



UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA
CENTRO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE
DEPARTAMENTO DE ODONTOLOGIA
CURSO DE GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA

Camila Freitas de Souza

Avaliação da resistência de união *push-out* em diferentes pinos intrarradiculares

Florianópolis

2023

Camila Freitas de Souza

Avaliação da resistência de união *push-out* em diferentes pinos intrarradiculares

Trabalho de Conclusão do Curso de Graduação em Odontologia do Centro de Ciências da Saúde da Universidade Federal de Santa Catarina como requisito para a obtenção do título de Cirurgiã-Dentista.
Orientadora: Profa. Dra. Vanessa Carla Ruschel

Florianópolis
2023

de Souza, Camila Freitas

Avaliação da resistência de união push-out em diferentes pinos intrarradiculares / Camila Freitas de Souza ; orientador, Vanessa Carla Ruschel, 2023.

56 p.

Trabalho de Conclusão de Curso (graduação) - Universidade Federal de Santa Catarina, Centro de Ciências da Saúde, Graduação em Odontologia, Florianópolis, 2023.

Inclui referências.

1. Odontologia. 2. Retentores intrarradiculares. 3. Cimentação Adesiva. 4. Prótese Dentária. 5. Resistência à tração. I. Ruschel, Vanessa Carla. II. Universidade Federal de Santa Catarina. Graduação em Odontologia. III. Título.

Camila Freitas de Souza

Avaliação da resistência de união *push-out* em diferentes pinos intrarradiculares

Este Trabalho de Conclusão de Curso foi julgado adequado para obtenção do título de Cirurgiã-Dentista e aprovado em sua forma final pelo Curso de Odontologia.

Sala H202 CCS, 06 de novembro de 2023

Profa. Dra. Gláucia Santos Zimmermann – Coordenadora do Curso

Banca examinadora:

Profa. Dra. Vanessa Carla Ruschel - Orientadora

Prof. Dr. Erlon Grando

Prof. Msc. João Adolfo Czernay

Florianópolis

2023

Este trabalho é dedicado àqueles que
fizeram parte desse sonho, presentes
fisicamente ou em *meu coração*.

AGRADECIMENTOS

Dos momentos que mais esperei na vida, esse foi o mais gratificante de chegar. A entrega desse trabalho é por vocês e graças a vocês, cujo sem eu nada seria. Quero aqui demonstrar toda a minha gratidão àqueles que acompanharam a minha trajetória, contribuíram com a realização desse sonho e cultivaram em mim o respeito e amor ao próximo.

Mãe, você é a responsável por eu olhar para cada paciente com um olhar acolhedor. Tu me ensinaste a exercer a empatia e equidade, me guiando como guias teus alunos. És a minha primeira professora e a que eu mais admiro.

Pai, acreditou em mim e me mostrou caminhos que me fizeram estar aqui hoje. Obrigada por me oportunizar a educação que eu tive e estar sempre disponível para ouvir meus sonhos, medos e aflições, tornando tudo mais tranquilo por simplesmente me ouvir. Eu espero que estejas orgulhoso vendo quem eu me tornei. Você e a **Paula** são responsáveis por eu estar aqui hoje.

Madrinha, minha segunda mãe e impulsionadora de tudo que sou. Obrigada por ser muito mais do que a minha tia, você e o **padrinho** são meus exemplos de pessoas e profissionais. Minha eterna gratidão por sempre se fazerem tão presentes.

Aos responsáveis pelas lembranças mais doces que eu tenho, meus avós, **Marí, Ana, Jaime e Roldão**. É um privilégio imenso ter crescido e sido criada com a presença dos quatro. Vocês são a base de tudo. **Vô Roldão**, é sempre emocionante falar da pessoa com o maior coração que eu já conheci, queria que o senhor estivesse aqui conosco e que pudesses ver a aonde eu cheguei. Aguardo pelo dia que nos reencontraremos. A saudade ainda dói.

Neste ponto de celebração, é impossível não reconhecer a importância do apoio dos meus **tios, primos e irmãos (João Henrique, Laura e Caetano)**. Vocês são, igualmente, a essência da minha trajetória.

Agradecer é dedicar e dividir parte do trabalho. Assim, dedico ao meu namorado, **Evoy**, que é o meu suporte diário e minha família em Florianópolis, junto com nossos cachorrinhos, **Negão e Belinha**. Nunca me deixou cair e esteve comigo me lembrando, quase diariamente, que eu era e sou capaz. Tu estás em cada linha escrita. Obrigada por tudo e por tanto! Essa é mais uma das tantas conquistas que comemoraremos juntos.

Daqueles que passaram pela minha vida, em diferentes momentos e cidades, trago um pouco de cada, presentes diariamente ou não. Obrigada aos amigos que despertam o melhor de mim. Vocês são responsáveis pelo conforto e tranquilidade que eu muitas vezes precisei para vencer essa etapa. **Ana Carolina, Bárbara, Débora, Giovanna, Giulia, Juan, Lucas, Luiza, Mariah, Mayara, Maria Eduarda, Thaynã, Kauanne, Verônica e Weslim.** A todos, obrigada por acreditarem em mim e oferecerem um ombro amigo sempre que precisei.

Obrigada especialmente às minhas duplas de clínica (**Bárbara, Mayara e Kauanne**), por cada momento de encorajamento e apoio que me ofereceram, desde os momentos de dúvida e cansaço, até as horas de celebração das pequenas e grandes conquistas. Saibam que este trabalho também é uma celebração do vínculo que compartilhamos.

Não posso deixar de agradecer a toda a minha rede de apoio UFSC, **grandes amigos, colegas, servidores (Batista, Daiane, Fátima, Luiz e Rosângela), professores, preceptores e residentes das Unidades Básicas de Saúde (Dra. Juliana Emerim e Dra. Ana Paula)** e seus **funcionários**, vocês contribuíram para minha formação acadêmica e pessoal. A Universidade Federal de Santa Catarina foi minha casa por anos e eu sempre vou lembrar com muito zelo e admiração.

Estendo o meu agradecimento a **Professora Analucia Gleber Philippi** por todo apoio nas clínicas durante a graduação. Você é uma potência! É inspirador trabalhar com você. Agradeço também aos professores que ajudaram nessa pesquisa com materiais e espaços cedidos, além do sorriso no rosto quando foram abordados por mim necessitando de algo (**Profa, Cleonice Teixeira, Juliana Ribeiro e Sylvio Monteiro**). Muitíssimo obrigada!

Levo comigo não apenas o conhecimento adquirido, mas também o reconhecimento do privilégio que foi fazer parte de projetos de pesquisa e extensão. Assim sendo, gostaria de expressar meu sincero agradecimento ao **CEPID, professores, colegas e funcionários** deste lugar que me proporcionou inúmeras oportunidades e ampliou minhas capacidades. Um agradecimento especial ao **Prof. Gabriel Magrin** por cada conversa de incentivo e conhecimento compartilhado. O time de professores da Odontologia UFSC ganhou muito com a sua chegada.

Ao final desta jornada acadêmica, é com profunda gratidão que expresso meus sinceros agradecimentos à minha orientadora **Profa. Vanessa Ruschel** e ao **Dr. Erlon Grando**, cuja presença constante e orientação incansável foram fundamentais para a realização desta pesquisa.

A dedicação em estarem presentes durante todas as fases laboratoriais do trabalho foram cruciais para moldar a direção e a qualidade desta investigação.

Por fim, agradeço aos **meus pacientes** que contribuíram com o meu processo de aprendizado ao longo dos anos na clínica. Cada ato de confiança e as palavras carinhosas e motivadoras trocadas ao longo deste período permanecerão eternamente na minha memória.

Que esta jornada seja uma prova de que muito podemos alcançar quando nos apoiamos mutuamente. Encerro com o coração entusiasmado com tudo que ainda vou agradecer por viver!

“Uma longa viagem começa com um único passo.”

(Lao - Tsé)

RESUMO

Objetivo: O objetivo deste estudo foi analisar a influência dos pinos de fibra de vidro, anatômico e Splendor na resistência de união *push-out* à dentina radicular. **Materiais e Métodos:** A pesquisa envolveu 36 dentes bovinos com canal único e reto, que passaram por tratamento endodôntico. Os elementos foram distribuídos em três grupos (A, B e C, sendo n=12), com base no tipo de pino intrarradicular usado. No Grupo A, utilizou-se pino de fibra de vidro (Exacto, Angelus), no Grupo B teve o pino de fibra de vidro reembasado com resina composta (Vittra APS, FGM), sendo chamado de pino anatômico, e no Grupo C, analisou-se o pino Splendor (SAP – Angelus). O protocolo de cimentação utilizado foi: sistema adesivo universal no modo autocondicionante (Clearfil TRI-S Bond Universal Quick, Kuraray Noritake) e cimento resinoso *dual* (Clearfil DC Core Plus, Kuraray Noritake). As amostras foram conduzidas ao teste de *push-out* (MPa) e as falhas ocorridas foram avaliadas em estereomicroscópio (100x), Os dados foram submetidos à análise por meio dos testes de ANOVA 2-fatores e Tukey, com um nível de significância de 5%. **Resultados:** O pino anatômico obteve uma resistência média de união significativamente maior (7,1 MPa) em comparação com os outros pinos ($p<0,05$). Os pinos de fibra de vidro e Splendor tiveram médias semelhantes de 3,9 MPa e 4,9 MPa, respectivamente ($p<0,05$). Na análise dos terços da raiz, o terço cervical alcançou uma média de resistência de união de 5,9 MPa, superando estatisticamente o terço apical, que registrou 4,8 MPa ($p<0,05$). O terço médio apresentou uma média de 5,2 MPa, sem diferenças significativas em relação aos demais terços ($p>0,05$). Não foi identificada, no entanto, uma interação estatisticamente significativa entre o tipo de pino e o terço da raiz. **Conclusão:** O pino anatômico demonstrou superioridade em termos de resistência de união à dentina radicular, quando comparada com os outros pinos (fibra de vidro e Splendor), independente do terço da raiz. Assim, a escolha do pino anatômico se revela uma opção eficaz na promoção da integridade e estabilidade das restaurações em dentes com canais amplos.

Palavras-chave: retentores intrarradiculares; cimentação adesiva; prótese dentária; resistência à tração.

ABSTRACT

Objective: The aim of this study was to analyze the influence of fiberglass, anatomical, and Splendor root canal posts on push-out bond strength to root dentin. **Materials and Methods:** The research involved 36 single-rooted bovine teeth that underwent endodontic treatment. The specimens were divided into three groups (A, B, and C, with n=12) based on the type of intraradicular post used. Group A utilized a fiberglass post (Exacto, Angelus), Group B had the fiberglass post relined with composite resin (Vittra APS, FGM), referred to as the anatomical post, and Group C assessed the Splendor post (SAP – Angelus). The cementation protocol included a universal self-etch adhesive system (Clearfil TRI-S Bond Universal Quick, Kuraray Noritake) and a dual-cure resin cement (Clearfil DC Core Plus, Kuraray Noritake). The samples underwent push-out testing (MPa), and the failure modes were evaluated under a stereomicroscope (100x). The data were analyzed using 2-factor ANOVA and Tukey tests, with a significance level of 5%. **Results:** The anatomical post exhibited significantly higher mean bond strength (7.1 MPa) compared to the other posts ($p < 0.05$). The fiberglass and Splendor posts had similar means of 3.9 MPa and 4.9 MPa, respectively ($p < 0.05$). In the analysis of root thirds, the cervical third achieved a mean bond strength of 5.9 MPa, which was statistically higher than the apical third, recording 4.8 MPa ($p < 0.05$). The middle third presented a mean of 5.2 MPa, with no significant differences compared to the other thirds ($p > 0.05$). However, no statistically significant interaction was identified between the type of post and the root third. **Conclusion:** The anatomical post demonstrated superiority in terms of bond strength to root dentin when compared to the other posts (fiberglass and Splendor), irrespective of the root third. Therefore, choosing the anatomical post appears to be an effective option in promoting the integrity and stability of restorations in teeth with wide canals.

Keywords: intraradicular retainers; adhesive cementation; dental prosthesis; tensile strength.

LISTA DE QUADROS

Quadro 1 – Composição dos materiais empregados no estudo.

29

LISTA DE FIGURAS

- Figura 1 – A) esvaziamento de 11 mm da raiz obturada, restando 4 mm de obturação no ápice radicular; B) broca alargadora específica de cada pino. 32
- Figura 2 – Imagem dos pinos envolvidos na pesquisa: A) pino de fibra de vidro; B) pino anatómico reembasado com resina composta; C) pino Splendor. 33
- Figura 3 – Posição da amostra para a realização do ensaio de resistência de união na máquina de ensaio universal Instron, Modelo 4444. 37
- Figura 4 – Gráfico de dispersão (box-plot), mostrando a distribuição dos dados representativos de resistência de união dos pinos intrarradiculares de acordo com o terço da raiz. 40

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Tamanho da amostra (n), Médias Aritméticas, Desvios-Padrão (DP), Erro-Padrão (EP), valores mínimo e máximo obtidos pela mensuração da resistência de união <i>push-out</i> dos pinos intrarradiculares de acordo com o terço da raiz.	39
Tabela 2 – Análise de Variância <i>two-way</i> dos valores médios de resistência de união <i>push-out</i> dos pinos intrarradiculares de acordo com o terço da raiz.	40
Tabela 3 – Médias e resultados estatísticos de resistência de união dos pinos intrarradiculares, independente do terço da raiz.	41
Tabela 4 – Médias e resultados estatísticos de resistência de união dos terços da raiz, independente do tipo de pino.	42
Tabela 5 – Tamanho da amostra (n), Frequência (F) e Porcentagem (P) dos modos de fratura dos pinos intrarradiculares de acordo com o terço da raiz.	43

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

μm Micrometros

mm Milímetros

GPa Gigapascal

MPa Megapascal

N Newtons

Kg Quilograma

Min. Minutos

Al Alumínio

CAD/CAM *Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing*

LISTA DE SÍMBOLOS

°C Graus Celsius

= Igual

≥ Maior ou igual

< Menor

> Maior

% Por cento

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	19
2	REVISÃO DE LITERATURA	21
2.1	PINO DE FIBRA DE VIDRO	21
2.2	PINO ANATÔMICO	22
2.3	PINO SPLENDOR	24
2.4	CIMENTO RESINOSO CONVENCIONAL	25
2.5	TESTE RESISTÊNCIA DE UNIÃO AO CISALHAMENTO POR EXTRUSÃO OU <i>PUSH-OUT</i>	26
3	OBJETIVOS	27
3.1	OBJETIVO GERAL	27
3.2	OBJETIVOS ESPECÍFICOS	27
4	MATERIAIS E MÉTODOS	28
4.1	MATERIAIS UTILIZADOS	28
4.2	SELEÇÃO E LIMPEZA DOS DENTES	30
4.3	PREPARO DOS CANAIS RADICULARES PARA TRATAMENTO ENDODÔNTICO	30
4.4	OBTURAÇÃO DOS CANAIS RADICULARES	31
4.5	PREPARO DOS CONDUTOS RADICULARES	31
4.6	DIVISÃO DAS AMOSTRAS POR GRUPOS	32
4.7	REEMBASAMENTO DO PINO DE FIBRA DE VIDRO (GRUPO A)	33
4.8	TRATAMENTO DE SUPERFÍCIE DOS PINOS INTRARRADICULARES	34
4.8.1	Pino de fibra de vidro (GRUPO A)	34
4.8.2	Pino anatômico (GRUPO B)	34
4.8.3	Pino Splendor (GRUPO C)	34
4.9	TRATAMENTO DE SUPERFÍCIE DOS CONDUTOS RADICULARES	35
4.10	CIMENTAÇÃO PROPRIAMENTE DITA DOS PINOS ANATÔMICO	35
4.11	SECÇÃO DOS ESPÉCIMES E MENSURAÇÃO	36
4.12	TESTE DE RESISTÊNCIA DE UNIÃO <i>PUSH-OUT</i>	36
4.13	ANÁLISE DOS MODOS DE FALHA	37
4.14	ANÁLISE ESTATÍSTICA	37
5	RESULTADOS	39

5.1	ESTATÍSTICA DESCRITIVA	39
5.2	ANÁLISE ESTATÍSTICA	40
5.3	ANÁLISE DO MODO DE FRATURA	42
6	DISCUSSÃO	44
7	CONCLUSÃO	47
	REFERÊNCIAS	48
	ANEXO A – ATA DE APRESENTAÇÃO	56

1 INTRODUÇÃO

A perda de tecido dentário, tanto a nível radicular quanto coronal, representa uma das mudanças mais significativas na biomecânica dos dentes, destacando a importância de uma abordagem altamente conservadora durante os procedimentos endodônticos e restauradores (Dietschi *et al.*, 2008). O poder do dente em resistir aos esforços mastigatórios depende da estrutura dental remanescente (Mezzomo, 2002), sendo ela a principal determinante da técnica reabilitadora a ser empregada, uma vez que a indicação condutora do uso de retentor intrarradicular é a ausência de remanescente favorável para a confecção de um núcleo de preenchimento em resina composta (Clavijo, 2019).

A redução do suporte dental pode ser atribuída a diversas causas, incluindo lesões cáries, intervenções restauradoras prévias, traumas dentais e desgaste aditivo devido a procedimentos endodônticos (Mezzomo, 2002). Dentes que sofreram danos significativos na coroa frequentemente requerem pinos intrarradiculares para restabelecer a integridade do elemento dentário, conferindo estabilidade à prótese (Guimarães *et al.*, 2022; Dietschi *et al.*, 2008) e substituindo a estrutura perdida, proporcionando suporte à coroa e retenção ao núcleo (Smith *et al.*, 1998). A decisão de utilizar um pino intrarradicular considera diversos critérios, como a localização do dente na arcada, oclusão do paciente, função do dente, quantidade de estrutura dental remanescente e a configuração do canal radicular. O objetivo fundamental de todos os pinos intrarradiculares é proporcionar retenção à restauração coronária sob influência do contorno do canal, tamanho, forma, configuração superficial do pino e do agente cimentante (Souza JR. e Santos, 2002).

Historicamente, os pinos de núcleo metálicos eram amplamente utilizados para a restauração de dentes danificados (Gómez-Polo *et al.*, 2010) e, por muito tempo, foram considerados os retentores intrarradiculares de maior sucesso clínico (Gómez-Polo *et al.*, 2010; Sarkis-Onofre *et al.*, 2014). No entanto, seu uso tem diminuído devido a desvantagens associadas, como sua alta elasticidade em comparação com a dentina e a distribuição de tensões que podem causar complicações irreversíveis, como fratura radicular (Soares *et al.*, 2012a; Clavijo *et al.*, 2009). Assim, pinos pré-fabricados em fibra de vidro têm sido cada vez mais utilizados por conta de suas características, como a semelhança do seu módulo de elasticidade ao da dentina, estética satisfatória (Soares *et al.*, 2012a; Veríssimo *et al.*, 2014), menor tempo

clínico dispensando a fase laboratorial, além de um desempenho clínico similar aos núcleos metálicos fundidos e menor risco à estrutura dentária remanescente, diminuindo o risco de fratura radicular (Bonfante *et al.*, 2007b; Sarkis-Onofre *et al.*, 2014; Soares *et al.*, 2012a). Estes podem ser compostos de carbono, quartzo ou vidro embebido em uma matriz resinosa, sendo à base de resina epóxi, de metacrilato ou outro tipo de compósito (Baba *et al.*, 2009; Goracci; Ferrari, 2011).

Em relação aos pinos de fibra de vidro, sua utilização fica limitada em canais amplos, sendo a descolagem, devido ao excesso de espessura de cimento, a causa mais comum de falha, diminuindo a resistência à fratura (Grandini *et al.*, 2005). Outra preocupação significativa é a polimerização incompleta e a subsequente redução no grau de conversão do cimento nesses locais. Esse problema ocorre devido ao fenômeno de atenuação da luz durante sua passagem por toda a extensão do canal radicular, o que pode comprometer a obtenção de uma resistência de união sólida nesses locais (Farina AP *et al.*, 2011; Foxton *et al.*, 2003). Atualmente, os sistemas de cura “*dual*”, foram introduzidos para superar a atenuação da luminosidade, sendo capazes de polimerizar pela emissão de luz visível e por reação química. Essa categoria serve para assegurar a completa polimerização do cimento, mesmo em situações onde a luz não é capaz de alcançar (Aldhafyan M; Silikas N; Watts D.C, 2022; Giachetti *et al.*, 2009; Prakki, A; Carvalho, R.M, 2001). Na odontologia restauradora, o sucesso clínico dos materiais submetese à durabilidade da adesão dos cimentos resinosos à estrutura dental (Aldhafyan M; Silikas N; Watts D.C, 2022).

Visando melhorar a adaptação pino-conduto radicular, propriedades biomecânicas e retentivas, além da redução na espessura da película de cimento em casos de canais muito amplos, foi desenvolvida a técnica de reembasamento do pino de fibra de vidro com resina composta, também chamado de pino anatômico, evitando espaço entre pino e parede do canal, permitindo uma modelagem individualizada e atômica do canal radicular (Grandini; Sapio; Simonetti, 2003; Clavijo *et al.*, 2009; Gomes *et al.*, 2014; Wandscher *et al.*, 2014).

Com o objetivo de simplificar o alcance a um pino único e adaptável em canais estreitos, médios ou amplos, o mercado desenvolveu um novo sistema de pinos chamado Splendor SAP (*Single Adjustable Post*), composto por um pino e uma luva. Segundo o perfil técnico-científico do produto (2019), o pino e a luva são compostos de 80% de fibra de vidro e 20% de resina epóxi. No que tange aos dados técnicos, possui um módulo de elasticidade de 45 GPa, resistência flexural ≥ 1200 Mpa e radiopacidade de 5-7 mm Al.

Por se tratar de um pino ajustável ele apresenta as vantagens de ser universal, minimizar a necessidade de remover retenções, melhor adaptação na região cervical, que normalmente é mais ampla, além de simplificar a técnica, diminuindo a quantidade de materiais a se manter em estoque, pois dispensa a utilização de inúmeros tamanhos de pinos e brocas para adaptação nos diferentes diâmetros de condutos radiculares. Ainda assim, a literatura carece de estudos utilizando o material, embora casos clínicos estejam sendo publicados (Clavijo, 2019).

A eficácia da adesão entre a dentina e o pino intrarradicular pode ser avaliada por meio do teste de resistência de união ao cisalhamento por extrusão ou *push-out*. Esse método é amplamente empregado na odontologia, uma vez que promove a extrusão controlada do pino, resultando na falha da amostra devido às tensões de cisalhamento geradas na interface entre o pino e a dentina (Anusavice KJ, 2003). O uso desse teste teve seu início na odontologia com Roydhouse, que, em 1970, pela primeira vez testou diferentes materiais restauradores a partir da utilização de diferentes diâmetros de pontas, as quais exerciam uma força gradativa sobre uma matriz teste até que houvesse falha na união dos materiais por cisalhamento (Roydhouse RH, 1970). Desde então, essa abordagem tem sido aplicada para determinar em que região da raiz a força de adesão se enfraquece após a restauração e cimentação de pinos intrarradiculares (Teixeira *et al.*, 2009). Além disso, esse tipo de teste oferece uma avaliação mais precisa da resistência de união em comparação com os testes de cisalhamento convencionais, uma vez que a fratura ocorre paralelamente à interface de adesão dentinária (Drummond *et al.*, 1996).

Diante disso, o objetivo do presente estudo é avaliar a influência de diferentes pinos intrarradiculares na resistência de união *push-out* à dentina radicular, visto a relevância de promover tratamentos bem-sucedidos, influenciar diretrizes clínicas, e oferecer uma base sólida para pesquisas futuras, consolidando a base teórica e prática da odontologia.

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 PINO DE FIBRA DE VIDRO

Desde a década de 90, os pinos de fibra de vidro vêm sendo pesquisados para substituir os núcleos metálicos fundidos (Mumcu; Erdemir; Topcu, 2010). Essa substituição se desenvolve por suas vantagens relacionadas às propriedades do material, como a alta resistência à flexão e módulo de elasticidade próximo ao da dentina (Cagidiaco *et al.*, 2008; Da silva *et al.*, 2010; Ramírez-Sebastià *et al.*, 2014; Soares *et al.*, 2008), podendo variar de 16 a 40GPa (Belli *et al.*, 2011; Novais *et al.*, 2009). Suas características minimizam a transmissão de tensões às paredes radiculares (Belli *et al.*, 2011) e a possibilidade de fraturas (Goracci; Ferrari, 2011; Ramírez-Sebastià *et al.*, 2014). Além de tudo, facilitam a adesão à dentina com cimentos resinosos (Guimarães *et al.*, 2022; Lamichhane *et al.*, 2014), melhoram os efeitos ópticos das restaurações estéticas (Mumcu; Erdemir; Topcu, 2010) e diminuem o tempo clínico, permitindo a realização da técnica em única sessão clínica (Grandini; Sapio; Simonetti, 2003; Souza *et al.*, 2011).

Segundo Pest *et al.* (2002), os pinos de fibra levam a uma melhor distribuição de tensões por possuírem um módulo de elasticidade semelhante ao da dentina, formando com um corpo contínuo quando cimentados de forma adesiva. Devido à essa similaridade das propriedades, esses pinos promovem um efeito protetor contra fratura radicular (Baba; Golden; Goodacre, 2009; Cagidiaco *et al.*, 2008; Clavijo *et al.*, 2009; Soares *et al.*, 2008). Essa distribuição de tensão ocorre também devido à adesão dos agentes cimentantes ao pino e ao dente. Por conseguinte, o módulo de elasticidade do agente de cimentação determina a transmissão das tensões entre a restauração e a estrutura dental e indica a capacidade do cimento em resistir à uma deformação, que prejudicaria a integridade da interface adesiva (Li; White, 1999).

Esses materiais possuem suas fibras orientadas paralelamente ao eixo longitudinal do pino, com diâmetro entre 6 a 15 μ m. O número de fibras por mm² da superfície do pino (densidade da fibra), em corte transversal, varia entre 25 e 35, dependendo do tipo de pino. Assim, em uma vista transversal, pode ser verificado que 30 a 50% da área do pino é ocupada por elas (Novais *et al.*, 2009), sendo estas as responsáveis pela resistência à flexão, enquanto a matriz resinosa promove resistência à compressão. Além disso, são responsáveis por constituir a superfície do pino de fibra de vidro, que irá interagir com os monômeros funcionais contidos nos cimentos resinosos (Mannocci; Sherriff; Watson, 2001).

Conforme Souza Jr. e Santos (2002) enfatizaram em sua revisão da literatura, a adoção de pinos pré-fabricados contribui para a preservação da estrutura dentária remanescente e fortalece a futura restauração do dente. No entanto, devido à menor adaptação às paredes do canal, os pinos pré-fabricados apresentam menor retenção mecânica, o que pode aumentar o risco de deslocamento (Muniz *et al.*, 2010).

Jayshree *et al.* (2012), avaliaram o modo de falha e a resistência à fratura de dentes endodonticamente tratados, com canais alargados restaurados com dois tipos de pinos de fibra (fibra de vidro e fibra de quartzo) e um sistema de núcleo e metal fundido. Observou-se que os dentes restaurados com pinos fundidos possuíram força de fratura duas vezes maior que dentes restaurados com pinos de fibra. As fraturas nos dentes com pinos de fibra eram passíveis de reparo, enquanto as fraturas nos dentes com pinos fundidos não o eram. Concluiu-se que o tipo de pino influencia na resistência à fratura e no padrão de falha em dentes anteriores com canais alargados.

2.2 PINO ANATÔMICO

O reembasamento do pino de fibra de vidro, como estratégia para conter a perda de retenção, vem sendo empregada diante do fato de essa ser a principal falha do material. Amaral *et al.*, 2009; Bitter *et al.*, 2012). Algumas técnicas foram propostas para contornar esta limitação, sendo as principais o uso de pinos acessórios (Li *et al.*, 2011) e o reembasamento desses pinos com resina composta (Grandini *et al.*, 2005), denominado pino anatômico (Grandini; Sapio; Simonetti, 2003).

O procedimento de confecção consiste no reembasamento do pino de fibra de vidro com resina composta, ou seja, é realizada uma moldagem do conduto radicular com resina fotopolimerizável ao redor do pino de fibra de vidro, confeccionando pinos de fibra de vidro individualizados, anatômicos e em única sessão clínica (Clavijo *et al.*, 2009; Grandini; Sapio; Simonetti, 2003). Acrescentando poucos passos na técnica convencional de cimentação do pino de fibra de vidro, os pinos anatômicos podem alcançar uma melhor qualidade de adaptação ao formato do canal radicular preparado (Grandini *et al.*, 2005). Em estudos comparativos entre pinos de fibra de vidro não-reembasados e pinos anatômicos, foi observado que o reembasamento do pino de fibra de vidro com resina composta acarretou o aumento dos valores de resistência de união à dentina (Faria-e-Silva *et al.*, 2009; Macedo; Faria e Silva; Martins, 2010).

Em seu estudo, Bonfante *et al.* (2007b) também puderam concluir que os pinos de fibra de vidro reembasados com resina composta representam uma boa opção de tratamento para raízes enfraquecida, sendo esse um sistema que demonstrou uma resistência à fratura satisfatória, preservando a estrutura dentária remanescente. Assim, essa abordagem mostra-se promissora para o tratamento conservador de dentes com raízes enfraquecidas, minimizando a necessidade de remover retenções e preservando a integridade do dente.

Silva e colaboradores (2020) avaliaram a influência de diferentes resinas compostas na customização de pinos de fibra de vidro na resistência de união e modo de falha. Para esse intuito, trinta pinos de fibra de vidro foram divididos em três grupos (n = 10), que receberam diferentes tipos de customização: pino revestido por resina composta do tipo *bulk-fill flow*, pino personalizado por resina composta convencional e pino de fibra de vidro sem revestimento, apenas cimentado com cimento resinoso *dual*. Como resultado, o estudo finda que pinos de fibra de vidro revestidos com resina *bulk-fill* e resina composta convencional têm resistência de união superior à cimentação convencional sem personalização em raízes enfraquecidas.

No mesmo ano, Teixeira *et al.* (2020) avaliaram a resistência à fratura e o modo de falha de pinos e núcleos fabricados com dois diferentes materiais, poli (éter-éter-cetona) e compósitos nanocerâmicos (G1 e G2, respectivamente). Os dois grupos foram comparados com grupos de pinos de materiais convencionais (metal e fibra de vidro personalizado com resina composta – G3 e G4). O estudo concluiu que a fratura à resistência dos grupos experimentais (G1 e G2) foi comparável à observada para pinos anatômicos (G4), porém inferior aos pinos de metal fundido (G3). De acordo com o estudo, esses novos materiais estéticos devem ser considerados como alternativa, especialmente quando produzidos com sistema de fresagem CAD/CAM.

O estudo de Grandini *et al.* (2005) avaliou a cimentação de pinos de fibra de vidro em dentes anteriores maxilares, com e sem reembasamento. Foram dois grupos de 10 amostras: Grupo 1, foram utilizados pinos de fibra de vidro cimentados com cimento resinoso *dual*, enquanto o Grupo 2 empregou pinos anatômicos com o mesmo cimento. Ambos os grupos apresentaram espaços vazios nas interfaces pino/cimento, pino/resina e na camada de cimento. Os autores concluíram que a espessura do cimento resinoso foi notavelmente menor no grupo dos pinos anatômicos e que esses pinos demonstraram uma melhor adaptação em comparação ao grupo 1.

Zogheib *et al.* (2008) avaliaram a resistência à fratura de raízes fragilizadas, restauradas com pinos de fibra de vidro e núcleos de resina composta. O grupo controle mostrou maior resistência ($566,7 \pm 149,4$ N), enquanto os grupos parcialmente enfraquecidos e amplamente

enfraquecidos ($409,6 \pm 94,8$ N e $410,9 \pm 133,5$ N, respectivamente) não diferiram significativamente entre si. O estudo ressalta a importância da espessura da dentina na resistência à fratura e destacou que a resina composta não substitui completamente o remanescente dental. Fraturas no grupo controle ocorreram geralmente no terço cervical, enquanto nos grupos enfraquecidos, ocorreram mais frequentemente no terço médio da raiz.

Ainda conforme Zogheib *et al.* (2008), quanto maior espessura de dentina ao redor do pino intra-radicular, maior a resistência à fratura, sendo esta proporcional à quantidade de tecido mineral. Portanto, raízes fragilizadas tendem a fraturar sob cargas menores, e embora a resina composta reforce, não substitui o remanescente dental perdido.

2.3 PINO SPLENDOR

Essa nova geração de pinos intrarradiculares foi lançada em 2019 pela Angelus (Londrina, Brasil), empresa de desenvolvimento e fabricação de produtos para odontologia. O desenvolvimento dessa nova tecnologia foi o resultado de estudos acerca das deficiências dos produtos atuais e das dificuldades de utilização desses pelo cirurgião-dentista (Angelus, 2019). Suas principais características são a universalidade, design anatômico, alta retentividade, preparo conservador e baixo risco de fratura (Guimarães *et al.*, 2022)

O primeiro desafio foi a diminuição do número de modelos de brocas e pinos que o profissional tem que manter em estoque para atender às diversas necessidades dos dentes a serem tratados após a endodontia e previamente à instalação da prótese. O segundo, foi o desenvolvimento de um pino que obtivesse uma melhor adaptação na região cervical, área que normalmente têm uma maior amplitude no conduto. O uso dos modelos convencionais muitas vezes resulta em uma falta de adaptação nesta área, podendo causar o deslocamento do pino. Assim, o pino Splendor - SAP (*Single Adjustable Post*) foi designado porque segue duas tendências da odontologia: a simplificação, pelo uso de um pino único ajustável ao canal, ou seja, um tamanho universal para canais estreitos, médios ou amplos; e a técnica minimamente invasiva, pois permite o ajuste do “pino ao conduto e não do conduto ao pino”, o que resulta em ausência ou desgaste mínimo da estrutura dental, evitando a fragilização da raiz (Angelus, 2019).

Clinicamente, é extremamente difícil obter uma umidade boa e uniforme em toda a extensão de uma cavidade preparada. A permeabilidade dentinária e a umidade intrínseca são variáveis em diferentes regiões do dente. Em um preparo MOD, por exemplo, haverá diferenças

entre a quantidade de água presente nas paredes pulpar, axial e gengival em função de diferenças na condutância hidráulica entre a dentina superficial e profunda (Fogel *et al.*, 1988; Ozok *et al.*, 2002). Outra variação que pode ocorrer em um preparo é a presença de dentina esclerótica ou afetada por cárie, em que os túbulos dentinários estão parcial ou totalmente obliterados. Assim, em uma única cavidade haverá áreas com excesso de umidade e outras com escassez, levando a uma união não uniforme.

No estudo *in vitro* de Guimarães *et al.* (2022) o pino Splendor apresentou resultados satisfatórios no quesito resistência de união devido à sua composição estrutural; no entanto, o grupo exibiu uma taxa de 40% de falha adesiva na interface cimento-resina-pino. Do ponto de vista clínico, o Splendor SAP parece ser uma boa alternativa porque requer uma única sessão para colocação, reduzindo assim o risco de contaminação bacteriana, além de ser um sistema universal. Embora seus resultados possam fornecer uma base e servir como diretriz para tomada de decisão na prática clínica diária, suas conclusões devem ser consideradas com cautela.

2.4 CIMENTO RESINOSO CONVENCIONAL

Os cimentos resinosos duais conciliam as características favoráveis dos cimentos quimicamente ativados e dos fotoativados. A partir dessa dualidade, espera-se um material com maior tempo de trabalho, tendo potencial de alcançar alto grau de conversão, mesmo na ausência de luz. A visto disso, trabalhos têm mostrado a importância da fotoativação no que diz respeito ao grau de conversão desses cimentos. (Caughman *et al.*, 2001; Braga *et al.*, 2002; Kumbuloglu *et al.*, 2004). Os autores Harasahima *et al.* (1991) avaliaram o grau de conversão de cinco cimentos resinosos duais e encontraram uma mudança de 59 a 75% quando o cimento não era exposto à luz e 66 a 81% para os cimentos que foram fotoativados. Os resultados de Kumbuloglu *et al.* (2004) também mostraram redução do grau de conversão de cimentos resinosos duais quando não fotoativados.

Estes cimentos são classificados conforme a forma de iniciação da polimerização. Dessa forma, podem ser classificados em ativados quimicamente, fotoativados ou de ativação dupla (cimentos duais), em que há uma combinação das duas formas anteriores de ativação (DiazArnold *et al.*, 1999). O cimento resinoso de cura *dual* é recomendado para cimentações onde não há possibilidade de suficiente exposição à luz para uma completa polimerização (Giachetti *et al.*, 2009). Esses materiais apresentam diferentes estratégias de cimentação, podendo necessitar de hibridização prévia do substrato com o sistema adesivo, vchamados de

cimentos convencionais, ou não carecerem de condicionamento da estrutura, sendo considerados autoadesivos (Alves *et al.*, 2016). Estudos afirmam que os cimentos resinosos convencionais promovem uma maior e mais estável adesão à dentina (Lührs *et al.*, 2010; Monticelli *et al.*, 2008; Pavan *et al.*, 2010).

2.5 TESTE RESISTÊNCIA DE UNIÃO AO CISALHAMENTO POR EXTRUSÃO OU *PUSH-OUT*

A união dos pinos à dentina radicular pode ser mensurada basicamente através de três testes de união: microtração, *pull-out* ou *push-out*. (Goracci *et al.*, 2004). Segundo o mesmo autor, essa adesão desempenha um papel importante no comportamento mecânico retentivo do conjunto pino-cimento-dente (Goracci *et al.*, 2007). A metodologia de teste *push-out* viabiliza a mensuração da retenção do pino em diferentes regiões do canal (Boschian *et al.*, 2002), podendo ser realizada com fatias mais espessas ou mais delgadas, sendo a última denominada *micro push-out* (Goracci *et al.*, 2007). Foram realizadas pesquisas comparativas entre o teste de *micro push-out* e o teste de microtração verificando se existem diferenças nas condições de avaliação da resistência de união de pinos de fibra de vidro. Os resultados de *push-out* demonstraram ser mais efetivos e confiáveis (Castellan *et al.*, 2010; Goracci *et al.*, 2007; Mastoras *et al.*, 2012; Soares *et al.*, 2008). Além disso, a realização deste teste pela obtenção de fatias com espessura de 1 mm mostrou ter uma menor quantidade de falhas prematuras dos espécimes e uma menor variabilidade na distribuição dos dados comparados com testes de microtração, mostrando que a redução da espessura da amostra leva a distribuição mais uniforme das tensões (Faria-e-Silva *et al.*, 2009; Goracci *et al.*, 2004; Sano *et al.*, 1994).

Assim, o teste de *push-out* sugere, principalmente nas condições clínicas, características proveitosas que permitem avaliar vários espécimes de uma mesma raiz, além de testar diferentes regiões, simplificando o cálculo da área de união (Erdemir *et al.*, 2010; Mumcu; Erdemir; Topcu, 2010). Ademais, ele vem sendo utilizado para avaliar outras variáveis que afetam a retenção do pino de fibra de vidro, como o momento ideal de cimentação do pino, o tipo de sistema adesivo e o modo de polimerização, os próprios cimentos adesivos em si, assim como os tipos de materiais que compõem os pinos de fibra (Goracci *et al.*, 2007; Mastoras *et al.*, 2012).

3 OBJETIVOS

3.1 OBJETIVO GERAL

Avaliar a influência de pinos intrarradiculares na resistência de união *push-out* à dentina radicular.

3.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Analisar a influência do pino de fibra de vidro na resistência de união *push-out* à dentina;
- Analisar a influência do pino anatômico na resistência de união *push-out* à dentina;
- Analisar a influência do pino Splendor na resistência de união *push-out* à dentina;
- Verificar os tipos de falhas (falha adesiva na interface dentina-cimento; falha adesiva na interface cimento-pino; falha coesiva no cimento; falha coesiva no pino; falha coesiva na dentina; falha mista) ocorridas após o teste de resistência de união *push-out*.

4 MATERIAIS E MÉTODOS

Neste estudo *in vitro* a metodologia foi realizada em duas etapas, sendo uma teórica, por meio do levantamento bibliográfico em artigos científicos, periódicos, revistas odontológicas, dissertações e entre outras publicações sobre o tema; e outra laboratorial. A etapa laboratorial foi realizada nos laboratórios das dependências do Departamento de Odontologia no Centro de Ciências da Saúde da Universidade Federal de Santa Catarina (UFSC). Após a finalização da pesquisa, os dentes bovinos utilizados foram corretamente descartados em resíduo A4 (resíduos infectantes).

4.1 MATERIAIS UTILIZADOS

Nesta pesquisa utilizou-se um sistema adesivo universal no modo autocondicionante (Ambar Universal APS, FGM, Joinville, Brasil), um cimento resinoso convencional *dual* (Clearfil DC Core Plus, Kuraray Noritake), um sistema adesivo universal no modo autocondicionante (Clearfil TRI-S Bond Universal Quick, Kuraray Noritake), resina composta nano-híbrida fotopolimerizável (Vittra APS, FGM), um silano (Prosil, FGM) e um cimento de ionômero de vidro (Maxxion R, FGM) para restauração provisória. As marcas comerciais dos materiais empregados neste estudo e suas características são apresentadas no Quadro 1.

Para a cimentação dos espécimes e confecção do pino anatômico, foi selecionado o aparelho de luz emissora de diodo – LED (Fotopolimerizador Bluephase, Ivoclar Vivadent, AG, Liechtenstein) para a fotoativação. A intensidade de luz utilizada foi de 1200 mW/cm², verificada antes do uso do aparelho por meio de um radiômetro (Ecel, Ribeirão Preto, SP, Brasil).

Quadro 1 – Composição dos materiais empregados no estudo.

Material	Fabricante	Composição
Ambar Universal APS	FGM, Joinville, Brasil	Ingredientes ativos: MDP (10-Metacrilóiloxidecil dihidrogênio fosfato), monômeros metacrílicos, fotoiniciadores, co-iniciadores e estabilizante Ingredientes inativos: carga inerte (nanopartículas de sílica) e veículo (etanol)
Clearfil DC Core Plus	Kuraray Noritake, Kurashiki, Japão	Pasta A: Bisfenol-A-diglicidilmetacrilato (Bis-GMA), Dimetacrilato alifático hidrófobo, Dimetacrilato alifático hidrófilo, Dimetacrilato aromático hidrófobo, partícula de vidro de bário silanizado, sílica coloidal silanizada, sílica coloidal, dl-Camforoquinona, iniciadores e pigmentos Pasta B: Trietilenoglicol dimetacrilato, Dimetacrilato alifático hidrófilo, Dimetacrilato aromático hidrófobo, partícula de vidro de bário silanizado, sílica coloidal silanizada, partícula de óxido de alumínio e aceleradores
Clearfil TRI-S Bond Universal Quick	Kuraray Noritake, Kurashiki, Japão	10-Metacrilóiloxidecil dihidrogênio fosfato, Bisfenol-Adiglicidilmetacrilato, Metacrilato de 2-hidroxi-etilo, monômeros de amida hidrófilo, sílica coloidal, agente de ligação à base de silano, fluoreto de sódio, dl-Camforoquinona, etanol e água
Vittra APS	FGM, Joinville, Brasil	Ingredientes ativos: matriz monomérica contendo monômeros tipo UDMA (Uretano Dimetacrilato) e TEGDMA (Trietilenoglicol Dimetacrilato), composição fotoiniciadora (APS), co-iniciadores, estabilizante e silano Ingredientes inativos: carga de zircônia, sílica e pigmentos
Prosil	FGM, Joinville, Brasil	3-Metacrilóxi-propil-trimetoxissilano, etanol e água
Maxxion R	FGM, Joinville, Brasil	Vidro de aluminofluorsilicato, ácido policarboxílico, ácido tartárico, fluoreto de cálcio e água

Fonte: elaboração própria a partir de informações dos respectivos fabricantes

4.2 SELEÇÃO E LIMPEZA DOS DENTES

Nesta pesquisa, foram utilizados 36 dentes bovinos anteriores uniradiculados, doados através de frigoríficos com suas devidas documentações. Adotou-se os seguintes critérios de inclusão para a amostra de dentes: anteriores com canal único, reto, hígidos e sem trincas. Os critérios de exclusão foram dentes: com cáries, coroa fraturada, trincas e com canal curvo. Os dentes foram limpos com curetas periodontais (SM 17/18, Hu-Friedy, Rio de Janeiro, RJ, Brasil) e, posteriormente, mantidos em uma solução contendo timol a 0,1% diluído em água destilada (pH=7), por 7 dias. Após secagem, foram registradas e padronizadas as dimensões vestibulo-lingual e méso-distal no terço médio de cada raiz com o auxílio de um paquímetro digital (Mitutoyo, Suzano, SP, Brasil). Para confirmar a existência de apenas um canal e que seja reto, os dentes foram radiografados no sentido próximo-proximal e examinados cuidadosamente com o auxílio de lupa estereoscópica de aumento de 4X (*Illuminated magnifying glass*, Tóquio, Japão).

4.3 PREPARO DOS CANAIS RADICULARES PARA TRATAMENTO ENDODÔNTICO

Os dentes tiveram suas coroas seccionadas por um disco diamantado de dupla-face (Brasseler Dental Products, Savannah, Ga, EUA) em uma máquina de corte (Isomet 1000 Buehler, Lake Forest, IL, EUA) sob refrigeração constante, obtendo uma raiz de 15mm. O comprimento do dente (CD) foi padronizado em 15 mm e a confirmação da medida foi realizada pelo método direto por meio da introdução de uma lima Flexofile #15 (Dentsply Maillefer, Tulsa, OK, EUA) no canal radicular até que sua ponta atingisse o forame apical. Em seguida, o comprimento de trabalho (CT) foi determinado como sendo o CD. Realizou-se a instrumentação dos canais radiculares com limas Flexofile (Dentsply Maillefer, Tulsa, OK, EUA) e limas K (Dentsply Maillefer, Tulsa, OK, EUA) até atingir o CT. Os instrumentos foram utilizados em movimentos leves de limagem (vaivém), de acordo com as instruções do fabricante.

Na instrumentação dos canais radiculares, as lâminas dos instrumentos foram limpas continuamente e os canais irrigados com 2mL de NaOCl a 1% utilizando seringa e agulha Navitip (30 G, Ultradent, South Jordan, EUA), inserida 2 mm aquém do CT. Como irrigação final, foi utilizado 3mL de EDTA a 17% por 3 minutos, seguido de 3mL de NaOCl a 1% (Biodinâmica, Ibioporã, Brasil) por 3 minutos. Após a irrigação final, os canais foram aspirados e secos com cones de papel absorvente calibre #40 (Tanari, Manaus, AM, Brasil) e imediatamente armazenados em água destilada a 37°C por 24 horas.

4.4 OBTURAÇÃO DOS CANAIS RADICULARES

Realizou-se a obturação pela técnica da compactação lateral. O cimento obturador (Óxido de Zinco e Eugenol, Biodinâmica, Paraná, Brasil) foi levado ao canal com o auxílio do cone principal de guta percha (Meta Biomed, PA, EUA), sendo revestido com o cimento e inserido com movimentos circunferenciais no canal radicular até que o comprimento de trabalho (CT) fosse alcançado. Em seguida, um espaçador digital de 25mm (B, Dentsply Maillefer, Tulsa, OK, EUA) calibrado em CT foi utilizado lateralmente ao cone mestre, seguido da inserção de cones acessórios (Meta Biomed, PA, EUA) revestidos de cimento obturador, até que o canal radicular fosse preenchido completamente.

Os materiais obturadores foram manipulados de acordo com as especificações descritas por seus respectivos fabricantes. Após a realização da obturação, foi realizada a compactação vertical e a remoção do excesso de material obturador utilizando um calcador Paiva (Hu-Friedy, Rio de Janeiro, RJ, Brasil) com sua ponta aquecida, até o primeiro milímetro do terço cervical das raízes. Em seguida, ocorreu o selamento das entradas dos canais com cimento de ionômero de vidro (Maxxion R, FGM) e o armazenamento dos espécimes em água destilada a 37°C por 24 horas.

4.5 PREPARO DOS CONDUTOS RADICULARES

Inicialmente, a obturação do canal foi removida parcialmente com sonda Weston nº 6 (Golgran, São Caetano do Sul, Brasil) aquecida e limas endodônticas Hedstroen 2ª série (Dentsply Maillefer, Tulsa, OK, EUA), deixando 4 mm de obturação no ápice radicular. Após o esvaziamento endodôntico, realizou-se o alargamento com brocas de Largo (Dentsply Sirona, York, PA, EUA) calibradas no comprimento do esvaziamento, respeitando a anatomia interna do canal. Esse preparo mais amplo, especialmente no terço cervical e médio, foi realizado com o intuito de simular dentes que apresentam preparo muito amplo do canal como resultado de tratamento endodôntico ou retratamento. Após o alargamento, os condutos radiculares foram preparados com as brocas específicas de cada pino, compatíveis com o diâmetro do pino utilizado (Figura 1). Em seguida, as entradas dos canais foram seladas com cimento de ionômero de vidro (Maxxion R, FGM) e os espécimes ficaram armazenados em água destilada a 37°C por 24 horas.

Figura 1 – A) esvaziamento de 11 mm da raiz obturada, restando 4 mm de obturação no ápice radicular; B) broca alargadora específica de cada pino.



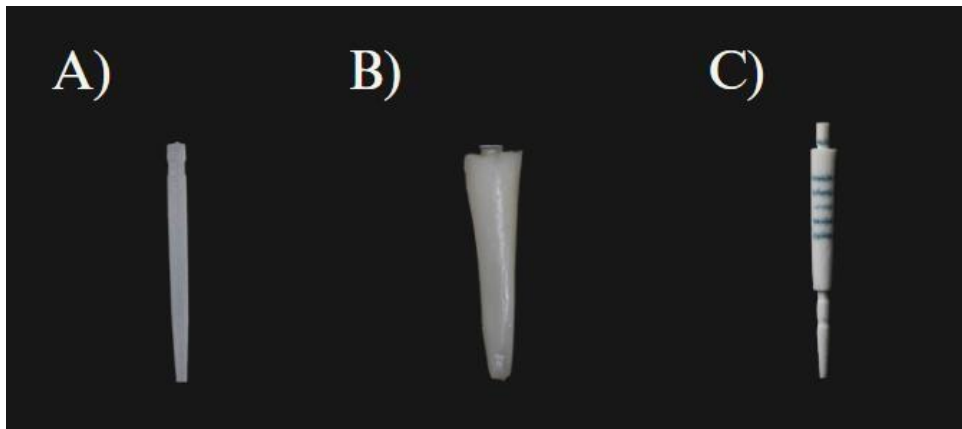
Fonte: a autora (2023)

4.6 DIVISÃO DAS AMOSTRAS POR GRUPOS

As raízes selecionadas, seccionadas, obturadas e preparadas foram distribuídas aleatoriamente em três grupos (n=12) de acordo com o tipo de pino cimentado (Figura 2).

Grupo A – Pino de fibra de vidro (Exacto, Angelus) + sistema adesivo universal no modo autocondicionante (Clearfil TRI-S Bond Universal Quick, Kuraray Noritake) + cimento resinoso *dual* (Clearfil DC Core Plus, Kuraray Noritake); Grupo B – Pino anatômico com resina composta (Vittra APS, FGM) + sistema adesivo universal no modo autocondicionante (Clearfil TRI-S Bond Universal Quick, Kuraray Noritake) + cimento resinoso *dual* (Clearfil DC Core Plus, Kuraray Noritake); Grupo C – Pino Splendor (SAP – Angelus) + sistema adesivo universal no modo autocondicionante (Clearfil TRI-S Bond Universal Quick, Kuraray Noritake) + cimento resinoso *dual* (Clearfil DC Core Plus, Kuraray Noritake).

Figura 2 – Imagem dos pinos envolvidos na pesquisa: A) pino de fibra de vidro; B) pino anatômico reembasado com resina composta; C) pino Splendor.



Fonte: a autora (2023)

4.7 REEMBASAMENTO DO PINO DE FIBRA DE VIDRO (GRUPO B)

Após definido e provado diretamente no canal radicular, no pino de fibra de vidro (Exacto, Angelus) foi aplicado ácido fosfórico (Condicionador Ácido 37%, AllPrime) por 30 segundos, sendo lavado por 30 segundos com jato de água/ar e seco com jato de ar. A seguir, foi aplicada uma camada de silano (Prosil, FGM) e com auxílio de um aplicador descartável (KG Brush, KG Sorensen) o pino foi friccionado por 20 segundos. Aguardado mais 40 segundos para completar 1 minuto, o pino foi seco com jato de ar. Em seguida, foi aplicado o adesivo (Ambar Universal APS, FGM, Joinville, Brasil), seguido de jato de ar para volatilizar o solvente por 20 segundos, e a fotoativação (Fotopolimerizador Bluephase, Ivoclar Vivadent) por 20 s. Depois de executado o tratamento superficial do pino, a raiz foi preparada, aplicando um lubrificante hidrossolúvel à base de glicerina no interior do conduto. Isolado o conduto radicular, a resina composta (Vittra APS, FGM) foi inserida por meio de espátula (Quinelato, Rio Claro, SP, Brasil) no pino. Estando este devidamente posicionado no sentido mesiodistal e vestibulolingual, seguiu-se com a fotoativação por 5 s. Em seguida, o pino foi removido do conduto em movimentos de vai-vem, sendo fotoativado por 15 segundos e, a partir desse momento, complementou-se a fotoativação (Fotopolimerizador Bluephase, Ivoclar Vivadent) do pino reembasado fora da raiz por mais 20 segundos. O pino, por conseguinte, foi lavado e seco com jatos de água e ar. O gel lubrificante foi removido da raiz com jatos de ar e água intermitentes e o conduto foi seco com cones de papel absorvente (Tanari, Manaus, AM, Brasil).

4.8 TRATAMENTO DE SUPERFÍCIE DOS PINOS INTRARRADICULARES

4.8.1 Pino de fibra de vidro (GRUPO A)

O pino foi posicionado no conduto. A porção de 3 mm que se mantiver externamente à cervical será preservada para que, assim, sirva de guia para padronizar a distância do fotopolimerizador até a área da raiz cervical. O pino foi limpo com ácido fosfórico (Condicionador Ácido 37%, AllPrime) por 30 segundos, lavado pelos mesmos 30 segundos com jato de água/ar e seco com jato de ar. A seguir, aplicou-se uma camada de silano (Prosil, FGM) e com auxílio de um aplicador descartável (KG Brush, KG Sorensen), o pino foi friccionado por 20 segundos. Aguardado mais 40 segundos para completar 1 minuto, o pino passou por secagem com jato de ar. Por último, será aplicado o sistema adesivo (Clearfil TRIS Bond Universal Quick, Kuraray Noritake) sobre o pino de fibra de vidro, sem fotoativação.

4.8.2 Pino anatômico (GRUPO B)

Procedeu-se o tratamento de superfície do pino anatômico para a cimentação: 1) aplicação de ácido fosfórico (Condicionador Ácido 37%, AllPrime) por 30 segundos; 2) lavagem por 30 segundos com jato de água/ar; 4) secagem pino com jato de ar; 5) aplicação do silano (Prosil, FGM) friccionando por 20 segundos, aguardando 40 segundos; 6) secagem com jato de ar; 7) por último, foi aplicado o sistema adesivo (Clearfil TRI-S Bond Universal Quick, Kuraray Noritake) sobre o pino anatômico, sem fotoativa-lo.

4.8.3 Pino Splendor (GRUPO C)

O pino foi posicionado no conduto até o final do preparo. A luva (acessório que envolve o pino para promover adaptação ao conduto) foi inserida sobre o pino e posicionada o mais apical possível com leve pressão. Em seguida, anotou-se a profundidade alcançada pela luva de acordo com as marcações no pino. Enquanto parte do conjunto pino e luva foi cimentado dentro do canal radicular, os 3 mm que se mantiveram externamente à cervical do dente foram preservados para que, assim, servisse de guia para padronizar a distância do fotopolimerizador até a área da raiz cervical. O pino e a luva foram removidos do conduto e limpos com ácido fosfórico (Condicionador Ácido 37%, AllPrime) por 30 segundos, lavados por 30 segundos com jato de água/ar e secos com jato de ar. A seguir, foi aplicada uma camada de silano (Prosil,

FGM) com auxílio de um aplicador descartável (KG Brush, KG Sorensen), o pino e a luva foram friccionados por 20 segundos. Aguardando mais 40 segundos para completar 1 minuto, ambos foram secos com jatos de ar. Por último, foi aplicado o sistema adesivo (Clearfil TRI-S Bond Universal Quick, Kuraray Noritake) sobre o conjunto pino-luva de acordo com as instruções do fabricante, sem fotoativa-los.

4.9 TRATAMENTO DE SUPERFÍCIE DOS CONDUTOS RADICULARES

O conduto radicular foi lavado com 5mL de solução de cloreto de sódio a 0,9% (Soro Fisiológico, L.B.S) em abundância, utilizando seringa e agulha Navitip (30 G, Ultradent, South Jordan, EUA), em seguida, o excesso de umidade foi removido com pontas de papel absorvente (Tanari, Manaus, AM, Brasil). Com auxílio de um aplicador descartável (KG Brush, KG Sorensen), aplicou-se duas camadas – uma gota para cada – do adesivo (Clearfil TRI-S Bond Universal Quick, Kuraray Noritake) no canal radicular, friccionando-o vigorosamente nas paredes do conduto por 20 segundos, evaporando o solvente com leve jato de ar durante os mesmos 20 segundos, entre as camadas. O excesso de produto que eventualmente se acumulou na região apical foi removido com auxílio de cones de papel absorvente (Tanari, Manaus, AM, Brasil). Em seguida, foi realizada a fotoativação (Fotopolimerizador Bluephase, Ivoclar Vivadent) por 20 segundos.

4.10 CIMENTAÇÃO PROPRIAMENTE DITA DOS PINOS INTRARRADICULARES

Para inserção do cimento no conduto (método automistura), o início da mistura da ponta aplicadora foi descartado. A seguir, aplicou-se cimento no conduto radicular da porção apical para a cervical. O pino foi posicionado no conduto (no grupo C, a luva foi posicionada inicialmente sobre o mesmo) e os excessos de cimento foram removidos com auxílio de um aplicador descartável (KG Brush, KG Sorensen). Aguardou-se o tempo de 3 minutos, aplicando leve pressão e, assim, foi realizada a fotoativação (Fotopolimerizador Bluephase, Ivoclar Vivadent) do cimento resinoso por 120 segundos (20 oclusal e 20 em cada face, correspondendo a mesial, distal, vestibular e palatal) de acordo com as recomendações do fabricante. A seguir, as amostras foram armazenadas em água destilada a 37°C por 48 horas.

4.11 SECÇÃO DOS ESPÉCIMES E MENSURAÇÃO

Os dentes foram fixados com godiva em bases de madeira, com o longo eixo paralelo à superfície. Os espécimes foram seccionados transversalmente em cortes perpendiculares ao longo eixo do canal. Para isto, estas amostras foram levadas a uma máquina de corte Isomet 1000 (Buehler, Lake Forest, IL, EUA) com disco diamantado (South BayTechnology, San Clement, CA, EUA) que, sob refrigeração constante, peso de 75 g e velocidade de 325 rpm, obtendo fatias com $\pm 1,0$ mm de espessura, as quais foram identificadas com caneta de tinta permanente na face apical. A primeira e a última fatia foram descartadas. Selecionou-se 6 fatias de cada raiz (duas para cada terço do canal: cervical, médio e apical), as quais tiveram espessura e raios de obturação (raio maior e raio menor) mensurados com paquímetro digital.

4.12 TESTE DE RESISTÊNCIA DE UNIÃO *PUSH-OUT*

Os cortes foram fixados em uma base metálica de aço inoxidável contendo um orifício de 2,5 mm de diâmetro na região central, acoplado na porção inferior da máquina de ensaio universal Instron, Modelo 4444 (Instron, Canton, MA, EUA). Uma haste metálica, com ponta ativa selecionada de acordo com o diâmetro do pino (entre 0,5 mm a 1,6 mm) e fixada na porção superior da máquina, foi acionada no sentido ápico-cervical com velocidade de cruzeta de 0,5 mm/min e célula de carga de 50 kg, até o deslocamento do pino intrarradicular (Figura 3). A força necessária para o descolamento foi aferida em quilonewtons (kN) e transformada em Newtons (N) para que fosse convertida em MPa pela divisão da força pela área lateral (SL) do pino. A área lateral (SL) foi calculada pela seguinte fórmula:

$Sl = \pi(R + r)\sqrt{h^2 + (R - r)^2}$ onde, Sl = área lateral do canal; R = medida do raio do canal em sua porção coronal; r = medida do raio do canal em sua porção apical; e h = espessura da secção transversal da raiz.

Figura 3 – Posição da amostra para a realização do ensaio de resistência de união na máquina de ensaio universal Instron, Modelo 4444.



Fonte: a autora (2023)

4.13 ANÁLISE DOS MODOS DE FALHA

Após a etapa do teste de resistência de união, as secções foram submetidas a um criterioso exame visual em estereomicroscópio com aumento de até 100x (SteREO Discovery. V12, Carl Zeiss, Jena, Alemanha). As imagens foram avaliadas quanto ao tipo de falha e seguiu-se a seguinte classificação: 1. Falha adesiva na interface dentina-cimento; 2. Falha adesiva na interface cimento-pino; 3. Falha coesiva no cimento; 4. Falha coesiva no pino; 5. Falha coesiva na dentina; 6. Falha mista (quando coexistir num mesmo corpo de prova, falha adesiva e coesiva de quaisquer tipos).

4.14 ANÁLISE ESTATÍSTICA

Na análise estatística dos dados foram considerados os valores de resistência de união *push-out* à dentina radicular com diferentes pinos intrarradiculares, de acordo com o terço da raiz de dentes bovinos. Inicialmente todos os dados foram submetidos ao teste de KolmogorovSmirnov para verificar a distribuição dos dados. Constatando que todos os dados apresentavam distribuição normal, as possíveis variações de resistência de união (MPa) foram verificadas por meio da Análise de Variância (ANOVA) com dois fatores. Como o teste de

ANOVA não indica onde estão localizadas as diferenças estatísticas, procedeu-se o detalhamento da análise por meio do teste *post hoc* de Tukey, como indicativo das diferenças entre as médias. Foram considerados significativos os valores de $\alpha = 0,05$, ou seja, nível de significância de no mínimo 5%. O procedimento da análise foi realizado com auxílio dos programas Microsoft Excel 2019 (Microsoft Office system 2019) e Prism 10 (GraphPad Software Inc., CA, EUA).

As hipóteses nulas testadas foram: 1) não há diferença estatística significativa nos valores de resistência de união entre os diferentes pinos intrarradiculares; 2) não há diferença estatística significativa nos valores de resistência de união entre os terços da raiz; 3) não há diferença estatística significativa nos valores de resistência de união dos pinos intrarradiculares de acordo com o terço da raiz.

5 RESULTADOS

5.1 ESTATÍSTICA DESCRITIVA

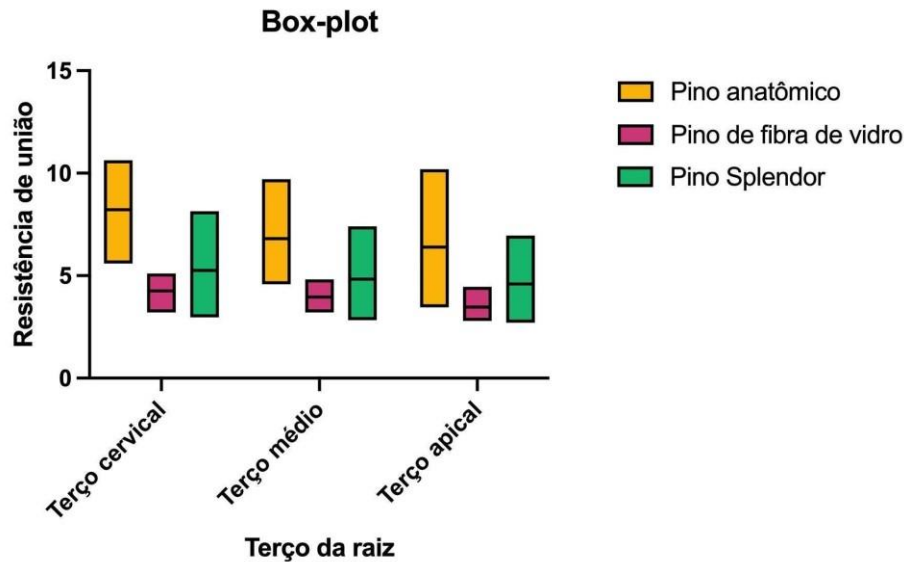
Para analisar a resistência de união *push-out* (MPa) entres os pinos intrarradiculares de acordo com o terço da raiz, foram considerados os valores médios de resistência de união dos espécimes. Dessa forma, a análise é constituída por 108 valores médios de resistência de união divididos em 3 grupos (B, A e C), constituindo 32 valores por grupo, os quais são subdivididos de acordo com o terço da raiz (cervical, médio e apical), totalizando 12 valores por grupo.

A estatística descritiva da dispersão dos valores médios de resistência de união dos pinos intrarradiculares está disposta na Tabela 1. Também, a Figura 4 mostra os dados de resistência de união apresentados na Tabela 1, e pode-se observar a variabilidade no comportamento dos pinos de acordo com o terço da raiz. As “caixas” (*box*) representam 50% dos dados observados, as linhas nas extremidades das “caixas” representam o valor estatístico mínimo e máximo, e as linhas que cortam as “caixas” representam a mediana de cada grupo. Portanto, pode-se afirmar que, quanto menor a “caixa”, mais concentrados são os dados representativos desse grupo.

Tabela 1 – Tamanho da amostra (n), Médias Aritméticas, Desvios-Padrão (DP), Erro-Padrão (EP), valores mínimo e máximo obtidos pela mensuração da resistência de união *push-out* dos pinos intrarradiculares de acordo com o terço da raiz.

Resistência de união <i>push-out</i> (MPa)							
Pino	Terço da raiz	n	Média	DP	EP	Mín	Máx
Pino anatômico	Cervical	12	8.2	1.6	0.47	5.6	11
	Médio	12	6.8	1.5	0.43	4.6	9.7
	Apical	12	6.4	1.9	0.55	3.5	10
Pino de fibra de vidro	Cervical	12	4.3	0.58	0.17	3.2	5.1
	Médio	12	4.0	0.56	0.16	3.2	4.8
	Apical	12	3.5	0.53	0.15	2.8	4.5
Pino Splendor	Cervical	12	5.3	1.7	0.48	3.0	8.1
	Médio	12	4.8	1.5	0.45	2.8	7.4
	Apical	12	4.6	1.3	0.38	2.7	7.0

Figura 4 – Gráfico de dispersão (*box-plot*), mostrando a distribuição dos dados representativos de resistência de união dos pinos intrarradiculares de acordo com o terço da raiz.



5.2 ANÁLISE ESTATÍSTICA

Os dados foram avaliados por meio do teste de Análise de Variância com dois fatores (ANOVA *two-way*) para comparação entre os pinos intrarradiculares, os terços da raiz e a interação desses dois fatores na resistência de união *push-out* (Tabela 2).

Tabela 2 – Análise de Variância *two-way* dos valores médios de resistência de união *push-out* dos pinos intrarradiculares de acordo com o terço da raiz.

Fatores	S.S.	df	M.S.	F	<i>p</i> -valor
Pino intrarradicular	199,4	2	99,72	28,19	0,00
Terço da raiz	22,02	2	11,01	13,14	0,00
Pino x Terço da raiz	6,222	4	1,556	1,791	0,19

A Análise de Variância *two-way* mostrou que há diferença estatisticamente significativa entre os pinos, independente do terço da raiz ($p < 0,05$) (Tabela 2). Observa-se diferença estatisticamente significativa entre os terços da raiz, independente do tipo de pino ($p < 0,05$) (Tabela 2). Por isso, fez-se necessário o detalhamento da análise ANOVA *two-way* por meio do

teste *post hoc* de Tukey, para identificar quais médias diferem entre si. A Tabela 3 apresenta os resultados do detalhamento da Análise de Variância, para comparação entre os pinos intrarradiculares. Já a Tabela 4 apresenta os resultados do detalhamento da Análise de Variância, para comparação entre os terços da raiz. As médias com letras minúsculas diferentes na mesma linha diferem entre si pelo teste Tukey, ao nível de significância de 5%.

Tabela 3 – Médias e resultados estatísticos de resistência de união dos pinos intrarradiculares, independente do terço da raiz.

Pino intrarradicular	Média (MPa)
Pino anatômico	7,1 a
Pino de fibra de vidro	3,9 b
Pino splendor	4,9 b

Nota: letras minúsculas diferentes na mesma coluna significam diferença estatística significativa (Tukey $p < 0,05$).

Observa-se na Tabela 3 que o pino anatômico apresentou maior média de resistência de união e mostrou-se diferente estatisticamente dos outros pinos ($p < 0,05$). Já os pinos de fibra de vidro e Splendor foram estatisticamente semelhantes ($p > 0,05$). A Figura 4 demonstra graficamente as médias de resistência de união dos pinos independentemente do terço da raiz.

Figura 4 – Representação gráfica das médias aritméticas de resistência de união dos pinos intrarradiculares.

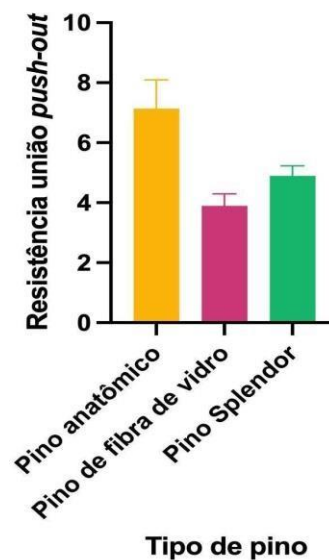


Tabela 4 – Médias e resultados estatísticos de resistência de união dos terços da raiz, independente do tipo de pino.

Terço da raiz	Média (MPa)
Cervical	5,9 a
Médio	5,2 a,b
Apical	4,8 b

Nota: letras minúsculas diferentes na mesma coluna significam diferença estatística significativa (Tukey $p < 0,05$).

Observa-se na Tabela 4 que o terço cervical mostrou valores significativamente maiores de resistência de união em comparação com o terço apical ($p < 0,05$), e o terço médio foi semelhante aos demais terços ($p > 0,05$). Contudo, não houve diferença estatística significativa na interação entre pino intrarradicular e terço da raiz ($p > 0,05$).

5.3 ANÁLISE DO MODO DE FRATURA

Na análise do modo de fratura foram consideradas a frequência e a porcentagem dos modos de fratura (adesiva dentina-cimento, adesiva pino-cimento, coesiva em cimento, coesiva no pino, coesiva em dentina e mista) em cada pino intrarradicular (B, A e C) de acordo com o terço da raiz (cervical, médio e apical), constituindo em média 23 fatias por terço. A análise do modo de fratura está disposta na Tabela 5.

Tabela 5 – Número de fatias por terço (N), Frequência (F) e Porcentagem (P) dos modos de fratura dos pinos intrarradiculares de acordo com o terço da raiz.

Tipo de pino	Terço da raiz	N	Modo de Fratura					
			Adesiva dentina cimento	Adesiva pino cimento	Coesiva cimento	Coesiva pino	Coesiva dentina	Mista
			F (P)	F (P)	F (P)	F (P)	F (P)	F (P)
Pino anatômico	Cervical	23	19 (83%)	0	0	0	0	4 (17%)
	Médio	24	19 (80%)	0	0	0	0	5 (20%)
	Apical	22	19 (87%)	0	0	0	0	3 (13%)
Pino de fibra de vidro	Cervical	22	18 (82%)	0	0	1 (4%)	0	3 (14%)
	Médio	23	22 (96%)	0	0	0	0	1 (4%)
	Apical	22	19 (86%)	0	0	0	0	3 (14%)
Pino Splendor	Cervical	23	18 (78%)	1 (5%)	0	0	0	4 (17%)
	Médio	24	20 (84%)	2 (8%)	0	0	0	2 (8%)
	Apical	22	15 (68%)	2 (9%)	0	0	0	5 (23%)

6 DISCUSSÃO

A hipótese nula de que não há diferença estatística significativa nos valores de resistência de união entre os pinos intrarradiculares foi rejeitada, já que houve diferença estatística entre os pinos independente do terço da raiz.

Achados na literatura confirmam que o uso de pinos de fibra de vidro em canais radiculares amplos e enfraquecidos possui limitações, sugerindo que os pinos pré-fabricados devem ser reservados para casos em que seu diâmetro se assemelha ao do canal radicular, conforme apontado por Faria-e-Silva *et al.* (2009). A aplicação do cimento deve ser realizada de forma a garantir uma camada fina e uniforme, estando relacionada a princípios científicos fundamentais de adesão e mecânica dos materiais e, quando isso não ocorre devido a amplitude do canal, a linha de cimentação pode ser excessivamente espessa, podendo incorporar uma maior quantidade de bolhas em seu interior, deixando o conjunto predisposto às falhas adesivas e coesivas (Naumann *et al.*, 2008). Esses dados coincidem com os resultados deste estudo, onde o pino de fibra de vidro reembasado com resina composta (GRUPO B) revela uma diferença estatisticamente significativa em relação aos outros tipos de pinos, independentemente do terço da raiz, obtendo uma média de resistência de união (MPa) de 7,1, que supera consideravelmente a média do pino de fibra de vidro (GRUPO A - 3,9) e do pino Splendor (GRUPO C - 4,9).

O principal desafio enfrentado ao utilizar pinos intrarradiculares está relacionado com a polimerização e conversão deficiente do cimento nas áreas mais profundas do canal radicular. Isso ocorre devido ao fenômeno de atenuação da luz à medida que esta atravessa todo o comprimento do canal, podendo comprometer a resistência de união nessas regiões (Farina AP, *et al.* 2011; Foxton, *et al.* 2003). A hipótese nula de que não há diferença estatística significativa nos valores de resistência de união entre os terços da raiz foi rejeitada, já que houve diferença estatística para dois dos terços, independente do tipo de pino. A comparação realizada nesse estudo foi em relação à resistência de união *push-out* dos pinos intrarradiculares de acordo com os terços cervical, médio e apical da raiz, sendo observada diferença estatística significativa na resistência de união do terço cervical, apresentando valores mais elevados em comparação com o terço apical, o que já é reconhecido pela literatura.

Assim, os resultados citados acima são consistentes com as descobertas de Perdigão *et al.* (2004), que avaliaram diversos sistemas de cimentação, autocondicionantes e convencionais, para a cimentação de diferentes tipos de pinos, incluindo os de fibra de vidro. Os valores de resistência ao teste de *push-out* decresceram em sentido apical, apontando que isso ocorre pela

dificuldade de polimerização do adesivo nessa região do canal. Esta característica fica mais acentuada à medida que o volume de cimento aumenta, já que ocorre a diminuição do embricamento mecânico do pino de fibra de vidro (Faria-e-Silva *et al.*, 2009) e o aumento das tensões geradas pela contração de polimerização. Essa variação na resistência de união é uma reflexão das complexas interações entre o material do pino e as características da estrutura dental (Aksornmuang *et al.*, 2011).

Estudos clínicos mostram que a perda da adesão é o tipo de falha mais comumente observada com os pinos de fibra de vidro (Cagidiaco *et al.*, 2008; Macedo; Faria e Silva; Martins, 2010), salientando considerações acerca da união à dentina radicular e as características estruturais desse substrato. Essa resistência de união pode ser comprometida por vários fatores, dentre os quais: o tipo de adesivo, cimento e agente silano utilizado (Akgungor; Akkayan, 2006; Jongsma *et al.*, 2010), a configuração cavitária desfavorável do canal radicular (Aksornmuang *et al.*, 2011), a dificuldade de controle de umidade e a falta de visão direta (Marques de Melo *et al.*, 2012), bem como, a dificuldade de fotoativação dos materiais resinosos nas porções mais apicais do espaço do preparo protético (Kalkan *et al.*, 2006; Mumcu; Erdemir; Topcu, 2010).

Dessa forma, no que diz respeito a análise do modo de fratura, observou-se que as falhas ocorreram em sua intensa maioria na interface entre cimento e dentina, corroborando com resultados publicados na literatura (Bitter *et al.*, 2012; Bonfante *et al.*, 2007; Macedo; Faria e Silva; Martins, 2010; Soares *et al.*, 2012b), indicando que o elo retentivamente fraco localizase nessa região (Amaral *et al.*, 2009) devido a fatores que podem influenciar os procedimentos de união à dentina do canal radicular, como as variações do substrato, as dificuldades em função da profundidade do canal, grau de conversão, densidade de túbulos dentinários nas diferentes regiões do canal radicular (Ferrari M, *et al.*, 2000), alto fator-C e, conseqüentemente, aumento da tensão de polimerização (TAY F.R, *et al.*, 2005).

A terceira hipótese nula de que não há diferença estatística na interação entre tipo de pino e terço da raiz foi aceita, visto que não houve diferença estatística significativa nesta análise, o que inviabilizou uma análise de correlação para compreender como o tipo de pino impacta a resistência de união e outros parâmetros clínicos em diferentes regiões da raiz.

Considerando que este estudo tem a limitação de uma amostra reduzida e que foi conduzido em ambiente laboratorial, é importante ressaltar a necessidade de realizar pesquisas adicionais com um número amostral mais amplo, além de estudos clínicos de longo prazo. Isso

é fundamental para obter resultados estatisticamente significativos que possam elucidar de maneira mais abrangente a interação entre os pinos intrarradiculares e os terços das raízes.

Assim, a combinação de estudos laboratoriais e clínicos permitirá obter uma visão mais completa da interação entre os pinos intrarradiculares e os terços das raízes, contribuindo para a evolução das práticas odontológicas e o aprimoramento das opções de tratamento disponíveis para os profissionais e pacientes.

7 CONCLUSÃO

Diante das limitações do estudo, o pino anatômico demonstrou superioridade em termos de resistência de união à dentina radicular, quando comparada com os outros pinos (fibra de vidro e Splendor), independente do terço da raiz. A menor espessura da película de cimento necessária por conta do reembasamento do pino foi um fator determinante para essa maior resistência. Essa característica proporciona maior retenção friccional, reduzindo o risco de falha e fratura. Assim, a escolha do pino anatômico se revela como uma opção eficaz na promoção da integridade e estabilidade das restaurações em dentes com canais amplos.

REFERÊNCIAS

- ALDHAFYAN M; SILIKAS N; WATTS D.C. Influence of curing modes on conversion and shrinkage of dual-cure resin-cements. **Dent. Mater.** v. 38, p. 194–20, 2022. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.dental.2021.12.004>. Acesso em: 01 fev. 2023.
- ALVES, M. L. L. et al. Effect of adhesive cementation strategies on the bonding of y-tzp to human dentin. **Operative Dentistry**, [s. l.], v. 41, n. 3, p. 276–283, 2016.
- AMARAL, M. et al. An in vitro comparison of different cementation strategies on the pullout strength of a glass fiber post. **Operative Dentistry**, [s. l.], v. 34, n. 4, p. 443–451, 2009.
- ANUSAVICE, K.J. **Phillips' science of dental materials**. 11. ed. St. Louis, Missouri: Sauders Company, 2003.
- BABA, N. Z.; GOLDEN, G.; GOODACRE, C. J. Nonmetallic prefabricated dowels: A review of compositions, properties, laboratory, and clinical test results. **Journal of Prosthodontics**, [s. l.], v. 18, n. 6, p. 527–536, 2009.
- BELLI, S. et al. Monoblocks in root canals: A finite elemental stress analysis study. **International Endodontic Journal**, [s. l.], v. 44, n. 9, p. 817–826, 2011.
- BITTER, K. et al. Morphological and bond strength evaluation of different resin cements to root dentin. **European Journal of Oral Sciences**, [s. l.], v. 117, n. 3, p. 326–333, 2009.
- BITTER, K. et al. Reliability of fiber post bonding to root canal dentin after simulated clinical function in vitro. **Operative Dentistry**, [s. l.], v. 37, n. 4, p. 397–405, 2012.
- BONFANTE, G. et al. Tensile bond strength of glass fiber posts luted with different cements. **Brazilian Oral Research**, [s. l.], v. 21, n. 2, p. 159–164, 2007.a.
- BONFANTE, G. et al. Fracture strength of teeth with flared root canals restored with glass fibre posts. **Int. Dent. J.**, São Paulo, v. 57, p. 153-160, 2007. b.
- BOSCHIAN P.L. et al. Adhesive post-endodontic restorations with fiber posts: push-out tests and sem observations. **Dental Materials**, [s.l.], v. 18, n. 8, p. 596-602, dez. 2002.

- CAGIDIACO, M. C. et al. Clinical studies of fiber posts: a literature review. **The International journal of prosthodontics**, [s. l.], v. 21, n. 4, p. 328–36, 2008. Disponível em: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18717092>. Acesso em: 04 fev. 2023.
- CASTELLAN, C. S. et al. Measuring bond strength between fiber post and root dentin: A comparison of different tests. **Journal of Adhesive Dentistry**, [s. l.], v. 12, n. 6, p. 477–485, 2010.
- CLAVIJO, V.; CLAVIJO, E. Retentores intrarradiculares em raízes fragilizadas: uma nova abordagem com pino de fibra de vidro universal. **Clínica - International Journal of Brazilian Dentistry**, [s. l.], v. 15, n. 3, p. 238–242, 2019.
- CLAVIJO, V. G. R. et al. Fracture strength of flared bovine roots restored with different intraradicular posts. **Journal of Applied Oral Science**, [s. l.], v. 17, n. 6, p. 574–578, 2009.
- DA SILVA, N. R. et al. The effect of post, core, crown type, and ferrule presence on the biomechanical behavior of endodontically treated bovine anterior teeth. **Journal of Prosthetic Dentistry**, [s. l.], v. 104, n. 5, p. 306–317, 2010. Disponível em: [http://dx.doi.org/10.1016/S0022-3913\(10\)60146-1](http://dx.doi.org/10.1016/S0022-3913(10)60146-1). Acesso em: 04 fev. 2023.
- DIAZ-ARNOLD A.M; VARGAS M.A; HASELTON D.R. Current status of luting agents for fixed prosthodontics. **The Journal Of Prosthetic Dentistry**, [s.l.], v. 81, n. 2, p. 135-141, fev. 1999. Disponível em: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/9922425/>. Acesso em: 04 fev. 2023.
- DIETSCHI, D. et al. Biomechanical considerations for the restoration of endodontically treated teeth: a systematic review of the literature--Part 1. Composition and micro- and macrostructure alterations. **Quintessence international (Berlin, Germany : 1985)**, [s. l.], v. 38, n. 9, p. 733–43, 2007. Disponível em: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17873980>. Acesso em: 04 fev. 2023.
- DIETSCHI, D. et al. Biomechanical considerations for the restoration of endodontically treated teeth: a systematic review of the literature, Part II (Evaluation of fatigue behavior, interfaces, and in vivo studies). **Quintessence international (Berlin, Germany : 1985)**, [s. l.], v. 39, n. 2, p. 117–29, 2008. Disponível em: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18560650>. Acesso em: 04 fev. 2023.
- DRUMMOND, J. L. et al. Testing mode and surface treatment effects on dentin bonding. **Journal of Biomedical Materials Research**, [s. l.], v. 32, n. 4, p. 533–541, 1996.

- ERDEMIR, U. et al. Micro push-out bond strengths of 2 fiber post types luted using different adhesive strategies. **Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology and Endodontology**, [s. 1.], v. 110, n. 4, p. 534–544, 2010. Disponível em: <http://dx.doi.org/10.1016/j.tripleo.2010.05.049>. Acesso em: 04 jan. 2023
- FARIA-E-SILVA, A. L. et al. Effect of relining on fiber post retention to root canal. **Journal of Applied Oral Science**, [s. 1.], v. 17, n. 6, p. 600–4, 2009.
- FARINA A.P et al. Bond strength of fiber posts in different root thirds using resin cement. **The Journal of adhesive dentistry**. [s. 1.], v.113, n.2, p.179–186, 2011.
- FOGEL, H.M.; MARSHALL, F.J.; PASHLEY, D.H. Effects of distance from the pulp and thickness on the hydraulic conductance of human radicular dentin. *J. Dent Res.*, Chicago, v.67, n.11, p.1381-1385, Nov. 1988.
- FOXTON RM, NAKAJIMA M, TAGAMI J, MIURA H. Bonding of photo and dual-cure adhesives to root canal dentin. **Oper Dent**, [s. 1.], v.28, n.5, p.51–543, 2003.
- GIACHETTI, L. et al. Translucent fiber post cementation using light- and dual-curing adhesive techniques and a self-adhesive material: Push-out test. **Journal of Dentistry**, [s. 1.], v. 37, n. 8, p. 638–642, 2009.
- GOMES, G. M. et al. Influence of the resin cement thickness on bond strength and gap formation of fiber posts bonded to root dentin. **Journal of Adhesive Dentistry**, [s. 1.], v. 16, n. 1, p. 71–78, 2014.
- GÓMEZ-POLO, M. et al. A 10-year retrospective study of the survival rate of teeth restored with metal prefabricated posts versus cast metal posts and cores. **Journal of Dentistry**, [s. 1.], v. 38, n. 11, p. 916–920, 2010.
- GORACCI, C. et al. The adhesion between fiber posts and root canal walls: Comparison between microtensile and push-out bond strength measurements. **European Journal of Oral Sciences**, [s. 1.], v. 112, n. 4, p. 353–361, 2004.
- GORACCI, C. et al. Laboratory assessment of the retentive potential of adhesive posts: A review. **Journal of Dentistry**, [s. 1.], v. 35, n. 11, p. 827–835, 2007.
- GORACCI, C.; FERRARI, M. Current perspectives on post systems: A literature review.

Australian Dental Journal, [s. l.], v. 56, n. SUPPL. 1, p. 77–83, 2011.

GRANDINI, S. et al. SEM evaluation of the cement layer thickness after luting two different posts. **The journal of adhesive dentistry**, [s. l.], v. 7, n. 3, p. 235–40, 2005. Disponível em: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16240965>. Acesso em 04 jan. 2023

GRANDINI, S.; SAPIO, S.; SIMONETTI, M. Use of anatomic post and core for reconstructing an endodontically treated tooth: a case report. **The journal of adhesive dentistry**, [s. l.], v. 5, n. 3, p. 243–7, 2003. Disponível em: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/14621246>. Acesso em: 05 jan. 2023

GUIMARÃES, M. S et al. In Vitro Evaluation of Bond Strength to Dentin of Two Post Systems: Computer-aided Design and Computer-aided Manufacturing Fiber Posts vs Splendor Single Adjustable Post. **The Journal Of Contemporary Dental Practice**. Campinas, p. 388-392. abr. 2022. Disponível em: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/35945830/>. Acesso em: 01 fev. 2023

JAYSHREE et al. Na in vitro evaluation of fracture strength of endodontically treated teeth with simulated flared root canals restored with diferente post and core systems.

J Conserv Dent. [s. l.], v.15, n.3, p.223-7, 2012.

JONGSMA, L. A. et al. Benefits of a two-step cementation procedure for prefabricated fiber posts. **The Journal of Adhesive Dentistry**, [s. l.], v. 12, n. 1, p. 55–62, 2010. Disponível em <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/20155231/>. Acesso em: 4 jan. 2023

LI, Q. et al. Effects of auxiliary fiber posts on endodontically treated teeth with flared canals. **Operative Dentistry**, [s. l.], v. 36, n. 4, p. 380–389, 2011.

LI, Z. C.; WHITE, S. N. Mechanical properties of dental luting cements. **The Journal of prosthetic dentistry**, [s. l.], v. 81, n. 5, p. 597–609, 1999.

LÜHRS, A. K. et al. Shear bond strength of self-adhesive resins compared to resin cements with etch and rinse adhesives to enamel and dentin in vitro. **Clinical Oral Investigations**, [s. l.], v. 14, n. 2, p. 193–199, 2010.

MACEDO, V. C.; FARIA E SILVA, A. L.; MARTINS, L. R. M. Effect of cement type, relining procedure, and length of cementation on pull-out bond strength of fiber posts. **Journal of Endodontics**, [s. l.], v. 36, n. 9, p. 1543–1546, 2010.

MANNOCCI, F. et al. Three-point bending test of fiber posts. **Journal of Endodontics**, [s. l.], v. 27, n. 12, p. 758–761, 2001.

MARQUES DE MELO, R. et al. Bond strengths, degree of conversion of the cement and molecular structure of the adhesive-dentine joint in fibre post restorations. **Journal of Dentistry**, [s. l.], v. 40, n. 4, p. 286–294, 2012.

MASTORAS, K. et al. Evaluation of push-out bond strength of two endodontic post systems. **Journal of Endodontics**, [s. l.], v. 38, n. 4, p. 510–514, 2012. Disponível em: <http://dx.doi.org/10.1016/j.joen.2011.12.039>. Acesso em 04 jan. 2023

MEZZOMO, E. Prótese fixa contemporânea. 1st ed. São Paulo: Santos; 2002.

MIOTTI, L. L. et al. Is conventional resin cement adhesive performance to dentin better than self-adhesive? a systematic review and meta-analysis of laboratory studies. **Operative Dentistry**, [s. l.], v. 45, n. 5, p. 484–495, 2020.

MONTICELLI, F. et al. Limited Decalcification / Diffusion of Self-adhesive Cements into Dentin. **Journal of Dental Research**, [s. l.], v. 87, n. 10, p. 974–979, 2008.

MUMCU, E.; ERDEMIR, U.; TOPCU, F. T. Comparison of micro push-out bond strengths of two fiber posts luted using simplified adhesive approaches. **Dental Materials Journal**, [s. l.], v. 29, n. 3, p. 286–296, 2010.

MUNCK J, et al. A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results. **J Dent Res.**, [s. l.], v. 84, n. 40, p. 118-32, 2005.

MUNIZ, Leonardo. Reabilitação estética em dentes tratados endodonticamente: pinos e possibilidades clínicas conservadoras. **Leonardo MUNIZ & colaboradores**, São Paulo, Santos, 2010.

NOVAIS, V. R. et al. Flexural modulus, flexural strength, and stiffness of fiber-reinforced posts. **Indian Journal of Dental Research**, [s. l.], v. 20, n. 3, p. 277–281, 2009. Disponível em: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/19884708/>. Acesso em: 04 fev. 2023.

OZOK A.R; WU M.K; WESSELINK P.R. Comparison of the in vitro permeability of human dentine according to the dentinal region and the composition of the simulated dentinal fluid. **J Dent**, [s. l.], v. 30, n. (2-3), p. 107-11, 2002.

PAVAN, S. et al. The effect of dentin pretreatment on the microtensile bond strength of selfadhesive resin cements. **Journal of Prosthetic Dentistry**, [s. l.], v. 104, n. 4, p. 258–264, 2010. Disponível em: <[http://dx.doi.org/10.1016/S0022-3913\(10\)60134-5](http://dx.doi.org/10.1016/S0022-3913(10)60134-5). Acesso em: 04 jan. 2023

PEREIRA, K. de F. et al. Effect of endodontic retreatment on the bond strength of resin cements to root canal dentin. **American Journal of Dentistry**, [s. l.], v. 32, n. 3, 2019.

PEST, L. B et al., Adhesive post-endodontic restorations with fiber posts: push-out tests and sem observations. **Dental Materials**, [S.L.], v. 18, n. 8, p. 596-602, dez. 2002. Disponível em: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/12385901/>. Acesso em: 06 fev. 2023

PRAKKI, A.; CARVALHO, R. M. . Cimentos resinosos dual: características e considerações clínicas. **PGR: Pós-Grad. Rev. Fac. Odontol. São José dos Campos**, v. 4, n.1, p. 22-7, jan./abr., 2001. Disponível em: https://repositorio.usp.br/single.php?id=001189468&locale=pt_BR. Acesso em: 04 fev. 2023

RAMÍREZ-SEBASTIÀ, A. et al. Adhesive restoration of anterior endodontically treated teeth: influence of post length on fracture strength. **Clinical Oral Investigations**, [s.l.], v. 18, n. 2, p. 545-554, 2013. Disponível em: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/23604697>. Acesso em: 04 fev. 2023

ROYDHOUSE, R.H. Punch-Shear Test for Dental Purpose. **Journal of Dental Research**, [s.l.], v. 49, n. 1, p. 131–36, 1970. Disponível em: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/5262801/>. Acesso em: 24 out. 2023

SANO, H. et al. Tensile Properties of Mineralized and Demineralized Human and Bovine Dentin. **Journal Of Dental Research**, [s.l.], v. 73, n. 6, p. 1205-1211, jun. 1994.

SARKIS-ONOFRE, R. et al. Cast metal vs. glass fibre posts: A randomized controlled trial with up to 3 years of follow up. **Journal of Dentistry**, [s. l.], v. 42, n. 5, p. 582–587, 2014. a.

SILVA, C. F. et al. The Use of Bulk-Fill Flow in the Customization of Glass Fiber Post. **European Journal of Dentistry**, [s. l.], v. 15, n. 1, p. 139–144, 2020.

SOUZA JR, Joane Augusto de; SANTOS, Paulo Henrique dos. Pinos pré-fabricados e sua cimentação. **Robrac.**, [s. l.], v. 11, n. 32, p 44–45, 2002.

LAMICHHANE, A et al. Dental fiber-post resin base material: a review. **The Journal Of Advanced Prosthodontics**, [s.l.], v. 6, n. 1, p. 60-65, 2014. Disponível em:

<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3942529/>. Acesso em: 27 jan. 2023

SKUPIEN, J. A. die. et al. A systematic review of factors associated with the retention of glass fiber posts. **Brazilian oral research**, [s. l.], v. 29, n. 1, p. 1–8, 2015.

SMITH C.T. et. al. Biomechanical criteria for evaluating prefabricated post-and-core systems: a guide for the restorative dentist. **Quintessence Int.**, [s.l.] v. 29, n. 5, p. 305-12, maio. 1998.

Disponível em: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/9693649/>. Acesso em: 27 jan. 2023

SOARES, C. J. et al. Finite element analysis and bond strength of a glass post to intraradicular dentin: Comparison between microtensile and push-out tests. **Dental Materials**, [s. l.], v. 24, n. 10, p. 1405–1411, 2008.

SOARES, C. J. et al. Longitudinal clinical evaluation of post systems: A literature review. **Brazilian Dental Journal**, [s. l.], v. 23, n. 2, p. 135–140, 2012. a.

SOARES, C. J. et al. Influence of resin cement and post configuration on bond strength to root dentine. **International Endodontic Journal**, [s. l.], v. 45, n. 2, p. 136-145, 2012. b.

SOARES, C. J. et al. Polymerization shrinkage stress of composite resins and resin cements - What do we need to know? **Brazilian Oral Research**, [s. l.], v. 31, p. 49-63, 2017.

SOUZA, L.C. et al. Resistência de união de pinos de fibra de vidro à dentina em diferentes regiões do canal radicular. **Revista Gaúcha de Odontologia**, Porto Alegre, v. 59, n. 1, p. 5158, mar. 2011. Disponível em:

http://revodonto.bvsalud.org/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1981-6372011000100008#nt. Acesso em: 05 fev. 2023

TAY F.R et al, Geometric factors affecting dentin bonding in root canals: a theoretical modeling approach, **J. Endod.** v.31, p.584–589, 2005.

TEIXEIRA, C. S. et al.. Bond Strength of Fiber Posts to Weakened Roots After Resin Restoration With Different Light-Curing Times. **Journal of Endodontics**, [s. l.], v. 35, n. 7, p. 1034–1039, 2009.

TEIXEIRA, K. N. et al. Fracture resistance and failure mode of custom-made post-andcores of polyetheretherketone and nano-ceramic composite. **Operative Dentistry**, [s. l.], v. 45, n. 5, p. 505–515, 2020.

VAN MEERBEEK, B. et al. State of the art of self-etch adhesives. **Dental Materials**, [s. l.], v. 27, n. 1, p. 17–28, 2011. Disponível em: <http://dx.doi.org/10.1016/j.dental.2010.10.023>.

Acesso em 01 fev. 2023

VERÍSSIMO, C. et al. Effect of the crown, post, and remaining coronal dentin on the biomechanical behavior of endodontically treated maxillary central incisors. **Journal of Prosthetic Dentistry**, [s. l.], v. 111, n. 3, p. 234–246, 2014. Disponível em: <http://dx.doi.org/10.1016/j.prosdent.2013.07.006>. Acesso em 04 jan. 2023

WANDSCHER, V. F. et al. Preliminary results of the survival and fracture load of roots restored with intracanal posts: Weakened vs nonweakened roots. **Operative Dentistry**, [s. l.], v. 39, n. 5, p. 541–555, 2014.

ZOGHEIB, L. V. et al. Fracture resistance of weakened roots restored with composite resin and glass fiber post. **Braz. Dent. J.**, São José dos Campos, v. 19, p. 329-333, 2008.

ANEXO A – ATA DE APRESENTAÇÃO



UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA
CENTRO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE
CURSO DE ODONTOLOGIA
DISCIPLINA DE TRABALHO DE CONCLUSÃO DE CURSO DE ODONTOLOGIA

ATA DE APRESENTAÇÃO DO TRABALHO DE CONCLUSÃO DE CURSO

Aos 06 dias do mês de Novembro de 2023, às 16:00 horas,
em sessão pública no (a) sala H202 desta Universidade, na presença da
Banca Examinadora presidida pelo Professor

Vanessa Carla Ruschel

e pelos examinadores:

- 1- João Adolfo
- 2- Edson Gomes Mendes

o aluno Vanilla Freitas de Souza

apresentou o Trabalho de Conclusão de Curso de Graduação intitulado:

Análises da resistência de uniões push-out em diferentes
pinos intraradiculares.

como requisito curricular indispensável à aprovação na Disciplina de Defesa do TCC e a integralização do Curso de Graduação em Odontologia. A Banca Examinadora, após reunião em sessão reservada, deliberou e decidiu pela aprovação do referido Trabalho de Conclusão do Curso, divulgando o resultado formalmente ao aluno e aos demais presentes, e eu, na qualidade de presidente da Banca, lavrei a presente ata que será assinada por mim, pelos demais componentes da Banca Examinadora e pelo aluno orientando.

Vanessa Carla Ruschel
Presidente da Banca Examinadora

Examinador 1

Examinador 2

Aluno