UNIVERSIDADE FEDERAL DE PERNAMBUCO

CENTRO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE

CURSO DE ODONTOLOGIA

NATÁLIA GONÇALVES DE ARAÚJO

RESISTÊNCIA À FRATURA DE RAÍZES RESTAURADAS PELAS TÉCNICAS CAD-CAM E CONVENCIONAL

Recife

2024

NATÁLIA GONÇALVES DE ARAÚJO

RESISTÊNCIA À FRATURA DE RAÍZES RESTAURADAS PELAS TÉCNICAS CAD-CAM E CONVENCIONAL

Trabalho apresentado à Disciplina de Trabalho de Conclusão de Curso 2 como parte dos requisitos para conclusão do Curso de Odontologia do Centro de Ciências da Saúde da Universidade Federal de Pernambuco.

Orientador(a): Prof.(a) Dr.(a) Viviane Afonso Mergulhão

Recife

2024

Ficha de identificação da obra elaborada pelo autor,
através do programa de geração automática do SIB/UFPE

Araújo , Natália Gonçalves de.
Resistência à Fratura de raízes restauradas pelas técnicas CAD-CAM e convencional. / Natália Gonçalves de Araújo . - Recife, 2024.
42, tab.

Orientador(a): Viviane Afonso Mergulhão
Trabalho de Conclusão de Curso (Graduação) - Universidade Federal de Pernambuco, Centro de Ciências da Saúde, , 2024.
Inclui referências, apêndices.

1. Odontologia. 2. Prótese. 3. Endodontia. 4. Dentística. I. Mergulhão , Viviane Afonso . (Orientação). II. Título.

610 CDD (22.ed.)

NATÁLIA GONÇALVES DE ARAÚJO

RESISTÊNCIA À FRATURA DE RAÍZES RESTAURADAS PELAS TÉCNICAS CAD-CAM E CONVENCIONAL

Trabalho apresentado à Disciplina de Trabalho de Conclusão de Curso 2 como parte dos requisitos para conclusão do

Cursode Odontologia do Centro de Ciências da Saúde da Universidade Federal de Pernambuco.

Aprovada em:

BANCA EXAMINADORA

Viviane Afonso Mergulhão

Nome do Primeiro avaliador/

UFPE

Nome do segundo avaliador/

UFPE

Nome do terceiro avaliador/

UFPE ou de outra instituição

AGRADECIMENTOS

Primeiramente agradeço a Deus, pela vida, por ter traçado toda minha trajetória e por estar presente nos bons momentos. Por ter me capacitado a adquirir os conhecimentos necessários para chegar até aqui. Pelas lições aprendidas durante a graduação**.**E pela paz nos momentos de conquistas.

Segundamente agradeço aos meus pais, o Sr. Jailson e Sra. Petronília. Por estarem presentes, fornecendo amor, cuidado e por mostrarem o caminho correto a seguir. Mãe, suas palavras e proteção foram fundamentais para eu chegar até aqui. Pai, seus ensinamentos e carinho foram fundamentais na minha caminhada. Dedico a vocês toda minha formação e futuro.

Aos meu irmãos, pelo apoio emocional quando necessário durante a execução do trabalho. Minha eterna gratidão a vocês que amo demais.

Ao meu amigo Gustavo, pelo apoio, pelas risadas, pela amizade que surgiu durante a faculdade.Atencioso, participativo e compreensivo. Juntos traçamos nosso potencial durante meus primeiros anos cursando a Odontologia. Um grande amigo que continuará comigo a dividir aprendizado na área Odontológica e na vida, sem você isso não seria possível.

À minha amiga Mônica, pela amizade, carinho e força, amizade que surgiu, também devido à graduação. Minha dupla nos meus primeiros anos de estudo na UFAM, foi uma pessoa importante para que com êxito eu começasse a faculdade, dividimos momentos, estudos e risadas.

Aos meus amigos, por todos os passos que demos, pois serviram para o nosso aprendizado. Que possamos, a cada dia alcançarmos nossos objetivos.

Agradeço ao Departamento de Prótese e Cirurgia Buco-Facial da UFPE e ao Instituto Nacional de Tecnologia em União e Revestimento de Materiais da UFPE por ter cedido as instalações, instrumentos e maquinário, para que todo experimento da pesquisa pudesse ter sido realizado.

À minha orientadora, Profa.Viviane Afonso Mergulhão, pela confiança depositada em mim durante a realização do meu TCC. Sempre encontrando tempo disponível para me auxiliar, seus ensinamentos teórico e prático foram fundamentais. Durante minha construção

profissional despertou em mim um amor pela prótese fixa, fundamental para a realização do Trabalho de Conclusão de Curso.

Meus sinceros agradecimentos à FGM Dental Group pela doação de materiais para a realização da pesquisa, sua ajuda foi fundamental para que houvesse êxito.

Minha eterna gratidão ao técnico em prótese dentária Flavian Ribeiro de Medeiros(CRO 366) pelo suporte técnico na etapa laboratorial da confecção dos corpos de prova.

Agradeço à toda minha família, em especial à minha avó Maria, vocês foram fundamentais por incentivarem e acreditarem em mim até o fim dessa jornada.Agradeço a todos os professores que, de alguma forma foram fundamentais na minha construção, as vivências foram fundamentais nessa trajetória para minha formação profissional e pessoal.

“...Ter uma mente poderosa, amparada em Cristo, é uma fortaleza inabalável. Os meus pensamentos precisam estar condicionados aos cuidados de Deus, pois sua direção para a minha vida é a melhor.” Café com Deus Pai.

RESUMO

O objetivo deste estudo foi comparar a resistência e os padrões de fratura de raízes restauradas através de diferentes técnicas. Um total de 40 dentes anteriores superiores humanos foram selecionados, tratados endodonticamente e divididos em 4 grupos (n=10). G1: núcleo metálico fundido (grupo controle); G2: pino de fibra de vidro personalizado por fresamento CAD-CAM; G3: Pino de fibra de vidro Splendor SAP; G4: Pino de fibra de vidro anatomizado com Resina Heavy Flow. Whitepost DC 0,5 (FGM) e cimento resinoso convencional (All Cem Core, FGM) foram utilizados. O núcleo de preenchimento das raízes restauradas com pino foi obtido com resina composta (Opus Bulk Fill, FGM) e todas as raízes receberam uma coroa de resina composta indireta (Opus Bulk Fill, FGM). Todas as amostras foram armazenadas em água destilada a 37º por 60 dias para simular o envelhecimento artificial e, em seguida, foram submetidas a uma carga compressiva (1,0 mm/min em um ângulo de 45 º em relação ao longo eixo do dente). Modos de fratura foram analisados usando um estereomicroscópio. Fraturas foram classificadas como reparáveis ou catastróficas. O teste não paramétrico de Kruskal-Wallis foi usado para comparar a resistência à fratura dos grupos, seguido de testes de comparações múltiplas de Conover. Os resultados dos modos de fratura foram submetidos ao teste Exato de Fisher (α =0,05). Os valores de resistência à fratura (média e desvio padrão, em Newton) foram G1:174,1 (79,6); G2: 150,7 (33,2); G3: 191,9 (74,1); G4: 97,9 (44,7). As resistências à fratura mais elevadas foram registradas para G3, seguido daquelas do G1 e G2, sendo a mais baixa para G4. O teste Kruskal-Wallis revelou diferenças significativas entre os grupos ($p < 0,05$), G4 diferente de G1, G2 e G3. A maioria dos espécimes dos grupos G1, G3 e G4 teve fraturas reparáveis, com valores que variaram de 80,0% a 90,0%, enquanto no grupo G2 a metade foi reparável e a outra metade catastrófica, entretanto, sem diferença significativa entre os grupos ($p > 0,05$). Comparando as técnicas CAD-CAM e convencional, verificou-se que as raízes restauradas com pinos de fibra de vidro personalizados por fresamento CAD-CAM apresentaram resistência à fratura semelhante às raízes restauradas com núcleo metálico fundido e pino de fibra de vidro Splendor-SAP, entretanto, as raízes restauradas com pino de fibra de vidro anatômico apresentaram a mais baixa performance mecânica.

Palavras-chave: Resistência à fratura, CAD-CAM, Pinos dentários, Técnica para retentor intrarradicular.

ABSTRACT

The objective of this study was to compare the resistance and fracture patterns of roots restored using different techniques. A total of 40 human maxillary anterior teeth were selected, endodontically treated, and divided into 4 groups (n=10). G1: cast metal post (control group); G2: CAD-CAM milled custom glass fiber post; G3: Splendor SAP glass fiber post; G4: glass fiber post customized with Heavy Flow composite. Whitepost DC 0.5 (FGM) and conventional resin cement (All Cem Core, FGM) were used. The core build-up of the roots restored with posts was obtained with composite resin (Opus Bulk Fill, FGM) and all roots received an indirect composite resin crown (Opus Bulk Fill, FGM). All samples were stored in distilled water at 37ºC for 60 days to simulate artificial aging and then subjected to a compressive load (1.0 mm/min at a 45º angle to the long axis of the tooth). Fracture modes were analyzed using a stereomicroscope. Fractures were classified as repairable or catastrophic. The non-parametric Kruskal-Wallis test was used to compare the fracture resistance of the groups, followed by Conover's multiple comparison tests. The fracture mode results were subjected to Fisher's Exact test (α =0.05). The fracture resistance values (mean and standard deviation, in Newtons) were G1: 174.1 (79.6); G2: 150.7 (33.2); G3: 191.9 (74.1); G4: 97.9 (44.7). The highest fracture resistance was recorded for G3, followed by G1 and G2, with the lowest one for G4. The Kruskal-Wallis test revealed significant differences between the groups ($p < 0.05$), with G4 differing from G1, G2, and G3. Most specimens in groups G1, G3, and G4 had repairable fractures, with values ranging from 80.0% to 90.0%, while in group G2, half were repairable and the other half catastrophic, with no significant difference between the groups ($p > 0.05$). Comparing CAD-CAM and conventional techniques, it was found that roots restored with CAD-CAM milled custom glass fiber posts showed fracture resistance similar to roots restored with cast

metal posts and Splendor-SAP glass fiber posts, however, roots restored with anatomic glass fiber posts showed the lowest mechanical performance.

Keywords: Fracture resistance, CAD-CAM, Dental pins, Intraradicular retainer technique

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 - A. Dente anterior superior humano coletado a ser seccionado; B. Secção da coroa; C. Remoção do material obturador do canal radicular.....15

Figura 2 - A Simulação do ligamento periodontal com poliéter……..15

Figura 3- A.Padrão de resina; B. Núcleo metálico fundido em liga de níquel-cromo; C. Condicionamento com ácido fosfórico a 37%; D.Sistema adesivo nas paredes dentinárias radiculares; E.Núcleo metálico fundido e cimentado…….....……..…17

Figura 4 - A.Pino de fibra de vidro personalizado por fresamento CAD-CAM; B.Pino CAD-CAM cimentado.....17

Figura 5 - A.Pino de fibra de vidro Splendor-SAP com 13 mm de comprimento; B. Pino cimentado com cimento resinoso..... 18

Figura 6 - A. Resina Heavy Flow no canal radicular; B. Inserção do pino de fibra de vidro lubrificado…….....…….19

Figura 7 - Cimentação da coroa.....20

Figura 8- A. Carga compressiva aplicada na superfície palatina em um ângulo de 45°; B. Visão de estereomicroscópio da superfície da fratura com 6.5x de ampliação mostrando falha reparável, amostra do grupo 2; C. Visão de estereomicroscópio da superfície da fratura com 6.5x de ampliação mostrando falha catastrófica, amostra do grupo 2.

……..……..... 21

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Média da resistência à fratura (N), Valores do desvio padrão e Coeficientes de Variação dos grupos experimentais. ……...… 22

Tabela 2 - Modo de fratura de cada grupo……23

LISTA DE ABREVIAÇÕES E SIGLAS

CV	Coeficiente de variação
EDTA	Ácido etilenodiamino tetra-acético
LED	Diodo emissor de luz
min	Minuto
mm	Milímetro
mm/min	Milímetro por minuto
mW/cm²	Miliwatts por centímetro quadrado
N	Newton
NaCl	Cloreto de sódio
NaOCl	Hipoclorito de sódio
NMF	Núcleo metálico fundido
ºC	Grau Celsius
PFV	Pino de fibra de vidro
PVC	Policloreto de vinila
UFPE	Universidade Federal de Pernambuco
µ	Micro

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO.....12
2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA.....13
3 MÉTODOS E MATERIAIS.....14
4 RESULTADOS.....22
5 DISCUSSÃO.....25
6 CONCLUSÃO.....29
REFERÊNCIAS.....30

ANEXOS..... 30
ANEXO A - PARECER DO COMITÊ DE ÉTICA..... **33**
ANEXO B - NORMAS DA REVISTA..... **36**

1 INTRODUÇÃO

A perda de estrutura dentária devido às lesões cariosas, traumatismos dentários, preparos dentários para procedimentos restauradores, somada ao desgaste adicional devido a procedimentos endodônticos resultam em perda de suporte dentário. Atualmente, existem várias opções de pinos intra-radiculares para utilização em dentes tratados endodonticamente, os quais podem ser divididos em dois grandes grupos: os personalizados/fundidos e os pré-fabricados .[1-5]

A fabricação de pinos de fibra de vidro personalizados com fresamento CAD-CAM além de permitir uma camada de cimento de espessura mínima, simplifica a técnica, reduzindo etapas clínicas, diminui a taxa de erro na fabricação, elimina a necessidade de unir adesivamente uma resina composta na construção do núcleo e cria um sistema de retenção intra-radicular de monocamada (LIU; DENG; WANG, 2010; DA COSTA et al., 2017).

Pinos do tipo Splendor-SAP surgiram na Odontologia com o intuito de não necessitar da utilização de resina composta para a sua anatomização, o que diminui o tempo clínico de atendimento, porém torna-se necessário mais estudos *in vitro* para avaliar a resistência à fratura e o modo de falha desse sistema de pino, comparando aos retentores intra-radiculares convencionais. Uma outra opção de tratamento é a utilização de pinos de fibra de vidro anatomizados por resina flow, dentre essas a resina heavy flow, uma vez que essa resina apresenta estética e longevidade clínica satisfatória.

Frente à variedade de materiais associados com pinos intra-radiculares, faz-se necessário verificar o comportamento mecânico de cada sistema para se ter um melhor embasamento científico e prognóstico das opções de tratamento. Portanto, os resultados do presente estudo demonstrarão o quanto de carga em Newton cada raiz, restaurada de forma diferente, suportará até a fratura, demonstrando o modo de falha, o que torna a pesquisa bastante relevante para a Odontologia Restauradora.

O objetivo do presente estudo foi avaliar a resistência à fratura e o modo de falha de raízes restauradas pelas técnicas CAD-CAM e convencional. A hipótese nula foi que não haveria diferença na resistência à fratura de raízes restauradas com pino de fibra de vidro CAD-CAM, pino Splendor-SAP e pino anatômico comparados com o controle (núcleo metálico fundido).

2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

Dentes tratados endodonticamente podem apresentar grande perda de estrutura dentária devido às lesões cariosas, fraturas, traumas, acesso endodôntico, e substituição de restaurações, além de propriedades mecânicas alteradas e consequentemente maior fragilidade e propensão à fratura.[6,7]

Os retentores intrarradiculares podem ser necessários para dissipar cargas oclusais fornecendo a retenção e estabilização necessárias para a porção corono-radicular do elemento dentário. Este tipo de dispositivo de retenção é uma alternativa clínica para reconstruir dentes tratados endodonticamente com destruição coronária severa .[6-8]

Os retentores proporcionam estabilidade e retenção e minimizam o risco de fratura e deslocamento da restauração. Atualmente, há vários tipos de pinos intra-radiculares, tais como, pinos com a técnica indireta (pinos fundidos) e os pinos com a técnica direta pré-fabricados que podem ser não estéticos (compostos de carbono) e estéticos (pinos de fibra de vidro, pinos de zircônia e pinos de quartzo). Dentre esses, os mais utilizados são pinos fundidos e os pinos pré-fabricados de fibra de vidro, cada um com sua respectiva técnica de instalação e indicação.[9]

O pino ideal deve ter os seguintes critérios: propriedades físicas similares às da dentina, máxima retenção com mínima remoção de dentina, propriedades mecânicas e estéticas. Há autores que afirmam não existir o que seria chamado de pino ideal. Contudo, o pino de fibra de vidro surgiu no mercado há alguns anos e vem sendo muito utilizado como substituto ao núcleo metálico fundido em função de sua maior retenção, menor desgaste dental e por ser semelhante à dentina em sua elasticidade.[2-5]

Devido às excelentes propriedades biomecânicas e estéticas, facilidade de execução da técnica, baixo custo e ausência de corrosão, os pinos pré-fabricados de fibra de vidro têm a capacidade de induzir uma resposta biológica adequada sem causar danos ou lesões. Além disso, formam um corpo único com o dente remanescente, proporcionando menor incidência de fratura.[6,8]

Há o desenvolvimento de pinos cada vez mais resistentes, anatômicos e estéticos. Recentemente, foi disponibilizado no mercado um sistema de retenção, chamado

SplendorSAP, que não exige um preparo específico em relação à configuração do canal. Este sistema possui uma broca específica para o seu preparo e uma luva de fibra de vidro que permite o sistema agir como um complexo único sem a necessidade de resina composta para anatomização do pino intra-radicular. Porém, a literatura ainda é escassa quanto à sua eficácia.

Pinos de fibra de vidro personalizados por fresamento CAD-CAM podem ser fabricados no fluxo totalmente virtual, com escaneamento do remanescente radicular. O equipamento deve ser capaz de capturar toda a extensão do conduto desobstruído. Um conduto radicular não deve ser ampliado, nem planejado um pino curto em função da limitação do escaneamento. Existem poucas marcas comerciais de blocos de fibra disponíveis no mercado nacional. A FiberCad Post & Core (Angelus, Maringá/PR) tem se mostrado promissora.

Diante do exposto, é importante conhecer a evolução dos sistemas de retenção intra-radiculares, os métodos de preparo intracanal e os protocolos abrangentes indicados para a cimentação de pinos intra-radiculares a fim de se obter uma prática clínica adequada baseada em evidências.

3 MÉTODOS E MATERIAIS

A realização da presente pesquisa obedeceu aos preceitos éticos da Resolução 466/12 do Conselho Nacional de Saúde e foi aprovada pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal de Pernambuco (CAAE:79766924.9.0000.5192, parecer 6.943.435).

Estudo do tipo quantitativo, classificado como estudo experimental *in vitro*, realizado no laboratório de Pesquisa do Departamento de Prótese e Cirurgia Buco-Facial da UFPE e no Instituto Nacional de Tecnologia em União e Revestimento de Materiais da UFPE.

Seleção e preparo dos dentes

A amostra foi constituída por 40 dentes anteriores superiores cedidos pelo Banco de Dentes Humanos do Curso de Odontologia da Universidade Federal de Pernambuco.

Foram incluídos no estudo raízes com dimensões vestíbulo-lingual entre 6 e 7 mm e dimensões mésio-distal entre 5 e 6 mm. Foram considerados excluídos, para o estudo, raízes com cárie, fraturas, fissuras ou trincas e com ápice não completamente desenvolvido.

Os dentes anteriores superiores humanos foram coletados, limpos e armazenados em solução de timol a 0,1% (F. Maia Ind. Com., Cotia, SP, Brasil) à temperatura ambiente por 2 semanas e em seguida mantidos em solução de NaCl 0,9 a 4ºC. Após a seleção dos espécimes (n=40), as coroas anatômicas foram seccionadas, perpendicularmente ao longo eixo das raízes para padronizar o comprimento dos espécimes em 13 mm a partir do ápice. Todos os dentes foram tratados endodonticamente. As cavidades de acesso endodôntico foram preparadas com pontas diamantadas esféricas (1012, 1013 KG Sorensen, Cotia, SP, Brasil) e broca Endo-Z (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Suíça). O tratamento endodôntico foi realizado de acordo com a técnica crown-down utilizando o sistema Protaper (Dentsply Maillefer) que inclui instrumentos rotatórios (M-Wire) e o Endo-motor X-Smart (Dentsply Maillefer). A instrumentação apical foi preparada até a lima F2. A irrigação foi realizada alternando solução de NaOCl 2,5% e solução de EDTA a 17%. Os canais foram secos com pontas de papel absorvente (Cellpack Protaper, Dentsply Maillefer) e obturados 1 mm aquém do ápice com cones de guta-percha Protaper F2 (Guta Percha Protaper, Dentsply Maillefer) e cimento endodôntico Sealer 26 (Dentsply Indústria e Comércio Ltda., Petropolis, RJ, Brasil) através da técnica do cone único. Em seguida, os acessos radiculares foram preenchidos com cimento provisório (Coltosol, Coltene). As raízes foram armazenadas a 37º C em 100% de umidade por uma semana. Em seguida, o material obturador do canal radicular foi parcialmente removido com brocas Gates-Glidden números 2, 3 e 4 (Dentsply Maillefer), retirando 8 mm do material e deixando 4 mm de guta-percha no terço apical (Figura 1).

Figura 1 - A. Dente anterior superior humano coletado a ser seccionado; B. Secção da coroa ; C. Remoção do material obturador do canal radicular

A B C

Fonte: Elaborado pelo autor, 2024

As raízes foram inseridas em cilindros de PVC (25 mm em diâmetro x 25 mm de altura) com resina acrílica autopolimerizável, deixando 2 mm da raiz exposta para simular o nível ósseo. O material de moldagem poliéter foi utilizado para simular o ligamento periodontal (Figura 2).

Figura 2 - Simulação do ligamento periodontal com poliéter

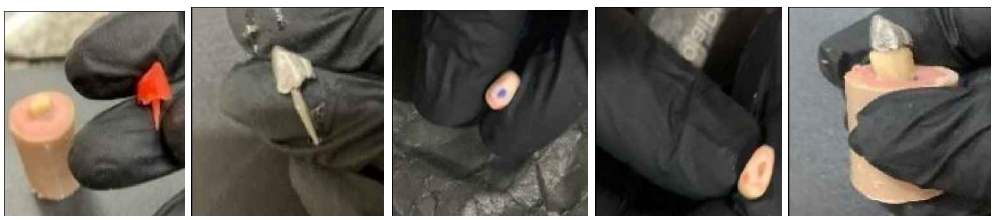
Fonte: Elaborado pelo autor, 2024

Um total de 4 grupos experimentais (n=10), foram testados:

Grupo 1 - (Controle): raízes restauradas com núcleo metálico fundido (NMF). As paredes do canal foram preparadas em baixa velocidade com a broca correspondente ao pino nº 0,5 (Whitepost DC, FGM, Joinville, SC, Brasil). Em seguida, os canais foram irrigados com água destilada e secos com pontas de papel absorvente. O NMF foi confeccionado por moldagem do canal radicular com pino Pinjet (Angelus, Londrina, PR, Brasil), adaptado às paredes do canal com resina acrílica Duralay (Reliance Dental, Illinois, EUA). A padronização da porção coronária de cada espécime foi realizada utilizando-se a mesma resina para o preenchimento de matrizes plásticas que simularam o preparo de caninos para coroa total, permitindo padronizar a forma e dimensão da porção coronal dos núcleos (6 mm de altura com um chanfro de 1 mm). Os padrões de resina foram fundidos em liga de níquel-cromo. As paredes dentinárias radiculares foram condicionadas com ácido fosfórico a 37% (Condac 37, FGM, Joinville, SC, Brasil) por 15 segundos, enxaguadas com água pelo mesmo tempo e secas com pontas de papel. O sistema adesivo Ambar Universal APS (FGM, Joinville, SC, Brasil) foi aplicado nas paredes dentinárias radiculares e friccionado por 20 segundos. O excesso de adesivo foi removido com pontas de papel e um leve jato de ar por 5 segundos e fotopolimerizado por 20 segundos usando Radii-Cal (SDI, Bayswater, Victoria, Austrália). A

unidade de fotopolimerização tem uma intensidade de 1200 mW/cm². Os NMF foram jateados com óxido de alumínio (50 µ), enxaguados, secos e o sistema adesivo Ambar Universal APS (FGM, Joinville, SC, Brasil) foi aplicado sobre eles e fotopolimerizado por 20 segundos. Em seguida, o cimento resinoso convencional All Cem Core (FGM, Joinville, SC, Brasil) foi injetado no canal radicular e o NMF foi inserido no canal (Figura 3) e a fotopolimerização foi feita por 1 minuto ao redor do núcleo.

Figura 3- A. Padrão de resina; B. Núcleo metálico fundido em liga de níquel-cromo; C. Condicionamento com ácido fosfórico a 37%; D. Sistema adesivo nas paredes dentinárias radiculares; E. Núcleo metálico fundido cimentado.



A B C D E

Fonte: Elaborado pelo autor, 2024

Grupo 2 – Pinos de fibra de vidro personalizados por fresamento CAD-CAM. Em relação às amostras do Grupo 2, dez padrões de resina foram enviados ao laboratório de prótese dentária, os quais foram digitalizados em um scanner intraoral (3 Shape A/S). Após a digitalização, os dados coletados foram transmitidos para um software digital especial (Exocad Dental CAD), onde um design foi concebido para cada pino. Em seguida, um software CAM (SUM3D dental) foi usado para desenvolver a sequência de fresagem. Os pinos foram fresados em discos de fibra de vidro (FiberCad - Post & Core FCW; Angelus) usando uma fresadora de 5 eixos (ARUM 5X-300, Doowon, EUA). Quando necessários, ajustes foram realizados utilizando-se pontas diamantadas de extremo arredondado 4138 (KG Sorensen, Cotia, SP, Brasil). Nas amostras do Grupo 2 foi feita a limpeza do pino com álcool 70%, seguida de aplicação de silano (Angelus), deixando-o secar por 1 minuto, e sistema adesivo Ambar Universal APS (FGM) com fotopolimerização por 20 segundos.

Figura 4– A.Pino de fibra de vidro personalizado por fresamento CAD-CAM; B.Pino CAD-CAM cimentado.

A B

Fonte: Elaborado pelo autor, 2024

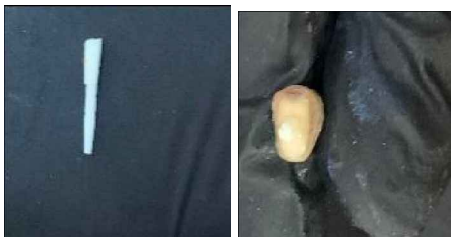
Grupo 3- Pino de fibra de vidro Splendor-SAP

Foram utilizadas brocas no preparo do conduto a fim de garantir uma justaposição do pino Splendor-SAP e da luva internamente. O pino foi inserido no conduto seguido da luva e foi feita a secção do conjunto mantendo 3mm coronais. Após a secção, o pino e sua respectiva luva foram retirados do canal e tratados conforme descrito no Grupo 2. As paredes dentinárias radiculares foram tratadas conforme descrito no Grupo 1.

O cimento resinoso dual (All cem Core - FGM, Joinville, SC, Brasil) foi inserido em toda superfície do canal. O pino splendor-SAP foi inserido e em seguida, a luva justaposta ao pino. O excesso de cimento foi removido e a fotopolimerização foi realizada por 40 segundos (Figura 5).

O pino Splendor–Sap tem marcações em sua estrutura que orientam a adaptação da luva ajustável e facilita a etapa do corte do pino e luva no canal, então foi necessário anotar a profundidade alcançada pela luva de acordo com as marcações presentes no pino para o conjunto ser cortado na altura pré-definida com uma ponta diamantada cilíndrica de número 3216 (KG Sorensen).

Figura 5 – A. Pino de fibra de vidro Splendor-SAP com 13 mm de comprimento; B. Pino cimentado com cimento resinoso.



A B

Fonte: Elaborado pelo autor, 2024

Grupo 4-Pino de fibra de vidro anatomizado com Resina Heavy Flow

Dez pinos de fibra de vidro foram seccionados horizontalmente para que permanecesse um comprimento total de 11 mm. O equivalente a oito milímetros do pino foi cimentado dentro do canal radicular, enquanto os 3 mm cervicais restantes serviram para a confecção da porção coronária.

Os pinos de Fibra de Vidro (White Post DC 0.5) foram anatomizados com resina Grandioso Heavy Flow (Voco). Os pinos foram tratados conforme descrito no Grupo 2. As paredes dentinárias radiculares foram lubrificadas com gel aquoso (KY Gel, Johnson & Johnson, São Paulo, Brasil) e a resina Grandioso Heavy Flow foi injetada no canal radicular. Em seguida, o pino foi inserido no centro do canal radicular preenchido com resina Grandioso Heavy Flow (Figura 6). A fotopolimerização foi feita, inicialmente, no topo do pino translúcido por 20 segundos e, em seguida, o pino reembasado foi removido do canal radicular e a resina composta foi fotopolimerizada adicionalmente por 60 segundos. O pino reembasado foi reinserido no canal para que sua adaptação fosse checada. O canal radicular e o pino de fibra de vidro anatomizado foram lavados com água para remover o gel lubrificante e, em seguida, foram secos com papel absorvente e jatos de ar. As paredes dentinárias radiculares foram tratadas conforme descrito no Grupo 1. O cimento resinoso dual All Cem Core (FGM) foi aplicado no pino e no canal e o pino foi inserido no conduto radicular. Após a remoção do excesso, o cimento foi fotoativado através do pino translúcido por 40 segundos.

Figura 6 - A. Resina Heavy Flow no canal radicular; B. Inserção do pino de fibra de vidro

lubrificado;

A B

Fonte: Elaborado pelo autor, 2024

Em relação aos procedimentos para cimentação do PFV, os pinos foram tratados conforme descrito no Grupo 2. As paredes dentinárias radiculares de todos os grupos foram tratadas conforme descrito no Grupo 1. O cimento resinoso dual All Cem Core (FGM, Joinville, SC, Brasil) foi aplicado no pino e no canal e o pino inserido na raiz. Após a remoção do excesso, o cimento foi fotoativado através do pino translúcido por 40 segundos.

A fabricação do núcleo das raízes restauradas com PFV (Grupos 3 e 4) foi obtida através do preenchimento das matrizes plásticas, utilizadas no Grupo 1, com resina composta Opus Bulk Fill (FGM), em 2 incrementos, de forma que as porções coronárias de todos os grupos ficassem padronizadas. Em seguida, a matriz foi colocada sobre o pino e a resina foi fotopolimerizada por 20 segundos em cada face. A matriz foi removida, o excesso de resina composta eliminado e o núcleo de preenchimento de 6 mm de altura obtido

Para a cimentação das coroas indiretas de resina, inicialmente foi feita a moldagem dos corpos de prova preparados com silicone de adição (Variotime, Kulzer). Os moldes foram vazados com gesso pedra tipo 4 (Elite Rock, Zhermack). Sobre um modelo de gesso foi confeccionada uma coroa padrão do canino superior com 7 mm de altura e um degrau a 3 mm da borda incisal na superfície palatina, que foi utilizado como ponto padronizado para aplicação de carga. Essa coroa padronizada feita com resina Opus Bulk Fill (FGM, Joinville, SC, Brasil) foi moldada com um silicone Polivinilsiloxano transparente (Elite Transparent, Zhermack) e esse molde de silicone transparente foi utilizado como gabarito para confeccionar as coroas de resina nos demais corpos de prova representados pelos modelos de

gesso. A resina Opus Bulk Fill foi inserida no molde de silicone transparente e este foi adaptado ao modelo dos preparos e a fotopolimerização foi feita por 20 segundos em cada face. Em seguida, as coroas foram removidas dos moldes e cimentadas nos núcleos com cimento resinoso All Cem Core (FGM), seguindo as instruções do fabricante (Figura 7). Todas as amostras foram armazenadas em água destilada a 37ºC por 60 dias para simular o envelhecimento artificial.

Figura 7 -.Cimentação da coroa

Fonte: Elaborado pelo autor, 2024

Resistência à fratura e análise do modo de falha

Para o teste de resistência à fratura, os espécimes foram submetidos a uma carga compressiva na superfície palatina das coroas em um ângulo de 45º em relação ao longo eixo do dente utilizando uma máquina de ensaio universal (EMIC DL 10000, Brasil) a uma velocidade de 1,0 mm/min até a fratura ocorrer. Em seguida, os corpos de prova foram examinados quanto ao modo de falha usando um estereomicroscópio (Stemi 2000, Zeiss, Germany) e as falhas foram classificadas como reparáveis quando a linha de fratura estava acima do nível ósseo simulado ou catastróficas (Figura 8) quando fratura radicular vertical fosse observada ou se a linha de fratura estivesse abaixo do nível ósseo simulado.

Figura 8 - A. Carga compressiva aplicada na superfície palatina em um ângulo de 45°; B. Visão de estereomicroscópio da superfície da fratura com 6.5x de ampliação mostrando falha reparável, amostra do grupo 2; C. Visão de estereomicroscópio da superfície da fratura com 6.5x de ampliação mostrando falha catastrófica, amostra do grupo 2.

A

B C

Fonte: Elaborado pelo autor, 2024

Análise Estatística

Os resultados da variável numérica foram expressos por meio de média, desvio padrão e coeficiente de variação percentual e por meio de frequências absolutas e percentuais para a variável discreta (tipo de fratura). A comparação entre os grupos no estudo da variável força foi realizada pelo teste não paramétrico de Kruskal-Wallis e no do tipo da fratura pelo teste Exato de Fisher. No caso de diferença significativa pelo teste de Kruskal-Wallis foram obtidos testes de comparações múltiplas de Conover.

A escolha do teste de Kruskal-Wallis foi devido a ausência da normalidade em pelo menos um dos grupos. A verificação da normalidade foi realizada pelo teste de Shapiro-Wilk e a igualdade de variâncias foi realizada pelo teste F de Levene.

A margem de erro utilizada na decisão dos testes estatísticos foi de 5%. Os dados foram digitados na planilha EXCEL e os programas utilizados para obtenção dos cálculos estatísticos foram o IBM SPSS na versão 27 e o MEDCALC versão 20.104.

4 RESULTADOS

A Tabela 1 apresenta as estatísticas da força de compressão máxima (N) segundo o grupo onde se destaca que: a média mais elevada (191,9 N) ocorreu no grupo (G3), a menos elevada (97,9 N) no grupo (G4), 174,1 N no grupo (G1) e 150,7 N no grupo (G2). A variabilidade expressa pelo coeficiente de variação foi reduzida no grupo (G2) desde que a referida medida foi inferior a 1/3 da média correspondente e foi não elevada (CV < 50%) nos outros três grupos. Para a margem de erro fixada (5%) se comprova diferença significativa (p < 0,05) entre os grupos e pelos testes a posteriori de comparações múltiplas de Conover se verifica diferença significativa entre o grupo (G4) e cada um dos outros três grupos.

Tabela 1: Média da resistência à fratura (N), Valores do desvio padrão e Coeficientes de Variação dos grupos experimentais.

Grupo	**Média (N)**	**Desvio padrão (N)**	**Coeficiente de variação %**	**p valor** [1]
G1	174,1 [A]	79,6	45,7	0,015*
G2	150,7 [A]	33,2	22,0	
G3	191,9 [A]	74,1	38,6	
G4	97,9 [B]	44,7	45,7	

(*)Diferença significativa a 5%

(1) Teste Kruskal-Wallis com comparações Conover Obs. Se as letras entre parênteses são distintas, comprova-se diferença significativa entre os grupos correspondentes

G1: Grupo controle (NMF); G2: Pino de fibra de vidro fresado por CAD-CAM;

G3: Pino Splendor-Sap; G4: Pino de fibra de vidro anatomizado com resina Heavy Flow

Fonte: Autores, 2024

A Tabela 2 apresenta os resultados do tipo de fratura por grupo na qual se enfatiza que a maioria em todos os corpos de prova G1, G3 e G4 teve fraturas reparáveis, com valores que variaram de 80,0% a 90,0%, enquanto no grupo G2 a metade foi reparável e a outra metade catastrófica, entretanto, sem diferença significativa entre os grupos (p > 0,05).

Table 2: Modo de fratura de cada grupo

Grupo	**Reparável**	**Catastrófica**	**Total**	**p valor** [1]	**n(%)**
	n(%)	**n(%)**			
G1	8 (80,0)	2 (20,0)	10 (100,0)	0,233	
G2	5 (50,0)	5 (50,0)	10 (100,0)		
G3	9 (90,0)	1 (10,0)	10 (100,0)		
G4	9 (90,0)	1 (10,0)	10 (100,0)		
Total	31 (77,5)	9 (22,5)	40 (100,0)		

Teste Exato de Fisher.

G1: Grupo controle (NMF); G2: Pino de fibra de vidro fresado por CAD-CAM;

G3: Pino Splendor-Sap; G4: Pino de fibra de vidro anatomizado com resina Heavy Flow

Fonte: Autores, 2024

5 DISCUSSÃO

A hipótese nula que não haveria diferença na resistência à fratura entre raízes restauradas com pino de fibra de vidro CAD-CAM , pino Splendor-SAP e pino anatômico comparados com o controle (núcleo metálico fundido) foi rejeitada, pois verificou-se diferença significativa entre o grupo pino anatômico (G4) e cada um dos outros três grupos.

Um ensaio clínico randomizado (Sharkis-Onofre *et al*., 2020) comparou a performance clínica de núcleo metálico fundido (NMF) e pino de fibra de vidro (PFV) cimentados em dentes tratados endodonticamente sem férula e os autores concluíram que, após 9 anos de proservação, NMF e PFV apresentaram boa e semelhante performance clínica.

Um estudo[11] avaliou a influência da férula e do tipo de pino na resistência à fratura e distribuição de stress em pré-molares inferiores. Os autores constataram não haver diferença significativa na resistência à fratura entre dentes restaurados com NMF e PFV reembasado com resina convencional. Baixa percentagem de fraturas catastróficas foi observada nos grupos sem férula, independente do tipo de pino, porém na atual pesquisa não houve diferença significativa nos modos de fratura.

Um estudo [12] avaliou a resistência à fratura de diferentes retentores intra-radiculares em pré-molares inferiores e os resultados demonstraram que dentes restaurados com NMF apresentaram resistência à fratura superior aos restaurados com PFV reembasado com resina nano-híbrida. Em relação ao modo de fratura, NMF apresentou um alto percentual (91,7%) de falhas catastróficas em relação ao pino anatômico, porém na atual pesquisa NMF apresentou apenas 20% de falhas catastróficas.

Outro estudo [13] avaliou a resistência à fratura de diferentes núcleos e os autores concluíram que os NMFs em ouro apresentaram resistência à fratura superior aos PFV e o modo de fratura para NMF em ouro foi fratura radicular e para pino de fibra de vidro decimentação do pino.

O objetivo de uma pesquisa [14,15] foi avaliar, ex vivo, a influência do tipo de pino (PFV e NMF) na resistência à fratura e modo de falha de raízes tratadas endodonticamente de incisivos superiores, caninos superiores, pré-molares superiores e molares inferiores. Todas as raízes tinham uma férula de 2 mm. De acordo com os resultados, PFV e NMF tiveram semelhante resistência à fratura, independente do tipo de dente, o que coincide com a presente

pesquisa apenas quando foi comparado o PFV Splendor SAP com o NMF e em relação ao modo de fratura o primeiro estudo constatou fraturas mais restauváveis com PFV do que com NMF, enquanto na presente pesquisa não houve diferença significativa entre os grupos.

Estudo (Giovani, 2009) avaliou a resistência à fratura de raízes de caninos superiores com PFV e NMF de diferentes comprimentos e os autores concluíram que em relação ao comprimento não houve diferença significativa na carga compressiva necessária para fraturar as raízes com NMF.

Uma pesquisa [16] constatou que incisivos restaurados com PFV apresentaram resistência à fratura significativa mais baixa do que àquela dos incisivos com NMF. Além disso, pôde-se observar que houve maior percentual de fraturas favoráveis (cervicais) no grupo PFV pré fabricado (65%) do que no grupo NMF (20%), o que não pôde ser observado no presente estudo, uma vez que, não houve diferença significativa entre os modos de fratura dos grupos NMF e PFV.

Em uma meta-análise da literatura, [17] os autores concluíram que os NMFs apresentam significativamente maior resistência à fratura do que os PFV, o que corrrobora, parcialmente, os achados da atual pesquisa no sentido que o grupo NMF (G1) apresentou resistência à fratura maior do que o grupo restaurado por pino anatômico (G4), porém o grupo NMF (G1) apresentou resistência à fratura estatisticamente semelhante ao grupo restaurado com pino de fibra de vidro do tipo Splendor-Sap (G3).

Estudo [18] avaliou a resistência de união à dentina de 2 sistemas de pino iguais aos utilizados na presente pesquisa: pinos fresados por CAD-CAM (FiberCad - Post & Core/ Angelus) e pino Splendor SAP e os autores concluíram que a resistência à tração observada para os 2 sistemas foi semelhante e afirmaram que, do ponto de vista clínico, o Splendor-SAP parece ser uma melhor alternativa aos pinos metálicos fundidos ou pinos CAD-CAM porque requer uma única sessão para colocação, reduzindo assim o risco de contaminação bacteriana e é um sistema universal, portanto, elimina a necessidade de vários tamanhos de brocas e pinos, permite adesão mecânica ao canal, proporciona um bom ajuste cervical, reduz o risco de fratura radicular e implica um preparo mais conservador.

Outro estudo [19] avaliou a resistência à fratura de caninos restaurados com diferentes retentores intra-radiculares.O grupo restaurado com PFV reembasado com resina composta convencional apresentou resistência à fratura superior àquela do grupo restaurado com Splendor-Sap, ao passo que, no presente estudo as raízes restauradas com o pino Splendor-Sap apresentaram resistência à fratura estatisticamente superior àquela das raízes restauradas com pino anatomizado com resina flow. Em relação aos modos de fratura, também houve semelhança entre esses dois estudos, uma vez que houve predominância de fraturas reparáveis.

De acordo com os resultados de um estudo, [20] in vivo, (Vogler et al, 2023) os autores concluíram que pinos/núcleos fabricados em CAD-CAM exibiram melhores padrões de precisão de adaptação e viabilidade da moldagem em comparação com NMF fabricados convencionalmente e consequentemente, a tecnologia CAD-CAM mantém o potencial para permitir a restauração de sessão única de dentes tratados endodonticamente com pinos personalizados e soluções essenciais, oferecendo eficiência e precisão na Odontologia.

Os resultados de um estudo [21] realizado em incisivos centrais superiores fragilizados concluíram que o uso de pinos CAD/CAM fresados melhoraram a biomecânica do dente com raiz enfraquecida, mostrando valores de resistência à fratura próximos àquele do núcleo metálico fundido (ouro) e estatisticamente superiores ao PFV pré-fabricado. Fraturas reparáveis foram mais comuns em pinos CAD-CAM enquanto fraturas catastróficas foram mais observadas em PFV pré-fabricados e NMF à base de ouro.

Em uma revisão sistemática [22] com metanálise, os autores relataram que pinos de fibra de vidro personalizados fresados por CAD-CAM exibiram maior resistência à fratura e resistência de união do que pinos de fibra de vidro pré-fabricados, no entanto, nenhuma diferença significativa foi observada entre pinos CAD-CAM e pinos de fibra de vidro personalizados.

Apesar da alta heterogeneidade e dos poucos artigos incluídos em uma revisão sistemática,[23] constatou-se uma tendência de o pino de fibra de vidro fabricado por CAD-CAM melhorar a resistência à fratura e a resistência de união em comparação ao PFV pré-fabricado. No presente estudo, os PFV pré-fabricados (pino anatômico) também apresentaram resistência à fratura estatisticamente inferior aos pinos CAD-CAM.

Em um estudo [24] realizado em incisivos bovinos, no teste de fadiga, no grupo de raízes não fragilizadas o pino de fibra CAD-CAM apresentou performance semelhante ao pino pré-fabricado de fibra de vidro, com 100% de fraturas reparáveis, entretanto, ambos os grupos apresentaram desempenho inferior em relação ao NMF. Nenhuma diferença estatística foi observada na performance de fadiga entre os 3 sistemas para raízes fragilizadas com uma alta taxa de fraturas catastróficas.

GrandioSO Heavy Flow é uma resina composta nano-híbrida que possui 83% de conteúdo de carga, resistência flexural de 159 MPa e módulo de elasticidade de 11,85 GPa, de acordo com o fabricante. O objetivo do estudo [25] realizado em incisivos superiores bovinos foi avaliar o efeito do reembasamento com diferentes resinas compostas na resistência de união Push-Out de pinos de fibra anatômicos à dentina radicular. GrandioSO Heavy Flow não apresentou alta resistência de união push-out, apesar de suas boas propriedades mecânicas. Imagens Micro-CT demonstraram que o maior número e tamanho de bolhas foi detectado nas amostras reembasadas com resina composta GrandioSO Heavy Flow em comparação com as outras resinas compostas. Como pôde ser evidenciado a resina composta GrandioSO Heavy Flow não envolveu adequadamente o pino e a adaptação homogênea não foi alcançada. Apesar da capacidade de fluidez desta resina composta, foram detectadas mais bolhas na camada de cimento. Nesta amostra, as bolhas estavam distribuídas de forma relativamente semelhante em todos os três terços coronal, médio e apical.

Uma provável explicação para o grupo pino reembasado com resina GrandioSO Heavy Flow ter alcançado os mais baixos valores de resistência à fratura pode ser atribuída à formação de bolhas e a falta de adaptação homogênea às paredes radiculares.

Diferentes resultados dos estudos podem ser explicados pelas diferentes metodologias que incluem diferentes tipos de coroa, cimentos resinosos, estudos com e sem férula, tipos de dente nos estudos, técnicas de anatomização dos pinos, material dos núcleos fundidos, dentre outros fatores.

6 CONCLUSÃO

Comparando as técnicas CAD-CAM e convencional, verificou-se que as raízes restauradas com pinos de fibra de vidro personalizados por fresamento CAD-CAM apresentaram resistência à fratura semelhante às raízes restauradas com núcleo metálico fundido e pino de fibra de vidro Splendor-SAP, entretanto, as raízes restauradas com pino de fibra de vidro anatômico apresentaram a mais baixa performance mecânica. Em relação aos modos de fratura (reparável x catastrófica) não houve diferença significativa entre as técnicas avaliadas.

REFERÊNCIAS

BARBOSA, B TOMÉ.(2016) Pinos de fibra: revisão da literatura. *Revista UNINGÁ Review, Maringá,* v. 28, n. 1, p. 83–87.

MAZARO, W ASSUNÇÃO, E ROCHA, P ZUIM. (2013) Fatores determinantes na seleção de pinos intra-radiculares. *Revista de Odontologia da UNESP*, v. 35, n. 4, p. 223-231.

T MELO, E AKAKI, J CELSO (2010)Pinos estéticos: qual o melhor sistema? *Arquivo Brasileiro de Odontologia*, Belo Horizonte, v. 6, n. 3, p. 179-184,.

PRADO et al. (2014) Pinos intra radiculares: revisão da literatura. *Journal of Health Sciences*, Londrina, v. 16, n. 1, p. 51-55.

G LEAL, L RANGEL.(2018)Características do Pino de Fibra de Vidro e aplicações Clínicas: *Uma Revisão da Literatura. Id on line Revista de Psicologia,* v. 12, n. 42, p. 14-26.

S SINGH, R PODAR, S BABEL, S CHANDEKAR.(2019) Rehabilitation of endodontically treated tooth with anatomic post and core: a novel approach. *Indian J Conserv Endod;*4(1):30-34

S SHARMA, G ATTOKARAN, K SINGH. (2016) Comparative evaluation of fracture resistance of glass fiber reinforced, carbon, and quartz post in endodontically treated teeth: An in vitro study. *J Int Soc Prev Community Dent.* 6(4): p 373–376.

R SARKIS-ONOFRE *et al*., (2020) Randomized controlled trial comparing glass fiber posts and cast metal posts. *J Dent*..

NOHATTO, B SIBYLLA. (2017) Critérios clínicos para a escolha entre pinos intrarradiculares: fibra de vidro ou metálico fundido.

V MERGULHÃO; L MENDONÇA; M ALBUQUERQUE.(2019) Fracture Resistance of Endodontically Treated Maxillary Premolars Restored with Different Methods. *Oper Dent*. 44 (1) :E1-E11

BACCHI A, Caldas RA, Schmidt D, Detoni M, Souza MA, Cecchin D, Farina AP (2019) Fracture Strength and Stress Distribution in Premolars Restored with Cast Post-and-Cores or Glass-Fiber Posts Considering the Influence of Ferule. *BioMed Research International* (2196519) 1-7.

K TEIXEIRA; TM DUQUE; HP MAIA.(2020) Fracture resistance and failure mode of custom- made post-and-cores of polyetheretherketone and nano-ceramic composite. *Operative Dentistry*, v. 45, n.5, p. 506-515.

MAROULAKOS G, Nagy WW, Kontogiorgos ED (2015) Fracture resistance of compromised endodontically treated teeth restored with bonded post and cores: an in vitro study. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 114(3) 390-397.

CASTRO, CG et al., Fracture resistance and mode of failure of various types of root filled teeth. v 45, Edição 9, pág. 840-84

CASTRO, CG et al., Effects of post system and length on the strain and fracture resistance of root filled bovine teeth

ALHASHER HK. (2022) A Fully Digital Method to Fabricate Custom Hybrid Ceramic One-Piece Post-and-Core: *A Proof of Concept.* Res Square.

ZHOU, L.(2013) Comparison of Fracture Resistance between Cast Posts and Fiber Posts: A Meta-analysis of Literature. *JOE*.v. 39, n.1, January.

GUIMARÃES, MF. (2022) 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*, Volume 23 Issue 4.

PETYK, W. S., Rego, R. T. B., Sábio, S., Lima, F. F., Avelar, V. L., Santos, M. L. A. dos ., & Silva, B. G. da . (2023). Assessment of fracture resistance capacity in endodontically treated teeth with fiberglass post comparing different therapeutic techniques. *Revista Uningá*, 60(1), eUJ4425

VOGLER JAH et al., (2023) Conventional cast vs. CAD/CAM post and core in a fully digital chairside workfow–An in vivo comparative study of accuracy of ft and feasibility of impression taking. *Journal of Dentistry*. 136:104638.

PANG J., et al. (2019) Fracture behaviors of maxillary central incisors with flared root canals restored with CAD/CAM integrative. *Irã Endod J*. 14(3): 202–210.

CAMPOS,GB. Are CAD-CAM milled glass fiber posts better than prefabricated or costum glass fiber posts for endodontically treated teeth? A systematic review with meta-analysis. *The journal of prosthetic dentistry*.

COSTA,TS. (2024) CAD-CAM glass fiber compared with convencional prefabricated glass fiber posts: A systematic review. *The journal of prosthetic dentistry*. v.132, n.2. August

OLIVEIRA,GR; Fatigue Properties of Weakened and Non-weakened Roots Restored with CAD-CAM Milled Fiber Post, Prefabricated Fiber Post, or Cast Metal Post. Operative Dentistry 1;47(6):658-669, 2022 November

KAHNAMOUEI, AH et al., (2019) Effect of Relining with Different Composite Resins on the Push-out Bond Strength of Anatomical Fiber Posts to Root Canal Dentin. *Irã Endod J*. ; 14(3): 202–210.

Journal Operative Dentistry

Clinical and Laboratory Research and Invited Papers

CLINICAL and LABORATORY RESEARCH MANUSCRIPTS and INVITED PAPERS must include as part of the narrative:

- a **title**
- a **running (short) title**
- a **clinical relevance statement**
- a **concise summary** (can be in abstract form)
- an **introduction**
- **methods and materials**
- **results**
- a **discussion**
- a **conclusion**
- **references**

Reference Requirements

CLOSE

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.
9. References that contain Crossref.org's DOIs (Digital Object Identifiers) should always be displayed at the end of the reference as permanent URLs. The prefix http://dx.doi.org/ can be appended to the listed DOI to create this URL. i.e. http://dx.doi.org/10.1006/jmbi.1995.0238

Reference Style Guide

CLOSE

• 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
• Journal Article with DOI: SA Feierabend, J Matt & B Klaiber (2011) A Comparison of Conventional and New Rubber Dam Systems in Dental Practice. Operative Dentistry 36(3) 243-250, http://dx.doi.org/10.2341/09-283-C

All submitted manuscripts will be subject to the possibility of online only publication on our online journal site: https://meridian.allenpress.com/operative-dentistry. These e-pub articles will be paginated with an "e" prefix and will carry a fully citable DOI number. If you are not interested in the possibility of having your paper published online only, please do not submit your manuscript to us. Your authorization to allow us to e-publish will help us to publish manuscripts even faster than we have in the past.

We will need your text file (original word processing file in Word) in order to size your manuscript accurately. Our system will automatically merge the text file that you upload with the figure and table files, to make one article file PDF. This allows editors and reviewers to view and/or download your manuscript in one easy step. If any of your figures are illegible, or the figure sizes are too large or small (see below), your submission will be returned to you so that you can fix these problems. Your manuscript will only be considered officially submitted after it has been approved through our initial quality control check, and these problems (if any) have been fixed.

Before submitting a manuscript, please gather the following information as indicated by the article type:

CORRESPONDING AUTHOR must provide a WORKING / VALID e-mail address which will be used for all communication with the journal.

All Authors:

First Names, Middle Names/Initials, Last Names
Author Degrees, and Current Institution information,Postal Addresses,Work Telephone Numbers
E-mail Addresses
ORCID IDs (16 digits)

MENTION OF COMMERCIAL PRODUCTS/EQUIPMENT must include:

- full name of product
- full name of manufacturer
- city, state and country of manufacturer

Title and Running Title (you can cut and paste this from your manuscript). Running title: This is simply a shorter version of the title used on following pages and in our database for reports, etc.

Clinical Relevance Statement. This is required to submit and should appear in both the manuscript data field when entering initial info, as well as being part of the manuscript text document.

Abstract or Summary (you can cut and paste this from your manuscript).

Manuscript files and Tables in Word. (Please include your abstract and figure captions in the text file.)

TABLES may be submitted as either Word (.doc and .docx) or Excel (.xls and .xlsx) files. All tables must be legible, with fonts being no smaller than 7 points. Tables have the following size limitations: In profile view a table must be no larger than 7 x 9 inches; landscape tables should be no wider than 7 inches. It is the Editor's preference that tables not need to be rotated in order to be printed, as it interrupts the reader's flow.

References must be numbered (superscripted Arabic numerals…1, 2, 3 etc.) consecutively as they appear in the text and, where applicable, they should appear after punctuation. For examples, see below.

For printing purposes, we require that your figure files be in TIFF, or JPG formats and be uploaded separately as source files, not PDF files. You may not embed the figures, graphs or tables in the manuscript

Photographs submitted to Operative dentistry must be unretouched; they may be cropped, annotated and/or aggregated with other photos, but each photo must remain unretouched.

Figures must be of publication quality with the following parameters:

line art (and tables that are submitted as a graphic) must be sized with the short edge being no shorter than 5 inches. It should have a minimum resolution of 600 dpi and a maximum resolution of 1200 dpi. This means the shortest side should be no smaller than 3000 pixels.

gray scale/black & white figures must be sized with the short edge being no shorter than 5 inches. It should have a minimum resolution of 300 dpi and a maximum of 400 dpi. This means the shortest side should be no smaller than 1500 pixels.

color figures and photographs must be sized with the short edge being no shorter than 3.5 inches. It should have a minimum resolution of 300 dpi and a maximum of 400 dpi. This means that the shortest side should be no smaller than 1050 pixels.