



**UNESP - Universidade Estadual Paulista
“Júlio de Mesquita Filho”
Faculdade de Odontologia de Araraquara**



Carlos Rangel de Moura Oliveira

**Resistência à fratura de diferentes núcleos de preenchimento com compósitos
bulk fill em dentes com extensa destruição coronária**

Araraquara-SP

2019



**UNESP - Universidade Estadual Paulista
“Júlio de Mesquita Filho”
Faculdade de Odontologia de Araraquara**



Carlos Rangel de Moura Oliveira

**Resistência à fratura de diferentes núcleos de preenchimento com compósitos
bulk fill em dentes com extensa destruição coronária**

Dissertação apresentada ao programa de Pós-Graduação em Reabilitação Oral, Área de Prótese, da Faculdade de Odontologia de Araraquara, da Universidade Estadual Paulista para título de Mestre em Reabilitação Oral.

**Orientador: Prof. Dr. José Maurício dos Santos
Nunes Reis**

Araraquara-SP

2019

Oliveira, Carlos Rangel de Moura

Resistência à fratura de diferentes de núcleos de
preenchimento com compósitos bulk fill em dentes com
extensa destruição coronária / Carlos Rangel de Moura
Oliveira. -- Araraquara: [s.n.], 2019

73 f. ; 30 cm.

Dissertação (Mestrado em Reabilitação Oral) –
Universidade Estadual Paulista, Faculdade de Odontologia
Orientador: Prof. Dr. José Maurício dos Santos Nunes
Reis

1. Técnica para retentor intrarradicular 2 Restauração
dentária permanente 3. Cimentos de resina 4. Resinas
compostas 5. Falha de restauração dentária I. Título

Carlos Rangel de Moura Oliveira

**Resistência à fratura de diferentes núcleos de preenchimento com compósitos
bulk fill em dentes com extensa destruição coronária**

Defesa para obtenção do grau de mestre em Reabilitação Oral

Comissão julgadora

Presidente e orientador Prof. Dr. José Maurício dos Santos Nunes Reis

2º Examinador Prof. Dr. Mário Tanomaru Filho

3º Examinador Prof. Dr. Flávio Domingues das Neves

Araraquara, 27 de Fevereiro de 2019.

DADOS CURRICULARES

CARLOS RANGEL DE MOURA OLIVEIRA

NASCIMENTO: 06/06/1988 – João Pessoa - Paraíba

FILIAÇÃO: José Flor de Oliveira
Leodete Maria de Moura Oliveira

2017/2019 - Mestrado em Reabilitação Oral, Área de Prótese - Faculdade de Odontologia de Araraquara/UNESP.

2017/2018 - Aperfeiçoamento em Prótese Fixa/APCD.

2015-2015 - Instrutor de treinamento e calibração para a cárie dentária referente ao projeto: "Efetividade de Ações de Promoção à Saúde em Populações de alto risco social - Estudo de coorte prospectivo intervencional" - Colgate/Ministério da Saúde/Secretaria de Saúde do Estado da Paraíba.

2013/2014 - Graduação sanduíche Programa Brasil-Canadá - Ciência sem Fronteiras.

2013/2013 - Monitor de Genética Molecular e Humana - DBM/CCS/UFPB.

2013-2013 - Coordenador Científico da VII Mostra de Genética em Saúde - DBM/CCS/UFPB.

2012-2013 - Extensão Universitária - Ações de prevenção e de resolução da cárie e do traumatismo dentário em mães, crianças e adolescentes em risco social - DCOS/CCS/UFPB

2012-2013 - Pesquisador Voluntário pelo Programa Institucional de Voluntários de Iniciação Científica - PIVIC/CNPq/UFPB.

2011-2011 – Extensão Universitária - Projeto de Formação Continuada - Biomecânica de materiais e técnicas nos procedimentos restauradores - DOR-CCS-UFPB.

2010-2012 - Pesquisador Bolsista pelo Programa Institucional de Bolsas de Iniciação Científica - PIBIC/CNPq/UFPB.

2009-2010 - Pesquisador Voluntário pelo Programa Institucional de Voluntários de Iniciação Científica - PIVIC/CNPq/UFPB.

2009-2010 - Extensão Universitária - Projeto Saúde Bucal na Comunidade – SaBuComu - DCOS/CCS/UFPB.

2009-2009 - Extensão Universitária - Projeto Bússola - Hospital Universitário Lauro Wanderley - HULW-UFPB.

2009/2015 - Graduação em Odontologia -Universidade Federal da Paraíba/UFPB.

AGRADECIMENTOS

Agradeço à Deus por ter me fortalecido ao ponto de superar as dificuldades e também por ter colocado pessoas em meu caminho que contribuíram para que eu alcançasse esta etapa tão importante da minha vida.

Aos meus pais, José e Leodete, aos meus irmãos, Livia e Roni, pelo apoio e incentivo em todos os momentos da minha vida. Por acreditarem em mim, e não medirem esforços para a concretização dos meus sonhos. Sem vocês, nada seria possível.

Ao Prof. Dr. José Maurício dos Santos Nunes Reis, meu orientador, professor e, sobretudo, um querido amigo, pelos ensinamentos que foram fundamentais nesses dois anos de mestrado. Zé, você foi fundamental por mais essa conquista, e sou eternamente grato a você desde o dia que vim prestar a seleção do mestrado. Nada do que eu escrever aqui conseguiria expressar o meu sentimento de gratidão. Obrigado por ter me recebido como seu aluno, pela confiança no meu trabalho, pelo respeito, por me ensinar, pela compreensão e pelos sábios conselhos sempre que o procurei para conversar. Obrigado Zé, por ser uma das minhas referências profissional, com você pude despertar um interesse maior pela reabilitação oral, e descobri uma paixão pela prótese sobre implante e implantodontia. Tenho muito orgulho em ter sido seu orientado. Não poderia ter tido honra maior. Que Deus te abençoe grandemente para que continue seguindo firme e forte nessa trajetória que é ser professor, sabendo que você é espelho para muitos que te admiram. Muito obrigado Zé.

Aos meus familiares que sempre torceram e me apoiaram desde o ensino médio, Vovó Maria, Tia Graça, Tia Ray, Tia Leda, Tio Nel, Tia Bel, Tia Nilda, Tia Gal, Rafinha, Gabi, Victinho, Robertinho, Jú, Bruno. Tia Graça, Tia Ray, e Tia Bel vocês acreditaram mais em mim do que eu mesmo. Isso foi suficiente para que eu continuasse seguindo em frente. Vovó Maria, a senhora não teve formação alguma, mas formou todos os filhos e netos. Sempre cuidou de mim e me apoiou durante os 8 anos que morei com a senhora, sempre me esperando chegar da escola ou da faculdade para tomar um café, contar aquela história de quando era adolescente e/ou alguma travessura dos meus

tios; contava piadas, mas antes de acabar, não aguentava de rir. Te amo do fundo meu coração Vovó.

Aos membros da banca examinadora, Prof. Dr. Mário Tanomaru Filho e Prof. Dr. Flávio Domingues das Neves, que tão gentilmente aceitaram participar e colaborar com esta dissertação. Vocês são grandes inspirações pessoal e profissional.

Ao Prof. Dr. Mário Tanomaru Filho meu agradecimento pela colaboração e doação de alguns materiais necessários a realização desse trabalho, meu muito obrigado.

Aos professores do Programa de Pós-graduação em Reabilitação Oral da Faculdade de Odontologia de Araraquara-FOAr/UNESP por ser parte fundamental da minha formação acadêmica, contribuindo para meu crescimento profissional.

Aos professores da disciplina de Prótese Fixa Convencional e sobre Implantes, Prof. Dr. José Maurício dos Santos Nunes Reis, Profa. Lígia Antunes Pinelli e Prof. Dr. Filipe Abi-Rached pelo convívio e companheirismo durante as clínicas e laboratórios da graduação. Lígia, obrigado pelos conselhos, compreensão e preocupação durante todo o mestrado. Filipe, obrigado pela amizade, risadas, conversas e oportunidades que você compartilhou comigo, foram fundamentais para o meu desenvolvimento acadêmico.

Ao Prof. Dr. Francisco de Assis Mollo Jr (Kikão), pelos ensinamentos, paciência, e sobretudo, pela amizade. Você é excepcional, sempre de braços abertos. Obrigado por todo apoio, por me incentivar a buscar sempre mais e me proporcionar todo suporte para avançar em minha carreira. Você é um exemplo para todos.

À Profa. Dra. Josimeri Hebling (Tia Jô), pelos ensinamentos, compreensão, paciência, disponibilidade, carinho e amizade. Profa. Jô, não tenho palavras suficientes para agradecer todas as dicas para minhas apresentações, para os meus gráficos e esquemas de pesquisa, para as minhas aulas e vida acadêmica. Você tem o dom de ensinar, minha evolução foi notável. Muito obrigado.

À Profa. Dra. Daniela Gonçalves (Dani), pelos aprendizados, compreensão, disponibilidade, generosidade e amizade. Dani, obrigado por contribuir de forma tão singular na minha formação acadêmica. Obrigado por ter me recebido em sua sala

quando eu tinha dúvidas e no estágio docência que me permitiu ter uma nova visão sobre a DTM.

A Dra. Érika Gouveia Jorge pela ajuda no tratamento endodôntico dos dentes usados na pesquisa. Érika, sua ajuda foi essencial para o andamento da pesquisa. Muito obrigado.

À Profa. Dra. Ana Cláudia Pavarina, pelos ensinamentos durante a Clínica de Prótese Parcial Removível, pela orientação na produção de material didático, que foram essenciais para o meu desenvolvimento acadêmico. Profa. Ana Cláudia, serei sempre grato por toda a ajuda.

A Profa. Dra. Juliane Maria Guerreiro Tanomaru pela ajuda e autorização para uso do Laboratório de Ensaios Mecânicos, do Departamento de Odontologia Restauradora da Faculdade de Odontologia de Araraquara – FOAr/UNESP.

A Profa. Dra. Andréa Cândido dos Reis, do Departamento de Materiais Dentários e Prótese da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto - FORP/USP, pela ajuda, colaboração e autorização para uso do Laboratório Integrado de Pesquisa em Biocompatibilidade de Materiais (LIPEM).

A Edson Volta, técnico do Laboratório Integrado de Pesquisa em Biocompatibilidade de Materiais (LIPEM) do Departamento de Materiais Dentários e Prótese da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto - FORP/USP, pela ajuda na realização da termociclagem. Muito obrigado Edson.

A Diego, técnico do Laboratório de Ortodontia da Faculdade de Odontologia de Araraquara/UNESP pela ajuda na confecção das matrizes para os núcleos de preenchimento. Diegão, muito obrigado pela paciência e disponibilidade.

À Faculdade de Odontologia de Araraquara da Universidade Estadual “Júlio de Mesquita Filho” – UNESP, na pessoa da Diretora Profa. Dra. Elaine Maria Sgavioli Massucato e do Vice-diretor Prof. Dr. Edson Campos, por todo ambiente inspirador e pela oportunidade de concluir este mestrado. Não posso esquecer todo apoio que a faculdade me deu através dos recursos e estrutura disponíveis. A FOAr agora também é minha casa, e tenho orgulho em ser unespiano.

À Coordenação do Programa de Pós-Graduação em Reabilitação Oral da Faculdade de Odontologia de Araraquara – UNESP representados pela coordenadora

Profa. Dra. Ana Cláudia Pavarina e vice-coordenadora Profa. Dra. Daniela Gonçalves, por garantir a excelência do programa de pós-graduação, dando incentivo e meios necessários para que eu conquistasse o meu sonho.

Ao Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese da Faculdade de Odontologia de Araraquara – UNESP representados pelo Chefe de Departamento Prof. Dr. João Neudenir Arioli Filho, pela atenção e suporte para realização deste trabalho.

Aos meus amigos Thalles, Diogo, Thiago, Arthur, Mônica, Ventu, Paulinho, Colin, Mark, Matthew, Natália, Felipe, mesmo com a distância, sempre se fizeram presentes na minha vida. Obrigado pelo companheirismo, apoio e amizade incondicional.

Aos alunos da turma 89, 90 e 91 da graduação em Odontologia da Faculdade de Odontologia de Araraquara-UNESP, os quais eu tive a oportunidade de ser estagiário docente nas disciplinas de Prótese Fixa Convencional e sobre Implantes I e II. Com vocês, pude ensinar e também desenvolver minha vocação para o ensino. Agradeço por contribuírem para minha formação enquanto professor.

Aos alunos Suellen Tayenne e Bruno Mascaro, agradeço pela oportunidade de ter contribuído de alguma forma para a formação de vocês. Agradeço pelo trabalho em equipe, pelo companheirismo, e sobretudo, amizade. Desejo de coração que vocês sigam evoluindo cada vez mais. Muito sucesso daqui pra frente, e bem vindos ao #TeamFixa, #TeamZé. Contem sempre comigo.

Aos meus colegas de Pós-graduação, pela convivência, companheirismo, risadas e conversas diárias. Lais Cardoso, obrigado por sempre me incentivar e acreditar no meu potencial. Você foi uma das pessoas que tive a satisfação em conhecer e conviver diariamente. Você tem um coração gigante, torço muito para que você conquiste seus sonhos. Muito obrigado por tudo.

A todos os funcionários da Faculdade de Odontologia de Araraquara – FOAr/UNESP, e aqui incluo àqueles que são terceirizados. Priscila, Marquinhos, Wilson, Ivan, Romarinho, Ricardo, Marlene, Adriana, vocês sempre tem uma palavra de apoio quando me encontram nos corredores da faculdade. Aos funcionários do Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese, Miriam, Dulce, Tânia. Júnior e Fernando, obrigado pelo carinho, dedicação, e convivência durante os anos pós-graduação; da seção de pós-graduação, Cristiano e José Alexandre; muito obrigado por

toda atenção e paciência, e pela disponibilidade em ajudar sempre que possível. A todos os funcionários da biblioteca, em especial a Ana Cristina pela atenção. Ana, obrigado pela disponibilidade, paciência em me ajudar e por revisar junto comigo este trabalho.

À CAPES: O presente trabalho foi realizado com o apoio da Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior – Brasil (CAPES) – Código de financiamento 001.

À FGM Produtos Odontológicos, DMG, Dental Cremer, e 3M ESPE pelo apoio à pesquisa e doação de materiais necessários à realização deste trabalho.

A quem não mencionei, mas fez parte do meu percurso eu deixo um profundo agradecimento porque com toda certeza tiveram um papel determinante nesta etapa da minha vida.

Por fim, a todos que direta ou indiretamente contribuíram para a realização deste trabalho, o meu mais sincero agradecimento.

Muito Obrigado

“Os sonhos não determinam o lugar em que você vai estar, mas produzem a força necessária para tirá-lo do lugar em que está.”
Augusto Cury¹.

¹ Cury A. Nunca desista dos seus sonhos. Rio de Janeiro: Sextante; 2015.

Oliveira CRM. Resistência à fratura de diferentes núcleos de preenchimento com compósitos *bulk fill* em dentes com extensa destruição coronária [dissertação de mestrado]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 2019.

RESUMO

Este estudo objetivou avaliar a resistência máxima e o padrão de fratura de diferentes técnicas para núcleo preenchimento associados a pinos de fibra de vidro em incisivos laterais inferiores bovinos com extensa destruição coronária. Quarenta dentes foram preparados endodonticamente, divididos aleatoriamente em 4 grupos experimentais (n=10) e um pino de fibra de vidro (Whitepost DC0,5) foi cimentado com LuxaCore Z para todos os grupos. A confecção dos núcleos de preenchimento foi realizada, após obtenção de férula cervical de 1,0 mm, com: *FOBF*-Filtek One Bulk Fill; *FZ350*- Filtek Z350 XT; *FBFF*-Filtek Bulk Fill Flow; e *LCZ*-LuxaCore Z. Coroas totais de zircônia (Y-TZP) produzidas em CAD/CAM foram cimentadas com RelyX U200. Após armazenamento em água destilada a 37°C por 48 h, os corpos-de-prova foram submetidos a ciclos térmicos (10.000 ciclos, 5-55°C, banhos de 30s) e, posteriormente, ao ensaio mecânico de resistência à fratura por força compressiva aplicada (1,0 mm/min) em 135° ao longo eixo do dente em máquina eletromecânica (EMIC DL2000). A força máxima suportada por cada espécime foi registrada em Newton. O modo de fratura foi classificado por meio de análise em lupa estereomicroscópica (30X). Os dados de resistência à fratura foram analisados pelo teste não paramétrico de Kruskal-Wallis, seguido pelo post-hoc teste de Dunn. Os dados dos padrões de fratura foram analisados pelo teste exato de Fisher ($\alpha=0,05$). Não foram observadas diferenças significativas ($p>0,05$) entre os grupos *FOBF*, *FZ350* e *FBFF* (ranks médios= 20,30, 12,20 e 23,20, respectivamente). *LCZ* (rank médio= 26,30) produziu resultados semelhantes aos de *FOBF* e *FBFF* ($p>0,05$) e superiores aos de *FZ350* ($p=0,042$). O tipo de falha mais frequente foi irreparável, independentemente da condição experimental. As menores porcentagens de fraturas reparáveis foram de 10% para o grupo *FOBF*, seguidas por 20% de *LCZ*. A utilização de materiais *bulk fill*, incluindo o compósito “*core-and-post*” *LCZ*, não prejudicou a resistência máxima à fratura dos dentes tratados endodonticamente com extensa destruição coronária. A utilização do *LCZ* possibilitou a realização dos procedimentos em menos passos e menor tempo clínico, sem prejudicar a resistência à fratura de incisivos laterais tratados endodonticamente.

Palavras-chave: Técnica para retentor intrarradicular. Restauração dentária permanente. Cimentos de resina. Resinas compostas. Falha de restauração dentária.

Oliveira CRM. Fracture strength of different core build up with bulk fill composites in teeth with extensive coronary destruction [dissertação de mestrado]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da Unesp; 2019.

ABSTRACT

This study aimed to evaluate the ultimate fracture strength and failure modes of different core techniques associated with intraradicular fiberpost in bovine mandibular lateral incisors with extensive coronary destruction. Forty teeth were prepared endodontically, randomly divided into 4 experimental groups (n=10) and a fiberpost (Whitepost DC0.5) was cemented with LuxaCore Z for all groups. The core was confeccioned, after obtaining a 1.0 mm cervical ferrule, with: *FOBF*-Filtek One Bulk Fill; *FZ350*- Filtek Z350 XT; *FBFF*-Filtek Bulk Fill Flow; and *LCZ*-LuxaCore Z. Total zirconia crowns (Y-TZP) produced by CAD/CAM were cemented with RelyX U200. After storage in distilled water at 37°C for 48 h, the specimens were submitted to thermal cycling (10,000 cycles, 5-55°C, 30 s dwell time) and, afterwards, to the mechanical test of compressive strength fracture (1.0 mm / min) at 135° along the tooth axis in electromechanical machine (EMIC DL2000). The ultimate load supported by each specimen was recorded in Newton. The fracture mode was classified by means of stereomicroscopic loupe analysis (30X). The fracture strength data were analyzed by the non-parametric Kruskal-Wallis test, followed by the post-hoc Dunn test. The data of the fracture modes were analyzed by Fisher's exact test ($\alpha=0.05$). No significant differences ($p>0.05$) were observed among the *FOBF*, *FZ350* and *FBFF* groups (mean ranks= 20.30, 12.20 and 23.20, respectively). *LCZ* (mean rank= 26.30) produced similar results to those of *FOBF* and *FBFF* ($p>0.05$) and higher than those of *FZ350* ($p=0.042$). The most frequent type of failure was irreparable, regardless of the experimental condition. The lowest percentages of reparable fractures were 10% for the *FOBF* group, followed by 20% of *LCZ*. The use of bulk fill materials, including the “core-and-post” *LCZ* composite, did not impair the ultimate fracture strength of endodontically treated teeth with extensive coronal destruction. The use *LCZ* made it possible to perform the procedures in fewer steps and less clinical time, without impairing the fracture resistance of endodontically treated lateral incisors.

Keywords: Post and core technique. Dental restoration permanent. Resin cements. Composite resins. Dental restoration failure.

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	16
2 PROPOSIÇÃO	20
3 REVISÃO DA LITERATURA	21
4 MATERIAIS E MÉTODOS	34
4.1 Simulação do Ligamento Periodontal	45
4.2 Confecção das Restaurações Cerâmicas	46
4.2.1 Escaneamento digital dos espécimes	46
4.2.2 Planejamento e desenho das coroas cerâmicas	47
4.2.3 Fresagem das coroas	49
4.2.4 Avaliação da adaptação e do assentamento das restaurações	51
4.3 Cimentação das coroas de zircônia monolítica	51
4.4 Termociclagem dos Corpos-de-Prova	52
4.5 Ensaio Mecânico de Resistência Máxima à Fratura e Análise do Modo de Falha	52
4.6 Delineamento estatístico	54
5 RESULTADOS	55
6 DISCUSSÃO	59
7 CONCLUSÃO	65
REFERÊNCIAS	66
ANEXO	73

1 INTRODUÇÃO

A presença de dentes com coroas total ou parcialmente destruídas por lesões cariosas, restaurações fraturadas/deficientes e/ou traumas são as principais indicações dos núcleos de preenchimento associados a pinos intrarradiculares^{1,2}. Os materiais e técnicas utilizados para devolver a anatomia dentária variam conforme o grau de destruição coronária e a presença/ausência de vitalidade pulpar. No passado, acreditava-se que a restauração de dentes tratados endodonticamente, com pinos associados a núcleos de preenchimento, aumentava consideravelmente sua resistência à fratura³. Porém, sabe-se que a colocação de pino intrarradicular possibilita retenção adicional ao material de preenchimento reforçando a estrutura coronal remanescente, mas não aumenta consideravelmente sua resistência radicular^{4,5}. Outro aspecto de fundamental relevância é a presença da férula cervical, que desempenha papel importante na resistência à fratura desses dentes^{6,7,8,9}, pois promove efeito protetor pela redução do estresse gerado no dente e melhor distribuição das tensões aplicadas sobre a coroa^{8,9}. Sua ausência em um dente restaurado com reduzida estrutura coronária pode aumentar o risco de falha, comprometendo a longevidade do tratamento restaurador^{10,11,12}. Zicari et al.⁴ avaliaram se pinos de fibra, em diferentes condições de férula, podem influenciar a resistência à fratura de dentes tratados endodonticamente, observando que o efeito férula foi benéfico na resistência final dos dentes, sendo a menor resistência encontrada nos dentes sem férula e pino.

Com o surgimento da união adesiva, restaurações diretas e indiretas mudaram completamente e, atualmente, diversos materiais são usados para cimentação de peças protéticas, como os cimentos de ionômero de vidro, ionômero de vidro modificado por resina e resinosos. Na cimentação de restaurações indiretas em que a maior parte do substrato de adesão é dentina, cimentos resinosos têm mostrado melhores propriedades mecânicas quando comparados aos cimentos convencionais. Apresentam adequado selamento marginal e possuem baixa solubilidade, reduzindo o risco de sensibilidade pós-operatória e cáries recorrentes¹³; além de apresentar capacidade adesiva ao dente, aos compósitos de preenchimento, ligas metálicas, cerâmicas vítreas e cristalinas¹⁴ e aos pinos de fibra de vidro¹⁵. De acordo com Zicari et al.¹⁶, adesão

entre cimentos resinosos e pinos de fibra de vidro contribui para a redução na concentração de tensões na interface dentina/cimento/pino. Por outro lado, a capacidade de união não é homogênea, e a região mais frágil é a interface entre a dentina radicular e o cimento resinoso, podendo ocorrer falha na adesão e, conseqüentemente, descimentação do pino. Dessa forma, uma adesão estável entre a dentina radicular e pinos de fibra de vidro é crítica e desejável para o sucesso clínico a longo prazo na restauração de dentes com extensa destruição coronária^{17,18}.

Outro aspecto importante a ser considerado na reabilitação de dentes com extensa destruição coronária é a opção restauradora, que também está relacionada com a quantidade e qualidade da estrutura coronária remanescente^{17,19,20,21,22}. Diversos materiais e sistemas de retentores intrarradiculares (pinos fundidos ou pré-fabricados) têm sido propostos para a reabilitação de dentes com extensa perda estrutural^{12,23}. Núcleos metálicos fundidos e retentores metálicos pré-fabricados, apesar de possuírem alto módulo de elasticidade em relação à dentina, têm sido utilizados por décadas²⁴. Entretanto, a busca por materiais que ofereçam propriedades mecânicas semelhantes à dentina radicular e que favoreçam o sucesso clínico e a estética, principalmente em dentes com pouco ou nenhum remanescente coronário, introduziu no mercado os pinos de fibra de vidro, que possuem estética favorável e módulo de elasticidade semelhante à dentina^{25,26,27,28}. Para o uso desse tipo de retentor intrarradicular há a necessidade da aplicação de um material de preenchimento coronário (núcleo), sobre o qual se executa o preparo dental, obtendo-se a base de sustentação para a futura coroa^{22,29}. Materiais para núcleo mecanicamente mais resistentes resistem melhor à deformação e fratura, proporcionando distribuição de tensões mais equitativas, apresentando menor probabilidade de falha compressiva ou sob tração, além de maior estabilidade e probabilidade de sucesso clínico^{21,30,31,32,33}. Assim, compósitos resinosos reforçados com partículas inorgânicas têm sido frequentemente desenvolvidos e utilizados; sendo às vezes recomendados pelos fabricantes para utilização como material único de cimentação e confecção de núcleos de preenchimento³⁴.

Atualmente, o uso de compósitos *bulk fill* tem sido alternativa interessante na reconstrução de dentes com extensa destruição coronária, pois possibilita o uso de incrementos de 4,0-5,0 mm de espessura/altura^{35,36,37}, o qual reduz o tempo clínico e a

sensibilidade técnica³⁶. Além de uma similar ou inferior contração de polimerização quando comparadas às resinas compostas convencionais e/ou fluidas³⁸; apresentam resistência à fratura semelhante às resinas compostas nanohíbridas, podendo ser utilizadas na restauração coronária de dentes tratados endodonticamente com cavidades extensas^{5,39}. Habibzadeh et al.²⁰ avaliaram a resistência à fratura de pré-molares tratados endodonticamente restaurados com núcleos em Zircônia, metálicos fundidos (ligas de níquel-cromo) ou núcleos com compósito específico para preenchimento (*Photo Core*; Kuraray) associados a pinos de fibra de vidro, após cimentação de coroas cerâmicas com infraestrutura em zircônia. Os resultados mostraram que a resistência à fratura dos dentes restaurados com núcleos em zircônia foi inferior àquela obtida com o compósito para preenchimento, que produziu os maiores valores de resistência à fratura. Além do mais, fraturas catastróficas e não-reparáveis foram prevalentes (83,3%) em dentes restaurados com núcleos em zircônia e apenas um caso de fratura irreparável (8,3%) para o sistema pino de fibra de vidro/compósito. Levando em consideração à demanda contemporânea de tratamentos estéticos com coroas metal-free em dentes anteriores com extensa destruição coronária, os autores²⁰ julgaram importante avaliar a resistência mecânica destes dentes em tratamentos associados à núcleos/núcleos de preenchimento.

Sob outra perspectiva, do ponto de vista de simplificação de técnica e visando agilizar ainda mais o processo de confecção dos núcleos de preenchimento associados a pinos intrarradiculares, estão os materiais baseados no sistema “*core-and-post*”, em que um mesmo material é utilizado como agente de cimentação e material de preenchimento, de forma a se criar em etapa única um conjunto em monobloco^{21,34}. Porém, apesar de poderem contribuir para procedimentos mais rápidos e menos sensíveis, há a necessidade de se avaliar sua eficácia frente a estresse mecânico, além de verificar a influência de materiais com diferentes viscosidades sobre a resistência final de núcleos de preenchimento após cimentação adesiva de coroas totais. Apesar de limitações descritas por Ferrari et al.¹⁰ para sistemas “*core-and-post*”, devido ao possível aumento no estresse de contração de polimerização desses materiais, além de menor resistência de união devido à maior incorporação de cargas inorgânicas para possibilitar sua utilização como preenchimento, Bitter et al.^{31,34} observaram similar

adesão neste tipo de material, sugerindo estudos adicionais *in vitro* e *in vivo* para avaliar sua performance, se possível comparando com materiais convencionais com menor conteúdo de carga inorgânica antes que recomendações gerais possam ser realizadas.

Diante do contexto de simplificação de técnicas e materiais para a confecção de núcleos de preenchimento associados a pinos intrarradiculares, bem como frente às dúvidas e controvérsias que norteiam diversas possibilidades de se realizar a restauração de dentes com extensa destruição coronária, a seguinte hipótese foi formulada: diferentes técnicas de reconstrução de dentes com extensa destruição coronária, incluindo técnicas multi-passo ou única, com materiais convencionais ou *bulk fill* produziram resultados diferentes de resistência máxima à fratura e modo de falha em incisivos bovinos tratados endodonticamente após cimentação final de coroas totais em zircônia CAD/CAM.

2 PROPOSIÇÃO

Este estudo objetivou avaliar a resistência máxima e o padrão de fratura de diferentes núcleos de preenchimento com compósitos *bulk fill* associados a pinos de fibra de vidro em dentes bovinos com extensa destruição coronária e férula cervical de 1,0 mm, após a cimentação adesiva de coroas totais em zircônia CAD/CAM.

3 REVISÃO DA LITERATURA

A restauração de dentes tratados endodonticamente tem sido foco de considerável controvérsia e empirismo ao longo do tempo. Os procedimentos utilizados foram bem sucedidos em alguns aspectos, mas as falhas ainda são aparentes. As causas intrínsecas de falhas ocasionalmente são avaliadas e as limitações de sistemas restauradores dificilmente são identificadas¹⁻³⁹.

Gutmann¹⁹ reportou que dentes tratados endodonticamente são mais susceptíveis à fratura, principalmente pela perda de umidade e a natureza da dentina; por alterações na força causadas por alterações estruturais na morfologia dos dentes; pelo comportamento biomecânico da estrutura dentária sob estresse; pela natureza da tenacidade da dentina em dentes sem polpa; e por mudanças na natureza do alinhamento de colágeno em dentes despolpados. Por isso, os objetivos do tratamento restaurador devem ser baseados em uma multiplicidade de fatores específicos para cada paciente, incluindo oclusão, função e posição do dente, estado periodontal, necessidade protética, quantidade de estrutura dentária viável restante e morfologia da raiz. Ainda, o autor concluiu que a dentina dos dentes despolpados sofre alteração em sua estrutura, reduzindo sua resistência à tração e flexibilidade, e que devido à umidade e à perda da estrutura dentária, os dentes tratados endodonticamente requerem procedimentos restauradores específicos e relacionados à anatomia radicular e osso de suporte.

O uso de pinos deve ser considerado quando o tecido dentário cervical remanescente não puder mais fornecer suporte e retenção^{12,19,20,21}. Nas últimas décadas, os pinos e núcleos metálicos fundidos têm sido mais comumente usados para restaurações de dentes com extensa destruição coronária e tratados endodonticamente. Entretanto, desvantagens foram observadas com os pinos fundidos convencionais, como a rigidez devido ao seu alto módulo de elasticidade quando comparado ao da dentina, além de exigirem múltiplas consultas para confecção; problemas como perda de retenção de pino ou coroa, fratura radicular e risco de corrosão, resultaram na busca por pinos com propriedades de retenção e carga mais favoráveis^{25,26,27,28}.

Pinos de fibra de vidro, além de conferir melhor estética e propriedades mecânicas mais próximas da dentin^{25,26,27,28}., possuem módulo de elasticidade mais baixo em comparação aos pinos metálicos e, portanto, têm a vantagem de dissipar o estresse ao longo do comprimento do pino^{4,6}. Essa característica é diferente dos pinos metálicos fundidos com maior módulo de elasticidade que concentram o estresse no terço apical da raiz⁴⁰. Assim, tem sido relatado na literatura que o uso de pinos de fibra de vidro pode reduzir a ocorrência de fraturas radiculares catastróficas em comparação com pinos metálicos rígidos^{24,41,42}.

Franco et al.⁴² observaram em seu estudo que ocorreram fraturas catastróficas da raiz em dentes tratados endodonticamente restaurados com núcleo metálico fundido. Em contraste, falhas reparáveis ocorreram em dentes restaurados com pinos de fibra de vidro. Falha na cimentação na interface entre o núcleo de preenchimento e a dentina radicular remanescente foi a principal causa dos insucessos para este grupo.

Aksornmuang et al.¹⁵ avaliaram a resistência à microtração (μ TBS) de um material resinoso de dupla polimerização para núcleo de preenchimento para diferentes regiões do pino de fibra de quartzo translúcido em uma cavidade para o pino utilizando diferentes tratamentos de superfície. Foram utilizados 30 pinos de fibra de quartzo translúcido (Light-Post) e divididos em seis grupos de acordo com os tratamentos de superfície: (1) sem tratamento de superfície (Controle); (2) agente de união fotopolimerizável, Clearfil Liner Bond 2V Bond A (PLB); (3) agente de união dual, Clearfil Liner Bond 2V Bond A + B (DLB); (4) BdA + B seguido de fotopolimerização durante 20 segundos (DLB e LC); (5) silano, Clearfil Photobond com ativador de união de Porcelana (PB + PBA); (6) PB + PBA seguido de fotopolimerização por 20 segundos (PB + PBA e LC). Os pinos tratados foram cimentados em cavidades artificiais para pino utilizando um material resinoso para núcleo de preenchimento de dupla polimerização (Clearfil DC Core) e fotopolimerizados por 60 segundos a partir do topo da cavidade. Após 24 horas de armazenamento em água, cada amostra foi dividida em série em doze feixes de 0,6 x 0,6 mm de espessura para o teste de μ TBS. Os dados foram divididos em três regiões (superior / médio / inferior) e analisados por meio de 2-way ANOVA e múltiplas comparações de Dunnet ($\alpha=0,05$). A maior resistência de união esteve presente no grupo do silano para todas as regiões ($p<0,05$). A aplicação do

agente de união na superfície do pino melhorou significativamente a força de adesão em comparação com o controle ($p < 0,05$). Não houve diferenças significativas em μ TBS em todas as regiões entre os agentes de união do tipo fotopolimerizável e dual ($p < 0,05$). A força de adesão diminuiu significativamente na região inferior quando a superfície pino foi tratada com agentes de união ($p < 0,05$), enquanto que não foram encontradas diferenças regionais na resistência de união no grupo do silano ($p > 0,05$).

Alrahlah et al.³⁵ determinaram a profundidade de cura de resinas compostas *bulk fill* por meio do uso de teste de dureza Vickers (VHN). Foram examinados cinco materiais compósitos *bulk fill*: Tetric EvoCeram® Bulk Fill, base X-tra, Venus® Bulk Fill, Filtek™ Bulk Fill, SonicFill™. Três espécimes de cada tipo de material foram preparados em moldes de aço inoxidável que continham uma fenda de dimensões (15 × 4,0 × 2,0 mm) e uma placa superior. Todos os espécimes foram armazenados a 37°C por 24 h, antes das mensurações. A dureza Vickers foi medida em função da profundidade do material, em intervalos de 0,3 mm. Os dados foram analisados por ANOVA unidirecional usando testes post-hoc de Tukey ($\alpha = 0,05$). A VHN máxima variou de 37,8 a 77,4, enquanto a VHN a 80% do max. A VHN variou de 30,4 a 61,9. A profundidade correspondente a 80% da máxima VHN variou de 4,14 a 5,03 mm. One-way ANOVA mostrou diferenças estatisticamente significativas entre os materiais para todos os parâmetros testados. SonicFill exibiu o maior VHN ($p < 0,001$), enquanto Venus Bulk Fill o menor ($p < 0,001$). O SonicFill e o Tetric EvoCeram Bulk Fill tiveram a maior profundidade de cura (5,03 e 4,47 mm, respectivamente) e foram significativamente diferentes do X-tra base, Venus Bulk Fill e Filtek Bulk Fill ($p < 0,016$). A regressão linear confirmou uma regressão positiva entre a sobrecarga máxima de VHN e a carga de preenchimento ($r(2) = 0,94$). Os compósitos de resina *bulk fill* podem ser fotopolimerizados até uma profundidade de pós-cura aceitável, de acordo com as recomendações dos fabricantes. O SonicFill e o Tetric EvoCeram Bulk Fill tiveram a maior profundidade de cura entre os compósitos examinados, 5,0 mm e 4,47 mm, respectivamente.

Atalay et al.⁵ determinaram, in vitro, a resistência à fratura de dentes tratados endodonticamente restaurados com diferentes tipos de resinas compostas. Setenta e dois dentes pré-molares superiores foram aleatoriamente divididos em seis grupos

(n=12). Os dentes do primeiro grupo foram deixados intactos e testados como amostras de controle negativo despreparado (grupo I). Os dentes nos restantes cinco grupos foram preparados com cavidades MOD e tratados endodonticamente. Os dentes em um dos cinco grupos (grupo controle positivo II) não foram restaurados. As restantes cavidades preparadas foram restauradas da seguinte forma: grupo III: resina composta bulk fill/Filtek Bulk Fill (3M ESPE); grupo IV: resina composta fluida bulk fill + nanohíbrida / SureFil SDR Flow + Ceram.X Mono (Dentsply); grupo V: resina composta reforçada com fibras + resina composta posterior / GC everX posterior + posterior G-aenial (GC Corp.); e grupo VI: resina composta nanohíbrida / Tetric N-Ceram (Ivoclar / Vivadent). Cada material restaurador foi utilizado com o respectivo sistema adesivo. Os dentes restaurados foram armazenados em água destilada por 24 h a 37°C e foram então termociclados (5-55°C, 1000 ×). Os espécimes foram submetidos a uma carga compressiva até a ruptura a uma velocidade de 0,5 mm/min. Os dados foram analisados usando 1-way ANOVA seguida do teste post-hoc de Tukey ($\alpha=0,05$). Os pré-molares saudáveis (controle negativo do grupo I) mostraram resistência à fratura significativamente maior do que os outros grupos testados ($p<0,05$). Não foram encontradas diferenças estatisticamente significantes nos valores de resistência à fratura dos grupos restaurados (grupos III, IV, V e VI) ($p>0,05$). Os menores valores foram obtidos no grupo controle positivo (grupo II); esses valores foram significativamente menores que os dos demais grupos ($p<0,05$). Os valores de resistência à fratura de dentes tratados endodonticamente restaurados com resina composta bulk fill/bulk fill fluida ou reforçada com fibra não foram diferentes daqueles restaurados com resina composta nano-híbrida convencional.

Zogheib et al.⁴³ avaliaram, in vitro, a resistência à fratura de dentes não vitais humanos restaurados com diferentes protocolos de reconstrução. Quarenta raízes anteriores humanas de forma e dimensões semelhantes foram divididas em quatro grupos (n=10), de acordo com o protocolo de reconstrução da raiz: Grupo I (controle): raízes não enfraquecidas com pino de fibra de vidro; Grupo II: raízes com resina composta por técnica incremental e pino de fibra de vidro; Grupo III: raízes com pinos de fibra de vidro acessórios e pino de fibra de vidro; e Grupo IV: raízes com técnica de pino de fibra de vidro anatômica. Após a cimentação do pino e reconstrução do núcleo

de preenchimento, as raízes foram embebidas em resina acrílica quimicamente ativada e submetidas ao teste de resistência à fratura, com carga compressiva em um ângulo de 45° em relação ao longo eixo da raiz a uma velocidade de 0,5 mm/min até à fratura. Todos os dados foram analisados estatisticamente com o teste de Dunnett bilateral ($\alpha=0,05$). O grupo I apresentou maiores valores médios de resistência à fratura, apresentando resistência semelhante quando comparado aos três grupos experimentais, que, por sua vez, apresentaram resistência semelhante à fratura entre si. Nenhuma das técnicas de reconstrução radicular com pinos intrarradiculares melhorou a força radicular, e a técnica incremental foi sugerida como sendo a recomendada, uma vez que o tipo de fratura que ocorreu permitiu que a estrutura dental remanescente fosse reparada. Os resultados deste estudo in vitro sugerem que a dentina radicular remanescente é mais importante em aumentar a resistência à fratura do que o protocolo de reconstrução utilizado.

Silva et al.⁴⁴ avaliaram o efeito de pinos e técnicas na deformação, resistência à fratura e padrão de fratura de incisivos com canal radicular alargado. Cento e cinco raízes bovinas, tratadas endodonticamente (15 mm) foram divididas em 7 grupos (n=15). Os grupos controle (C), constituídos de raízes não alargadas, foram restauradas com Cpc (núcleo metálico fundido) ou Gfp (pino de fibra de vidro). Nos grupos experimentais os canais foram alargados (F) e restaurados com: GfpAp (Gfp associado com pinos de fibra de vidro acessórios); GfpRc (pino anatômico, reembasado com resina composta) e GfpRcAp (pino anatomizado com resina composta e pinos acessórios). Os dentes foram restaurados com coroas metálicas. Fadiga mecânica foi simulada com 3x10⁵/50N ciclos. O teste foi realizado a 45° e a deformação (μ S) obtida nas superfícies vestibular e proximal. Em seguida, a resistência à fratura (N) e o padrão de fratura foram verificados. Aplicou-se ANOVA e Teste de Tukey ($\alpha=0,05$). Não houve diferença na deformação. Cpc resultou em menor resistência à fratura e com mais fraturas catastróficas em raízes fragilizadas. As técnicas de reembasamento do pino com resina composta ou o uso de pinos acessórios parecem ser efetivos para melhorar o comportamento biomecânico de raízes fragilizadas.

Sherfudhin et al.⁴⁵ investigaram o efeito de diferentes alturas de férula em pré-molares tratados endodonticamente. Cinquenta primeiros pré-molares mandibulares

foram tratados endodonticamente e restaurados com pino de fibra de 7 mm (FRC Postec Plus # 1 Ivoclar Vivadent) cimentados com cimento resinoso quimicamente ativado (Multilink, Ivoclar Vivadent) enquanto a seção coronal foi restaurada com compósito híbrido para construção de núcleo de preenchimento (Tetric Ceram, Ivoclar-Vivadent), que recebeu coroa de cerâmica pura. Diferentes alturas de férula foram investigadas: férula circunferencial de 1,0 mm sem pino e núcleo (grupo 1 usado como controle), uma férula circunferencial de 1,0 mm (grupo 2), férula vestibular não uniforme de 2,0 mm e 1,0 mm no sentido lingual (grupo 3), férula vestibular não uniforme de 3,0 mm e 2,0 mm no sentido lingual (grupo 4) e sem férula (grupo 5). A carga de fratura e o padrão de falha dos grupos testados foram investigados pela aplicação de carga axial às coroas cerâmicas (n=10). Os dados foram analisados estatisticamente por ANOVA unidirecional e o teste post-hoc de Tukey foi usado para comparações pareadas ($\alpha=0,05$). Não houve diferenças significativas entre a carga de falha de todos os grupos testados ($p=0,780$). O grupo controle teve a menor resistência à fratura ($891,43\pm202,22$ N) e a maior taxa de falha catastrófica ($p<0,05$). Em comparação com o grupo controle, o uso de pinos de fibra reduziu a porcentagem de falhas catastróficas, enquanto o aumento da altura da férula não influenciou a resistência à fratura dos espécimes restaurados. Os autores concluíram que o aumento do comprimento da férula não influenciou a resistência dos dentes tratados endodonticamente restaurados com coroas cerâmicas de dissilicato de lítio, e que a inserção de um pino de fibra poderia reduzir a porcentagem de falha catastrófica dessas restaurações em função.

Murali et al.² realizaram um estudo com o objetivo de avaliar a taxa de sobrevivência de dentes tratados endodonticamente restaurados com pinos de fibra reforçados com resina e núcleo de preenchimento com resina composta direta e coroa total. Sessenta pacientes que necessitaram de tratamento endodôntico com coroa selecionado do departamento de paciente externo do Instituto da Força Aérea de Ciências Odontológicas, Bangalore. Sessenta e quatro dentes foram tratados endodonticamente e restaurados com pino de fibra e núcleo de preenchimento em resina composta direta. Os pacientes foram avaliados imediatamente após a restauração e reavaliados no final do primeiro, segundo e terceiro meses. Após três meses de avaliação clínica, se os dentes fossem assintomáticos, eles seriam

restaurados com coras metálico-cerâmicas e avaliados imediatamente, e novamente reavaliados ao final do primeiro, terceiro e sexto meses. Após três meses de avaliação clínica, apenas dois dentes exibiram lesão periapical com sintomas clínicos e três dentes sem sintomas clínicos. Cinco dentes exibiram ligeira coloração marginal, três dentes apresentaram perda parcial de restauração e dois dentes exibiram completa perda de restauração com a fratura do pino. No final do sexto mês após a restauração com coroa total, dois dentes deslocaram a restauração devido à fratura do pino e dois dentes exibiram a descimentação do pino. Os autores concluíram que pinos de fibra de vidro são a melhor alternativa para restauração de dentes fraturados tratados endodonticamente. Pinos de fibra e materiais para núcleo de preenchimento direto de resina composta são fortemente recomendados para restauração de dentes mutilados tratados endodonticamente entre os estabelecimentos odontológicos das Forças Armadas.

Ferro et al.²⁹ avaliaram a resistência à fratura de dentes tratados endodonticamente submetidos a diferentes técnicas de reconstrução por meio de testes dinâmico e estático. Quarenta dentes humanos anteriores foram divididos em 4 grupos (n=10): GNW (não fragilizado): raiz restaurada com pino de fibra de vidro (PFV), GW: raiz fragilizada restaurada com PFV, GDA: raiz fragilizada restaurada com PFV anatômico direto, e GIA: raiz fragilizada restaurada com PFV anatômico indireto. Os dentes foram tratados endodonticamente considerando que nos grupos experimentais (GW, GDA e GIA) simulou-se fragilização radicular das raízes para restauração com PFV utilizando diferentes técnicas. Os PFV foram cimentados com cimento resinoso e a porção coronária foi restaurada com resina composta e coroa metálica. Todas as amostras foram submetidas a simulação de mastigação em 60 ciclos/min totalizando 300,000 ciclos. As amostras sobreviventes foram submetidas a teste de compressão com velocidade de 1,0 mm/min em máquina universal de ensaio. A carga foi aplicada a 135° em relação ao longo eixo do dente até a falha do dente. Os dados foram analisados por ANOVA ($\alpha=0,05$). Após a simulação da mastigação foi observado: GNW: 100% de sobrevivência das raízes; GW: 70% de sobrevivência das raízes, e GDA e GIA: 80% de sobrevivência das raízes. O valor médio de resistência à fratura (N) foi de 280,6 (GNW), 239,0 (GW), 221,3 (GDA) e 234,1 (GIA) sem diferença significativa entre

os grupos ($p=0,7476$). Os resultados sugerem similar resistência à fratura em ambos os dentes fragilizados ou não-fragilizados em relação à técnica de reconstrução das paredes radiculares internas. Elevada incidência de fraturas catastróficas foram observadas nos dentes fragilizados sem a restauração das paredes radiculares internas.

Marchionatti et al.⁴⁶ realizaram revisão sistemática comparando o desempenho clínico e os modos de falha de dentes restaurados com retentores intrarradiculares. Foi realizada uma busca nas bases de dados PubMed/Medline, Central e ClinicalTrials para ensaios clínicos randomizados comparando comportamento clínico e falhas de pelo menos dois tipos de retentores. Dos 341 artigos detectados, 16 foram selecionados para análise de texto completo, dos quais 9 preencheram os critérios de elegibilidade. Uma busca manual adicionou mais dois estudos, totalizando 11 estudos que foram incluídos nesta revisão. Os retentores avaliados foram pinos de fibra (pré-fabricados e personalizados) e metálicos (pré-fabricados e fundidos) e o acompanhamento variou de 6 meses a 10 anos. A maioria dos estudos mostrou bom comportamento clínico para os retentores intrarradiculares avaliados. As taxas de sobrevivência relatadas variaram de 71 a 100% para pinos de fibra de vidro e 50 a 97,1% para pinos metálicos. Estudos não encontraram diferença na sobrevivência entre diferentes pinos metálicos e a maioria dos estudos não encontrou diferença entre os pinos de fibra e metal. Dois estudos também mostraram que a altura da dentina remanescente, número de paredes e férula aumentaram a longevidade dos dentes restaurados. As falhas nos pinos de fibra foram principalmente devida à perda de retenção, enquanto as falhas nos pinos metálicos foram principalmente relacionadas à fratura radicular, fratura do pino e coroa e/ou perda de retenção do pino. Em conclusão, os pinos metálicos e de fibra apresentam comportamento clínico similar a curto e médio prazo. Estrutura dentária remanescente e férula aumentam a sobrevivência das restaurações em dentes despolpados.

Côrrea et al.⁴⁷ avaliaram o efeito da estratégia restauradora (pino de fibra e pino e núcleo metálico fundido), altura coronal (0 vs. 2,0 mm) e espessura (superior a 1,0 mm vs. inferior a 1,0 mm) na taxa de sobrevivência, resistência à fratura e distribuição de estresse de dentes tratados endodonticamente. Setenta e dois dentes bovinos foram limpos e alocados em seis grupos ($n=12$). Vinte e quatro dentes foram seccionados em

13 mm de comprimento (sem estrutura coronal remanescente) e quarenta e oito foram seccionados em 15 mm (estrutura coronal remanescente de 2,0 mm). Metade dos quarenta e oito tinham espessura coronal remanescente inferior a 1 mm e a outra metade espessura maior que 1,0 mm. Todos os canais radiculares foram confeccionados a 10 mm (comprimento de cimentação), os pinos de fibra foram cimentados em trinta e seis espécimes e o pino e núcleo metálico fundido em outros trinta e seis. Todos os dentes foram restaurados com coroas metálicas. Os espécimes foram submetidos a 1,5 milhão de ciclos (100 N, 45°, 10 Hz a 2 mm abaixo da borda incisal) e avaliados a cada 500.000 ciclos para detectar falhas. Os espécimes que sobreviveram foram submetidos a testes de carga para fratura. Os dados de sobrevivência dos modelos bidimensionais (Rhinoceros® 4.0) foram submetidos à análise de Kaplan-Meier ($\alpha=0,05$) e os valores de carga para fratura submetidos aos testes ANOVA e Tukey ($\alpha=0,05$). Grupos sem estrutura coronal remanescente apresentaram taxas de sobrevida inferiores aos demais grupos ($p=0,001$). A ANOVA apresentou maiores valores de carga para fratura nos grupos com espessura coronal maior que 1,0 mm ($p=0,0043$). A análise por elementos finitos mostrou melhor distribuição de tensão nos grupos com estrutura coronal remanescente e restaurada com pinos de fibra. Os espécimes sem estrutura coronal remanescente obtiveram taxas de sobrevivência inferiores aos dentes com estrutura coronal remanescente, considerando as mesmas estratégias restauradoras; espécimes com estrutura coronal remanescente com espessura superior a 1,0 mm suportaram maiores valores de carga à fratura, apesar da estratégia restauradora utilizada; espécimes com estrutura coronal remanescente com espessura menor que 1,0 mm suportaram a mesma carga para fraturar os espécimes sem estrutura coronal remanescente, independentemente da estratégia restauradora utilizada; espécimes restaurados com pinos de fibra tendem a sofrer menos fraturas catastróficas em comparação com pinos e núcleos metálicos fundidos nos corpos de prova com 2,0 mm de altura da estrutura coronal remanescente e espessura superior a 1,0 mm, permitindo a restauração do novo conjunto.

A cimentação de pinos de fibra de vidro pode ser realizada com vários cimentos resinosos que podem ser classificados pelo modo de polimerização (fotopolimerizáveis, quimicamente ativados e duais) e pelas formas de condicionamento (condicionamento

total e autoadesivo). Devido à dificuldade associada à penetração da luz no terço apical da raiz, os cimentos puramente fotopolimerizáveis são raramente utilizados para a adesão à pinos de fibra de vidro (Aksornmuang et al.¹⁵, Ferrari et al.⁴⁸). Os cimentos quimicamente ativados têm a desvantagem de tempo de trabalho limitado e dificuldades de manipulação por profissionais inexperientes. Por estas razões, a melhor opção para a cimentação de pinos de fibra de vidro é um cimento de dupla polimerização ou duais. Além de possuírem as vantagens de serem fotopolimerizáveis, os cimentos duais também contêm iniciadores químicos para áreas profundas, onde o acesso à luz é difícil de ser alcançado (Bitter et al.⁴⁹).

Os compósitos e sistemas adesivos atuais permitem reconstruir dentes extensamente destruídos até mesmo em casos de perda completa da coroa clínica. Os requisitos que os materiais utilizados devem satisfazer são altíssimos, pois é necessária uma forte adesão à estrutura dentária e, se for o caso, também a um pino intrarradicular. Em núcleos de preenchimento, o material de reconstrução também deve possuir uma dureza semelhante à da dentina para facilitar o preparo do núcleo e para que a reconstrução se comporte como o dente natural durante a incidência de cargas (Magne et al.³², Magne et al.⁵⁰). A resina composta é o material mais utilizado (Ozcan, Valandro²³, Li et al.³⁶).

Soares et al.¹² demonstraram que o desempenho dos dentes tratados endodonticamente está fortemente relacionado aos eventos biomecânicos envolvidos durante todas as fases do tratamento endodôntico. A seleção correta e o uso dos instrumentos mecânicos e rotatórios são essenciais para evitar danos à dentina durante o preparo do canal radicular. A presença de férula associada a um adequado protocolo de adesão está diretamente relacionada ao sucesso clínico do uso de pinos de fibra de vidro. Restaurações diretas com resina composta pode ser uma boa alternativa na restauração de dentes tratados endodonticamente quando existe estrutura coronária remanescente.

Subash et al.³³ investigaram a resistência à fratura de Biodentine como material para núcleo de preenchimento em comparação com o ionômero de vidro modificado por resina e resina composta. Foram utilizados 30 incisivos centrais superiores humanos permanentes extraídos. Após tratamento endodôntico seguido de preparo para o pino e

cimentação do pino de fibra de vidro (Reforpost, Angelus), as amostras foram divididas em três grupos com base no tipo de material do núcleo. O material para construção do núcleo de preenchimento usado no Grupo I foi Biodentine (Septodont, França), o Grupo II foi cimento de ionômero de vidro modificado por resina (CIVMR; GC, Japão) e o Grupo III foi resina composta híbrida (TeEconom plus, Ivoclar vivadent). Os espécimes foram submetidos à tenacidade à fratura usando máquina de teste Universal (1474, Zwick/Roell, Alemanha) e os resultados foram comparados usando análise de variância unidirecional com teste post-hoc de Tukey. Os resultados mostraram que houve diferença significativa entre os grupos em termos de carga de fratura. Além disso, a resina composta apresentou maior carga média de fratura (1.039,9 N), enquanto que os dentes restaurados com Biodentine demonstraram a menor carga média de fratura (176,66 N). O ionômero de vidro modificado por resina exibiu carga de fratura intermediária (612,07 N). O principal modo de falha no Grupo I e Grupo II foi favorável (100%), enquanto que fratura desfavorável foi observada no Grupo III (30%). Assim, os autores concluíram que Biodentine não satisfaz os requisitos para ser usado como material para núcleo de preenchimento ideal. O uso do CIVMR deve ser limitado a áreas sem estresse, e a resina composta ainda é o melhor material para confecção de núcleo de preenchimento devido à sua alta resistência à fratura e adesão ao dente.

Da Silva et al.⁸ avaliaram o efeito da presença de pinos, núcleo, tipo coroa e férula no comportamento biomecânico de dentes anteriores bovinos tratados endodonticamente. A presença de férula não influenciou significativamente a deformação e resistência a fratura de coroas cerâmicas, independente do tipo de núcleo e coroa. Por outro lado, em coroas metálicas, diminuiu a deformação e aumentou a resistência a fratura, independente do tipo de núcleo. Dentes restaurados com pino de fibra de vidro e núcleo de preenchimento em resina composta e presença de férula apresentaram valores de resistência à fratura maiores do que em dentes restaurados com pino e núcleos metálicos fundidos, tanto para coroas metálicas quanto para coroas cerâmicas. Ainda, sob a mesma perspectiva, dentes restaurados com pino de fibra de vidro e núcleo de preenchimento reforçado por fibras apresentaram maiores valores de resistência à fratura do que em dentes com pino e núcleos metálicos fundidos e dentes com pino de fibra de vidro e núcleo de preenchimento em resina composta.

Lazari et al.⁵¹ avaliaram, *in vitro*, a restauração de incisivos extensamente danificados e tratados endodonticamente na ausência de férula usando coroas de cerâmica vítrea cimentadas a várias configurações de núcleos de preenchimento em resina composta e dois tipos de pinos intrarradiculares. Os resultados mostraram que a resistência à fadiga de incisivos tratados endodonticamente foi levemente melhorada utilizando um pino de fibra associado ao núcleo de preenchimento em resina composta do tipo *bulk fill* quando comparada com o grupo com pinos de titânio.

Nos últimos anos, resinas compostas *bulk fill* têm sido amplamente introduzidas nos procedimentos clínicos, pela aplicação de espessuras de 4,0-5,0 mm sem a necessidade de uma técnica incremental e fotopolimerização em única etapa (Alrahlah et al.³⁵). Além de maior profundidade de polimerização e menor estresse de contração induzida pela polimerização do que em uma resina composta convencional (Fronza et al.³⁷). Outra alternativa é o material 2-em-1 usado para cimentar o pino e confeccionar o núcleo de preenchimento com o mesmo material de dupla polimerização (Panitiwat, Salimee²¹).

Bitter et al.³⁴ realizaram um estudo comparando o uso de materiais para construção de núcleos de preenchimento (LuxaCore Dual e Clearfil Core) e cimentos resinosos autoadesivos experimentais em dentes tratados endodonticamente. Os resultados mostraram que o Clearfil Core e o LuxaCore Dual apresentaram capacidade máxima de carga e força flexural maiores que os cimentos resinosos autoadesivos, além de melhor integridade marginal e menor sorção de água.

Os materiais de polimerização dual são, comprovadamente, os mais eficazes em cumprir essa função, pois alcançam elevada dureza final mesmo sob condições desfavoráveis para a fotopolimerização. Outra vantagem dos materiais de polimerização dual é poderem ser utilizados dentro do canal radicular, onde a fotopolimerização não é possível ou bastante limitada. Na reconstrução de um dente extensamente destruído com um pino intrarradicular, utilizando materiais com módulo de elasticidade similar à dentina parece promissora devido à redução do risco de fratura radicular (Kumar, Shivrayan³⁰). Além do mais, o procedimento será de mais fácil execução se apenas um único material for necessário tanto para a fixação do pino intrarradicular quanto para a confecção do núcleo de preenchimento (Panitiwat, Salimee²¹). Assim se evitam áreas

de interface entre diferentes materiais, as quais poderiam reduzir a resistência mecânica da reconstrução. Ainda, esse “monobloco” pode possuir propriedades físico-mecânicas semelhantes às da estrutura dental e se comportar de modo muito similar ao dente quando submetido a cargas. Esse monobloco entre a dentina, o pino e a coroa poderia produzir uma restauração com maior longevidade a longo prazo e alta resistência (Panitiwat, Salimee²¹, Fronza et al.³⁷).

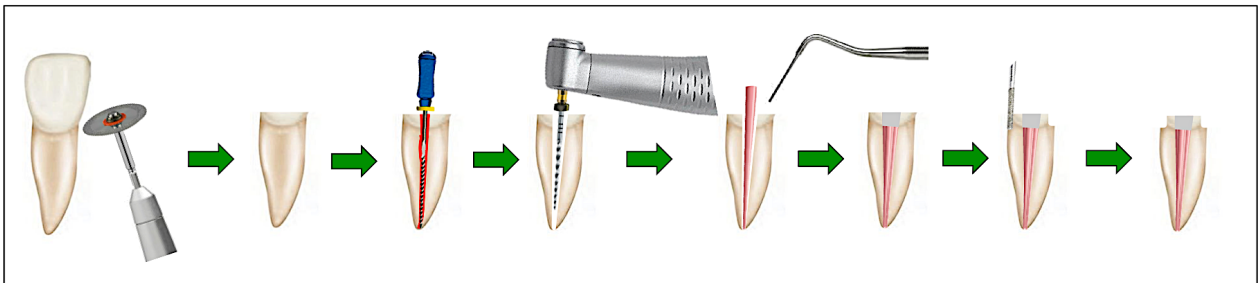
4 MATERIAIS E MÉTODOS

Quarenta incisivos laterais mandibulares bovinos com dimensões similares (medidas com paquímetro digital) e raízes retas, livres de cáries, trincas ou fraturas foram extraídos, limpos e mantidos em solução de timol a 0,1% durante 24 h e, em seguida, armazenados em água destilada⁵². Após aprovação do projeto de pesquisa pela Comissão de Ética no Uso de Animais (CEUA) da Faculdade de Odontologia de Araraquara/UNESP (nº 09/2018) (ANEXO A), as coroas dentárias foram removidas com disco diamantado refrigerado à água, afim de obter remanescente radicular de 16 mm. Para o tratamento endodôntico foi utilizada técnica de instrumentação baseada no sistema ProTaper (Dentsply-Maillefer Instruments SA, Ballaigues, Suíça), sob irrigação com hipoclorito de sódio à 1,0 %. Para isso, após exploração inicial com limas K-files (Dentsply-Maillefer Instruments SA, Ballaigues, Suíça), limas rotatórias S1, S2, SX, F1 e F2 do sistema ProTaper (Dentsply-Maillefer Instruments SA, Ballaigues, Suíça), foram utilizadas com torque e tempo padronizados. Após a instrumentação, os canais radiculares foram limpos com solução de EDTA à 17% (Biodinâmica Química e Farmacêutica LTDA, Ibiporã, PR, Brasil), sob agitação mecânica com lima durante 60 s e, em seguida, irrigados com água destilada, secos com cones de papel absorvente (Dentsply Indústria e Comércio Ltda., Petrópolis, RJ, Brasil) e obturados com cones únicos de guta-percha F2 (Dentsply-Maillefer Instruments SA, Ballaigues, Suíça) do sistema Protaper e cimento endodôntico à base de resina epóxi (AH Plus; Dentsply Indústria e Comércio Ltda., Petrópolis, RJ, Brasil). Após tratamento endodôntico, os canais foram selados com ionômero de vidro convencional (Vidrion R, SSWhite, Rio de Janeiro, RJ, Brasil) e armazenados por 24 h em estufa a 37°C com umidade relativa de 100%⁵³; assegurando completa reação de presa do cimento endodôntico previamente ao preparo do canal radicular^{54,55}.

Após tratamento endodôntico e armazenagem em estufa, os dentes foram preparados com turbina de alta rotação sob constante irrigação (Gnatus Equipamentos Médico-Odontológicos, Ribeirão Preto, Brasil) e fresa diamantada cilíndrica de topo plano e extremidades arredondadas (MF 3098; KG Sorensen, Barueri, SP, Brasil), de forma a criar um término cervical com 1,0 mm de altura (férula) e 1,2 mm de largura (diâmetro da fresa) (Figuras 1 a 5). A férula cervical de 1,0 mm foi adotada para simular

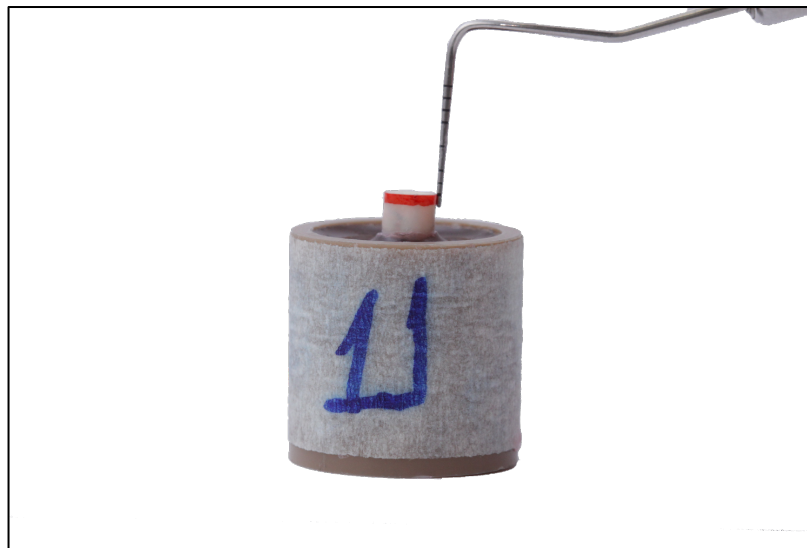
uma condição de prognóstico menos favorável, em que os possíveis efeitos dos diferentes tratamentos propostos possam ser mais facilmente detectados²¹. Essas medidas foram confirmadas por meio da utilização de paquímetro digital com precisão de 0,01 mm (Mitutoyo, Miyazaki, Japão).

Figura 1 - Preparo dos dentes, obturação do canal radicular e da férula cervical



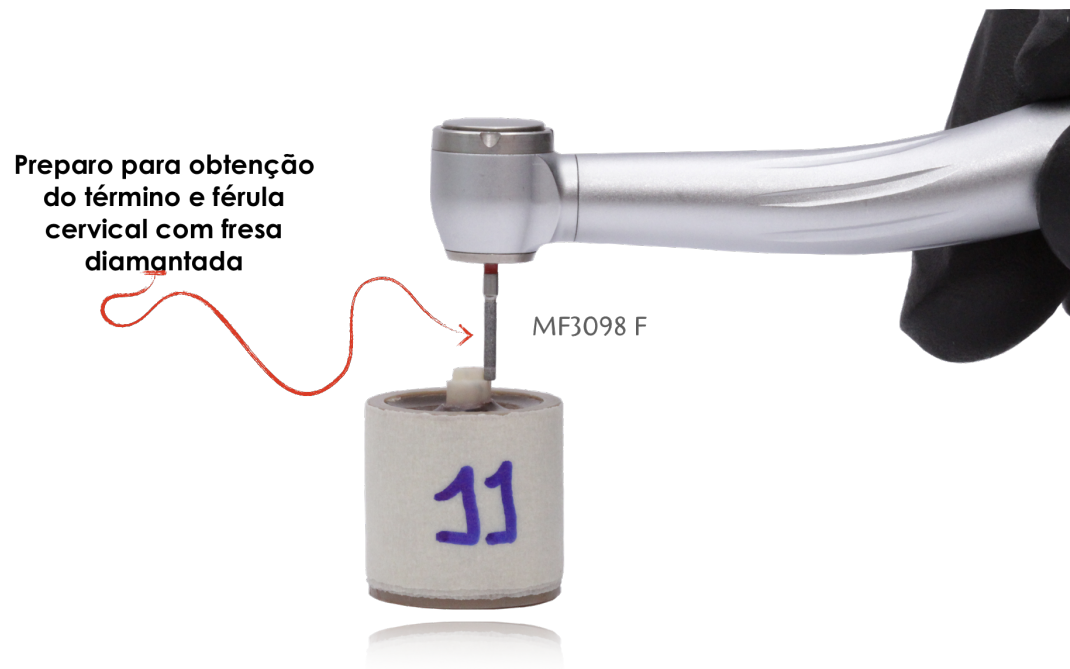
Fonte: Elaboração própria.

Figura 2 - Demarcação com caneta a altura de 1,0mm para preparo da férula cervical



Fonte: Elaboração própria.

Figura 3 - Preparo do término e férula cervical



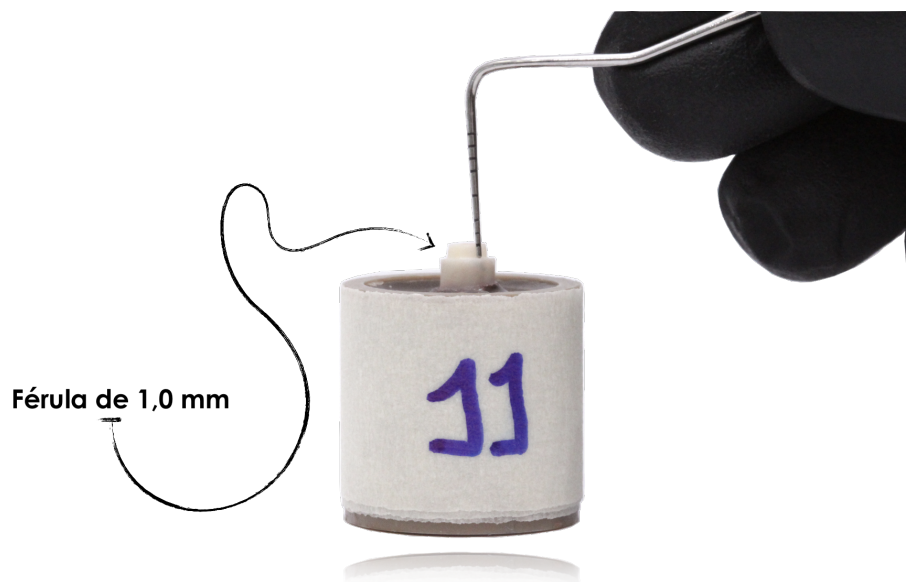
Fonte: Elaboração própria.

Figura 4 - Acabamento/polimento do preparo cervical e axial



Fonte: Elaboração própria.

Figura 5 - Férula de 1,0 mm



Fonte: Elaboração própria.

O cimento de ionômero de vidro foi removido com turbina de alta rotação sob constante irrigação e, em seguida, a guta-percha dos terços cervical e médio foi removida com instrumento de Rhein aquecido, seguido das brocas Gates Glidden #1 e 2 e largo #2 (Dentsply-Maillefer Instruments SA, Ballaigues, Suíça) (Figuras 6 e 7). Uma quantidade de 5,0 mm de obturação apical foi mantida e conferida radiograficamente por meio de sensor digital intraoral (EVO/FIT, Micro Imagem Indústria Comércio Importação e Exportação Ltda, Indaiatuba, SP, Brasil) a uma distância fixa para cada amostra.

Figura 6 - Determinação do comprimento para desobturação do canal radicular com Gates Glidden



Fonte: Elaboração própria.

Figura 7 - Determinação do comprimento para desobturação do canal radicular com fresa de Largo #2



Fonte: Elaboração própria.

Em seguida, o canal radicular foi preparado com broca específica do sistema Whitepost DC0,5 (FGM, Joinville, SC, Brasil) para adaptá-lo ao formato específico do pino de fibra de vidro Whitepost DC0,5 (FGM, Joinville, SC, Brasil) (Figuras 8 a 10). Durante o procedimento os dentes foram mantidos envoltos em gaze úmida e irrigados com água destilada. Radiografias vestibulo-linguais e méso-distais foram tomadas para assegurar que os preparos realizados resultaram em raízes com dimensões intrarradiculares semelhantes.

Figura 8 - Pino de fibra de vidro Whitepost DC0,5 e broca para preparo do pino DC0,5 (FGM)



Fonte: Elaboração própria.

Figura 9 - Preparo do canal com broca específica do sistema Whitepost DC0,5 (FGM)



Fonte: Elaboração própria.

Figura 10 - Prova e demarcação do pino para corte prévio à cimentação



Fonte: Elaboração própria.

Para aproximar da situação clínica e fornecer uma avaliação mais precisa da resistência à fratura dos dentes, a metodologia deste estudo realizou a inclusão das raízes em resina de poliestireno e simulação do ligamento periodontal utilizando elastômero à base de poliéter (ImpregumTM Soft, 3M ESPE AG, Seefeld, Alemanha). Para isso, as superfícies radiculares foram inseridas em cera liquefeita, resultando em uma camada externa de cera de 0,2-0,3 mm de espessura (Figura 11), confirmada com espessímetro (Fava Metalúrgica, São Paulo, SP, Brasil).

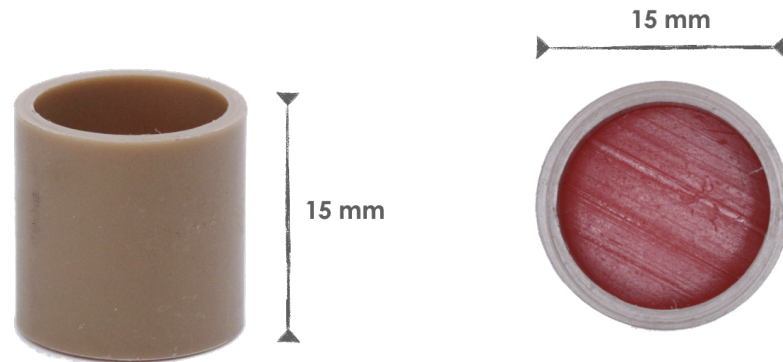
Figura 11 - Raiz com camada de cera



Fonte: Elaboração própria.

Em seguida, os dentes foram incorporados em resina de poliestireno (Max Rubber Ind. Químicas Ltda, Diadema, SP, Brasil) utilizando cilindros (15 x 15 mm) de policloreto de vinila (PVC) como moldes. A resina foi manipulada seguindo as instruções do fabricante e inserida no cilindro de PVC imediatamente após a mistura. Após, cada dente foi axialmente posicionado no interior do anel de PVC contendo a resina (Figuras 12 e 13) por meio do uso de delineador B2 (Bio-Art® Equipamentos Odontológicos Ltda, São Carlos, SP, Brasil), de forma que 3,0 mm da região cervical ficasse acima da resina de poliestireno. Assim, o topo da resina simularia a crista óssea e o espaço acima disso o espaço biológico⁵⁶.

Figura 12 - Anel de policloreto de vinila (PVC) nas dimensões 15x15 mm



Fonte: Elaboração própria.

Figura 13 - Raízes inseridas no anel de PVC com resina de poliestireno



Fonte: Elaboração própria.

A amostra foi aleatoriamente dividida em 4 grupos experimentais (n=10) de acordo com a técnica de reconstrução a ser utilizada (Quadro 1). Esse número amostral foi confirmado após estudo piloto, realizado a partir da confecção de 30% do número amostral estimado. Independentemente do material de preenchimento, os dentes receberam um pino único de fibra de vidro (Whitepost DC0,5), que foi cimentado com o compósito dual LuxaCore Z (DMG, Hamburg, Alemanha). Previamente à cimentação, os pinos foram limpos com álcool isopropílico, secos com jatos de ar e receberam uma camada de silano Prosil (FGM, Joinville, SC, Brasil) sobre toda a superfície, aguardando-se a secagem por 60 s.

Quadro 1 - Siglas, materiais e técnicas de preenchimento utilizados em cada grupo experimental

Siglas do Grupos Experimentais	Material/Técnica de Preenchimento
<i>FBF</i>	Núcleos de Preenchimento com 4,0 mm de altura, realizado em um incremento da resina Filtek One (3M ESPE, St. Paul, MN, EUA).
<i>FZ350</i>	Núcleos de Preenchimento com 4,0 mm de altura, realizado em dois incrementos da resina Filtek Z350 XT (3M ESPE, St. Paul, MN, EUA).
<i>FBFF</i>	Núcleo de Preenchimento com 4,0 mm de altura, realizado em único incremento com resina Filtek Bulk Fill Flow (3M ESPE, St. Paul, MN, EUA).
<i>LCZ</i>	Núcleo de Preenchimento com 4,0 mm de altura, realizado em único incremento com a resina LuxaCore Z (DMG, Hamburg, Alemanha); desenvolvida para atuar como agente de cimentação e/ou preenchimento em etapa única (sistema “core-and-post”).

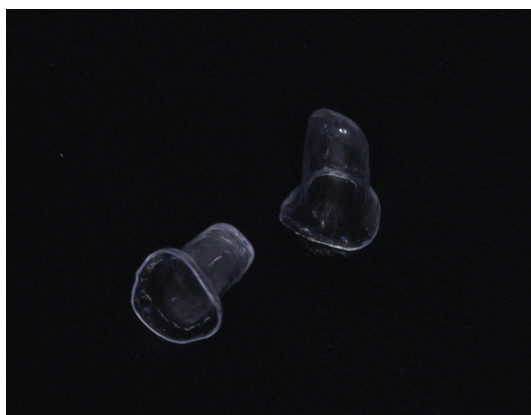
Fonte: Elaboração própria.

Para a cimentação dos pinos de fibra de vidro no interior dos canais radiculares, o agente de cimentação e confecção de núcleo de preenchimento LuxaCore Z (DMG, Hamburg, Alemanha) foi utilizado com condicionamento ácido total no canal radicular, a partir da aplicação de gel de ácido fosfórico à 35% (DMG, Hamburg, Alemanha) por 15 s, seguido de lavagem com água destilada em abundância e remoção da umidade com pontas de papel absorvente. Após, foi utilizado o sistema adesivo de polimerização dual Luxabond (DMG, Hamburg, Alemanha). Aplicou-se ativamente uma gota de “Pré-Bond” com pincel por 15 s no canal radicular. O excesso foi removido com microbrush seco e, em seguida, uma gota de “Bond A” foi misturada com uma gota de “Bond B” por 5 s, e aplicada ativamente com pincel por 20 s. O excesso de material foi removido e o pino cimentado com o compósito dual LuxaCore Z. A fotoativação foi realizada com aparelho Radian Plus (SDI Brasil Indústria e Comércio Ltda, São Paulo, SP, Brasil), com potência de 1200 mW/cm², por 40 s em cada face, além de aguardar 6 min para sua

polimerização química. Após, procedeu-se com a confecção dos núcleos de preenchimento, conforme materiais e técnicas descritos no Quadro 1.

Para a padronização do volume e morfologia dos núcleos de preenchimento, uma matriz de acetato cristal 0,3 mm (Bio-Art® Equipamentos Odontológicos Ltda., São Carlos, SP, Brasil) foi confeccionada a partir de um núcleo inicial padrão estabelecido em grupo piloto e utilizada para a inserção padronizada (Da Silva et al.⁸) dos compósitos para reconstrução coronária (Figura 14). As resinas foram aplicadas sobre a porção coronária do pino, de acordo com os incrementos descritos no Quadro 1, aferidos com sonda milimetrada (Hu-Friedy, Chigago, Illinois, EUA) e a matriz plástica levada em posição para padronização da morfologia. Para o grupo LCZ esse procedimento foi realizado na mesma etapa de cimentação do pino de fibra de vidro, devido à característica do sistema LuxaCore Z, que permite sua utilização como agente de cimentação e confecção do núcleo de preenchimento em única etapa. Os excessos dos materiais foram removidos e cada face polimerizada por 40 s (Radii Plus, SDI Brasil Industria e Comercio Ltda, São Paulo, SP, Brasil). O acabamento e polimento foi realizado por meio da utilização de discos de lixa abrasivos utilizados da granulação grossa para a ultrafina (Sof-Lex série laranja, 3M ESPE, St. Paul, EUA).

Figura 14 - Matriz de acetato para padronização dos núcleos de preenchimento



Fonte: Elaboração própria.

4.1 Simulação do Ligamento Periodontal

A simulação do ligamento periodontal foi realizada após a termociclagem dos corpos-de-prova obtidos (Figura 15) com o intuito de evitar possíveis deformações mecânicas e alterações dimensionais no material de impressão elastomérico a ser utilizado.

Figura 15 - Corpos-de-prova finalizados (G1: *FOBF*, G2: *FZ350*, G3: *FBFF*, G4: *LCZ*)



Fonte: Elaboração própria.

Para isso, os dentes foram removidos do anel de PVC e a cera removida da superfície da raiz e das bases dos anéis de resina com água morna. Em seguida, os orifícios de resina foram preenchidos com o material de impressão à base de poliéter (ImpregumTM Soft, 3M ESPE AG, Seefeld, Alemanha) utilizando seringa para elastômero (JON Comércio de Produtos Odontológicos, São Paulo, São Paulo, Brasil) e os dentes inseridos no material de moldagem (Figura 16). Após polimerização do Impregum, os excessos foram removidos com lâmina de bisturi #12 e o espaço, anteriormente ocupado pela cera, proporcionou o ligamento periodontal simulado padronizado com espessura de 0,2-0,3 mm⁵⁶.

Figura 16 - Simulação do ligamento periodontal com Impregum Soft



Fonte: Elaboração própria.

4.2 Confeção das Restaurações Cerâmicas

Todos os procedimentos envolvidos na confecção das coroas cerâmicas, por meio do sistema VIPI Mini K4 (VIPI Produtos Odontológicos, Pirassununga, SP, Brasil), foram realizados por um único operador, de acordo com a sequência descrita a seguir:

4.2.1 Escaneamento digital dos espécimes

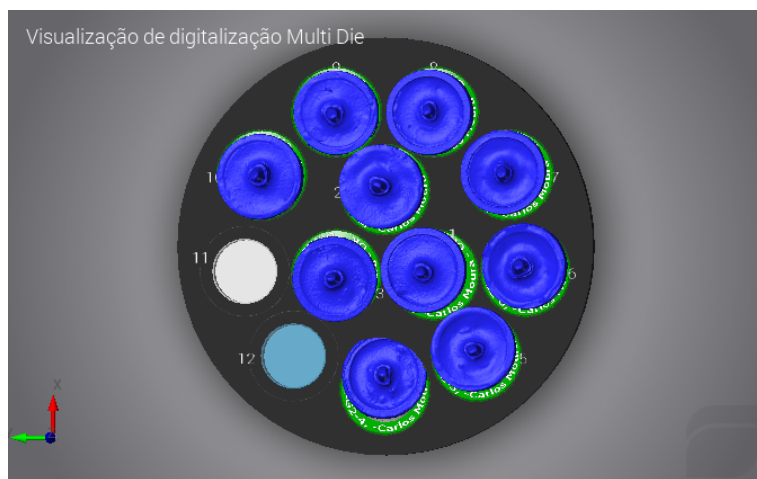
A confecção de cada uma das restaurações foi iniciada com a obtenção das imagens empregadas na criação de modelos virtuais. Para isso, os dentes foram secos com leves jatos de ar e uma fina camada de contraste (ProCAD Contrast Spray, Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) foi pulverizada sobre toda a superfície para assegurar uma camada uniforme e livre de excessos de pó. Em seguida, os dentes foram submetidos à escaneamento digital (3Series, Dental Wings, Montréal, Canadá) e as imagens foram transferidas para um computador (Figuras 17 e 18).

Figura 17 - Escâner digital (3Series, Dental Wings, Montréal, Canadá)



Fonte: Elaboração própria.

Figura 18 - Aspecto do escaneamento digital na tela do software



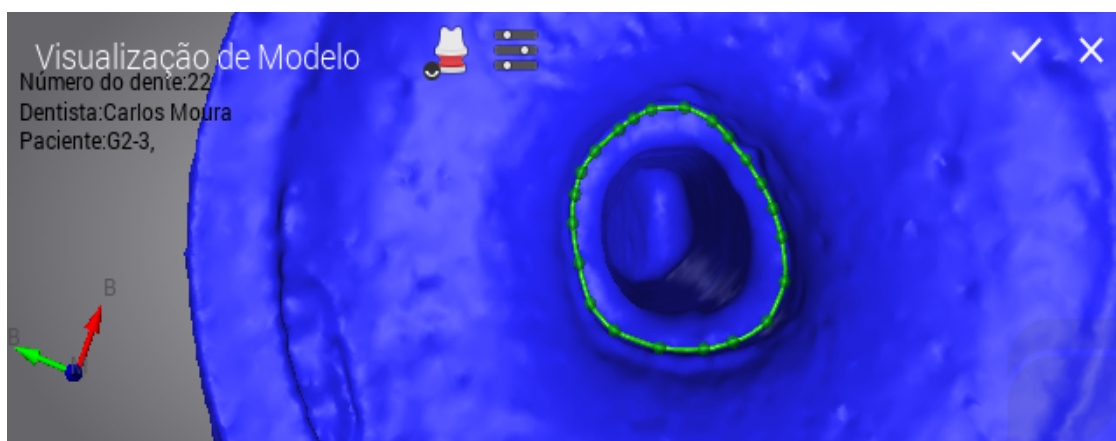
Fonte: Elaboração própria.

4.2.2 Planejamento e desenho das coroas cerâmicas

As imagens permitiram a criação de um modelo tridimensional virtual, que foi observado de múltiplos ângulos para assegurar a correta reprodução do preparo. Em

caso de detecção de falhas no modelo, os procedimentos de escaneamento digital foram repetidos. As margens do preparo forma definidas automaticamente pelo software, sob supervisão do operador (Figura 19). Em caso de discrepância entre as margens detectadas e as margens reais, foram realizadas correções manuais.

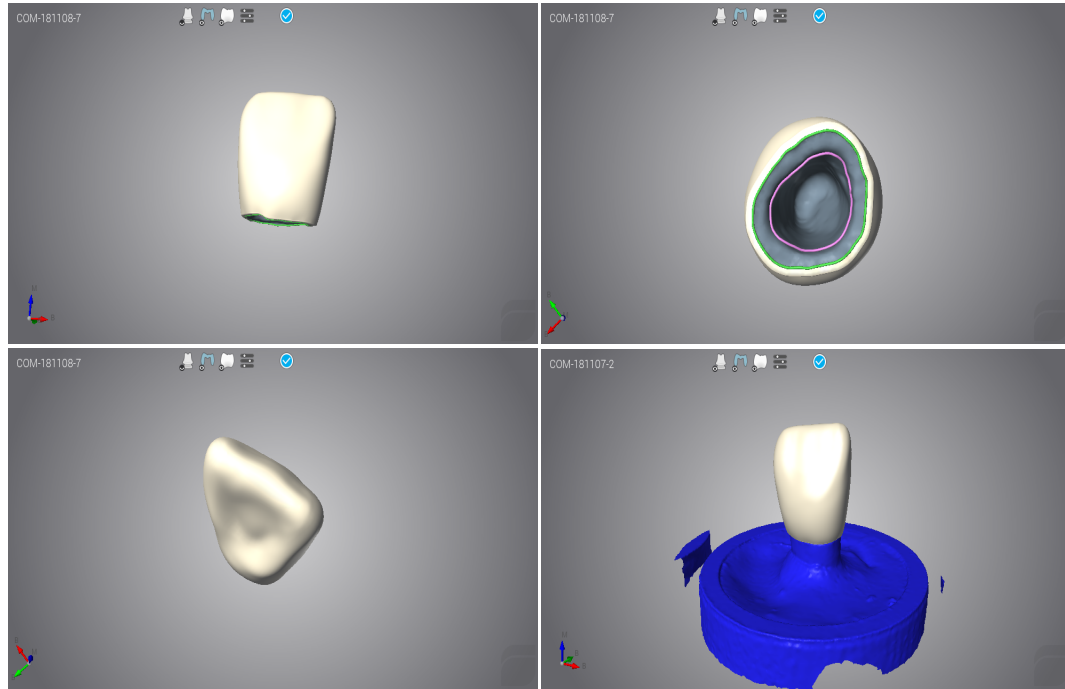
Figura 19 - Delimitação das margens do término cervical do preparo



Fonte: Elaboração própria.

Após a definição das margens, foi selecionado, em um banco de anatomia dentária do próprio software, o elemento 22 (incisivo lateral superior direito) a partir do qual o software desenhou as restaurações, adaptando a anatomia padrão às particularidades de cada corpo-de-prova (Figura 20). Diversas medidas foram realizadas em diferentes pontos da coroa para aferir a espessura do material restaurador nas diferentes regiões. Quando necessárias, correções manuais e alterações no contorno foram feitas para assegurar que todas as coroas apresentassem características finais semelhantes. As dimensões de largura, altura e espessura das coroas *Y-TZP* foram decididas no estudo piloto (8,5 mm de altura, 6,5 mm de largura méso-distal no terço médio. A espessura média ($\pm 1,5$ mm) foi definida automaticamente pelo software baseada no formato do elemento dentário e do corpo de prova), de forma a respeitar limites mínimos do material selecionado, além de apresentar medidas compatíveis com àquelas encontradas clinicamente.

Figura 20 - Seleção da anatomia da coroa e verificação da adaptação marginal no preparo

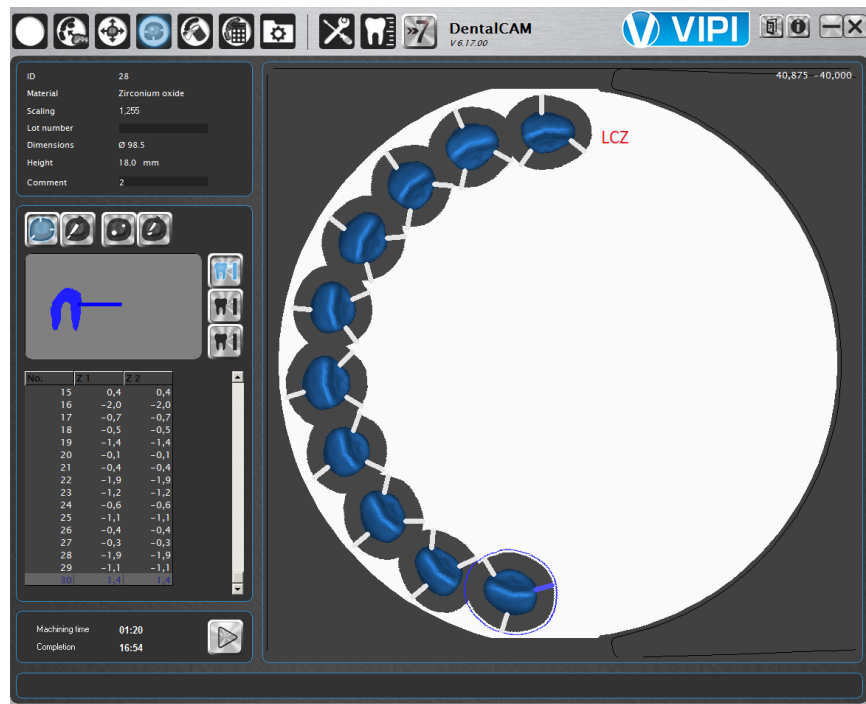


Fonte: Elaboração própria.

4.2.3 Fresagem das coroas

A partir de arquivos com extensão .stl, coroas monolíticas em zircônia policristalina parcialmente estabilizada com óxido de ítrio (Y-TZP; Vipiblock Zirconn, VIPI Indústria, Comércio, Exportação e Importação de Produtos Odontológicos Ltda, Pirassununga, SP, Brasil), com desenho e dimensões padronizadas de um incisivo lateral superior direito, foram confeccionadas por meio de fresagem em CAM (Figuras 21 e 22).

Figura 21 - Plotagem no bloco virtual para fresagem das coroas em Y-TZP



Fonte: Elaboração própria.

Figura 22 - Aspecto final da coroa em Y-TZP após fresagem



Fonte: Elaboração própria.

4.2.4 Avaliação da adaptação e do assentamento das restaurações

Após a usinagem das coroas em zircônia monolítica, as restaurações foram avaliadas quanto à adaptação e ao assentamento sobre o dente. Para isso, os preparos foram limpos com escova macia embebida em pedra pomes e água sob baixa rotação e lavados com spray ar/água para a completa remoção de resíduos que pudessem permanecer sobre o dente. As coroas foram lavadas com spray ar/água e limpas com álcool isopropílico. A seguir, as coroas foram assentadas sob leve pressão digital e a adaptação marginal foi checada visualmente.

4.3 Cimentação das coroas de zircônia monolítica

As coroas foram cimentadas com cimento resinoso autoadesivo RelyX U200 (3M ESPE, St. Paul, MN, EUA), de acordo com as recomendações do fabricante. Para isso, foram posicionadas manualmente sobre o núcleo de preenchimento; o excesso de cimento foi removido com microbrush e, em seguida, fotoativado (Radii Plus, SDI Brasil Indústria e Comércio Ltda, São Paulo, SP, Brasil) por 40s em cada face. (Figura 23).

Figura 23 - Corpo-de-prova após cimentação da coroa de zircônia Y-TZP



Fonte: Elaboração própria.

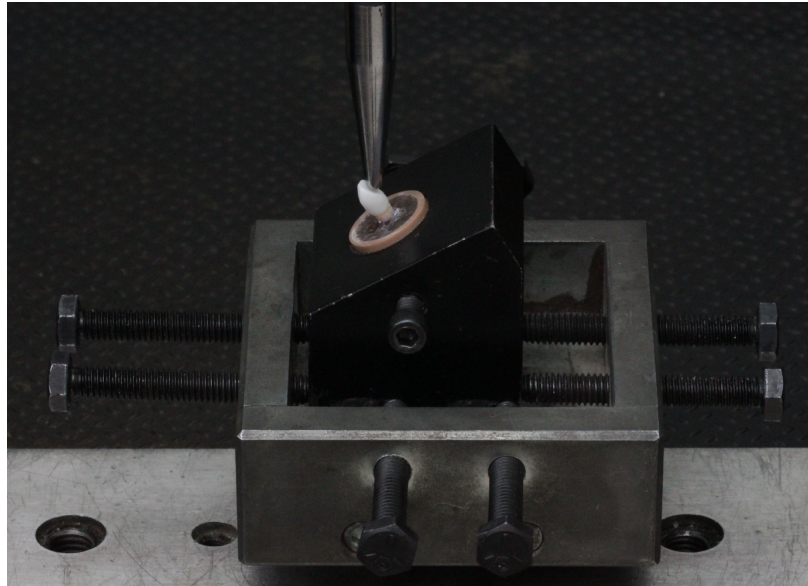
4.4 Termociclagem dos Corpos-de-Prova

Os 40 corpos-de-prova foram submetidos a 10.000 ciclos térmicos previamente ao ensaio mecânico de resistência máxima à fratura. Durante a termociclagem, os corpos-de-prova foram submetidos a banhos de imersão em água destilada em máquina de simulação de ciclos térmicos (MSCT-3, MN – ME, São Carlos, SP, Brasil) nas temperaturas de 5,0 e $55 \pm 2,0^{\circ}\text{C}$, com duração de 30 s para cada temperatura, e intervalo de 5,0 s entre os banhos de imersão.

4.5 Ensaio Mecânico de Resistência Máxima à Fratura e Análise do Modo de Falha

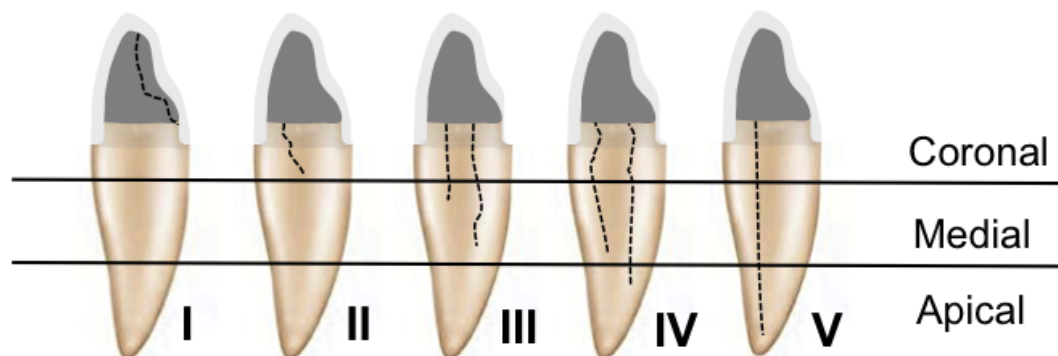
Após termociclagem, os corpos-de-prova foram submetidos ao ensaio de resistência máxima à fratura por meio da aplicação de força compressiva em ângulo de 135° em relação ao longo eixo do dente^{41,53,57} (Figura 24). Foi utilizada a máquina de ensaios eletromecânica EMIC-DL2000 (Instron Brasil Equipamentos Científicos Ltda, São José dos Pinhais, PR, Brasil), com célula de carga de 5,0 kN e velocidade constante do atuador de 1,0 mm/min^{53,56}. O modo de falha de cada dente foi classificado, sob análise estereomicroscópica com amplificação de 30X (M80, Leica Microsystems Ltd., Heerbrugg, Switzerland), sendo as imagens capturadas no programa Leica Application Suite EZ (Leica Microsystems Ltd., Heerbrugg, Suíça). As fraturas corono-radiculares no terço cervical até 2,0 mm da junção amelocementária (JAC), descimentação do pino e fratura do núcleo foram classificadas como reparáveis, enquanto que as fraturas nos terços cervical além de 2,0 mm da JAC, médio e apical radicular foram classificadas como irreparáveis. Fraturas onde houve completa separação da raiz e fratura do pino foram como classificadas como catastróficas^{8,45,58,59,60} (Figura 25).

Figura 24 - Corpo-de-prova posicionado para aplicação de carga compressiva a 135° por meio de dispositivo com extremidade romba



Fonte: Elaboração própria.

Figura 25 - Classificação do modo de fratura segundo Fragou et al.⁵⁸



(I) fratura do núcleo e descimentação do pino; (II) fratura radicular no terço cervical até 2,0 mm abaixo da junção amelo-cementária (JAC); (III) fratura radicular no terço cervical e médio; (IV) fratura radicular no terço cervical, médio e apical; (V) fratura radicular vertical.

Fonte: Elaboração própria.

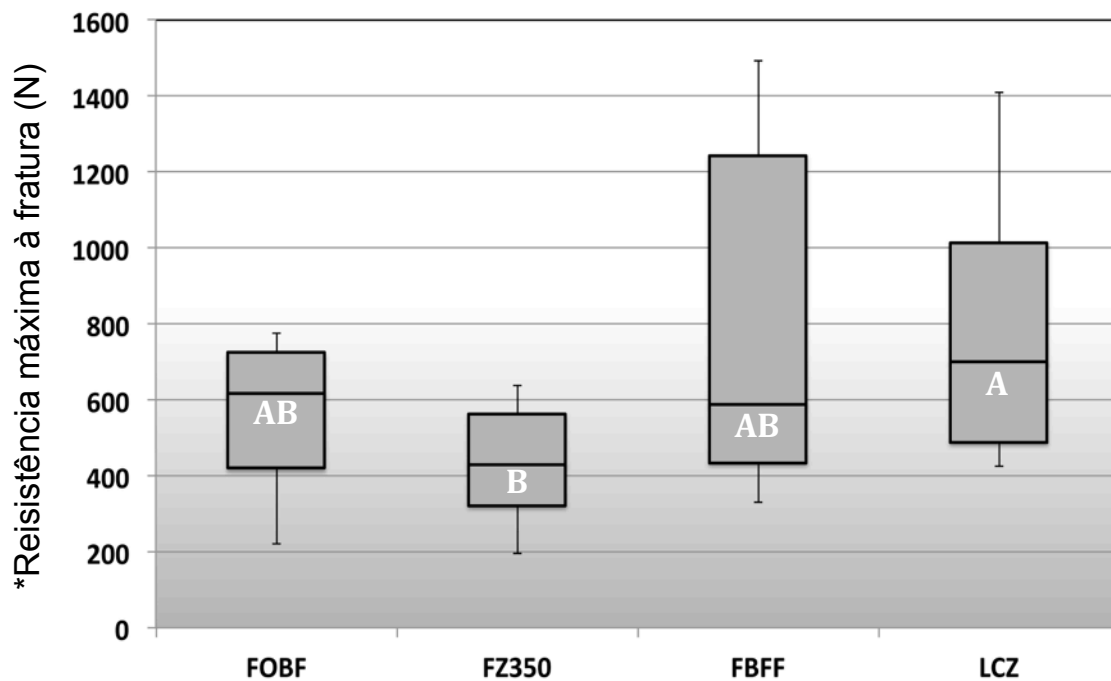
4.6 Delineamento estatístico

Considerando a anatomia e as dimensões complexas dos espécimes e a impossibilidade de calcular exatamente área total de cada corpo-de-prova, os dados de resistência máxima à fratura foram registrados em unidade de força Newton, conforme diversos estudos na literatura^{50,61,62,63}, tabulados e submetidos à análise de normalidade (Shapiro Wilk) e homocedasticidade (Levene). As análises foram realizadas no software IBM SPSS Statistics versão 20 (IBM Corporation, Armonk, NY, EUA). Esses testes identificaram irregularidades, tanto na distribuição dos dados, quanto na homogeneidade da variância ($p < 0,05$). Assim, os dados de resistência máxima à fratura (N) foram avaliados estatisticamente pelo teste não paramétrico de Kruskal-Wallis, seguido do teste post-hoc de Dunn para comparações pareadas entre os grupos experimentais. As comparações estatísticas entre os percentuais dos modos de fratura (%) foram realizadas por meio do teste Exato de Fisher. Um nível de confiança de 95% ($\alpha = 0,05$) foi utilizado para todas as análises.

5 RESULTADOS

O teste não paramétrico de Kruskal-Wallis mostrou efeito significativo dos tratamentos experimentais na resistência máxima à fratura dos dentes tratados endodonticamente ($p=0,045$). Não foram observadas diferenças significativas ($p>0,05$) entre os grupos *FOBF*, *FZ350* e *FBFF* (ranks médios = 20,30, 12,20 e 23,20, respectivamente). *LCZ* (rank médio = 26,30) produziu resultados semelhantes aos de *FOBF* e *FBFF* ($p>0,05$) e superiores aos de *FZ350* ($p=0,042$). A Figura 26 mostra os boxplots das faixas mediana e interquartílica de todos os grupos experimentais e os resultados do teste post-hoc de Dunn.

Figura 26 - Boxplots das faixas medianas e interquartis



* Letras maiúsculas diferentes evidenciam diferenças estatisticamente significativas (Dunn post-hoc test; $p<0,05$).

Fonte: Elaboração própria.

Em relação a todos os grupos experimentais, as porcentagens (%) de falhas reparáveis versus irreparáveis não foram estatisticamente significantes (exato $p=0,622$). A distribuição dos modos de fratura (reparáveis e irreparáveis) por grupo experimental

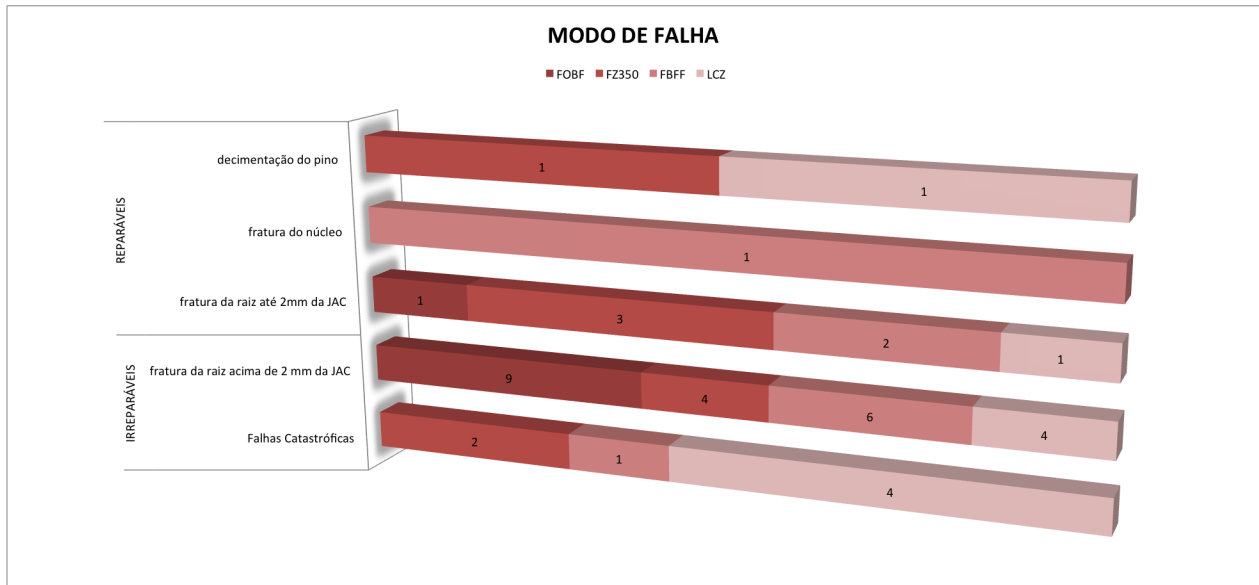
(*FOBF*, *FZ350*, *FBFF* e *LCZ*) é apresentada na Tabela 1 e na Figura 27. Apesar dos resultados estatísticos, uma tendência substancial para fraturas irreparáveis foi registrada para todos os grupos. As maiores porcentagens (%) de fraturas reparáveis (40%) foram registradas para o grupo *FZ350*, seguidas pelo grupo *FBFF* (30%). As menores porcentagens de fraturas reparáveis foram do grupo *FOBF* (10%), seguidas pelo grupo *LCZ* (20%).

Tabela 1- Distribuição do modo de fratura por grupo experimental

Grupos Experimentais	Modos de Fratura		Total
	Reparáveis	Irreparáveis	
<i>FOBF</i>	1 10%	9 90%	10 100%
<i>FZ350</i>	4 40%	6 60%	10 100%
<i>FBFF</i>	3 30%	7 70%	10 100%
<i>LCZ</i>	2 20%	8 80%	10 100%
Total	10 25%	30 75%	40 100%

Fonte: Elaboração própria.

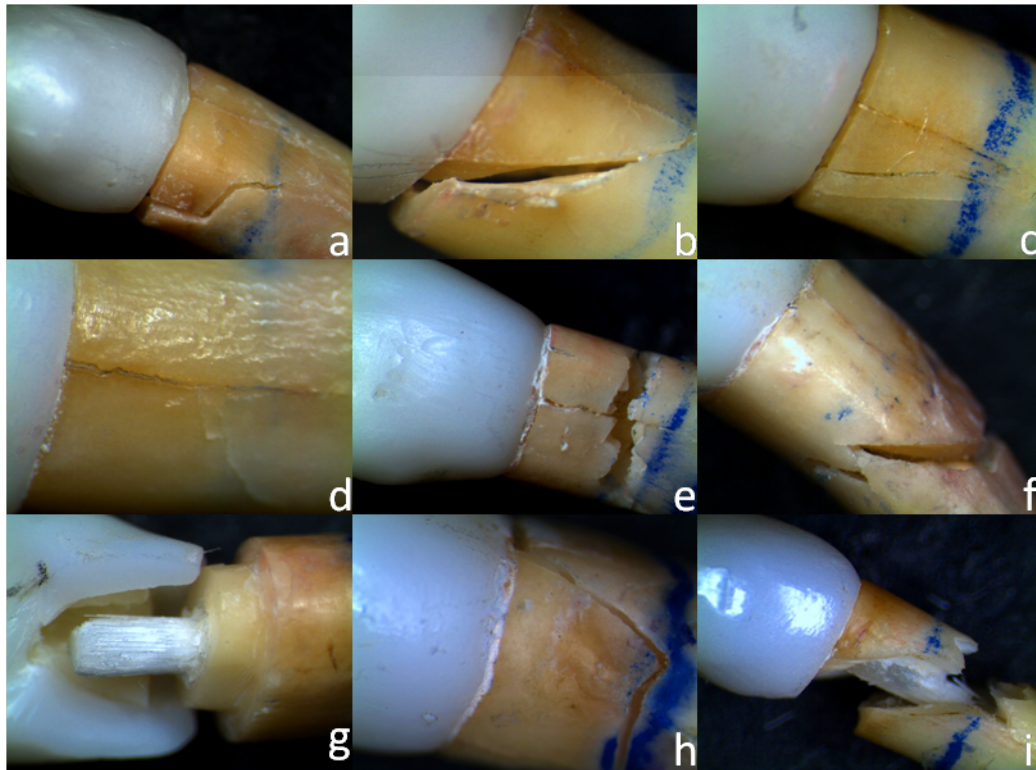
Figura 27 - Quantificação absoluta dos modos de fratura de acordo com cada condição experimental



Fonte: Elaboração própria.

A fratura vertical múltipla da raiz foi o principal modo de fratura para todas as restaurações, independentemente do tipo de material do núcleo de preenchimento. As fraturas foram majoritariamente verticais, além de 3,0 mm da junção amelo-cementária (JAC) (Figuras 28c e 28d). O próximo modo mais comum foi a fratura vertical até 2,0 mm abaixo da JAC, enquanto que a fratura da cerâmica foram aparentes em apenas dois casos (grupo *LCZ* - Figura 28g). Em um dos casos, a fratura da cerâmica foi na metade da altura da coroa e do núcleo, associada à fratura vertical da raiz até 11 mm abaixo da JAC. A outra apresentou fratura completa da coroa, com múltiplas fraturas verticais na raiz, até 6,0 mm abaixo da JAC. A falha catastrófica da amostra incluiu danos severos à raiz e fratura do pino e/ou núcleo de preenchimento e fratura da coroa cerâmica. Houve apenas alguns casos em que a fratura catastrófica foi evidenciada (Figuras 28a, 28b, 28e, 28f, 28g, 28h e 28i). Em 2 casos foram observados fratura de coroa, núcleo e múltiplas fraturas verticais 2,0 mm abaixo da JAC (grupo *LCZ*) e em 4 casos separação completa da raiz através de fratura oblíqua/horizontal (1 caso para o grupo *FZ350*, 1 para *FBFF* e 2 para *LCZ*). Houve um caso de fratura do pino aparente no terço coronário para *FZ350*.

Figura 28 - Modos de fratura (imagens ópticas).



(a) fratura radicular até 4,0 mm abaixo da JAC - *FOBF*; (b) falha catastrófica - *FZ350*; (c) fratura radicular acima de 5,0 mm da JAC - *FZ350*; (d) fratura radicular acima de 6,0 mm da JAC - *FBFF*; (e) falha catastrófica - *FBFF*; (f) falha catastrófica - *LCZ*; (g) fratura de núcleo e coroa - *LCZ*; (h) fratura radicular acima de 5,0 mm da JAC; (i) falha catastrófica - *FZ350*.

Fonte: Elaboração própria.

6 DISCUSSÃO

A hipótese inferida para o presente estudo foi parcialmente aceita, pois foram encontradas diferenças estatisticamente significativas na resistência à fratura relacionada ao tipo de material/técnica para confecção dos núcleos de preenchimento. Por outro lado, os modos de falha produzidos pelos diferentes grupos experimentais não apresentaram diferenças estatisticamente significantes.

Para obtermos condições comparáveis entre os espécimes, este estudo utilizou incisivos laterais mandibulares bovinos de animais com idade semelhante. Os dentes humanos apresentam maior variabilidade em tamanho e morfologia (Magne et al.¹¹), e devido à dificuldade de padronização e da obtenção de incisivos humanos íntegros, além dos aspectos éticos implicados em seu uso para pesquisa, dentes bovinos foram utilizados como substitutos. A dentina bovina é frequentemente utilizada para testes in vitro e é geralmente considerada similar à dentina humana na composição e configuração geométrica da raiz^{51,64,65,66}. Soares et al.⁶⁴ reportaram que dentes bovinos e humanos não apresentaram diferença significativa nos ensaios mecânicos de fratura, e o modo de falha verificado para os grupos bovino e humano foi semelhante. Por essa razão, os dentes bovinos têm sido sugeridos como alternativa viável aos dentes humanos em trabalhos científicos com ensaios de resistência à fratura. Além disso, a maior disponibilidade de dentes bovinos facilitou a padronização e o tamanho da amostra.

A simulação do ligamento periodontal é importante para uma melhor distribuição da tensão gerada durante o ensaio mecânico^{42,67}. Tem grande influência na definição do padrão de fratura e deve ser feita com material de moldagem elastomérico que possa sofrer deformação elástica, reproduzindo, dessa forma, o dente no alvéolo e não proporcionando concentração de tensões na região cervical⁵⁶. Para aproximar da situação clínica e fornecer avaliação mais precisa do modo de falha e resistência da raiz à fratura, o ligamento periodontal foi simulado com material de impressão à base de poliéter (Impregum Soft) que, em associação com a resina de poliestireno para simular o osso alveolar, é descrito por Soares et al.⁶⁴ como método ideal de inclusão de dentes a serem submetidos a ensaios mecânicos de resistência à fratura.

Uma das principais preocupações com o uso de pinos de fibra é o nível de cimentação e sua adaptação à dentina ao longo de todo o canal radicular^{4,12,16,31}. Alguns canais têm forma elíptica na secção transversal, enquanto os pinos pré-fabricados têm forma circular^{40,48}. Isso significa que o pino pode não apresentar adaptação ideal às paredes do canal radicular, especialmente no terço cervical, onde o espaço disponível é mais amplo, resultando em camada de cimento resinoso mais espessa e com maior potencial para acúmulo de falhas e bolhas; o que torna o conjunto mais propenso à descimentação^{4,12,22,25,26,27,28}. Esses defeitos iniciam uma zona de concentração de tensão, que atua como criadores de trincas e reduz a resistência de união do pino de fibra à dentina do canal radicular^{40,44,68}. No presente estudo, o pino de fibra utilizado ajustou-se perfeitamente ao canal radicular do incisivo mandibular bovino, reduzindo a quantidade de cimento resinoso e permitindo uma camada muito delgada, contribuindo, dessa forma, para um excelente padrão de adaptação às paredes do canal, especialmente no terço cervical, zona de maior espessura do cimento resinoso em raízes mais amplas. Assim, a descimentação do pino só ocorreu em dois casos, sugerindo que a técnica de cimentação aplicada resultou em força de adesão adequada.

Outro fator de extrema relevância ao estudo é que todos os espécimes receberam coroa cerâmica em *Y-TZP* monolítica produzidas em tecnologia CAD/CAM que ajudou a obter um design de coroa com anatomia muito semelhante e altamente reproduzível, textura e parâmetro de espessura estritamente similar para cada amostra. Usando técnicas manuais para confeccionar as coroas, esse nível de padronização seria difícil de alcançar³². Ademais, a utilização das coroas foi trivial para aproximar as condições do estudo em relação às situações clínicas e eliminar o viés significativo de se aplicar o carregamento diretamente sobre o material do núcleo de preenchimento; algo realizado na literatura²³. A zircônia foi o material de escolha para a confecção das coroas totais monolíticas, tendo em vista que esse material não necessita de passos clínicos adicionais no tratamento de sua superfície para a cimentação com o cimento resinoso autoadesivo utilizado¹⁴; diminuindo o número de variáveis que poderiam influenciar os resultados. Após carregamento monotônico, em muitos casos, as coroas de zircônia monolítica permaneceram intactas mesmo quando a fratura da raiz foi

registrada. Isto indica que as restaurações cerâmicas suportaram as cargas e as transferiram para os dentes subjacentes. Isso pode ser explicado pela maior tenacidade à fratura das cerâmicas monolíticas de zircônia em comparação com a dentina^{69,70}, que resistiram às tensões e as transferiu para a raiz a partir da zona de assentamento cervical.

Embora estudos^{6,7,11,12,28,50,51} tenham sugerido que a presença de férula melhora a resistência à fratura em dentes tratados endodonticamente, uma estrutura coronária ideal é muitas vezes ausente em situações clínicas⁹. Por esta razão, para simular dentes enfraquecidos e férula abaixo do ideal, afim de alcançar uma situação menos favorável para observar as diferenças no tipo de núcleo de preenchimento, a presença de férula de 1,0 mm foi estabelecida para todos os grupos. Juloski et al.⁷, Akkayan⁹, Zhang et al.²⁸ e Carlini-Jr et al.⁷¹, relataram que o comprimento mínimo de 2,0 mm de férula aumenta a resistência à fratura dentária em comparação com dentes com menor ou nenhuma férula. . Kumar et al.³⁰ mostraram que a maioria das fraturas radiculares foram reparáveis em dentes tratados endodonticamente com altura de férula de 2,0 mm, restaurados com material “*core-and-post*” tipo *bulk fill* LuxaCore. Eles também observaram que o LuxaCore Z produziu 73,33% de fraturas reparáveis. Por outro lado, esses autores não utilizaram coroas cerâmicas sobre os núcleos de preenchimento, nem simularam o ligamento periodontal, o que certamente influenciou o comportamento biomecânico encontrado. No presente estudo, as fraturas reparáveis foram de apenas 20% para o LuxaCore, sugerindo que a presença de coroas cimentadas adesivamente sobre os núcleos alterou o comportamento biomecânico dos espécimes frente aos ensaios mecânicos. Com a presença das coroas, as tensões aplicadas são menos concentradas no núcleo e, possivelmente, se dissipam substancialmente para a região de suporte principal (término cervical do preparo e férula); contribuindo para o padrão de fraturas irreparáveis na região cérvico-radicular. Estudos futuros que avaliem a concentração e distribuição dessas tensões complexas, seguindo o desenho metodológico do presente estudo, são necessários para comprovar essa hipótese.

A restauração de dentes tratados endodonticamente associada à utilização de pinos de fibra e núcleo de preenchimento em procedimento de passo único tem

ganhado popularidade e visa criar um monobloco com melhores propriedades mecânicas^{10,49}. Dados de análises detalhadas dos chamados sistemas “*core-and-post*” em relação à resistência à fratura de dentes com extensa destruição coronária com esses materiais ainda são escassos na literatura. Um dos materiais mais recentemente introduzidos, o *LCZ*, apresentou melhora na resistência à fratura somente quando comparado ao grupo *FZ350*. Por outro lado, a porcentagem absoluta de fraturas reparáveis foi maior em *FZ350* do que em relação aos materiais *bulk fill FOBF*, *FBFF* e *LCZ*. Apesar dos resultados estatísticos, *FZ350* apresentou valores absolutos de resistência à fratura menores também em relação aos grupos *FOBF* e *FBFF*. Uma possível explanação acerca desse comportamento deve estar relacionada à sua técnica de aplicação durante a confecção dos núcleos de preenchimento. Diferentemente dos demais materiais, aplicados como *bulk fill*, o material *FZ350* foi aplicado em incrementos. Assim, a formação de único monobloco é dificultada, estando presente mais interfaces de união no material. Provavelmente isso tenha contribuído para a falha sob menor carga mecânica durante os ensaios; algo condizente com a maior porcentagem absoluta de fraturas favoráveis neste grupo. Em outras palavras, a ausência de um monobloco no compósito e a presença da interface de união entre os incrementos deve ter contribuído com falhas precoces concentradas no terço coronário.

Bitter et al.³⁴ encontraram propriedades mecânicas superiores do LuxaCore em comparação ao cimento resinoso autoadesivo experimental SF Cem (3M Espe), quando utilizado de forma multi-passo ou na técnica “*core-and-post*”. O LuxaCore obteve melhores valores de resistência flexural, menor sorção de água e menor expansão higroscópica. Por outro lado, os resultados do presente estudo não comprovaram a eficácia do LuxaCore como material com comportamento biomecânico superior aos demais avaliados para ser utilizado na reconstrução de dentes com extensa destruição coronária. Ademais, o modo de falha mostrou que 80% das fraturas radiculares foram irreparáveis, das quais 40% foram catastróficas. Porém, tendo em vista que não houve diferença estatística entre os grupos avaliados, podemos sugerir sua utilização na cimentação de pinos de fibra de vidro e confecção de núcleos de preenchimento em única etapa, o que diminui o tempo clínico e o número de passos técnicos, sendo uma vantagem no cotidiano clínico. Estudos futuros devem investigar os níveis de

distribuição de tensão e sua capacidade adesiva em dentes tratados endodonticamente restaurados com extensa destruição coronária, afim de avaliar possíveis limitações adicionais em sua utilização.

A fratura radicular irreparável foi o principal modo de fratura encontrado em todos os grupos, independentemente do material de confecção do núcleo de preenchimento, o que não está de acordo com os resultados encontrados por Zogheib et al.⁴³ e Fragou et al.⁵⁸. Para Pereira et al.²⁴; Franco et al.⁴²; e Silva et al.⁴⁴, dentes restaurados com pinos de fibra de vidro e núcleo de preenchimento em resina composta também apresentaram, em sua maioria, fraturas reparáveis. Contrariamente, Magne et al.¹¹ encontraram 100% das falhas como não passíveis de reparação. Marchionatti et al.⁴⁶ observaram em sua revisão sistemática, com estudos clínicos, que a perda de retenção do pino e/ou pino/coroa/núcleo foram os motivos mais comuns de falhas quando os pinos de fibra eram utilizados na região anterior. Entretanto, a técnica de cimentação não foi descrita nos estudos selecionados para a revisão, o que pode influenciar a adesão do pino aos cimentos utilizados e à dentina; dificultando os parâmetros comparativos.

Padrão similar de fratura foi observado na maioria dos casos, incluindo propagação de trinca do lado lingual do núcleo para o lado vestibular da raiz além de 5,0 mm da JAC (Figuras 28a, 28d e 28h). Além disso, a propagação vertical da trinca a partir da direção mesial e/ou distal à apical também foi encontrada (Figura 28c). As altas tensões de tração são responsáveis pelo início da fissura no lado lingual dos dentes e parece que essas tensões não se diferenciam em relação ao tipo de material do núcleo de preenchimento. Esses resultados não foram completamente consistentes com os de Fragou et al.⁵⁸, Tan et al.⁷² e Qing et al.⁷³, que relataram que a maioria das raízes fraturadas sob carga estática eram oblíquas com linhas de fratura originadas da margem cervical palatino/lingual e propagadas em direção labial-apical. No presente estudo, além das linhas de fratura oblíquas, predominaram as linhas de fratura verticais iniciadas pela margem cervical e estendidas até a direção apical. A maioria das fraturas em todos os grupos foi irreparável e ocorreu no terço médio da raiz, como também relatado por Corrêa et al.⁴⁷. Esses resultados corroboram com o estudo clínico de Ferrari

et al.¹⁷ que mostrou prognóstico desfavorável para os dentes sem estrutura coronária remanescente, quando comparados com os que tinham estrutura coronária.

Algumas variáveis como ciclagem mecânica para simular atividade mastigatória ao longo de anos e análise por elementos finitos para verificar a distribuição e concentração de tensões não foram realizadas neste estudo. Espécimes sem férula e com férula ideal mínima de 2,0 mm também não foram incluídos para uma avaliação se há diferença nos valores de resistência à fratura de acordo com o tipo de material utilizado para núcleo de preenchimento. Outros materiais tipo “*core-and-post*” não foram avaliados, nem raízes com maior espessura de dentina disponível nas paredes. Estudos futuros deveriam incluir essas variáveis para uma análise biomecânica dos materiais e técnicas utilizados para confecção de núcleos de preenchimento em dentes com extensa destruição coronária.

7 CONCLUSÃO

Dentro das limitações deste estudo in vitro, as seguintes conclusões foram tiradas:

1. O emprego de compósitos *bulk fill*, incluindo o sistema “*core-and-post*” LCZ, em associação a pinos intrarradiculares de fibra de vidro, não prejudicou a resistência máxima à fratura dos dentes tratados endodonticamente com extensa destruição coronária e férula cervical de 1,0 mm;
2. Apesar do grupo FZ350 ter produzido a maior quantidade absoluta de falhas reparáveis, as diferentes abordagens para núcleo de preenchimento não influenciaram significativamente o modo de fratura dos dentes.

REFERÊNCIAS

1. Boone KJ, Murchison DF, Schjndler WG, Walker WA, III. Post retention: the effect of sequence of post-space preparation, cementation time, and different sealers. *J Endod.* 2001; 27(12): 768-71.
2. Murali MS, Mahesh GE, Shashidhar MP. Clinical evaluation of the fiber post and direct composite resin restoration for fixed single crowns on endodontically treated teeth. *Med J Armed Forces India.* 2015; 71(3): 259-64.
3. Faria ACL, Rodrigues RCS, de Almeida Antunes RP, de Mattos M da GC, Ribeiro RF. Endodontically treated teeth: characteristics and considerations to restore them. *J Prosthodont Res.* 2011; 55(2): 69-74.
4. Zicari F, Van Meerbeek B, Scotti R, Naert I. Effect of fibre post length and adhesive strategy on fracture resistance of endodontically treated teeth after fatigue loading. *J Dent.* 2012; 40(4): 312-21.
5. Atalay C, Yazici AR, Horuztepe A, Nagas E, Ertan A, Ozgunaltay G. Fracture resistance of endodontically treated teeth restored with bulk fill, bulk fill flowable, fiber-reinforced, and conventional resin composite. *Oper Dent.* 2016; 41(5): 131-40.
6. Dietschi D, Duc O, Krejci I, Sadan A. Biomechanical considerations for the restoration of endodontically treated teeth: a systematic review of the literature, part I (Composition and micro and macrostructure alterations). *Quintessence Int.* 2007; 38(9): 733-43.
7. Juloski J, Radovic I, Goracci C, Vulicevic ZR, Ferrari M. Ferrule effect: a literature review. *J Endod.* 2012; 38(1): 11-9.
8. Da Silva NR, Raposo LHA, Versluis A, Fernandes-Neto AJ, Soares CJ. The effect of post, core, crown type, and ferrule presence on the biomechanical behavior of endodontically treated bovine anterior teeth. *J Prosthet Dent.* 2010; 104(5): 306-17.
9. Akkayan B. An in vitro study evaluating the effect of ferrule length on fracture resistance of endodontically treated teeth restored with fiber-reinforced and zirconia dowel systems. *J Prosthet Dent.* 2004; 92(2): 155-62.

· De acordo com o Guia de Trabalhos Acadêmicos da FOAr, adaptado das Normas Vancouver. Disponível no site da Biblioteca: <http://www.foar.unesp.br/Home/Biblioteca/guia-de-normalizacao-atualizado.pdf>

10. Ferrari M, Carvalho CA, Goracci C, Antoniolli F, Mazzoni, Mazzotti G, et al. Influence of luting material filler content on post cementation. *J Dent Res.* 2009; 88(10): 951-6.
11. Magne P, Lazari PC, Carvalho MA, Johnson T, Del Bel Cury AA. Ferrule-effect dominates over use of a fiber post when restoring endodontically treated incisors: an in vitro study. *Oper Dent.* 2017; 42(4): 396-406.
12. Soares CJ, Rodrigues MP, Faria-E-Silva AL, Santos-Filho PCF, Veríssimo C, Kim HC, et al. How biomechanics can affect the endodontic treated teeth and their restorative procedures. *Braz Oral Res.* 2018; 32(supl 1): e76.
13. Hikita K, Van Meerbeek B, De Munck J, Ikeda T, Van Landuyt K, Maida T, et al. Bonding effectiveness of adhesive luting agents to enamel and dentin. *Dent Mater.* 2007; 23(1): 218-25.
14. Passos SP, May LG, Barca DC, Ozcan M, Bottino MA, Valandro LF. Adhesive quality of self-adhesive and conventional adhesive resin cement to Y-TZP ceramic before and after aging conditions. *Oper Dent.* 2010; 35(6): 689-96.
15. Aksornmuang J, Nakajima M, Foxton RM, Tagami J. Regional bond strengths of a dual-cure resin core material to translucent quartz fiber post. *Am J Dent.* 2006; 19(1): 51-5.
16. Zicari F, De Munck J, Scotti R, Naert I, Van Meerbeek B. Factors affecting the cement-post interface. *Dent Mater.* 2012; 28(3): 287-97.
17. Ferrari M, Vichi A, Fadda GM, Cagidiaco MC, Tay FR, Breschi L, et al. A randomized controlled trial of endodontically treated and restored premolars. *J Dent Res.* 2012; 91(7): 72-8.
18. Skupien JA, Sarkis-Onofre R, Cenci MS, Moraes RR, Pereira-Cenci T. A systematic review of factors associated with the retention of glass fiber posts. *Braz Oral Res.* 2015; 29(1): 1-8.
19. Gutmann JL. The dentin-root complex: anatomic and biologic considerations in restoring endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent.* 1992; 67(4): 458-67.
20. Habibzadeh S, Rajati HR, Hajmiragha H, Esmailzadeh S, Kharazifard M. Fracture resistances of zirconia, cast Ni-Cr, and fiber-glass composite posts under all-ceramic crowns in endodontically treated premolars. *J Adv Prosthodont.* 2017; 9(3): 170-5.
21. Panitiwat P, Salimee P. Effect of different composite core materials on fracture resistance of endodontically treated teeth restored with FRC posts. *J Appl Oral Sci.* 2017; 25(2): 203-10.

22. Mannocci F, Cowie J. Restoration of endodontically treated teeth. *Br Dent J*. 2014; 216(6): 341-6.
23. Ozcan M, Valandro LF. Fracture strength of endodontically-treated teeth restored with post and cores and composite cores only. *Oper Dent*. 2009; 34(4): 429-36.
24. Pereira JR, Lins Do Valle A, Shiratori FK, Ghizoni JS, Bonfante EA. The effect of post material on the characteristic strength of fatigued endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent*. 2014; 112(5): 1225-30.
25. Jung SH, Min KS, Chang HS, Park SD, Kwon SN, Bae JN. Microleakage and fracture patterns of teeth restored with different posts under dynamic loading. *J Prosthet Dent*. 2007; 98(4): 270-76.
26. Martinho FC, Carvalho CA, Oliveira LD, de Lacerda AJ, Xavier AC, Augusto MG, et al. Comparison of different dentin pretreatment protocols on the bond strength of glass fiber post using self-etching adhesive. *J Endod*. 2015; 41(1): 83-7.
27. Schwartz RS, Robbins JW. Post placement and restoration of endodontically treated teeth: a literature review. *J Endod*. 2004; 30(5): 289-301.
28. Zhang YY, Peng MD, Wang YN, Li Q. The effects of ferrule configuration on the anti-fracture ability of fiber post-restored teeth. *J Dent*. 2015; 43(1): 117-25.
29. Ferro MC, Colucci V, Marques AG, Ribeiro RF, Silva-Sousa YT, Gomes EA. Fracture strength of weakened anterior teeth associated to different reconstructive techniques. *Braz Dent J*. 2016; 27(5): 556-61.
30. Kumar G, Shivrayan A. Comparative study of mechanical properties of direct core build-up materials. *Contemp Clin Dent*. 2015; 6(1): 16-20.
31. Bitter K, Maletic A, Neumann K, Breschi L, Sterzenbach G, Taschner M. Adhesive durability inside the root canal using self-adhesive resin cements for luting fiber posts. *Oper Dent*. 2017; 42(6): 167-76.
32. Magne P, Goldberg J, Edelhoff D, Güth J-F. Composite resin core buildups with and without post for the restoration of endodontically treated molars without ferrule. *Oper Dent*. 2016; 41: 64-75.
33. Subash D, Shoba K, Aman S, Bharkavi SKI, Nimmi V, Abhilash R. Fracture resistance of endodontically treated teeth restored with biodentine, resin modified GIC and hybrid composite resin as a core material. *J Clin Diagn Res*. 2017; 11(9): 68-70.

34. Bitter K, Schubert A, Neumann K, Blunck U, Sterzenbach G, Rüttermann S. Are self-adhesive resin cements suitable as core build-up materials? Analyses of maximum load capability, margin integrity, and physical properties. *Clin Oral Investig.* 2016; 20(6): 1337-45.
35. Alrahlah A, Silikas N, Watts DC. Post-cure depth of cure of bulk fill dental resin-composites. *Dent Mater.* 2014; 30(2): 149-54.
36. Li X, Pongprueksa P, Meerbeek BV, Munck JD. Curing profile of bulk-fill resin-based composites. *J Dent.* 2015; 43(6): 664-72.
37. Fronza BM, Rueggeberg FA, Braga RR, Mogilevych B, Soares LES, Martin AA, et al. Monomer conversion, microhardness, internal marginal adaptation, and shrinkage stress of bulk-fill resin composites. *Dent Mater.* 2015; 31(12): 1542-51.
38. Ilie N, Hickel R. Investigations on a methacrylate-based flowable composite based on the SDR technology. *Dent Mater.* 2011; 27(4): 348-55.
39. Kemaloglu H, Emin Kaval M, Turkun M, Mlicoogullari Kurt S. Effect of novel restoration techniques on the fracture resistance of teeth treated endodontically: an in vitro study. *Dent Mater J.* 2015; 34(5): 618-22.
40. 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 Int.* 2008; 39(2): 117-29.
41. Clavijo VG, Reis JM, Kabbach W, Silva AL, Oliveira Junior OB, Andrade MF. Fracture strength of flared bovine roots restored with different intraradicular posts. *J Appl Oral Sci.* 2009; 17(6): 574-8.
42. Franco EB, Lins Do Valle A, Pompéia Fraga De Almeida AL, Rubo JH, Pereira JR. Fracture resistance of endodontically treated teeth restored with glass fiber posts of different lengths. *J Prosthet Dent.* 2014; 111(1): 30-4.
43. Zogheib LV, Saavedra GS, Cardoso PE, Valera MC, Araújo MA. Resistance to compression of weakened roots subjected to different root reconstruction protocols. *J Appl Oral Sci.* 2011; 19(6): 648-54.
44. Silva GR, Santos-Filho PCF, Simamoto-Júnior PC, Martins LRM, Mota AS, Soares CJ. Effect of post type and restorative techniques on the strain and fracture resistance of flared incisor roots. *Braz Dent J.* 2011; 22(3): 230-7.
45. Sherfudhin H, Hobeich J, Carvalho CA, Aboushelib MN, Sadig W, Salameh Z. Effect of different ferrule designs on the fracture resistance and failure pattern of endodontically treated teeth restored with fiber posts and all-ceramic crowns. *J Appl Oral Sci.* 2011; 19(1): 28-33.

46. Marchionatti AME, Wanderscher VF, Rippe MP, Kaizer OB, Valandro LF. Clinical performance and failure modes of pulpless teeth restored with posts: a systematic review. *Braz Oral Res.* 2017; 31: e64
47. Corrêa G, Brondani LP, Wandscher VF, Pereira GKR, Valandro LF, Bergoli CD. Influence of remaining coronal thickness and height on biomechanical behavior of endodontically treated teeth: survival rates, load to fracture and finite element analysis. *J Appl Oral Sci.* 2018; 26: 1-14.
48. Ferrari M, Vichi A, Grandini S. Efficacy of different adhesive techniques on bonding to root canal walls: an SEM investigation. *Dent Mater.* 2001;17(5): 422-9.
49. Bitter K, Gläser C, Neumann K, Blunck U, Frankenberger R. Analysis of resin-dentin interface morphology and bond strength evaluation of core materials for one stage post-endodontic restorations. *PLoS ONE.* 2014; 9(2): e0118109.
50. Magne P, Carvalho AO, Bruzi G, Anderson RE, Maia HP, Giannini M. Influence of no-ferrule and no-post build up design on the fatigue resistance of endodontically treated molars restored with resin nanoceramic CAD/CAM crowns. *Oper Dent.* 2014; 39(6): 595-602.
51. Lazari PC, de Carvalho MA, Del Bel Cury AA, Magne P. Survival of extensively damaged endodontically treated incisors restored with different types of posts and-core foundation restoration material. *J Prosthet Dent.* 2017; 119(5): 769-76.
52. Rodrigues RV, Sampaio CS, Pacheco RR, Pascon FM, Puppini-Rontani RM, Giannini M. Influence of adhesive cementation systems on the bond strength of relined fiber posts to root dentin. *J Prosthet Dent.* 2017; 118(4): 493-9.
53. Bortoluzzi EA, Souza EM, Reis JM, Esberard RM, Tanomaru-Filho M. Fracture strength of bovine incisors after intra-radicular treatment with MTA in an experimental immature tooth model. *Int Endod J.* 2007;40(9): 684-91.
54. Siboni F, Taddei P, Zamparini F, Prati C, Gandolfi MG. Properties of BioRoot RCS, a tricalcium silicate endodontic sealer modified with povidone and polycarboxylate. *Int Endod J.* 2017; 50(2): 120-36.
55. Tanomaru-Filho M, Torres FFE, Chávez-Andrade GM, de Almeida M, Navarro LG, Steier L, et al. Physicochemical properties and volumetric change of silicone/bioactive glass and calcium silicate-based endodontic sealers. *J Endod.* 2017; 43(12): 2097-101.
56. Soares CJ, Pizi ECG, Fonseca RB, Martins LRM. Influence of root embedment material and periodontal ligament simulation on fracture resistance tests. *Braz Oral Res.* 2005;19(1): 11-6.

57. Melo MP, Valle AL, Pereira JR, Bonachela WC, Pegoraro LF, Bonfante G. Evaluation of fracture resistance of endodontically treated teeth restored with prefabricated posts and composites with varying quantities of remaining coronal tooth structure. *J Appl Oral Sci.* 2005; 13(2): 141-6.
58. Fragou T, Tortopidis D, Kontonasaki E, Evangelinaki E, Ioannidis K, Petridis H, et al. The effect of ferrule on the fracture mode of endodontically treated canines restored with fiber posts and metal-ceramic or all-ceramic crowns. *J Dent.* 2012; 40(4): 276-85.
59. Hegde J, Ramakrishna, Bashetty K, Sirekha, Lekha, Champa. An in vitro evaluation of fracture strength of endodontically treated teeth with simulated flared root canals restored with different post and core systems. *J Cons Dent.* 2012; 15(3): 223-7.
60. Maroli A, Hoelcher KAL, Reginato VF, Spazzin AO, Caldas RA, Bacchi A. Biomechanical behavior of teeth without remaining coronal structure restored with different post designs and materials. *Mater Sci Eng C Mater Bio Appl.* 2017; 76: 839-44.
61. Ozsevik AS, Yildirim C, Aydin U, Culha E, Surmelioglu D. Effect of fibre-reinforced composite on the fracture resistance of endodontically treated teeth. *Aust Endod J.* 2016; 42(2): 82-7.
62. Turker SB, Alkumru HN, Akalin B. Fracture resistance of endodontically treated canines restored with different sizes of fiber post and all-ceramic crowns. *J Adv Prosthodont.* 2016; 8(2): 158-66.
63. Wang HW, Chang YH, Lin CL. A novel anatomical short glass fiber reinforced post in an endodontically treated premolar mechanical resistance evaluation using acoustic emission under fatigue testing. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2017; 65: 151-9.
64. Soares CJ, Barbosa LM, Santana FR, Soares PBF, Mota AS, Silva GR. Fracture strength of composite fixed partial denture using bovine teeth as a substitute for human teeth with or without fiber-reinforcement. *Braz Dent J.* 2010; 21(3): 235-40.
65. Reis AF, Giannini M, Kavaguchi A, Soares CJ, Line SRP. Comparison of microtensile bond strength to enamel and dentin of human, bovine, and porcine teeth. *J Adhes Dent.* 2004; 6(2): 117-21.
66. Fonseca RB, Haiter-Neto F, Carlo HL, Soares CJ, Sinhoreti MAC, Puppini-Rontani RM, et al. Radiodensity and hardness of enamel and dentin of human and bovine teeth, varying bovine teeth age. *Arch Oral Biol.* 2008; 53(11): 1023-9.

67. Rees JS. An investigation into the importance of the periodontal ligament and alveolar bone as supporting structures in finite element studies. *J Oral Rehabil.* 2001; 28(5): 425-32.
68. Gomes GM, Rezende EC, Gomes OM, Gomes JC, Loguercio AD, Reis A. Influence of the resin cement thickness on bond strength and gap formation of fiber posts bonded to root dentin. *J Adhes Dent.* 2014, 16(1): 71-8.
69. Schriwer C, Skjold A, Gjerdet NR, Øilo M. Monolithic zirconia dental crowns. Internal fit, margin quality, fracture mode and load at fracture. *Dent Mater.* 2017; 33(9): 1012-20.
70. Lameira DP, Buarque e Silva WA, Andrade e Silva F, De Souza GM. Fracture strength of aged monolithic and bilayer zirconia-based crowns. *Biomed Res Int.* 2015; 2015: 418641.
71. Carlini B Jr, Cecchin D, Pereira GD, Paulillo LA. Influence of remaining coronal structure and finish line on the fracture strength of roots restored with metallic posts. *Braz Oral Res.* 2011; 25(4): 345-50.
72. Tan PL, Aquilino SA, Gratton DG, Stanford CM, Tan SC, Johnson WT. In vitro fracture resistance of endodontically treated central incisors with varying ferrule heights and configurations. *J Prosthet Dent.* 2005; 93(4): 331-6.
73. Qing H, Zhu Z, Chao Y, Zhang W. In vitro evaluation of the fracture resistance of anterior endodontically treated teeth restored with glass fiber and zircon posts. *J Prosthet Dent.* 2007; 97(2): 93-8.

ANEXO A – CERTIFICADO DO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA ANIMAL



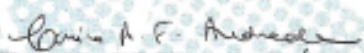
UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
"JÚLIO DE MESQUITA FILHO"
Câmpus de Araraquara
FACULDADE DE ODONTOLOGIA



CERTIFICADO

Certificamos que a proposta intitulada ***"EFEITO DE DIFERENTES TÉCNICAS DE RECONSTRUÇÃO COM MATERIAIS BULK FILL ASSOCIADOS A PINOS DE FIBRA DE VIDRO SOBRE A RESISTÊNCIA À FRATURA DE DENTES COM EXTENSA DESTRUÇÃO CORONÁRIA SIMULADA"***, registrada com o nº 09/2018, sob a responsabilidade do(a) **Prof(a). Dr(a). José Maurício dos Santos Nunes Reis** – que envolve a produção, manutenção ou utilização de animais pertencentes ao filo Chordata, subfilo Vertebrata (exceto humanos), para fins de pesquisa científica – encontra-se de acordo com os preceitos da Lei nº 11.794, de 8 de outubro de 2008, do Decreto nº 6.899, de 15 de julho de 2009, e com as normas editadas pelo Conselho Nacional de Controle da Experimentação Animal (CONCEA), e foi aprovado pela **COMISSÃO DE ÉTICA NO USO DE ANIMAIS (CEUA) DA FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE ARARAQUARA** em reunião de 29/05/2018.

Finalidade	() Ensino (X) Pesquisa Científica
Vigência do Projeto	Março/2019
Espécie/linhagem	Gado Nelore
Nº de animais	65 dentes bovinos
Peso/Idade	250 Kg/ 05 anos
Sexo	-
Origem	Mondelli Indústria de Alimentos S/A.


Profa. Dra. CARINA APARECIDA FABRÍCIO DE ANDRADE
Coordenadora da CEUA

Comissão de Ética no Uso de Animais - CEUA
Rua Herculano nº 1.680 – Centro – CEP 14801-903 – Caixa Postal nº 331 – ARARAQUARA – SP
5º andar – fone (16) 3301-4459 / fax (16) 3301-6433 / e-mail: ceua@fzar.unesp.br – home page: <http://www.fzar.unesp.br>

Não autorizo a reprodução e divulgação deste trabalho pelo prazo de 2 anos após o prazo de defesa.

(Direitos de publicação reservado ao autor)

Araraquara, 27 de Fevereiro de 2019.

CARLOS RANGEL DE MOURA OLIVEIRA