

**Comparação da resistência de pino intrarradicular de fibra de vidro com pino
experimental confeccionado pela tecnologia CAD/CAM**
**Comparison of the resistance of intrarradicular pin of glass fiber with experimental pin
connected by CAD/CAM technology**
**Comparación de la resistencia del pin intrarradicular de fibra de vidrio con pin
experimental conectado por la tecnología CAD/CAM**

Recebido: 28/05/2020 | Revisado: 30/05/2020 | Aceito: 02/06/2020 | Publicado: 16/06/2020

Raquel Adriano Dantas

ORCID: <http://orcid.org/0000-0001-5899-3015>

Faculdade São Leopoldo Mandic, Brazil

E-mail: raqueladantas@hotmail.com

Letícia Ataíde Delgado

ORCID: <https://orcid.org/0000-003-4602-7033>

Universidade Federal da Paraíba, Brazil

E-mail: leticia.ataidedelgado@gmail.com

Ana Karina Almeida Rolim

ORCID: <https://orcid.org/0000-0001-6910-2898>

Universidade Estadual da Paraíba, Brasil

E-mail: k_rolim19@hotmail.com

Jessica Nespolo Martins

ORCID: <https://orcid.org/0000-0003-21423929>

Faculdade São Leopoldo Mandic, Brazil

E-mail: jessicanespologmartins@gmail.com

Vagner Leme Ortega

ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-6958-6375>

Faculdade São Leopoldo Mandic, Brazil

E-mail: vagner.ortega@gmail.com

Guilherme da Gama Ramos

ORCID: <https://orcid.org/0000-0001-7342-083X>

Faculdade São Leopoldo Mandic, Brazil

E-mail: gagama@yahoo.com

Resumo

Objetivo: O objetivo do presente estudo foi comparar a resistência à fratura de dentes tratados endodonticamente restaurados com pino de fibra de vidro e pino experimental de fibra de vidro usinado pelo método *computer-aided design/computer-aided manufacturing* (CAD/CAM). **Metodologia:** Um total de 20 incisivos bovinos com coroas seccionadas e raízes foram preparadas com 15mm de comprimento foram divididos aleatoriamente em dois grupos (n=10): G1 - pino fibra de vidro (controle) e G2 - pino usinado (experimental). Em ambos os grupos, as amostras tiveram seus condutos radiculares tratados endodonticamente. As raízes foram incluídas em resina acrílica, os pinos cimentados com cimento resinoso dual e, posteriormente, submetidos ao teste de resistência à fratura por compressão a uma velocidade de 0,05 mm/min sob um ângulo de 45° em máquina de ensaio universal até a fratura. Os valores de resistência à fratura foram submetidos ao teste t-Student com o programa SPSS com nível de significância em 5%. **Resultados:** De acordo com os testes, os resultados a força requerida à fratura foram menores no Grupo de pino de fibra pré-fabricados personalizados (48,2kgf) do que Grupo de pinos fresados pelo sistema CAD/CAM (56,9kgf), contudo não houve diferença estatística entre eles (p= 0,26). Com média de DP ± 14,6 para o primeiro e de ± 19,0 para o segundo grupo. **Conclusão:** Os pinos de fibra desenvolvidos pela tecnologia CAD/CAM podem surgir como alternativa viável para restaurações intrarradiculares de elementos tratados endodonticamente, uma vez que não houve diferença estatística de resistência à fratura com pinos pré-fabricados.

Palavras-chave: Pinos dentários; Prótese dentária; Desenho assistido por computador.

Abstract

Objective: The aim of the present study was to compare the fracture strength of endodontically restored teeth with glass-fiber pin and experimental pin of computer-aided design / computer-aided manufacturing (CAD / CAM). **Methodology:** A total of 20 bovine incisors with sectioned crowns and roots were prepared with 15mm length were randomly divided into two groups (n = 10): G1 - pin fiber glass (control) and G2 - pin machined (experimental). In both groups, the samples had their root canals treated endodontically. The roots were included in acrylic resin, the pins cemented with dual resin cement and subsequently subjected to the compression fracture strength test at a speed of 0.05 mm / min under a 45 ° angle in a universal test machine until the fracture. The values of fracture resistance were submitted to Student's t-test with the SPSS program with a significance level

of 5%. **Results:** According to the tests, the results required strength at fracture was lower in the pre-fabricated custom (48.2kgf) fiber pin group than the group of pins milled by the CAD / CAM system (56.9kgf), however no there was a statistical difference between them ($p = 0.26$). With a mean $SD \pm 14.6$ for the first and ± 19.0 for the second group. **Conclusion:** Fiber pins developed by CAD / CAM technology may appear as a viable alternative for intraradicular restorations of endodontically treated elements, since there was no statistical difference in fracture resistance with pre-fabricated pins.

Key words: Dental pins; Dental prosthesis; Computer-aided design.

Resumen

Objetivo: El objetivo del presente estudio fue comparar la resistencia a la fractura de los dientes tratados endodónticamente restaurados con pasador de fibra de vidrio y pasador experimental de fibra de vidrio mecanizado por el método de diseño asistido por computadora / fabricación asistida por computadora (CAD / CAM). **Metodología:** Se prepararon un total de 20 incisivos bovinos con coronas y raíces seccionadas con una longitud de 15 mm y se dividieron aleatoriamente en dos grupos ($n = 10$): G1 - pasador de fibra de vidrio (control) y G2 - pasador mecanizado (experimental). En ambos grupos, a las muestras se les trató endodonciamente el conducto radicular. Las raíces se incrustaron en resina acrílica, los pines se cementaron con cemento de resina dual y, posteriormente, se sometieron a la prueba de resistencia a la fractura por compresión a una velocidad de 0.05 mm / min bajo un ángulo de 45° en una máquina de prueba universal hasta La fractura. Los valores de resistencia a la fractura se sometieron a la prueba t-Student con el programa SPSS con un nivel de significancia del 5%. **Resultados:** según las pruebas, los resultados requerían que la fuerza de fractura fuera menor en el grupo de pines de fibra prefabricados personalizados (48.2 kgf) que en el grupo de pines fresados por el sistema CAD / CAM (56.9 kgf), sin embargo no hubo una diferencia estadística entre ellos ($p = 0.26$). Con una media de $DE \pm 14.6$ para el primer y ± 19.0 para el segundo grupo. **Conclusión:** Los pasadores de fibra desarrollados por la tecnología CAD / CAM pueden aparecer como una alternativa viable para las restauraciones intraradiculares de elementos tratados endodónticamente, ya que no hubo diferencia estadística en la resistencia a la fractura con pasadores prefabricados.

Palabras clave: Alfileres dentales; Prótesis dental; Diseño asistido por computadora.

1.Introdução

As restaurações de dentes tratados endodonticamente com extensa destruição coronária são realizadas na Odontologia, porém o sucesso de reabilitações orais com este padrão de tratamento depende muito dos materiais empregados e suas indicações. Os pinos intrarradiculares utilizados para a retenção da estrutura coronária apresentam grande importância no desempenho biomecânico do dente restaurado.

Em vista da necessidade de empregar um componente restaurador que satisfaça as características biológicas, mecânicas, estéticas e de baixo custo, tornou-se incessante a busca por materiais Odontológicos com características próximas ao elemento dental natural.

Em 1880, Fauchard foi o primeiro autor a citar a restauração de dentes enfraquecidos e reconstruídos através de pinos fabricados de ouro ou prata. Posteriormente, com o advento dos pinos metálicos tornou o método mais indicado para restaurações de dentes tratados endodonticamente. Contudo, com a necessidade estética imposta pelas restaurações livres de metal, a limitação estética desses pinos foi reconhecida por vários autores, pois a sua utilização em coroas cerâmicas translúcidas pode deixar transparecer o acinzentamento do metal (Hayashi et al., 2006; Soares et al., 2012; Prado et al., 2014; Martins, 2016; Barcelos, 2016). Da mesma forma, em gengivas mais delgadas podem evidenciar um possível escurecimento da raiz, causado pela oxidação de algumas ligas metálicas. Soares et al. (2012) destacam ainda que as falhas relacionadas ao núcleo metálico fundido são correlacionadas ao aumento de tensão no interior da raiz, ao alto módulo de elasticidade e a alta resistência a flexão.

Diante dessas falhas, novos materiais têm sido estudados, como os compostos em fibra de vidro, polietileno, carbono e quartzo, que juntamente com a cimentação adesiva estes materiais têm mostrado excelentes resultados (Malferrari et al., 2003). A utilização de pinos de cerâmica teve sua indicação questionada devido a seu elevado módulo de elasticidade, rigidez e dureza, que podem estar associados a fraturas de raiz (Qualtrough & Mannocci, 2003).

Duret e Duret (1990) desenvolveram o primeiro sistema de pinos reforçados por fibra de carbono e, posteriormente, surgiram os pinos de fibra de vidro, suprimindo a demanda estética, por se apresentarem na cor transparente ou branca. Os pinos de fibra de vidro apresentam melhor desempenho devido à possibilidade de uma maior conservação de estrutura dental, a adesão a estrutura dental e ao material de preenchimento, além de características como módulo de elasticidade próximo a dentina, que ao sofrer forças de maior

magnitude permitem o seu deslocamento e descimentação da restauração ou fratura do retentor sem grandes prejuízos para a estrutura dentária remanescente, além de resistência à corrosão, facilidade de remoção com brocas e solventes e o fato de permitirem um preparo mais conservador do dente (Forberger & Göhring, 2008; Lemos et al., 2006; Albuquerque et al., 2003).

Idealmente o material restaurador deve ter propriedades físicas semelhantes a dentina, tais como baixo módulo de elasticidade, alta resistência à compressão e baixa expansão térmica, bem como estética, e deve se unir previsivelmente à dentina radicular. No entanto, a dentina apresenta uma microestrutura complexa, sendo muito difícil para qualquer substância para simular as características biomecânicas da dentina radicular (Hayashi, 2008).

O objetivo desse trabalho foi avaliar comparativamente a resistência à fratura de dentes restaurados com pino de fibra de vidro convencional e com um pino experimental confeccionado por meio da tecnologia CAD/CAM obtido através da fresagem das pastilhas de fibra de vidro.

2. Metodologia

2.1 Coleta, seleção dos dentes e grupos experimentais

Este estudo foi submetido à Comissão de Ética para o Uso de Animais (CEUA) da Faculdade São Leopoldo Mandic, estando de acordo com os Princípios Éticos na Experimentação Animal, adotado pelo Conselho Nacional de Controle de Experimentação Animal (Concea) (lei n. 11.794 de 8 de outubro de 2008), obtendo parecer favorável, através de registro de número 2017/026.

Para a realização deste trabalho foram utilizados incisivos bovinos hígidos armazenados em água destilada. Foram selecionados trinta dentes com comprimento radicular semelhante, sem rachaduras, trincas ou curvaturas. Dez dentes que apresentavam ápice aberto e/ou grande diâmetro do canal radicular foram excluídos. Os dentes foram limpos com lâminas de bisturi, curetas periodontais e armazenados em água destilada durante todo o experimento.

Os elementos dentários selecionados através por conveniência foram distribuídos aleatoriamente em 2 grupos experimentais (n=20), definidos pelo tipo de pino (Figura 1):

- Pino de fibra de vidro fresado em CAD/CAM
- Pino de fibra de vidro anatomizado

Figura 1 - Grupos experimentais.



Fonte: Autoria própria, 2020.

2.2 Preparo de amostras, tratamento endodôntico e alívio do canal radicular

A porção coronária foi separada da porção radicular, com o uso de discos diamantados dupla face KG Sorensen® (Cotia, SP, Brasil), em baixa rotação sob refrigeração, de modo que fosse obtido um remanescente radicular de 15 mm. As polpas dentais foram removidas e o canal foi instrumentado com o sistema rotatório de Ni-Ti acoplado a equipamento X-Smart Plus (Dentsply Maillefer) para todas as amostras. Os canais foram instrumentados no comprimento de trabalho com lima reciprocantes Wave One Gold (Dentsply Maillefer, Petrópolis, RJ, Brasil) com comprimento de trabalho 1 mm aquém do ápice. Cada instrumento foi introduzido passivamente nos canais radiculares a uma rotação de 250rpm, irrigação com hipoclorito de sódio (NaOCl) 1% era realizada após cada instrumento, sendo a última irrigação com solução salina 0,9% e canais secos com cones de papel absorvente (Dentsply, Petrópolis, RJ, Brasil) e obturado com cones de guta-percha (Dentsply Maillefer, Petrópolis, RJ, Brasil) e cimento obturador Sealer 26 (Dentsply Maillefer, Petrópolis, RJ, Brasil) à base de resina epóxica e hidróxido de cálcio por meio da técnica de condensação lateral e vertical.

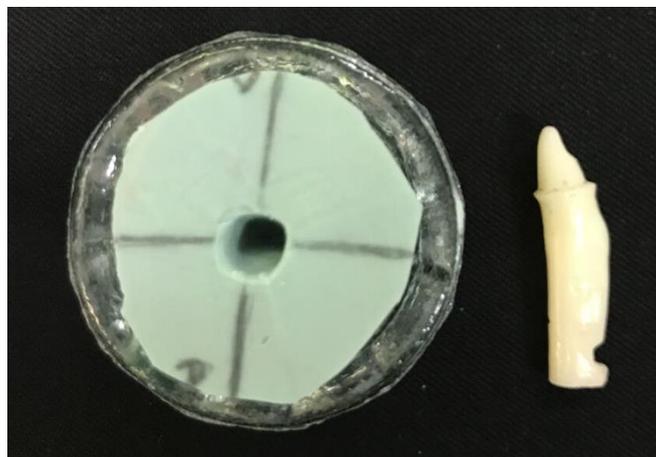
Após uma semana, o canal foi desobturado utilizando-se calcadores aquecidos e broca calibradoras correspondente ao pino número dois do Kit Reforpost® (Angelus Produtos

Odontológicos S/A, Londrina, PR, Brasil), na extensão de 2/3 do remanescente dentário empregando como referência cursores graduados na profundidade de 11 mm em baixa rotação, mantendo 4 mm de material obturador remanescente no ápice. Após a desobstrução, os condutos foram lavados com água destilada e secos com cones de papel absorvente.

2.3 Pino experimental e anatomização dos pinos

A partir das raízes devidamente desobturadas os condutos foram isolados com gel hidrossolúvel (KY, Johnson & Johnson), utilizando-se um microbrush cilíndrico fino (FGM, Produtos Odontológicos Ltda, Joinville, SC, Brasil). O conduto foi modelado pela técnica de Nealon com resina acrílica vermelha (Duralay, Reliance Dental, São Paulo, SP, Brasil) e pino de resina (NucleoJet, (Angelus Produtos Odontológicos S/A, Londrina, PR, Brasil) selecionado, com auxílio de pincel e levado ao conduto. Em seguida, foi realizada a construção da porção coronal através de molde, confeccionado em silicona de condensação (Zetaplus, Zermack, São Paulo, Brasil), da porção coronal de um núcleo pré confeccionado a partir de um elemento 11 de manequim, como no esquema abaixo (Figura 2).

Figura 2 - Matriz da porção coronal.

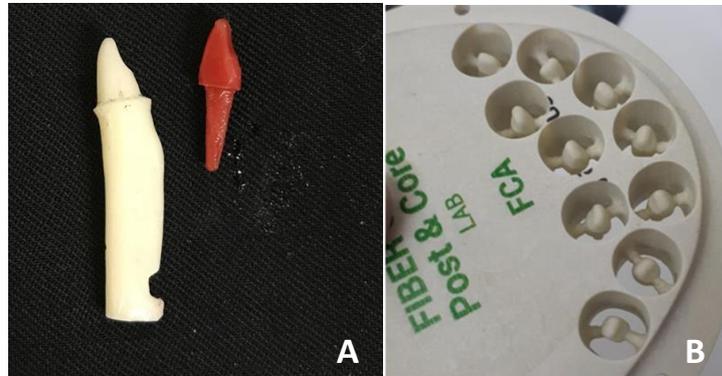


Fonte: Autoria própria, 2020.

Obtido os padrões em Duralay (Reliance Dental, São Paulo, SP, Brasil) (Figura 3A) foi realizado o scanear dos mesmos por meio do scanner MAP300 (Amann Girrbach, Curitiba, PR, Brasil) e em seguida fresados através de uma fresadora de 4 eixos modelo Motion 1 (Amann Girrbach, Curitiba, PR, Brasil) com usinagem a seco (Figura 3B).

Nesta pesquisa os blocos de fibra de vidro utilizados apresentam suas fibras incorporadas verticalmente na matriz de resina.

Figura 3 - A) Padrão de duralay; B) Pinos fresados.



Fonte: Autoria própria, 2020.

Realizou-se lubrificação do canal com gel lubrificante à base de água em todas as paredes axiais, com o auxílio de um microbrush (FGM, Joinville- SC, Brasil). Optou-se por um gel lubrificante K-Y®, composto à base de água, não gorduroso, transparente e solúvel em água, facilmente removido, sem deixar resíduos que poderiam interferir na posterior cimentação, além de sua capacidade de escoamento de superfície.

Após limpeza do pino com álcool, aplicou-se silano (Angelus, Produtos Odontológicos S/A, Londrina, PR, Brasil) e sistema adesivo (Adper Single Bond 2, 3M Produtos Odontológicos Ltda, Sumaré, SP, Brasil) e procedeu-se a manipulação da resina composta fotopolimerizável Z250 A2 (3M Produtos Odontológicos Ltda, Sumaré, SP, Brasil) em volta do pino. A mistura foi inserida dentro do canal radicular preparado para modelagem.

É importante visar que a retirada do pino de dentro do conduto foi feita antes que a resina polimerizasse por completo, a fim de evitar uma retenção permanente, desgastes ou fraturas futuras. Checou-se a adaptação do pino. Enfim, obteve-se um pino no formato do interior do canal, com boa adaptação coronária e apical. A porção coronária deste grupo também foi obtida através de molde em silicone de condensação anteriormente exposto.

2.4 Cimentação dos pinos

Foi realizada limpeza dos canais radiculares por meio de irrigação com água destilada e secos com pontas de papel absorvente (Tanari, Manacapuru, AM, Brasil). Todos os pinos

foram cimentados com cimento resinoso U200 (3M Produtos Odontológicos Ltda, Sumaré, SP, Brasil), conforme figura 4. Antes da cimentação foi realizado o tratamento para a superfície dos pinos onde inicialmente os pinos foram limpos com álcool 70% e microbrush, depois secos com jato de ar, em seguida realizado aplicação de silano com microbrush, ativamente por 1 minuto. O cimento autoadesivo U200 foi preparado de acordo com as instruções do fabricante, em seguida levado com auxílio de uma lentulo para o interior do canal radicular e logo o pino introduzido e removidos excessos do cimento. Foi realizado a fotoativação por 40 segundos nas faces vestibular, lingual e oclusal, usando fotopolimerizador de luz halógena (Bluephase N, Ivoclar, Vivadent, Baurueri, SP, Brasil).

Figura 4- Pino de fibra de vidro.



Fonte: Autoria própria, 2020.

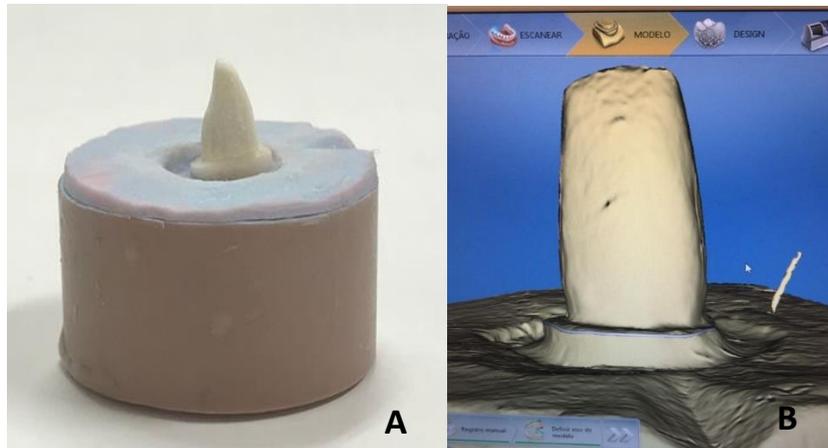
2.5 Confeção das coroas

As coroas foram confeccionadas através de técnica de cópia biogénica. Inicialmente foi realizado o escaneamento (Cerec Blue cam, Sirona, Brasil) da coroa do elemento 11 do manequim que serviu como modelo para confecção da coroa, cuja região palatina foi realizada um batente para apoio da máquina durante o teste de resistência.

O elemento foi posicionado em uma base no intuito de ser escaneado tendo o espaço preenchido com barreira gengival Top Dam (FGM, Produtos Odontológicos Ftda, Joinville, SC, Brasil). Sua coroa foi recoberta com o pó Cerec Optispray (Sirona, Brasil) e reproduzida como cópia biogénica para todos os corpos de prova. O Cerec reconhecia através de uma marcação na base a cópia biogénica com os escaneamentos dos corpos de prova (Figura

5A). Além disso, as coroas foram desenhadas no Software InLab 4.2 (Sirona, Brasil) (Figura 5B) e confeccionadas por meio da fresagem de blocos de Bravablock (FGM, Produtos Odontológicos Ltda, Joinville, SC, Brasil) pela Fresadora MCXL.

Figura 5—A) Modelo para escaneamento; B) Modelo digital.



Fonte: Autoria própria, 2020.

2.6 Inclusão dos dentes e simulação do ligamento periodontal

Os materiais utilizados e a técnica de inclusão foram baseados nos princípios descritos por Soares et al. (2005). Os dentes foram demarcados com lapiseira 2mm apical da junção amelocementária. As raízes foram mergulhadas em cera número 07 liquefeita (Technew, Rio de Janeiro, Brasil) e inseridos em recipiente contendo água à temperatura ambiente para a cera solidificar, de modo que ficassem recobertas com 0,2mm a 0,3mm de espessura simulando a espessura correta do ligamento periodontal.

Uma lima endodôntica foi posicionada no interior do canal radicular e fixada à haste do delineador protético por meio de cera pegajosa. A mesa móvel do delineador foi colocada perpendicularmente ao longo eixo do dente e sobre esta, posicionado o cilindro de PVC (Tigre, Joinville, SC, Brasil) de 14,0mm de altura e 25,0mm de diâmetro, e uma película radiográfica com perfuração central de 6mm obtida com perfurador de papel. A fixação do dente à película foi realizada com cera pegajosa.

A resina de poliestireno auto polimerizável foi inserido na placa de suporte e após tempo de presa da resina, os cilindros passaram por acabamento e polimento das suas superfícies e arestas com o uso lixas d'água de granulações maiores até as mais finas. Os dentes foram removidos dos alvéolos artificiais e em seguida foi realizado a remoção de cera

sobre a raiz através da imersão em água aquecida. Para reproduzir a movimentação do dente no alvéolo, o ligamento periodontal foi simulado com material de moldagem à base de poliéter (Impregum Soft, 3M ESPE, St Paul, Minnesota, USA). O material de moldagem é inserido no alvéolo e o dente introduzido, até que a marcação de 2,0mm abaixo da junção amelocementária coincida com a superfície do cilindro de resina de poliestireno. Após o tempo de presa do material de moldagem os excessos foram removidos com lâminas de bisturi nº 15 e as amostras armazenadas em água destilada (Figura 6).

Figura 6–Inclusão do ligamento periodontal.

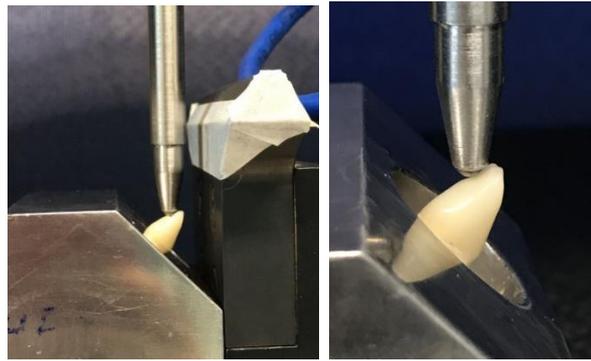


Fonte: Autoria própria, 2020.

2.7 Ensaio mecânico

Para o teste de resistência foi utilizada a máquina Emic DL2000 pertencente ao laboratório de ensaio de materiais da Faculdade São Leopoldo Mandic. Os corpos foram posicionados em uma base metálica que abraçava e os prendia a uma base de 20 mm de altura por 25mm de base que forma um ângulo de 45° entre o cone do mordente superior da máquina e o longo eixo da raiz do dente, simulando a direção e o sentido da maior parte das forças que ocorrem durante o processo mastigatório em dentes anteriores (Figura 7). A máquina de ensaios foi carregada com célula de carga de 2000Kgf e a força inserida com velocidade de 0,5mm/min aplicada por meio de uma haste cilíndrica com extremidade esférica com 3,45mm de diâmetro na face palatina da coroa medindo a força máxima em Newtons até a fratura e/ou deslocamento do núcleo, pino, coroa ou da própria raiz. Foi realizado análise microscópica dos corpos envolvidos através da lupa estereoscópica EK3ST (Eikonol Equip. Ópticos e Analíticos).

Figura 7- Ensaio mecânico na face palatina da coroa.



Fonte: Autoria própria, 2020.

2.8 Análise estatística

Os dados foram analisados através do programa estatístico SPSS versão 20 (Statistical Package for Social Science, IBM Corporation, Armonk, NY, USA), considerando-se duas etapas, análise exploratória dos dados e estatística analítica bivariada.

3. Resultados

A análise estatística foi realizada em duas etapas. Na primeira etapa, foi realizada uma análise exploratória dos dados, gerando-se medidas de tendência central e de dispersão e verificando-se a normalidade da distribuição dos dados. Verificou-se que a variável força máxima requerida para fratura apresentou distribuição normal ($p=68$ e $0,61$ no teste de Shapiro-Wilk, para o grupo controle e experimental, respectivamente).

Na segunda etapa, foi realizada estatística analítica bivariada, comparando-se a média da força requerida para fratura entre o grupo controle e o experimental. Nesse caso, foi utilizado um teste paramétrico em consonância com a normalidade dos dados, especificamente o teste t de Student de amostras independentes. Considerou-se ainda nesse teste uma homogeneidade das variâncias dada pelo teste de Levene ($p=0,33$).

Em todos os testes estatísticos foi utilizado o nível de significância de 5%, mas para maior compreensão da dimensão da significância estatística os valores de p foram disponibilizados.

Como pode ser visto na Tabela 1 e Gráfico 1, as forças requeridas para fratura foram menores no grupo de pinos pré-fabricados que no grupo de pinos fresados pelo sistema CAD/CAM, com média de 472,4 newtons (48,2kgf) para o primeiro e 558,4 newtons

(56,9kgf) para o segundo. Entretanto, essas diferenças não foram estatisticamente significativas ao nível de 5% ($p=0,26$), ou seja, não houve diferença estatística entre os dois grupos quanto à resistência a fratura.

Tabela 1 - Força compressiva máxima requerida para fratura, segundo o tipo de pino intrarradicular utilizado para a restauração de dentes tratados endodonticamente.

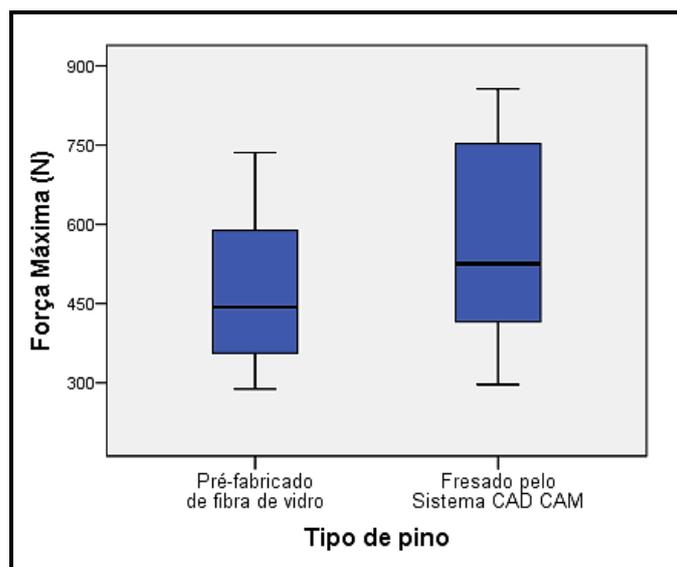
Pino	Força									
	Média*		Mediana		DP**		Máximo		Mínimo	
	N	kgf	N	kgf	N	kgf	N	kgf	N	kgf
Pré-fabricado de fibra de vidro (n=10)	472,4	48,2	443,3	45,2	143,6	14,6	735,8	75,0	288,3	29,4
Fresado pelo Sistema CAD CAM (n=10)	558,4	56,9	525,4	53,6	186,3	19,0	856,3	87,3	296,7	30,3

Fonte: Autoria própria, 2020.

* Valor de $p = 0,26$ pelo teste t para comparação de médias de amostras independentes

** Desvio-padrão

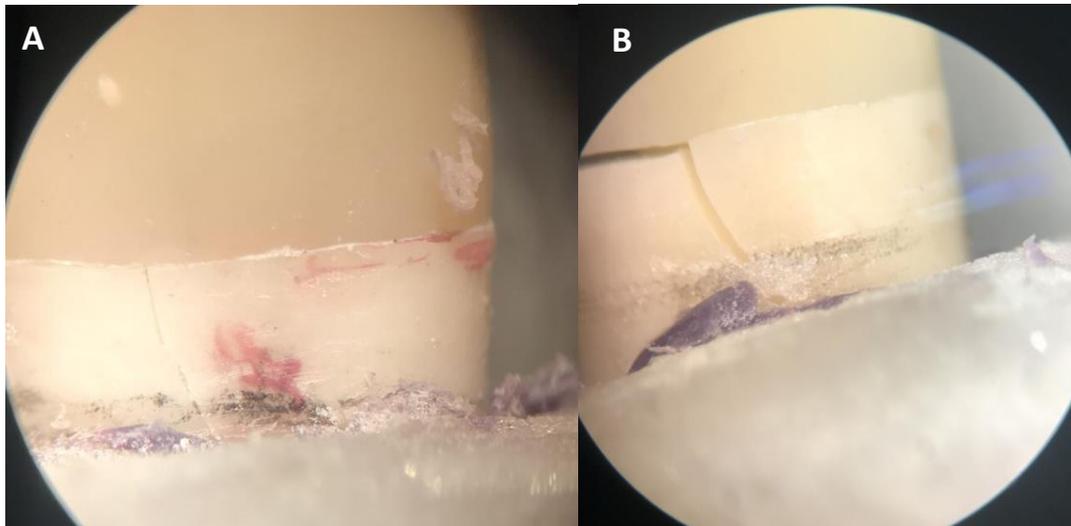
Gráfico 1 - Força compressiva máxima requerida para fratura, segundo o tipo de pino intrarradicular utilizado para a restauração de dentes tratados endodonticamente.



Fonte: Autoria própria, 2020.

Embora os resultados não tenham demonstrado diferenças, o teste de compressão resultou na fratura radicular de grande magnitude em ambos os grupos (Figuras 9 e 10). Contudo, não houve fratura de pino em nenhum dos corpos de prova do grupo em questão.

Figura 9 –A) Fratura radicular com pino de fibra de vidro; B) Fratura radicular com pino Fiber Cad.



Fonte: Autoria própria, 2020.

4. Discussão

A hipótese nula não foi rejeitada, haja vista o pino pré-fabricado de fibra de vidro e o pino experimental não possuírem diferença estatisticamente significativa em relação à resistência à fratura quando é simulado o teste de compressão máxima. Este resultado corrobora com outros estudos que demonstraram que os pinos fresados pela tecnologia CAD/CAM têm um futuro promissor. No entanto, será necessário a otimização do processo para melhoria das propriedades mecânicas e físicas (Ruschel et al., 2018; Ambica et al., 2013).

Para dentes com extensa perda estrutural, os pinos de fibra têm sido considerados como uma alternativa aos núcleos metálicos fundidos (Hosana, 2017), tendo sua indicação justificada pelo módulo de elasticidade próximo ao da dentina (Martins, 2016) e padrão de distribuição de tensão semelhante a de um dente hígido (Silva, 2016). Contudo, segundo Hosana (2017) para a melhora no comportamento biomecânico do dente se faz necessário a presença da férula (2mm) como fator determinante no padrão de fratura. Porém, no presente estudo não foi avaliado a férula e os pinos de ambos os grupos apresentaram fraturas de grande magnitude.

Neste caso, foi observado também que devido a variação anatômica entre dentes bovinos, quanto maior luz do conduto radicular, maior volume do pino e conseqüentemente maiores chances de fraturas radiculares de maior magnitude sob compressão. Porém, Clavijo (2013) afirma que as diferentes espessuras de dentina das raízes frente a diferentes níveis de desgaste não interferiram na resistência à fratura, sugerindo que dentes com paredes fragilizadas são passíveis de serem restaurados.

Neste contexto ainda, averiguou-se que no grupo de pinos fresados há uma maior incidência de fratura radicular em detrimento ao grupo de pinos pré-fabricados que apresentaram maiores incidências de fratura coronária. Supõem-se, assim, que o pino pré-fabricado tenha capacidade de absorver o impacto e distribuir homogeneamente a tensão para a dentina em virtude de uma maior flexibilidade do material. Enquanto os pinos experimentais devido a sua maior resistência concentram maiores tensões.

Favorecendo o observado no estudo vigente, Ruschel et al. (2018), avaliando as propriedades flexurais de dois tipos de pinos fresados em CAD/CAM afirmam que essa tecnologia tem desenvolvimento promissor, todavia o método de fabricação e variações na inclinação das fibras durante a fresagem influenciaram suas propriedades mecânicas, modo de falha e rugosidade da superfície, necessitando de mais estudos para elucidar a qualidade dos pinos. Desta forma, os pinos pré-fabricados apresentaram melhores performances.

Clinicamente a disposição das fibras exercerá influencia na função mastigatória, uma vez que na região anterior forças oblíquas são predominantes. Segundo Wandscher et al. (2015), durante a ação das forças oblíquas há um aumento na tensão de cisalhamento, assim como há o aumento do momento de flexão. Lemos et al. (2016) concordam que a carga oblíqua é mais prejudicial tanto para o retentor quanto para a estrutura dentária. Desta maneira, quando uma força oblíqua é aplicada em pino pré-fabricado, cuja fibras são dispostas paralelamente na matriz (Ruschel et al., 2018; Wandscher et al., 2015), a resistência do pino de fibra cai acentuadamente e, por consequência, tem suas propriedades mais dependentes da matriz em si. Ainda segundo Ruschel et al. (2018), os pinos fresados verticalmente apresentam poucas fibras incorporadas transversalmente em algumas regiões da matriz de resina, comprometendo, desta forma a resistência flexural.

O teste de compressão utilizado foi preconizado por ser um método padronizado para medida de resistência e apresenta capacidade de mensurar a quantidade de carga suportada. Santos-Filho et al. (2014) e Ambica et al. (2013), utilizaram este mesmo teste afim de avaliar propriedades mecânicas dos retentores. Contudo, diferentes trabalhos dentro da Odontologia utilizaram este mesmo teste para outras finalidades, a exemplo da avaliação da resistência de

cimento de ionômero de vidro (Pereira et al., 2018), da influência de fotoativadores na resistência de resina composta (Cardoso, 2018) e do estudo das propriedades mecânicas do gesso (Cesero, 2017). Quanto a velocidade, Naves et al. (2007) afirmam que quanto maior a velocidade de impacto, menores valores de resistência e que velocidades de aplicação de carga de até 5,0mm/min não influenciaram nos valores de resistência à fratura de pré-molares superiores. Quanto a angulação, nesta pesquisa foi utilizada uma base metálica com ângulo de 45° a uma velocidade de 0,05mm/min.

Os pinos de fibra desenvolvidos pela tecnologia CAD/CAM podem surgir como alternativa viável para restaurações intrarradiculares de elementos tratados endodonticamente. Contudo, pesquisas futuras devem ser realizada afim de definir qual a melhor disposição de distribuição da fibra diante da matriz em relação ao posicionamento da broca de fresagem, uso de diferentes blocos de fibra de vidro, além de testes de resistência que incluam fadiga cíclica, uma vez que na cavidade oral as falhas ocorram por fadiga mecânica e não estática. Além disso, o Cirurgião Dentista deve avaliar a tríade custo, tempo e demanda para a escolha do material de melhor indicação para cada caso.

5. Conclusão

Os pinos de fibra desenvolvidos pela tecnologia CAD/CAM podem surgir como alternativa viável para restaurações intrarradiculares de elementos tratados endodonticamente, uma vez que não houve diferença estatística de resistência à fratura com pinos pré fabricados.

Referências

Albuquerque, R., De Abreu Polleto, L.T., Fontana, R. H. B. T. S., & Cimini, C.A. (2003). Stress analysis of an upper central incisor restored with different posts. *Journal of Oral Rehabilitation*, 30(9): 936-43.

Ambica, K., Mahendran, K., Talwar, S., Verma, M., Padmini, G., & Periasamy, R. (2013). 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. *Journal of endodontics*, 39(1): 96-100.

Barcelos, L. M. (2016). Efeito do número de pinos de fibra de vidro na resistência à fratura, deformação estrutural e distribuição de tensão em molares tratados endodonticamente. Dissertação de Mestrado, Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia, MG, Brasil.

Cardoso, I. O. (2018). Influência de diferentes aparelhos fotoativadores LED sem fio e o nível de bateria nas propriedades da resina composta. Dissertação de Mestrado, Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia, MG, Brasil.

Cesero, L. (2017). Influência da adição de nanopartículas de sílica nas propriedades mecânicas de gessos odontológico. Tese de Doutorado. Faculdade de Odontologia da Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, RS, Brasil.

Clavijo, E. M. A. (2013). Avaliação in vitro da resistência à fratura de raízes dentais fragilizadas reabilitadas com núcleos de preenchimento associados a pinos de fibra de vidro. Dissertação de Mestrado, Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas, Piracicaba, SP, Brasil.

Forberger, N., & Göhring, T. N. (2008). 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. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 100: 264-273.

Hayashi, M., T. Akahashi, Y., Imazato, S., & Ebisu, S. (2006) Fracture resistance of pulpless teeth restored with post-cores and crowns. *Dental Materials*. 22: 477-85.

Hayashi, M. (2008). Static and fatigue fracture resistance of pulpless teeth restored with postcores. *Dental Materials*, 10: 01-09.

Jovanovski, S., Popovski, J., Dakskobler, A., Marion, L., & Jevnikar, P. (2017). The influence of crown ferrule on fracture resistance of endodontically treated maxillary central incisors. *Balkan Journal of Dental Medicine*, 21(1): 44-49.

Lemos, C. A., Almeida D. A. F., Batista, V. E. S., Mello, C. C., Verri, F. R., Pellizzer, E. P., et al. (2016). Influence of diameter and intraradicular post in the stress distribution. Finite element analysis. *Revista de Odontologia da UNESP*, 45(3): 171-176.

MalFerrari, S., Monaco, C., & Scotti, R. (2003). Clinical evolution of teeth restored with quartz fiber-reinforced epoxy resin posts. *The International Journal of Prosthodontic*, 16: 39-44.

Naves, L. Z., Silva, G. R., & Soares, C. J. (2007). Influência da velocidade de aplicação de carga na resistência e modo de fratura de pré-molares superiores humanos. *Horizonte Científico*, 1(1).

Nealon, F. H. (1952). Acrylic restorations by the operative nonpressure procedure. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 2(4): 513-527.

Pereira J., Daroz, L. G. D., & Xible, A. A. (2018). Efeito da técnica de inserção na resistência mecânica de dois cimentos de ionômero de vidro de alta viscosidade. *Revista Brasileira de Pesquisa em Saúde*, 20(1): 79-84.

Prado, M. A. A., Kohl, J. C. M., Nogueira, R. D., & Geraldo-Martins, V. (2014). Retentores intrarradiculares: revisão da literatura. *Journal of Health Sciences*, 16(1).

Qualtrough, A. J. E., & Mannocci, F. (2003). Tooth-colored post systems: a review. *Operative Dentistry*, 28: 86-91.

Ruschel, G. H., Gomes, E. A., Silva-Sousa, Y. T., Pinelli, R. G. P., Sousa-Neto, M. D., & Pereira, G. K. R., et al. (2018). Mechanical properties and superficial characterization of a milled CAD-CAM glass fiber post. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 82: 187-192.

Santos-Filho, P. C., Veríssimo, C., Soares, P. V., Saltarelo, R. C., Soares, C. J., & Martins, L. R. M. (2014). Influence of ferrule, post system, and length on biomechanical behavior of endodontically treated anterior teeth. *Journal of endodontics*, 40(1): 119-123.

Soares, C. J., Valdivia, A. D. C. M., Silva, G. R., Santana, F. R., & Menezes, M. S. (2012) Longitudinal clinical evaluation of post systems: a literature review. *Brazilian dental journal*, 23(2): 135-740.

Soares, C. J., Pizi, E. C. G., Fonseca, R. B., & Martins, L. R. M. (2005). Influence of root embedment material and periodontal ligament simulation on fracture resistance tests. *Brazilian Oral Research*, 19(1): 11-16.

Wandscher, V. F., Bergoli, C. D., Oliveira, A. F., Kaizer, O. B., Borges, A. L. S., & Limberguer, I. F., et al. (2015). Fatigue surviving, fracture resistance, shear stress and finite element analysis of glass fiber posts with different diameters. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 43: 69-77.

Porcentagem de contribuição de cada autor no manuscrito

Raquel Adriano Dantas – 16.66%
Letícia Ataíde Delgado – 16.66%
Ana Karina Almeida Rolim – 16.66%
Jéssica Nespolo Martins – 16.66%
Vagner Leme Ortega – 16.66%
Guilherme da Gama Ramos – 16.66%