e coroa cerâmica.

Mangold e Kern (MANGOLD E KERN, 2011), avaliaram a influência da presença de pinos de fibra de vidro em dentes tratados endodonticamente com diferentes quantidades de estrutura dental remanescente. Em todos os grupos os pré-molares humanos possuíam fêrula de 0,5 mm, entretanto, apresentavam 0, 1, 2 ou 3 paredes de dentina remanescente. As amostras foram submetidas a uma carga dinâmica simulando as forças mastigatórias com ciclagem térmica antes do teste de resistência à fratura. Os resultados mostraram que em

dentes com uma ou nenhuma parede de dentina, a resistência à fratura diminuiu significativamente e que quando 2 ou 3 paredes de dentina remanescente estão presentes, a instalação de um pino de fibra de vidro não teve influência significativa.

Fragou *et al.* em 2012 (FRAGOU *et al.*, 2012), realizaram um estudo com o objetivo de avaliar o padrão de fratura em caninos com ou sem fêrula tratados endodonticamente restaurados com pino de fibra de vidro e coroa cerâmica ou metalo-cerâmica. A presença de fêrula de 2 mm não afetou o padrão de fratura independente do material restaurador utilizado. Embora não tenha sido detectada diferença estatisticamente significativa, a porcentagem (%) de fraturas reparáveis foi maior nos dentes com fêrula, independente do material restaurador.

Juloski *et al.* (JULOSKI *et al.*, 2012), realizaram uma revisão de literatura a respeito do “efeito fêrula” englobando estudos laboratoriais, simulação computadorizada (método de elementos finitos) e ensaios clínicos. Foi concluído que a presença de 1,5 a 2 mm de fêrula tem efeito positivo na resistência à fratura de dentes tratados endodonticamente. Caso a situação clínica não permita uma fêrula circunferencial, uma fêrula não uniforme é considerada uma boa opção, obtendo resultados mais favoráveis do que em situações sem fêrula. Os autores concluem ainda que a presença de fêrula promovem padrões de fratura mais favoráveis e que a presença da fêrula diminui o impacto sobre o sistema pino/núcleo, agentes de cimentação e no desempenho da restauração final.

Santos-Filho *et al.* (SANTOS-FILHO *et al.*, 2014a; SANTOS-FILHO *et al.*, 2014b) em dois estudos, avaliaram a influência da fêrula, tipo e comprimento do pino no comportamento biomecânico de dentes anteriores tratados endodonticamente. Foram utilizados incisivos bovinos e após restauração foram realizados testes para avaliar a deformação da raiz, resistência e padrão de fratura e distribuição de tensões (método de elementos finitos). Os autores concluíram que a presença de fêrula é um fator determinante na deformação, distribuição de tensões, resistência e padrão de fratura. Na ausência de fêrula o uso de pino de fibra de vidro é mais indicado, já que diminui as chances de ocorrerem fraturas catastróficas na raiz.

Veríssimo *et al.*, em 2014 (VERÍSSIMO *et al.*, 2014), avaliaram a influência da fêrula, tipo do retentor intrarradicular e tipo da coroa na deformação, distribuição de tensões e resistência à fratura de dentes tratados endodonticamente. Foram utilizados incisivos bovinos tratados endodonticamente e os grupos variaram a quantidade de estrutura dental remanescente (0, 1 e 2 mm), o tipo do retentor (pino de fibra de vidro e pino metálico) e o tipo da coroa (metálica ou cerâmica). As coroas cerâmicas ou metálicas associadas ao uso de pinos de fibra de vidro apresentaram distribuição de tensões mais homogêneas ao longo da raiz. A

presença de 2 mm de remanescente coronário promoveu melhor desempenho biomecânico tanto para coroas cerâmicas quanto para coroas metálicas.

Em 2016, Yang, Lamichhane e Xu (YANG, LAMICHHANE E XU, 2016), realizaram uma revisão sistemática para avaliar a influência das paredes de dentina coronária e o risco de falha de restaurações com pinos de fibra de vidro. Cinco estudos foram incluídos na metanálise e os autores concluíram que a ausência de estrutura dental coronária pode aumentar o risco de falha de dentes tratados endodonticamente restaurados com pinos de fibra de vidro, entretanto a escassa quantidade de estudos clínicos faz com que o real efeito da fêrula não seja completamente entendido, deixando ainda uma lacuna na literatura.

Samram *et al.* em 2015 (SAMRAN *et al.*, 2015), avaliaram a influência da localização da fêrula (presença de fêrula não-uniforme) na resistência à fratura de pré-molares inferiores. Foram utilizados pinos de fibra de vidro e coroa de metal em dentes com 2 mm de fêrula circunferencial, fêrula de 2 mm na região vestibular, fêrula de 2 mm na região lingual ou fêrula de 2 mm nas regiões vestibular e lingual. Os resultados mostraram que a localização da fêrula, bem como presença ou ausência, não influenciam significativamente na resistência à fratura, apesar do grupo sem fêrula apresentar os menores valores.

Kim *et al.* (KIM *et al.*, 2017) avaliaram o efeito do comprimento da fêrula em pré-molares inferiores tratados endodonticamente restaurados com pino de fibra de vidro e coroa metálica. Foram avaliados dentes sem fêrula, ou com 1 ou 2 mm de fêrula. Após ciclagem térmica, as amostras passaram por teste de resistência a fratura. Os grupos sem fêrula e com 1 mm de fêrula apresentaram resultados semelhantes, entretanto o grupo com 2 mm de fêrula apresentou resultados estatisticamente superiores, mostrando que a resistência a fratura de dentes tratados endodonticamente é influenciada pelo comprimento da fêrula.

No mesmo ano, Magne *et al.* (MAGNE *et al.*, 2017) realizaram um estudo com o objetivo de avaliar a influência da presença do retentor, em dentes com ou sem fêrula. Três grupos experimentais foram criados: dente com 2 mm de fêrula restaurado sem pino; dente com 2 mm de fêrula restaurado com pino de fibra de vidro, e dente sem fêrula restaurado com pino de fibra de vidro. Todos os dentes receberam núcleo de preenchimento com resina composta e coroa de cerâmica vítrea reforçada por dissilicato de lítio e foram submetidos ao teste de fadiga mecânica. Os grupos com fêrula apresentaram resultados semelhantes, independente da presença do pino, e o grupo sem fêrula e com pino apresentou a menor taxa de sobrevivência. Os autores concluíram que a taxa de sobrevivência foi maior devido a presença da fêrula, mas não devido a presença do pino.

Naumann *et al.* (NAUMANN *et al.*, 2018) realizaram uma revisão sistemática para avaliar o impacto clínico da presença do pino e da presença da férula nas taxas de falha de dentes tratados endodonticamente. Foram incluídos na revisão 7 ensaios clínicos randomizados e 1 ensaio clínico prospectivo. Os autores apontaram que a férula é um fator dominante no que diz respeito ao dente e a sobrevivência de dentes tratados endodonticamente. A maioria dos estudos não confirma o efeito positivo da instalação de um retentor intrarradicular. Os autores destacaram ainda que a localização do dente no arco influencia na taxa de sobrevivência de dentes tratados endodonticamente devido à diferença na distribuição de forças mastigatórias, sendo os dentes anteriores mais susceptíveis às falhas biomecânicas, porém poucos estudos estão disponíveis a esse respeito.

Valdivia *et al.* (VALDIVIA *et al.*, 2018) avaliaram o efeito biomecânico da férula de incisivos restaurados com pino de fibra de vidro e coroa cerâmica (IPS e.max). Dois grupos, com férula e sem férula, foram restaurados da mesma forma. Após ciclagem térmica e mecânica foi mensurada a deformação da raiz, resistência e padrão de fratura, além de análise da distribuição das tensões através do método de elementos finitos. O grupo sem férula apresentou maior deformação da raiz e menor resistência à fratura de forma significativa em relação ao grupo com férula. Os autores concluíram que a presença da férula contribuiu para a prevenção do deslocamento do pino e dos materiais restauradores e que a ausência de férula resultou em aumento da deformação da raiz após ciclagem termomecânica. Incisivos com 2 mm de férula apresentaram maior resistência à fratura, menor concentração de tensões na raiz e menor quantidade de fraturas catastróficas do que os dentes sem férula.

No mesmo ano, Figueiredo *et al.* (FIGUEIREDO *et al.*, 2018) avaliaram a influência da presença e tipo da férula em incisivos bovinos restaurados com pinos de fibra de vidro e coroa de resina composta submetidos ao teste de resistência à fadiga. Os grupos foram: dentes sem férula, 2 mm de férula circunferencial, 2 mm de férula na região vestibular, 2 mm de férula na região lingual, 2 mm de férula na região vestibular e lingual. Após o teste de fadiga acelerada foi analisada a taxa de sobrevivência. Os resultados mostraram que a presença da férula, independente da região a qual está localizada, não influenciou o comportamento biomecânico dos dentes testados. Os autores concluíram que a presença da férula e sua uniformidade podem não afetar a resistência à fratura e padrão de falha de dentes anteriores restaurados com pino de fibra de vidro e coroa de resina composta.

A presença de férula tem sido enfatizada em muitos estudos laboratoriais e de análise por elementos finitos como um fator importante para melhorar o desempenho biomecânico de dentes tratados endodonticamente, entretanto, devido a dificuldade para padronização da

quantidade e espessura do remanescente coronário, cria-se uma dificuldade de se realizar essa avaliação em estudos clínicos (YANG, LAMICHHANE E XU, 2015).

2.3 COMPÓSITOS REFORÇADOS POR FIBRA PARA A CONFECÇÃO DE RETENTORES INTRARRADICULARES

Tendo em vista às deficiências dos pinos de fibra de vidro disponíveis no mercado, alguns estudos tem buscado confeccionar retentores intrarradiculares individualizados com fibras de vidro aleatoriamente dispostas em uma matriz resinosa à base de metacrilato e partículas de carga. Nos últimos 30 anos, diversos estudos tem sido realizados para o reforço dos polímeros odontológicos com vários tipos de fibras e estas tem sido utilizadas não só para a confecção de pinos mas para o reforço de próteses totais e coroas livres de metal de um a três elementos (KUMBULOGLU, ÖZCAN e USER, 2009). Existem diversos tipos de fibra disponíveis para este fim, tais como, fibras de vidro, polietileno de alto peso molecular, kevlar, carbono, cerâmica, aramida ou ainda a associação destes materiais. As fibras de vidro têm maior destaque na odontologia principalmente devido às suas qualidades estéticas, alta resistência à tração e boa adesão à uma matriz resinosa quando silanizadas (ELLAKWA, SHORTALL E MARQUIS, 2002).

Baseado nestes conhecimentos, os estudos tem buscado estudar o comportamento das fibras vidro em matriz resinosa de metacrilato modificando a localização, posição, diâmetro, comprimento e quantidade de fibras, além de métodos de polimerização de forma a melhorar as propriedades mecânicas do material para que este seja utilizado para a confecção de pinos intrarradiculares e reembasamento de pinos.

Em relações às modificações propostas para o material, em 2016, Fonseca *et al.* (FONSECA *et al.*, 2016) demonstraram que o aumento de fibras em até 30% em peso promove maior resistência flexural e à tração diametral do compósito experimental em relação a proporção de 22,5% em peso utilizada nos trabalhos anteriores. Em 2018, Almeida *ET al.* (ALMEIDA, *et al.*, 2018) mostraram que o aquecimento prévio a fotopolimerização e a pós-polimerização do compósito com maiores quantidades de fibra (30% em peso) promove melhores propriedades mecânicas e maior grau de conversão ao compósito. Franco (FRANCO, 2018), em 2018, propôs novas mudanças na composição monomérica da resina de metacrilato que compõe o compósito experimental, e concluiu que a resina de metacrilato composta por 40% de Bis-GMA, 20% de Bis-EMA e 40% de TEGDMA apresentou melhor desempenho mecânico em relação às formulações anteriores compostas somente por Bis-GMA e TEGDMA, além de inserção de um novo sistema fotoiniciador. Castro em 2019

(CASTRO, 2019), propôs modificações na manipulação do material, que até então era manipulado somente de forma manual, e concluiu que a manipulação em máquina automatizada (SpeedMixer) à 2000 rotações por minutos por 5 minutos, resultou em melhores propriedades mecânicas e módulo de elasticidade mais próximo ao da dentina.

Garoushi, Vallittu e Lassila em 2009 (GAROUSHI, VALLITTU E LASSILA, 2009), verificaram a resistência à fratura de incisivos extensamente destruídos com 2 mm de fêrula restaurados com pinos de fibra pré-fabricados e com pinos confeccionados com um material composto por 22,5% de fibra de vidro curta aleatoriamente disposta em 22,5% de matriz resinosa à base de Bis-GMA, TEGDMA e PMMA e 47,5% de partículas de carga. O grupo A consistiu de um dente íntegro, o grupo B de um dente tratado endodonticamente restaurado com pino de fibra de vidro pré-fabricado e o grupo C teve o compósito experimental inserido no interior do canal incrementalmente até a confecção do núcleo. As coroas foram confeccionadas com resina composta convencional. Os resultados mostraram que os dentes restaurados com o material experimental (363 N) apresentaram maior resistência à fratura do que os dentes restaurados com pino de fibra de vidro pré-fabricado (211 N).

Bijelic *et al.* em 2013 (BIJELIC *et al.*, 2013) 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 através da mistura 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 pré-fabricado 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 pré-fabricado ou o pino confeccionado incrementalmente com o compósito.

Kasuya *et al.*, em 2019 (KASUYA *et al.*, 2019) avaliaram a distribuição de tensões e resistência à fratura de pinos personalizados confeccionados com um compósito experimental, composto por 22,5% de resina de metacrilato à base de Bis-GMA e TEGDMA,

30% de fibras de vidro curtas silanizadas (3 mm) e 47,5% de partículas de carga, comparados com pinos de fibra de vidro pré-fabricados reembasados ou não na restauração de incisivos bovinos. Quatro grupos experimentais foram criados: pino de fibra de vidro pré-fabricado, pino de fibra de vidro pré-fabricado reembasado com resina composta, pino de fibra de vidro pré-fabricado reembasado com compósito experimental e pino de fibra confeccionado com compósito experimental. O grupo de pinos confeccionados com compósito experimental apresentaram distribuição de tensões mais homogêneas. O grupo de pinos pré-fabricados reembasados com o compósito apresentaram os maiores valores de resistência à fratura, sendo semelhante estatisticamente ao grupo de pinos pré-fabricados. O grupo de pinos pré-fabricado reembasado com resina composta apresentou os menores valores de resistência à fratura.

Em 2017, Kasuya (KASUYA, 2017) avaliou o compósito com 30% de fibras de vidro, 22,5% de matriz resinosa e 47,5% de partículas de carga quando utilizado para confeccionar retentores intrarradiculares em incisivos bovinos com diferentes graus de fragilização (perda de grandes quantidades de dentina radicular). O compósito experimental demonstrou ser uma alternativa para a reabilitação de dentes com maior fragilização ou quando utilizado como material de reembasamento. Além disso, apresentou excelente resistência adesiva à estrutura dentinária, sendo comparável aos pinos de fibra de vidro convencionais. Os resultados apresentam-se promissores, entretanto material ainda apresenta a necessidade de melhorias em seu desempenho, principalmente em relação a forma de confecção do pino.

2.4 USO DA TECNOLOGIA CAD/CAM PARA A CONFECÇÃO DE RETENTORES INTRARRADICULARES

O uso de pinos de fibra de vidro pré-fabricados para a reabilitação de dentes tratados endodonticamente pode resultar em uma linha de cimentação espessa para repor a estrutura perdida, principalmente quando utilizados em condutos radiculares amplos e que tiveram grande perda de dentina radicular (MACEDO, FARIA E SILVA E MARTINS, 2010). Técnicas como o reembasamento do pino com resina composta (técnica do pino anatômico) tem sido sugeridas para esse tipo de situação, entretanto, a maior quantidade de etapas aumenta a sensibilidade técnica dos procedimentos de cimentação (GOMES *et al.*, 2016; GRANDINI, SAPIO E SIMONETTI, 2003).

Os avanços na Odontologia Digital e da tecnologia CAD/CAM tem resultado em alta precisão, eficiência e uma acurácia que tem reduzido o tempo de processamento e diminuído

as chances de erro na produção de restaurações indiretas, dentre outras aplicações (MIYAZAKI *et al.*, 2009). O uso da tecnologia CAD/CAM para produzir retentores anatômicos personalizados para cada situação tem se mostrado uma alternativa viável, especialmente considerando a possibilidade de fresar pino e núcleo em uma única peça, eliminando a necessidade de confecção de núcleo de preenchimento coronário (LIU, DENG E WANG, 2010). A produção de pinos de fibra de vidro fresados a partir do CAD/CAM tem suas vantagens, dentre elas, a diminuição da espessura da camada de cimento, a simplificação da técnica, reduzindo os passos clínicos e a eliminação da etapa de confecção de núcleo de preenchimento coronário, criando uma peça única e individualizada para cada situação. Apesar disso, a redução da sensibilidade técnica parece ser um tópico controverso, já que, em muitos dentes não é possível fazer a digitalização do conduto com *scanner* intraoral, o que faria necessário a cópia do conduto com materiais de moldagem ou resinas acrílicas.

Liu, Deng e Wang (LIU, DENG E WANG, 2010), descreveram pela primeira vez um caso clínico reportando a reabilitação de um dente tratado endodonticamente com um retentor intrarradicular fresado em CAD/CAM. Um incisivo central superior com 1 mm de fêrula e amplo conduto radicular foi moldado com silicone de adição após preparo do conduto. A partir do modelo, um padrão de cera com as futuras dimensões do retentor foi construído e digitalizado por meio de um *scanner* intraoral. No CAD/CAM, projeto do futuro retentor foi criado. O bloco utilizado foi composto de fibras de vidro e resina epóxi (Ouyaruikang New Material Science and Technology Co, Ltd, Pequim, China), e foi fresado de acordo com as dimensões pré-estabelecidas para o retentor. Os autores destacaram que o retentor justaposto e individualizado permite melhor adaptação ao conduto radicular em relação aos pinos de fibra de vidro pré-fabricados, e reduz a espessura de cimento, sendo uma boa alternativa para a restauração de dentes tratados endodonticamente extensamente destruídos.

Chen *et al.* (CHEN *et al.*, 2014), avaliaram a distribuição de tensões (análise por elementos finitos) em incisivos superiores com diferentes graus de perda óssea alveolar (1/3, 1/2 ou 2/3 de nível ósseo, e sem perda óssea) e diferentes espessuras de dentina remanescente cervical (1, 1,5, 2 e 2,5 mm) quando restaurados com pinos de fibra de vidro confeccionados pelo CAD/CAM e coroas de dissilicato de lítio. A distribuição de tensões na dentina foi influenciada significativamente pela perda óssea. Os autores concluíram que é necessária uma quantidade mínima de 2/3 de nível ósseo para que os dentes possam ser reabilitados com esse tipo de retentor.

Da Costa *et al.* (DA COSTA, *et al.*, 2017), avaliaram a resistência à fratura de pré-molares humanos tratados endodonticamente restaurados com retentores fresados (FiberCAD

Post&Core, Angelus) ou pinos de fibra de vidro pré-fabricados e coroa de zircônia, bem como a espessura e presença de bolhas na linha de cimentação através de microtomografias. A resistência à fratura foi avaliada após fadiga térmica e mecânica. Não houveram diferenças estatísticas significativas entre os grupos para a resistência à fratura, entretanto, para os dentes restaurados com retentores fresados, a espessura de cimento e presença de bolhas foram menores. Os autores concluíram que os retentores fresados não afetam a resistência à fratura de dentes tratados endodonticamente, sendo uma alternativa viável.

Tsintsadze *et al.* (TSINTSADZE *et al.*, 2017), avaliaram a resistência adesiva (*push-out*), espessura da camada de cimento e nanoinfiltração da interface de pré-molares unirradiculares com conduto oval tratados endodonticamente, quando restaurados com pinos de fibra de vidro pré-fabricados, pinos personalizados de fibra de vidro fresados no CAD/CAM e pinos metálicos. Os dentes que seriam restaurados com pinos fresados foram digitalizados através de *scanner* intraoral. Os pinos fresados apresentaram resistência adesiva superior aos pinos de fibra de vidro pré-fabricados, e menor espessura da linha de cimentação. Os autores concluíram que os pinos de fibra de vidro fresados representam uma válida alternativa para a reabilitação de dentes tratados endodonticamente com canais ovais, oferecendo vantagens como melhor estética, retenção e menor espessura da camada de cimento.

No mesmo ano, Spina *et al.* (SPINA *et al.*, 2017), avaliaram a resistência à fratura, resistência adesiva (*push-out*) de pinos fresados confeccionados com diferentes tipos de materiais em dentes unirradiculares tratados endodonticamente. Os materiais utilizados foram: cerâmica híbrida (Vita Enamic), resina nano-cerâmica (Lava Ultimate) e fibra de vidro (FiberCAD Post&Core). Os dentes foram submetidos à fadiga mecânica e posteriormente ao teste de resistência à fratura. Os dentes restaurados com pinos de resina nano-cerâmica (Lava Ultimate) apresentaram os maiores valores de resistência à fratura. Para a resistência adesiva não houve diferença significativa entre os grupos. Os pinos confeccionados através da tecnologia CAM/CAM apresentaram bom desempenho em relação à resistência à fratura e resistência adesiva, sendo uma boa alternativa para restaurar dentes tratados endodonticamente esteticamente comprometidos.

Ruschel *et al.* (RUSCHEL *et al.*, 2018) avaliaram resistência e módulo flexural, padrão de falha, morfologia superficial e rugosidade de dois pinos confeccionados através da tecnologia CAD/CAM (fresados em diferentes angulações do bloco), quando comparados a um pino de fibra de vidro pré-fabricado. Os pinos foram fresados com os blocos para CAD/CAM na vertical ou horizontal, para obter pinos com diferentes posições das fibras de

vidro. O pino pré-fabricado apresentou melhor desempenho em relação aos pinos fresados. Os autores concluíram que os pinos fresados apresentaram-se como uma opção promissora, porém o processo deve ser melhorado, pois os pinos pré-fabricados apresentaram melhores propriedades mecânicas e de superfície.

Garcia *et al.*, em 2018 (GARCIA *et al.*, 2018), avaliaram a resistência adesiva (*push-out*) de pinos de fibra de vidro personalizados fresados a partir de blocos para CAD/CAM (FiberCAD Post&Core, Angelus) à dentina radicular. Os pinos passaram pelos seguintes tratamentos de superfície: imersão em álcool 70% por 1 minuto, imersão em peróxido de hidrogênio 24% por um minuto, imersão em álcool 70% por 1 minuto seguida de aplicação de silano, imersão em peróxido de hidrogênio 24% por um 1 minuto seguida de aplicação de Silvano. Não houve diferença estatística significativa entre os grupos, porém o terço coronal apresentou maior resistência adesiva em relação aos terços médio e apical da raiz, provavelmente pela menor transmissão de luz em direção ao ápice radicular.

Pang *et al.* (2019) (PANG *et al.*, 2018), avaliaram resistência e padrão de falha de incisivos superiores humanos com 1 mm de dentina cervical remanescente restaurados com diferentes retentores intrarradiculares (pino de fibra de vidro fresado em CAD/CAM (OYA Ricom New Material Sci. & Tech., China), pino de fibra de vidro pré-fabricado justaposto às paredes do canal (Matchpost® RADIOPAQUE, RTD Dental, França) e pino metálico fundido) e coroa metálica. Os dentes restaurados com pinos de fibra de vidro fresados (927,6 N) apresentaram resistência à fratura superior esteticamente aos pinos de fibra de vidro pré-fabricados (616,5 N), e foram semelhantes aos pinos metálicos (967,5 N). Padrões de falha mais favoráveis foram obtidos pelos dentes restaurados com pinos fresados. Os autores concluíram que, em comparação às técnicas restauradoras convencionais, os pinos personalizados fresados, podem ser uma boa alternativa para a reabilitação de dentes tratados endodonticamente, apresentando alta resistência à fratura e padrões de fratura favoráveis.

Em 2019, de ANDRADE *et al.* (ANDRADE *et al.*, 2019) avaliaram a distribuição de tensões por meio da análise de elementos finitos de incisivos superiores quando restaurados com retentores intrarradiculares fresados a partir de blocos compostos por diferentes materiais (resina nanocerâmica (Lava Ultimate, 3M ESPE), resina composta (Paradigm MZ10, 3M ESPE), cerâmica híbrida (VITA Enamic, VITA), cerâmica reforçada por dissilicato de lítio (e.max CAD, Ivoclar Vivadent), titânio (Ti-AL6-V4) e zircônia (Y-ZTP, VITA). A distribuição de tensões na linha de cimentação entre a coroa e o núcleo foi inversamente proporcional ao aumento do módulo de elasticidade do material utilizado como retentor. A distribuição de tensões na dentina foi similar em todos os grupos. Os autores concluíram que

pinos fresados em CAD/CAM apresentam-se como uma alternativa eficiente de tratamento, desde que tenham uma abordagem conservadora, promovendo melhor qualidade estética e maior controle da espessura da camada de cimento.

Borzangy, Saker e Al-Zordk (2019) (BORZANGY, SAKER E AL-ZORDK, 2019), avaliaram a resistência à fratura de dentes tratados endodonticamente restaurados com pinos de fibra de vidro justapostos às paredes do canal, pinos de fibra de vidro reembasados com resina composta, pinos metálicos ou pinos personalizados confeccionados em CAD/CAM através do bloco de cerâmica híbrida VITA Enamic (Wilcos), sendo a parte coronária restaurada com coroas metálicas. Os autores concluíram que os pinos personalizados apresentaram bom desempenho, sendo semelhantes ao pino de fibra de vidro justaposto e superior aos demais grupos, podendo ser uma alternativa em relação ao uso de pinos reembasados com resina composta em canais amplos.

Eid *et al.* (2019) (EID *et al.*, 2019a) avaliaram a influência do tipo de retentor utilizado em pré-molares unirradiculares restaurados com pino de fibra de vidro pré-fabricado e pinos confeccionados através de CAD/CAM com diferentes blocos (resina epóxi com fibras de vidro unidirecionalmente dispostas, resina epóxi com fibras de vidro multidirecionalmente dispostas, resina de metacrilato altamente polimerizada com partículas inorgânicas de sílica). Após cimentação dos pinos, metade das amostras passaram por termociclagem para simulação de envelhecimento e posteriormente todas as amostras foram submetidas ao teste de *pus-out* para avaliação da resistência adesiva. Os pinos confeccionados através da técnica CAD/CAM apresentaram maior adesão à dentina radicular e o envelhecimento não afetou a resistência adesiva independente do tipo de pino utilizado.

Eid *et al.* (2019) (EID *et al.*, 2019b), avaliaram a resistência e padrão de fratura de pré-molares inferiores reabilitados com pino de fibra de vidro convencional, pinos personalizados de fibra de vidro ou cerâmica híbrida confeccionados através da técnica CAD/CAM. Os dentes que receberam pinos personalizados de cerâmica híbrida obtiveram os maiores valores de resistência à fratura (620,02 N), sendo superior aos grupos que receberam pino de fibra de vidro convencional (426,09 N) e pino de fibra de vidro personalizado (367,06 N).

3 OBJETIVOS

3.1 OBJETIVO GERAL

Avaliar a influência do tipo do retentor na carga máxima à fratura e distribuição de tensões de dentes tratados endodonticamente com diferentes quantidades de remanescente coronário.

3.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- a) Avaliar a carga máxima à fratura e padrão de fratura de dentes tratados endodonticamente com diferentes quantidades de remanescente coronário restaurados com diferentes tipos de retentores intrarradiculares;
- b) Avaliar a distribuição de tensões nos diferentes grupos através do método de elementos finitos.

4 MATERIAL E MÉTODOS

a) Tipo de estudo

Este estudo classifica-se com um estudo laboratorial *in vitro* e laboratorial computacional.

b) Fatores em estudo

- tipo do retentor intrarradicular utilizado: pino de fibra de vidro pré-fabricado nº3, pino de fibra de vidro pré-fabricado nº 1 reembasado com compósito experimental, pino personalizado confeccionado com compósito experimental, pino personalizado fresado (CAD/CAM);

- quantidade de remanescente coronário (férula): sem férula; com 2 mm de férula uniforme.

c) Variáveis resposta

Carga máxima à fratura (N), padrão de fratura, distribuição de tensões (método de elementos finitos).

d) Local da Pesquisa

Esta pesquisa foi desenvolvida no Laboratório de Biomecânica da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Goiás.

Os materiais utilizados no presente trabalho estão listados na Tabela 1.

Tabela 1 - Materiais utilizados no estudo

Material	Fabricante
Silano	Angelus, Londrina, PR, Brasil
Silicone por adição (Futura AD)	Nova DFL, Rio de Janeiro, RJ, Brasil
Resina de poliestireno	VI Fiberglass, Goiânia, GO, Brasil
Ácido fosfórico 37%	Nova DFL, Rio de Janeiro, RJ, Brasil
Adper Scotchbond Multi-Purpose	3M ESPE, St. Paul, MN, EUA
Cimento resinoso auto-adesivo (Set PP)	SDI, Bayswater, Austrália
Cimento obturador Sealer 26	Dentsply, York, PA, EUA
Gutta-percha	Tanari, Manacapuru, AM, Brasil
Cone de papel absorvente	Tanari, Manacapuru, AM, Brasil
Hipoclorito de sódio 2,5%	Asfer, São Caetano do Sul, SP, Brasil
Soro fisiológico	Arboreto, Juiz de Fora, MG, Brasil
Resina composta Z-100	3M ESPE, St. Paul, MN, EUA
Pino de fibra de vidro	Exacto Cônico, Angelus, Londrina, PR, Brasil
Lixa de carbetto de silício 600, 1200 e 2000	Norton Abrasivos, Paris, França

4.1 GRUPOS EXPERIMENTAIS

Oito grupos experimentais (n=10) foram criados, conforme visto na Figura 1, tendo como fatores em estudo:

- a) O tipo do retentor intrarradicular utilizado
 - a. Pino de fibra de vidro n°3 justaposto às paredes do canal (Pf);
 - b. Pino de fibra de vidro n°1 reembasado com compósito experimental (Pr);
 - c. Pino personalizado confeccionado com compósito experimental (PE)
 - d. Pino personalizado fresado com bloco industrializado à base de resina epóxi e fibras de vidro (CAD);
- b) A quantidade de remanescente coronário (férula)
 - a. Sem férula (-0)
 - b. Com 2 mm de férula (-2)

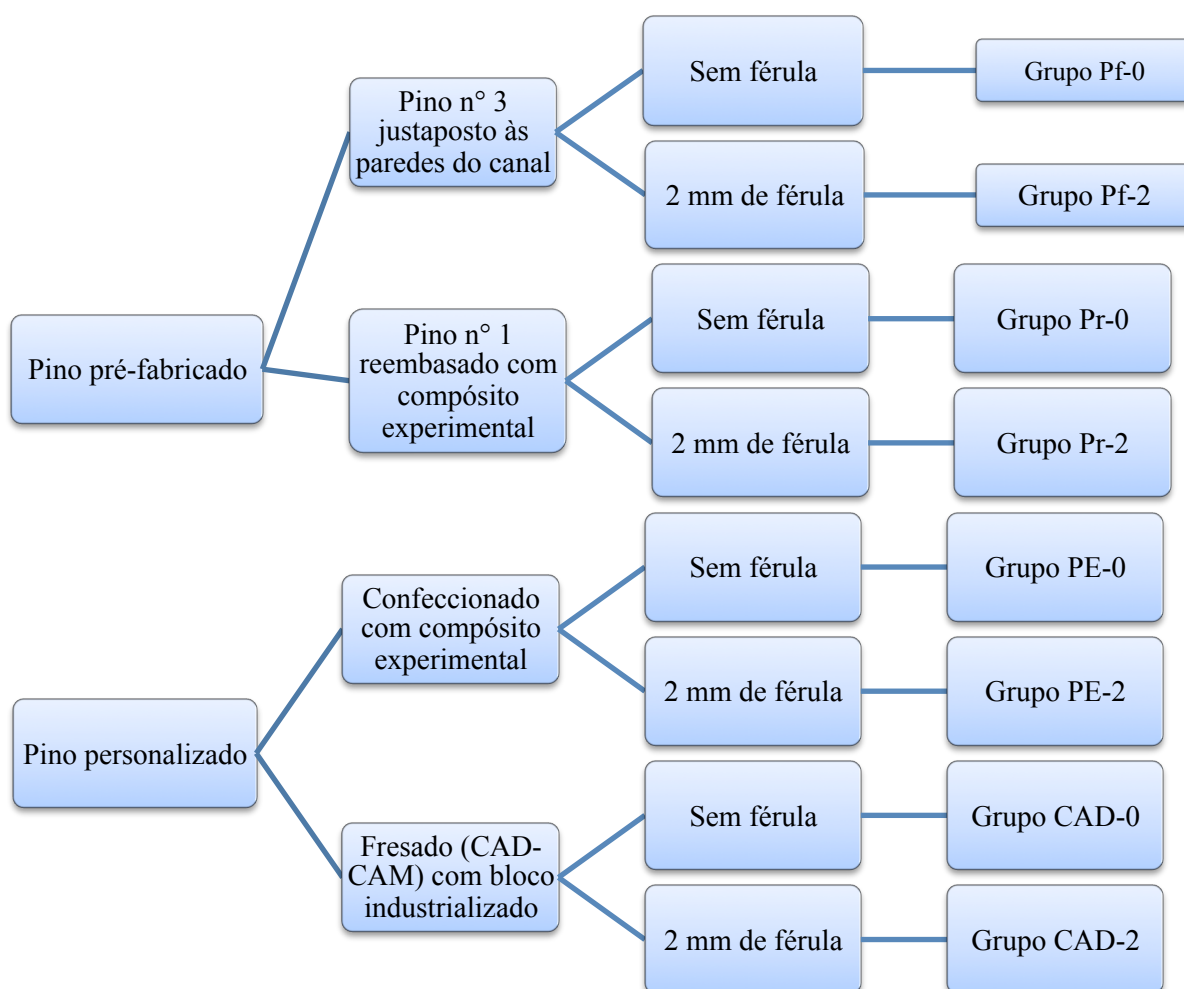


Figura 1 - Grupos experimentais

4.2 OBTENÇÃO DO COMPÓSITO EXPERIMENTAL

Os materiais utilizados para a obtenção do compósito experimental estão dispostos na Tabela 2.

Tabela 2 - Materiais utilizados para obtenção do compósito experimental

Material	Fabricante
Silano ACPS	Sigma-Aldrich, St. Louis, MO, EUA
BIS-GMA: bisfenol A glicidil metacrilato	Sigma-Aldrich, St. Louis, MO, EUA
Bis-EMA: Bisfenol A dimetacrilato etoxilado	Esstech Inc., Essington, PA, EUA
TEGDMA: dimetacrilato de trietilenoglicol	Sigma-Aldrich, St. Louis, MO, EUA
Canforoquinona	Sigma-Aldrich, St. Louis, MO, EUA
EDAB: 4-(Dimetilamino) benzoato de etil	Esstech Inc., Essington, PA, EUA
Sal DFI: Sal de hexafluorofosfato de difeniliodônio	Sigma-Aldrich, St. Louis, MO, EUA
BHT: Hidroxitolueno butilado	Sigma-Aldrich, St. Louis, MO, EUA
Partículas de silicato de bário (BaAlSiO ₂)	Esstech Inc., Essington, PA, EUA
Etanol	Itajá, Goiânia, GO, Brasil
Ácido acético	Sigma-Aldrich, St. Louis, MO, EUA
Fibras de vidro (3mm)	Owens Corning, Riberão Claro, SP, Brasil

O compósito experimental foi obtido pela mistura de 22,5 % em peso de resina à base de metacrilato, 47,5 % de partículas de carga de borosilicato de bário com 0,7 μ m de diâmetro e 30% de fibras de vidro com 3 mm de comprimento e 12 μ m de diâmetro. A mistura da resina à base de metacrilato foi realizada utilizando 40% de Bis-GMA, 20% de Bis-EMA e 40% de TEGDMA em um sistema fotoiniciador com 1 mol% de canforoquinona, 2 mol% de EDAB, 0,5 mol% de sal DFI e 0,1 mol% de BHT (FRANCO, 2018). Todos os componentes foram pesados em balança analítica (HR-200, A&D Companhia Limitada, Japão) e misturados em homogeneizador magnético (ANS-000, SBS). Inicialmente, os monômeros Bis-GMA, Bis-EMA e TEGDMA foram aquecidos à 60 °C em estufa digital (Sterilifer, São Paulo, SP, Brasil) e misturados em homogeneizador magnético por 10 minutos até obtenção de uma mistura homogênea. Posteriormente, os componentes do sistema fotoiniciador foram adicionados e foi realizada uma nova mistura em homogeneizador magnético por 10 minutos até obtenção de mistura homogênea. A Figura 2 mostra o aspecto final da resina de metacrilato após incorporação e mistura de todos os componentes.



Figura 2 - Aspecto da resina de metacrilato após mistura de todos os componentes. Fonte: Autor

Um agente de união silano foi preparado a partir de 95 vol% de etanol (Itajá, Brasil) e água destilada 1 mol% de ácido acético (CH_3COOH ; Vertec, EUA) para ajustar o solvente ao pH ácido de 4,5. Após a mistura manual dos componentes o composto foi mantido em

temperatura ambiente por 24 horas para estabilização do solvente. Posteriormente, 1 vol% de silano ACPS foi misturado à solução e o composto formado foi mantido em temperatura ambiente por 1 hora para hidrólise, conforme descrito por Vilela em 2017 (VILELA, 2017). Após a manipulação do silano, as fibras de vidro foram silanizadas na proporção de 5 ml de silano para 8 gramas de fibra de vidro (Figura 3A), conforme estudo piloto prévio. As fibras silanizadas (Figura 3B) foram aquecidas à 120°C em estufa (480 ES; Solidef CZ, Ribeirão Preto, SP, Brasil) por 1 hora para volatilização dos solventes.

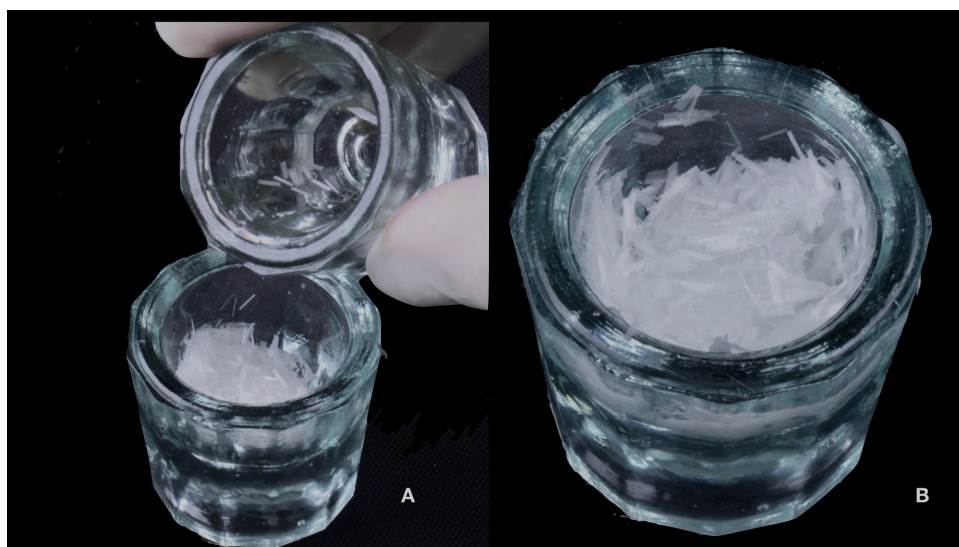


Figura 3 - Silanização das fibras de vidro. A: Incorporação do silano às fibras de vidro. B: Aspecto das fibras imediatamente após a silanização. Fonte: Autor

Para obtenção do compósito experimental, a mistura dos componentes (fibras, partículas de carga e matriz resinosa) (Figura 4) foi realizada de forma automatizada em máquina de mistura de alta velocidade (SpeedMixer DAC 150.1 FVZ-K, Flack Tec Inc., Alemanha).



Figura 4 - Componentes do compósito experimental: resina de metacrilato, partículas de silicato de bário e fibras de vidro. Fonte: Autor.

Inicialmente, os componentes foram pesados em balança analítica e a mistura iniciou-se com a inserção da resina de metacrilato, posteriormente, as partículas de carga e fibra de vidro foram adicionadas em frações de $\frac{1}{4}$ da quantidade total, seguida de mistura por 30 segundos na máquina de mistura (SpeedMixer) com velocidade de 2000 rotações por minuto (rpm). Ao final da adição da quantidade total de partículas de carga e fibra de vidro foi realizada a manipulação final com velocidade de 2000 rpm por 5 minutos, conforme estudo desenvolvido por De Castro em 2019 (DE CASTRO, 2019). A Figura 5 mostra o aspecto final do compósito experimental após manipulação.



Figure 5 - Aspecto final do compósito experimental. Fonte:Autor.

4.3 CONFECCÃO DAS AMOSTRAS

4.3.1 Obtenção e seleção das raízes bovinas

Foram selecionados incisivos bovinos com dimensões semelhantes, ausentes de cáries, trincas e fraturas, com idade aproximada de 36 meses, coletados de animais abatidos para consumo humano, em frigorífico na cidade de Bauru-SP (Mondelli Indústria de Alimentos S/A) (Anexo 1). Os dentes selecionados foram armazenados em solução de Timol 0,5% a

4°C, por um período de uma semana, para desinfecção. Após limpeza os dentes foram estocados em água destilada a 4°C, com substituição periódica, até serem preparados.

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

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

Onde:

$$\pi = 3,14;$$

h = extensão corono/apical da raiz = 13 mm ou 15 mm;

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

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

A partir de média e desvio-padrão foi possível obter o coeficiente de variação, permitindo uma variação de volume menor que 10%, sendo que ao final desta etapa foram obtidas 80 raízes para distribuição aleatória nos grupos experimentais.

Posteriormente, as raízes foram demarcadas nos comprimentos de 13 ou 15 mm e medidos com paquímetro digital para que pudessem ser seccionadas com disco diamantado dupla-face (KG Sourense, Cotia, São Paulo, SP, Brasil) para remoção da porção coronária (Figura 6A). As coroas foram descartadas e foram obtidas raízes retas de 13 mm (n=40) de extensão cérvico-apical (Figura 6B) para os 4 grupos sem remanescente coronário, e raízes de 15 mm (n=40) (Figura 6C) para os 4 grupos com remanescente coronário, sendo estas medidas confirmadas com um paquímetro digital.

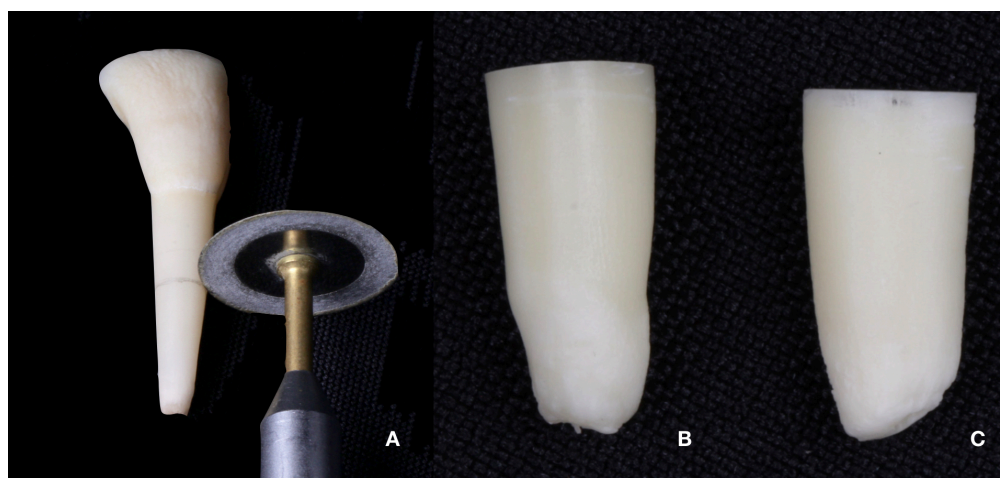


Figura 6 - A: Secção do dente bovino com disco diamantado dupla-face para remoção da porção coronária. B: Raiz com 15 mm após corte. C: Raiz com 13 mm após corte. Fonte: Autor.

4.3.2 Instrumentação, obturação e preparo dos canais radiculares

Após remoção do tecido pulpar remanescente, o preparo do canal radicular foi realizado utilizando brocas Gates-Glidden nº2 ($\varnothing$ 700 μ m), 3 ($\varnothing$ 900 μ m) e 4 ($\varnothing$ 1100 μ m) (Dentsply-Sirona, York, PA, EUA) de forma sequencial. A broca nº 2 foi utilizada em toda extensão longitudinal do canal radicular, ultrapassando o ápice (Figura 7A), a broca nº 3 foi utilizada até o ápice do canal radicular, sem ultrapassá-lo (Figura 7B) e a broca nº 04 foi empregada apenas nos terços médio e cervical, correspondendo ao comprimento do preparo para o retentor intrarradicular (Figura 7C). Hipoclorito de sódio a 1% (Asfer, Indústria Química, São Paulo, SP, Brasil) foi utilizado como líquido irrigante para desinfecção durante a instrumentação, e a irrigação final foi realizada com soro fisiológico (Figura 8D).

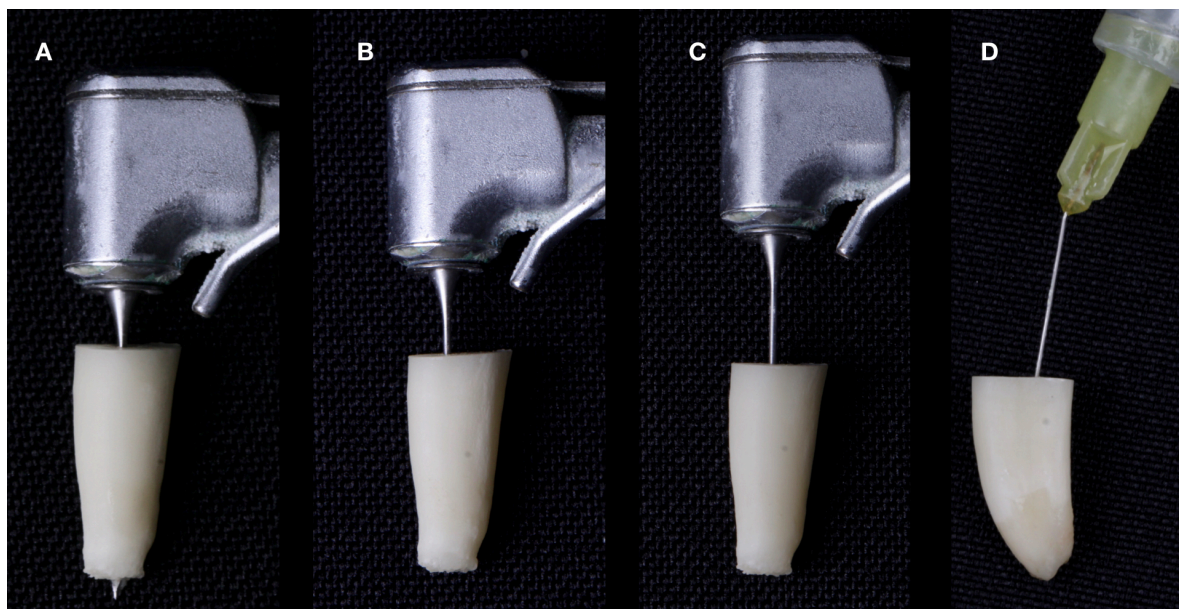


Figura 7 - Preparo do canal radicular. A: Broca Gates-Glidden nº1 ultrapassando o ápice radicular. B: Broca Gates-Glidden inserida até o ápice radicular. C: Broca Gates-Glidden inserida no comprimento de 10 ou 12 mm. D: Irrigação final com soro fisiológico. Fonte: Autor.

Os canais radiculares foram secos com cones de papel absorvente (Figura 8A) e obturados com cones de guta-percha (Tanari, Brasil) e cimento obturador à base de hidróxido de cálcio Sealer 26 (Dentsply, EUA) por meio da técnica de condensação lateral (Figura 8B e 8C).

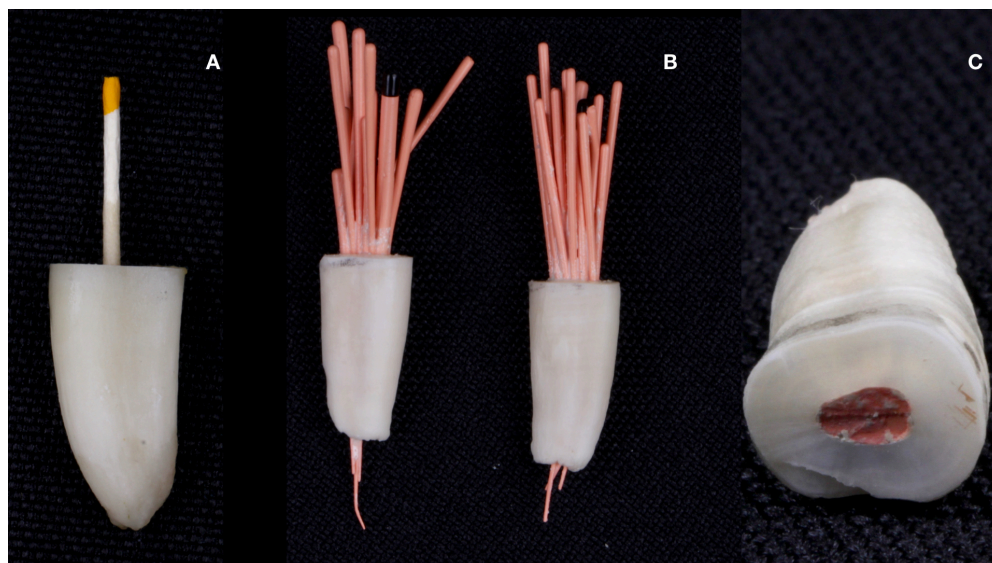


Figura 8 - A: Secagem do canal com cone de papel absorvente. B: Obturação através da técnica da condensação lateral. C: Aspecto após finalização do tratamento endodôntico. Fonte: Autor.

Após a finalização do tratamento endodôntico, os canais foram desobturados com brocas Gates-Glidden e Largo (Dentsply-Sirona, Brasil) (Figura 9A), deixando-se 3 mm de material obturador na região apical (Figura 9B). Para padronização do diâmetro dos canais, os condutos radiculares foram preparados com a broca nº 3 do sistema Exacto Cônico (Angelus, Londrina, Paraná, Brasil) (Figura 9C) no comprimento de 10 mm para os dentes dos grupos sem remanescente coronário e 12 mm para os dentes dos grupos com remanescente coronário. O preparo foi realizado para que em todos os grupos o retentor permanecessem com uma extensão de 10 mm no interior do canal radicular, sendo que nos grupos com fêrula os 2mm mais coronários seriam ocupados pelo pino rodeado pela própria fêrula.

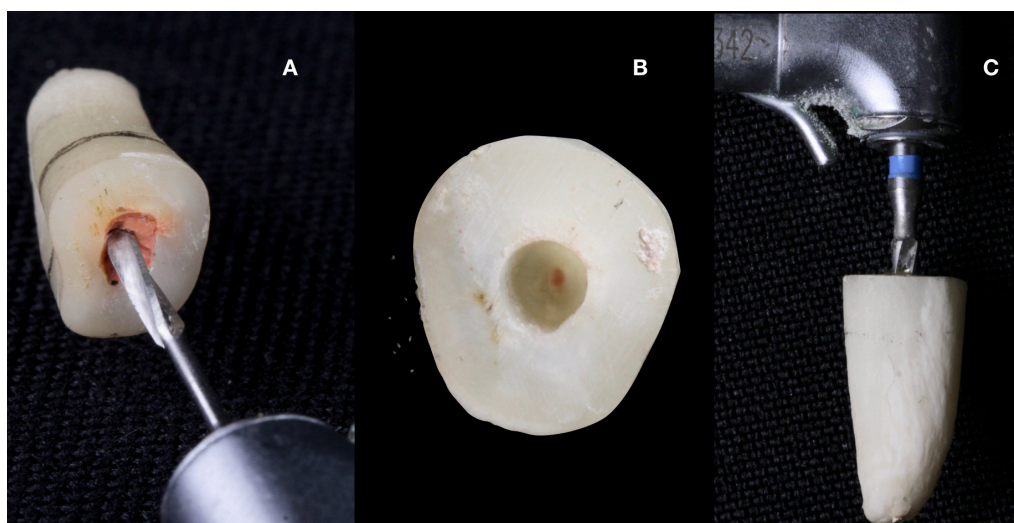


Figura 9 - A: De obturação do canal radicular. B: Aspecto após remoção do material obturador deixando-se um remanescente de 3 mm na região apical. C: Preparo do canal radicular com broca nº 3 do Sistema Exacto Cônico (Angelus). Fonte: Autor.

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

4.3.3 Inclusão e simulação do ligamento periodontal

Após a realização do tratamento endodôntico, para reproduzir a movimentação do dente no alvéolo, as raízes foram incluídas em resina de poliestireno autopolimerizável (VI Fiberglass, Goiânia, GO, Brasil), distando 2 mm apicalmente do limite coronário para os dentes dos grupos sem remanescente coronário, e 4 mm apicalmente para os grupos com remanescente coronário.

As raízes foram demarcadas distando 2 ou 4 mm do limite coronal da raiz, definindo, assim, a altura hipotética do osso alveolar e o limite de inclusão de cada dente (Figura 10A). Para a correta reprodução da espessura do ligamento periodontal, as raízes foram mergulhadas em cera utilidade liquefeita (Figura 10B) para que ficassem recobertas com 0,2 a 0,3 mm de espessura de cera (Figura 10C), sendo esta espessura conferida com paquímetro digital. Os dentes foram então fixados com cera 7 a uma película de filme radiográfico, com orifício central compatível com o diâmetro do dente, até a marca feita a 2 ou 4 mm do limite coronário, de maneira que o longo eixo da raiz ficasse perpendicular ao filme radiográfico. Em seguida, o conjunto foi posicionado sob uma placa de suporte, de forma invertida com a raiz voltada para cima, e um cilindro de PVC com 25 mm de diâmetro e 15mm de altura foi posicionado e fixado com cera na película radiográfica com a raiz centralizada no interior do cilindro (Figura 10D). A resina de poliestireno autopolimerizável foi manipulada e vertida no interior do cilindro (Figura 10E) e após a polimerização da resina o conjunto foi removido da placa de suporte. Os dentes foram removidos dos alvéolos artificiais e limpos com água (Figura 10F). A inserção do material de moldagem para simulação do ligamento periodontal foi feita previamente a do ensaio mecânico de carga máxima à fratura.

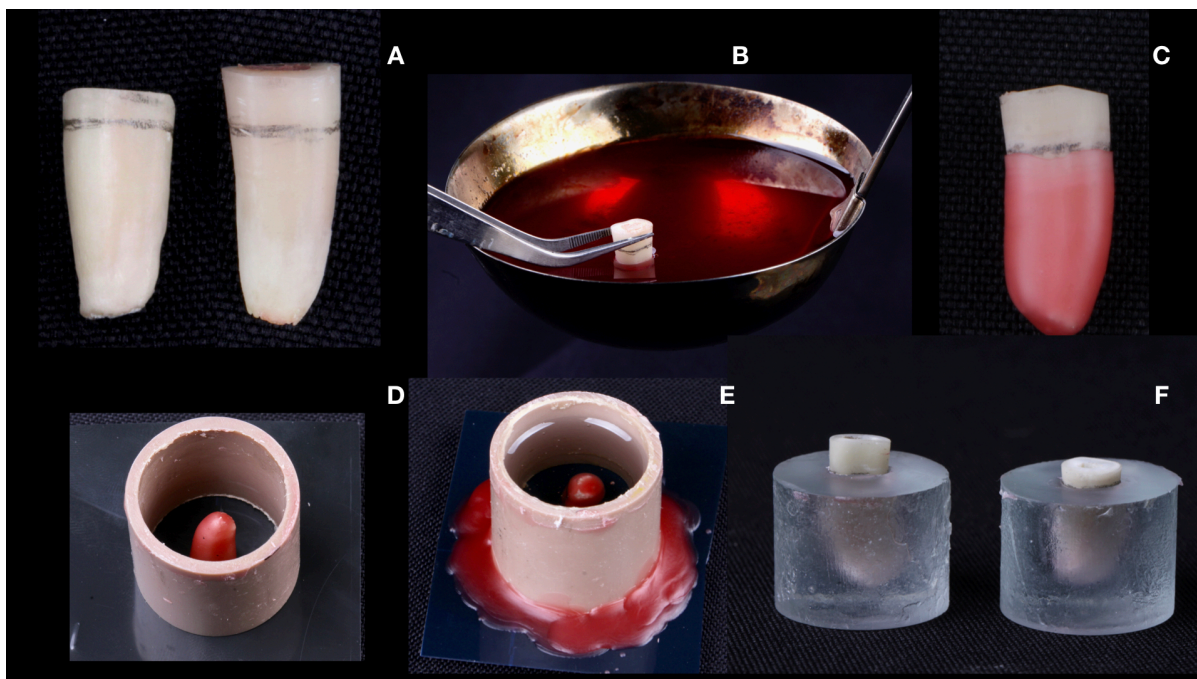


Figura 10 - Inclusão dos dentes em resina de poliestireno. A: Demarcação com grafite distando 2 mm ou 4 mm do limite cervical da raiz. B: Inserção em cera liquefeita. C: Aspecto após recobrimento com cera utilidade. D: Fixação da raiz no filme radiográfico e posicionamento do cilindro de PVC. E: Aspecto após inserção da resina de poliestireno no interior do tubo de PVC. F: Aspecto após polimerização final da resina de poliestireno e desinclusão. Fonte: Autor.

4.3.4 Cimentação dos pinos de fibra de vidro e confecção dos núcleos de preenchimento

a) Grupos Pf-0 e Pf-2

Para estes grupos, pinos de fibra de vidro pré-fabricados (Exacto Cônico, Angelus, Brasil) nº3 (Figura 11A), que correspondiam ao diâmetro do canal radicular (Figura 11B) foram utilizados. Os pinos foram imersos em peróxido de hidrogênio aquoso 24% por 1 minuto (de SOUSA-MENEZES *et al.*, 2011) (Figura 11C), lavados, secos e foi então aplicada uma camada de silano (Figura 11D) (Silano, Angelus, Brasil). Os canais radiculares foram lavados com água destilada e secos com pontas de papel absorvente. Para cimentação foi utilizado cimento autocondicionante de polimerização dual, Set PP (SDI, Austrália) na cor A1. O cimento foi inserido no interior do canal radicular com auxílio de ponta misturadora e ponta intra-canal (Figura 11E). O pino foi inserido no canal radicular (Figura 11F), o excesso de cimento foi removido e foi aguardado o tempo de presa química de 5 minutos para que então fosse realizada a fotoativação por 40 segundos (Figura 11G) com aparelho de LED a $1200\text{mW}/\text{cm}^2$ (Radii-Cal, SDI, Austrália). A Figura 11H mostra o aspecto final após cimentação do pino de fibra de vidro.

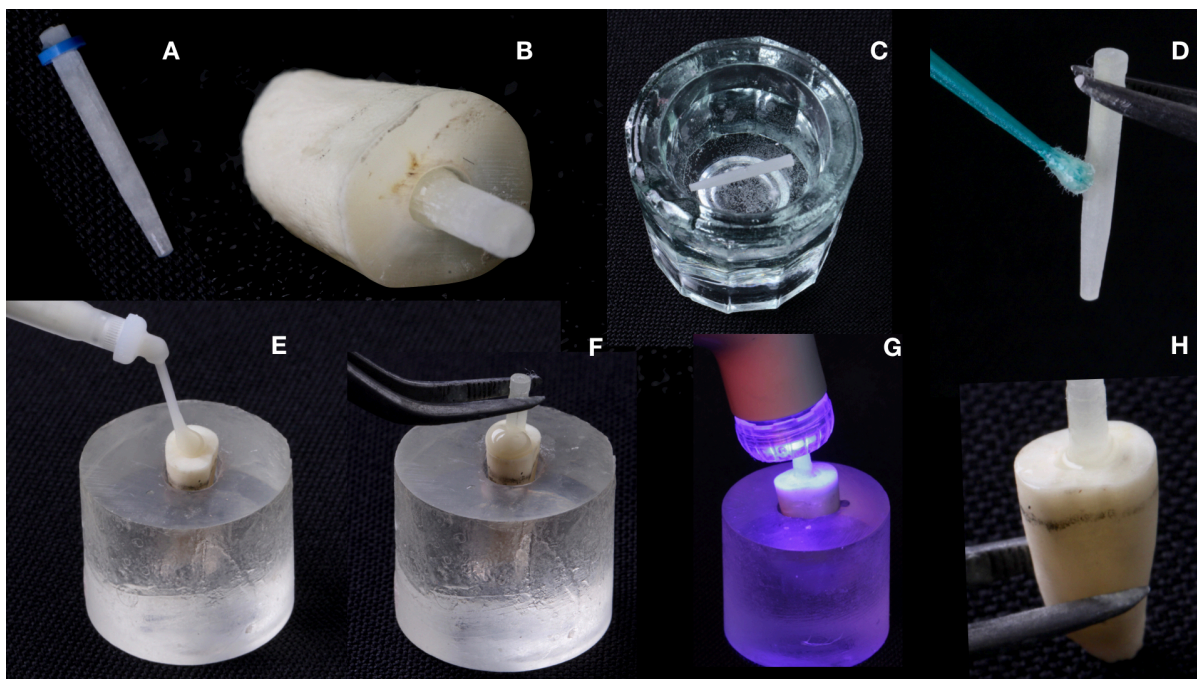


Figura 11 - Cimentação dos pinos de fibra de vidro. A: Pino de fibra de vidro n° 3 (Exacto Cônico, Angelus). B: Pino justaposto às paredes do canal radicular. C: Condicionamento com peróxido de hidrogênio 24% por 1 minutos. D: Aplicação do agente de união silano. E: Inserção do cimento resinoso no interior do canal com auxílio de ponta intracanal. F: Inserção do pino de fibra de vidro no canal radicular. G: Foto ativação por 40 segundos. H: Aspecto final após cimentação do pino. Fonte: Autor.

Para padronização da forma dos núcleos de preenchimento foram confeccionados modelos em Bio-CAD (Computer Assisted Desing; Rhino3D, Rhinoceros, USA) de uma placa contendo em sua superfície a geometria dos núcleos pré-fabricados (Nucleojet, Angelus, Londrina, PR, Brasil) com comprimento de 6 mm para os dentes dos grupos com remanescente coronário e 8 mm para os dentes dos grupos sem remanescente coronário (VERÍSSIMO, C et al., 2014). A partir dos modelos em Bio-CAD, foi feita uma impressão 3D através de impressora KLD 200 (KLD, Tatuí, SP, Brasil) para a obtenção dos modelos sólidos (Figura 12A e 12B). Uma matriz de acetato de 0,3 mm de espessura foi posicionada em uma plastificadora à vácuo para a moldagem da geometria dos núcleos impressos (Figura 12C) e obtenção das matrizes (Figura 12D) que permitiriam a padronização dos núcleos de preenchimento para os grupos com remanescente coronário e sem remanescente coronário.

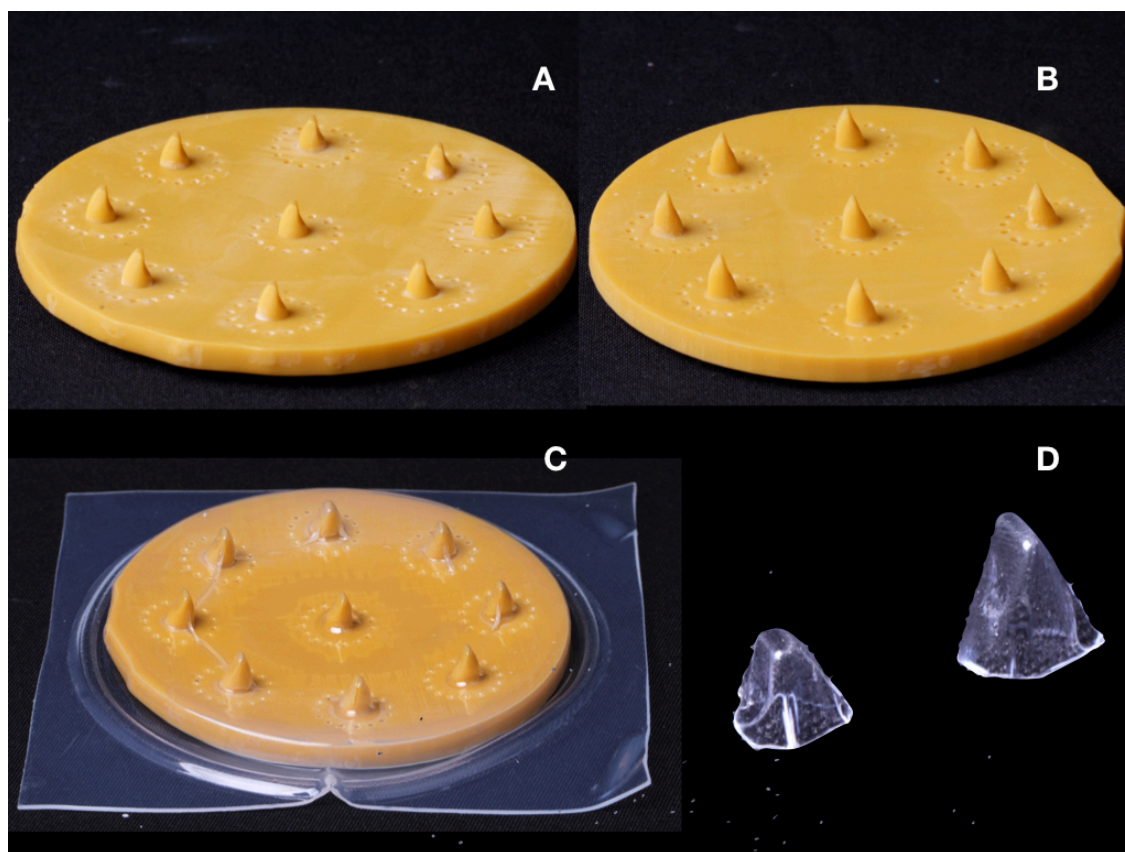


Figure 12 - Padronização dos núcleos de preenchimento. A: Modelo sólido com núcleos de preenchimento com 6 mm para os grupos com férula. B: Modelo sólido com núcleos de preenchimento com 8 mm para os grupos sem férula. C: Aspecto após posicionamento da placa de acetato. D: Aspecto final das matrizes de 6 e 8 mm de comprimento. Fonte: Autor.

Para estes grupos, os núcleos de preenchimento foram confeccionados com resina composta microhíbrida Z-100 (3M ESPE, EUA). Nos dentes, foi realizado condicionamento com ácido fosfórico 37% (Alpha Etch 37%, Nova DFL, Brasil) por 15 segundos (Figura 13A) seguido de lavagem e secagem. Em seguida, foi utilizado um sistema adesivo de 3 passos (Adper Scotchbond Multi-Purpose 3M ESPE, EUA) iniciando-se pela aplicação de duas camadas de primer (Figura 13B) e uma camada de adesivo (Figura 13C), seguido da fotoativação por 20 segundos (Figura 13D). A reconstrução do núcleo de preenchimento foi realizada por meio da técnica incremental. A matriz de acetato com a cópia da geometria do núcleo de preenchimento foi isolada com gel hidrossolúvel e posicionada sobre o último incremento de resina composta (Figura 13E) e foi então fotoativada por 40 segundos. A matriz foi removida e a fotopolimerização foi realizada por mais 40 segundos em cada face do núcleo de preenchimento. A Figura 13F mostra o aspecto final do núcleo de preenchimento em um dente sem remanescente coronário.

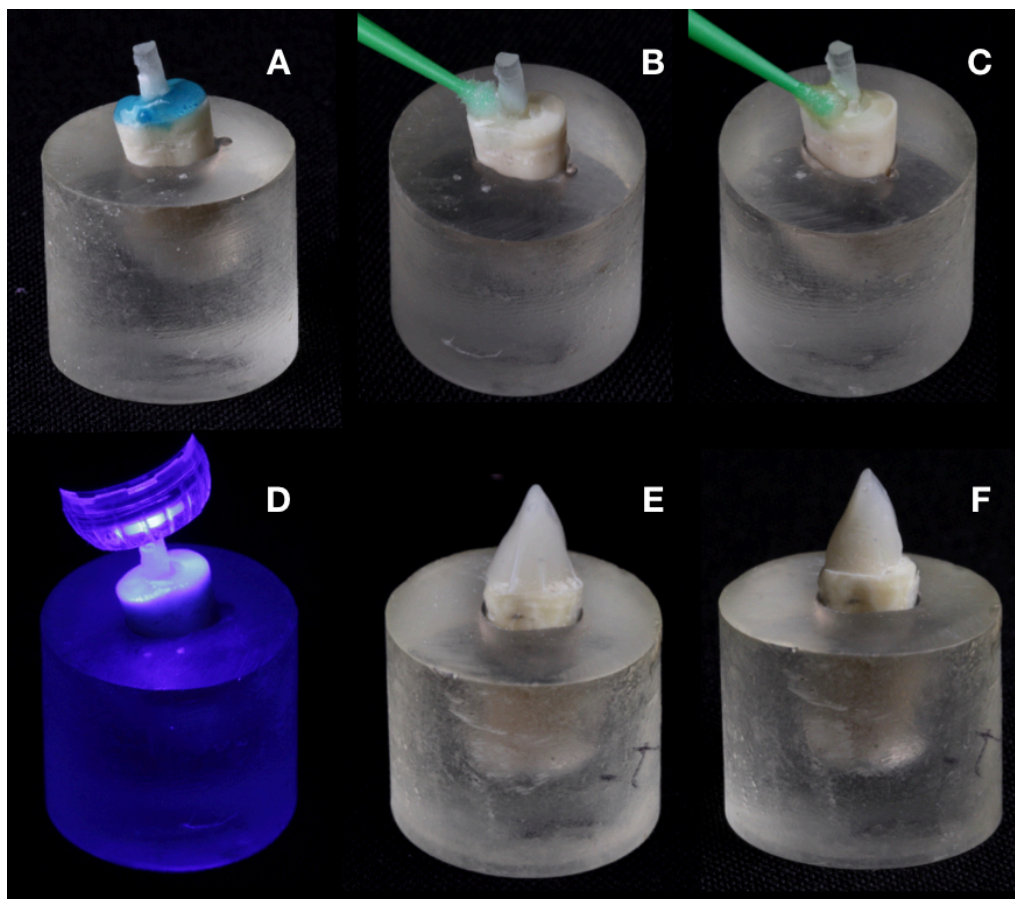


Figura 13 - Confeção do núcleo de preenchimento. A: Condicionamento com ácido fosfórico 37% por 15 segundos. B: Aplicação de duas camadas de primer (Scotch Bond Multi-purpose, 3M ESPE). C: Aplicação de adesivo (Scotchbond Multi-purpose, 3M ESPE). D: Fotoativação por 20 segundos. E: Posicionamento da matriz de acetato no último incremento de resina composta. F: Aspecto final do núcleo de preenchimento. Fonte: Autor.

Para o grupo Pf-2 após a conclusão dos núcleos de preenchimento em resina composta, os remanescentes coronários foram preparados com ponta diamantada nº 4138 (KG Sorensen, Brasil) em alta rotação (Figura 14A), confeccionando um término cervical definido, nítido e em ombro arredondado na espessura de 1,5 mm (Figura 14B).

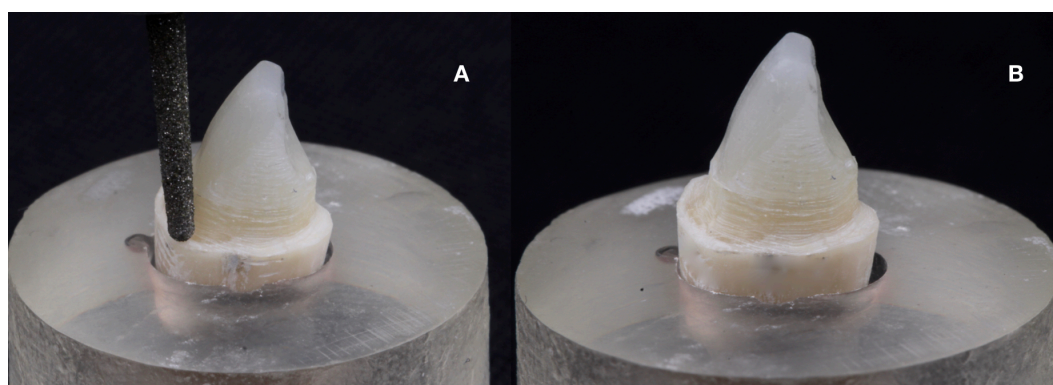


Figura 14 - A: Preparo do remanescente coronário com ponta diamantada 4138. B: Aspecto final após confecção do término cervical. Fonte: Autor.

b) Grupos Pr-0 e Pr-2

Para estes grupos, pinos de fibra de vidro pré-fabricados (Exacto Cônico, Angelus, Brasil) nº1 foram utilizados (Figura 15A). Os pinos foram tratados com peróxido de hidrogênio aquoso 24% durante 1 minuto, lavados e secos e então foi aplicada uma camada de silano (Silano, Angelus). Posteriormente, foi aplicado o adesivo ativado por luz do sistema Adper Scotchbond Multi-Purpose (Adhesive, 3M ESPE, EUA) e este foi fotoativado por 20 segundos em cada face com aparelho de LED a $1200\text{mW}/\text{cm}^2$ (Radii-Cal, SDI).

Os canais radiculares foram isolados com gel à base de água (Figura 15B) e o material de reembasamento (compósito experimental) foi adaptado ao redor do pino (Figura 15C). O conjunto foi levado ao interior do canal (Figura 15D) e fotoativado por 10 segundos. O pino reembasado foi removido do canal (Figura 15E) e a fotopolimerização foi complementada por 40 segundos em cada face (Figura 15F), para em seguida receberem novo tratamento superficial objetivando o procedimento de cimentação.

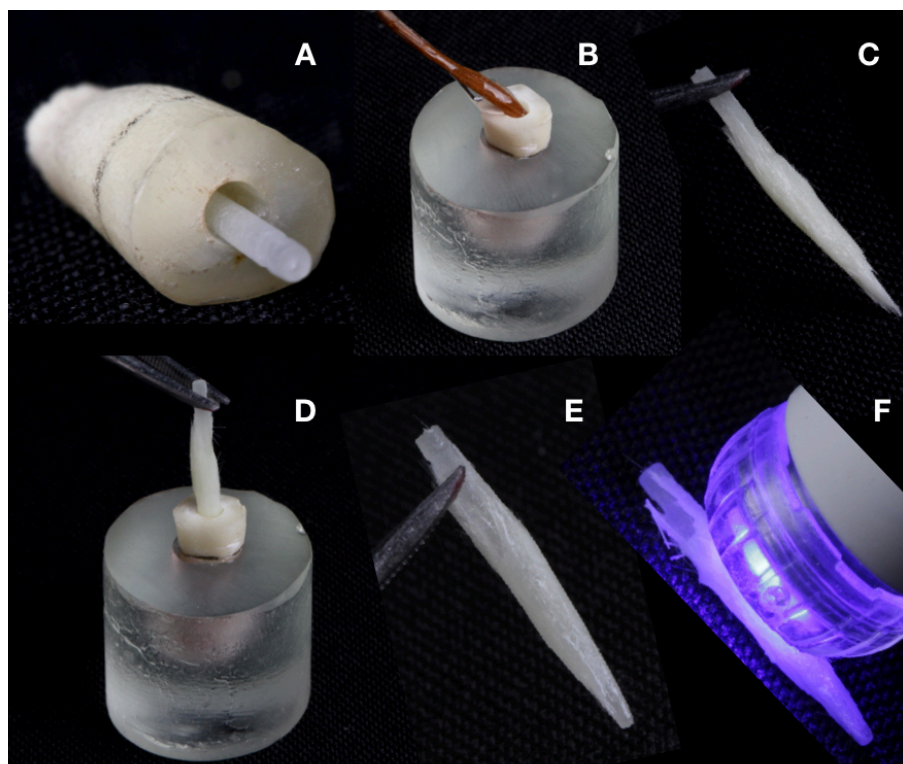


Figura 15 - Reembasamento com compósito experimental. A: Desadaptação do pino de fibra nº1 (Exacto Cônico, Angelus) ao canal radicular. B: Isolamento do conduto radicular com gel hidrossolúvel. C: Adaptação do compósito experimental no pino de fibra de vidro. D: Inserção do pino no canal radicular após adaptação do compósito experimental. E: Aspecto do pino reembasado após remoção do canal radicular. F: Fotopolimerização final por 40 segundos em cada face. Fonte: Autor.

Os pinos reembasados foram condicionados com ácido fosfórico 37% (Alpha Etch 37%, Nova DFL, Brasil) por 30 segundos (Figura 16A), em seguida lavados com abundância e secos. O agente de união silano (Angelus, Londrina, PR, Brasil) foi aplicado no pino reembasado (Figura 16B), seguido de uma camada de adesivo ativado por luz do sistema Adper Scotchbond Multi-Purpose (3M ESPE, EUA) (Figura 16C), sendo este fotoativado por 20 segundos (Figura 16D).

Os canais radiculares foram lavados com água destilada e secos com pontas de papel absorvente. Para cimentação foi utilizado cimento autoadesivo de polimerização dual (Set PP, SDI, Austrália) na cor A1. O cimento foi inserido no interior do canal radicular com auxílio de ponta misturadora e ponta intra-canal. O pino foi inserido no canal radicular (Figura 16E), o excesso de cimento foi removido e foi aguardado o tempo de presa química de 5 minutos para que então fosse realizada a fotoativação por 40 segundos com aparelho de LED a 1200mW/cm^2 (Radii-Cal, SDI) (Figura 16F).

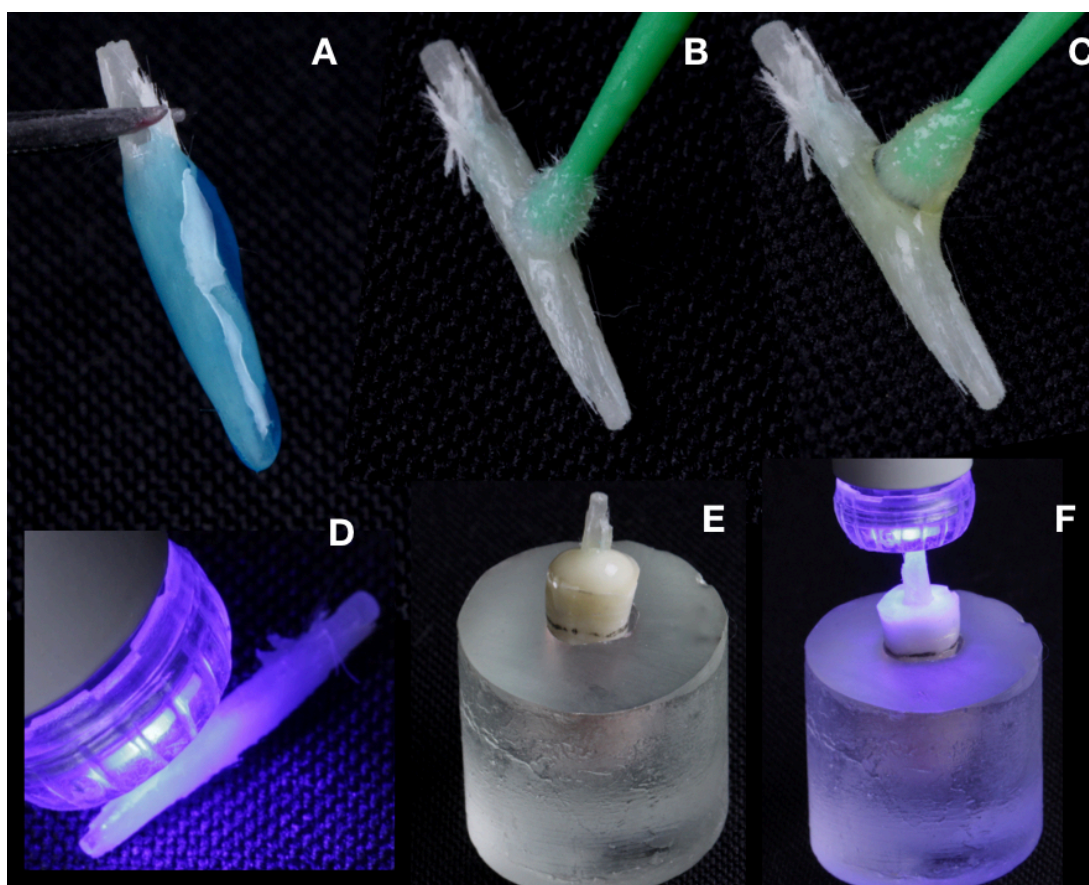


Figura 16 - A: Condicionamento do pino reembasado com ácido fosfórico 37%. B: Aplicação do agente de união silano. C: Aplicação de adesivo fotoativado (Scotchbond Multi-Purpose, 3M ESPE). D: Fotoativação do adesivo por 20 segundos. E: Inserção do pino no interior do canal radicular. F: Fotoativação do cimento resinoso (Set PP, SDI) por 40 segundos. Fonte: Autor.

Para estes grupos o núcleo de preenchimento foi confeccionado com compósito experimental. As etapas para condicionamento da estrutura dental foram as mesmas seguidas para os grupos Pf-0 e Pf-2. A matriz de acetato com a cópia da geometria do núcleo de preenchimento foi isolada com gel hidrossolúvel, preenchida com o compósito experimental e posicionada sobre o pino (Figura 17A), por fim procedeu-se a fotoativação por 40 segundos. A matriz foi removida e a fotopolimerização foi realizada por mais 40 segundos em cada face do núcleo de preenchimento.

Para o grupo Pr-2, após a conclusão dos núcleos de preenchimento com compósito experimental, os remanescentes coronários foram preparados com ponta diamantada nº 4138 (KG Sourense, Brasil) em alta rotação, confeccionando um término cervical definido, nítido e em ombro arredondado na espessura de 1,5 mm. As Figuras 17B e 17C mostram o aspecto final após confecção dos núcleos de preenchimentos para os dentes com e sem remanescente coronário respectivamente.

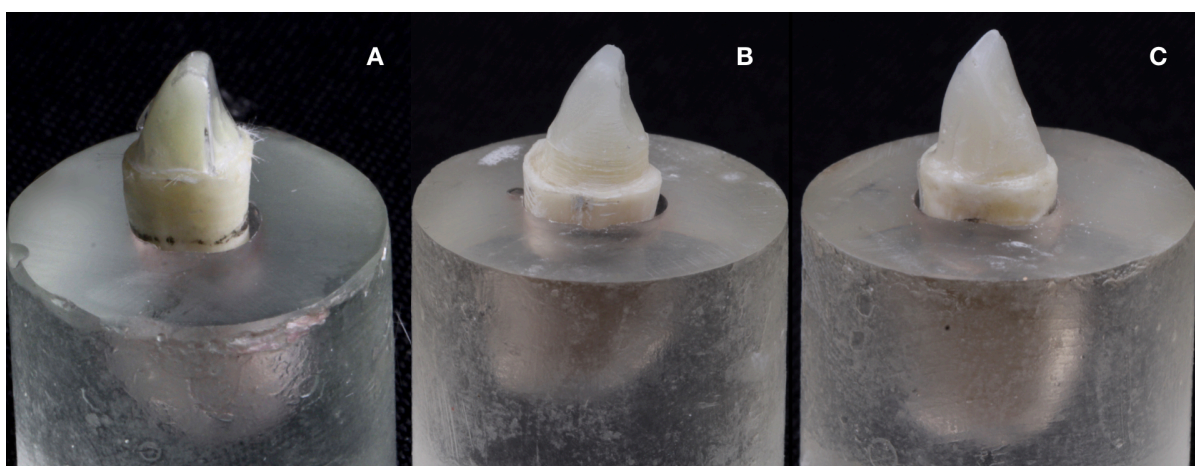


Figura 17 - Confeção do núcleo de preenchimento com compósito experimental. A: Posicionamento da matriz de acetato para padronização do núcleo de preenchimento. B: Aspecto final após confecção do preparo do grupo com remanescente coronário. C: Aspecto final do núcleo de preenchimento de um dente do grupo sem remanescente coronário. Font: Autor

c) Grupos PE-0 e PE-2

Inicialmente, impressões dos canais radiculares foram feitas com resina acrílica vermelha autopolimerizável (Dencrilay, Dencril, Pirassununga, SP, Brasil), a partir do reembasamento de padrões pré-fabricados de policarbonato (Nucleojet, Angelus, Brasil) com 6 mm de comprimento na região coronária para os dentes com remanescente coronário e 8 mm de comprimento na região coronária para os grupos com sem remanescente coronário. A

moldagem dos condutos radiculares permitiu a obtenção de padrões individualizados para cada dente (Figura 18A e 18B). Posteriormente, o padrão foi pressionado na posição horizontal contra um silicone de adição (Vario time, Heareus Kulzer, Hanau, Hesse, Alemanha) com inserção até metade de seu diâmetro (Figura 18C). Após a polimerização do silicone, a outra metade do padrão foi copiada com resina acrílica incolor (JET, Artigos Odontológicos Clássico, São Paulo, SP, Brasil) (Figura 18D).

Finalizadas as impressões, os pinos personalizados foram confeccionados com o compósito experimental. Para isso, os moldes foram isolados com gel a base de água e o compósito foi aquecido a 60°C⁴⁰ por 5 minutos em estufa digital (Sterilifer, SP, Brasil) e inserido no interior do molde (Figura 18E). Após a inserção do compósito na matriz de silicone, o conjunto (Figura 18F) foi mantido por mais 5 minutos em estufa anteriormente à fotoativação. Por fim, o conjunto foi submetido a pressão com mini-morsas (Figura 18G) e fotoativado por 20 segundos em cada terço do pino com aparelho de LED a 3200 mW/cm² (Valo, Ultradent, South Jordan, UT, EUA) (Figura 18G). A fotopolimerização foi complementada após remoção do pino personalizado do interior da matriz de silicone por 40 segundos de cada lado e em cada terço do pino com aparelho de LED a 1400 mW/cm² (Valo, Ultradent, EUA). Após a polimerização final (Figura 18H), foi realizado acabamento dos pinos, verificando sua adaptação no canal radicular (Figura 18I).

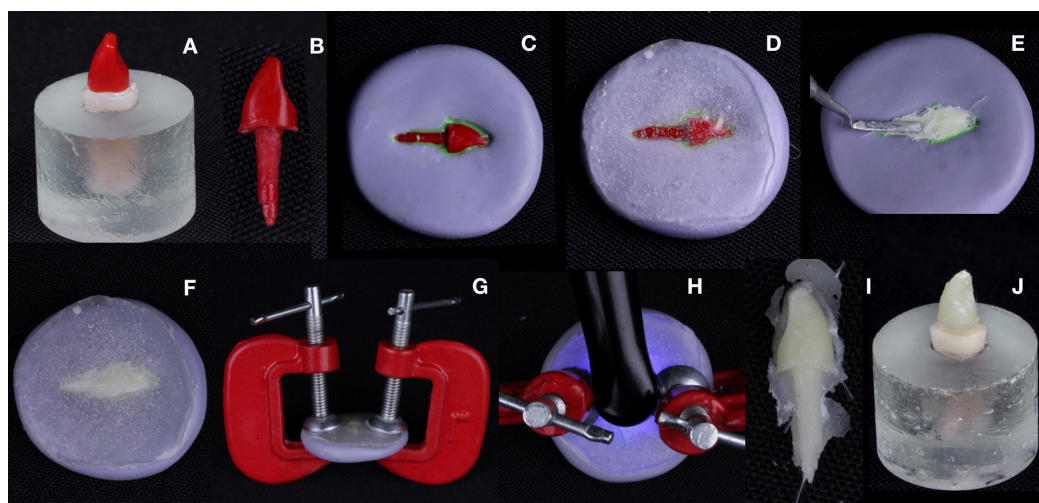


Figura 18 - Confeção dos pinos personalizados com compósito experimental. A: Padrão pré-fabricado de polycarbonato (Nucleojet, Angelus) posicionado no interior do canal radicular. B: Aspecto do padrão após moldagem do conduto radicular com resina acrílica vermelha (Dencrilay, Dencril). C: Moldagem do padrão de resina acrílica com silicone de adição (Vario time, Heraeus Kulzer). D: Moldagem da parte superior do padrão de resina acrílica com resina acrílica incolor. E: Inserção do compósito experimental na matriz de silicone. F: Posicionamento da matriz acrílica sobre o compósito experimental. G: Pressão da matriz com mini-morsas. H: Fotoativação com aparelho de LED (Valo, Ultradent) por 20 segundos em cada terço do pino. I: Aspecto do pino após completa polimerização e anteriormente à remoção de excessos. J: Verificação da adaptação do pino no canal radicular. Fonte: Autor.

Os pinos personalizados foram condicionados com ácido fosfórico por 30 segundos (Figura 19A), seguida da aplicação de agente de união silano (Angelus, Brasil) (Figura 24B), e uma camada de adesivo ativado por luz do sistema Adper Scotchbond Multi-Purpose (3M ESPE, EUA) (Figura 19C), sendo este fotoativado (Figura 19D) por 20 segundos em cada face com aparelho de LED (Radii-Cal, SDI).

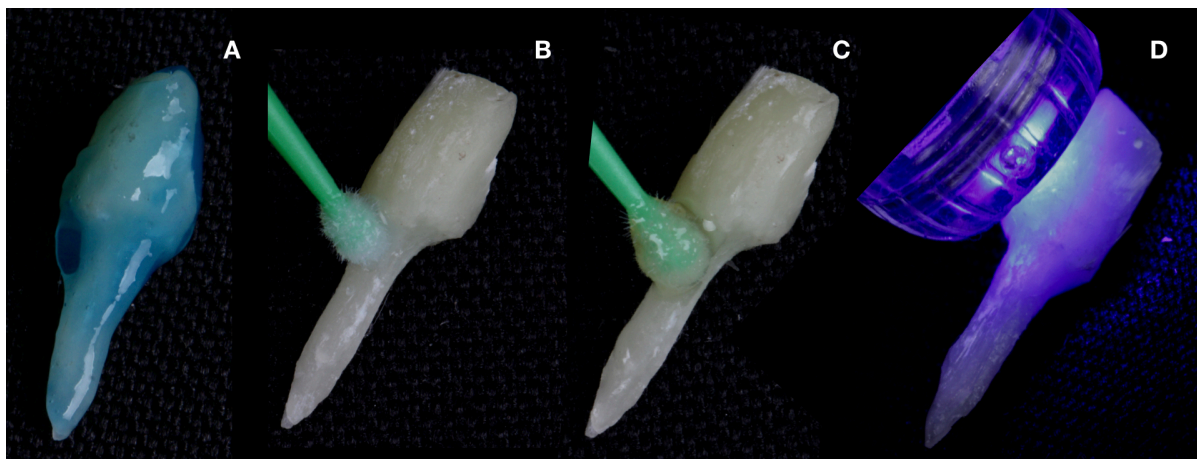


Figura 19 - Condicionamento do pino personalizado. A: Condicionamento com ácido fosfórico 37% (Nova DFL, Brasil) por 30 segundos. B: Aplicação de agente de união silano (Angelus, Brasil). C: Aplicação de adesivo fotoativado (Schotchbond Multi-purpose, 3M ESPE, Brasil). D: Fotoativação por 20 segundos em cada terço do pino. Fonte: Autor.

Os canais radiculares foram lavados com água destilada e secos com pontas de papel absorvente. Para cimentação foi utilizado cimento autocondicionante de polimerização dual, Set PP (SDI, Austrália) na cor A1. O cimento foi inserido no interior do canal radicular com auxílio de ponta misturadora e ponta intra-canal. O pino foi inserido no canal radicular, excesso de cimento removido foi removido e foi aguardado o tempo de presa química de 5 minutos para que então fosse realizada a fotoativação por 40 segundos com aparelho de LED a 1200mW/cm^2 (Radii-Cal, SDI). Para estes grupos não foi necessário realizar a confecção de núcleo de preenchimento (Figura 20A). Para o grupo PE-2, os remanescentes coronários foram preparados com ponta diamantada nº 4138 (KG Sorensen, Brasil) em alta rotação, confeccionando um término cervical definido, nítido e em ombro arredondado na espessura de 1,5 mm (Figura 20B).

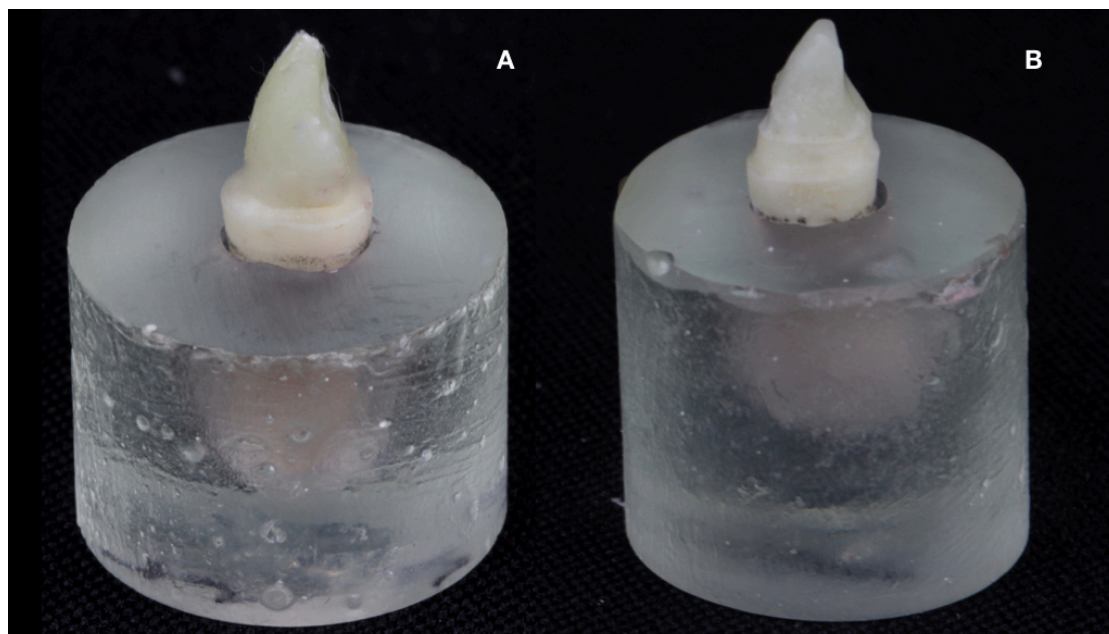


Figura 20 - A: Aspecto final após cimentação do pino personalizado em dente sem remanescente coronário. B: Aspecto final após cimentação de pino personalizado em dente com remanescente coronário. Fonte: Autor.
d) Grupos CAD-0 e CAD-2

Para os grupos com remanescente coronário a confecção do término cervical (preparo) foi realizado manualmente por um único operador calibrado com ponta diamantada 4138 antes da impressão dos canais radiculares. Inicialmente, impressões dos canais radiculares foram feitas com resina acrílica vermelha autopolimerizável (Dencrilay, Dencril, Pirassununga, SP, Brasil), a partir do reembasamento de padrões pré-fabricados de policarbonato (Nucleojet, Angelus, Brasil) com 6 mm de comprimento na região coronária para os dentes com remanescente coronário e 8 mm de comprimento na região coronária para os grupos com sem remanescente coronário. A moldagem dos condutos radiculares permitiu a obtenção de padrões individualizados para cada dente. Posteriormente, foi realizada a digitalização dos padrões de resina acrílica através de *scanner* de bancada DWOS (Dental Swings, Montreal, QC, Canadá), e obtenção de arquivos .STL de cada padrão permitindo obter um projeto do futuro pino (Figura 21). O bloco de fibra de vidro (Fiber CAD Post&Core, Angelus, Londrina, Brasil) (Figura 22A) foi posicionado na fresadora (CAM) S1 (VHF Camfacture, Lettenstraße, Ammerbuch, Alemanha) para fresagem (Figura 22B).

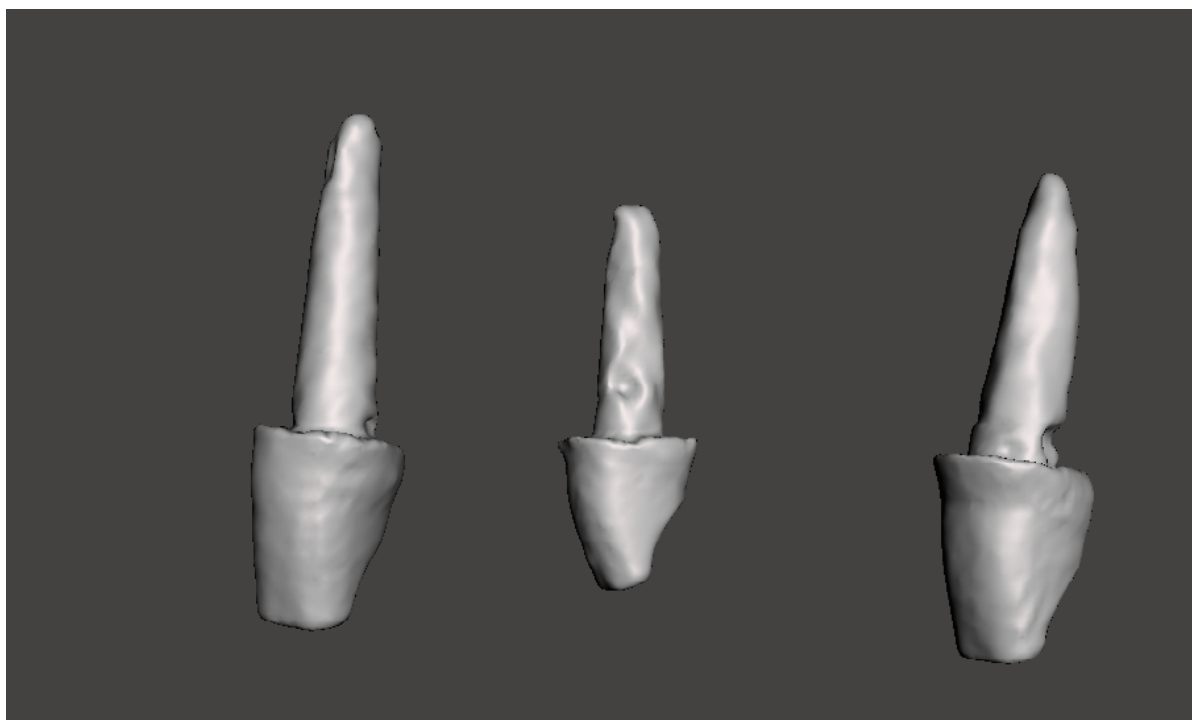


Figura 21 - Imagens .STL correspondentes aos padrões de resina acrílica após digitalização através de *scanner* de bancada. (Fonte: Laboratório Design)

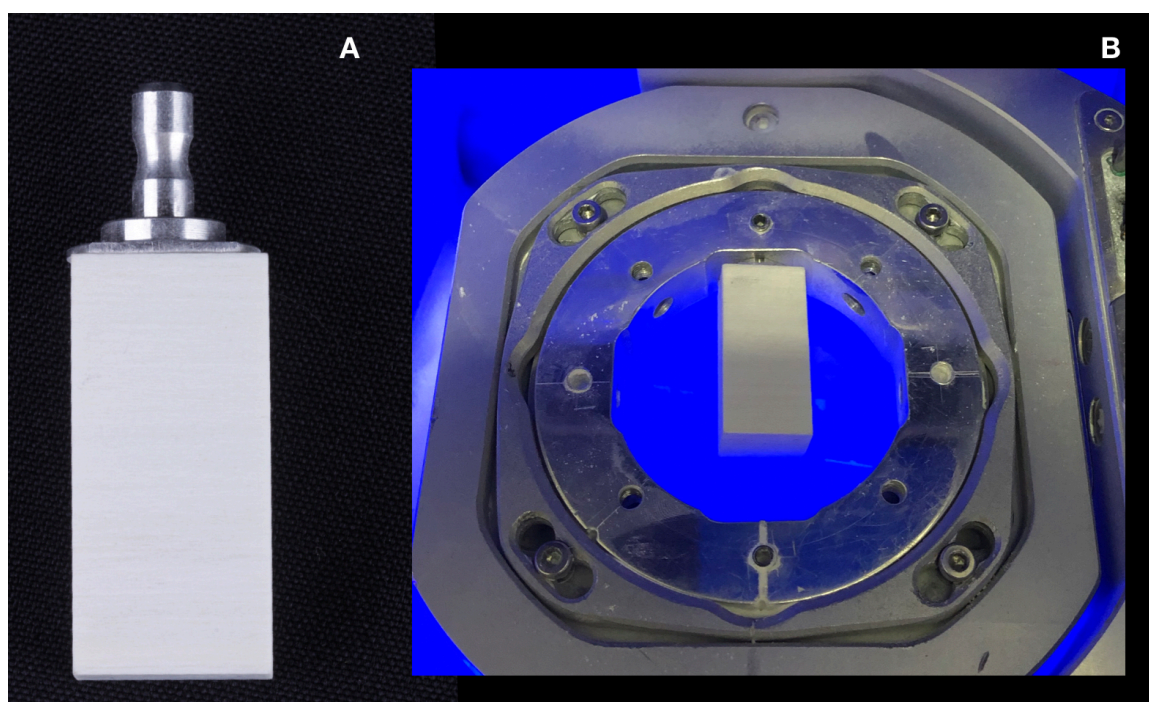


Figura 22 - A: Bloco utilizado para confecção dos retentores (FiberCAD Post&Core, Angelus). Posicionamento do bloco na fresadora (S1, VHF, Alemanha). Fonte: Autor.

Após finalizados (Figura 23A), os pinos foram posicionados no interior do canal radicular para prova (Figura 23B) e, quando necessário, ajustes foram realizados com ponta diamantada troco-cônica em alta rotação.

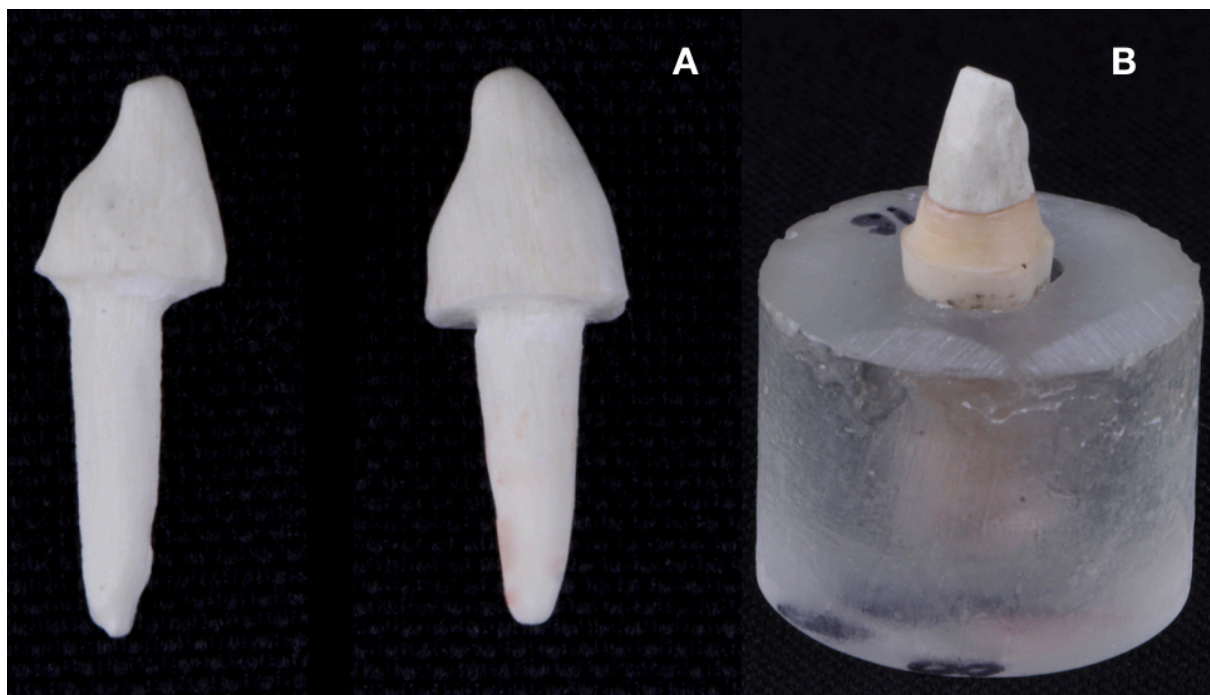


Figura 23 - A: Aspecto final dos pinos para um grupo com remanescente coronário e sem remanescente coronário, respectivamente. B: Prova do pino no interior do canal radicular. Fonte: Autor.

Os canais radiculares foram irrigados com soro fisiológico e secos com cones de papel absorvente. Os pinos foram condicionados com peróxido de hidrogênio 24% por 1 minuto (Figura 24A), e após lavagem e secagem foi realizada a aplicação do agente de união silano (Silano, Angelus, Londrina, Brasil) (Figura 24B). Para cimentação foi utilizado cimento autocondicionante de polimerização dual, Set PP (SDI, Austrália) na cor A1. O cimento foi inserido no interior do canal radicular com auxílio de ponta misturadora e ponta intra-canal. O pino foi inserido no canal radicular (Figura 24C), excesso de cimento removido foi removido e foi aguardado o tempo de presa química de 5 minutos para que então fosse realizada a fotoativação por 40 segundos (Figura 24D) com aparelho de LED a 1200mW/cm² (Radii-Cal, SDI). Para estes grupos não foi necessário realizar a confecção de núcleo de preenchimento (Figura 24E e 24F).

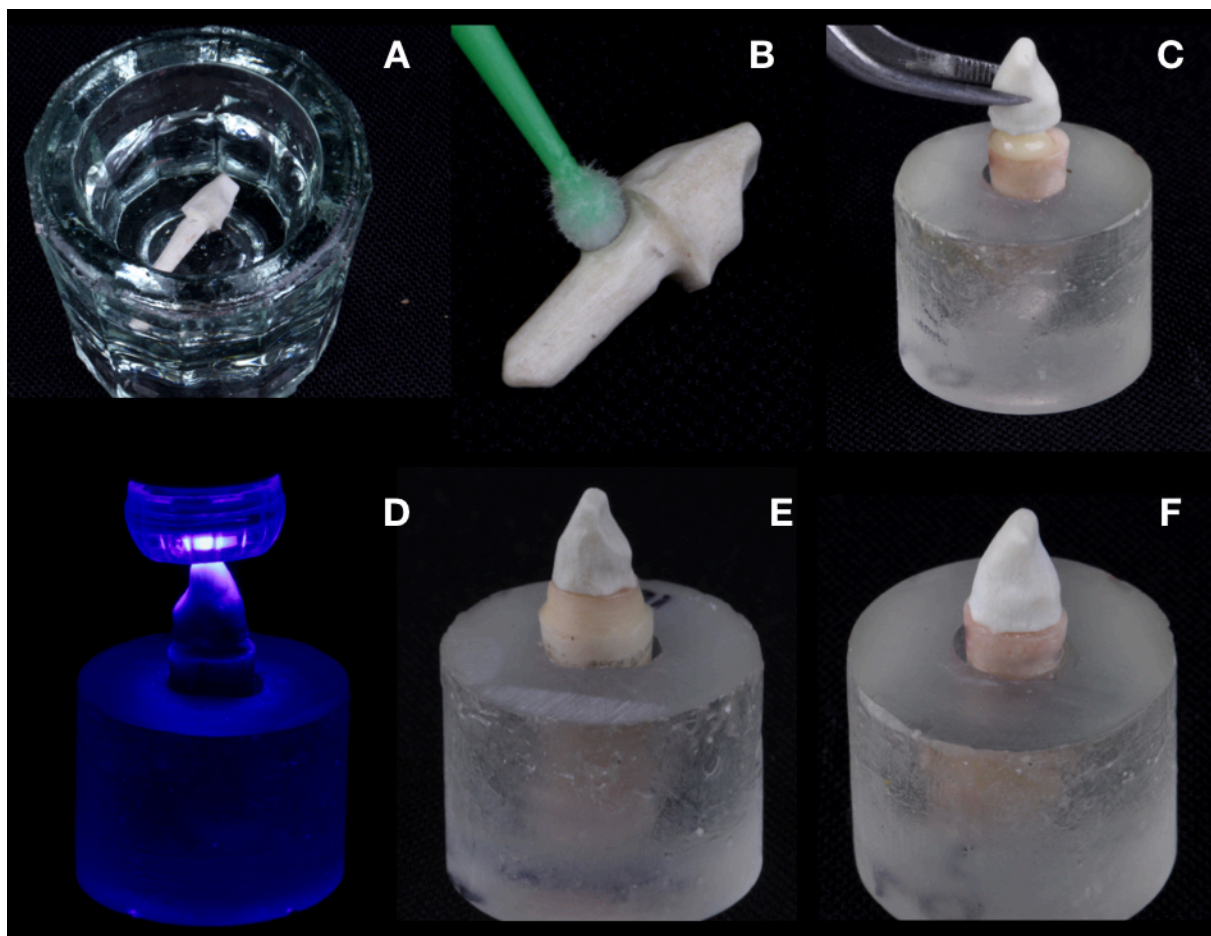


Figura 24 - A: Condicionamento do pino com peróxido de hidrogênio 24%. B: Aplicação do agente de união Silvano (Silano, Angelus). C: Posicionamento do pino no canal radicular após inserção do cimento resinoso. D: Fotoativação por 40 segundos. D: Aspecto final após cimentação em um dente com remanescente coronário. E: Aspecto final após cimentação em um dente sem remanescente coronário. Fonte: Autor.

4.3.5 Confeção das coroas

Para obtenção de coroas com a geometria padronizada, um dispositivo foi criado no software de Bio-CAD (Rhino 3D 4.0, Rhinoceros, USA) (VERÍSSIMO C, *et al.*, 2014) e foi realizada a impressão em impressora 3D conforme já descrito anteriormente para os núcleos de preenchimento, resultando na obtenção de matrizes das coroas com forma e tamanhos semelhantes (Figura 25A). Assim como para os núcleos de preenchimento, uma matriz de acetato de 0,3 mm de espessura foi posicionada em uma plastificadora à vácuo para a moldagem da geometria das coroas prototipadas (Figura 25B).

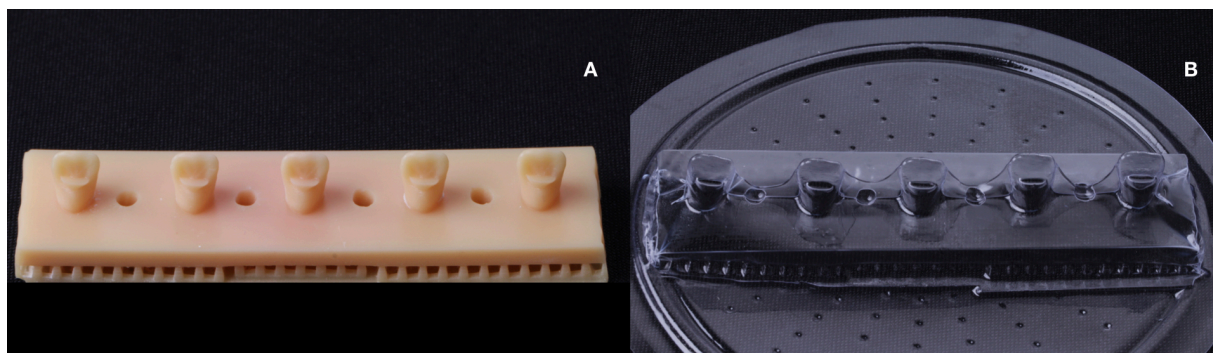


Figura 25 - Confeção das matrizes para confecção padronizada das coroas. A: Modelo com coroas de dimensões semelhantes após impressão. B: Placa de acetato após cópia do modelo de coroas. Fonte: Autor.

Para confecção das coroas, foi realizado condicionamento com ácido fosfórico 37% (Alpha Etch 37%, Nova DFL, Brasil) por 15 segundos (Figura 26A), seguido da aplicação de duas camadas de primer e uma camada de adesivo (Scotchbond Multi-Purpose; 3M ESPE EUA) no remanescente coronário e no núcleo de preenchimento (Figura 26B e 26C). A fotoativação foi realizada por 20 segundos em cada face com aparelho de LED a 1200 mW/cm² (Radii-Cal, SDI) (Figura 26D). A coroa foi confeccionada com resina composta (Z-100, 3M ESPE, MN, EUA) através da técnica incremental. Para o incremento final, 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 de preenchimento (Figura 26E) e fotoativada por 40 segundos nas faces vestibular e lingual (Figura 26F). A matriz foi então removida e a fotopolimerização final foi empregada por 40 segundos em cada face da coroa. Finalmente, foi realizado o acabamento da coroa com ponta diamantada (#2135, KG Sorensen, Brasil) em alta rotação e discos abrasivos de alta granulação (Sof-Lex POP-ON, 3M ESPE, EUA) para remoção de excessos (Figura 27G), seguido do polimento com borrachas abrasivas (Flexicup, Cosmedent, Chicago, IL, EUA). A Figura 26H mostra o aspecto final após a confecção da coroa de resina composta.

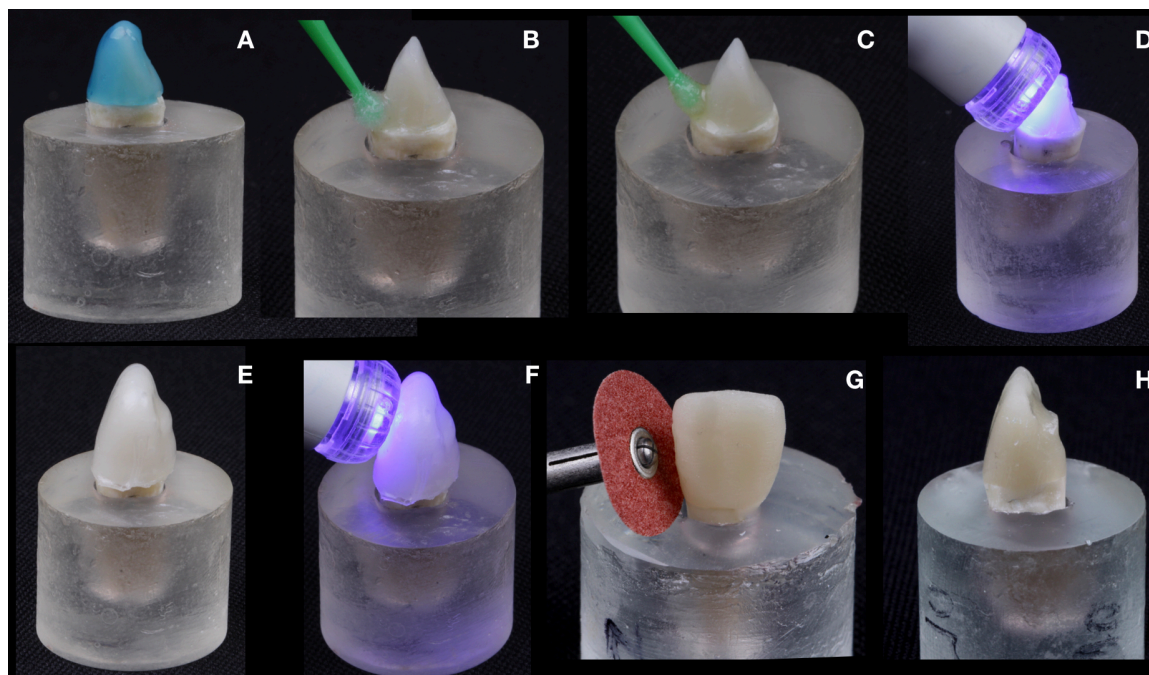


Figura 26 - Confeção das coroas de resina composta. A: Condicionamento da estrutura dental e do núcleo de preenchimento. B: Aplicação do primer. C: Aplicação do adesivo fotoativado. D: Fotoativação por 20 segundos em cada face. E: Posicionamento da matriz de acetato com o último incremento de resina composta. F: Fotoativação por 40 segundos em cada face. G: Acabamento com discos de lixa. H: Aspecto final após acabamento e polimento da coroa. Fonte: Autor.

4.4 TESTES MECÂNICOS

4.4.1 Carga máxima à fratura

Decorrido o prazo de armazenagem de 24 horas em estufa a 37°C e umidade relativa de 95%, foi realizada a simulação do ligamento periodontal. O material de moldagem utilizado foi o silicone de adição (Futura Light, Nova DFL), este foi manipulado seguindo as recomendações do fabricante e inserido no alvéolo artificial seguido da inserção do dente. O mesmo foi mantido sob pressão digital até que a marcação feita inicialmente com o grafite coincidissem com a superfície do cilindro de resina de poliestireno. As amostras (n=10) foram inseridas em dispositivo metálico específico da máquina de ensaio universal Instron 5965 (Instron Corp., Canton, EUA), de modo que recebessem o carregamento num ângulo de 135° em relação ao longo eixo do dente (ângulo de 45° em relação ao plano horizontal) (Figura 27A e 27B). As amostras receberam uma carga aplicada por meio de ponta esférica de 6 mm de diâmetro, a velocidade constante de 0,5mm/min em compressão até a fratura, sendo registrada a carga máxima em Newton.

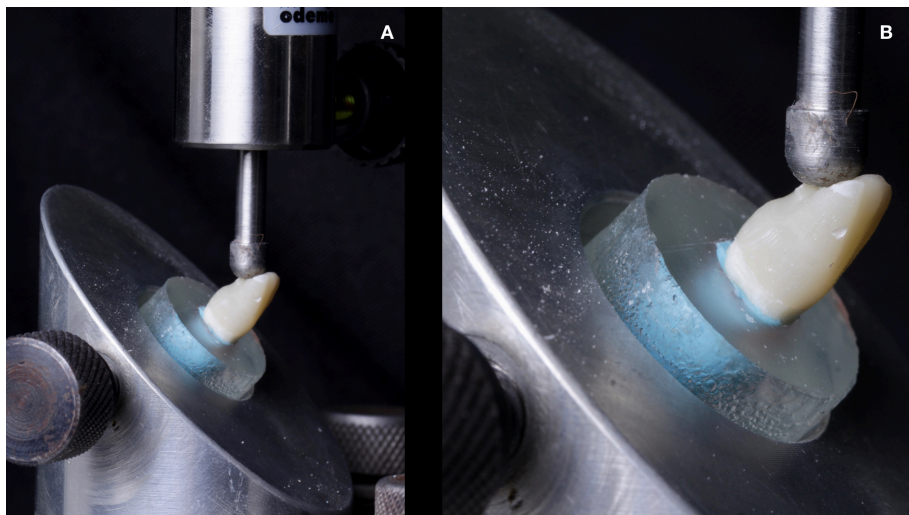


Figura 27 - Carga máxima à fratura. A: Posicionamento da amostra em dispositivo específico da máquina de ensaio universal. B: Aplicação da carga com ponta esférica em nicho da região palatina em um ângulo de 135°. Fonte: Autor.

4.4.2 Classificação do padrão de fratura

Após o teste de carga máxima à fratura as amostras foram analisadas para determinar o padrão de fratura. O padrão de fratura foi classificado em:

- fraturas reversíveis: fraturas de coroa/núcleo de preenchimento ou fraturas radiculares acima do osso alveolar (Figura 28A);
- fraturas irreversíveis: fraturas radiculares que se estendem além do osso alveolar (Figura 28B).

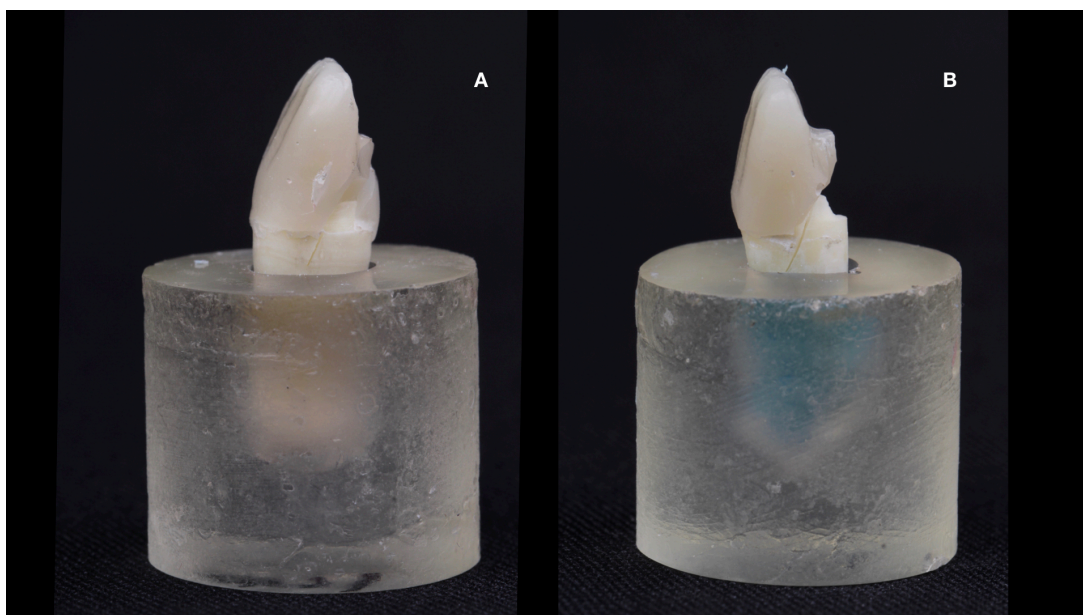


Figura 28 - Padrões de fratura. A: Fratura reversível. B: Fratura irreversível. Fonte: Autor.

4.5 ANÁLISE POR ELEMENTOS FINITOS

4.5.1 Geração dos modelos tridimensionais

Foram criados desenhos tridimensionais correspondentes a cada grupo experimental descrito na Figura 1. Para isso, arquivos do tipo *.STL (Stereoligráficos), da geometria externa de um incisivo central superior desenvolvido por Santos-Filho *et al.* em 2014 (SANTOS-FILHO *et al.* 2014a) foi utilizado para servir como padrão para geração dos modelos. Os arquivos *.STL foram exportados para software de CAD (Computer Assisted Desing; Rhinoceros 3D 5.0; McNeel North America, Seattle, WA, EUA). Para facilitar a confecção do modelo foram geradas superfícies NURBS (Non Uniform Rational Basis Spline), próprias para modelagem de geometrais complexas e bio-modelagem, baseadas na geometria externa obtida com o elemento dental selecionado. Sobre o arquivo *.STL foram selecionados alguns pontos de regiões anatômicas que serviram de referência para geração de linhas interconectadas em seus pontos de origem e extremidades. A partir destas linhas, e levando em conta a referência dos principais marcos anatômicos foram geradas as superfícies e, posteriormente, o volume do modelo. Por fim, todas a superfícies NURBS geradas foram montadas e unidas para formação do modelo numérico experimental. A partir do modelo tridimensional do incisivo central hígido (Figura 29), foram simuladas as diferentes formas de tratamentos restauradores, de acordo com os grupos experimentais.



Figura 29 - Conjunto dente hígido, ligamento periodontal e cilindro gerado pelo protocolo Bio-CAD. Fonte: Autor.

4.5.2 Geração dos retentores intrarradiculares

Para a geração da geometria tridimensional dos retentores intrarradiculares convencionais, as medidas dos pinos de fibra de vidro nº1 e nº3 (Exacto Cônico, Angelus) foram mensuradas com paquímetro digital (Mitutoyo, Tóquio, Japão). Modelos com a geometria do pino foram desenvolvidos no software de CAD (Rhinoceros 3D 5.0). Dessa forma, foi possível obter modelos tridimensionais dos pinos nº1 e nº3 de acordo com as dimensões reais.

4.5.3 Geração do núcleo de preenchimento e material de reembasamento

Para os grupos Pf-0, Pf-2, Pr-0 e Pr-2 a parte coronária, correspondente ao núcleo de preenchimento, um núcleo pré-fabricado (Nucleojet, Angelus, Londrina, PR, Brasil) foi utilizado como modelo, conforme descrito por Santos-Filho *et al.*, 2014 (SANTOS-FILHO *et al.*, 2014a). O núcleo foi digitalizado em *scanner* de bancada (MDX-40, Roland, CTI, SP, Brasil), todos os contornos externos foram obtidos, arquivados em arquivos do tipo *.STL e foram exportados para software de Bio-CAD (Rhinoceros 3D 5.0), onde enfim, foi gerado o seu modelo tridimensional, sendo os modelos com 8 mm de comprimento para os dentes sem férula, e com 6 mm de comprimento para os dentes com férula. Para os grupos Pr-0 e Pr-2, no espaço remanescente entre o pino nº1 e a dentina radicular, foi simulada a presença do material de reembasamento (compósito experimental).

Para os grupos PE-0, PE-2, CAD-0 e CAD-2, foi realizada a união do modelo da porção radicular do pino de fibra de vidro nº3 com o modelo da porção coronária criada com o núcleo pré-fabricado (6 mm para os grupos sem férula ou 8 mm para os grupos com férula), formando um componente único.

4.5.3 Geração dos modelos variando o remanescente coronário (férula)

A partir do modelo do dente hígido com raiz de 13 mm de comprimento foi gerado o modelo sem férula e o modelo com 2 mm de férula. A férula foi simulada considerando um preparo em ombro arredondado com 1,5mm de desgaste em toda sua extensão e expulsividade sequencial da parede externa do núcleo de preenchimento simulado anteriormente. Nos modelos com ausência de remanescente coronário, a extensão de 2 mm foi adicionada à porção inferior do núcleo de preenchimento.

4.5.4 Geração das coroas restauradoras

Para a geração da coroa de resina composta, foi utilizada a geometria da coroa do incisivo central hígido (SANTOS-FILHO *et al*, 2014a). As coroas restauradoras permaneceram com 1,5 mm de espessura em torno do núcleo, e 2 mm da extremidade superior do núcleo de preenchimento a superfície incisal. A altura no sentido cervico-apical foi determinada em 10 mm. A Figura 30 mostra o aspecto final dos modelos tridimensionais para cada grupo experimental.

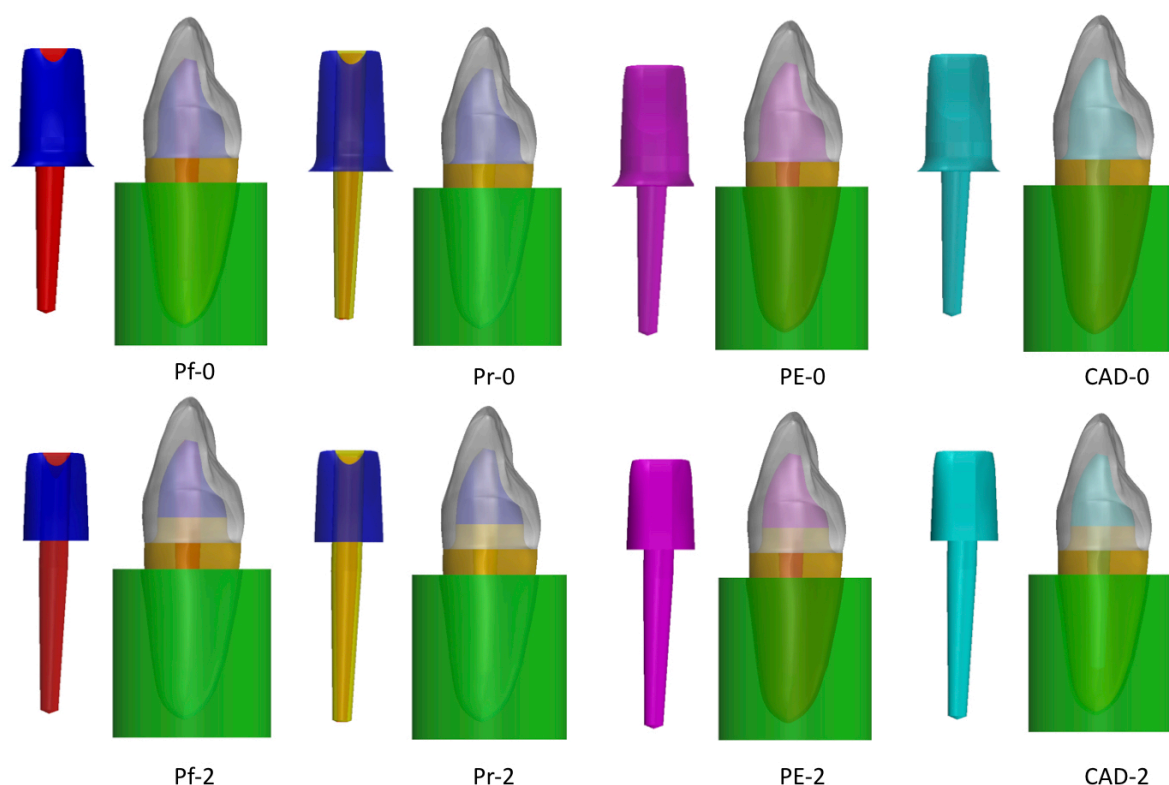


Figure 30 - Aspecto final dos modelos tridimensionais gerados em software Bio-CAD para cada grupo experimental (Fonte: Autor).

4.5.5 Análise por metodologia de elementos finitos tridimensional (Pré-processamento).

Os modelos tridimensionais gerados no software de Bio-CAD foram exportados em arquivos *.STEP para o software de pré-processamento (Patran, MSC Software, Califórnia, EUA), onde a malha de cada modelo foi gerada empregando elemento sólido do tipo tetraédrico de 4 nós e face triangular. Devido à presença de geometria irregular, o processo de

malhagem foi realizado utilizando ferramentas específicas de software para promover homogeneidade e conectividade da malha. Nesse mesmo software, na etapa de processamento, os modelos passaram pela definição das formas de contorno, simulação dos contatos entre as estruturas, restrição de deslocamento do modelo, aplicação de carga e análise das tensões. A restrição de deslocamento do modelo foi realizada na base e na superfície lateral do cilindro (Figura 31). Foi realizada análise estrutural, linear e elástica. Todos os materiais e estruturas foram considerados isotrópicos, lineares e homogêneos, com exceção do retentor intrarradicular reforçado por fibra de vidro, que foi considerado ortotrópico. As propriedades dos materiais foram obtidas por meio de revisão de literatura, conforme descrito nas Tabelas 3 e 4. Foi simulada a inclinação do espécime em 135° e simulada a aplicação de uma pressão constante de 100N, empregada por uma ponta aplicadora de forma circunferencial, com diâmetro de 6 mm, semelhante a utilizada na parte laboratorial desta pesquisa no teste de carga máxima à fratura (Figura 31).

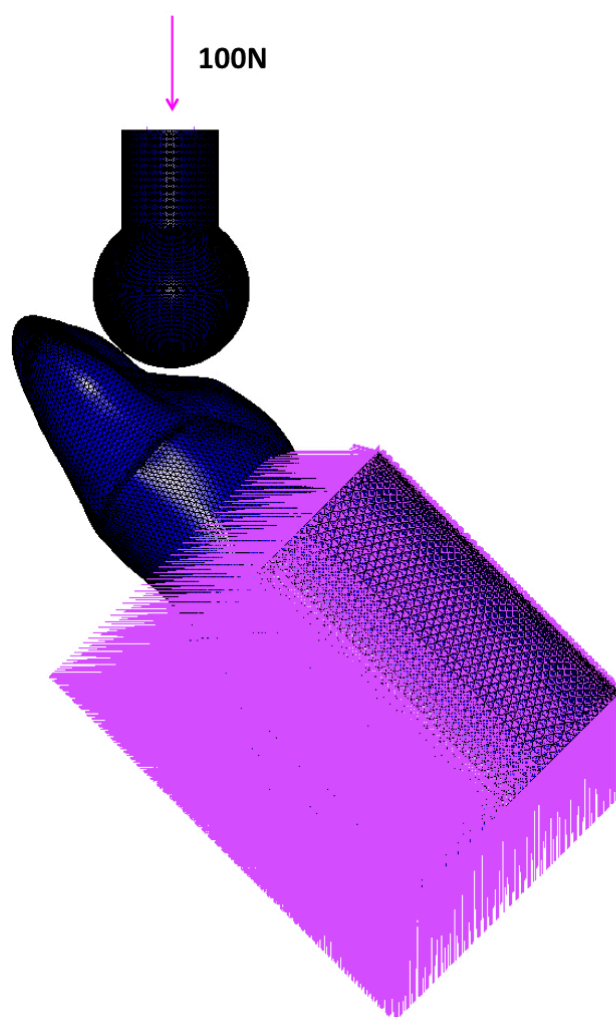


Figure 31 - Condições de contorno, aplicação da carga (100 N) na superfície palatina e representação da restrição de deslocamento imposta no modelo. Fonte: Autor.

Tabela 3 - Propriedades mecânicas das estruturas isotrópicas.

Material	Módulo de elasticidade (GPa)	Razão de Poisson	Resistência à tração (MPa)	Resistência à compressão (MPa)	Referência
Resina de poliestireno	13,5	0,31	-	-	SOARES <i>et al.</i> , 2008.
Silicone	0,05	0,45	-	-	SOARES <i>et al.</i> , 2008.
Gutta-percha	0,69	0,45	-	-	JOSHI <i>et al.</i> , 2001
Resina composta (Z-100)	15,2	0,28	54,8	264	YAMAN <i>et al.</i> , 2003; BOSH <i>et al.</i> , 1995
Compósito experimental	18,1	-	46,1	127,6	DE CASTRO, 2019
Dentina	18	0,31	98,7	297,2	REES <i>et al.</i> , 1994; CRAIG e PENTON, 1998
Fiber CAD Post&Core	25	-	783,5	478,3	Informações do fabricante

Tabela 4 - Propriedades mecânicas do pino de fibra de vidro (LANZA *et al.*, 2005)

Propriedade	Pino de fibra de vidro
EX (Mpa)	37000
EY (Mpa)	9500
EZ (Mpa)	9500
η_{XY}	0,34
η_{YZ}	0,27
η_{XZ}	0,34
Gxy (Mpa)	3544,8
Gxz (Mpa)	1456,7
Gxz (Mpa)	3544,8
Resistência à tração (Informações do fabricante)	865,4
Resistência à compressão (Informações do fabricante)	443,9

Após a definição das condições de contorno dos modelos, os mesmos foram exportados para o módulo de processamento do software (MSC Marc & Mentat, MacArthur Court, Newport Beach, California, Estados Unidos) para geração da solução do modelo (Figura 32).

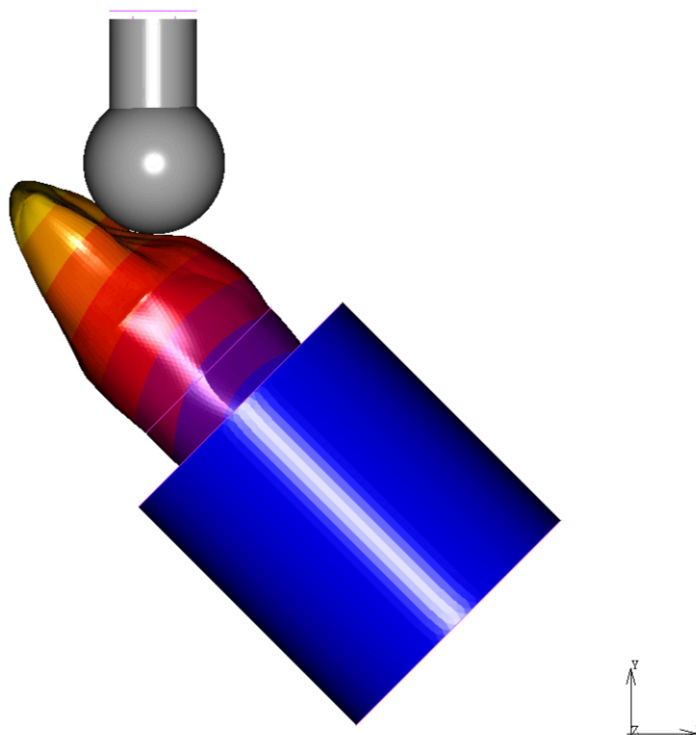


Figura 32 - Padrão de deslocamento do modelo após solução no módulo de processamento do software MSC Marc & Mentat. Fonte: Autor.

4.5.6 Análise das tensões (pós-processamento)

Após resolução dos cálculos pelo software (MSC Marc & Mentat), os modelos foram exportados para o módulo de pós-processamento para análise qualitativa das tensões e de coerência dos deslocamentos. A análise qualitativa dos modelos foi realizada empregando o critério de von Mises modificado. Para melhor visualização dos resultados, foi realizado corte longitudinal dos modelos.

4.6 ANÁLISE ESTATÍSTICA DOS DADOS

Os dados de carga máxima à fratura foram analisados no programa para estatística SPSS versão 21.0 para Windows (IBM, New York, EUA). Inicialmente, os dados foram submetidos ao teste de Kolmogorov-Smirnov para verificar a normalidade de distribuição dos dados. Foi realizada uma análise fatorial através de um modelo linear generalizado para

verificar a interação entre os fatores em estudo (férula e tipo do pino). Foram realizados os testes ANOVA *two-way* e Tukey para comparação entre os grupos. Todos os testes foram executados com nível de significância de 5%.

5 RESULTADOS

5.1 CARGA MÁXIMA À FRATURA

Para os dados de carga máxima à fratura a análise fatorial mostrou que os fatores tipo do pino ($p=0,001$), férula ($p=0,001$) e a interação entre os dois fatores ($p=0,046$) foram significativos. Para os diferentes tipos de pino, o teste ANOVA *two-way* mostrou que para Pf ($p=0,001$) e Pr ($p=0,023$) houve diferença estatística entre os grupos sem férula e com férula, para PE ($p=0,294$) e CAD ($p=0,442$) não houve diferença estatística entre situações com férula e sem férula. ANOVA *two-way* e Tukey mostraram que em situações sem férula Pf-0 e Pr-0 foram semelhantes e inferiores estatisticamente a PE-0 e CAD-0, e, em situações com férula, todos os pinos foram semelhantes entre si ($p=0,290$). A Tabela 5 mostra os resultados (média e desvio-padrão) para carga máxima à fratura.

Tabela 5 - Média (desvio-padrão) para carga máxima à fratura (N). Comparações realizadas pelos testes ANOVA *two-way* e Tukey ($\alpha = 0.05$).

Férula	Pino			
	Pf	Pr	PE	CAD
0	498,01 (111,25) ^{Bb}	545,16 (95,92) ^{Bb}	752,81 (167,95) ^{Aa}	728,84 (121,47) ^{Aa}
2	791,85 (184,16) ^{Aa}	699,10 (159,78) ^{Aa}	822,81 (119,46) ^{Aa}	779,89 (190,83) ^{Aa}

* Letras maiúsculas diferentes mostram diferença estatística significativa na horizontal. Letras minúsculas diferentes mostram diferença estatística na vertical.

5.2 PADRÃO DE FRATURA

A Figura 33 mostra os resultados de padrão de fratura. Os grupos Pr-0, Pr-2, PE-0 e PE-2 apresentaram maior quantidade de fraturas reparáveis e os grupos Pf-0, Pf-2, CAD-0 e CAD-2 apresentaram maior quantidade de fraturas não reparáveis. Grupos com férula geralmente apresentaram maior quantidade de fraturas reparáveis em relação aos sem férula.

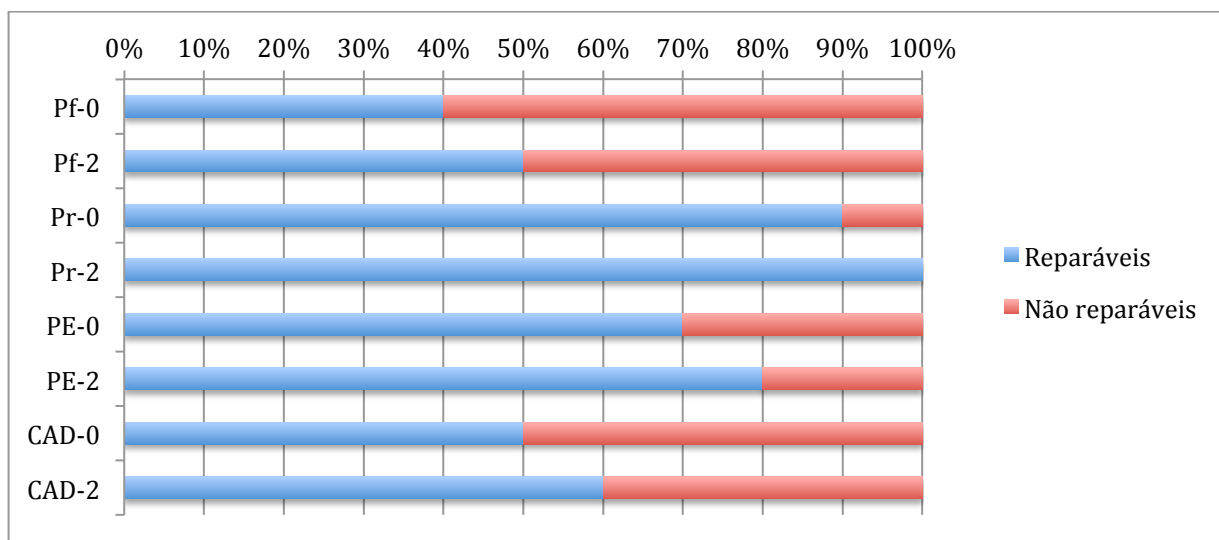


Figura 33 - Distribuição dos padrões de fratura para cada grupo.

5.3 ANÁLISE DA DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES

A análise da distribuição de tensões através do método de elementos finitos foi realizada de forma qualitativa por meio da comparação de imagens dos diferentes grupos pelo critério von Mises modificado, levando em consideração os valores de resistência à tração e compressão de cada estrutura. Os valores de tensão são visualizados de acordo com uma escala linear de cores, onde azul menor concentração de tensão e amarelo e laranja maior concentração de tensão, conforme visto na Figura 34. Em relação à presença/ausência de férula, para os pinos personalizados CAD-0 e CAD-2, a ausência de férula promoveu maior concentração de tensões na face palatina e na parte coronária do pino e diferenças significativas entre o modelo sem férula e o modelo com férula, onde o modelo sem férula apresentou maior concentração de tensões. Os pinos personalizados confeccionados com o compósito experimental (PE-0 e PE-2), mostraram distribuição de tensões mais favorável, com mínima concentração de tensões no pino, promovendo uma zona nula de tensões no centro do dente e com resultados semelhantes independente da presença de férula. Os pinos reembasados com compósito experimental (Pr-0 e Pr-2) apresentaram concentração de tensões no núcleo de pino de fibra, as quais foram se dissipando de maneira homogênea pelo material reembasador experimental em direção à interface de união com o canal radicular. Visualmente o padrão de distribuição de tensões deste grupo foi semelhante entre as condições de presença e ausência de férula. Os grupos com pinos justapostos ao canal radicular (Pf-0 e Pf-2) mostraram padrão de tensões semelhantes ao grupo reembasado, mas

como os pinos possuem diâmetro maior as tensões acabaram se concentrando no pino e na interface de união com o remanescente dental.

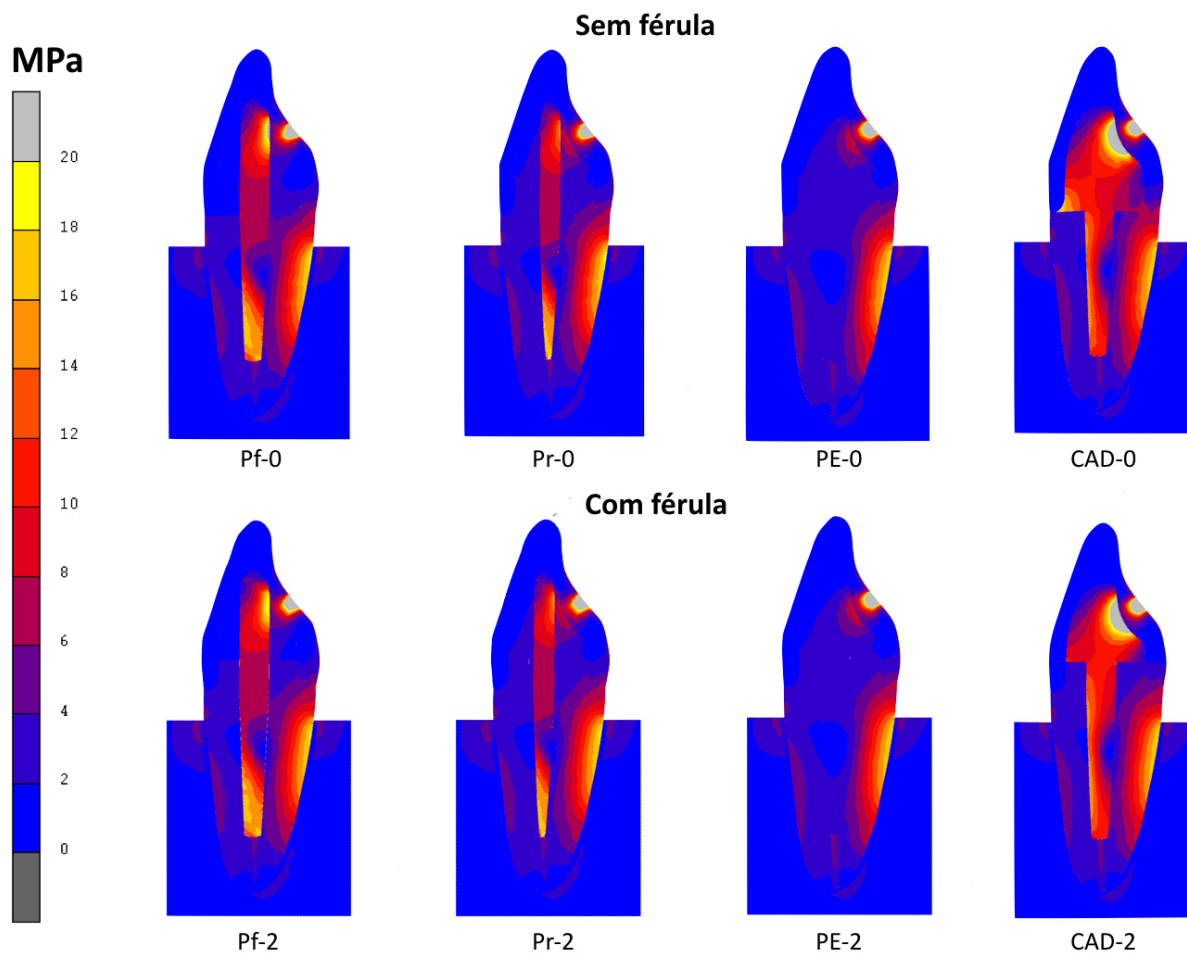


Figura 34 - Distribuição de tensões através do critério von Misses modificado.

6 DISCUSSÃO

O objetivo deste trabalho foi avaliar a influência do tipo do retentor e da quantidade de remanescente coronário na carga máxima à fratura, padrão de fratura e distribuição de tensões de dentes tratados endodonticamente. A hipótese nula deste estudo é a de que o desempenho biomecânico de dentes tratados endodonticamente não seria afetado pelo tipo de retentor utilizado em situações com férula ou sem férula. Os resultados mostraram que retentores personalizados (PE e CAD) apresentaram maior carga à fratura em dentes sem férula, e que pinos confeccionados com o compósito experimental promoveram distribuição de tensões mais homogênea em relação aos outros tipos de retentores em dentes com férula e sem férula, dessa forma, a hipótese nula foi rejeitada.

A reabilitação com retentores intrarradiculares está indicada para dentes com grande perda de estrutura dental, e a escolha correta do retentor é um fator decisivo para a longevidade do tratamento restaurador (GORACCI E FERRARI, 2011; TORBJÖRNER E FRANSSON, 2004). Atualmente, os pinos de fibra de vidro são os retentores mais utilizados, principalmente por apresentarem módulo de elasticidade semelhante à dentina, estética e adesão à estrutura dental (GORACCI E FERRARI, 2011; SOARES *et al.*, 2018), além disso, mostram uma distribuição de tensões mais homogênea em relação aos pinos metálicos fundidos nas mais diversas situações (SANTOS-FILHO *et al.*, 2014a). Estudos mostram que estes retentores diminuem a incidência de fraturas radiculares (SANTOS-FILHO *et al.*, 2014b; SILVA, DA *et al.*, 2010; VERÍSSIMO *et al.*, 2014), porém a falha mais comum é o descolamento (AL-OMIRI e AL-WAHADNI, 2006; CAGIDIACO, 2008b), que geralmente ocorre na presença de uma linha de cimento excessivamente espessa (D'ARCANGELO *et al.*, 2007; EGILMEZ *et al.*, 2013). Diante disso, novas técnicas e novos materiais foram propostos com a intenção de melhorar o desempenho dos retentores e a longevidade do tratamento restaurador.

Não só o desenvolvimento de novos materiais, mas a confecção de retentores personalizados tem sido proposta atualmente, já que permite a obtenção de uma única peça, que se adapta totalmente às paredes dos canal radicular, permite menor desgaste de dentina radicular durante o preparo e dispensa a confecção de núcleo de preenchimento coronário. Um compósito com fibras curtas e resina de metacrilato foi proposto para a composição de retentores intrarradiculares, e estudos (BIJELIC *et al.*, 2013; GAROUSHI, VALLITTU E LASSILA, 2009; FRÁTER *et al.*, 2019) mostraram resultados favoráveis em relação aos pinos de fibra de vidro pré-fabricados. O compósito experimental utilizado neste estudo passou por diversas modificações em relação às composições (FONSECA *et al.*, 2016; ALMEIDA *et al.*, 2018; FRANCO, 2018) e a forma de manipulação (DE CASTRO, 2019) utilizadas anteriormente, e as melhorias nas propriedades físicas e mecânicas favoreceram o seu desempenho biomecânico. Os resultados mostraram que os pinos personalizados confeccionados com o compósito experimental (PE) apresentaram alta carga à fratura em situações com e sem fêrula, sendo superior estatisticamente aos grupos Pf e Pr em situações sem fêrula. Em estudos anteriores (KASUYA, 2017; KASUYA *et al.*, 2019), com um compósito semelhante, os pinos de fibra de vidro pré-fabricados justapostos e reembasados apresentaram desempenho superior ao personalizado confeccionado com compósito experimental, e os atuais resultados confirmaram que as melhorias em relação à composição e manipulação do material influenciaram seu desempenho neste estudo. O bom desempenho

pode estar associado à presença de fibras de vidro curtas de 3 mm, que se adequam ao comprimento crítico de fibra para que haja reforço (GAROUSHI, LASSILA e VALLITTU, 2006), e a matriz resinosa de metacrilato, que promove boa adesão à estrutura dental (LE-BELL *et al.*, 2004; LE-BELL *et al.*, 2005). Os pinos de fibra de vidro pré-fabricados tem comportamento ortotrópico, apresentam fibras de vidro longas dispostas em uma única direção, o que promove reforço mais eficiente quando às forças são aplicadas em direção perpendicular às fibras, e uma menor eficiência de reforço quando às forças são aplicadas em outras direções, como por exemplo paralelas e oblíquas às fibras (VALLITTU, 2015). Dentes anteriores geralmente recebem forças oblíquas, e nessas situações, quando existe uma disposição paralela das fibras, a resistência pode diminuir (DYER *et al.*, 2004; WANDSCHER *et al.*, 2016). O compósito experimental apresenta fibras curtas dispostas de forma multidirecional, o que favorece a tentativa de obtenção de um reforço isotrópico, ou seja, a eficiência de reforço independe da direção a qual é aplicada a força (GAROUSHI, LASSILA e VALLITTU, 2006; VALLITTU, 2015). Esse comportamento favorece a transferência de tensões da matriz resinosa para as fibras, diminui a propagação de trincas (DYER *et al.*, 2004) e favorece o desempenho biomecânico do retentor, o que pode explicar a alta carga à fratura e os padrões de fratura, com a maioria das fraturas sendo reparáveis. A análise de distribuição de tensões mostrou que os pinos confeccionados com o compósito experimental apresentaram menor concentração de tensões. Isto, pode ser explicado pelo fato de seu módulo de elasticidade ser muito próximo ao da dentina (DE CASTRO, 2019), e os valores de resistência adesiva serem altos (KASUYA, 2017). O mecanismo de manipulação mecânica do compósito experimental, introduzido por De Castro em 2019 (DE CASTRO, 2019) possibilitou a obtenção de um compósito de maior qualidade, com uma menor quantidade de bolhas e defeitos internos, o que certamente contribuiu para os maiores valores de carga máxima observados. O compósito experimental parece ser uma boa alternativa para situações em que há ausência de remanescente coronário, entretanto melhorias em relação a forma de confecção do retentor, melhoras em relação à sua polimerização, ou a possibilidade de inseri-lo de forma direta no canal, poderiam favorecer ainda mais o desempenho deste material.

A confecção de retentores personalizados de fibra de vidro através da técnica CAD/CAM foi descrita inicialmente em 2010 (LIU, DENG E WANG, 2010), mas tem sido mais utilizada atualmente principalmente devido ao surgimento de novos materiais. Estudos mostraram que o desempenho de dentes tratados endodonticamente restaurados com retentores fresados, em relação à resistência à fratura e resistência adesiva é, na maioria das

vezes, semelhante (CHEN *et al.*, 2014; DA COSTA *et al.*, 2017; ANDRADE *et al.*, 2019; BORZANGY, SAKER E AL-ZORDK, 2019) ou superior (SPINA *et al.*, 2017 PANG *et al.*, 2018 EID *et al.*, 2019b) aos pinos de fibra de vidro pré-fabricados, apresentando-se como uma alternativa viável, tendo como vantagens a dispensa da etapa de reembasamento em canais amplos e a confecção de núcleo de preenchimento coronário, além de diminuir a espessura e presença de bolhas na linha de cimentação, favorecendo a resistência adesiva (TSINTSADZE *et al.*, 2017; SPINA *et al.*, 2017; GARCIA *et al.*, 2018). No presente estudo, os pinos fresados (CAD) apresentaram desempenho semelhante aos pinos confeccionados com o compósito experimental (PE), e foram superiores aos pinos pré-fabricados justapostos (Pf) e reembasados (Pr) em situações sem férula, mostrando às vantagens de se utilizar um pino personalizado, justaposto às paredes do canal e integrado ao núcleo coronário. A superioridade em relação aos pinos de fibra de vidro convencionais corrobora com alguns estudos na literatura (SPINA *et al.*, 2017 PANG *et al.*, 2018 EID *et al.*, 2019b); entretanto, a maioria dos estudos avaliou o desempenho dos retentores em pré-molares, e o efeito da presença da férula ainda não havia sido avaliado. Segundo os fabricantes, semelhante aos pinos de fibra de vidro pré-fabricados, estes blocos apresentam 80% de fibras de vidro longas e unidirecionais e 20% de resina epóxi, apresentando um módulo de elasticidade de aproximadamente 25GPa. Apesar da alta carga à fratura, os pinos fresados promoveram maior quantidade de fraturas não reparáveis em relação aos pinos reembasados e confeccionados com o compósito experimental, e a distribuição de tensões foi desfavorável, principalmente em situações sem férula. Estudos que analisam a distribuição de tensões de dentes reabilitados com pinos fresados através do critério utilizado neste estudo ainda não foram realizados, este critério permite visualizar as áreas com maior possibilidade para a ocorrência de falhas estruturais ou fraturas, e foi possível observar alta concentração de tensões no pino fresado em situações com e sem férula. O módulo de elasticidade ligeiramente superior ao da dentina, e o módulo de elasticidade em flexão superior à dos pinos de fibra de vidro pré-fabricados (RUSCHEL *et al.*, 2018), pode ter favorecido a maior concentração de tensões de tração na região palatina da dentina radicular e no interior do pino. Além disso, diferente dos pinos pré-fabricados, os pinos fresados mostraram aparência altamente opaca, isso pode culminar em duas desvantagens, como menor resistência adesiva em maiores profundidades (GARCIA *et al.*, 2018) e estética, quando se trata da reabilitação de dentes anteriores.

Pinos de fibra de vidro justapostos ao canal radicular minimizam a linha de cimentação e favorecem uma maior resistência à fratura (D'ARCANGELO *et al.*, 2007; EGILMEZ *et al.*, 2013). Pinos de fibra de vidro pré-fabricados nem sempre se adaptam

perfeitamente às paredes do canal, não só por seu diâmetro não ser compatível, mas pelo formato do pino em relação ao formato do canal (MACEDO, FARIA E SILVA E MARTINS, 2010; WEBBER *et al.*, 2018). Dessa forma, a etapa de reembasamento com resina composta tem sido amplamente utilizada para possibilitar melhor adaptação do pino ao conduto e diminuir a linha de cimentação (DAL PIVA *et al.*, 2018). Kasuya (KASUYA, 2017; KASUYA *et al.*, 2019) utilizou como materiais de reembasamento uma resina composta e um compósito experimental semelhante ao utilizado nesse estudo, e obteve maior resistência à fratura para os dentes restaurados com pinos reembasados com o compósito. Nos estudos de Kasuya, a análise por elementos finitos através do critério de von Mises mostrou que a resina composta promoveu concentração de tensões no interior do material de reembasamento e em sua interface com o remanescente dentinário. O compósito experimental apresentou distribuição de tensões mais uniforme, favorecendo a alta resistência à fratura e padrão de fratura favorável, o que justifica seu uso para reembasamento neste estudo. Os resultados mostraram que, em situações com fêrula, os pinos pré-fabricados reembasados com o compósito experimental (Pr-2), apresentaram resistência à fratura semelhante aos outros tipos de retentor. Em situações sem fêrula, os pinos reembasados com o compósito experimental (Pr-0), foram inferiores estatisticamente aos pinos personalizados (PE e CAD), entretanto foi o grupo que apresentou maior quantidade de fraturas reparáveis, mostrando que, apesar da concentração de tensões no interior do pino, o material de reembasamento composto por fibras curtas e matriz de metacrilato distribuiu melhor as tensões. Sua carga à fratura inferior, pode ter ocorrido devido a necessidade de confecção de núcleo de preenchimento para estes grupos, o que gera uma interface entre o pino e o núcleo na região coronária, e pode desfavorecer o seu desempenho em relação aos pinos personalizados. Os pinos pré-fabricados reembasados com o compósito experimental utilizados em dentes sem fêrula apresentaram a maior quantidade de fratura envolvendo o núcleo de preenchimento e retentor. Pinos pré-fabricados associados à núcleos diretos, estão sujeitos à formação de bolhas ou descolamento na interface entre o núcleo de preenchimento e o pino, o que pode aumentar seu potencial de falhas clínicas (BIJELIC *et al.*, 2013; KALYONCUOGLU *et al.*, 2015). Em 2017, Verri *et al.* (VERRI *et al.*, 2019), mostraram que em dentes sem fêrula reabilitados com pino de fibra de vidro, altas concentrações de tensões são observadas na superfície cervical da raiz, na área de adesão entre o material de preenchimento e à estrutura dental, o que aumenta o potencial de falhas do dente reabilitado, mesmo quando a distribuição de tensões ao longo da raiz é favorável.

Apesar de poucos estudos clínicos sobre a influência da fêrula estarem disponíveis, sabe-se que a ausência de paredes de dentina coronária pode aumentar o risco de falha da restauração (VALDIVIA *et al.*, 2018; YANG, LAMICHHANE E XU, 2016). Os resultados deste estudo mostraram que para todos os tipos de retentor, os grupos com fêrula apresentaram carga à fratura semelhante, entretanto para os grupos sem fêrula os pinos de fibra de vidro pré-fabricados justapostos (Pf) e reembasados (Pr), foram inferiores estatisticamente. Embora o pino de fibra pré-fabricado tenha sido cimentado justaposto às paredes do canal, a presença de um núcleo de preenchimento de resina composta associada a ausência de remanescente coronário pode ter contribuído para a diminuição da carga máxima à fratura e maior quantidade de fraturas com envolvimento do núcleo de preenchimento em relação ao grupo Pf-2, o que corrobora com outros estudos (ABDULRAZZAK *et al.*, 2014; DEJAK e MŁOTKOWSKI, 2013; FERNANDES, SHETTY E COUTINHO, 2003; SANTOS-FILHO *et al.*, 2014; VALDIVIA *et al.*, 2018), que mostram que a ausência de fêrula promoveu diminuição significativa da resistência à fratura. O comportamento semelhante dos grupos com e sem fêrula para os pinos personalizados (CAD e PE), pode estar associado a melhor adaptação ao canal radicular e a presença de um material de corpo único. Como todos os retentores são compostos basicamente de fibra de vidro, com módulo de elasticidade semelhante à dentina, isso favorece a um desempenho semelhante entre eles, principalmente na presença de fêrula, o que foi evidenciado também na distribuição dos padrões de fratura, que não apresentaram grandes diferenças entre os grupos com ou sem fêrula. Conforme citado acima, em muitos estudos tem sido reportado a importância da presença da fêrula, e neste estudo foi mostrado que para a técnica convencional com pinos pré-fabricados a fêrula promove maior carga à fratura; entretanto, em muitas situações clínicas é difícil encontrar condições com quantidade de dentina coronária suficiente. A reabilitação de dentes sem fêrula ainda é um grande desafio na rotina clínica, a melhor combinação entre pino e núcleo de preenchimento para obter melhor desempenho de incisivos tratados endodonticamente sem fêrula ainda não está clara (LAZARI *et al.*, 2018) e utilizar retentores personalizados parece ser uma boa opção para estas situações. Os retentores personalizados fresados mostraram carga à fratura favorável, porém padrão de fratura e distribuição de tensões desfavoráveis em relação ao pinos confeccionados com o compósito experimental. Os resultados deste estudo sugerem que o uso do compósito experimental para a composição de retentores intrarradiculares personalizados pode ser uma alternativa para superar os problemas relacionados aos pinos pré-fabricados, e diminuir a sensibilidade técnica

em relação à técnica de reembasamento para canais amplos, além de apresentarem padrão de fratura mais favorável quando comparados com os retentores personalizados fresados.

Apesar da importância dos testes laboratoriais *in vitro*, uma das limitações deste estudo foi a não realização de métodos dinâmicos e de envelhecimento como fadiga térmica e mecânica, que poderiam apresentar maiores respostas em relação ao comportamento dos retentores a longo prazo. Estudos futuros são necessários para avaliar o desempenho destes novos materiais a longo prazo, o comportamento com outros tipos de materiais para construção da coroa e para avaliar seu desempenho clínico.

7 CONSIDERAÇÕES FINAIS

Diante das limitações desse estudo conclui-se que o tipo do retentor e a quantidade de remanescente coronário influenciam na carga máxima à fratura, padrão de fratura e distribuição de tensões de dentes tratados endodonticamente. Em situações sem fêrula, não houveram diferenças entre os diferentes sistemas de retentor. Retentores personalizados promovem maior carga à fratura em dentes sem fêrula e retentores reembasados com compósito experimental apresentaram maior quantidade de fraturas reparáveis. Os retentores confeccionados com o compósito experimental apresentaram maior carga à fratura e distribuição de tensões mais homogênea e se mostram como uma alternativa viável para a reabilitação de dentes tratados endodonticamente sem fêrula.

REFERÊNCIAS

ABDULRAZZAK, S. S.; SULAIMAN, E.; ATIYA, B. K.; JAMALUDIN, M. Effect of ferrule height and glass fibre post length on fracture resistance and failure mode of endodontically treated teeth. **Australian Endodontic Journal**, v. 40, p. 81-86, 2014.

AL-OMIRI, M. K., AL-WAHADNI, A. M. An ex-vivo study of the effects of retained coronal dentine on the strength of teeth restored with composite core and different post and core systems. **International Endodontic Journal**, v. 39, p. 890-9, 2006.

AWAD, M. A.; MARGHALANI, T. Y. Fabrication of a custom-made ceramic post and core using CAD-CAM technology. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 98, n. 2, p. 161-162, 2007.

ALMEIDA, L. N. *et al.* Influence of preheating and post-curing on a novel fiber-reinforced

composite post material. **Brazilian Oral Research**, v. 32, p. 1-13, 2018.

ALNAQBI, I. M. O.; ELBISHARI, H.; ELSUBEIHI, E.S. Effect of Fiber Post-Resin Matrix Composition on Bond Strength of Post-Cement Interface. **International Journal of Dentistry**, v. 2018, p. 1-11, 2018.

ANDRADE, G. S., TRIBST, J.; DAL PIVA, A.; BOTTINO, M.; BORGES, A.; VALANDRO, L. *et al.* A study on stress distribution to cement layer and root dentin for post and cores made of CAD/CAM materials with different elasticity modulus in the absence of ferrule. **Journal of Clinical and Experimental Dentistry**, v. 11, n. 1, p. 1-8, 2019.

BACCHI, A.; CALDAS, R. A.; SCHMIDT, D.; DETONI, M.; MATHEUS ALBINO SOUZA; CECCHIN, D.; FARINA, A. P. Fracture Strength and Stress Distribution in Premolars Restored with Cast Post-and-Cores or Glass-Fiber Posts Considering the Influence of Ferrule. **BioMed Research International**, v. 2019, p. 1-7, 2019.

BIJELIC, J.; GAROUSHI, S.; VALLITTU, P. K.; LASSILA, L. V. J. Short fiber reinforced composite in restoring severely damaged incisors. **Acta Odontologica Scandinavica**, v. 71, n. 5, p. 1221-1231, 2013.

BORZANGY, S. S.; SAKER, S. M.; AL-ZORDK, W. A. Effect of restoration technique on resistance to fracture endodontically treated anterior teeth with flared root canals. **The Journal of Biomedical Research**, v. 33, n. 2, p. 131-138, 2019.

BOSH, T.; GANOR, Y.; BELOV, I.; PILO, R. Analysis of strength properties of light-cured resin composites. **Dental Materials**, v. 15, n. 3, p. 174-9, 1999.

CAGIDIACO, M. C.; GARCÍA-GODOY, F.; VICHI, A.; GRANDINI, S.; GORACCI, C.; FERRARI, M. Placement of fiber prefabricated or custom made posts affects the 3-year survival of endodontically treated premolars. **American Journal of Dentistry**, v. 21, n. 3, p. 179-184, 2008.

CAGIDIACO, M. C.; GORACCI, C.; GARCÍA-GODOY, F.; FERRARI M. Clinical studies of fiber posts: a literature review. **International Journal of Prosthodontics**, v.21, p. 328-336, 2008.

CARVALHO, M. A. DE; GRESNIGT, M.; MAGNE, P.; BEL CURY, A. A. DEL; LAZARI, P. C. Current options concerning the endodontically-treated teeth restoration with the adhesive approach. **Brazilian Oral Research**, v. 32, n. 74, p. 147-158, 2018.

CHEN, Z.; LI, Y.; DENG, X.; WANG, X. A novel computer-aided method to fabricate a custom one-piece glass fiber dowel-and-core based on digitized impression and crown preparation data. **Journal of Prosthodontics**, v. 23, p. 276-283, 2014.

CORRÊA, G.; BRONDANI, L. P.; WANDSCHER, V. F.; PEREIRA, G. K.; VALANDRO, L. F.; BERGOLI, C. D. Influence of remaining coronal thickness and height on biomechanical behavior of endodontically treated teeth: survival rates, load to fracture and finite element analysis. **Journal of Applied Oral Science**, v. 26, p. 1-11, 2018.

CRAIG, R. G.; PEYTON, F. A. Elastic and mechanical properties of human dentin. **Journal of Dental Research**, v. 37, p. 710-8, 1958.

DA COSTA, R. G.; FREIRE, A.; MORAIS, E. C. C. DE; SOUZA, E. M. DE; CORRER, G. M.; RACHED, R. N. Effect of CAD/CAM glass fiber post-core on cement micromorphology and fracture resistance of endodontically treated roots. **American Journal of Dentistry**, v. 30, n. 1, p. 3-8, 2017.

D'ARCANGELO, C.; CINELLI, M.; ANGELIS, F. DE; D'AMARIO, M. The effect of resin cement film thickness on the pullout strength of a fiber-reinforced post system. **Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 98, p. 193-198, 2007.

DAL PIVA, A. M. DE O.; TRIBST, J. P. M.; BORGES, A. L. S.; BOTTINO, M. A.; SOUZA, R. O. DE A. Do Mechanical Advantages Exist in Relining Fiber Posts with Composite Prior to its Cementation? **The Journal of Adhesive Dentistry**, v. 20, p. 511-518, 2018.

DE CASTRO, LÍVIA. **Influência da técnica de manipulação nas propriedades mecânicas de um compósito experimental reforçado por fibra de vidro**. 2019. Dissertação (mestrado em odontologia) - Faculdade de Odontologia, Universidade Federal de Goiás, Goiânia, 2019.

DEJAK, B.; MŁOTKOWSKI, A. The influence of ferrule effect and length of cast and FRC posts on the stresses in anterior teeth. **Dental Materials**, v. 29, p. 227-237, 2013.

DE SOUZA-MENEZES, M.; QUEIROZ, E. C.; SOARES, P. V.; FARIA-E-SILVA, A. L.; SOARES, C. J.; MARTINS, L. R. Fiber post etching with hydrogen peroxide: effect of concentration and application time. **Journal of endodontics**, v. 37, n. 3, 2011.

DIETSCHI, D.; DUC, O.; KREJCI, I.; SADAN, A. Biomechanical considerations for the restoration of endodontically treated teeth: a systematic review of the literature--Part 1. Composition and micro- and macrostructure alterations. **Quintessence International**, v. 38, n. 9, p. 733-743, 2007

DIETSCHI, D.; DUC, O.; KREJCI, I.; SADAN, A. Biomechanical considerations for the restoration of endodontically treated teeth: a systematic review of the literature, Part II (Evaluation of fatigue behavior, interfaces, and in vivo studies). **Quintessence international**, v. 39, p. 117-129, 2008.

DYER, S. R.; LASSILA, L. V. J.; JOKINEN, M.; VALLITTU, P. K. Effect of fiber position and orientation on fracture load of fiber-reinforced composite. **Dental Materials**, v. 20, p. 947-955, 2004.

EID, R. Y., KOKEN, S., BABA, N. Z.; OUNSI, H.; FERRARI, M.; SALAMEH, Z. Effect of Fabrication Technique and Thermal Cycling on the Bond Strength of CAD/CAM Milled Custom Fit Anatomical Post and Cores: An In Vitro Study. **Journal of Prosthodontics**, v. 28, p. 898-905, 2019a.

EID, R.; JULOSKI, J.; OUNSI, H.; SILWAIDI, M.; FERRARI, M.; SALAMEH, Z. Fracture Resistance and Failure Pattern of Endodontically Treated Teeth Restored with Computer-aided Design/ Computer-aided Manufacturing Post and Cores: A Pilot Study. *Journal of Contemporary Dental Practice*, v. 20, n. 1, p. 56-63, 2019.

EGILMEZ, F.; ERGUN, G.; CEKIC-NAGAS, I.; VALLITTU, P. K.; LASSILA, L. V. J. Influence of cement thickness on the bond strength of tooth-colored posts to root dentin after thermal cycling. **Acta Odontologica Scandinavica**, v. 71, n. 1, p. 175-182, 2013.

ELLAKWA, A. E.; SHORTALL, A. C.; MARQUIS, P. M. Influence of fiber type and wetting agent on the flexural properties of an indirect fiber reinforced composite. **Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 88, n. 5, p. 485-90, 2002.

FARIA, A. C. L.; RODRIGUES, R. C. S.; ALMEIDA ANTUNES, R. P. DE; MATTOS, M. DA G. C. DE; RIBEIRO, R. F. Endodontically treated teeth: Characteristics and considerations to restore them. **Journal of Prosthodontic Research**, v. 55, p. 69-74, 2011.

FERNANDES, A. S.; SHETTY, S.; COUTINHO, I. Factors determining post selection: A literature review. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 90, p. 556-562, 2003.

FIGUEIREDO, F.; SANTOS, R.; SILVA, A.; VALDIVIA, A.; OLIVEIRA-NETO, L.; GRIZA, S.; SOARES, C.; FARIA-E-SILVA, A. Ferrule Design Does Not Affect the Biomechanical Behavior of Anterior Teeth Under Mechanical Fatigue: An *In Vitro* Evaluation. **Operative Dentistry**, *epub ahead of print*, 2018.

FOKKINGA, W. A.; KREULEN, C. M.; BELL-RÖNNLÖF, A. M. LE; LASSILA, L. V. J.; VALLITTU, P. K.; CREUGERS, N. H. J. In vitro fracture behavior of maxillary premolars with metal crowns and several post-and-core systems. **European Journal of Oral**

Sciences, v. 114, p. 250-256, 2006.

FONSECA, R. B.; ALMEIDA, L. N. DE; MENDES, G. A. M.; KASUYA, A. V. B.; FAVARÃO, I. N.; PAULA, M. S. DE. Effect of short glass fiber/filler particle proportion on flexural and diametral tensile strength of a novel fiber-reinforced composite. **Journal of Prosthodontic Research**, v. 60, n. 1, p. 47-53, 2016.

FRAGOU, T.; TORTOPIDIS, D.; KONTONASAKI, E.; EVANGELINAKI, E.; IOANNIDIS, K.; PETRIDIS, H.; KOIDIS, P. The effect of ferrule on the fracture mode of endodontically treated canines restored with fibre posts and metal-ceramic or all-ceramic crowns. **Journal of Dentistry**, v. 40, . 276-285, 2012.

FRANCO, Wanessa. **Influência da composição monomérica em propriedades mecânicas de compósitos experimentais reforçados por fibra de vidro**. 2018. Dissertação (mestrado em odontologia) - Faculdade de Odontologia, Universidade Federal de Goiás, Goiânia, 2017.

FRÁTER, M.; LASSILA, L.; BRAUNITZER, G.; VALLITU, P. K.; GAROUSHI, S. Fracture resistance and marginal gap formation of post-core restorations: influence of different fiber-reinforced composites. **Clinical Oral Investigations**, 2019 (*epub ahead of print*).

GARCIA, P. P.; COSTA, R. G. DA; GARCIA, A. V.; GONZAGA, C. C.; CUNHA, L. F. DA; REZENDE, C. E. E.; CORRER, G. M. Effect of surface treatments on the bond strength of CAD/CAM fiberglass posts. **Journal of Clinical and Experimental Dentistry**, v. 10, n.6, p. 591-597, 2018.

GAROUSHI, S. K.; LASSILA, L.V.; VALLITTU, P.K. Short fiber reinforced composite: The effect of fiber length and volume fraction. **The Journal of Contemporary Dental Practice**, v. 7, p. 10-7, 2006.

GAROUSHI, S.; VALLITTU, P. K.; LASSILA, L. V. . Continuous and Short Fiber Reinforced Composite in Root Post-Core System of Severely Damaged Incisors. **The Open Dentistry Journal**, v. 3, p. 36-41, 2009.

GOMES, G.; MONTE-ALTO, R.; SANTOS, G.; FAI, C.; LOGUERCIO, A.; GOMES, O.; GOMES, J.; REIS, A. Use of a Direct Anatomic Post in a Flared Root Canal: A Three-year Follow-up. **Operative Dentistry**, v. 41, p. 23-28, 2016.

GORACCI, C.; FERRARI, M. Current perspectives on post systems: A literature review. **Australian Dental Journal**, v. 56, p. 77-83, 2011.

GRANDINI, S.; SAPIO, S.; SIMONETTI, M. Use of anatomic post and core for reconstructing an endodontically treated tooth: a case report. **The Journal of Adhesive Dentistry**, v. 5, p. 243-247, 2003.

JOSHI, S.; MUKHERJEE, A.; KHEUR, M.; MEHTA, A.. Mechanical performance of endodontically treated teeth. **Finite Elem Anal Des**, v. 37, p. 587-601, 2001.

JOTKOWITZ, A.; SAMET, N. Rethinking ferrule - A new approach to an old dilemma. **British Dental Journal**, v. 209, p. 25-33, 2010.

JULOSKI, J.; RADOVIC, I.; GORACCI, C.; VULICEVIC, Z. R.; FERRARI, M. Ferrule effect: A literature review. **Journal of Endodontics**, v. 38, p. 11-19, 2012.

KALYONCUOGLU, E.; ASLAN, M. A.; AYDEMIR, H.; URAL, Ç.; BALKAYA, V. Effect of 1-piece post and core fabrication techniques on fracture strength. **Journal of Applied Biomaterials & Functional Materials**, v. 13, p. 253-258, 2015.

KASUYA, A. V. B.; FAVARÃO, I. N.; MACHADO, A. C.; SPINI, P. H. R.; SOARES, P. V.; FONSECA, R. B. Development of a fiber-reinforced material for fiber posts: evaluation of stress distribution, fracture load, and failure mode of restored roots. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, 2019 (*epub ahead of print*).

KASUYA, Amanda. **Comportamento biomecânico de pinos personalizados em remanescente dentário fragilizado**. 2017. Tese (doutorado em odontologia) - Faculdade de Odontologia, Universidade Federal de Goiás, Goiânia, 2017.

KHALED AL-OMIRI, M.; MAHMOUD, A. A.; RAYYAN, M. R.; ABU-HAMMAD, O. Fracture resistance of teeth restored with post-retained restorations: An overview. **Journal of Endodontics**, v. 36, n. 9, p. 1439-1449, 2010.

KIM, A.R.; LIM, H.P.; YANG, H.S.; PARK, S.W. Effect of ferrule on the fracture resistance of mandibular premolars with prefabricated posts and cores. **The Journal of Advanced Prosthodontics**, v. 9, p. 328-334, 2017.

KUMBULOGLU, O.; ÖZCAN, M.; USER, A. Fracture Strength of Direct Surface-retained Fixed Partial Dentures: Effect of Fiber Reinforcement versus the Use of Particulate Filler Composites Only. **Dental Materials Journal**, v. 27, n. 2, p. 195-202, 2009.

LAMICHHANE, A.; XU, C.; ZHANG, F. Dental fiber-post resin base material: a review. **The Journal of Advanced Prosthodontics**, v. 6, p. 60-65, 2014.

LANZA, A.; AVERSA, R.; RENGO, S.; APICELLA, D.; APICELLA, A. 3D FEA of cemented steel, glass and carbon posts in a maxillary incisor. **Dental Materials**, v. 25, p. 67-73, 2005.

LAZARI, P. C.; DE CARVALHO, M. A.; DEL BEL CURY, A. A.; MAGNE, P. Survival of extensively damaged endodontically treated incisors restored with different types of post-and-core foundation restoration material. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 119, p. 769-76, 2018.

LASSILA, L. V. J.; TANNER, J.; BELL, A. M. LE; NARVA, K.; VALLITTU, P. K. Flexural properties of fiber reinforced root canal posts. **Dental Materials**, v. 20, p. 29-36, 2004.

LE-BELL, A.M.; TANNER, J.; LASSILA, L.V.; KANGASNIEMI, I.; VALLITTU, P.K. Depth of Light-Initiated Polymerization of Glass Fiber– Reinforced Composite in a Simulated Root Canal. **International Journal of Prosthodontics**, v. 16, p. 403-408, 2003.

LE-BELL, A. M.; TANNER, J.; LASSILA, L. V. J.; KANGASNIEMI, I.; VALLITTU, P. Bonding of composite resin luting cement to fiber-reinforced composite root canal posts. **The Journal of Adhesive Dentistry**, v. 6. p. 319-325, 2004.

LE-BELL, A. M.; LASSILA, L. V. J.; KANGASNIEMI, I.; VALLITTU, P. K. Bonding of fibre-reinforced composite post to root canal dentin. **Journal of Dentistry**, v. 33, n 7, p. 2005.

LE- BELL-RÖNNLÖF, A. M.; LASSILA, L. V. J.; KANGASNIEMI, I.; VALLITTU, P. K. Load-bearing capacity of human incisor restored with various fiber-reinforced composite posts. **Dental Materials**, v. 27, p. 107-115, 2011.

LIU, P.; DENG, X. L.; WANG, X. Z. Use of a CAD/CAM-fabricated glass fiber post and core to restore fractured anterior teeth: A clinical report. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 103, p. 330-333, 2010.

MACEDO, V. C.; FARIA E SILVA, A. L.; MARTINS, L. R. M. Effect of cement type, relining procedure, and length of cementation on pull-out bond strength of fiber posts. **Journal of Endodontics**, v. 36, p. 1543-1546, 2010.

MANGOLD, J. T.; KERN, M. Influence of glass-fiber posts on the fracture resistance and failure pattern of endodontically treated premolars with varying substance loss: An in vitro

study. **Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 105, p. 387-393, 2011.

MANNOCCI, F.; SHERRIFF, M.; WATSON, T. F.; VALLITTU, P. K. Penetration of bonding resins into fibre-reinforced composite posts: A confocal microscopic study. **International Endodontic Journal**, v. 38, p. 46-51, 2005.

MIYAZAKI, T.; HOTTA, Y.; KUNII, J.; KURIYAMA, S.; TAMAKI, Y. A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. **Dental Materials Journal**, v. 28, n. 1, p. 44-56, 2009.

MONTICELLI, F.; TOLEDANO, M.; TAY, F. R.; SADEK, F. T.; GORACCI, C.; FERRARI, M. A simple etching technique for improving the retention of fiber posts to resin composites. **Journal of Endodontics**, v. 31, n. 1, p. 44-47, 2006.

NAUMANN, M.; KOELPIN, M.; BEUER, F.; MEYER-LUECKEL, H. 10-year survival evaluation for glass-fiber-supported postendodontic restoration: A prospective observational clinical study. **Journal of Endodontics**, v. 38, n. 4, p. 432-435, 2012.

NAUMANN, M.; SCHMITTER, M.; FRANKENBERGER, R.; KRASTL, G. “Ferrule Comes First. Post Is Second!” Fake News and Alternative Facts? A Systematic Review **Journal of Endodontics**, v. 44, p. 212-219, 2018.

PANG, J.; FENG, C.; ZHU, X.; KE, J.; LIU, B.; DENG, T., *et al.* Fracture behaviors of maxillary central incisors with flared root canals restored with CAD/CAM integrated glass fiber post-and-core. **Dental Materials Journal**, v. 38, n. 1, p. 114-119, 2018.

PEREIRA, J. R.; ORNELAS, F. DE; RODRIGUES CONTI, P. C.; LINS DO VALLE, A. Effect of a crown ferrule on the fracture resistance of endodontically treated teeth restored with prefabricated posts. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 95, p. 50-54, 2006.

PINTO, C. L.; BHERING, C. L. B.; OLIVEIRA, G. R. DE; MAROLI, A.; REGINATO, V. F.; CALDAS, R. A.; BACCHI, A. The Influence of Post System Design and Material on the Biomechanical Behavior of Teeth with Little Remaining Coronal Structure. **Journal of Prosthodontics**, v. 28, n. 1, p. 350-356, 2019.

REES, J.S.; JACOBSEN, P.H.; HICKMAN, J. The elastic modulus of dentine determined by static and dynamic methods. **Clin Mater**, v. 17, p. 11-15, 1994.

RUSCHEL, G. H.; GOMES, É. A.; SILVA-SOUSA, Y. T.; PINELLI, R. G. P.; SOUSA-NETO, M. D.; PEREIRA, G. K. R.; SPAZZIN, A. O. Mechanical properties and superficial

characterization of a milled CAD-CAM glass fiber post. **Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials**, v. 82, p. 187-192, 2018.

SAMRAN, A.; AL-AFANDI, M.; KADOUR, J. A.; KERN, M. Effect of ferrule location on the fracture resistance of crowned mandibular premolars: An in vitro study. **Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 114, p. 186-191, 2015.

SANTANA, F. R.; CASTRO, C. G.; SIMAMOTO-JÚNIOR, P. C.; SOARES, P. V.; QUAGLIATTO, P. S.; ESTRELA, C.; SOARES, C. J. Influence of post system and remaining coronal tooth tissue on biomechanical behaviour of root filled molar teeth. **International Endodontic Journal**, v. 44, p. 386-394, 2011.

SANTOS-FILHO, P. C. F.; VERÍSSIMO, C.; RAPOSO, L. H. A.; NORITOMI MECENG, P. Y.; MARCONDES MARTINS, L. R. Influence of ferrule, post system, and length on stress distribution of weakened root-filled teeth. **Journal of Endodontics**, v. 40, n. 11, p. 1874-1878, 2014a.

SANTOS-FILHO, P. C. F.; VERÍSSIMO, C.; SOARES, P. V.; SALTARELO, R. C.; SOARES, C. J.; MARCONDES MARTINS, L. R. Influence of ferrule, post system, and length on biomechanical behavior of endodontically treated anterior teeth. **Journal of Endodontics**, v. 40, n. 1, p. 119-123, 2014b.

SHERFUDHIN, H.; HOBEICH, J.; SADIG, W.; SALAMEH, Z.; ABOUSHELIB, M. N.; CARVALHO, C. A. Effect of different ferrule designs on the fracture resistance and failure pattern of endodontically treated teeth restored with fiber posts and all-ceramic crowns. **Journal of Applied Oral Science**, v. 19, n. 1, p. 28-33, 2011.

SILVA, N. R.; CASTRO, C. G.; SANTOS-FILHO, P. C.; SILVA, G. R.; CAMPOS, R.; SOARES, P. V. *et al.* Influence of different post design and composition on stress distribution in maxillary central incisor: Finite element analysis. **Indian Journal of Dental Research**, v. 20, n. 2, p. 153-158, 2009.

SILVA, N. R. DA; RAPOSO, L. H. A.; VERSLUIS, A.; FERNANDES-NETO, A. J.; SOARES, C. J. The effect of post, core, crown type, and ferrule presence on the biomechanical behavior of endodontically treated bovine anterior teeth. **Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 20, n. 2, p. 153-158, 2010.

SOARES, C. J.; SOARES, P. V.; DE FREITAS SANTOS-FILHO, P. C.; CASTRO, C. G.; MAGALHAES, D.; VERSLUIS, A. The influence of cavity design and glass fiber posts on biomechanical behavior of endodontically treated premolars. **Journal of Endodontics**, v. 34, n. 8, p. 1015-1019, 2008.

SOARES, C. J.; RODRIGUES, M. DE P.; FARIA-E-SILVA, A. L.; SANTOS-FILHO, P. C. F.; VERISSIMO, C.; KIM, H.-C.; VERSLUIS, A. How biomechanics can affect the endodontic treated teeth and their restorative procedures? **Brazilian Oral Research**, v. 32, p. e76, 2018.

SOARES, C. J.; VALDIVIA, A. D. C. M.; SILVA, G. R. DA; SANTANA, F. R.; MENEZES, M. DE S. **Longitudinal clinical evaluation of post systems: A literature review** **Brazilian Dental Journal**, v. 23, p. 135-140, 2012.

SORENSEN, J. A.; ENGELMAN, M. J. Ferrule design and fracture resistance of endodontically treated teeth. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 63, p. 539-536, 1990.

SPINA, D. R. F.; COSTA, R. G. DA; FARIAS, I. C.; CUNHA, L. G. DA; RITTER, A. V.; GONZAGA, C. C.; CORRER, G. M. CAD/CAM post-and-core using different esthetic materials: Fracture resistance and bond strengths. **American Journal of Dentistry**, v. 30, n. 6, p. 299-304, 2017.

STANKIEWICZ, N. R.; WILSON, P. R. The ferrule effect: a literature review. *International Endodontic Journal*. **International Endodontic Journal**, v. 35; p. 575-581, 2002.

STREACKER, A.B.; GEISSBERGER, M. The milled ceramic post and core: a functional and esthetic alternative. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 98, n. 6, p. 486-487, 2007.

TANG, W.; WU, Y.; SMALES, R. J. Identifying and Reducing Risks for Potential Fractures in Endodontically Treated Teeth. **Journal of Endodontics**, v. 36, n. 4, p. 609, 617, 2010.

TORBJÖRNER, A.; FRANSSON, B. Biomechanical aspects of prosthetic treatment of structurally compromised teeth. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 17, p. 135-141, 2004.

TSINTSADZE, N.; JULOSKI, J.; CARRABBA, M.; TRICARICO, M.; GORACCI, C.; VICH, A.; FERRARI, M.; GRANDINI, S. Performance of CAD/CAM fabricated fiber posts in oval-shaped root canals: An in vitro study. **American Journal of Dentistry**, v. 60, n. 2, , p. 262-268, 2017.

VALDIVIA, A. D. C. M.; RODRIGUES, M. P.; BICALHO, A. A.; MEERBEEK, B. VAN; SLOTEN, J. V.; E PESSOA, R. S.; SOARES, C. J. Biomechanical effect of ferrule on incisors restored with a fiberglass post and lithium-disilicate ceramic crown after thermal cycling and fatigue loading. **Journal of Adhesive Dentistry**, v. 20, p. 133-142, 2018.

VALLITTU, P. K. High-aspect ratio fillers: Fiber-reinforced composites and their anisotropic properties. **Dental Materials**, v. 31, p. 1-7, 2015.

VERÍSSIMO, C.; SIMAMOTO JÚNIOR, P. C.; SOARES, C. J.; NORITOMI, P. Y.; SANTOS-FILHO, P. C. F. Effect of the crown, post, and remaining coronal dentin on the biomechanical behavior of endodontically treated maxillary central incisors. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 111, p. 234-246, 2014.

VERRI, F. R.; OKUMURA, M. H. T.; LEMOS, C. A. A.; ALMEIDA, D. A. F.; BATISTA, V. E. S.; CRUZ, R. S. et al. Three-dimensional finite element analysis of glass fiber and cast metal posts with different alloys for reconstruction of teeth without ferrule. **Journal of Medical Engineering & Technology**, v. 41, n. 8, p. 644-651, 2017.

VILELA, Ana Laura. **Efeito do tipo de silano e do tratamento térmico nas propriedades do compósito experimental reforçado por fibra de vidro**. 2017. Dissertação (mestrado em clínica odontológica integrada), Faculdade de Odontologia, Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia, 2017.

WANDSCHER, V. F.; BERGOLI, C. D.; LIMBERGER, I. F. DE; CENCI, T. P.; BALDISSARA, P.; VALANDRO, L. F. Fractographical Analysis and Biomechanical Considerations of a Tooth Restored With Intracanal Fiber Post: Report of the Fracture and Importance of the Fiber Arrangements. **Operative Dentistry**, v. 41, n. 5, p. 149-158, 2014.

YAMAN, S. D.; SAHIN, M.; AYDIN, C. Finite element analysis of strength characteristics of various resin based restorative materials in Class V cavities. **Journal of Oral Rehabilitation**, v. 30, n. 6, p. 630-41, 2003.

YANG, A.; LAMICHHANE, A.; XU, C. Remaining Coronal Dentin and Risk of Fiber-Reinforced Composite Post-Core Restoration Failure: A Meta-analysis. **The International Journal of Prosthodontics**, v. 28, p. 258-264, 2015.

WEBBER, M. F. B.; BERNADON, P.; FRANÇA, F. M. G.; AMARAL, F. L. B.; BASTING, R. T. TURSSI, C. Oval versus circular-shaped root canals: bond strength reached with varying post techniques. *Brazilian Dental Journal*, v. 29, n. 4, p. 335-341, 2018.

ZAITTER, S.; SOUSA-NETO, M. D.; ROPERTO, R. C.; SILVA-SOUSA, Y. T.; EL-MOWAFY, O. Microtensile bond strength of glass fiber posts cemented with self-adhesive and self-etching resin cements. **The journal of adhesive dentistry**, 2011.

ZHI-YUE, L.; YU-XING, Z. Effects of post-core design and ferrule on fracture resistance of

endodontically treated maxillary central incisors. **Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 13, p. 55-59, 2003.

ZICARI, F.; COUTHINO, E.; MUNCK, J. DE; POITEVIN, A.; SCOTTI, R.; NAERT, I.; MEERBEEK, B. VAN. Bonding effectiveness and sealing ability of fiber-post bonding. **Dental Materials**, v. 24, n. 7, p. 967-977, 2008.

ANEXOS

Anexo 1 – Declaração de origem dos dentes bovinos



Declaração de Origem dos Dentes Bovinos

Mandelli Indústria de Alimentos S/A, inscrito no CNPJ 45.007.630/0004-79, por este instrumento informa aos órgãos de ética e pesquisa em animais que os 240 dentes bovinos, abate do dia 02/01/2018, dos lotes 01, 02, 03, 04, 05 e 06, fornecidos por esta empresa e comercializados por GTL Queiroz ME, inscrito no CNPJ 12.161.234/0001-08, foram comercializados para teste “in vitro”, para as pesquisas abaixo relacionadas:

- 1.1) Desempenho biomecânico de novos materiais utilizados para a confecção de pinos intrarradiculares.
- 2.2) Influência do tempo de armazenagem pós manipulação no pH e efetividade de géis clareadores.
- 3.3) Avaliação do tratamento de superfície e índice de remanescente adesivo da base de bráquetes ortodônticos estéticos.

Os dentes pertencem a bovinos da raça Nelore, com cerca de 3 anos de idade e 250 kg de peso limpo, tratados dentro dos rígidos padrões de qualidade, e rastreamento sob fiscalização do Ministério da Agricultura – SIF 1758.

Bauru, 05 de junho de 2018.

Atenciosamente,

José Mauricio Soares Pardo
Gerente Comercial

Mondelli Indústria de Alimentos S.A.
Bauru | SP
Brasil

Av. Rosa Malandrino Mondelli, S/N
CEP 17025-779
55 14 2106-1833