



PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DO PARANÁ

**ESCOLA DE CIÊNCIAS DA VIDA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA
ÁREA DE CONCENTRAÇÃO DENTÍSTICA**

ROGÉRIO GOULART DA COSTA

**EFEITO DE RETENTORES INTRARRADICULARES
PERSONALIZADOS EM CAD/CAM NA
MICROMORFOLOGIA DO FILME DE CIMENTAÇÃO E NA
FORÇA DE FRATURA DE DENTES TRATADOS
ENDODONTICAMENTE**

Curitiba

2016

ROGÉRIO GOULART DA COSTA

**EFEITO DE RETENTORES INTRARRADICULARES
PERSONALIZADOS EM CAD/CAM NA
MICROMORFOLOGIA DO FILME DE CIMENTAÇÃO E NA
FORÇA DE FRATURA DE DENTES TRATADOS
ENDODONTICAMENTE**

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia da Pontifícia Universidade Católica do Paraná, como parte dos requisitos para obtenção do título de Doutor em Odontologia, Área de Concentração em Dentística.

Orientador: Prof. Dr. Rodrigo Nunes Rached

Co-orientadora: Gisele Maria Corrêr

Curitiba

2016

Dados da Catalogação na Publicação
Pontifícia Universidade Católica do Paraná
Sistema Integrado de Bibliotecas – SIBI/PUCPR
Biblioteca Central

C837e
2016

Costa, Rogério Goulart da

Efeito de retentores intrarradiculares personalizados em CAD/CAM na micromorfologia do filme de cimentação e na força de fratura de dentes tratados endodonticamente / Rogério Goulart da Costa ; orientador: Rodrigo Nunes Rached ; co-orientadora: Gilse Maria Corrêr. – 2016.
43 f. : il. : 30 cm

Tese (doutorado) – Pontifícia Universidade Católica do Paraná, Curitiba, 2016
Inclui bibliografias

1. Pinos dentários. 2. Restauração (Odontologia). 3. Técnica para retentor intrarradicular. I. Rached, Rodrigo Nunes. II. Corrêr, Gisele Maria. III. Pontifícia Universidade Católica do Paraná. Programa de Pós-Graduação em Odontologia. IV. Título.

CDD 20. ed. – 617.695

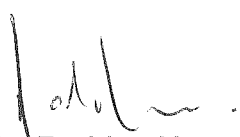
TERMO DE APROVAÇÃO

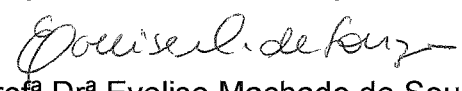
ROGÉRIO GOULART DA COSTA

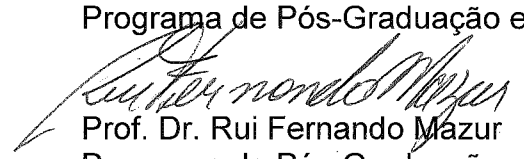
EFEITO DE RETENTORES INTRARRADICULARES PERSONALIZADOS EM CAD/CAM NA MICROMORFOLOGIA DO FILME DE CIMENTAÇÃO E NA RESISTÊNCIA À FRATURA DE DENTES TRATADOS ENDODONTICAMENTE

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia da Pontifícia Universidade Católica do Paraná, como parte dos requisitos parciais para a obtenção do Título de **Doutor em Odontologia**, Área de Concentração em **Dentística**.

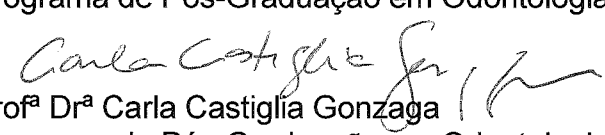
Orientador (a):


Prof. Dr. Rodrigo Nunes Rached
Programa de Pós-Graduação em Odontologia, PUCPR


Prof. Dr. Evelise Machado de Souza
Programa de Pós-Graduação em Odontologia, PUCPR


Prof. Dr. Rui Fernando Mazur
Programa de Pós-Graduação em Odontologia, PUCPR


Prof. Dr. Marcio José Fraxino Bindo
Programa de Pós-Graduação em Odontologia, UFPR


Prof. Dr. Carla Castiglia Gonzaga
Programa de Pós-Graduação em Odontologia, UP

Curitiba, 16 de agosto de 2016.

“No que diz respeito ao empenho, ao compromisso, ao esforço, à dedicação, não existe meio termo. Ou você faz uma coisa bem feita ou não faz.”

Aírtton Senna

“O dinheiro faz homens ricos, o conhecimento faz homens sábios e a humildade faz grandes homens.”

Mahatma Gandhí

Dedico

Dedico este trabalho a minha família, meus pais Raimundo e Tereza, a minha irmã Leila, ao meu sobrinho Vinícius, ao meus sogros Keko e Linda, a meus amigos e a Deus ...

... e principalmente a minha esposa Gislaine e ao nosso maior bem nossos filhos Guilherme e Gabriel.

AGRADECIMENTOS

A Deus, por me dar força, saúde, esperança, paz e tudo que me motiva a lutar por uma vida profissional e pessoal melhor.

A minha amada Gislaine, pelo seu amor, carinho, companheirismo, atenção e dedicação para que eu conseguisse superar todas as dificuldades e problemas nesta árdua etapa de nossa vida.

Aos meus amigos, pois aprendi que mais do que disposição, força de vontade, equipamentos e dinheiro nós precisamos de amigos, por isso, agradeço de coração a todos que contribuíram para a concretização deste trabalho.

Agradecimento especial aos meus amigos de coração Denis e Rita que sempre estiveram ao meu lado.

Agradecimento aos meus sócios Savio e Eduardo pela parceria.

Agradecimento a minha amiga Djuly pela colaboração nas etapas laboratoriais.

Agradecimento a minha amiga de jornada neste doutorado Elisa Balbínót.

Agradecimento a Ana Paula Gerbert por me incentivar a ingressar neste programa de pós-graduação e pela indicação deste excelente orientador.

Agradecimentos aos meus mestres e amigos, que me auxiliaram nesta jornada para angariar conhecimento e saber.

Agradecimento ao Profº Dr Paulo Cesar Soares Junior pela ajuda com os testes de ensaios mecânicos e imagens de MEV.

Agradecimento ao Diretor Geral da FGM Friedrich G. Mittelstädt e ao desenvolvedor de produtos Rony Peterson Alves Rodrigues pelo desenvolvimento do bloco experimental de fibra de vidro.

Agradecimento ao Diretor Geral da Amann Girrbach Brasil Jeferson R. Calgaro e ao supervisor Danilo Rodrigues Batista pela ajuda com os equipamentos de CAD/CAM e no desenvolvimento de uma estratégia de usinagem para este novo produto.

Agradecimento a Fundação Araucária pelos recursos advindos do edital CP24-2012 - Universal nº38188.

Agradecimento especial a Prof^a Dra Gisele Maria Correr por sua orientação neste trabalho.

Agradecimento especial ao meu orientador Prof^o Dr. Rodrigo Nunes Rached pela sua dedicação, compreensão, paciência e carinho na orientação da minha pesquisa. Realmente um mestre a ser seguido, sensato, ponderado, inteligente e muito competente.

A todos vocês, meu cordial e sincero obrigado de coração.

SUMÁRIO

Artigo Português

Efeito de retentores intrarradiculares personalizados em CAD/CAM na micromorfologia do filme de cimentação e na força fratura de dentes tratados endodonticamente.....	1
Resumo.....	2
Introdução.....	3
Material e Método.....	5
<i>Microtomografia computadorizada (Micro CT).....</i>	<i>8</i>
<i>Construção e cimentação das coroas.....</i>	<i>10</i>
<i>Ensaio de Fadiga.....</i>	<i>11</i>
<i>Teste de força de fratura por compressão tangencial.....</i>	<i>11</i>
<i>Análise estatística.....</i>	<i>12</i>
Resultados.....	12
Discussão.....	14
Agradecimento.....	17
Marca dos produtos comerciais usados na pesquisa.....	17
Referencias.....	18
Artigo Inglês	
Effect of CAD/CAM glass fiber post-core on cement micromorphology and fracture resistance of endodontically treated roots	22
Abstract.....	23
Introduction.....	24
Material and Methods	26
<i>Computerized microtomography (MicroCT)</i>	<i>28</i>
<i>Building and cementing the crowns.....</i>	<i>30</i>
<i>Fatigue Testing</i>	<i>30</i>
<i>Fracture resistance testing with an oblique compressive load.....</i>	<i>30</i>
<i>Statistical Analysis.....</i>	<i>31</i>
Results.....	31
Discussion.....	33
Acknowledgments.....	36
Brands of the products used in the study.....	36
References.....	37
ANEXO	
Parecer do comitê de ética.....	41
Parecer Banco de Dentes PUCPR.....	42
Aceite para Publicação American Journal of Dentistry	43

Efeito de retentores intrarradiculares personalizados em CAD/CAM na micromorfologia do filme de cimentação e na força de fratura de dentes tratados endodonticamente

Rogério Goulart da Costa, DDS, MS¹

Gisele Maria Correr, DDS, MS, PhD²

Rodrigo Nunes Rached, DDS, MS, PhD³

¹ Professor, Prótese Dentária, Instituto Federal do Paraná, Curitiba, PR, Brasil.

² Professor, Pos-graduação, Universidade Positivo, Curitiba, PR, Brasil.

³ Professor, Pos-graduação, Pontifícia Universidade Católica do Paraná. Curitiba, PR, Brasil.

Autor correspondente

Nome: Rodrigo Nunes Rached

Endereço: PUCPR (Odontologia), Rua Imaculada Conceição, 1155, Curitiba, PR, Brazil, 80215-901.

e-mail: r.rached@pucpr.br

Phone: +55 (41) 88585888; **Fax:** +55 (41) 3271-1405

Resumo

Objetivo: Este estudo avaliou a força de fratura de raízes fragilizadas e restauradas com pino pré-fabricado ou retentor personalizado por CAD/CAM, bem como a espessura e a presença de espaços vazios do filme de cimento.

Materiais e Método: As raízes de 40 pré-molares humanos foram fragilizadas com pontas diamantadas (2,5 mm no terço cervical e 1,5 mm no terço médio e apical) e restauradas com pinos pré-fabricados (PF) ou retentores personalizados (RP), com ou sem coroa de zircônia (n=10). Pinos, retentores e coroas foram cimentados com cimento resinoso dual. A espessura do filme de cimento e a presença de espaços vazios foram determinados por microtomografia computadorizada. Após fadiga (10^6 ciclos, 50 N, 5 Hz, 36,5°C), os espécimes foram submetidos ao ensaio de compressão tangencial (30°, 1 mm/min) e os valores de força de fratura registrados (N). Os dados de força de fratura e a espessura do filme foram analisados por ANOVA e teste de Games-Howell e a variável presença de espaços vazios foi analisada pelo teste de Mann-Whitney ($\alpha=5\%$). **Resultados:** Os valores médios de força de fratura variaram de 640,4 a 792,9 N e não diferiram entre os grupos ($p>0,05$). O grupo RPs apresentou valores de espessura do filme de cimento e número de espaços vazios estatisticamente inferiores ao grupo PFs. Houve correlação positiva (Spearman) e significativa ($R=0,488$, $p=0,029$) entre as variáveis estudadas. Diante dos resultados obtidos, pode-se concluir que a personalização de retentores intrarradiculares pelo sistema CAD/CAM não interfere na variável força de fratura de remanescentes dentários fragilizados. A presença de coroas de zircônia não interferiu no tipo fratura de ambos os retentores. A personalização por CAD/CAM minimizou a espessura do filme de cimento e a formação de espaços vazios no mesmo.

Descritores: Retentor intrarradiculares, força de fratura, CAD/CAM

Significancia Clínica: Os retentores intrarradiculares personalizados em CAD/CAM não interferem na força de fratura de canais fragilizados, assim como não causam fraturas catastróficas na presença ou ausência de coroas protéticas.

Introdução

Retentores intrarradiculares são necessários quando não há remanescente dentário coronal suficiente para reter a restauração protética definitiva. O material de construção do retentor intrarradicular desempenha um papel importante no comportamento biomecânico do sistema radicular do dente reabilitado. É fundamental que o material tenha propriedades mecânicas e físicas similares às do dente, favorecendo uma correta distribuição das forças mastigatórias e das tensões sobre o remanescente dentário,¹ bem como apresentar propriedades ópticas naturais de absorção e reflexão da luz.² Entre os retentores estéticos disponíveis no mercado, os pinos à base de fibra de vidro apresentam propriedades mecânicas e ópticas satisfatórias ao uso de restaurações indiretas em cerâmicas livres de metal do tipo feldspática e vitrocerâmica.³⁻⁴

A boa adaptação às paredes do canal obtida por meio da personalização do retentor garante uma espessura de filme de cimento mais fina, o que minimiza a contração de polimerização e proporciona uma adequada resistência adesiva.⁵⁻
⁶ Não há um consenso na literatura quanto à espessura ideal do filme de cimento e a presença de fendas e espaços vazios na linha de cimentação, sua relação com a resistência adesiva de retentores e o sucesso clínico dos mesmos.⁷ A análise por microtomografia computadorizada (Micro CT) possibilita observar de forma não-destrutiva e precisa a espessura do filme de cimentação do retentor às paredes do canal.

A personalização de retentores pode ser realizada de maneira direta no consultório ou indiretamente com modelo de trabalho em laboratório.^{1,8} A personalização indireta pode ser manual ou mecanizada com o uso do sistema *Computer Aided Design - Computer Aided Manufacturing (CAD/CAM)*. A técnica manual de personalização utiliza materiais com propriedades biomecânicas distintas, os quais criam interfaces múltiplas entre o pino pré-fabricado e a resina composta.^{9,10} Associado a isso, a presença de uma matriz resinosa com alto conteúdo de ligação cruzada nos pinos dificulta a ligação química deste à resina composta.¹¹ A personalização de retentores indiretos pelo sistema CAD/CAM pode ser feita a partir de um padrão do retentor em resina acrílica obtido pela técnica direta ou indireta. Este padrão é escaneado, modelado por um software CAD e posteriormente fresado em um sistema CAM.^{12,13} Esta tecnologia permite

obter um retentor intrarradicular de corpo único a partir de um processo controlado de fresagem de blocos homogêneos¹²⁻¹⁴ de fibra de vidro e resina epóxi,¹⁵ processo este que reduz as possibilidades de falhas estruturais. O sistema CAD/CAM apresenta ferramentas precisas que permitem modelar e fresar o retentor independente da habilidade manual do dentista ou protético. A construção de um retentor personalizado por CAD/CAM melhora a adaptação deste às paredes do canal,¹⁵ o que aumenta a retenção friccional, reduz a espessura do filme e minimiza a contração de polimerização do cimento.¹⁶

Um aspecto importante na avaliação da força de fratura em laboratório de pino e núcleo de preenchimento é a presença ou não da coroa protética durante os ensaios. A literatura ainda é inconclusiva quanto ao efeito da presença¹⁷⁻²¹ ou ausência²²⁻²⁶ de coroa protética no desempenho biomecânico laboratorial de dentes restaurados com retentores intrarradiculares. Contudo, estudos que compararam a presença e ausência de coroa concluíram que esta pode aumentar a força de fratura do dente restaurado devido à ferulização do mesmo.^{26,27} Desta forma, apesar da presença da coroa protética aproximar os ensaios mecânicos de dentes restaurados com retentores intrarradiculares da realidade clínica, a coroa protética pode mascarar as diferenças entre os retentores quanto à forma, diâmetro, comprimento, material e método de obtenção.

Desta forma, o objetivo deste estudo foi avaliar a força e o tipo de fratura de remanescentes dentários fragilizados e restaurados com retentores intrarradiculares de fibra de vidro pré-fabricados ou personalizados por CAD/CAM, com ou sem o uso de coroas protéticas de zircônia. Além disso, foram analisadas as características morfológicas (espessura e presença de espaços vazios) do filme de cimento resinoso por meio de Micro CT. As hipóteses nulas testadas foram:

- a) os pinos pré-fabricados e os retentores personalizados por CAD/CAM forneceriam valores de força de fratura similares;
- b) a presença ou ausência de coroa protética de zircônia forneceriam valores similares de força de fratura nos grupos com pinos pré-fabricados e retentores personalizados por CAD/CAM;
- c) os pinos pré-fabricados e os retentores personalizados por CAD/CAM forneceriam valores de espessura de cimento similares;

- d) os pinos pré-fabricados e os retentores personalizados por CAD/CAM apresentariam quantidades similares de espaços vazios no filme de cimento.

Material e Método

O presente estudo foi conduzido após a aprovação pelo Comitê de Ética da Universidade (# 817.861). Foram selecionados 40 pré-molares monorradiculares superiores e/ou inferiores humanos previamente armazenados em Cloramina T a 0,5% por no máximo 6 meses.

Para realização deste estudo foram usados os materiais descritos na Tabela 1.

Tabela 1 - Marcas comerciais e produtos para construção dos corpos de prova.

Descrição	Nome Comercial	Composição
Pino pré-fabricado de fibra de vidro	Whitepost DCE nº 02	Resina Epoxi 25% Endurecedor Epoxy 5% Fibras de Vidro 70%
Retentor intrarradicular personalizado em sistema CAD/CAM	Bloco Experimental de fibra de vidro	Resina Epoxi 25% Endurecedor Epoxy 5% Fibras de Vidro 70%
Silano	prosil	3-Metacriloxipropiltrimetoxisilano 5% Etanol 85% Água 10%
Ácido Fosfórico	Condac 37	Ácido Fosfórico 37%
Sistema Adesivo	Ambar	% por peso Diuretano dimetacrilato (UDMA) 5 – 40 2-hidroxi etil metacrilato (HEMA) 5 – 40 Monômeros ácidos metacrilatados 1 – 20 Monômeros hidrofilicos metacrilatados 5 – 40 Dióxido de silício silanizado 1 – 10 Canforoquinona 1 Etil 4-dimetilaminobenzoato 1 Etanol 20
Cimento Resinoso Dual	AllCem CORE	Pasta Base: Monômeros metacrílicos (TEGDMA, BisEMA e BisGMA), canforoquinona, co-iniciadores, micropartículas de vidro de bário-alumino-silicatos, nanopartículas de dióxido de silício, pigmentos inorgânicos e conservantes. Pasta Catalisadora: Monômeros metacrílicos, peróxido de di-benzoila, estabilizantes e micropartículas de vidro de bário-alumino-silicato. Após mistura: 62% de carga inorgânica em peso
Zircônia	Ceramill Zi	$ZrO_2 + HfO_2 + Y_2O_3 > 99,0$ $Y_2O_3 - 4,5 - 5,4$ $HfO_2 - < 5$ $Al_2O_3 < 0,5$
TEGDMA: Trietilenoglicoldimetacrilato, Bisfenolglycidilmetacrilato BisEMA: Bisfenoletildimetacrilato e BisGMA:		

Os dentes foram seccionadas abaixo da junção amelo-cementária, com um disco diamantado flexível ref. 7012^f, padronizando o comprimento radicular dos 40 dentes em 13 mm. Após padronização das raízes, foi dado início ao preparo do canal radicular, o qual foi realizado empregando-se o sistema de rotação contínua Profile.04ⁱ no sentido coroa-ápice. A cada troca de instrumento, o canal radicular foi irrigado com solução de hipoclorito de sódio a 2,5%. Para o acionamento do sistema automatizado, foi empregado o motor elétrico X-Smartⁱ calibrado em 250 r.p.m e controle de torque de 1 N.cm. A sequência técnica obedeceu aos seguintes passos: 1) determinação do comprimento real do dente (CRD) 13 mm; 2) esvaziamento inicial com lima manual tipo Flexofileⁱ de calibre #15 no comprimento de trabalho (CT) 12 mm; 3) SX Protaper SXⁱ no CRD-5 mm; 4) Profile #60.04 até encontrar resistência; 5) Profile #45.04 até encontrar resistência; 6) Profile #40.04 até encontrar resistência; 7) Profile #35.04 até encontrar resistência; 8) Profile #30.04 até comprimento de trabalho; 9) ampliação do batente apical até #60.04. Ao final do preparo, os canais radiculares foram irrigados com solução de EDTA a 17% por 5 minutos e com a solução de hipoclorito de sódio a 2,5%. A seguir, foi feita a secagem dos canais por meio de cânulas de sucção e pontas de papel absorventeⁱ. Em seguida, foi realizada a obturação com cone principal de guta-percha nº60 e secundários MFⁱ envoltos em cimento AHPlusⁱ e a termoplastificação da guta-percha empregando-se o compactador de Mc Spadden #80ⁱ. Após a obturação, os canais radiculares foram selados provisoriamente com cimento provisório.

Todos os dentes tiveram os canais alargados a partir da remoção da dentina interna com pontas diamantadas (2,5 mm terço coronal ref. 4138^f e 1,5 mm terço apical ref. 4137^f) padronizando o comprimento final do preparo do canal radicular em 9 mm a partir da região do corte da raiz até o ápice.⁸ As raízes fragilizadas foram distribuídas aleatoriamente por meio de sorteio em 4 grupos (n = 10) de acordo com o método de fabricação em PF (pino pré-fabricado) e RP (retentor intrarradicular de fibra de vidro personalizado em CAD/CAM) e com relação a presença (PFc, RPc) ou ausência (PFs, RPs) de coroas protéticas (figura 1).

As raízes foram incluídas em resina acrílica autopolimerizável (Duralay^b) e o ligamento periodontal foi simulado com silicone por adição fluido (Virtual^j) pela técnica da cera perdida.

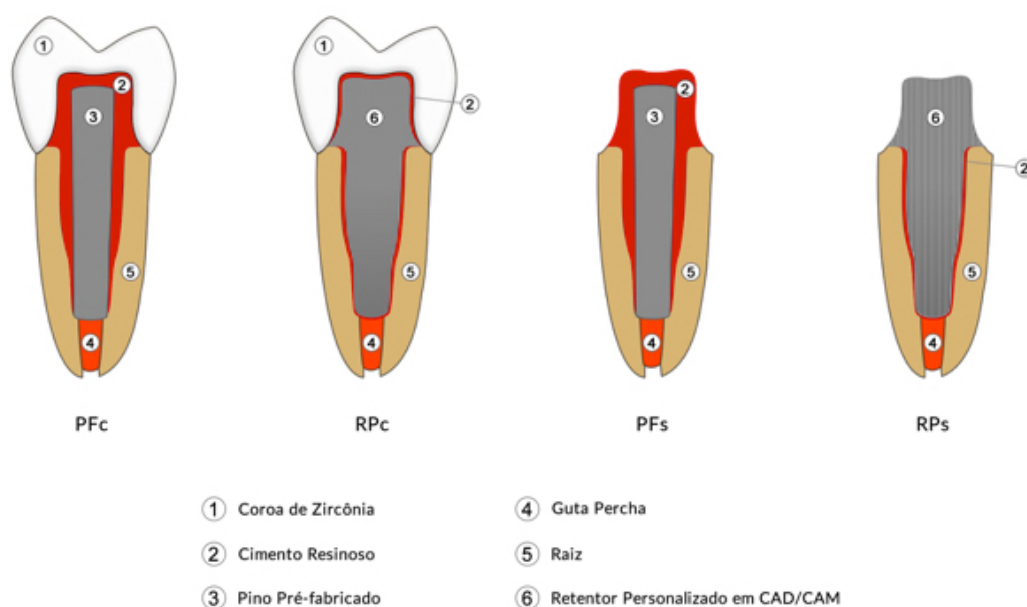


Figura 1 – Desenho esquemático dos dentes restaurados com pinos pré-fabricados e retentores intrarradiculares personalizados por CAD/CAM com ou sem coroa de zircônia.

A personalização dos retentores intrarradiculares pelo sistema CAD/CAM (Ceramill^a) ocorreu a partir da confecção de padrões em resina acrílica (Duralay^b) dos retentores por meio da técnica de modelagem do conduto.

A técnica de construção padrão consistiu inicialmente no isolamento do canal com água e inserção da resina autopolimerizável resina acrílica^b com auxílio de um pino de resina acrílica (PinJet^c). O conjunto foi mantido em posição durante alguns segundos em seguida removido para verificar se toda a anatomia do canal foi copiada. O padrão foi inserido e removido até completar o processo de polimerização da resina acrílica^b. A porção coronária foi construída com auxílio de uma matriz de silicone⁹ obtida a partir do preparo para coroa total de um dente pré-molar hígido, por meio de uma plastificadora à vácuo (PlastVac^h).

Os padrões foram digitalizados com escâner de bancada (Ceramill Map 400^a) e modelados no software de desenho (Ceramill Mind^a). Os sistemas CAD/CAM não possuem ferramentas específicas para desenho e finalização de retentores intrarradiculares. Desta forma, após a modelagem do retentor e previamente à fresagem, foi definido um comando de fresagem, no software (Geomagic.Studio.V11^a), da peça com volume reduzido em 2,5%, afim de promover espaço para a cimentação, este espaço foi definido após estudos pilotos com redução 0, 2,5 e 5%, o qual revelou que 2,5% ser o melhor parâmetro a ser adotado. Os retentores personalizados foram fresados em CAM (Motion 2^a) com refrigeração a partir do bloco experimental^d de resina epóxi reforçada por fibra de vidro. Após fresagem, os retentores personalizados tiveram sua adaptação checada e ajustada, quando necessário, com auxílio de uma ponta abrasiva (Exa-Cerapol^e).

Os pinos pré-fabricados foram medidos e cortados no comprimento de 11 mm com disco diamantado flexível 7012^f. Os pinos foram provados no canal, checados quanto à adaptação, limpos com álcool isopropílico, silanizados com silano (Prosil^d) e secos com jato de ar. O núcleo de preenchimento associado aos pinos pré-fabricados foi construído com cimento resinoso dual (AllCem Core^d) com auxílio de uma matriz de silicone^g.

A estrutura dentária coronal e intracanal de todos os espécimes foi condicionada com ácido fosfórico 37% (Condac^d) por 15 segundos e lavada com jatos de água por 30 segundos. Os excessos foram removidos com discos e cones de papel absorventeⁱ. Na sequência, com a dentina úmida, procedeu-se a aplicação de sistema adesivo (Âmbar^d), seguido de fotoativação com fotopolimerizador (Bluephase N^j) por 30 segundos, de acordo com as orientações do fabricante. Todos os retentores (PF e RP) foram cimentados com cimento resinoso dual^d. Os espécimes foram armazenados por no mínimo 72 horas em estufa a 37°C sob umidade relativa até o momento de todos os ensaios laboratoriais.

Microtomografia computadorizada (Micro CT)

Após 72 horas da cimentação, os espécimes dos grupos (RPs e PFs) foram submetidos à Micro CT (SkyScan1172^k) para análise da presença de

espaços vazios e espessura do filme de cimento. Os cortes foram feitos no sentido transversal de cervical para apical com espessura de 10 μm (Figura 2). Um corte transversal mediano de cada terço (apical, médio e cervical) foi selecionado e a partir destes foram realizadas 10 medições ao longo do filme de cimento formado entre a parede do canal e o retentor. Uma média da espessura do filme de cimento (μm) para cada terço foi obtida. As imagens também foram analisadas quando à presença de espaços vazios no filme de cimento e classificadas de acordo com os escores: 0 - ausência de espaços vazios nos três terços; 1 - presença de espaços vazios em pelo menos um terço; 2 - presença de espaços vazios em até dois terços; 3 - espaços vazios nos três terços.

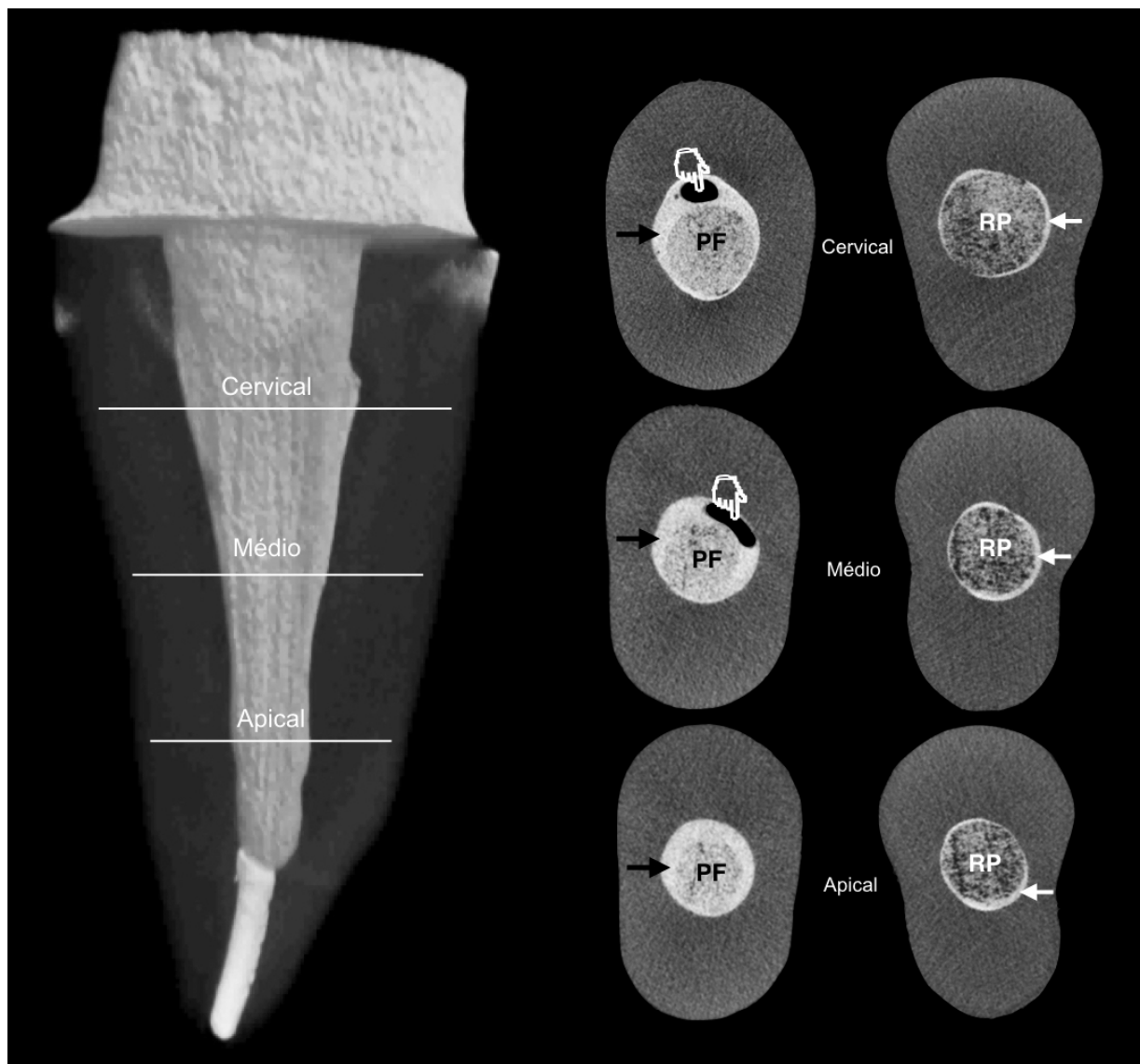


Figura 2. Reconstrução tomográfica do remanescente radicular restaurado com retentor personalizado por CAD/CAM (RP) e pino pré-fabricado (PF). As linhas horizontais representam as secções de corte nos três terços radiculares (cervical, médio e apical). Os apontadores indicam o filme de cimento (setas pretas e brancas) e a presença de espaços vazios (*hand pointer*).

Construção e cimentação das coroas

Os espécimes dos grupos PFc e RPc receberam coroas anatômicas de zircônia (Ceramill Zi^a) com formato de pré-molar superior, que foram fresadas em CAM (Motion 2^a) e sinterizadas em forno (Ceramill Therm^a). As coroas foram cimentadas com (AllCem CORE^d) e armazenados em estufa a 37°C com umidade relativa por até o fim ensaio de fadiga.

Ensaio de Fadiga

Os espécimes foram submetidos a ciclos de fadiga em máquina de fadiga (Biocycle^l) com carga de 50 N, ^{17,28,29} frequência de 5 Hz e sob imersão em água destilada sob temperatura de 36,5°C. A força foi aplicada na direção do longo eixo da raiz sobre a face oclusal do munhão ou da coroa dos espécimes. O número total de ciclos foi de 1.000.000. Esta máquina permite a ciclagem de 10 corpos de provas simultâneos. Os 40 espécimes foram arranjados de tal forma que todos fossem submetidos às mesmas variáveis. Após o ensaio de fadiga, os espécimes foram inspecionados para verificar a presença de fratura ou deslocamento da coroa ou retentor. Em caso positivo, o espécime foi excluído do experimento.

Teste de força de fratura por compressão tangencial

Os espécimes foram posicionados no dispositivo de fixação da máquina de ensaio universal^m com ângulo de 30° em relação ao longo do eixo da raiz. A carga foi aplicada na face ocluso-palatina com velocidade de 1 mm/min até a falha. Os valores de força foram registrados em Newtons (N) e as fraturas observadas foram classificadas, com auxílio de lupa de 4 vezes de aumento, da seguinte forma:

- Tipo 0: Ausência de dano visível
- Tipo 1: Fratura, trinca ou lasca de até 50% da porção coronária do munhão ou coroa, sem envolvimento da retenção intrarradicular.
- Tipo 2: Fratura, trinca ou lasca de mais de 50% da porção coronária do munhão ou coroa, sem envolvimento da retenção intrarradicular.
- Tipo 3: Deslocamento total da coroa sem dano ao remanescente
- Tipo 4: Qualquer tipo de fratura com envolvimento do remanescente e/ou da raiz ao nível do terço médio ou apical.

Análise estatística

Os dados das variáveis força de fratura e espessura do filme de cimento foram analisados quanto a normalidade pelo teste de Shapiro-Wilk e homogeneidade de variância pelo teste de Lévene. As variáveis força de fratura e espessura do filme de cimento foram analisadas pela ANOVA quanto aos fatores “tipo de retentor” e “terços”. As comparações múltiplas entre os grupos foram realizadas pelo teste de Games-Howell. A variável presença de espaços vazios foi analisada pelo teste de Mann-Whitney e correlação de Spearman. Todos os testes estatísticos foram realizados com nível de significância de 5%.

Resultados

Os dados de força de fratura estão descritos na Tabela 2. ANOVA a dois critérios mostrou não haver diferença estatisticamente significativa para os fatores “presença de coroa” e “tipo de retentor” ($p > 0,05$).

Tabela 2 - Médias (desvios-padrão) da variável força de fratura (N) para os grupos testados (n=10).

Coroa de Zircônia	Retentores Intrarradiculares	
	PF	RP
Sim	716,9 (260,8) a	778,0 (232,5) a
Não	640,4 (171,9) a	792,9 (265,3) a

Letras distintas conectam grupos que diferem estatisticamente entre si tanto em linhas quanto colunas ($p < 0,05$). PF: pino pré-fabricado; RP: retentor personalizado por CAD/CAM.

Considerando os grupos com coroa, os quais são os mais clinicamente relevantes, o grupo RPc não apresentou espécimes com dano catastrófico, enquanto no grupo PFc, 20% dos espécimes apresentaram este tipo de falha. A análise da frequência dos tipos de fratura (Tabela 3) revelou que os grupos com coroa de zircônia não demonstraram dano visível (Tipo 0). A fratura do tipo 4, de natureza catastrófica, ocorreu nos grupos RPs e PFc.

Tabela 3 - Frequência do tipo de fratura em dentes restaurados com retentores intrarradiculares com ou sem coroa de zircônia submetidos a teste de força de fratura.

Tipo de Fratura	Grupo			
	PFc	RPc	PFs	RPs
0	30%	10%	0	0
1	30%	30%	60%	40%
2	0	30%	40%	30%
3	20%	30%	0	0
4	20%	0	0	30%

PFc - Pino Pré-Fabricado + coroa de zircônica; RPc - Retentor Personalizado por CAD/CAM + coroa de zircônia; PFs - Pino Pré-Fabricado sem coroa de zircônica; RPs - Retentor Personalizado por CAD/CAM sem coroa de zircônia.

Os resultados da variável espessura do filme de cimento estão descritos na Tabela 4. ANOVA a dois critérios revelou diferenças estatisticamente significantes para os fatores “tipo de retentor” e “terços” ($p < 0,05$). A comparação entre os grupos pelo teste de Games-Howell mostrou diferenças estatisticamente significantes para espessura do filme de cimento entre os retentores PFs e RPs nos terços cervical e médio ($p < 0,05$).

Tabela 4 – Médias e desvios-padrão da variável espessura do filme de cimento (μm) em cada grupo avaliado.

Terços	Retentores Intrarradiculares	
	PFs	RPs
Cervical	220,5 (76,7) Aa	121,0 (45,1) Ba
Médio	204,2 (66,5) Aa	121,5 (29,7) Ba
Apical	180,1 (64,7) Aa	112,3 (35,6) Aa

Letras distintas conectam grupos que diferem estatisticamente entre si em linhas (maiúsculas, comparações entre materiais para o mesmo terço) e colunas (minúsculas, comparações entre terços para o mesmo retentor).

Os dados da variável qualitativa presença ou ausência de espaços vazios estão descritos na Tabela 5. O teste de chi-quadrado de Pearson com razão de

verossimilhança revelou haver independência entre os grupos PFs e RPs, havendo uma ocorrência superior (80%) de número de casos para a categoria “ausência de espaços vazios nos três terços” para o grupo RPs ($p=0,0418$).

Tabela 5 - Número e porcentagem de ausência e presença de espaços vazios em cada grupo avaliado.

	Ausência (Score = 0)	Presença 1/3 (Score = 1)	Presença 2/3 (Score = 2)	Presença 3/3 (Score = 3)
PFs	2 (20%) a*	4 (40%) a	3 (30%) a	1 (10%) a
RPs	8 (80%) b*	1 (10%) a	1 (10%) a	0 (00%) a

Letras distintas conectam grupos que diferem estatisticamente entre si.

*Chi-quadrado de Pearson e teste de razão x verossimilhança ($p=0,0418$)

A comparação entre os grupos PFs (1.30 ± 0.95) e RPs (0.30 ± 0.68) quanto a presença ou ausência de espaços vazios como variável quantitativa (scores 0 a 3, teste de Mann-Whitney) confirmou haver diferença estatisticamente significativa para a categoria ausência de bolha nos 3 terços entre estes dois grupos ($p=0,0126$).

O teste de correlação de Spearman para as duas variáveis: espessura da filme de cimento e a presença de espaços vazios mostrou uma correlação positiva fraca, contudo, estatisticamente significativa ($r = 0,488$, $p = 0,029$).

Discussão

No presente estudo, a força de fratura de remanescentes dentários fragilizados não foi diferente entre pinos pré-fabricados e retentores personalizados de fibra de vidro, bem como para os grupos com e sem a presença de coroa de zircônia. A espessura do filme de cimento e a presença de espaços vazios foi menor nos retentores personalizados do que nos pinos pré-fabricados. As variáveis “espessura do filme de cimento” e “presença de espaços vazios” apresentaram correlação positiva. Desta forma, as hipóteses nulas (a) e (b) foram aceitas, enquanto que (c) e (d) foram rejeitadas.

A literatura não traz estudos a respeito da força de fratura em dentes restaurados com retentores de fibra de vidro personalizados por CAD/CAM. No

presente estudo, os valores de força de fratura (640-793 N) para os sistemas estudados foram similares àqueles obtidos em ensaios laboratoriais com pinos de fibra de vidro pré-fabricados e personalizados manualmente (729-811 N).⁸ Estes valores estão de acordo com aqueles descritos para a força máxima de mordida fisiológica humana em primeiros molares (658-698 N).³⁰

O deslocamento de pinos pré-fabricados pode estar associado principalmente à falta de adaptação na região cervical e o consequente espessamento do filme de cimento.⁵ As micro CTs revelaram espessuras de filme de cimento de 112 a 204 µm, sendo que os retentores personalizados apresentaram espessuras menores que os pinos pré-fabricados nos terços médio e cervical. Estes valores se encontram dentro de intervalo aceitável (100 a 300 µm) para a resistência adesiva de pinos pré-fabricados à estrutura dental.³¹ A personalização dos retentores intrarradiculares favorece o desgaste mínimo do remanescente dentário, diferentemente do que ocorre com o uso de pinos pré-fabricados, principalmente em canais não circulares, que necessitam de alargamento do conduto para adaptação do retentor.^{12,14,15} Assim, a personalização melhora a adaptação do retentor às paredes do conduto e reduz a espessura de filme de cimento.³² A presença de um cimento resinoso aderido às paredes do canal radicular favorece a transmissão da carga aplicada e o comportamento de corpo único do conjunto dente/pino/coróa.³³ Entretanto, as menores espessuras do filme de cimento encontradas nos retentores personalizados por CAD/CAM não elevaram a força de fratura deste grupo em relação aos pinos pré-fabricados.

A adesão de retentores no canal radicular apresenta vários desafios para o clínico, tais como controle de umidade,³⁴ a sensibilidade das técnicas adesivas,³⁵ e estresse de polimerização dos cimentos resinosos.³⁶ A perda gradual de retenção é um dos maiores problemas para a longevidade destes retentores, que pode ser intensificada com a contração de polimerização dos cimentos resinosos, especialmente quando as forças de contração excedem a força de união do material à dentina causando lacunas entre a dentina e o cimento.^{36,37}

Camadas de cimento resinoso pouco espessas reduzem o estresse gerado pela contração de polimerização¹⁶ e a incidência de espaços vazios,⁵ o que aumenta a resistência ao deslocamento de retentores intrarradiculares.³¹ A análise por Micro CT revelou que 20% dos retentores personalizados por

CAD/CAM apresentaram espaços vazios em algum terço, enquanto que esta frequência foi de 80% para os pinos pré-fabricados. Na análise quantitativa de incidência de espaços vazios, os retentores personalizados apresentaram escore médio de presença de espaços vazios significativamente menor do que os pinos pré-fabricados.

O fato do grupo personalizado por CAD/CAM apresentar menores valores de espessura e presença de espaços vazios quando comparado aos pinos pré-fabricados era esperado, uma vez que este último não foi associado a pinos acessórios ou reembasamento. O presente estudo não associou pinos acessórios ao pino pré-fabricado por ter sido demonstrado não haver diferenças quanto força de fratura de remanescentes restaurados com pinos pré-fabricados de fibra de vidro com ou sem pinos acessórios.⁸

Ensaio laboratoriais de força de fratura para retentores intrarradiculares são realizados na ausência^{17,19,20} ou presença^{22-24,26,38} de coroas protéticas. Poucos estudos avaliam se o fato do sistema ser restaurado com coroas poderia afetar os resultados. Jiangkongkho et al³⁹ observaram que a presença de fêrula e coroa metálica aumentou significativamente a força de fratura de dentes tratados endodonticamente e restaurados com retentores à base de fibra de vidro com diferentes comprimentos. No presente estudo, apesar da coroa de zircônia não ter influenciado os resultados de força de fratura, a presença da mesma reduziu significativamente as fraturas do tipo 2 no grupo de dentes restaurados com pinos pré-fabricados. Isto provavelmente está relacionado ao fato do munhão e pino serem constituídos de fases distintas e susceptíveis a falhas entre si. A coroa protética, então, fortalece o sistema restaurado a partir da dissipação de tensões tangenciais.⁴⁰ Diferentemente, a presença ou ausência de coroa não interferiu no tipo de fratura quando os dentes foram restaurados com retentores personalizados por CAD/CAM.

Retentores intrarradiculares personalizados manualmente ou por sistema CAD/CAM são indicados para a reabilitação protética de remanescentes dentais fragilizados uma vez que demandam preparo mínimo da estrutura radicular.

Canais com paredes finas demandam técnicas restauradoras que não comprometam a integridade do remanescente da estrutura radicular.²⁵ O uso de pinos pré-fabricados nestas situações clínicas apresentam como principal limitação a má adaptação, principalmente no terço coronal da raiz, onde o

cimento apresentaria espessura excessiva, favorecendo a formação de espaços vazios⁵ e consequente falha da adesão.⁶ Clinicamente, os retentores personalizados por CAD/CAM representam uma boa alternativa pois minimizam as falhas de construção presentes na personalização manual com pinos pré-fabricados. A fresagem de um retentor intrarradicular a partir de um bloco construído industrialmente diminui as chances de falha do retentor, uma vez que a técnica manual de reembasamento com pinos pré-fabricados e resina composta é complexa, permitindo a formação de lacunas entre o pino e a resina composta.⁵

Diante dos resultados obtidos, pôde-se concluir que a personalização de retentores intrarradiculares pelo sistema CAD/CAM não afetou na variável força de fratura de remanescentes dentários fragilizados. A presença ou ausência de coroas de zircônia não interferiu no tipo fratura de ambos os retentores. Contudo, ficou evidente que a personalização por CAD/CAM minimizou a espessura do filme de cimento e a formação de espaços vazios no mesmo.

Agradecimento

Os autores gostariam de agradecer as empresas FGM pelo desenvolvimento do bloco experimental de resina epóxi reforçado por fibra de vidro, a Amanngirrbach pela disponibilização do sistema CAD/CAM para desenho e fresagem dos retentores personalizados e a Fundação Araucária pelos recursos advindos do edital CP24-2012 - Universal nº38188.

Marca dos produtos comerciais usados na pesquisa

- a. Amanngirrbach, Koblach, Áustria.
- b. Polidental, Cotia, SP, Brasil.
- c. Angelus, Londrina, PR, Brasil
- d. FGM, Joinville, SC, Brasil.
- e. Edenta AG, Heidelberg, Suíça.
- f. KG Sorensen, Barueri, SP, Brasil.
- g. Bio-Art, São Carlos, SP, Brasil
- h. VH Equipamentos Médicos Odontológicos, Araraquara, SP, Brasil.

- i. Dentsply de Trey, Konstanz, Germany.
- j. Ivoclar Vivadent, Shaan, Liechtenstein.
- k. Bruker Micro CT, Kontich, Bélgica
- l. Biopdi, São Carlos, SP, Brasil.
- m. Emic, São José dos Pinhais, PR, Brasil.

Referências

1. Costa RG, Morais ECC, Leão MP, Bindo MJF, Campos EA, Correr GM. Three-year follow up of customized glass fiber esthetic posts. *Eur J Dent* 2011;5:107-112.
2. Goracci C, Grandini S, Bossù M, Bertelli E, Ferrari M. Laboratory assessment of the retentive potential of adhesive posts: a review. *J Dent* 2007;35:827-835.
3. Plotino G, Grande NM, Bedini R, Pameijer CH, Somma F. Flexural properties of endodontic posts and human root dentin. *Dent Mater* 2007;23:1129-1135.
4. Maccari PC, Conceição EN, Nunes MF. Fracture resistance of endodontically treated teeth restored with three different prefabricated esthetic posts. *J Esthet Restor Dent* 2003;15:25-31.
5. Grandini S, Goracci C, Monticelli F, Borracchini A, Ferrari M. SEM evaluation of the cement layer thickness after luting two different posts. *J Adhes Dent* 2005;7:235-240.
6. Tay FR, Pashley DH. Monoblocks in root canals: a hypothetical or a tangible goal. *J Endod* 2007;33:391-398.
7. Rengo C, Spagnuolo G, Ametrano G, Juloski J, Rengo S, Ferrari M. Micro-computerized tomographic analysis of premolars restored with oval and circular posts. *Clin Oral Invest* 2014;18:571-578.
8. Costa RG, De Morais EC, Campos EA, Michel MD, Gonzaga CC, Correr GM. Customized fiber glass posts. Fatigue and fracture resistance. *Am J Dent* 2012;25:35-38.
9. Deger S, Akgüngör G, Caniklioglu B. An alternative method for fabricating a custom-made metal post with a ceramic core. *Dent Traumatol*

- 2005;21:179-182.
10. Artopoulou II, O'Keefe KL, Powers JM. Effect of core diameter and surface treatment on the retention of resin composite cores to prefabricated endodontic posts. *J Prosthodont* 2006;15:172-179.
 11. Michalakakis KX, Hirayama H, Sfolkos J, Sfolkos K. Light transmission of posts and cores used for the anterior esthetic region. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2004;24:462-469.
 12. Awad MA, Marghalani TY. Fabrication of a custom-made ceramic post and core using CAD-CAM technology. *J Prosthet Dent* 2007;2:161-162.
 13. Streacker AB, Geissberger M. The milled ceramic post and core: A functional and esthetic alternative. *J Prosthet Dent* 2007;6:486-487.
 14. Bittner N, Hill T, Randi A. Evaluation of a one-piece milled zirconia post and core with different post-and-core systems: An in vitro study. *J Prosthet Dent* 2010;6:369-379.
 15. Liu P, Deng XL, Wang XZ. Use of a CAD/CAM-fabricated glass fiber post and core to restore fractured anterior teeth: A clinical report. *J Prosthet Dent* 2010;6:330-333.
 16. Ferracane JL. Developing a more complete understanding of stresses produced in dental composites during polymerization. *Dent Mater* 2005;1:36-42.
 17. Sherfudhin H, Hobeich J, Carvalho CA, Aboushelib MN, Sadig W, Salameh Z. Effect of different ferrule designs on the fracture resistance and failure pattern of endodontically treated teeth restored with fiber posts and all-ceramic crowns. *J Appl Oral Sci* 2011;19:28-33.
 18. Barcellos RR, Correia DP, Farina AP, Mesquita MF, Ferraz CC, Cecchin D. Fracture resistance of endodontically treated teeth restored with intra-radicular post: the effects of post system and dentine thickness. *J Biomech* 2013;18;46:2572-2577.
 19. Franco EB, Lins do Valle A, Pompéia Fraga de Almeida AL, Rubo JH, Pereira JR. Fracture resistance of endodontically treated teeth restored with glass fiber posts of different lengths. *J Prosthet Dent* 2014;111:30-34.
 20. Torres-Sánchez C, Montoya-Salazar V, Córdoba P, Vélez C, Guzmán-Duran A, Gutierrez-Pérez JL, Torres-Lagares D. Fracture resistance of endodontically treated teeth restored with glass fiber reinforced posts and

- cast gold post and cores cemented with three cements. *J Prosthet Dent* 2013;110:127-133.
21. Forberger N, Göhring TN. Influence of the type of post and core on in vitro marginal continuity, fracture resistance, and fracture mode of lithia disilicate-based all-ceramic crowns. *J Prosthet Dent* 2008;100:264-273.
22. Ambica K, Mahendran K, Talwar S, Verma M, Padmini G, Periasamy R. Comparative evaluation of fracture resistance under static and fatigue loading of endodontically treated teeth restored with carbon fiber posts, glass fiber posts, and an experimental dentin post system: an in vitro study. *J Endod* 2013;39:96-100.
23. Hayashi M, Sugeta A, Takahashi Y, Imazato S, Ebisu S. Static and fatigue fracture resistances of pulpless teeth restored with post-cores. *Dent Mater* 2008;24:1178-1186.
24. Chieruzzi M, Rallini M, Pagano S, Eramo S, D'Errico P, Torre L, Kenny JM. Mechanical effect of static loading on endodontically treated teeth restored with fiber-reinforced posts. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2014;102:384-394.
25. Zogheib LV, Saavedra G de S, Cardoso PE, Valera MC, Araújo MA. Resistance to compression of weakened roots subjected to different root reconstruction protocols. *J Appl Oral Sci* 2011;19:648-654.
26. McLaren JD, McLaren CI, Yaman P, Bin-Shuwaish MS, Dennison JD, McDonald NJ. The effect of post type and length on the fracture resistance of endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent* 2009;101:174-182.
27. da Silva NR, Raposo LH, Versluis A, Fernandes-Neto AJ, Soares CJ. The effect of post, core, crown type, and ferrule presence on the biomechanical behavior of endodontically treated bovine anterior teeth. *J Prosthet Dent* 2010;104:306-317.
28. Steiner M, Mitsias ME, Ludwig K, Kern M. In vitro evaluation of a mechanical testing chewing simulator. *Dent Mater* 2009;25:494-499.
29. Mangold JT, Kern M. Influence of glass-fiber posts on the fracture resistance and failure pattern of endodontically treated premolars with varying substance loss: an in vitro study. *J Prosthet Dent* 2011;105:387-393.

30. Serra CM, Manns AE. Bite force measurements with hard and soft bite surfaces. *J Oral Rehabil* 2013;40:563-568.
31. D'Arcangelo C, Cinelli M, de Angelis F, D'Amario M. The effect of resin cement film thickness on the pullout strength of a fiber-reinforced post system. *J Prosthet Dent* 2007;98:193-198.
32. Grandini S, Sapio S, Simonetti M. Use of anatomic post and core for reconstructing an endodontically treated tooth: a case report. *J Adhes Dent* 2003;5:243-247.
33. Sorrentino R, Aversa R, Ferro V, Auriemma T, Zarone F, Ferrari M, Apicella A. Three-dimensional finite element analysis of strain and stress distributions in endodontically treated maxillary central incisors restored with different post, core and crown materials. *Dent Mater* 2007;23:983-993.
34. Bitter K, Paris S, Pfuertner C, Neumann K, Kielbassa AM. Morphological and bond strength evaluation of different resin cements to root dentin. *Eur J Oral Sci* 2009;117:326-333.
35. Suzuki TY, Gomes-Filho JE, Gallego J, Pavan S, Dos Santos PH, Fraga Briso AL. Mechanical properties of components of the bonding interface in different regions of radicular dentin surfaces. *J Prosthet Dent* 2015;113:54-61.
36. Tay FR, Loushine RJ, Lambrechts P, Weller RN, Pashley DH. Geometric factors affecting dentin bonding in root canals: a theoretical modeling approach. *J Endod* 2005;31:584-589.
37. Prisco D, De Santis R, Mollica F, Ambrosio L, Rengo S, Nicolais L. Fiber post adhesion to resin luting cements in the restoration of endodontically-treated teeth. *Oper Dent* 2003;28:515-521.
38. Zogheib LV, Saavedra GS, Cardoso PE, Valera MC, Araújo MA. Resistance to compression of weakened roots subjected to different root reconstruction protocols. *J Appl Oral Sci* 2011;19:648-654.
39. Jiangkongkho P, Kamonkhantikul K, Takahashi H, Arksornnukit M. Fracture resistance of endodontically treated teeth using fiber post with an elastic modulus similar to dentin. *Dent Mater J* 2013;32:781-786.
40. Eskitascioglu G, Belli S, Kalkan M. Evaluation of two post core systems using two different methods (fracture strength test and a finite elemental stress analysis). *J Endod* 2002;28:629-633.

Effect of CAD/CAM glass fiber post-core on cement micromorphology and fracture resistance of endodontically treated roots

Rogério Goulart da Costa, DDS, MS¹

Gisele Maria Correr, DDS, MS, PhD²

Rodrigo Nunes Rached, DDS, MS, PhD³

¹ Professor, Dental Prosthesis, Federal Institute for Science and Technology of Paraná, Curitiba, PR, Brazil.

² Professor, Graduate Program in Clinical Dentistry, University of Positivo, Curitiba, PR, Brazil.

³ Professor, Graduate Program in Dentistry, School of Health and Biosciences, Pontifícia Universidade Católica do Paraná. Curitiba, PR, Brazil.

Corresponding author

Name: Rodrigo Nunes Rached

Address: PUCPR (Odontologia), Rua Imaculada Conceição, 1155, Curitiba, PR, Brazil, 80215-901.

e-mail: r.rached@pucpr.br

Phone: +55 (41) 88585888; **Fax:** +55 (41) 3271-1405

Abstract

Effect of CAD/CAM glass fiber post-core on cement micromorphology and fracture resistance of endodontically treated roots

Purpose: This study investigated the fracture resistance of weakened roots restored with prefabricated or CAD/CAM-customized posts and cores as well as the thickness of the cement film and the presence of voids in the cement.

Methods: The roots of 40 human premolars were weakened by removing internal dentin with a diamond bur (2.5 mm in the coronal third and 1.5 mm in the apical third) and restored with prefabricated posts (PPs) or customized posts (CPs) with or without a zirconia crown (n=10). Posts and crowns were cemented with resin cement. Micro-CT was used to determine the thickness of the cement film and whether voids were present. After fatigue testing (10^6 cycles, 50 N, 5 Hz, 36.5°C), the specimens underwent compression testing with an oblique load (30°, 1 mm/min) and fracture strengths were recorded (N). Fracture strength and film thickness were analyzed with ANOVA and the Games-Howell test; the variable presence of voids was analyzed with the Mann-Whitney test ($\alpha=5\%$). **Results:** Mean fracture strengths varied between 640.4 and 792.9 N and did not differ significantly between groups. The CP group had a thinner cement film and fewer voids than the PP group. There was a positive, statistically significant correlation (Spearman, $R=0.488$, $p=0.029$) between these variables. The results reported here indicate that CAD/CAM customization of posts and cores does not affect the fracture resistance of weakened remaining tooth structures. Similarly, the presence of a zirconia crown does not have an effect on this variable. However, the results show that CAD/CAM customization minimizes cement film thickness and the formation of voids in the cement.

Descriptors: Post and core, Strength, CAD/CAM

Clinical significance: CAD/CAM-manufactured glass-fiber posts and cores do not affect the fracture strength of flared root canals or cause catastrophic failure of the root when used with zirconia crowns.

Introduction

Post and core systems are indicated when there is insufficient remaining tooth structure to secure the definitive prosthetic restoration. The material used to produce the post and core plays an important role in the biomechanical behavior of the root system of the restored tooth. It is essential that the physical and mechanical properties of the material be similar to those of the tooth to ensure that masticatory forces and stresses are correctly distributed over the remaining tooth structure¹ and that the restoration has natural optical absorption and reflection properties.² Among the esthetic post and core systems available on the market, glass-fiber posts have mechanical and optical properties that make them suitable for use with indirect feldspathic and glass-ceramic metal-free restorations.^{3,4}

The good adaptation to the canal walls made possible by customization ensures a thin cement layer, which in turn minimizes polymerization contraction and provides adequate adhesive strength.^{5,6} However, there is a lack of consensus in the literature regarding the ideal thickness of the cement film and the influence of voids and cracks in the cement film on the adhesive strength and clinical success of posts.⁷ Microtomographic analysis allows the thickness of the cement film between the post and the canal walls and its relation to the biomechanical performance of the system to be evaluated accurately and non-destructively.

Posts can be customized directly in-office or indirectly using laboratory casts.^{1,8} Indirect customization can be done manually or with a CAD/CAM system. One of the disadvantages of manual customization is that the materials used have different biomechanical properties, producing multiple interfaces between the prefabricated post and the composite resin.^{9,10} This, together with the fact that the resin matrix in the post is highly cross-linked, hinders chemical bonding between the post and the composite resin.¹¹ CAD/CAM customization of posts can be performed with an acrylic resin pattern of the post produced either directly or indirectly. The pattern is scanned, modeled with CAD software and then milled with a CAM system.^{12,13} This technology allows a one-piece post and core to be produced using controlled milling of homogeneous ceramic¹²⁻¹⁴ or glass-fiber and epoxy-resin blocks,¹⁵ reducing the possibility of structural failures. CAD/CAM

systems include tools that allow the post and core to be accurately modeled and milled regardless of the dentist's or dental technician's manual dexterity. The use of CAD/CAM to produce customized posts and cores ensures that the post adapts better to the canal walls,¹⁵ increasing frictional retention, reducing cement film thickness and minimizing polymerization contraction of the film.¹⁶

An important factor when measuring post and core fracture resistance in the laboratory is whether or not a prosthetic crown is present during the tests. Although there is no consensus in the literature regarding the effect of the presence¹⁷⁻²¹ or absence²²⁻²⁶ of a prosthetic crown on the laboratory biomechanical performance of teeth restored with posts, a crown can increase the fracture resistance of the restored tooth because of the ferrule effect around the tooth.^{26,27} Thus, although a prosthetic crown allows mechanical testing of post-restored teeth to reflect clinical reality more closely, it can mask the differences between posts in terms of the way they were produced, the material they are made of and their diameter and length.

The aim of this study was therefore to investigate fracture resistance and fracture type for weakened remaining tooth structures restored with prefabricated or CAD/CAM-customized glass-fiber posts and cores with and without the use of prosthetic zirconia crowns and to analyze the morphological characteristics (thickness and the presence or otherwise of voids) of the resin cement film. The null hypotheses tested were that:

- a) the use of prefabricated posts and CAD/CAM-customized posts and cores would result in similar fracture resistances;
- b) the fracture resistances in the groups with prefabricated and CAD/CAM-customized posts and cores would be similar regardless of whether or not a prosthetic zirconia crown was used;
- c) the use of prefabricated and CAD/CAM-customized posts and cores would result in similar cement thicknesses;
- d) the use of prefabricated and CAD/CAM-customized posts and cores would result in similar amounts of voids in the cement film.

Material and Methods

This study was approved by the local ethics committee of the university (# 817.861). Forty single-rooted upper and lower human premolars that had been stored in chloramine T (0.5%) for at most 6 months were used.

The materials used in the study are listed in Table 1.

Table 1. Brands and products used to produce the test specimens.

Description	Product name	Composition
Prefabricated glass-fiber post	Whitepost DCE 2	Epoxy Resin 25% Epoxy Hardener 5% Glass Fibers 70%
CAD/CAM-customized glass-fiber reinforced post and core	Experimental block	Epoxy Resin 25% Epoxy Hardener 5% Glass Fibers 70%
Silane	Prosil	3-Methacryloxypropyltrimethoxysilane 5% Ethanol 85% Water 10%
Phosphoric acid	Condac	Phosphoric Acid 37%
Adhesive System	Ambar	wt% Urethane dimethacrylate (UDMA) 5 - 40 2-hydroxyethyl methacrylate (HEMA) 5 - 40 Acid methacrylate monomers 1 - 20 Hydrophilic methacrylate monomers 5 - 40 Silanized silicon dioxide 1 - 10 Camphorquinone 1 Ethyl 4-dimethylaminobenzoate 1 Ethanol 20
Dual Resin Cement	Allcem CORE	Base paste: methacryl monomers (TEGDMA, BisEMA and BisGMA), camphorquinone, co-initiators, barium-aluminum-silicate glass microparticles, silicon dioxide nanoparticles, inorganic pigments and preservatives. Catalyst paste: Methacrylic monomers, dibenzoyl peroxide, stabilizers and barium-aluminum-silicate glass microparticles. After mixing: 62% inorganic content by weight.
Zirconia	Ceramill Zi	$ZrO_2 + HfO_2 + Y_2O_3 > 99.0$ $Y_2O_3 - 4.5 - 5.4$ $HfO_2 - < 5$ $Al_2O_3 < 0.5$

TEGDMA: Triethylene glycol dimethacrylate, BisEMA: Bisphenol A ethoxylate dimethacrylate and BisGMA: Bisphenol A glycidyl methacrylate.

All the specimens had their canals widened by removing internal dentin with a diamond bur^f (2.5 mm in the coronal third and 1.5 mm in the apical third). The final length of the root canal preparation was standardized to 9 mm from the region where the root was cut to the apex.⁸ The weakened roots were assigned randomly to four groups (n=10) that reflected the four types of restoration: prefabricated post and manually constructed core with and without a prosthetic crown (PPc and PPn, respectively) and CAD/CAM-customized post and core with and without a prosthetic crown (CPc and CPn, respectively) (Figure 1).

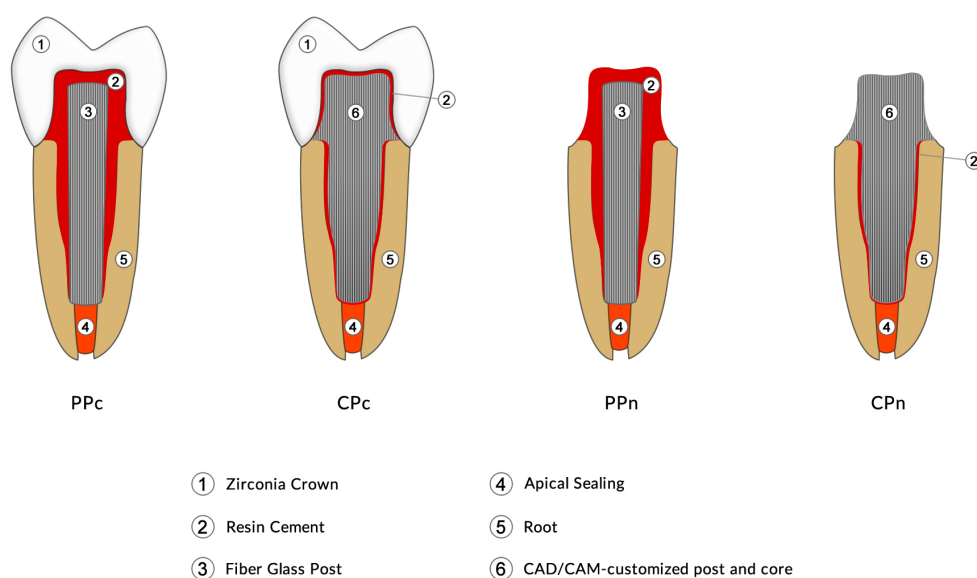


Figure 1. Schematic drawing of teeth restored with prefabricated posts and CAD/CAM-customized posts and cores with and without a zirconia crown.

The posts and cores were customized in a Ceramill^a CAD/CAM system using acrylic resin (Duralay^b) patterns of the posts and cores modeled from the post space. The technique of pattern construction consisted of lubrication of the canal with water; place autopolymerizing acrylic resin on a plastic post (PinJet^c) with an instrument; place the post into the canal and maintain it in position for a few seconds; quickly remove the post to check if the entire anatomy of the canal was recorded; apply more acrylic resin in the post if necessary, place the post back into the canal before complete polymerization of the resin and move it in and out of the canal until complete polymerization. The patterns were digitalized with a

bench-top scanner (Ceramill Map 400^a) and modeled with design software (Ceramill Mind^a). As CAD/CAM systems do not have specific tools for designing and finishing posts and cores, after the post and core had been modeled and before it was milled, a command to reduce its volume by 2.5% was defined in order to allow room for the cement. The posts and cores were milled on the Motion 2^a mill with water cooling using a glass-fiber reinforced epoxy-resin experimental block^d. After milling, the customized posts and cores were checked for a correct fit and adjusted as necessary with an abrasive rubber bur (Exa-Cerapol^e).

The prefabricated posts were measured and cut to a length of 11 mm with a flexible diamond disc (7012^f). The posts were tested in the canals, checked for fit, cleaned with isopropyl alcohol, silanized with Prosil^c and dried with air. The cores for the prefabricated posts were built up with resin cement (Allcem Core^d) using a silicone matrix^g made from a full-crown preparation for a healthy premolar using a vacuum former (PlastVac^h).

The coronal structure and the inside of the root canal of all the specimens were etched with 37% phosphoric acid (Condac^d) for 15 s and then rinsed with water for 30 s. Any excess was removed with discs and paper pointsⁱ. While the dentin was moist, the bonding agent (Ambar^d) was applied and activated with a curing light (Bluephase N^j) for 30 s in accordance with the manufacturer's instructions. The specimens were stored in an incubator at 37°C and 100% relative humidity until they were used in the laboratory tests.

Computerized microtomography (MicroCT)

Seventy-two hours after cementation, two specimens from each group (CPn and PPn) were analyzed by microtomography in a SkyScan 1172^k scanner to investigate the presence of voids and determine the thickness of the cement film. Transverse 10 µm-thick sections were made from the cervical end to the apical end (Figure 2). A representative transverse section for each third (apical, middle and cervical) was selected, and ten measurements of the thickness of the cement film between the canal wall and post were taken in each section. The mean thickness (µm) of the cement for each third was then calculated. The images were also analyzed for the presence of voids and classified according to

the extent to which these were present using the following scores: 0 – no voids in the three thirds; 1 – voids in at least one third; 2 – voids in up to two thirds; 3 – voids in the three thirds.

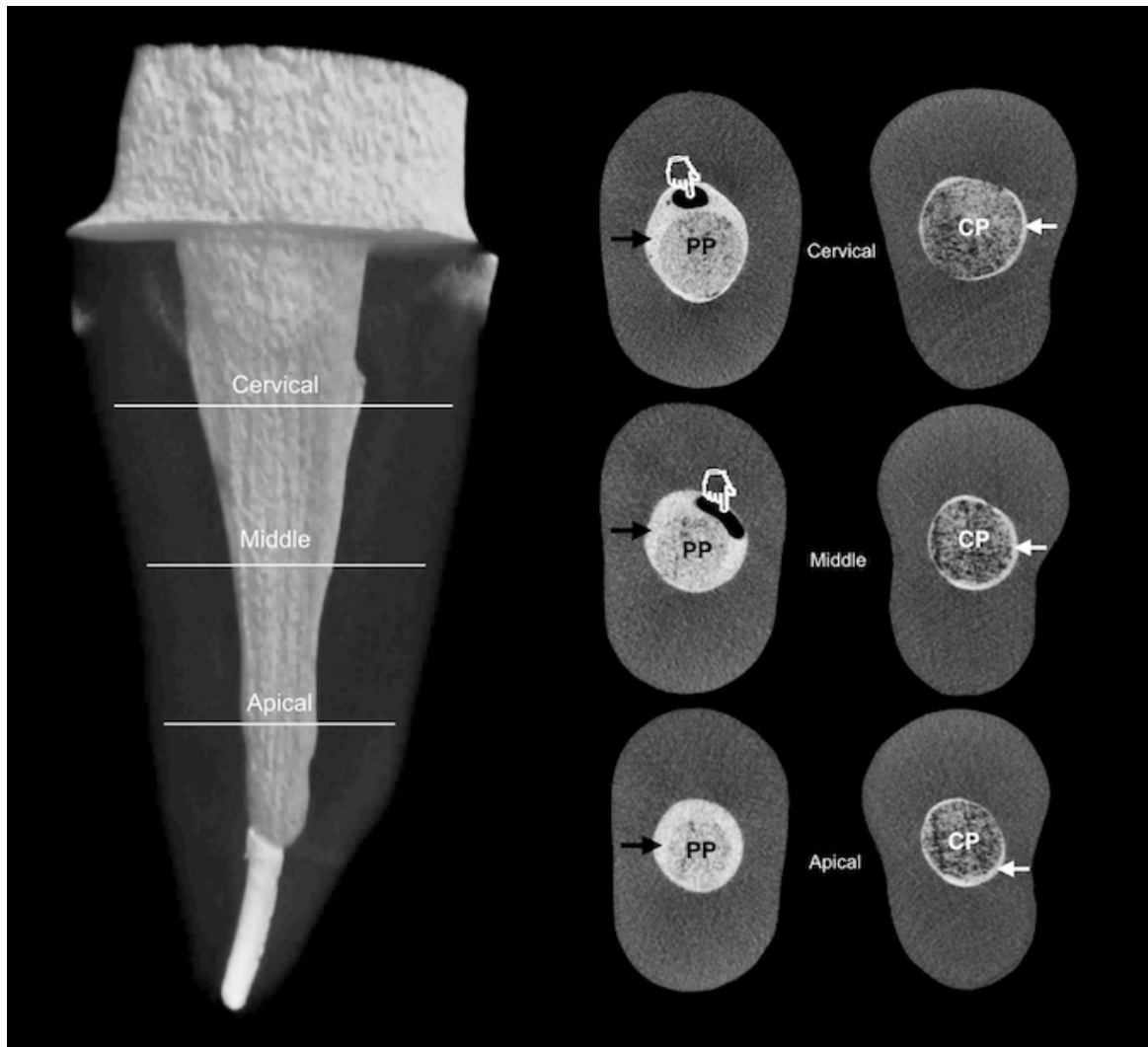


Figure 2. Tomographic reconstruction of a remaining tooth structure restored with a CAD/CAM-customized post and core (CP) and a prefabricated post (PP). The horizontal lines represent the sections in each of the root thirds (cervical, middle and apical). The black and white arrows indicate the cement film, and the hand pointers indicate voids.

Building and cementing the crowns

Specimens in the PPc and CPc groups were fitted with upper premolar zirconia crowns (Ceramill Zi^a), which were milled in a milling machine (Motion 2^a) and sintered in a furnace (Ceramill Therm^a). The crowns were cemented with Allcem CORE^d and stored in an incubator at 37°C in a relative humidity of 100%.

Fatigue Testing

Specimens were tested in a fatigue tester^l under a 50 N load^{17,28,29} at a frequency of 5 Hz while immersed in distilled water at 36.5°C. The force was applied along the long axis of the root on the occlusal face of the core or crown. A total of 1 million cycles were performed. After fatigue testing, the specimens were inspected to see whether the crown or post and core had fractured or become dislodged. When this was the case, the specimen was excluded from the experiment.

Fracture resistance testing with an oblique compressive load

The specimens were secured on the base of a universal testing machine^m with the axis of the root at an angle of 30° to the vertical. Occlusal load was applied to the palatal cusp at a speed of 1 mm/min until the system failed. The values of fracture resistance were recorded in Newtons (N) and the types of fracture observed were categorized as follows:

- Type 0: No visible damage;
- Type 1: Fracture, crack or chip of up to 50% of the crown or coronal part of the core without compromising retention;
- Type 2: Fracture, crack or chip of more than 50% of the crown or coronal part of the core. The post is unaffected;
- Type 3: Crown is completely dislodged without any damage to the remaining tooth structure;

- Type 4: Any type of fracture involving the remaining tooth structure and/or root at the level of the middle third.

Statistical Analysis

The values for the variables *fracture resistance* and *cement film thickness* were tested for normality with the Shapiro-Wilk test and for homoscedasticity with the Levene test. They were then analyzed with ANOVA using the factors *type of post and core* and *thirds*. Multiple comparisons between groups were made with the Games-Howell test. The variable *presence of voids* was analyzed with the Mann-Whitney test. A significance level of 5% was used for all the tests.

Results

The results for the variable *fracture resistance* are shown in Table 2. Two-way ANOVA failed to reveal a statistically significant difference for the factors *presence of a crown* and *type of post and core* ($p>0.05$).

Table 2. Means and standard deviations of the variable *fracture resistance* (N) for the groups tested (n=10).

Zirconia Crown	Posts and Cores	
	PP	CP
Yes	716.9 (260.8) a	778.0 (232.5) a
No	640.4 (171.9) a	792.9 (265.3) a

Different letters in rows and columns indicate groups that are statistically different ($p<0.05$). PP: prefabricated post; CP: CAD/CAM-customized post and core.

After the fracture resistance test the specimens were classified according to the type of fracture observed. Considering the two groups with crowns, which are clinically the more relevant, none of the specimens in group CPc suffered catastrophic failure, while in group PPc 20% of the specimens exhibited this type of failure. Analysis of the frequency of each type of fracture (Table 3) shows that the groups with zirconia crowns did not exhibit any visible damage (Type 0). Type 4 (catastrophic) fractures occurred in groups CPn and PPc.

Table 3. Percentages of each fracture type in teeth subjected to fracture resistance tests after restoration with posts and cores with and without zirconia crowns.

Fracture Type	Group			
	PPc	CPc	PPn	CPn
0	30%	10%	0	0
1	30%	30%	60%	40%
2	0	30%	40%	30%
3	20%	30%	0	0
4	20%	0	0	30%

PPc: prefabricated post with zirconia crown; CPc: CAD/CAM-customized post with zirconia crown; PPn: prefabricated post without zirconia crown; CPn: CAD/CAM-customized post without zirconia crown.

The results for the variable *cement film thickness* are shown in Table 4. Two-way ANOVA revealed a statistically significant difference for the factors *type of post and core* and *third* ($p < 0.05$). Comparison of the groups with the Games-Howell test showed that there was a statistically significant difference in film thickness in the middle and cervical thirds between the PPn and CPn groups.

Table 4. Means and standard deviations of the variable *cement film thickness* (μm) in each group evaluated.

Third	Posts and Cores	
	PPn	CPn
Cervical	220.5 (76.7) Aa	121.0 (45.1) Ba
Middle	204.2 (66.5) Aa	121.5 (29.7) Ba
Apical	180.1 (64.7) Aa	112.3 (35.6) Aa

Different upper-case letters indicate groups that are statistically different in a row (comparisons between posts and cores for the same third) and different lower-case letters groups that are statistically different in a column (comparison between thirds for the same post and core).

The results for the variable *presence or absence of voids* are shown in Table 5. The likelihood ratio-based Pearson chi-square test showed that the PPn and CPn groups were independent and that there was a greater percentage

(80%) of cases corresponding to the category *no voids in the three thirds* in the CPn group (p=0.0418).

Table 5. Number and percentage of specimens in each group according to whether voids were absent or present in one, two or three thirds.

	No voids (Score = 0)	voids in 1/3 (Score = 1)	voids in 2/3 (Score = 2)	voids in 3/3 (Score = 3)
PPn	2 (20%) a*	4 (40%) a	3 (30%) a	1 (10%) a
CPn	8 (80%) b*	1 (10%) a	1 (10%) a	0 (00%) a

Different letters indicate groups that are statistically different.

*Pearson chi-square test and likelihood-ratio test (p=0.0418).

Comparison of the PPn (1.30 ± 0.95) and CPn (0.30 ± 0.68) groups in terms of the presence or absence of voids as a quantitative variable (scores 0 to 3, Mann-Whitney test) confirmed that there was a statistically significant difference for the category *no voids in the three thirds* between these groups (p=0.0126).

Spearman's correlation test for the two variables *cement film thickness* and *presence of voids* showed that there was a statistically significant weak positive correlation ($R=0.488$, p=0.029).

Discussion

In the present study there was no difference in the fracture resistance of weakened remaining tooth structures between teeth restored with prefabricated posts (both with and without zirconia crowns) and teeth restored with customized glass-fiber posts and cores (both with and without zirconia crowns). The cement film was thinner and there were fewer voids in the teeth restored with customized posts and cores than in those restored with prefabricated posts. There was a positive correlation between *cement film thickness* and *presence of voids*. Null hypotheses (a) and (b) were therefore accepted and hypotheses (c) and (d) rejected. To the authors' knowledge, there are no studies in the literature on the fracture resistance of teeth restored with CAD/CAM-customized glass-fiber posts and cores. The fracture resistance values in this study (640-793 N) were similar to those observed in laboratory tests with prefabricated and manually customized

glass-fiber posts (729-811 N).⁸ These values are in agreement with those reported for normal bite force measured on human first molars (658-698 N).³⁰

Dislodgement of prefabricated posts may be associated primarily with a poor fit in the cervical region and consequent thickening of the cement.⁵ The microtomographs in this study showed that the cement film thickness varied from 112 to 204 μm and was lower with the customized posts and cores than with the prefabricated posts in the middle and cervical thirds. These values lie within the range (100 to 300 μm) of values that ensure adequate bond strength between prefabricated posts and the remaining tooth structure.³¹ Unlike prefabricated posts, which require that the canal (particularly non-circular ones) be flared so that the post can fit, customized posts and cores minimize wear of the remaining tooth structure.^{12,14,15} Customization ensures a closer fit between the post and canal walls and reduces the thickness of the cement film.³² This enhances bonding of the resin cement to the root canal walls, which in turn favors transmission of the applied load and causes the tooth, post and crown to behave like a single body.³³ However, the lower cement film thicknesses found in CAD/CAM-customized posts and cores did not increase the fracture resistance of this group compared with the prefabricated group.

The adhesion of posts in the root canal presents several challenges for the clinician, such as moisture control,³⁴ sensitivity of adhesive techniques,³⁵ and polymerization shrinkage of resin cements.³⁶ The gradual loss of retention is a major problem of intracanal posts. This loss can be intensified by the polymerization shrinkage of resin cements especially when shrinkage forces exceeds the bond strength of the material to dentin and generates gaps at the dentin-resin cement.^{36,37} A thin layer of resin cement reduces polymerization shrinkage¹⁶ and the number of voids,⁵ increasing post and core resistance to dislodgement.³¹ Microtomographic analysis revealed that while only 20% of the CAD/CAM-customized specimens had voids in one of the thirds, the corresponding figure for prefabricated posts was 80%. In the quantitative analysis of the number of voids, the mean score was significantly lower for customized posts and cores than for prefabricated posts.

The fact that the values for cement thickness and presence of voids in the group of CAD/CAM-customized posts and cores were lower than the figures for the prefabricated group was expected, as the latter was not used with auxiliary

posts or relining. Auxiliary posts were not used in this study because it has been shown that there are no differences in terms of the fracture resistance of remaining tooth structures restored with both prefabricated glass-fiber posts and auxiliary posts and those restored without auxiliary posts.⁸

Laboratory fracture resistance tests of posts and cores are performed with^{17,19,20} and without^{22-24,26,38} prosthetic crowns. However, few studies have investigated whether the use of a crown can affect the results of such tests. Jiangkongkho et al.³⁹ observed that the presence of a ferrule and metal crown significantly increased the fracture resistance of endodontically treated teeth restored with different length glass-fiber posts and cores. They found that although the use of a zirconia crown did not influence fracture resistance results, the presence of the crown significantly reduced type 2 fractures in teeth restored with prefabricated posts. This is probably related to the fact that the post and core are separate and that the bond between them can fail. A prosthetic crown would therefore strengthen the restored system by dissipating oblique stresses.⁴⁰ In contrast, the presence or absence of the crown did not influence the type of fracture in teeth restored with CAD/CAM-customized posts and cores.

CAD/CAM or manually customized posts and cores are recommended for restoration of weakened remaining tooth structures, as they require minimum root canal preparation. Canals with thin walls require the use of restorative techniques that do not compromise the integrity of the remaining root structure.²⁵ The main limitation of the use of prefabricated posts in these clinical situations is the resulting poor fit, mainly in the coronal third of the root, where the cement may be too thick, favoring the formation of voids,⁵ which can concentrate stresses, leading to adhesive failure and consequent dislodgement of the post from the relining composite.⁶ Clinically, CAD/CAM-customized posts and cores are a good alternative as they minimize build-up problems during manual customization of prefabricated posts. Milling a post from an industrially produced block reduces the chances of post and core failure as manual relining with prefabricated posts and composite resin may show gaps between the post and composite resin.⁵

The results reported here indicate that CAD/CAM customization of posts and cores does not affect the fracture resistance of weakened remaining tooth structures. Similarly, the presence of a zirconia crown does not have an effect on

this variable. However, the results show that CAD/CAM customization minimizes cement film thickness and the formation of voids in the cement.

Acknowledgments

The authors would like to thank FGM for developing the experimental block of glass-fiber reinforced epoxy resin and Amann Girrbach for providing the CAD/CAM system to design and mill the customized posts and cores. The authors also thank Araucária Foundation for Financial Aid (nº 38188 - CP-24/21012).

Brands of the products used in the study

- a. Amann Girrbach, Koblach, Austria.
- b. Polidental, Cotia, SP, Brazil.
- c. Angelus, Londrina, PR, Brazil
- d. FGM, Joinville, SC, Brazil.
- e. Edenta AG, Heidelberg, Switzerland.
- f. KG Sorensen, Barueri, SP, Brazil.
- g. Bio-Art, São Carlos, SP, Brazil
- h. VH Equipamentos Médicos Odontológicos, Araraquara, SP, Brazil.
- i. Dentsply de Trey, Konstanz, Germany.
- j. Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein.
- k. Bruker MicroCT, Kontich, Belgium
- l. Biopdi, São Carlos, SP, Brazil.
- m. Emic, São José dos Pinhais, PR, Brazil.

References

1. Costa RG, Morais ECC, Leão MP, Bindo MJF, Campos EA, Correr GM. Three-year follow up of customized glass fiber esthetic posts. *Eur J Dent* 2011;5:107-112.

2. Goracci C, Grandini S, Bossù M, Bertelli E, Ferrari M. Laboratory assessment of the retentive potential of adhesive posts: a review. *J Dent* 2007;35:827-835.
3. Plotino G, Grande NM, Bedini R, Pameijer CH, Somma F. Flexural properties of endodontic posts and human root dentin. *Dent Mater* 2007;23:1129-1135.
4. Maccari PC, Conceição EN, Nunes MF. Fracture resistance of endodontically treated teeth restored with three different prefabricated esthetic posts. *J Esthet Restor Dent* 2003;15:25-31.
5. Grandini S, Goracci C, Monticelli F, Borracchini A, Ferrari M. SEM evaluation of the cement layer thickness after luting two different posts. *J Adhes Dent* 2005;7:235-240.
6. Tay FR, Pashley DH. Monoblocks in root canals: a hypothetical or a tangible goal. *J Endod* 2007;33:391-398.
7. Rengo C, Spagnuolo G, Ametrano G, Juloski J, Rengo S, Ferrari M. Micro-computerized tomographic analysis of premolars restored with oval and circular posts. *Clin Oral Invest* 2014;18:571-578.
8. Costa RG, De Moraes EC, Campos EA, Michel MD, Gonzaga CC, Correr GM. Customized fiber glass posts. Fatigue and fracture resistance. *Am J Dent* 2012;25:35-38.
9. Deger S, Akgüngör G, Caniklioglu B. An alternative method for fabricating a custom-made metal post with a ceramic core. *Dent Traumatol* 2005;21:179-182.
10. Artopoulou II, O'Keefe KL, Powers JM. Effect of core diameter and surface treatment on the retention of resin composite cores to prefabricated endodontic posts. *J Prosthodont* 2006;15:172-179.
11. Michalakis KX, Hirayama H, Sfolkos J, Sfolkos K. Light transmission of posts and cores used for the anterior esthetic region. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2004;24:462-469.
12. Awad MA, Marghalani TY. Fabrication of a custom-made ceramic post and core using CAD-CAM technology. *J Prosthet Dent* 2007;2:161-162.
13. Streacker AB, Geissberger M. The milled ceramic post and core: A functional and esthetic alternative. *J Prosthet Dent* 2007;6:486-487.

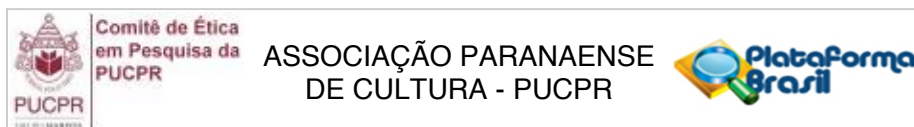
14. Bittner N, Hill T, Randi A. Evaluation of a one-piece milled zirconia post and core with different post-and-core systems: An in vitro study. *J Prosthet Dent* 2010;6:369-379.
15. Liu P, Deng XL, Wang XZ. Use of a CAD/CAM-fabricated glass fiber post and core to restore fractured anterior teeth: A clinical report. *J Prosthet Dent* 2010;6:330-333.
16. Ferracane JL. Developing a more complete understanding of stresses produced in dental composites during polymerization. *Dent Mater* 2005;1:36-42.
17. Sherfudhin H, Hobeich J, Carvalho CA, Aboushelib MN, Sadig W, Salameh Z. Effect of different ferrule designs on the fracture resistance and failure pattern of endodontically treated teeth restored with fiber posts and all-ceramic crowns. *J Appl Oral Sci* 2011;19:28-33.
18. Barcellos RR, Correia DP, Farina AP, Mesquita MF, Ferraz CC, Cecchin D. Fracture resistance of endodontically treated teeth restored with intraradicular post: the effects of post system and dentine thickness. *J Biomech* 2013;18;46:2572-2577.
19. Franco EB, Lins do Valle A, Pompéia Fraga de Almeida AL, Rubo JH, Pereira JR. Fracture resistance of endodontically treated teeth restored with glass fiber posts of different lengths. *J Prosthet Dent* 2014;111:30-34.
20. Torres-Sánchez C, Montoya-Salazar V, Córdoba P, Vélez C, Guzmán-Duran A, Gutierrez-Pérez JL, Torres-Lagares D. Fracture resistance of endodontically treated teeth restored with glass fiber reinforced posts and cast gold post and cores cemented with three cements. *J Prosthet Dent* 2013;110:127-133.
21. Forberger N, Göhring TN. Influence of the type of post and core on in vitro marginal continuity, fracture resistance, and fracture mode of lithium disilicate-based all-ceramic crowns. *J Prosthet Dent* 2008;100:264-273.
22. Ambica K, Mahendran K, Talwar S, Verma M, Padmini G, Periasamy R. Comparative evaluation of fracture resistance under static and fatigue loading of endodontically treated teeth restored with carbon fiber posts, glass fiber posts, and an experimental dentin post system: an in vitro study. *J Endod* 2013;39:96-100.
23. Hayashi M, Sugeta A, Takahashi Y, Imazato S, Ebisu S. Static and fatigue

- fracture resistances of pulpless teeth restored with post-cores. *Dent Mater* 2008;24:1178-1186.
24. Chieruzzi M, Rallini M, Pagano S, Eramo S, D'Errico P, Torre L, Kenny JM. Mechanical effect of static loading on endodontically treated teeth restored with fiber-reinforced posts. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2014;102:384-394.
 25. Zogheib LV, Saavedra G de S, Cardoso PE, Valera MC, Araújo MA. Resistance to compression of weakened roots subjected to different root reconstruction protocols. *J Appl Oral Sci* 2011;19:648-654.
 26. McLaren JD, McLaren CI, Yaman P, Bin-Shuwaish MS, Dennison JD, McDonald NJ. The effect of post type and length on the fracture resistance of endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent* 2009;101:174-182.
 27. da Silva NR, Raposo LH, Versluis A, Fernandes-Neto AJ, Soares CJ. The effect of post, core, crown type, and ferrule presence on the biomechanical behavior of endodontically treated bovine anterior teeth. *J Prosthet Dent* 2010;104:306-317.
 28. Steiner M, Mitsias ME, Ludwig K, Kern M. In vitro evaluation of a mechanical testing chewing simulator. *Dent Mater* 2009;25:494-499.
 29. Mangold JT, Kern M. Influence of glass-fiber posts on the fracture resistance and failure pattern of endodontically treated premolars with varying substance loss: an in vitro study. *J Prosthet Dent* 2011;105:387-393.
 30. Serra CM, Manns AE. Bite force measurements with hard and soft bite surfaces. *J Oral Rehabil* 2013;40:563-568.
 31. D'Arcangelo C, Cinelli M, de Angelis F, D'Amario M. The effect of resin cement film thickness on the pullout strength of a fiber-reinforced post system. *J Prosthet Dent* 2007;98:193-198.
 32. Grandini S, Sapio S, Simonetti M. Use of anatomic post and core for reconstructing an endodontically treated tooth: a case report. *J Adhes Dent* 2003;5:243-247.
 33. Sorrentino R, Aversa R, Ferro V, Auriemma T, Zarone F, Ferrari M, Apicella A. Three-dimensional finite element analysis of strain and stress distributions in endodontically treated maxillary central incisors restored with different post, core and crown materials. *Dent Mater* 2007;23:983-993.

34. Bitter K, Paris S, Pfuertner C, Neumann K, Kielbassa AM. Morphological and bond strength evaluation of different resin cements to root dentin. *Eur J Oral Sci* 2009;117:326-333.
35. Suzuki TY, Gomes-Filho JE, Gallego J, Pavan S, Dos Santos PH, Fraga Briso AL. Mechanical properties of components of the bonding interface in different regions of radicular dentin surfaces. *J Prosthet Dent* 2015;113:54-61.
36. Tay FR, Loushine RJ, Lambrechts P, Weller RN, Pashley DH. Geometric factors affecting dentin bonding in root canals: a theoretical modeling approach. *J Endod* 2005;31:584-589.
37. Prisco D, De Santis R, Mollica F, Ambrosio L, Rengo S, Nicolais L. Fiber post adhesion to resin luting cements in the restoration of endodontically-treated teeth. *Oper Dent* 2003;28:515-521.
38. Zogheib LV, Saavedra GS, Cardoso PE, Valera MC, Araújo MA. Resistance to compression of weakened roots subjected to different root reconstruction protocols. *J Appl Oral Sci* 2011;19:648-654.
39. Jiangkongkho P, Kamonkhantikul K, Takahashi H, Arksornnukit M. Fracture resistance of endodontically treated teeth using fiber post with an elastic modulus similar to dentin. *Dent Mater J* 2013;32:781–786.
40. Eskitascioglu G, Belli S, Kalkan M. Evaluation of two post core systems using two different methods (fracture strength test and a finite elemental stress analysis). *J Endod* 2002;28:629–633.

ANEXO

Parecer de comitê de ética



PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: Avaliação das propriedades mecânicas de retentores intrarradiculares de compósito reforçado por fibra de vidro construído por cad/cam

Pesquisador: Rogerio Goulart da Costa

Área Temática:

Versão: 1

CAAE: 36476314.4.0000.0020

Instituição Proponente: Pontifícia Universidade Católica do Parana - PUCPR

Patrocinador Principal: Associação Paranaense de Cultura - PUCPR

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 817.861

Data da Relatoria: 01/10/2014

Apresentação do Projeto:

O estudo, uma tese de doutorado, pretende avaliar "in vitro" a resistência à fratura e o tipo de fratura de raízes de pré-molares restaurados com retentores intrarradiculares personalizados em fibra de vidro, após simulação de fadiga.

Objetivo da Pesquisa:

Avaliar as propriedades mecânicas de retentores intrarradiculares de compósito reforçado por fibras de vidro (CRFV) e construídos por tecnologia CAD/CAM.

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

Não há risco significativo pois o estudo será realizado "in vitro".

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

O projeto apresenta todas as informações de forma clara e consistente.

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

Todos foram apresentados de forma correta.

Recomendações:

não ha.

Endereço: Rua Imaculada Conceição 1155
Bairro: Prado Velho **CEP:** 80.215-901
UF: PR **Município:** CURITIBA
Telefone: (41)3271-2292 **Fax:** (41)3271-2292 **E-mail:** nep@pucpr.br

Parecer Banco de Dentes PUCPR



PUCPR
GRUPO MARISTA

Pontifícia Universidade Católica do Paraná
Escola de Saúde e Biociências
Clínica de Odontologia

PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DO PARANÁ
ESCOLA DE SAÚDE E BIOCIÊNCIAS
BANCO DE DENTES -PUCPR

Ao CEP

O Banco de Dentes da PUCPR por meio de sua coordenação informa que os dentes solicitado pelo pesquisador: Rogério Goulart da Costa, para a realização de pesquisa com o título: Avaliação das Propriedades Mecânicas dos Retentores Intrarradiculares de Compósito Reforçado por Fibra de Vidro Personalizados pelo Sistema Cad/Cam, encontram-se à sua disposição após o parecer favorável de seu projeto por Comitê de Ética em Pesquisa. O Pesquisador deve após término de sua pesquisa devolver os dentes para o Banco de Dentes.

Atenciosamente,

Prof^ª Dr^a Beatriz Helena Sottile França
Coordenadora do Banco de Dentes da PUCPR

Curitiba, 10 de Setembro 2019

Aceite para Publicação

Reenviado-De: <r.rached@pucpr.br>

De: Franklin Garcia-Godoy <godoy@amjdent.com>

Data: 21 de junho de 2016 18:08:43 BRT

Para: 'Rodrigo Rached' <r.rached@pucpr.br>

Assunto: RE: Resubmission - "Effect of CAD/CAM glass fiber post-core ..."

Re: Effect of CAD/CAM glass fiber post-core on cement micromorphology and fracture resistance of endodontically treated roots.

Dr. Rached:

I am pleased to inform you that your revised manuscript has been accepted for publication in the **American Journal of Dentistry**.

Before publication you will receive page proofs (galleys) for your approval.

Again, thank you for considering the **American Journal of Dentistry** for publication of your work.

Sincerely,

Franklin Garcia-Godoy, DDS, MS, PhD, PhD

Editor

Franklin Garcia-Godoy, DDS, MS, PhD, PhD

Editor, *American Journal of Dentistry*



*: 1138 N. Germantown Parkway, #360 - Cordova, TN 38018

(: [901 752-1225](tel:9017521225) E-*: godoy@amjdent.com www.amjdent.com