



UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
"JÚLIO DE MESQUITA FILHO"

Faculdade de Odontologia

Isis Almela Endo Hoshino

**Análise da performance mecânico-estrutural e
resistência de união de diferentes técnicas de
utilização de pinos de fibra de vidro.**

ARAÇATUBA - SP

2019

Isis Almela Endo Hoshino

**Análise da performance mecânico-estrutural de
diferentes técnicas de utilização de pinos de fibra de
vidro.**

**Dissertação apresentada à Faculdade de
Odontologia, Campus de Araçatuba, da
Universidade Estadual Paulista “Júlio de
Mesquita Filho”, como parte integrante dos
requisitos para obtenção do título de MESTRE,
pelo Programa de Pós-Graduação em
Odontologia, área de Concentração em
Dentística.**

Orientador: Prof. Dr. Rodolfo Bruniera Anchieta

Coorientador: Prof. Dr. Paulo Henrique dos Santos

ARAÇATUBA - SP

2019

Catálogo na Publicação (CIP)

Diretoria Técnica de Biblioteca e Documentação – FOA / UNESP

H825a Hoshino, Isis Almela Endo.
Análise da performance mecânico-estrutural e resistência de união de diferentes técnicas de utilização de pinos de fibra de vidro / Isis Almela Endo Hoshino. - Araçatuba, 2019
89 f. : il. ; tab.

Dissertação (Mestrado) – Universidade Estadual Paulista, Faculdade de Odontologia de Araçatuba
Orientador: Prof. Rodolfo Bruniera Anchieta
Coorientador: Prof. Paulo Henrique dos Santos

1. Técnica para retentor intrarradicular 2. Cimentação
3. Porosidade I. Título

Black D2
CDD 617.6

Dedicatória

Dedicatória

“A vida é uma peça de teatro que não permite ensaios. Por isso, cante, ria, dance, chore e viva intensamente cada momento de sua vida, antes que a cortina se feche e a peça termine sem aplausos.”

Charles Chaplin

*Aos meus pais, **Roberto Kioshi Hoshino e Rosângela Maria Almela Hoshino***

Meu mundo, meu espelho e meus exemplos de vidas. Sinto meu coração transbordar de alegria e com palavras não consigo descrever meu amor incondicional e minha gratidão.

Não pouparam esforço e tempo para ensinar andar, falar, ler, pensar e especialmente a sonhar. Mesmo diante de obstáculos me fizeram andar e enfrentá-los com dignidades, quando caia ou até mesmo quando o desespero e o medo batiam, seguraram minhas mãos transmitindo confiança e me fizeram levantar e olhar para frente.

Sempre me fizeram acreditar que com esforço e dedicação possamos alcançar grandes conquistas. Seus ensinamentos formaram o que sou hoje. Agradeço por toda dedicação, paciência, incentivo, confiança, e principalmente por me mostrarem o que é ser amada todos os dias.

*Ao meu irmão, **Roberto Almela Hoshino***

Meu pequeno pingote de gente, desde cedo aprendemos o significado e fomos moldados nos pilares da família, honra e amor. Com fé inquebrável, caminhamos juntos de mãos dadas com o desejo de ser alguém, compartilhando os bons e ruins momentos.

Sou imensamente grata por ter você ao meu lado nessa jornada, pela convivência e companheirismo todos esses anos. Apesar da correria do dia a dia e das árduas tarefas, mesmo à distância sempre fizemos presente um na vida do outro.

*Ao meu padrinho, **Hamilton César Crestani***

Meu porto seguro, admiro o modo que ver o mundo, aos seus olhos as coisas complicadas tornam-se simples, o feio torna-se bonito e o impossível às vezes é alcançável.

Assim como meus pais que não pouparam esforços, desde que nasci também tenho recebido os seus cuidados, fui embalada em seus braços e recebi todo o seu amor. Por laços consanguíneos e pela convivência herdei seus piores defeitos, assim como suas melhores qualidades. Obrigada por sempre estar ao meu lado, pelo carinho, pela orientação e se fazer presente como uma estrela guia na imensidão da noite.

Dedico essa conquista a vocês, que tanto amo incondicionalmente.

Agradecimentos
Especiais

Agradecimentos Especiais

“O professor medíocre conta. O bom professor explica. O professor superior demonstra. O grande professor inspira.”

Willian Arthur Ward

Ao meu orientador, Prof. Dr. Rodolfo Bruniera Anchieta

Ao longo de todo o meu percurso na vida acadêmica desde graduação até a pós-graduação, o senhor se fez presente. Quando o conheci na graduação não tinha grande expectativas, mas em pouco tempo, com seu carisma e conhecimento nos conquistou, tornando-se um dos melhores professores que tivemos.

Agradeço pela oportunidade de aprendizado que me proporcionou desde a graduação, pela paciência e tempo dedicada a mim no mestrado, mesmo não estando diariamente em Araçatuba, se faz presente em todas as etapas e desenvolvimento desse estudo e da minha formação acadêmica.

Sinto-me privilegiada por ser sua orientada. Em momentos difíceis, diante das minhas fraquezas e das incertezas, o senhor me aconselhou, transmitiu calma, segurança e amparo. Às vezes penso estar distante de ter cumprido todas as suas expectativas, mas espero ter feito pelo menos o mínimo para honrar a confiança em mim depositada. Muito obrigada por tudo.

Ao meu Coorientador, Prof. Dr. Paulo Henrique dos Santos

Nesse curto período de tempo, tive o privilégio de conviver e aprender muito com o senhor, mesmo diante de momentos adversos sempre se mostrou uma pessoa de grande competência e de integridade. Agradeço imensamente pelo carinho, respeito e pela orientação. Sua ajuda foi imprescindível para a concretização desse estudo.

Agradecimientos

Agradecimentos

“O que faz andar o barco não é a vela enfunada, mas o vento que não se vê.”

Platão

À Deus

Não há palavras que possam descrever minha gratidão. Obrigada pelo dom da vida, pela família maravilhosa e pelas pessoas especiais que estão ao redor. Toda a minha jornada foi abençoada com conquista.

Aos Professores de Graduação

Meus primeiros passos na odontologia foram traçados nos ensinamentos que recebi em sala de aula. Neste curto período de tempo que é a graduação, com muita dedicação me ensinaram os passos fundamentais para ser um bom cirurgião dentista. Lembro com carinho as lições que foram ensinadas. Obrigada queridos mestres.

Aos Professores de Pós-Graduação

Ao *Prof. Dr. André Luiz Fraga Briso*, do Departamento da Dentística Restauradora. Agradeço imensamente pela oportunidade de fazer parte da equipe da pós-graduação em Dentística Restauradora e pelo aprendizado. Sempre se fez presente e muito prestativo nos momentos bons e ruins do meu mestrado.

Ao *Prof. Dr. Renato Herman Sundfeld*, do Departamento da Dentística Restauradora. Admiro o senhor, além de ser um excelente profissional clínico, é também um formidável professor, ensina com carinho e amor. Agradeço imensamente por todas as oportunidades, aprendizado e pela confiança em mim depositada.

Ao *Prof. Dra. Ticiane Cestari Fagundes Tozzi*, do Departamento da Dentística Restauradora. Agradeço por todas as oportunidades, aprendizado e pela confiança em mim depositada.

Ao *Prof. Dr. Ricardo Coelho Okida*, do Departamento da Dentística Restauradora.

Agradeço pelo aprendizado e pela confiança em mim depositada. Sinto-me privilegiada por ter acompanhado e participado dos casos de reabilitações Perio-Dentística durante as clínicas da graduação da disciplina da Dentística Restauradora.

Ao **Prof. Dr. Alberto Carlos Botazzo Delbem**, do Departamento de Odontologia infantil e social. Agradeço pela autorização para utilização do equipamento microtomografia computadorizada, indispensável para a realização desse estudo.

Ao **Prof. Dr. Wirley Gonçalves Assunção**, do Departamento de Materiais Dentário e Prótese. Admiro a maneira que ensina, sempre incentivando os alunos buscarem mais conhecimento e nunca permanecerem na zona de conforto. Agradeço também pela autorização para utilização da cortadeira, equipamento indispensável para a realização desse estudo.

Ao **Prof. Dr. Estevam Augusto Bonfante**, do Departamento de Prótese e Periodontia da Faculdade de Odontologia de Bauru. Agradeço pela assistência no estudo piloto, fundamental para o delineamento desse estudo.

Ao **Prof. Dr. Satoshi Yamaguchi**, do Departamento de Biomateriais da Faculdade de Odontologia de Osaka. Agradeço pela análise de elementos finitos e assistência indispensável para a realização desse estudo.

“As palavras de amizade e conforto podem ser curtas e sucintas, mas o seu eco é infundável.”

Madre Teresa de Calcutá

Aos amigos

*As minhas amigas de graduação, **Paula Nunes Tozato e Mayara Charlin***

Apesar de ter formado com uma turma de 64 alunos, poucas pessoas significaram para mim. É um privilégio tê-las com amigas, neste curto período de tempo, que chamamos de graduação, aprendemos a conviver com a estranheza e diferença de cada uma, compartilhamos aventuras, segredos, problemas, dificuldades e pacientes adversos. Aprendemos juntos o que é ser um bom profissional da área da saúde com humildade, respeitar o próximo como um todo, o espaço pessoal e profissional, as decisões e a escolha de tratamento feitas por cada indivíduo. Nessa singela mensagem agradeço por todo apoio e incentivo durante e após a graduação.

Aos meus amigos e colegas de Pós-graduação

Sabemos bem que a Pós-graduação é feita de momentos bons, ruins e péssimos. Somos muitas vezes incumbidas de árduas tarefas, que faz duvidarmos da nossa própria capacidade. Apesar de estamos cercadas por diversas pessoas, que são nossos colegas e amigos de Pós-graduação, poucos estende uma mão amiga. Diante das minhas incertezas, medos e momentos que eu não poderia fraquejar, vocês estiveram lá para me apoiar. Sou imensamente grata por isso e pela amizade.

Aos ICs

Giordano Bruniera

Admiro o modo que ver o mundo e a calma que apresenta diante da adversidade. Obrigada por ser meu amigo, confidente, ouvir meus desabafos e me aconselhar, quando na verdade eu deveria desempenhar esse papel.

Mariana Mian de Souza

Faz pouco tempo que nos conhecemos, mas, desde as aulas laboratoriais da Dentística Restauradora acompanho sua evolução. Partilhamos da mesma orientação, o Prof. Dr. Rodolfo incumbiu você aos meus cuidados. Mesmo frente as árduas tarefas, desafios postos pela graduação e o cansaço, você está diariamente presente, desempenhando um papel fundamental no desenvolvimento dos nossos projetos. Muito obrigada pela sua ajuda.

Renata Parpinelli de Oliveira, Amanda Fontes, Lívia Romanini, Vitor Guerra, Laryssa de Castro, Luana Ribeiro

Admiro a determinação, o compromisso com a iniciação científica e a coragem de não se deixarem se deter diante dos obstáculos. A presença de vocês torna o departamento mais alegre e produtivo. Obrigada pela ajuda, amizade, doces, risos e momentos descontraídos.

Epigrafe

Epígrafe

"Olho para minhas mãos, descubro nela a leveza para alcançar o detalhe, a força exata para interferir na dor, a impermanência necessária para atingir o mais difícil, a sensibilidade que percebe o que não pode ser dito. No sorriso descubro a perfeição, que faz de minhas mãos um instrumento. A simplicidade que torna claro o mais difícil. A sensibilidade que me diz tudo sem nada dizer. Gestos, sorrisos, e expressões que unem dom e desejo, auxílio e agradecimento, odontologia e arte."

Autor desconhecido

Resumo

Hoshino, I.A.E. Análise da performance mecânico-estrutural de diferentes técnicas de utilização de pinos de fibra de vidro. [Dissertação]. Faculdade de Odontologia de Araçatuba, Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”; Araçatuba, 2019.

RESUMO

O objetivo deste trabalho foi avaliar “in vitro” e “in silico” a integridade estrutural da interface de cimentação, o comportamento biomecânico, e a resistência de união da interface dentina/cimento de diferentes técnicas de cimentação de pinos de fibra de vidro (PFV) em canais amplos. Para tanto, foram utilizados 33 incisivos bovinos. Após o tratamento endodôntico, os espécimes foram divididos aleatoriamente em três grupos (n=11): PCN- Pino convencional cimentado em dente com conduto normal; PCA- Pino convencional cimentado em dente com conduto amplo; PAA- Pino anatômico cimentado em dente com conduto amplo. Em seguida, foram executados os preparos intrarradiculares de acordo com cada grupo com brocas pré-estabelecidas, tratamento de superfície dos PFV (WhitePost nº3 DC, FGM) e cimentação dos mesmos com o cimento resinoso autoadesivo (Rely X U200, 3M ESPE). Então, 6 espécimes de cada grupo foram submetidos ao escaneamento em um microtomógrafo de alta resolução (SkyScan 1272) para avaliação da integridade, volume e presença de bolhas na interface de cimentação. Posteriormente, com base nos dados do μ CT e imagens de microscopia (n=1), dois modelos tridimensionais de cada grupo foram confeccionados para a análise de elementos finitos, sendo que o primeiro foi considerado ideal (G1, G3 e G5), sem defeitos na interface, e o segundo continha as condições encontradas pela análise de μ CT (G2, G4 e G6). Após o envelhecimento em estufa por 7 meses, todos os espécimes foram submetidos ao teste de resistência de união (n=10). Os dados foram submetidos à ANOVA com medidas repetidas e pós-teste de Tukey ($p < 0,05$). O grupo PCA registrou os maiores valores médios de concentração de bolhas e fendas em relação aos grupos PCN e PAA ($p < 0,05$). Observou-se que a quantidade de fendas decresceu no terço apical para todos os grupos, especialmente para o grupo PAA,

que registrou os menores valores médios, sendo localizadas predominantemente na face lingual entre o pino e a camada de cimento para os grupos PCN e PAA. No grupo PCA a maioria das fendas se localizaram na face vestibular entre a camada de cimento e a dentina intrarradicular. Na análise de resistência de união verificou-se diferença estatística entre os terços cervical e médio com terço apical do PCA ($p < 0,05$). Na comparação entre os grupos, observou-se diferença estatística na resistência de união nos PCA e PAA no terço cervical ($p < 0,05$), ambos sendo estatisticamente semelhantes com o PCN. Na análise “in silico” os níveis de tensão foram semelhantes na maioria das estruturas, sendo os picos de tensão observados na região cervical na face lingual. Concluiu-se que a presença de defeitos estruturais na camada da interface pode influenciar a resistência de união e o comportamento biomecânico das diferentes técnicas de cimentação de pinos de fibra de vidro, sendo que a customização de pino de fibra de vidro com resina composta para cimentação em canais amplos proporcionou melhor desempenho de resistência de união e distribuição dos níveis de tensão na interface”.

Palavras-chave: Técnica para retentor intrarradicular; cimentação; porosidade;

Abstract

Hoshino, I.A.E. Analysis of the mechanical-structural performance and fatigue resistance of different techniques of fiberglass post. [Dissertação]. Faculdade de Odontologia de Araçatuba, Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”; Araçatuba, 2019.

ABSTRACT

The objective of this study was to evaluate “in vitro” and “in silico” the structural integrity of the cementation interface, the biomechanical behavior and the bond strength of different fiberglass post cementation techniques in flared root canal. To this end, 33 bovine incisors were used. After the endodontic treatment, the specimens were randomly divided into three groups (n = 11): PCN - conventional post cemented in tooth with normal canal lumen; PCA- Conventional fiberglass post cemented in flared root canal; PAA- Fiberglass post relined with composite resin and cemented in flared root canal; Then, the intra-radicular preparations were performed according to each group with pre-established drills, surface treatment of PFV (WhitePost N^o. 3DC, FGM) and cementation with self-adhesive resin cement (Rely X U200, 3M ESPE). Then, 6 specimens from each group were submitted to scanning in a high resolution microtomograph (SkyScan 1272) to evaluate the integrity, volume and presence of bubbles at the cementation interface. Then, based on the μ CT data and the microscopic images (n = 1), two three-dimensional models of each group were made to analyze finite elements, the first one being considered ideal (G1, G3 and G5), without interface defects and the second contained the conditions found by μ CT analysis (G2, G4 and G6). After being stored for 7 months, all specimens were submitted to the pushout bond strength test (n = 10). Data were submitted to ANOVA with repeated measures and Tukey post-test ($p < 0.05$). The PCA group recorded the highest mean values of bubble and gap concentration in relation to PCN and PAA groups ($p < 0.05$). It is observed that the number of gaps decreased in the apical third for all groups, especially for the PAA group that registered the lowest mean values, being located predominantly in the lingual face between the post and the cement layer for the PCN and PAA groups. In the PCA group, most of the gaps were located on the

vestibular face between the cement layer and the intraradicular dentin. In the analysis of pushout bond strength, it was verified that statistical difference occurred between the cervical and middle thirds with apical third of the PCA ($p < 0.05$). In the comparison between the groups, a statistical difference was observed in the bond strength in the PCA and PAA in the cervical third ($p < 0.05$), both of which were statistically similar with the PCN. In the "in silico" analysis, the tension levels were similar in most structures, localized in the cervical region on the lingual surface. It was concluded that the presence of structural defects in the interface layer may influence the bond strength and the biomechanical behavior of the different fiberglass post cementation techniques, whereby the customization of fiberglass post with composite resin for cementation in flared root canals provided excellent bond strength performance and biomechanical behavior.

Key-words: Technique for intraradicular retainer; cementation; porosity;

Listas e Sumário

Lista de Figuras

- Figura 1. Visão em corte transversal da preparação do conduto radicular (CR) para cimentação dos pinos; **A.** Espécime obturado após 7 dias armazenado; **B.** Desobturação do CR com a broca de largo nº4; **C.** Preparação do CR com a broca específica do sistema de PFV nº3; **D.** Alargamento do CR no terço cervical e médio com a broca 730; **E.** Espécime com o CR ampliado; 37
- Figura 2. Fluxograma, ilustrando sequência de testes laboratoriais que foram executados em cada grupo experimental; 38
- Figura 3. Visão em corte transversal dos grupos estudados. **A.** Pino convencional cimentado em dente com conduto normal (PCN); **B.** Pino convencional cimentado em dente com conduto amplo (PCA); **C.** Pino anatômico cimentado em dente com conduto amplo (PAA). 38
- Figura 4. Reconstrução do espécime PCA (Pino convencional cimentado em dente com conduto amplo) no software NRecon; **A.** Terço cervical; **B.** Terço médio; **C.** Terço apical. 41
- Figura 5. Visão da análise linear do espécime PCA (Pino convencional cimentado em dente com conduto amplo) no software DataViewer; **A.** PCA no eixo coronal; **B.** PCA no eixo transaxial; **C.** PCA no eixo sagital. 41

- Figura 6. Vista em corte sagital das fatias do grupo PAC obtidas para o teste de resistência de união, representando as áreas de falhas na camada do cimento. **A.** Fatia do terço cervical com presença de fenda na face palatina e bolhas de pequeno volume incorporado na camada de cimento; **B.** Fatia do terço médio com presença de bolha com grande volume na face palatina; **C.** Fatia do terço apical com presença de bolhas; 42
- Figura 7. Ilustração das bolhas em microescala utilizada no modelos de elementos finitos com defeito estrutural, o volume e diâmetro médio das bolhas encontrada na microtomografia para cada grupo. **A.** G2 = $\varnothing 0.245$ mm; **B.** G4 = $\varnothing 0.017$ mm; **C.** G6 = $\varnothing 0.117$ mm; 46
- Figura 8. Exemplificação do processo de voxelização e aprimoramento da malha de elementos finitos no modelo com defeito estrutural (G2) 47
- Figura 9. Exemplificação dos modelos do elemento finitos; Modelos com interface ideal (G1- PCN), (G3 - PCA) e (G5 -PAA); Modelos com defeitos estrutural (G2 - PCN), (G4 - PCA) e (G6 - PAA); 48
- Figura 10. Imagens de microscopia eletrônica de varredura para cada padrão de fratura em cada grupo (PCN, PCA, PAA); **A.** Fratura coesiva no substrato; **B.** Fratura coesiva no cimento; **C.** Fratura adesiva; **D.** Fratura mista; 54

Lista de Tabelas

Tabela 1.	Propriedades elásticas dos materiais isotrópicos	45
Tabela 2.	Propriedades ortotrópicas do pino de fibra de vidro	45
Tabela 3.	Propriedades elástica do cimento resinoso dos modelos com defeitos estruturais	47
Tabela 4.	Média e desvio padrão da quantificação de bolhas na camada de cimento	50
Tabela 5.	Média e desvio padrão do volume das bolhas na camada de cimento (mm ³).	51
Tabela 6.	Média e desvio padrão da quantificação de fendas na interface cimento/dentina e cimento/pino.	51
Tabela 7.	Média e desvio padrão do volume das fendas na camada de cimento (mm ³)	52
Tabela 8.	Média e desvio padrão dos resultados de resistência de união (MPa)	53
Tabela 9.	Distribuição de tensões máxima principal (MPa)	55

Lista de Abreviaturas

CC	Camada de cimento
CM	Cimento (coroa/munhão de resina composta)
CO	Coroa
CR	Conduto radicular
D	Dentina
E	Modulo de elasticidade
Fator C	Fator de configuração de cavidade
G	Módulo de cisalhamento
MEV	Microscópio eletrônico de varredura
MM ³	Milímetro cúbico
MPa	Megapascal
P	Pino
PCR	Pino anatômico com resina composta
PFV	Pino de fibra de vidro
ROI	Área de interesse
μCT	Microtomografia computadorizada
V	Coefficiente de Poisson

Sumário

1	Introdução	28
2	Proposição	32
3	Materiais e Métodos	34
4	Resultados	49
5	Discussão	56
6	Conclusão	61
	Referências	63
	ANEXOS	69

Introdução

1. INTRODUÇÃO

A reabilitação funcional dos dentes com envolvimento endodôntico e com perda significativa de estrutura dentária coronária requer o emprego de retentores intrarradiculares como meio adicional de retenção e suporte para a futura restauração (1-3).

Os núcleos metálicos fundidos (NMF) têm sido tradicionalmente utilizados devido a sua facilidade de uso, baixa complexidade técnica e conceitos clínicos e laboratoriais bem estabelecidos (4). Entretanto, já há algum tempo, a utilização do NMF tem sido questionada, principalmente devido à incompatibilidade estética e às características mecânicas desfavoráveis dos metais (5). Além de influenciar na cor final das restaurações totalmente cerâmicas, a elevada rigidez e o alto módulo de elasticidade do NMF têm sido associados à alteração da biomecânica do dente (5). Adicionalmente, nos dentes com envolvimento endodôntico ocorre a modificação estrutural e mecânica da dentina coronária e radicular devido a desidratação, tornando-as mais friáveis, reduzindo, com isso, a resistência à fratura destas estruturas (6). Assim, nestes dentes, observa-se ao longo do tempo o aumento do potencial de formação de trincas e fraturas irreversíveis quando se utiliza NMF (5).

Dessa forma, outras opções de retentores intrarradiculares vêm sendo utilizadas como alternativa aos NMF (7), dentre as quais, destaca-se a utilização dos pinos de fibra de vidro (PFV) (8, 9). Em comparação com os NMF, os PFV apresentam vantagens como a facilidade e a rapidez de uso, a estética superior (10), a ausência de etapa laboratorial, as características mecânicas mais próximas às do dente e a melhor união ao remanescente dentário (5, 6, 11).

Dentre essas características, a literatura tem destacado o módulo de elasticidade semelhante ao da dentina (12), pois confere ao conjunto remanescente dentário/pino uma distribuição mais homogênea das tensões geradas quando o dente está em função (12-14), reduzindo a incidência de fratura da radicular (13) quando comparado aos tradicionais NMF (5, 15).

Adicionalmente, vale destacar que, além da retenção friccional, os PFV tem retenção micromecânica ao remanescente dentário (16). Com a utilização de materiais resinosos, como os sistemas adesivos e cimentos resinosos,

possibilitam a união micromecânica com a dentina, via formação de camada híbrida (17), principalmente no remanescente coronário e terço cervical radicular (18).

Entretanto, apesar de ser uma técnica com boas perspectivas na recuperação do suporte de elementos dentais com comprometimento da estrutura coronária, alguns fatores ainda limitam a indicação dos PFV para todas as resoluções clínicas, tornando o sucesso a longo prazo deste material questionável em algumas situações clínicas (19).

Atualmente, a principal causa de insucesso relatada com a utilização dos PFV é a desunião e conseqüente soltura do pino (3, 20, 21). Vários são os fatores que podem aumentar a probabilidade de desunião e soltura dos PFV, dentre os quais, os erros no protocolo de cimentação, a sobrecarga oclusal e os fatores relacionados à anatomia e características do remanescente dentário e do pino são os mais relatados (22).

Por serem pré-fabricados, os PFV têm diâmetro e comprimento estabelecidos, variando conforme a marca comercial, e tendo como limitação a sua utilização em dentes com canais amplos, como, por exemplo, acontece em casos de cárie extensa, sobre instrumentação endodôntica (7, 23), ou em dentes com grande variação anatômica do canal (24). A discrepância entre o diâmetro do pino e do canal radicular tem sido relatada como o principal problema relacionado com a soltura dos PFV e um grande desafio clínico na utilização desses materiais (21, 25).

Nessas condições, a camada de cimento formada pode ser excessivamente espessa, sendo considerada o elo mais fraco da interface (14, 25). Devido ao grande volume de cimento, ainda poderá ocorrer a incorporação de bolhas e fendas na camada de cimento, tornando-a uma área crítica para o desenvolvimento de falhas (26-28). Outros fatores também aumentam o risco de falha na interface dentina/cimento/pino, como, por exemplo, a contração de polimerização do cimento resinoso (26, 29) e o alto fator de configuração de cavidade (Fator C) (30).

Há disponível na literatura muitos estudos que avaliam diversos aspectos relacionados aos PFV no intuito de otimizar sua utilização, avaliando desde diferentes protocolos de cimentação (31, 32) até a implementação de novas

técnicas de utilização (19, 25, 33).

Dentre os estudos disponíveis na literatura, a técnica de customização dos PFV com resina composta vem sendo muito utilizada, pois, além da facilidade de uso, proporciona a adequação do diâmetro do pino ao diâmetro do canal, sendo relacionada ao aumento da retenção friccional pelo íntimo contato da resina composta com a dentina radicular (25), a redução da espessura do cimento (34), a redução da contração de polimerização do cimento no interior do conduto (35) e a menor incidência de bolhas e fendas na interface (36).

Entretanto, apesar dos resultados promissores desta técnica de customização (25, 35-39), o seu mecanismo de falha ainda não foi totalmente elucidado, e a escassez de estudos dificulta a confirmação da confiabilidade da técnica de customização do PFV com resina composta em relação à técnica de cimentação convencional em canais amplos.

A realização do escaneamento tridimensional dos espécimes restaurados por meio de microtomografia computadorizada (μ CT) pode fornecer informações importantes sobre a integridade da interface de cimentação (28, 36), sendo posteriormente associada ao teste de resistência de união (push-out), que aumentará o entendimento da resistência de união entre terços do canal radicular na presença de porosidade e de diferentes espessuras do agente cimentante.

Além disso, baseado nos dados de μ CT, modelos sólidos tridimensionais serão reconstruídos, e uma análise “in silico” trará informações importantes a respeito das forças de tensão que atuam na concentração e propagação do processo de falha.

Proposição

2. PROPOSIÇÃO

O objetivo deste estudo “in vitro” e “in silico” foi avaliar a integridade estrutural da interface de cimentação, a resistência de união e o comportamento biomecânico de diferentes técnicas de cimentação de pinos de fibra de vidro em um cenário desafiador em dentes com canal amplo.

2.1 Proposições Principais

1 – Avaliar a integridade da interface de cimentação de dentes restaurados com PFV utilizando a técnica convencional e a técnica do pino anatômico por meio de microtomografia computadorizada.

2- Avaliar a resistência de união em dentes com canal amplo restaurados com PFV.

3 – Avaliar o modo de distribuição das tensões da interface de cimentação, por meio do método dos elementos finitos.

2.2 Hipóteses Nulas

1- Não haverá diferença na integridade estrutural da interface cimento/dentina entre as técnicas de cimentação utilizadas.

2- Não haverá diferença na resistência de união entre os terços radiculares e nas técnicas de cimentação empregadas.

3- Não haverá diferença no modo de distribuição das tensões da interface de cimentação entre as duas técnicas de cimentação do PFV.

Material e métodos

3. MATERIAL E MÉTODOS

3.1 Delineamento experimental e preparo dos espécimes

Após aprovação do comitê de ética em pesquisa animal, foram coletados 33 incisivos bovinos hígidos, com raízes sem curvaturas, e com comprimento médio da raiz a partir da junção amelo-cementária de (JAC) aproximadamente 22 mm, e que tinham ao nível da JAC a largura méso-distal e vestibulo lingual da coroa entre 6,5 a 7,5 mm e 7 a 8 mm, respectivamente.

Após a coleta, os dentes foram limpos e debridados e imediatamente armazenados em solução de soro fisiológico a 0,09 a 37° C, por no máximo 3 meses após as extrações.

A coroa anatômica de todos os dentes foi removida 1 mm acima da JAC na face vestibular, por meio de uma secção transversal com disco em cortadeira de precisão Isomet 1000 (Buheler, Lake Bluff, IL, Estados Unidos da América) em baixa velocidade, sob refrigeração. Da mesma forma, para padronizar o tamanho da raiz do incisivo bovino (± 22 mm) em relação ao incisivo humano, foi realizada a secção no terço apical da raiz, de modo a se obter raízes com comprimento médio de 16 mm (40). Na sequência, para padronização dos espécimes foram realizadas mensurações do conduto radicular de modo a estabelecer as dimensões entre 2,4 e 3,4 mm no terço cervical e 1,6 e 2,5 mm no terço apical. O ápice foi vedado com cimento de ionômero de vidro (MAXXION R, FGM; Joinville, SC, Brasil) até o momento da obturação do conduto.

Em seguida, os espécimes foram submetidos ao tratamento endodôntico. Foi realizado o preparo biomecânico por meio da Técnica Step-Back. O comprimento de trabalho foi estabelecido visualmente, subtraindo-se 1 mm do comprimento total de inserção de uma lima tipo Kerr #10 (Dentsply-Maillefer, Ballaigues, VD, Suíça), quando esta aparecer no forame apical.

A instrumentação foi realizada manualmente, ao longo de todo o comprimento de trabalho, até a lima tipo Kerr #140 (Dentsply-Maillefer, Ballaigues, VD, Suíça), de modo escalonado e regressivo, utilizando-se como instrumento de memória uma lima tipo Kerr três números inferiores à de maior calibre, a ser

empregada no preparo radicular. Entre cada troca de lima, os condutos foram irrigados e o canal foi inundado com solução irrigadora durante a fase de instrumentação. Para cada dente, 3 ml de solução de hipoclorito de sódio a 2,5% (solução de Labarraque, Apothicario, Araçatuba, SP, Brasil) foi utilizada. Após a irrigação final, os condutos foram aspirados e secos com cones de papel absorventes estéreis (Dentsply, Petrópolis, RJ, Brasil) e obturados com cones de guta-percha (Dentsply, Petrópolis, RJ, Brasil) e cimento endodôntico à base de hidróxido de cálcio (Sealer 26, Dentsply, Petrópolis, RJ, Brasil), pela técnica da condensação lateral ativa. Após a compactação da guta-percha, cortou-se o excesso com uma espátula pré-aquecida, seguindo-se a condensação vertical do material obturador.

O acesso coronal foi selado com cimento de ionômero de vidro (MAXXION R, FGM; Joinville, SC, Brasil). Posterior ao tratamento endodôntico, os dentes foram armazenados em 100% de umidade, a 37°C, durante um período de 7 dias.

3.2 Preparo do espaço para a cimentação do pino

Foi adotado o sistema de pinos de fibra de vidro WhitePost nº 3 DC (FGM; Joinville, SC, Brasil).

Para a cimentação dos pinos, foi feito o preparo intrarradicular em todos os espécimes utilizando broca de largo nº 4 (Dentsply-Maillefer, Ballaigues, VD, Suíça) em baixa velocidade. Para isso, foi removido o remanescente de guta-percha e confeccionado o espaço para a cimentação do pino, calibrado na profundidade de ± 12 mm, tendo como referência a medida do comprimento de trabalho do dente, restando no mínimo 4 mm de guta-percha na porção apical. Em seguida, foi utilizada a broca específica do sistema WhitePost, cuja dimensão corresponde ao diâmetro do pino, garantindo sua perfeita adaptação ao conduto.

Adicionalmente, em 22 dentes foi realizada a ampliação padronizada do conduto radicular, entre os terços médio e cervical da raiz. Para isso, foi utilizada a ponta diamantada #730 (KG Sorensen, Cotia, SP, Brasil) montada em peça de mão, introduzindo-a paralela e centralizada ao conduto radicular, até o comprimento de trabalho de 8 mm, tomando como referência a superfície mais coronária do dente (Figura 1). Os dentes com canais ampliados foram utilizados

em 2 grupos experimentais.

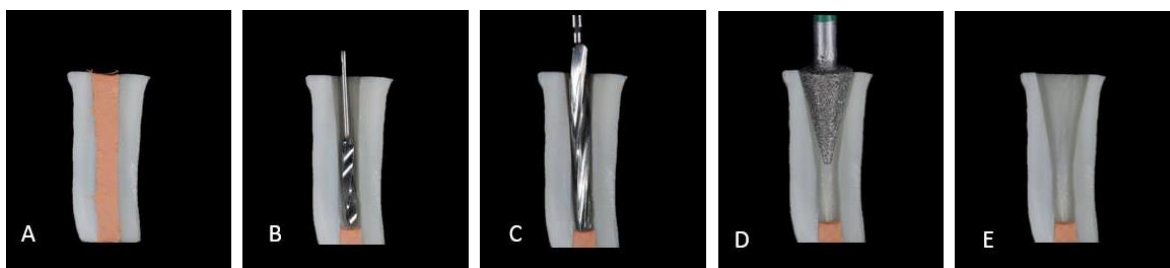


Figura 1. Visão em corte transversal da preparação do conduto radicular (CR) para cimentação dos pinos; A. Espécime obturado após 7 dias armazenado; B. Desobturação do CR com a broca de largo nº4; C. Preparação do CR com a broca específica do sistema de PFV nº3; D. Alargamento do CR no terço cervical e médio com a broca 730; E. Espécime com o CR alargado;

Após o preparo, todos os canais foram irrigados com 10 ml de água destilada e secados com cones de papel. Após, foi realizada uma radiografia, para assegurar que toda a guta-percha foi removida do conduto após o preparo(41).

3.3 Tratamento da superfície do pino

Previamente ao procedimento de cimentação foi realizada a limpeza da superfície do pino de fibra de vidro por meio da fricção do mesmo em gaze embebida com álcool 70%, seguida de lavagem abundante e secagem com jato de ar. Em seguida, a superfície do pino foi silanizada por 60 segundos (Prosil, FGM, Joinville, SC, Brasil).

3.5 Tratamento da dentina intra-radicular e cimentação dos pinos

Previamente ao procedimento de cimentação, o conduto foi condicionado com 5 ml de solução de hipoclorito de sódio a 5,25% por 60 segundos e, após, lavado e secado com jatos de ar e cones de papel absorvente (42).

Os espécimes foram divididos por meio de um sorteio aleatório, em 3

grupos (n=11), de acordo com a técnica de cimentação do pino (Figura 2 e 3):

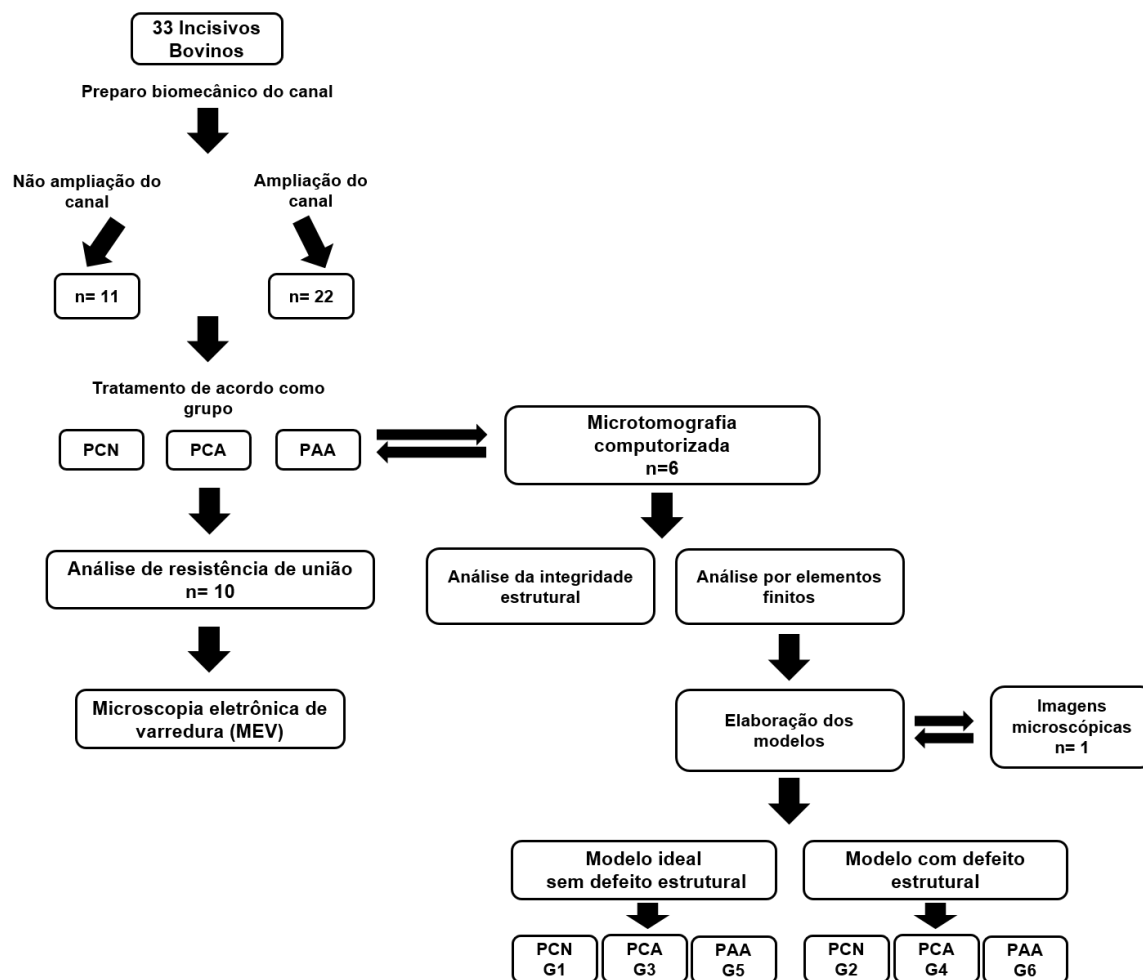


Figura 2. Fluxograma, ilustrando sequência de testes laboratoriais que foram executados em cada grupo experimental.

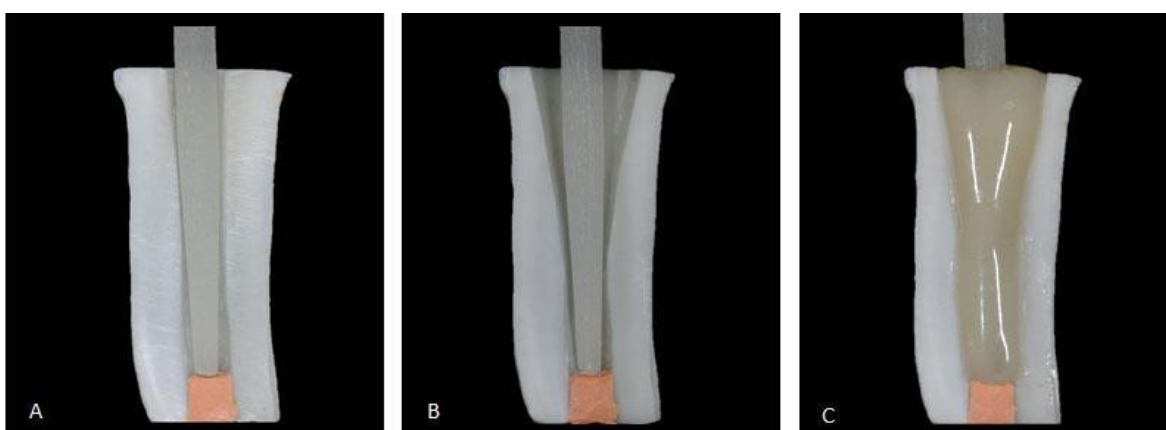


Figura 3. Visão em corte transversal dos grupos estudados. A. Pino convencional cimentado em dente com conduto normal (PCN); B. Pino convencional cimentado em dente com conduto amplo (PCA); C. Pino anatômico cimentado em dente com conduto amplo (PAA).

- PCN: Pino convencional cimentado em dente com conduto normal

Neste grupo foram utilizados os dentes com conduto normal e a técnica convencional de cimentação. Após o condicionamento da superfície externa do pino foi utilizado um cimento auto-adesivo (RelyX U200, 3M ESPE, St Paul, MN, Estados Unidos da América) acoplado a uma ponta misturadora intracanal. A ponta foi introduzida no conduto radicular, e o material foi injetado, sendo também, a superfície do pino de fibra foi carregada com o material. Logo após, o pino de fibra de vidro foi introduzido no conduto, e o excesso de material foi removido. Por fim, o cimento resinoso foi fotoativado por 40 segundos (VALO® Cordless, Ultradent, South Jordan, UT, Estados Unidos da América) pela superfície oclusal. Após, foi realizado o núcleo de preenchimento com resina composta em incrementos de 2 mm (Z350XT, 3M ESPE, Sumaré, SP, Brasil).

- PCA: Pino convencional cimentado em dente com conduto amplo

Foram realizados os mesmos procedimentos do grupo PCN, entretanto em dentes com conduto ampliado.

- PAA: Pino anatômico cimentado em dente com conduto amplo

Neste grupo foram utilizados os dentes com conduto ampliado e a técnica do pino customizado com resina composta (25). Para isso, o pino foi envolvido com resina composta, e o conduto foi lubrificado com um gel a base de água (KY, Johnson&Johnson, São José dos Campos, SP, Brasil). Em seguida, o conjunto pino/resina composta (Z350XT, 3M ESPE, Sumaré, SP, Brasil) foi inserido no conduto, polimerizando-se por 20 segundos a parte coronária do pino (VALO® Cordless, Ultradent, South Jordan, UT, Estados Unidos da América). Em seguida, o pino foi removido do conduto e polimerizado por mais 40 segundos (25). Então, a superfície externa do pino com resina composta foi condicionada com ácido fosfórico a 35% por 20 segundos para limpeza, e o conduto radicular foi lavado com água e secado com cones de papel. Em seguida, através de uma ponta misturadora intracanal, o cimento auto-adesivo (RelyX U200, 3M ESPE, St Paul, MN, Estados Unidos da América) foi injetado dentro do conduto, e o pino anatômico foi inserido, polimerizando-se por 40 segundos pela face oclusal (VALO® Cordless, Ultradent, South Jordan, UT, Estados Unidos da América).

Após os procedimentos restauradores, todos os dentes foram armazenados em solução de água destilada por 1 semana a 37°C.

3.6 Análise estrutural através de microtomografia computadorizada (μ CT)

Para avaliação da integridade, do volume e da presença de bolhas na interface de cimentação, seis espécimes de cada grupo foram analisados em um microtomógrafo de alta resolução (SkyScan 1272, Bruker, Kontich, Bélgica) (36).

O microtomógrafo foi calibrado usando a função padrão “phantom” e operado em condições de energia de 80 kilovolt e 125 mili-amperes. As imagens foram geradas na resolução média (13 μ m/fatia) e em 180°, os espécimes foram rotacionados a passos angulares de 0,4° com tempo de exposição de 3000 milissegundos; também foram empregados um tubo de 16,5 mm e filtro de alumínio de 1 mm de espessura.

Foi realizado o escaneamento dos espécimes logo após os procedimentos restauradores. Em média, obteve-se o número médio de fatias no escaneamento de 471 a 490 em cada espécime. Os dados obtidos no escaneamento foram transformados em arquivos DICOM e posteriormente renderizados em modelos tridimensionais (SolidWorks Corp., MA, USA) (36).

Primeiramente, as imagens foram reconstruídas em 3D no software NRecon (SkyScan, Kontich, Bélgica) da parte coronária até a parte apical da raiz (Figura 4), com os parâmetros “Smoothing” (6), “Misalignment compensation” (-3,5), “Ring artifacts reduction” (6), “Beam-hardening correction (34%)” e “change dynamic image range” (0.003169- 0.230010) iguais para todos os espécimes.

Em seguida, por meio do software DataViewer (SkyScan, Kontich, Bélgica), ocorreu a visualização e análise linear das imagens nos eixos coronal, sagital e transaxial (Figura 5), bem como a determinação de uma posição padrão para as análises volumétricas.

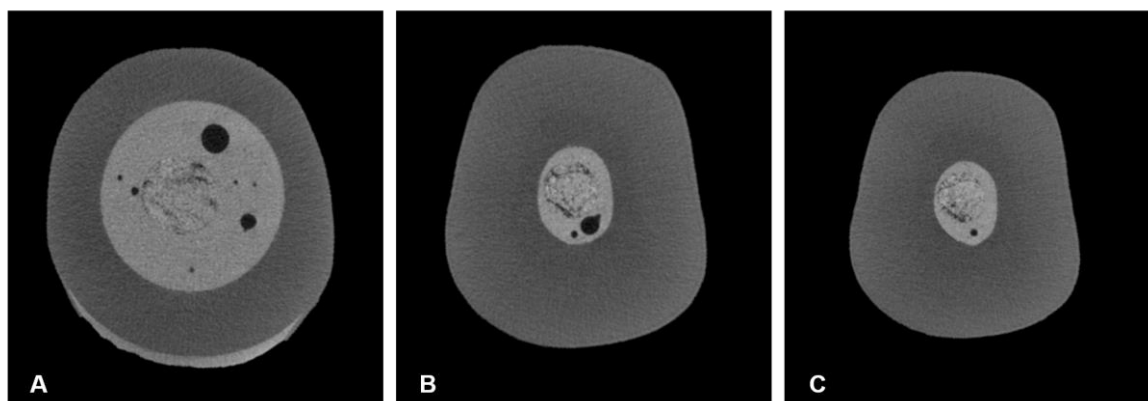


Figura 4. Reconstrução do espécime PCA (Pino convencional cimentado em dente com conduto amplo) no software NRecon; **A.** Terço cervical; **B.** Terço médio; **C.** Terço apical.

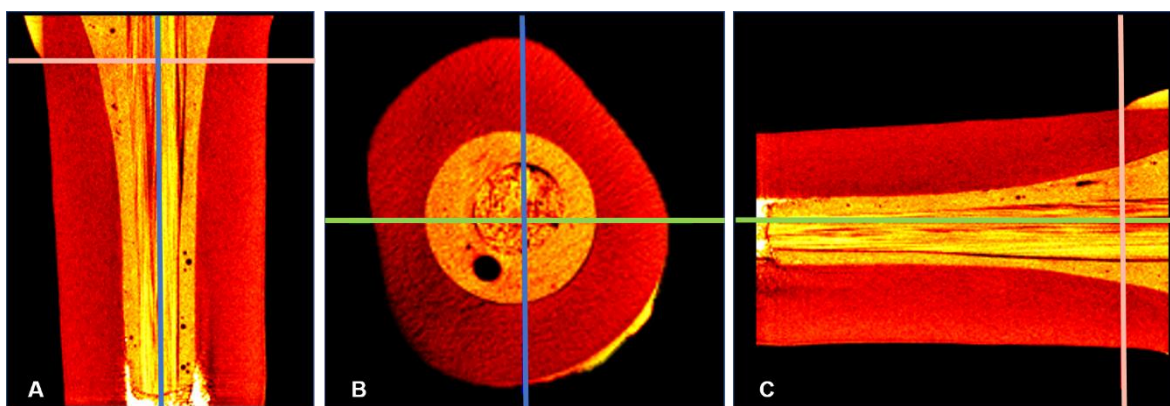


Figura 5. Visão da análise linear do espécime PCA (Pino convencional cimentado em dente com conduto amplo) no software DataViewer; **A.** PCA no eixo coronal; **B.** PCA no eixo transaxial; **C.** PCA no eixo sagital.

As análises quantitativas de bolhas e fendas na camada de cimento foram determinadas pelo software CTAnalyser (SkyScan, Kontich, Bélgica) na posição transaxial das imagens. Inicialmente foi estabelecida a área a ser analisada com a seleção em média de 1013 a 1200 fatias, seguida da segmentação da imagem para separar o objeto desejado de outros objetos presentes na imagem. Para tal, foi desenhado um ROI (área de interesse) a mão livre, delimitando apenas a camada de cimento. Na sequência, as imagens foram binarizadas, e o volume de bolhas e fendas presentes no conduto radicular foi calculado.

Após, com o software CTVOX (SkyScan, Kontich, Bélgica) foi feita a renderização destas imagens em modelos tridimensionais para avaliação da integridade da interface pela observação de áreas do cimento que estavam em

descontinuidade com as paredes do canal radicular.

3.7 Análise de resistência de união (Push out)

Após o envelhecimento em estufa a 37° C por 7 meses, os espécimes foram seccionados perpendicularmente ao longo eixo, com disco diamantado em cortadeira de precisão Isomet 1000 (Buehler), obtendo uma fatia de aproximadamente 1,0 mm de cada terço a ser analisado (terços cervical, médio e apical) (Figura 6). A espessura foi medida utilizando paquímetro digital (Mitutoyo, Miyazaki, Japão), e todas as fatias tiveram o seu lado coronal demarcado de modo a orientar o posicionamento do mesmo durante o ensaio mecânico.

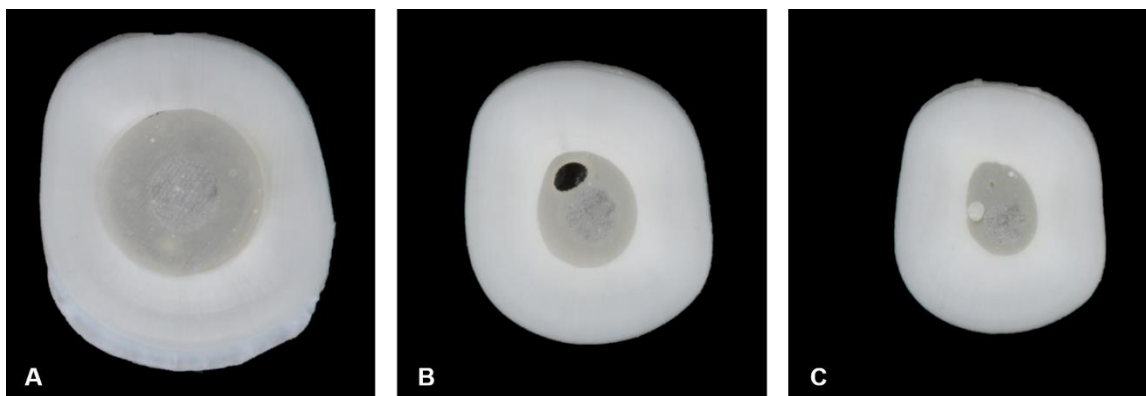


Figura 6. Vista em corte sagital das fatias do grupo PAC obtidas para o teste de resistência de união, representando as áreas de falhas na camada do cimento. **A.** Fatia do terço cervical com presença de fenda na face palatina e bolhas de pequeno volume incorporado na camada de cimento; **B.** Fatia do terço médio com presença de bolha com grande volume na face palatina; **C.** Fatia do terço apical com presença de bolhas;

Para o teste de resistência de união (push-out), dois dispositivos foram adaptados à máquina universal EMIC modelo DL3000 (Emic, São José dos Pinhais, PR, Brasil). Na porção superior foi fixada uma haste metálica com ponta ativa correspondente ao diâmetro do pino, sendo empregadas hastes com diâmetros diferentes de acordo com o diâmetro do pino cimentado. Na porção inferior, a fatia do espécime foi posicionada com orientação do topo para baixo sobre um apoio de resina acrílica, que possuía abertura central maior que o diâmetro do canal.

A haste metálica da porção superior da máquina foi posicionada bem

próxima ao espécime, sem tocá-lo, de modo que sua ponta ativa coincidissem com o centro do pino para evitar tensões nas paredes radiculares ao redor. Uma carga compressiva foi aplicada em uma direção vertical até que o conjunto pino/cimento se deslocasse ou ocorresse a fratura do espécime, com velocidade de 0,5 mm/min e célula de carga 100Kgf.

Os valores de resistência de união ao teste de push-out foram calculados pela seguinte divisão(43):

$$Ru = F/A$$

Sendo Ru (Resistência de união) a divisão da força máxima (F) pela área de interface (A). Para determinar a área da interface de união, a seguinte fórmula foi aplicada:

$$A = \pi(r_1 + r_2)\sqrt{(r_1 - r_2)^2 + h^2}$$

Onde (h) é a altura do pino, π é 3,14, (r1) é o raio maior, (r2) é o raio menor. Os valores de r1 e r2 correspondem ao raio do diâmetro interno das paredes do conduto radicular e foram obtidos pela mensuração dos diâmetros internos da base maior e menor.

A análise fractográfica qualitativa também foi realizada em todos os espécimes fraturados, primeiramente em estéreo microscópio de luz polarizada e iluminação bilateral (DISCOVERY V20, CARL ZEISS) com aumento de 40X, com o objetivo de determinar os tipos de padrão de fratura (44), classificados em:

- A-** Fratura coesiva no substrato dental;
- B-** Fratura coesiva no cimento;
- C-** Fratura adesiva
- D-** Fratura mista, ou seja, fratura na interface adesiva com envolvimento coesivo de dentina e/ou cimento resinoso;

Na sequência, alguns espécimes representativos de cada grupo receberam um filme de ouro (Emitech K650, Emitech Products Inc., Houston, TX, USA) e

foram analisados em microscópio eletrônico de varredura (MEV) (EVO LS-15, Carl Zeiss, Oberkochen, Alemanha) para caracterização da estrutura dentinária após o teste de união.

3.8 Análise In Silico através de elementos finitos

Baseado na análise de microtomografia computadorizada (μ CT) e imagens de microscopia óptica (DISCOVERY V20, CARL ZEISS), um espécime representativo de cada grupo experimental (grupo PCN, PCA, PAA) foi utilizado para elaboração dos modelos tridimensionais.

As imagens microscópicas foram realizadas com o intuito de obter modelos tridimensionais mais fidedignos da anatomia do incisivo central. Para tanto, um espécime de cada grupo foi seccionado transversalmente no sentido vestibular para lingual com auxílio de um disco diamantado acoplado a uma cortadeira de precisão Isomet 1000 (Buheler, Lake Bluff, IL, USA) em baixa velocidade e sob refrigeração, de modo que a parte interna da raiz ficasse exposta e o conjunto pino/cimento/dentina dos espécimes fosse dividido ao meio.

As imagens foram feitas com auxílio de uma câmera fotográfica Olympus OM-D digital câmera (Olympus Corporation of the Americas, Center Valley, CA, EUA) acoplada ao estéreo microscópio de luz polarizada e iluminação bilateral (DISCOVERY V20, CARL ZEISS) com aumento de 40X, a distância entre o foco e o objeto foi padronizada em 15 centímetros. Mensurações adicionais foram realizados na interface para confirmar os valores médios de cada parte do espécime.

Os dados de bolhas e fendas da análise de μ CT foram obtidos através do processamento das fatias de imagem de cada espécime (sentido incisal para apical) pelos softwares NRecon, DataViewer e CTAnalyser (SkyScan, Kontich, Bélgica), e calculada a média geral para cada grupo. A integridade da interface cimentante, as localizações das bolhas e as espessuras da camada de cimento também foram consideradas nas confecções dos modelos tridimensionais.

Dois modelos de cada grupo foram confeccionados, sendo que o primeiro foi considerado ideal, sem defeito na interface (G1- PCN), (G3 - PCA) e (G5 - PAA). O segundo continha as condições encontradas pela análise de μ CT(G2 -

PCN), (G4 - PCA) e (G6 - PAA) (Figura 2).

Os dados obtidos foram convertidos em arquivos DICOM e exportados para o software SolidWorks 2011 (SolidWorks Corp., MA, USA) para reconstrução dos modelos. Todas as estruturas presentes foram reconhecidas (esmalte, dentina, ligamento periodontal, guta-percha, pino de fibra, resina composta e cimento) e incluídas nos modelos sólidos. Posteriormente foi modelada (SolidWorks 2007; SolidWorks Corp., MA, USA) uma coroa em cerâmica, e esta foi incluída no modelo tridimensional base de cada grupo.

As propriedades mecânicas (módulo de elasticidade [E] e coeficiente de Poisson [ν]) de todas as estruturas dos modelos foram obtidas de literatura específica, sendo os modelos considerados isotrópicos, homogêneos e linearmente elásticos, com exceção do pino de fibra de vidro (Tabela 1) (45-49). O pino de fibra de vidro foi considerado ortotrópico, homogêneo e linearmente elástico, segundo Lanza et al. (Tabela 1 e 2) (50).

Tabela 1 – Propriedades elásticas dos materiais isotrópicos. Módulo de elasticidade (E), coeficiente de Poisson (ν).

Materiais	E (GPa)	Ref.	ν	Ref.
Esmalte	35,2	(45)	0,33	(47)
Dentina	14,56	(45)	0,32	(47)
Ligamento Periodontal	6,89x10 ⁻⁵	(49)	0,45	(48)
Guta-percha	1.4x10 ⁻¹	(46)	0,45	(46)
Cimento resinoso	8,3	(48)	0,30	(48)
Resina Composta	16,6	(48)	0,24	(48)
Dissilicato de Lítio	65	(47)	0,24	(47)

Tabela 2 – Propriedades ortotrópicas do pino de fibra de vidro (50)

Módulo de elasticidade (GPa)	Coef. de Poisson	Módulo de Cisalhamento (G)
X=37	Xy=0,27	Gxy=3,1
Y=9,5	Xz=0,34	Gxz=3,5
Z=9,5	Yz=0,27	Gyz=3,1

Com o intuito de melhorar a análise de tensões na interface pino/cimento/dentina, utilizou-se a análise de elementos em microescala, através de voxelização dos modelos (51, 52) e refinamento da malha de elementos finitos nesta área. Após, foi feita a homogeneização dos modelos, e, baseado no nível de defeitos de cada interface testada, novas propriedades mecânicas foram simuladas.

Para tanto, baseado nas informações das tabelas 3 e 4 e gráficos 1 e 2 (com os dados de volume e quantidade de bolhas e fendas), foi confeccionado um micromodelo de um bloco de cimento resinoso de $1 \times 1 \times 1 \text{ mm}^3$, contendo o volume e diâmetro médio das bolhas encontradas na microtomografia, sendo $G2 = \varnothing 0.245 \text{ mm}$, $G4 = \varnothing 0.017 \text{ mm}$, $G6 = \varnothing 0.117 \text{ mm}$ (Figura 7).

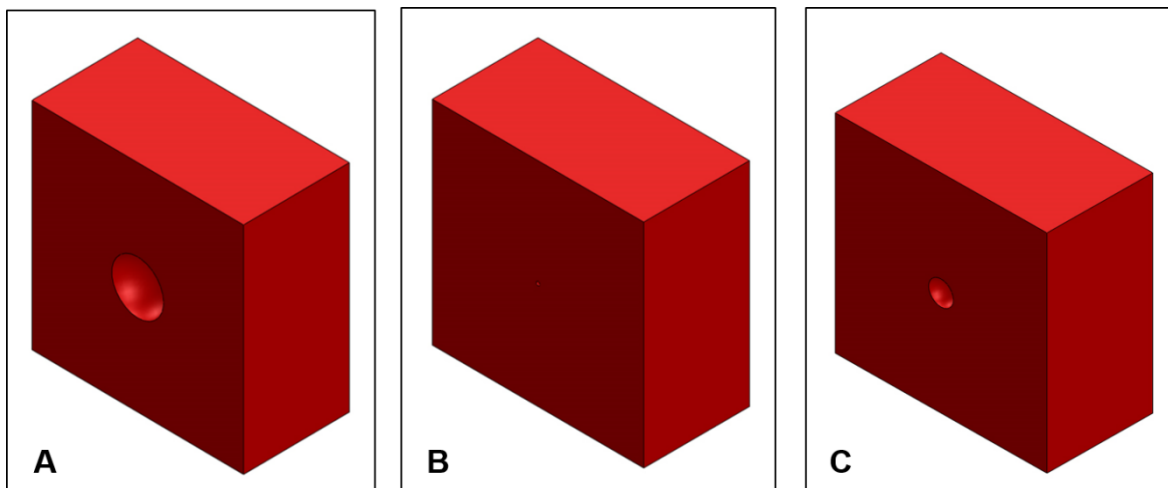


Figura 7. Ilustração das bolhas em microescala utilizada no modelos de elementos finitos com defeito estrutural, o volume e diâmetro médio das bolhas encontrada na microtomografia para cada grupo. **A.** $G2 = \varnothing 0.245 \text{ mm}$; **B.** $G4 = \varnothing 0.017 \text{ mm}$; **C.** $G6 = \varnothing 0.117 \text{ mm}$;

Este micromodelo foi exportado para o software VOXELCON2015 (Quint Corporation., Fuchu, TYO, Japão), fazendo-se a voxelização e aprimoramento da malha de elementos finitos nesta região, sendo o diâmetro dos elementos da malha viável em relação ao diâmetro das bolhas. Após o refinamento, os micromodelos foram homogeneizados VOXELCON2015 (Quint Corporation., Fuchu, TYO, Japão), e por meio de cálculos matemáticos, novas propriedades de módulo de elasticidade e coeficiente de Poisson foram adquiridas, levando-se em

consideração o nível de defeitos da interface (Figura 8 e Tabela 3).

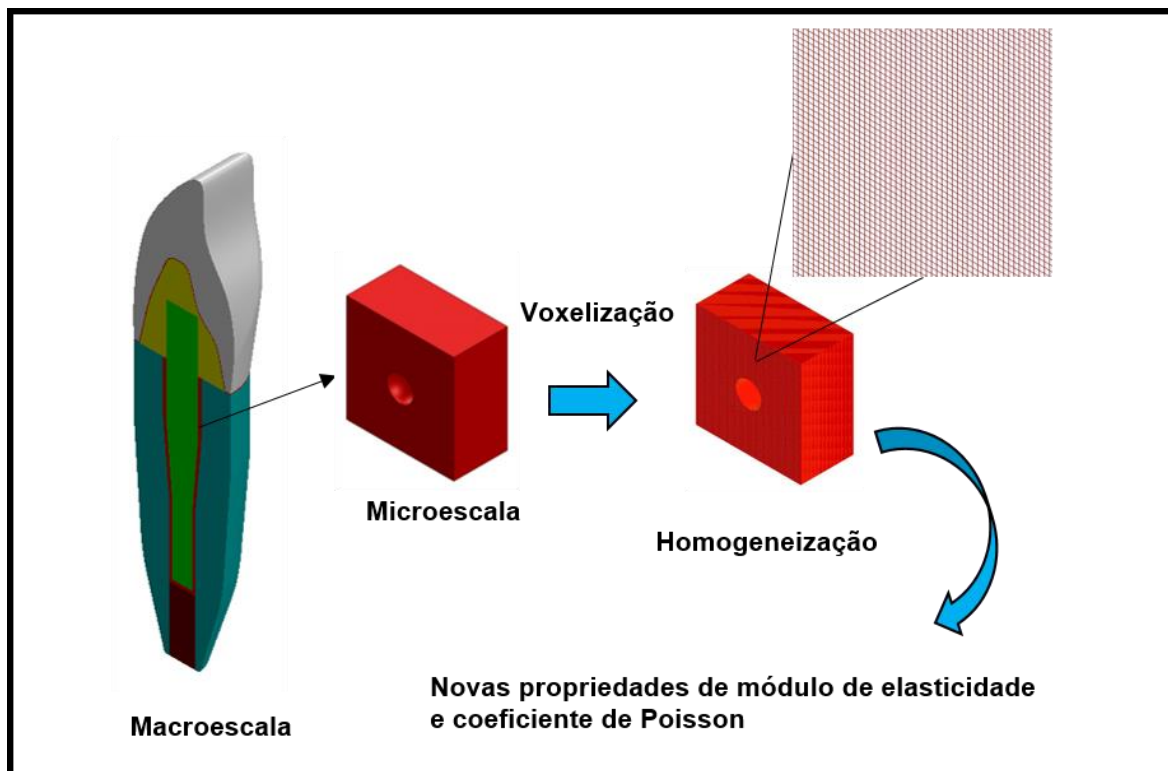


Figura 8. Exemplificação do processo de voxelização e aprimoramento da malha de elementos finitos no modelo com defeito estrutural (G2)

Tabela 3 – Propriedade elástica do cimento resinoso dos modelos com defeitos estruturais.

		Módulo de elasticidade (GPa)			Coef. de Poisson		
		G2	G4	G6	G2	G4	G6
Cimento	resinoso	8,174.7	8,299.9	8,285.9	0,299	0,3	0,299
com bolhas							

Essas características então foram exportadas para os macromodelos, e uma carga distribuída de 180N foi aplicada na superfície lingual, no terço incisal, 45° para o longo eixo do dente para todos os modelos (35). A superfície externa do ligamento periodontal foi fixado nos eixos X, Y e Z para todos os modelos. A análise numérica foi realizada utilizando o software SolidWorks 2011 (SolidWorks

Corp., MA, USA) para obtenção das tensões máxima principal (σ_{max}) (Figura 9) .

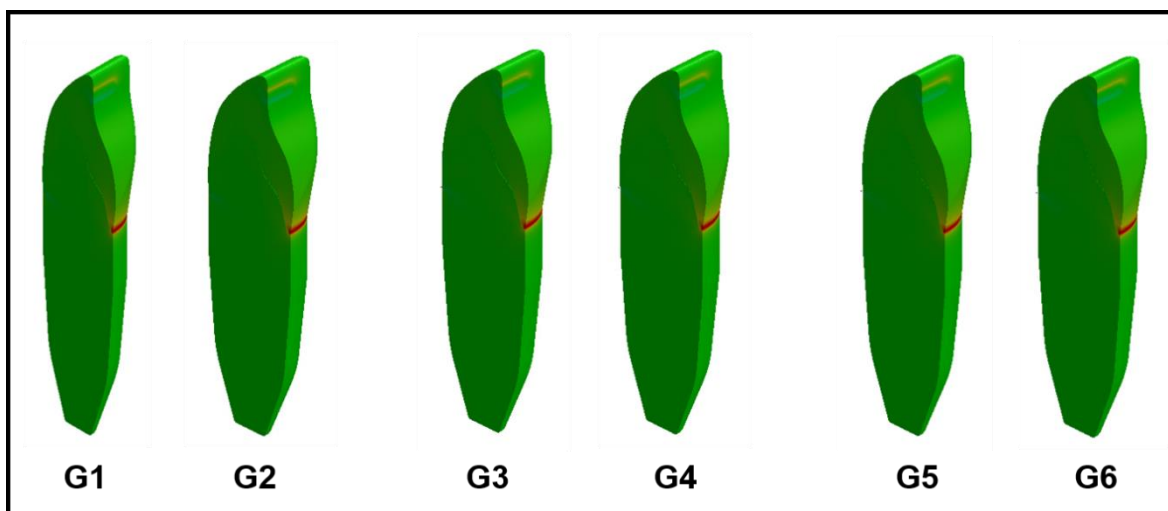


Figura 9. Exemplificação dos modelos do elemento finitos; Modelos com interface ideal (G1- PCN), (G3 - PCA) e (G5 -PAA); Modelos com defeitos estrutural (G2 - PCN), (G4 - PCA) e (G6 - PAA);

3.9 Análise estatística

As médias dos valores da quantidade e volume das bolhas e fendas na camada de cimento, bem como a resistência de união para cada grupo, foi calculada, e os resultados foram submetidos ao teste de aderência a curva de normalidade (Teste de Shapiro – Wilk). Como a variável integridade da interface de cimentação e resistência de união apresentaram distribuição normal, utilizaram-se ANOVA dois fatores para medidas repetidas e pós-teste de Tukey ($p < 0,05$).

Resultados

4 RESULTADOS

4.1 Análise de microtomografia computadorizada (μ CT)

Em se tratando da quantidade de bolhas na camada de cimento (Tabela 4), o PCN e o PAA mostraram que não há diferenças estatísticas entre os terços radiculares, dentro do mesmo grupo. Apenas ocorreram diferenças estatísticas entre os terços radiculares médio e apical no PCA ($p < 0,05$).

Na comparação entre os grupos, observou-se que a concentração de bolhas foi significativamente maior no PCA, havendo diferenças estatísticas com o PCN e PAA, entre todos os terços radiculares ($p < 0,05$).

Tabela 4- Média e desvio padrão da quantificação de bolhas na camada de cimento

	PCN	PCA	PAA
Cervical	10 \pm 4,98 A b	73,67 \pm 25,41 AB a	10,83 \pm 36,6 A b
Médio	10,67 \pm 4,46 A b	95,67 \pm 29,55 A a	13,33 \pm 7,94 A b
Apical	6,67 \pm 4,46 A b	47,33 \pm 14,22 B a	5,67 \pm 2,50 A b

Letras distintas, maiúsculas (vertical) comparam os terços radiculares no mesmo grupo e minúsculas (horizontal) comparam as técnicas de cimentação de pino de fibra de vidro no mesmo terço radicular, apresentam diferença estatisticamente significante entre si ($p < 0,05$).

Em se tratando do volume das bolhas (Tabela 5), o PCA e PAA mostraram diferença estatística entre o terço cervical com os terços médio e apical, dentro do mesmo grupo ($p < 0,05$). Essa diferença não foi observada entre os terços radiculares do PCN.

Na comparação entre os grupos, os resultados exibiram semelhança no terço cervical para todos os grupos. Apenas foi encontrada diferença estatística entre os terços médio e apical do PCN com o PCA e PAA, sendo as bolhas significativamente maiores no PCN ($p < 0,05$).

Em relação à localização das bolhas, observou-se que ocorreram predominantemente na face vestibular em todos os grupos. No PCA, as bolhas

localizaram-se marjoritariamente mais próximo da interface quando comparado com o PCN e PAA.

Tabela 5- Média e desvio padrão do volume de bolhas na camada de cimento (mm³)

	PCN	PCA	PAA
Cervical	3,73 ± 3,13 A a	3,19 ± 0,61 A a	3,83 ± 0,70 A a
Médio	5,37 ± 3,44 A a	1,70 ± 0,35 B b	2,27 ± 1,08 B ab
Apical	4,84 ± 3,12 A a	2,73 ± 3,42 B b	1,19 ± 0,26 B b

Letras distintas, maiúsculas (vertical) comparam os terços radiculares no mesmo grupo e minúsculas (horizontal) comparam as técnicas de cimentação de pino de fibra de vidro no mesmo terço radicular, apresentam diferença estatisticamente significativa entre si ($p < 0.05$).

Os resultados da quantificação de fendas (Tabela 6) mostrou que ocorreu semelhança entre os terços radiculares do PCN. As diferenças estatísticas foram observadas entre o terço médio com o terço apical do PCA e entre os terços cervical e médio com o apical do PAA ($p < 0,05$).

Na comparação entre os grupos, observou-se que a concentração de fendas foi significativamente maior no PCA, havendo diferenças estatística com o PCN e PAA, entre todos os terços radiculares ($p < 0,05$).

Tabela 6- Média e desvio padrão da quantificação de fendas na interface cimento/dentina e cimento/pino

	PCN	PCA	PAA
Cervical	2,83 ± 1,17 A b	14,67 ± 5,35 AB a	4,00 ± 1,67 A b
Médio	2,33 ± 1,03 A b	15,83 ± 5,12 A a	3,33 ± 1,35 A b
Apical	1,83 ± 0,41 A b	8,33 ± 3,01 B a	1,33 ± 0,52 B b

Letras distintas, maiúsculas (vertical) comparam os terços radiculares no mesmo grupo e minúsculas (horizontal) comparam as técnicas de cimentação de pino de fibra de vidro no mesmo terço radicular, apresentam diferença estatisticamente significativa entre si ($p < 0.05$).

Em se tratando do volume das fendas (Tabela 7) houve semelhança entre os grupos e terços radiculares. Em relação à localização das fendas, observou-se que ocorreram predominantemente na face lingual entre o pino e a camada de cimento para os grupos PCN e PAA. Para o PCA, as fendas ocorreram mais na face vestibular entre a camada de cimento e a dentina intrarradicular.

Tabela 7- Média e desvio padrão do volume das fendas na camada de cimento (mm³)

	PCN	PCA	PAA
Cervical	3,55 ± 1,29 A a	2,91 ± 3,47 A a	4,00 ± 1,14 A a
Médio	5,26 ± 2,29 A a	3,52 ± 2,94 A a	3,09 ± 1,33 A a
Apical	2,28± 2,24 A a	2,39 ± 1,88 A a	3,68 ± 2,89 A a

Letras distintas, maiúsculas (vertical) comparam os terços radiculares no mesmo grupo e minúsculas (horizontal) comparam as técnicas de cimentação de pino de fibra de vidro no mesmo terço radicular, apresentam diferença estatisticamente significante entre si ($p < 0.05$).

4.2 Análise da resistência de união através do push-out.

Os resultados da resistência de união (Tabela 8) mostram que não houve diferença estatística entre os terços radiculares para o PCN e PAA, dentro do mesmo grupo. Apenas ocorreu diferença estatística entre os terços cervical e médio com o terço apical no PCA ($p < 0,05$).

Na comparação entre os grupos, observou-se diferença estatística no terço cervical entre PCA e PAA ($p < 0,05$), ambos sendo estatisticamente semelhantes com o PCN. Entre os terços médio e apical, não foi observado diferença estatística entre os grupos.

Tabela 8- Média e desvio padrão dos resultados de resistência de união (MPa)

	PCN	PCA	PAA
Cervical	2,27±1,04 A ab	1,33±1,19 B b	3,29±2,38 A a
Médio	4,73±4,63 A a	1,85±1,59 B a	4,51±2,37 A a
Apical	4,65±2,30 A a	4,85±2,38 A a	4,84±2,37 A a

Letras distintas, maiúsculas (vertical) comparam os terços radiculares no mesmo grupo e minúsculas (horizontal) comparam as técnicas de cimentação de pino de fibra de vidro no mesmo terço radicular, apresentam diferença estatisticamente significativa entre si ($p < 0.05$).

A espessura média da interface cimentante obtida nos terços cervical, médio e apical do PCA foi de aproximadamente 1,56 mm; 0,41 mm e 0,32 mm, sendo relativamente maior em comparação com PCN e PAA, que obtiveram espessura de 0,32 mm; 0,27 mm; 0,25 mm; e 0,22 mm; 0,13 mm e 0,17 mm, respectivamente.

Na análise de fractografia (Figura 10), o padrão de fraturas encontrado nos grupos foi majoritariamente adesiva (PCN 56,66%; PCA 46,66%). No grupo PAA, ocorreram 40% de fraturas adesivas e 40% de fraturas coesivas no substrato.

Os modos de fratura coesiva no cimento e mista foram menos frequentes, especialmente no PAA, que registrou o menor percentual, com 3,33% e 16,66%, respectivamente. Para esses dois tipos de fratura, os espécimes em que não foi feita a customização do pino com resina composta obtiveram o mesmo percentual de 6,66% e 20%, diferenciando apenas na fratura coesiva no substrato do PCN (16,66%) e PCA (26,66%).

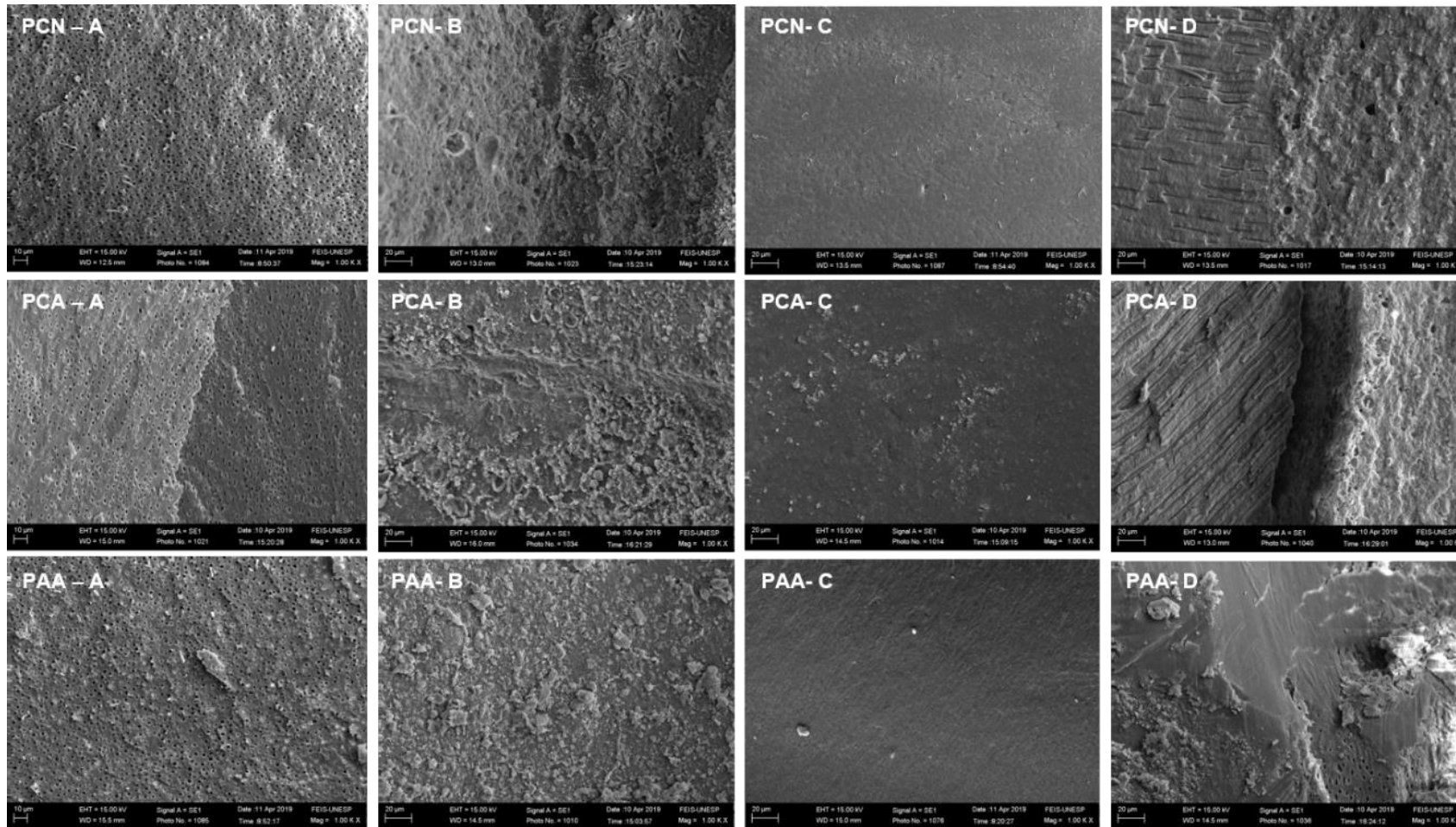


Figura 10. Imagens de Microscopia eletrônica de varredura para cada padrão de fratura em cada grupo (PCN, PCA, PAA); **A.** Fratura coesiva no substrato; **B.** Fratura coesiva no cimento; **C.** Fratura adesiva; **D.** Fratura mista;

4.3 Análise de Elementos Finitos

Os níveis máximos de tensão máxima principal para dentina (D), camada de cimento do pino (CP), pino intrarradicular ou pino anatômico (P), munhão de resina composta (M), interface cimentante da coroa (CM) e coroa (C), para todos os modelos encontra-se na Tabela 9.

Tabela 9- Distribuição de tensões máxima principal (MPa)

	D	P	CP	M	CM	CO
G1	198,5	8,0	5,5	22,0	275,6	237,7
G2	194,5	3,7	3,5	22,0	268,4	230,8
G3	189,9	5,5	14,8	22,9	273,3	236,0
G4	189,9	5,5	14,8	22,9	273,3	236,0
G5	196,1	5,8	14,0	22,3	271,1	232,9
G6	195,9	5,8	14	22,3	270,9	232,8

D-Dentina; CP- Camada de cimento do pino; P- Pino intrarradicular ou pino anatômico;
M- Munhão de resina composta; CM-Interface cimentante da coroa; C- Coroa;

Ao comparar as técnicas de cimentação, os níveis de tensão foram semelhantes na maioria das estruturas. Em todos os modelos simulados, os níveis de σ_{max} foram observados na região cervical na face palatina para todos os grupos.

Na análise 3D nos macromodelos, observou-se que os níveis de σ_{max} dos espécimes dos grupos na camada de cimento G1, G5 foram 275,6 MPa e 271,1 MPa, respectivamente, sendo maiores em comparação com os G2 e G6, 268,4 MPa e 270,9 MPa, respectivamente. Nos G3 e G4, os níveis de tensão foram semelhantes na camada de cimento.

Discussão

5 DISCUSSÃO

Pela semelhança na morfologia com a dentina humana (53) e pela facilidade de obtenção e padronização dos espécimes, neste estudo optou-se pela utilização de dente bovino. Além de possuir conduto radicular amplo, que é o foco deste estudo, os dentes bovinos podem ser excelentes substitutos da dentina humana para a realização do teste push out (54). Entretanto, para simular uma condição mais próxima da clínica, durante análise de elementos finitos, as propriedades mecânicas da dentina humana foram consideradas.

As bolhas e/ou fendas são formadas principalmente em decorrência do aprisionamento de ar durante a mistura do material, inserção do pino e do volume excessivo de cimento, podendo ser oriundas também de junções entre microbolhas (26) ou preenchimento incorreto do conduto radicular pelo material. Esses defeitos na camada de cimento representam áreas de falhas dentro do material (21, 26, 28), que atuam como áreas de propagação de tensão (55), e aumentam a suscetibilidade de deslocamento e soltura do pino/restauração sob função (56).

No presente estudo, observaram-se falhas na integridade da interface de cimentação para todos os grupos e diferença na resistência de união em todos os níveis do conduto radicular, principalmente para o PCA, que apresentou grande formação de bolhas e fendas na camada de cimento e os valores mais baixos de resistência de união. Com base nestes resultados, a primeira e a segunda hipóteses nulas podem ser rejeitadas.

Além da camada de cimento mais espessa no PCA, o que o torna mais predisposto à formação de bolhas no seu interior (21, 56), devido à grande quantidade de material resinoso, ocorre maior contração de polimerização, especialmente nos terços cervical e médio, o que pode explicar a maior formação de fendas na linha de cimentação deste grupo (57) e consequente redução na área de contato entre cimento resinoso e dentina radicular (55).

Assim, apesar de alguns estudos sugerirem que o aumento da espessura do cimento resinoso ao redor do PFV não é prejudicial a performance e a força

de união do pino (58), no presente estudo observou-se o contrário. Devido à configuração geométrica do conduto radicular combinada com o volume do cimento resinoso (59) aumentou a ocorrência de falhas na camada de cimento e afetou negativamente a resistência de união (30).

Adicionalmente, a resistência de união também pode ser influenciada pela localização desses defeitos estruturais (60), já que a distribuição das bolhas e fendas não são uniformes ao longo da camada cimentante, independente do grupo. Apesar de representar a situação clínica mais desfavorável, o PCN apresentou maior resistência de união quando comparado com o PCA. Isso ocorreu porque no PCA as bolhas ocorrerão mais próximo da interface (60). Da mesma forma, a maior incidência destes defeitos na camada de cimento aumentou os níveis de dissolução e degradação do material, resultando na diminuição da retenção do pino (43), sendo possível assumir uma predisposição de fratura adesiva no ensaio mecânico, de acordo com o observado na análise fractográfica do presente estudo.

Corroborando com os achados de outros estudos (38, 43), o pino anatômico com resina composta (PAA) permitiu a formação de uma linha de cimentação mais homogênea e relativamente fina, dificultando o surgimento de defeitos estruturais na interface (21, 36). Acredita-se que o contato íntimo do pino/resina composta/cimento com as paredes do conduto radicular promova uma adesão de micromecânica (14), e maior retenção friccional (61) o que explicaria o excelente desempenho na análise de resistência de união deste grupo.

Alguns trabalhos ressaltam que a região apical é predisposta a maior presença de falhas na interface cimento/dentina e menor resistência de união (20), em função do difícil acesso e limpeza, e da capacidade reduzida de difusão de luz nessa região, resultando em distribuição não homogênea do material e menor conversão dos monômeros do cimento resinoso (20).

Em contrapartida, há estudos que descrevem que o acesso limitado à luz nessa região não resultaria em uma polimerização incompleta, podendo ser considerada uma vantagem quando se utiliza cimento resinoso de dupla polimerização, uma vez que é possível assumir que as tensões de contração do cimento resinoso neste terço radicular são mínimas (21). Além disso, o terço apical do conduto radicular possui o menor diâmetro quando comparado com os

terços cervical e médio; isso proporciona um pino mais justo, mesmo em dentes com canais amplos. Dessa forma, conforme observado no presente estudo, houve a formação de uma fina camada de cimento e menor incidência de bolhas e fendas (21), contribuindo para a boa performance nesse terço radicular.

As simulações do comportamento mecânico através do método dos elementos finitos revelaram padrões diferentes nos níveis de tensão na interface cimento/pino na técnica convencional e na técnica do pino customizado com resina composta. Com isso, a terceira hipótese nula de que não haveria diferença no modo de distribuição das tensões da interface de cimentação entre as duas técnicas de cimentação do PFV foi rejeitada.

Apesar dos resultados deste estudo, a diferença de tensão encontrada na camada de cimento resinoso entre os modelos não indica necessariamente que uma camada de cimento resinoso com defeitos seja menos suscetível a falhas do que uma camada sem defeitos (35, 47).

No modelo G1, que possui a interface cimentante com as características ideais, a menor deformação da camada de cimento, associada ao atrito entre o cimento resinoso e a dentina, gerou maior concentração de tensão na camada de cimento (25), comparado com o G2. Essas tensões foram exacerbadas ao longo do pino e dentro do canal radicular, porque as paredes do canal não podem compensar as tensões por deformação ou complacência elástica (30).

Em contraste, no G2, a camada de cimento sofreu a maior deformação sob o mesmo carregamento. Essa maior deformação ocorreu devido à presença das bolhas, que são defeitos estruturais ocultos, e ao menor módulo de elasticidade e coeficiente de Poisson (25) na camada de cimento deste modelo. Portanto, apesar dos menores níveis de tensão em G2, comparado a G1, pode-se afirmar que G2 está mais susceptível a falha estrutural, pois a camada de cimento com defeitos atinge o limite de ruptura sob menor tensão.

Apesar da camada mais espessa e da maior concentração de bolhas, os modelos do grupo PCA registraram o menor volume de bolhas, sendo assim representados nos modelos de elementos finitos com o menor percentual de bolhas na camada de cimento por mm^2 , o que não alterou consideravelmente o módulo de elasticidade da camada de cimento do G3 para o G4.

Por se tratar de uma ferramenta não destrutiva, o μCT forneceu dados

importantes sobre a integridade da interface de cimento (27, 28, 36). A análise tridimensional com alta precisão permitiu que testes complementares, como o teste de resistência de união e elementos finitos, fossem realizados elucidando melhor o seu mecanismo de falha.

Embora os resultados obtidos neste estudo esclareçam pontos importantes no mecanismo de falha na união de dentes restaurados com pinos de fibra de vidro em um cenário desafiador de condutos radiculares amplos, e que a técnica de customização do PFV com resina composta é uma excelente alternativa clínica, algumas limitações necessitam ser levadas em consideração. As incidências da carga unidirecional e estática, representadas no teste de microcisalhamento por extrusão e na análise de elementos finitos, não representam em sua totalidade as características multiaxiais e repetitivas do dente sob função mastigatória (29). A realização do teste de Fadiga acelerado progressivo "Step-Stress Accelerate Life Test" (SSALT), associado às técnicas de imagem e simulações computacionais, talvez mostre o efeito cumulativo danoso da fadiga nos defeitos da interface, ampliando a possibilidade de extrapolação dos resultados para a clínica (62-64).

Conclusão

6 CONCLUSÃO

Conclui-se que a presença de defeitos estruturais na interface pode influenciar a resistência de união e o comportamento biomecânico das diferentes técnicas de cimentação de pinos de fibra de vidro. Em dentes com canal amplo, a técnica de customização de pino de fibra de vidro com resina composta proporcionou uma linha de cimentação homogênea e relativamente fina e com menos defeitos estruturais, resultando em boa distribuição de tensão e resistência de união mais elevada.

Referências

REFERÊNCIAS

1. Bosso K, Gonini Junior A, Guiraldo RD, Berger SB, Lopes MB. Stress generated by customized glass fiber posts and other types by photoelastic analysis. *Brazilian dental journal*. 2015;26(3):222-7.
2. Coelho CS, Biffi JC, Silva GR, Abrahao A, Campos RE, Soares CJ. Finite element analysis of weakened roots restored with composite resin and posts. *Dental materials journal*. 2009;28(6):671-8.
3. Frydman G, Levatovsky S, Pilo R. [Fiber reinforced composite posts: literature review]. *Refu'at ha-peh vеха-shinayim (1993)*. 2013;30(3):6-14, 60.
4. Signore A, Benedicenti S, Kaitsas V, Barone M, Angiero F, Ravera G. Long-term survival of endodontically treated, maxillary anterior teeth restored with either tapered or parallel-sided glass-fiber posts and full-ceramic crown coverage. *J Dent*. 2009;37(2):115-21.
5. Watanabe MU, Anchieta RB, Rocha EP, Kina S, Almeida EO, Freitas AC, Jr., et al. Influence of crown ferrule heights and dowel material selection on the mechanical behavior of root-filled teeth: a finite element analysis. *Journal of prosthodontics : official journal of the American College of Prosthodontists*. 2012;21(4):304-11.
6. Meira JB, Esposito CO, Quitero MF, Poiate IA, Pfeifer CS, Tanaka CB, et al. Elastic modulus of posts and the risk of root fracture. *Dental traumatology : official publication of International Association for Dental Traumatology*. 2009;25(4):394-8.
7. Vadavadagi SV, Dhananjaya KM, Yadahalli RP, Lahari M, Shetty SR, Bhavana BL. Comparison of Different Post Systems for Fracture Resistance: An in vitro Study. *The journal of contemporary dental practice*. 2017;18(3):205-8.
8. Muttlib NA, Azman AN, Seng YT, Alawi R, Ariffin Z. Intracanal Adaptation of a Fiber Reinforced Post System as Compared to a Cast Post-and-Core. *Acta stomatologica Croatica*. 2016;50(4):329-36.
9. Naumann M, Neuhaus KW, Kolpin M, Seemann R. Why, when, and how general practitioners restore endodontically treated teeth: a representative survey in Germany. *Clinical oral investigations*. 2016;20(2):253-9.
10. Parcina I, Amizic, Baraba A. Esthetic Intracanal Posts. *Acta stomatologica Croatica*. 2016;50(2):143-50.
11. Zicari F, De Munck J, Scotti R, Naert I, Van Meerbeek B. Factors affecting the cement-post interface. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2012;28(3):287-97.
12. Pegoretti A, Fambri L, Zappini G, Bianchetti M. Finite element analysis of a glass fibre reinforced composite endodontic post. *Biomaterials*. 2002;23(13):2667-82.
13. Furuya Y, Huang SH, Takeda Y, Fok A, Hayashi M. Fracture strength and stress distributions of pulpless premolars restored with fiber posts. *Dental materials journal*. 2014;33(6):852-8.
14. Lazari PC, Oliveira RC, Anchieta RB, Almeida EO, Freitas Junior AC, Kina S, et al. Stress distribution on dentin-cement-post interface varying root canal and glass fiber post diameters. A three-dimensional finite element analysis based on micro-CT data. *Journal of applied oral science : revista FOB*. 2013;21(6):511-

- 7.
15. Maroulakos G, Nagy WW, Kontogiorgos ED. Fracture resistance of compromised endodontically treated teeth restored with bonded post and cores: An in vitro study. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2015;114(3):390-7.
16. Webber MB, Michida SM, Marson FC, de Oliveira GC, Silva Cde O. Analysis of bond strength by pull out test on fiber glass posts cemented in different lengths. *Journal of international oral health : JIOH*. 2015;7(4):7-12.
17. Rathke A, Haj-Omer D, Muche R, Haller B. Effectiveness of bonding fiber posts to root canals and composite core build-ups. *European journal of oral sciences*. 2009;117(5):604-10.
18. Gomes GM, Gomes OM, Reis A, Gomes JC, Loguercio AD, Calixto AL. Regional bond strengths to root canal dentin of fiber posts luted with three cementation systems. *Brazilian dental journal*. 2011;22(6):460-7.
19. Grande NM, Plotino G, Ioppolo P, Bedini R, Pameijer CH, Somma F. The effect of custom adaptation and span-diameter ratio on the flexural properties of fiber-reinforced composite posts. *J Dent*. 2009;37(5):383-9.
20. Daleprane B, Pereira CN, Bueno AC, Ferreira RC, Moreira AN, Magalhaes CS. Bond strength of fiber posts to the root canal: Effects of anatomic root levels and resin cements. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2016;116(3):416-24.
21. D'Arcangelo C, Cinelli M, De Angelis F, D'Amaro M. The effect of resin cement film thickness on the pullout strength of a fiber-reinforced post system. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2007;98(3):193-8.
22. Mehta SB, Millar BJ. A comparison of the survival of fibre posts cemented with two different composite resin systems. *British dental journal*. 2008;205(11):E23.
23. Cardenas A, Siqueira F, Davila-Sanchez A, Gomes GM, Reis A, Gomes JC. Four-year Follow-up of a Direct Anatomical Fiber Post and Esthetic Procedures: A Case Report. *Operative dentistry*. 2016;41(4):363-9.
24. Boksman L, Hepburn AB, Kogan E, Friedman M, de Rijk W. Fiber post techniques for anatomical root variations. *Dentistry today*. 2011;30(5):104, 6-11.
25. Faria-e-Silva AL, Pedrosa-Filho Cde F, Menezes Mde S, Silveira DM, Martins LR. Effect of relining on fiber post retention to root canal. *Journal of applied oral science : revista FOB*. 2009;17(6):600-4.
26. Grandini S, Goracci C, Monticelli F, Borracchini A, Ferrari M. SEM evaluation of the cement layer thickness after luting two different posts. *The journal of adhesive dentistry*. 2005;7(3):235-40.
27. Lorenzoni FC, Bonfante EA, Bonfante G, Martins LM, Witek L, Silva NR. MicroCT analysis of a retrieved root restored with a bonded fiber-reinforced composite dowel: a pilot study. *Journal of prosthodontics : official journal of the American College of Prosthodontists*. 2013;22(6):478-83.
28. Uzun IH, Malkoc MA, Keles A, Ogreten AT. 3D micro-CT analysis of void formations and push-out bonding strength of resin cements used for fiber post cementation. *The journal of advanced prosthodontics*. 2016;8(2):101-9.
29. Braga RR, Ballester RY, Ferracane JL. Factors involved in the development of polymerization shrinkage stress in resin-composites: a systematic review. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2005;21(10):962-70.
30. Tay FR, Loushine RJ, Lambrechts P, Weller RN, Pashley DH. Geometric factors affecting dentin bonding in root canals: a theoretical modeling approach.

Journal of endodontics. 2005;31(8):584-9.

31. Bergoli CD, Amaral M, Boaro LC, Braga RR, Valandro LF. Fiber post cementation strategies: effect of mechanical cycling on push-out bond strength and cement polymerization stress. *The journal of adhesive dentistry*. 2012;14(5):471-8.

32. 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. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2017;118(4):493-9.

33. Jongsma LA, Bolhuis PB, Pallav P, Feilzer AJ, Kleverlaan CJ. Benefits of a two-step cementation procedure for prefabricated fiber posts. *The journal of adhesive dentistry*. 2010;12(1):55-62.

34. Macedo VC, Faria e Silva AL, Martins LR. Effect of cement type, relining procedure, and length of cementation on pull-out bond strength of fiber posts. *Journal of endodontics*. 2010;36(9):1543-6.

35. Anchieta RB, Rocha EP, Almeida EO, Freitas AC, Jr., Martin M, Jr., Martini AP, et al. Influence of customized composite resin fibreglass posts on the mechanics of restored treated teeth. *International endodontic journal*. 2012;45(2):146-55.

36. Caceres EA, Sampaio CS, Atria PJ, Moura H, Giannini M, Coelho PG, et al. Void and gap evaluation using microcomputed tomography of different fiber post cementation techniques. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2018;119(1):103-7.

37. Conde DM, Rodrigues VP, Carvalho Souza Sde F, Bauer JR, Bramante Fda S, Linares Lima SN, et al. Influence of Relining Post on the Bond Strength of Resin Cements. *The journal of contemporary dental practice*. 2015;16(7):559-64.

38. Farina AP, Chiela H, Carlini-Junior B, Mesquita MF, Miyagaki DC, Randi Ferraz CC, et al. Influence of Cement Type and Relining Procedure on Push-Out Bond Strength of Fiber Posts after Cyclic Loading. *Journal of prosthodontics : official journal of the American College of Prosthodontists*. 2016;25(1):54-60.

39. Gomes GM, Gomes OM, Gomes JC, Loguercio AD, Calixto AL, Reis A. Evaluation of different restorative techniques for filling flared root canals: fracture resistance and bond strength after mechanical fatigue. *The journal of adhesive dentistry*. 2014;16(3):267-76.

40. Jayawardena CK, Abesundara AP, Nanayakkara DC, Chandrasekara MS. Age-related changes in crown and root length in Sri Lankan Sinhalese. *Journal of oral science*. 2009;51(4):587-92.

41. 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. *The journal of adhesive dentistry*. 2014;16(1):71-8.

42. Gu XH, Mao CY, Liang C, Wang HM, Kern M. Does endodontic post space irrigation affect smear layer removal and bonding effectiveness? *European journal of oral sciences*. 2009;117(5):597-603.

43. Farid F, Rostami K, Habibzadeh S, Kharazifard M. Effect of cement type and thickness on push-out bond strength of fiber posts. *Journal of dental research, dental clinics, dental prospects*. 2018;12(4):277-82.

44. Le Bell AM, Tanner J, Lassila LV, Kangasniemi I, Vallittu P. Bonding of composite resin luting cement to fiber-reinforced composite root canal posts. *The*

journal of adhesive dentistry. 2004;6(4):319-25.

45. Bechtle S, Fett T, Rizzi G, Habelitz S, Klocke A, Schneider GA. Crack arrest within teeth at the dentinoenamel junction caused by elastic modulus mismatch. *Biomaterials*. 2010;31(14):4238-47.

46. Friedman CM, Sandrik JL, Heuer MA, Rapp GW. Composition and mechanical properties of gutta-percha endodontic points. *Journal of dental research*. 1975;54(5):921-5.

47. Liu HL, Lin CL, Sun MT, Chang YH. Numerical investigation of macro- and micro-mechanics of a ceramic veneer bonded with various cement thicknesses using the typical and submodeling finite element approaches. *J Dent*. 2009;37(2):141-8.

48. Okamoto K, Ino T, Iwase N, Shimizu E, Suzuki M, Satoh G, et al. Three-dimensional finite element analysis of stress distribution in composite resin cores with fiber posts of varying diameters. *Dental materials journal*. 2008;27(1):49-55.

49. Yettram AL, Wright KW, Houston WJ. Centre of rotation of a maxillary central incisor under orthodontic loading. *British journal of orthodontics*. 1977;4(1):23-7.

50. Lanza A, Aversa R, Rengo S, Apicella D, Apicella A. 3D FEA of cemented steel, glass and carbon posts in a maxillary incisor. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2005;21(8):709-15.

51. Yamaguchi S, Inoue S, Sakai T, Abe T, Kitagawa H, Imazato S. Multi-scale analysis of the effect of nano-filler particle diameter on the physical properties of CAD/CAM composite resin blocks. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*. 2017;20(7):714-9.

52. Lee C, Yamaguchi S, Ohta K, Imazato S. Mechanical properties of computer-aided design/computer-aided manufacturing resin composites assuming perfect silane coupling using in silico homogenization of cryo-electron microscopy images. *J Prosthodont Res*. 2019;63(1):90-4.

53. Camargo MA, Marques MM, de Cara AA. Morphological analysis of human and bovine dentine by scanning electron microscope investigation. *Archives of oral biology*. 2008;53(2):105-8.

54. Krifka S, Borzsonyi A, Koch A, Hiller KA, Schmalz G, Friedl KH. Bond strength of adhesive systems to dentin and enamel--human vs. bovine primary teeth in vitro. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2008;24(7):888-94.

55. Da Silva NR, Aguiar GC, Rodrigues Mde P, Bicalho AA, Soares PB, Verissimo C, et al. Effect of Resin Cement Porosity on Retention of Glass-Fiber Posts to Root Dentin: An Experimental and Finite Element Analysis. *Brazilian dental journal*. 2015;26(6):630-6.

56. Chang YH, Wang HW, Lin PH, Lin CL. Evaluation of early resin luting cement damage induced by voids around a circular fiber post in a root canal treated premolar by integrating micro-CT, finite element analysis and fatigue testing. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2018;34(7):1082-8.

57. Anchieta RB, Machado LS, Hirata R, Coelho PG, Bonfante EA. Survival and failure modes: platform-switching for internal and external hexagon cemented fixed dental prostheses. *European journal of oral sciences*. 2016;124(5):490-7.

58. Perez BE, Barbosa SH, Melo RM, Zamboni SC, Ozcan M, Valandro LF, et

- al. Does the thickness of the resin cement affect the bond strength of a fiber post to the root dentin? *The International journal of prosthodontics*. 2006;19(6):606-9.
59. Versluis A, Tantbirojn D, Pintado MR, DeLong R, Douglas WH. Residual shrinkage stress distributions in molars after composite restoration. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2004;20(6):554-64.
60. Yikilgan I, Uzun O, Gurel M, Bala O, Omurlu H, Kayaoglu G. Volumetric Evaluation of Void/Gap Formation and Microleakage Cementing Fiber Posts on Extracted Teeth with Three Different Cements. *Journal of prosthodontics : official journal of the American College of Prosthodontists*. 2019;28(1):e222-e8.
61. Goracci C, Fabianelli A, Sadek FT, Papacchini F, Tay FR, Ferrari M. The contribution of friction to the dislocation resistance of bonded fiber posts. *Journal of endodontics*. 2005;31(8):608-12.
62. Coelho PG, Bonfante EA, Silva NR, Rekow ED, Thompson VP. Laboratory simulation of Y-TZP all-ceramic crown clinical failures. *Journal of dental research*. 2009;88(4):382-6.
63. Silva NR, Bonfante EA, Martins LM, Valverde GB, Thompson VP, Ferencz JL, et al. Reliability of reduced-thickness and thinly veneered lithium disilicate crowns. *Journal of dental research*. 2012;91(3):305-10.
64. Bonfante EA, Coelho PG. A Critical Perspective on Mechanical Testing of Implants and Prostheses. *Advances in dental research*. 2016;28(1):18-27.

Anexos

Anexo A- Comite de ética



UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
"JÚLIO DE MESQUITA FILHO"



CAMPUS ARAÇATUBA
FACULDADE DE ODONTOLOGIA
FACULDADE DE MEDICINA VETERINÁRIA

CEUA - Comissão de Ética no Uso de Animais
CEUA - Ethics Committee on the Use of Animals

CERTIFICADO

Certificamos que o Projeto de Pesquisa intitulado "**Análise da performance mecânico-estrutural e resistência a fadiga de diferentes técnicas de utilização de pinos de fibra de vidro**", Processo FOA nº 00646-2017, sob responsabilidade de Paulo Henrique dos Santos apresenta um protocolo experimental de acordo com os Princípios Éticos da Experimentação Animal e sua execução foi aprovada pela CEUA em 16 de Agosto de 2017.

VALIDADE DESTE CERTIFICADO: 02 de Setembro de 2019.

DATA DA SUBMISSÃO DO RELATÓRIO FINAL: até 02 de Outubro de 2019.

CERTIFICATE

We certify that the study entitled "**Analysis of the mechanical-structural performance and fatigue resistance of different techniques of fiberglass post**", Protocol FOA nº 00646-2017, under the supervision of Paulo Henrique dos Santos presents an experimental protocol in accordance with the Ethical Principles of Animal Experimentation and its implementation was approved by CEUA on August 16, 2017.

VALIDITY OF THIS CERTIFICATE: September 02, 2019.

DATE OF SUBMISSION OF THE FINAL REPORT: October 02, 2019.

Prof. Ass. Dr. Leonardo Perez Faverani
Coordenador da CEUA
CEUA Coordinator

CEUA - Comissão de Ética no Uso de Animais
Faculdade de Odontologia de Araçatuba
Faculdade de Medicina Veterinária de Araçatuba
Rua José Bonifácio, 1193 - Vila Mendonça - CEP: 16015-050 - ARAÇATUBA - SP
Fone (18) 3636-3234 Email CEUA: ceua@foa.unesp.br



Scanned with
CamScanner

Anexo B- Normas da revista Operative Dentistry

INSTRUCTIONS TO AUTHORS

Operative Dentistry requires electronic submission of all manuscripts. All submissions must be sent to Operative Dentistry using the [Allen Track upload site](#). Your manuscript will only be considered officially submitted after it has been approved through our initial quality control check, and any problems have been fixed. You will have 6 days from when you start the process to submit and approve the manuscript. After the 6 day limit, if you have not finished the submission, your submission will be removed from the server. You are still able to submit the manuscript, but you must start from the beginning. Be prepared to submit the following manuscript files in your upload:

- A Laboratory or Clinical Research Manuscript file must include:
 - a title
 - a running (short) title
 - a clinical relevance statement
 - a concise summary (abstract)
 - introduction, methods & materials, results, discussion and conclusion
 - references (see Below)
 - The manuscript **MUST NOT** include any:
 - identifying information such as:
 - Authors
 - Acknowledgements
 - Correspondence information
 - Figures
 - Graphs
 - Tables
- An acknowledgement, disclaimer and/or recognition of support (if applicable) must in a separate file and uploaded as supplemental material.
- All figures, illustrations, graphs and tables must also be provided as individual files. These should be high resolution images, which are used by the editor in the actual typesetting of your manuscript. Please refer to the instructions below for acceptable formats.
- All other manuscript types use this template, with the appropriate changes as listed below.

Complete the online form which includes complete author information and select the files you would like to send to Operative Dentistry. Manuscripts that do not meet our formatting and data requirements listed below will be sent back to the corresponding author for correction.

GENERAL INFORMATION

- All materials submitted for publication must be submitted exclusively to Operative Dentistry.

- The editor reserves the right to make literary corrections.
- Currently, color will be provided at no cost to the author if the editor deems it essential to the manuscript. However, we reserve the right to convert to gray scale if color does not contribute significantly to the quality and/or information content of the paper.
- The author(s) retain(s) the right to formally withdraw the paper from consideration and/or publication if they disagree with editorial decisions.
- International authors whose native language is not English must have their work reviewed by a native English speaker prior to submission.
- Spelling must conform to the American Heritage Dictionary of the English Language, and SI units for scientific measurement are preferred.
- While we do not currently have limitations on the length of manuscripts, we expect papers to be concise; Authors are also encouraged to be selective in their use of figures and tables, using only those that contribute significantly to the understanding of the research.
- Acknowledgement of receipt is sent automatically. If you do not receive such an acknowledgement, please contact us at editor@jopdent.org rather than resending your paper.
- **IMPORTANT:** Please add our e-mail address to your address book on your server to prevent transmission problems from spam and other filters. Also make sure that your server will accept larger file sizes. This is particularly important since we send page-proofs for review and correction as .pdf files.

REQUIREMENTS

• **FOR ALL MANUSCRIPTS**

1. **CORRESPONDING AUTHOR** must provide a WORKING / VALID e-mail address which will be used for all communication with the journal.
NOTE: Corresponding authors MUST update their profile if their e-mail or postal address changes. If we cannot contact authors within seven days, their manuscript will be removed from our publication queue.
2. **AUTHOR INFORMATION** must include:
 - full name of all authors
 - complete mailing address for each author
 - degrees (e.g. DDS, DMD, PhD)
 - affiliation (e.g. Department of Dental Materials, School of Dentistry, University of Michigan)
3. **MENTION OF COMMERCIAL PRODUCTS/EQUIPMENT** must include:
 - full name of product
 - full name of manufacturer
 - city, state and/or country of manufacturer
4. **MANUSCRIPTS AND TABLES** must be provided as Word files. Please limit size of tables to no more than one US letter sized page. (8 ½ " x 11")

5. **ILLUSTRATIONS, GRAPHS AND FIGURES** must be provided as TIFF or JPEG files with the following parameters
- line art (and tables that are submitted as a graphic) must be sized at approximately 5" x 7" and have a resolution of 1200 dpi.
 - gray scale/black & white figures must have a minimum size of 3.5" x 5", and a maximum size of 5" x 7" and a minimum resolution of 300 dpi and a maximum of 400 dpi.
 - color figures must have a minimum size of 2.5" x 3.5", and a maximum size of 3.5" x 5" and a minimum resolution of 300 dpi and a maximum of 400 dpi.
 - color photographs must be sized at approximately 3.5" x 5" and have a resolution of 300 dpi.

• **OTHER MANUSCRIPT TYPES**

1. **CLINICAL TECHNIQUE/CASE STUDY MANUSCRIPTS** must include:
- a running (short) title
 - purpose
 - description of technique
 - list of materials used
 - potential problems
 - summary of advantages and disadvantages
 - references (see below)
2. **LITERATURE AND BOOK REVIEW MANUSCRIPTS** must include:
- a running (short) title
 - a clinical relevance statement based on the conclusions of the review
 - conclusions based on the literature review...without this, the review is just an exercise
 - references (see below)

• **FOR REFERENCES**

REFERENCES must be numbered (superscripted numbers) consecutively as they appear in the text and, where applicable, they should appear after punctuation.

The reference list should be arranged in numeric sequence at the end of the manuscript and should include:

1. Author(s) last name(s) and initial (ALL AUTHORS must be listed) followed by the date of publication in parentheses.
2. Full article title.
3. Full journal name in italics (no abbreviations), volume and issue numbers and first and last page numbers complete (i.e. 163-168 NOT attenuated 163-68).

4. Abstracts should be avoided when possible but, if used, must include the above plus the abstract number and page number.
5. Book chapters must include chapter title, book title in italics, editors' names (if appropriate), name of publisher and publishing address.
6. Websites may be used as references, but must include the date (day, month and year) accessed for the information.
7. Papers in the course of publication should only be entered in the references if they have been accepted for publication by a journal and then given in the standard manner with "In press" following the journal name.
8. **DO NOT** include unpublished data or personal communications in the reference list. Cite such references parenthetically in the text and include a date.

EXAMPLES OF REFERENCE STYLE

- Journal article: two authors
Evans DB & Neme AM (1999) Shear bond strength of composite resin and amalgam adhesive systems to dentin *American Journal of Dentistry* **12(1)** 19-25.
- Journal article: multiple authors
Eick JD, Gwinnett AJ, Pashley DH & Robinson SJ (1997) Current concepts on adhesion to dentin *Critical Review of Oral and Biological Medicine* **8(3)** 306-335.
- Journal article: special issue/supplement
Van Meerbeek B, Vargas M, Inoue S, Yoshida Y, Peumans M, Lambrechts P & Vanherle G (2001) Adhesives and cements to promote preservation dentistry *Operative Dentistry (Supplement 6)* 119-144.
- Abstract:
Yoshida Y, Van Meerbeek B, Okazaki M, Shintani H & Suzuki K (2003) Comparative study on adhesive performance of functional monomers *Journal of Dental Research* **82(Special Issue B)** Abstract #0051 p B-19.
- Corporate publication:
ISO-Standards (1997) ISO 4287 Geometrical Product Specifications Surface texture: Profile method – Terms, definitions and surface texture parameters *Geneve: International Organization for Standardization 1st edition* 1-25.
- Book: single author
Mount GJ (1990) *An Atlas of Glass-ionomer Cements* Martin Duntz Ltd, London.

- Book: two authors
Nakabayashi N & Pashley DH (1998) *Hybridization of Dental Hard Tissues* Quintessence Publishing, Tokyo.
- Book: chapter
Hilton TJ (1996) Direct posterior composite restorations In: Schwarts RS, Summitt JB, Robbins JW (eds) *Fundamentals of Operative Dentistry* Quintessence, Chicago 207-228.
- Website: single author
Carlson L (2003) Web site evolution; Retrieved online July 23, 2003 from: <http://www.d.umn.edu/~lcarlson/cms/evolution.html>
- Website: corporate publication
National Association of Social Workers (2000) NASW Practice research survey 2000. NASW Practice Research Network, 1. 3. Retrieved online September 8, 2003 from: <http://www.socialworkers.org/naswprn/default>

Anexo C- Cálculos estatísticos

Quantificação de bolhas

ANOVA Table for Bubble

	DF	Sum of Squares	Mean Square	F-Value	P-Value	Lambda	Power
Groups	2	47045.815	23522.907	113.459	<.0001	226.917	1.000
Regions	2	3568.259	1784.130	8.605	.0007	17.211	.968
Groups * Regions	4	3683.741	920.935	4.442	.0041	17.768	.919
Residual	45	9329.667	207.326				

Means Table for Bubble

Effect: Groups * Regions

	Count	Mean	Std. Dev.	Std. Err.
1, Cervical	6	10.000	4.980	2.033
1, Middle	6	10.667	4.457	1.820
1, Apical	6	7.167	4.119	1.682
2, Cervical	6	73.667	25.414	10.375
2, Middle	6	95.667	29.554	12.066
2, Apical	6	47.333	14.222	5.806
3, Cervical	6	10.833	3.656	1.493
3, Middle	6	13.333	7.941	3.242
3, Apical	6	5.667	2.503	1.022

ANALISE GERAL

Tukey/Kramer for Bubble

Effect: Groups

Significance Level: 5 %

	Mean Diff.	Crit. Diff.	
1, 2	-62.944	11.641	S
1, 3	-.667	11.641	
2, 3	62.278	11.641	S

Tukey/Kramer for Bubble

Effect: Regions

Significance Level: 5 %

	Mean Diff.	Crit. Diff.	
Cervical, Middle	-8.389	11.641	
Cervical, Apical	11.444	11.641	
Middle, Apical	19.833	11.641	S

COMPARAÇÃO ENTRE OS GRUPOS

ANOVA Table for Bubble

Split By: Regions

Cell: Cervical

	DF	Sum of Squares	Mean Square	F-Value	P-Value	Lambda	Power
Groups	2	16004.333	8002.167	35.096	<.0001	70.191	1.000
Residual	15	3420.167	228.011				

Tukey/Kramer for Bubble**Effect: Groups****Significance Level: 5 %****Split By: Regions****Cell: Cervical**

	Mean Diff.	Crit. Diff.	
1, 2	-63.667	22.624	S
1, 3	-.833	22.624	
2, 3	62.833	22.624	S

ANOVA Table for Bubble**Split By: Regions****Cell: Middle**

	DF	Sum of Squares	Mean Square	F-Value	P-Value	Lambda	Power
Groups	2	28021.778	14010.889	43.949	<.0001	87.898	1.000
Residual	15	4782.000	318.800				

Tukey/Kramer for Bubble**Effect: Groups****Significance Level: 5 %****Split By: Regions****Cell: Middle**

	Mean Diff.	Crit. Diff.	
1, 2	-85.000	26.752	S
1, 3	-2.667	26.752	
2, 3	82.333	26.752	S

ANOVA Table for Bubble**Split By: Regions****Cell: Apical**

	DF	Sum of Squares	Mean Square	F-Value	P-Value	Lambda	Power
Groups	2	6703.444	3351.722	44.591	<.0001	89.181	1.000
Residual	15	1127.500	75.167				

Tukey/Kramer for Bubble**Effect: Groups****Significance Level: 5 %****Split By: Regions****Cell: Apical**

	Mean Diff.	Crit. Diff.	
1, 2	-40.167	12.990	S
1, 3	1.500	12.990	
2, 3	41.667	12.990	S

COMPARAÇÃO ENTRE AS REGIÕES PARA CADA GRUPO

ANOVA Table for Bubble**Split By: Groups****Cell: 1**

	DF	Sum of Squares	Mean Square	F-Value	P-Value	Lambda	Power
Regions	2	41.444	20.722	1.009	.3882	2.017	.188
Residual	15	308.167	20.544				

Tukey/Kramer for Bubble**Effect: Regions****Significance Level: 5 %****Split By: Groups****Cell: 1**

	Mean Diff.	Crit. Diff.
Cervical, Middle	-.667	6.791
Cervical, Apical	2.833	6.791
Middle, Apical	3.500	6.791

ANOVA Table for Bubble**Split By: Groups****Cell: 2**

	DF	Sum of Squares	Mean Square	F-Value	P-Value	Lambda	Power
Regions	2	7027.111	3513.556	6.123	.0114	12.245	.820
Residual	15	8608.000	573.867				

Tukey/Kramer for Bubble**Effect: Regions****Significance Level: 5 %****Split By: Groups****Cell: 2**

	Mean Diff.	Crit. Diff.
Cervical, Middle	-22.000	35.892
Cervical, Apical	26.333	35.892
Middle, Apical	48.333	35.892

S

ANOVA Table for Bubble**Split By: Groups****Cell: 3**

	DF	Sum of Squares	Mean Square	F-Value	P-Value	Lambda	Power
Regions	2	183.444	91.722	3.327	.0637	6.655	.533
Residual	15	413.500	27.567				

Tukey/Kramer for Bubble**Effect: Regions****Significance Level: 5 %****Split By: Groups****Cell: 3**

	Mean Diff.	Crit. Diff.
Cervical, Middle	-2.500	7.867
Cervical, Apical	5.167	7.867
Middle, Apical	7.667	7.867

Volume de bolhas

ANOVA Table for Bubble volume

	DF	Sum of Squares	Mean Square	F-Value	P-Value	Lambda	Power
Groups	2	69.958	34.979	9.330	.0004	18.660	.979
Regions	2	11.498	5.749	1.534	.2268	3.067	.298
Groups * Regions	4	29.487	7.372	1.966	.1159	7.865	.539
Residual	45	168.704	3.749				

Means Table for Bubble volume

Effect: Groups * Regions

	Count	Mean	Std. Dev.	Std. Err.
1, Cervical	6	3.732	3.134	1.280
1, Middle	6	5.370	3.444	1.406
1, Apical	6	4.842	3.123	1.275
2, Cervical	6	3.187	.613	.250
2, Middle	6	1.700	.351	.143
2, Apical	6	1.338	.262	.107
3, Cervical	6	3.828	.703	.287
3, Middle	6	2.273	1.083	.442
3, Apical	6	1.192	.264	.108

ANALISE GERAL

Tukey/Kramer for Bubble volume

Effect: Groups

Significance Level: 5 %

	Mean Diff.	Crit. Diff.	
1, 2	2.573	1.565	S
1, 3	2.217	1.565	S
2, 3	-.356	1.565	

Tukey/Kramer for Bubble volume

Effect: Regions

Significance Level: 5 %

	Mean Diff.	Crit. Diff.
Cervical, Middle	.468	1.565
Cervical, Apical	1.125	1.565
Middle, Apical	.657	1.565

COMPARAÇÃO ENTRE OS GRUPOS PARA CADA REGIÃO

ANOVA Table for Bubble volume

Split By: Regions

Cell: Cervical

	DF	Sum of Squares	Mean Square	F-Value	P-Value	Lambda	Power
Groups	2	1.436	.718	.201	.8197	.403	.075
Residual	15	53.466	3.564				

Tukey/Kramer for Bubble volume**Effect: Groups****Significance Level: 5 %****Split By: Regions****Cell: Cervical**

	Mean Diff.	Crit. Diff.
1, 2	.545	2.829
1, 3	-.097	2.829
2, 3	-.642	2.829

ANOVA Table for Bubble volume**Split By: Regions****Cell: Middle**

	DF	Sum of Squares	Mean Square	F-Value	P-Value	Lambda	Power
Groups	2	46.774	23.387	5.334	.0178	10.667	.758
Residual	15	65.774	4.385				

Tukey/Kramer for Bubble volume**Effect: Groups****Significance Level: 5 %****Split By: Regions****Cell: Middle**

	Mean Diff.	Crit. Diff.	
1, 2	3.670	3.137	S
1, 3	3.097	3.137	
2, 3	-.573	3.137	

ANOVA Table for Bubble volume**Split By: Regions****Cell: Apical**

	DF	Sum of Squares	Mean Square	F-Value	P-Value	Lambda	Power
Groups	2	51.235	25.617	7.768	.0048	15.537	.908
Residual	15	49.465	3.298				

Tukey/Kramer for Bubble volume**Effect: Groups****Significance Level: 5 %****Split By: Regions****Cell: Apical**

	Mean Diff.	Crit. Diff.	
1, 2	3.503	2.721	S
1, 3	3.650	2.721	S
2, 3	.147	2.721	

COMPARAÇÃO ENTRE OS GRUPOS PARA CADA REGIÃO**ANOVA Table for Bubble volume****Split By: Groups****Cell: 1**

	DF	Sum of Squares	Mean Square	F-Value	P-Value	Lambda	Power
Regions	2	8.391	4.195	.400	.6770	.801	.102
Residual	15	157.185	10.479				

Tukey/Kramer for Bubble volume**Effect: Regions****Significance Level: 5 %****Split By: Groups****Cell: 1**

	Mean Diff.	Crit. Diff.
Cervical, Middle	-1.638	4.850
Cervical, Apical	-1.110	4.850
Middle, Apical	.528	4.850

ANOVA Table for Bubble volume**Split By: Groups****Cell: 2**

	DF	Sum of Squares	Mean Square	F-Value	P-Value	Lambda	Power
Regions	2	11.515	5.757	30.427	<.0001	60.855	1.000
Residual	15	2.838	.189				

Tukey/Kramer for Bubble volume**Effect: Regions****Significance Level: 5 %****Split By: Groups****Cell: 2**

	Mean Diff.	Crit. Diff.	
Cervical, Middle	1.487	.652	S
Cervical, Apical	1.848	.652	S
Middle, Apical	.362	.652	

ANOVA Table for Bubble volume**Split By: Groups****Cell: 3**

	DF	Sum of Squares	Mean Square	F-Value	P-Value	Lambda	Power
Regions	2	21.080	10.540	18.212	<.0001	36.425	1.000
Residual	15	8.681	.579				

Tukey/Kramer for Bubble volume**Effect: Regions****Significance Level: 5 %****Split By: Groups****Cell: 3**

	Mean Diff.	Crit. Diff.	
Cervical, Middle	1.555	1.140	S
Cervical, Apical	2.637	1.140	S
Middle, Apical	1.082	1.140	

Quantificação de fendas

ANOVA Table for Gaps

	DF	Sum of Squares	Mean Square	F-Value	P-Value	Lambda	Power
Groups	2	1284.111	642.056	80.894	<.0001	161.787	1.000
Regions	2	133.333	66.667	8.399	.0008	16.799	.964
Groups * Regions	4	88.222	22.056	2.779	.0380	11.115	.716
Residual	45	357.167	7.937				

Means Table for Gaps

Effect: Groups * Regions

	Count	Mean	Std. Dev.	Std. Err.
1, Cervical	6	2.833	1.169	.477
1, Middle	6	2.333	1.033	.422
1, Apical	6	1.833	.408	.167
2, Cervical	6	14.667	5.354	2.186
2, Middle	6	15.833	5.115	2.088
2, Apical	6	8.333	3.011	1.229
3, Cervical	6	4.000	1.673	.683
3, Middle	6	3.333	1.366	.558
3, Apical	6	1.333	.516	.211

ANALISE GERAL

Tukey/Kramer for Gaps

Effect: Groups

Significance Level: 5 %

	Mean Diff.	Crit. Diff.	
1, 2	-10.611	2.278	S
1, 3	-.556	2.278	
2, 3	10.056	2.278	S

Tukey/Kramer for Gaps

Effect: Regions

Significance Level: 5 %

	Mean Diff.	Crit. Diff.	
Cervical, Middle	0.000	2.278	
Cervical, Apical	3.333	2.278	S
Middle, Apical	3.333	2.278	S

COMPARAÇÃO ENTRE OS GRUPOS DENTRO DE CADA REGIÃO

ANOVA Table for Gaps

Split By: Regions

Cell: Cervical

	DF	Sum of Squares	Mean Square	F-Value	P-Value	Lambda	Power
Groups	2	510.333	255.167	23.315	<.0001	46.629	1.000
Residual	15	164.167	10.944				

Tukey/Kramer for Gaps**Effect: Groups****Significance Level: 5 %****Split By: Regions****Cell: Cervical**

	Mean Diff.	Crit. Diff.	
1, 2	-11.833	4.957	S
1, 3	-1.167	4.957	
2, 3	10.667	4.957	S

ANOVA Table for Gaps**Split By: Regions****Cell: Middle**

	DF	Sum of Squares	Mean Square	F-Value	P-Value	Lambda	Power
Groups	2	679.000	339.500	35.000	<.0001	70.000	1.000
Residual	15	145.500	9.700				

Tukey/Kramer for Gaps**Effect: Groups****Significance Level: 5 %****Split By: Regions****Cell: Middle**

	Mean Diff.	Crit. Diff.	
1, 2	-13.500	4.666	S
1, 3	-1.000	4.666	
2, 3	12.500	4.666	S

ANOVA Table for Gaps**Split By: Regions****Cell: Apical**

	DF	Sum of Squares	Mean Square	F-Value	P-Value	Lambda	Power
Groups	2	183.000	91.500	28.895	<.0001	57.789	1.000
Residual	15	47.500	3.167				

Tukey/Kramer for Gaps**Effect: Groups****Significance Level: 5 %****Split By: Regions****Cell: Apical**

	Mean Diff.	Crit. Diff.	
1, 2	-6.500	2.666	S
1, 3	.500	2.666	
2, 3	7.000	2.666	S

COMPARAÇÃO ENTRE AS REGIÕES DENTRO DE CADA GRUPO**ANOVA Table for Gaps****Split By: Groups****Cell: 1**

	DF	Sum of Squares	Mean Square	F-Value	P-Value	Lambda	Power
Regions	2	3.000	1.500	1.731	.2107	3.462	.297
Residual	15	13.000	.867				

Tukey/Kramer for Gaps**Effect: Regions****Significance Level: 5 %****Split By: Groups****Cell: 1**

	Mean Diff.	Crit. Diff.
Cervical, Middle	.500	1.395
Cervical, Apical	1.000	1.395
Middle, Apical	.500	1.395

ANOVA Table for Gaps**Split By: Groups****Cell: 2**

	DF	Sum of Squares	Mean Square	F-Value	P-Value	Lambda	Power
Regions	2	195.444	97.722	4.588	.0279	9.176	.686
Residual	15	319.500	21.300				

Tukey/Kramer for Gaps**Effect: Regions****Significance Level: 5 %****Split By: Groups****Cell: 2**

	Mean Diff.	Crit. Diff.	
Cervical, Middle	-1.167	6.915	
Cervical, Apical	6.333	6.915	
Middle, Apical	7.500	6.915	S

ANOVA Table for Gaps**Split By: Groups****Cell: 3**

	DF	Sum of Squares	Mean Square	F-Value	P-Value	Lambda	Power
Regions	2	23.111	11.556	7.027	.0070	14.054	.874
Residual	15	24.667	1.644				

Tukey/Kramer for Gaps**Effect: Regions****Significance Level: 5 %****Split By: Groups****Cell: 3**

	Mean Diff.	Crit. Diff.	
Cervical, Middle	.667	1.921	
Cervical, Apical	2.667	1.921	S
Middle, Apical	2.000	1.921	S

Volume de fendas

ANOVA Table for Gaps volume

	DF	Sum of Squares	Mean Square	F-Value	P-Value	Lambda	Power
Groups	2	6.082	3.041	.576	.5663	1.152	.136
Regions	2	12.521	6.260	1.185	.3150	2.371	.238
Groups * Regions	4	20.703	5.176	.980	.4280	3.920	.279
Residual	45	237.656	5.281				

Means Table for Gaps volume

Effect: Groups * Regions

	Count	Mean	Std. Dev.	Std. Err.
1, Cervical	6	3.553	1.288	.526
1, Middle	6	5.258	3.468	1.416
1, Apical	6	2.283	1.137	.464
2, Cervical	6	2.907	2.290	.935
2, Middle	6	3.523	2.939	1.200
2, Apical	6	2.387	1.331	.543
3, Cervical	6	4.003	2.236	.913
3, Middle	6	3.087	1.877	.766
3, Apical	6	3.683	2.894	1.181

ANALISE GERAL

Tukey/Kramer for Gaps volume

Effect: Groups

Significance Level: 5 %

	Mean Diff.	Crit. Diff.
1, 2	.759	1.858
1, 3	.107	1.858
2, 3	-.652	1.858

Tukey/Kramer for Gaps volume

Effect: Regions

Significance Level: 5 %

	Mean Diff.	Crit. Diff.
Cervical, Middle	-.468	1.858
Cervical, Apical	.703	1.858
Middle, Apical	1.172	1.858

COMPARAÇÃO ENTRE OS GRUPOS DENTRO DE CADA REGIÃO

ANOVA Table for Gaps volume

Split By: Regions

Cell: Cervical

	DF	Sum of Squares	Mean Square	F-Value	P-Value	Lambda	Power
Groups	2	3.647	1.823	.460	.6402	.919	.110
Residual	15	59.518	3.968				

Tukey/Kramer for Gaps volume**Effect: Groups****Significance Level: 5 %****Split By: Regions****Cell: Cervical**

	Mean Diff.	Crit. Diff.
1, 2	.647	2.984
1, 3	-.450	2.984
2, 3	-1.097	2.984

ANOVA Table for Gaps volume**Split By: Regions****Cell: Middle**

	DF	Sum of Squares	Mean Square	F-Value	P-Value	Lambda	Power
Groups	2	15.834	7.917	.982	.3975	1.964	.184
Residual	15	120.961	8.064				

Tukey/Kramer for Gaps volume**Effect: Groups****Significance Level: 5 %****Split By: Regions****Cell: Middle**

	Mean Diff.	Crit. Diff.
1, 2	1.735	4.255
1, 3	2.172	4.255
2, 3	.437	4.255

ANOVA Table for Gaps volume**Split By: Regions****Cell: Apical**

	DF	Sum of Squares	Mean Square	F-Value	P-Value	Lambda	Power
Groups	2	7.304	3.652	.958	.4059	1.916	.180
Residual	15	57.177	3.812				

Tukey/Kramer for Gaps volume**Effect: Groups****Significance Level: 5 %****Split By: Regions****Cell: Apical**

	Mean Diff.	Crit. Diff.
1, 2	-.103	2.925
1, 3	-1.400	2.925
2, 3	-1.297	2.925

COMPARAÇÃO ENTRE AS REGIÕES DENTRO DE CADA GRUPO**ANOVA Table for Gaps volume****Split By: Groups****Cell: 1**

	DF	Sum of Squares	Mean Square	F-Value	P-Value	Lambda	Power
Regions	2	26.741	13.371	2.678	.1013	5.356	.441
Residual	15	74.897	4.993				

Tukey/Kramer for Gaps volume**Effect: Regions****Significance Level: 5 %****Split By: Groups****Cell: 1**

	Mean Diff.	Crit. Diff.
Cervical, Middle	-1.705	3.348
Cervical, Apical	1.270	3.348
Middle, Apical	2.975	3.348

ANOVA Table for Gaps volume**Split By: Groups****Cell: 2**

	DF	Sum of Squares	Mean Square	F-Value	P-Value	Lambda	Power
Regions	2	3.885	1.943	.372	.6954	.745	.098
Residual	15	78.277	5.218				

Tukey/Kramer for Gaps volume**Effect: Regions****Significance Level: 5 %****Split By: Groups****Cell: 2**

	Mean Diff.	Crit. Diff.
Cervical, Middle	-.617	3.423
Cervical, Apical	.520	3.423
Middle, Apical	1.137	3.423

ANOVA Table for Gaps volume**Split By: Groups****Cell: 3**

	DF	Sum of Squares	Mean Square	F-Value	P-Value	Lambda	Power
Regions	2	2.597	1.299	.231	.7968	.461	.079
Residual	15	84.481	5.632				

Tukey/Kramer for Gaps volume**Effect: Regions****Significance Level: 5 %****Split By: Groups****Cell: 3**

	Mean Diff.	Crit. Diff.
Cervical, Middle	.917	3.556
Cervical, Apical	.320	3.556
Middle, Apical	-.597	3.556

Push out

ANÁLISE GERAL

ANOVA Table for Region

	DF	Sum of Squares	Mean Square	F-Value	P-Value	Lambda	Power
Groups	2	39.180	19.590	2.377	.1120	4.754	.428
Subject(Group)	27	222.506	8.241				
Category for Region	2	92.869	46.435	9.428	.0003	18.855	.982
Category for Region * Groups	4	31.699	7.925	1.609	.1853	6.436	.455
Category for Region * Subject(Group)	54	265.971	4.925				

Means Table for Region

Effect: Category for Region * Groups

	Count	Mean	Std. Dev.	Std. Err.
Group 1, Cervical	10	2.266	1.036	.327
Group 1, Middle	10	4.734	4.625	1.463
Group 1, Apical	10	4.645	2.305	.729
Group 2, Cervical	10	1.333	1.186	.375
Group 2, Middle	10	1.852	1.592	.504
Group 2, Apical	10	4.850	2.382	.753
Group 3, Cervical	10	3.293	2.379	.752
Group 3, Middle	10	4.509	2.371	.750
Group 3, Apical	10	4.841	2.366	.748

Tukey/Kramer for Region

Effect: Groups

Significance Level: 5 %

	Mean Diff.	Crit. Diff.
Group 1, Group 2	1.203	1.840
Group 1, Group 3	-.333	1.840
Group 2, Group 3	-1.536	1.840

Tukey/Kramer for Region

Effect: Category for Region

Significance Level: 5 %

	Mean Diff.	Crit. Diff.	
Cervical, Middle	-1.401	1.382	S
Cervical, Apical	-2.481	1.382	S
Middle, Apical	-1.080	1.382	

COMPARAÇÃO ENTRE OS TERÇOS PARA CADA GRUPO

ANOVA Table for Region

Split By: Groups

Cell: Group 1

	DF	Sum of Squares	Mean Square	F-Value	P-Value	Lambda	Power
Subject	9	118.472	13.164				
Category for Region	2	39.195	19.598	2.682	.0956	5.364	.455
Category for Region * Subject	18	131.516	7.306				

ANOVA Table for Region
Split By: Groups
Cell: Group 2

	DF	Sum of Squares	Mean Square	F-Value	P-Value	Lambda	Power
Subject	9	26.526	2.947				
Category for Region	2	72.089	36.044	10.805	.0008	21.611	.982
Category for Region * Subject	18	60.044	3.336				

Tukey/Kramer for Region
Effect: Category for Region
Significance Level: 5 %
Split By: Groups
Cell: Group 2

	Mean Diff.	Crit. Diff.	
Cervical, Middle	-.519	2.085	
Cervical, Apical	-3.517	2.085	S
Middle, Apical	-2.998	2.085	S

ANOVA Table for Region
Split By: Groups
Cell: Group 3

	DF	Sum of Squares	Mean Square	F-Value	P-Value	Lambda	Power
Subject	9	77.508	8.612				
Category for Region	2	13.284	6.642	1.607	.2280	3.213	.286
Category for Region * Subject	18	74.411	4.134				

COMPARAÇÃO ENTRE CADA TERÇO DENTRO DE CADA GRUPO

ANOVA Table for Cervical

	DF	Sum of Squares	Mean Square	F-Value	P-Value	Lambda	Power
Groups	2	19.223	9.611	3.542	.0430	7.085	.604
Residual	27	73.258	2.713				

Tukey/Kramer for Cervical
Effect: Groups
Significance Level: 5 %

	Mean Diff.	Crit. Diff.	
Group 1, Group 2	.933	1.828	
Group 1, Group 3	-1.027	1.828	
Group 2, Group 3	-1.960	1.828	S

ANOVA Table for Middle

	DF	Sum of Squares	Mean Square	F-Value	P-Value	Lambda	Power
Groups	2	51.387	25.694	2.608	.0921	5.217	.465
Residual	27	265.956	9.850				

ANOVA Table for Apical

	DF	Sum of Squares	Mean Square	F-Value	P-Value	Lambda	Power
Groups	2	.268	.134	.024	.9760	.049	.053
Residual	27	149.263	5.528				