



UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
FACULDADE DE ODONTOLOGIA



GABRIELY MARTINS SILVA

**AVALIAÇÃO DO COMPORTAMENTO BIOMECÂNICO DE RETENTORES
INTRARRADICULARES FRESADOS NO SISTEMA CAD/CAM**

UBERLÂNDIA

2018

GABRIELY MARTINS SILVA

**AVALIAÇÃO DO COMPORTAMENTO BIOMECÂNICO DE RETENTORES
INTRARRADICULARES FRESADOS NO SISTEMA CAD/CAM**

Trabalho de conclusão de curso apresentado a Faculdade de Odontologia da UFU, como requisito parcial para obtenção do título de Cirurgiã-dentista.

Orientador: Prof. Dr. Murilo de Sousa Menezes

Co-orientadora: Ms. Giselle Rodrigues Reis

UBERLÂNDIA

2018

AGRADECIMENTOS

A Deus por ter me guiado e permitido chegar até aqui, sempre com muita fé e dedicação para a realização deste sonho.

Ao meu orientador Prof. Dr. Murilo de Sousa Menezes, por ter aceitado me orientar e pela oportunidade de realizar a Iniciação científica, muito obrigada por essas oportunidades e pela paciência!

À minha Coorientadora Giselle Rodrigues Reis, por todo o suporte que me foi dado, pelo carinho e atenção, e principalmente pela amizade e confiança que conquistamos uma com a outra, por ter sido o meu exemplo e ter me inspirado tanto.

A Ana Laura, Lucas Lemes, Thais Maia e Thamires Lima por todo suporte que me deram no laboratório.

À todos os professores que passaram na minha trajetória, por tanto terem me ensinado e contribuído com a minha formação. Grata a todos vocês.

À FOUFU por ser essa instituição tão maravilhosa e comprometida, que me fez “crescer”. Ao CPbio, e a todos os técnicos, sempre dispostos a ajudar quando foi necessário; a todas as pessoas que sempre passavam por lá e contribuíram para o desenvolvimento desse trabalho. Ao laboratório de prótese da FOUFU, e a todos os seus funcionários, em especial ao Simar, sempre solícito e disposto a ajudar. Ao laboratório da HD Ensinos Odontológicos, em especial ao Professor Dr. Denildo Magalhães, e a Júlia.

Ao Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq) pelo suporte financeiro.

A minha tão amada 78, por termos nos tornado uma família.

Aos meus amigos, Celiana Saldanha, Debora Araújo, Eduardo Henrique e Lucas Vieira, que apesar de toda distância, se fizeram sempre presentes.

A minha parceira de clínica Jéssica, por todo auxílio, por todos procedimentos que realizamos juntas e nos fizeram aprender uma com a outra.

Ao meu amigo, parceiro de comissão e dupla da Clínica de Trauma, Igor Leão, por ter sido companheiro, ter dividido várias dificuldades, por todo cuidado e preocupação.

As minhas amigas Leticia de Castro, Morgana Lima e Stephanie Wutke, por terem se tornado minhas irmãs, por termos divididos tantos momentos maravilhosos juntas.

A minha amiga Thaise Lopes, por ter partilhado além de todas as viagens e festas, cada madrugada de estudo, muitas tardes de laboratório, e muitas idas perdidas na biblioteca.

Aos meus amigos Higor de Almeida, Ludimila Lemes, Rafael Resende, Ramon Gonzaga e Yasmin Alves, por todo companheirismo, estímulo e ajuda.

Aos meus pais, Eliete Aparecida e Jairo Vieira, pelo amor incondicional, pelo carinho e apoio, por terem sonhado e vivido esse momento comigo. Por todas as palavras de encorajamento, por serem minha motivação e os meus exemplos a serem seguidos. Obrigada por terem acreditado tanto em mim, e por nunca terem medido nenhum esforço para que eu chegasse aqui, essa conquista é mais de vocês do que minha, e peço desculpa por ter sido tão ausente nos últimos tempos.

A minha irmã Bethânia Martins, por ser minha companheira, ter aguentado todas as minhas emoções, ter me acalmado quando necessário, e por termos vivido todas as conquistas juntas.

Aos meus Avôs, Valdivino José Martins e Valdivino Vieira, que não se fazem mais presentes nesse plano, mas que com toda certeza estão felizes com essa conquista. s minhas Avós, Helena Maria e Luzia Vieira, por todo amor imensurável e cuidado.

A minha tia/madrinha Eliene Regina, por ser a minha segunda mãe, sempre tão preocupada e ter me ajudado tanto nessa fase tão fundamental da minha vida.

Aos meus padrinhos Vanilcio José Martins e Maria Aparecida Martins; e a minha prima Giovana Martins, por todo apoio, cuidado e carinho.

A minha tia Eliana Rodrigues, e ao seu pequeno Victor Gabriel, por todo amor e preocupação.

Ao meu primo Silas Antonio, por ser meu exemplo, me salvar nos trabalhos, por ter acreditado tanto em mim; por sermos tão iguais, e termos opiniões tão diferentes, e agora além de tudo estarmos nos tornando companheiros de profissão.

Ao meu primo Miguel de Freitas, por toda conexão que sempre tivemos, por querer o meu melhor, obrigada por todo companheirismo e ajuda, e por ter vivido de perto essa minha rotina dos últimos anos, sempre me elogiando e dando estímulo.

Aos meus primos/compadres Rafael Martins e Lays Alves, e a minha tão amada afilhada Helena, agradeço por todo carinho e cuidado, e por terem acreditado e confiado tanto em mim.

Aos demais tios, primos e familiares agradeço por serem essa família maravilhosa, por serem tão presentes e estar tão dispostos a ajudar.

A todas as pessoas que de certa forma passaram pela minha vida e contribuíram direta e indiretamente para que eu me tornasse quem sou hoje, meus eternos agradecimentos a todos vocês.

E é com muita alegria e gratidão que dedico essa conquista a todos vocês.

SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS	7
LISTA DE TABELAS	8
RESUMO	9
ABSTRACT	11
1. INTRODUÇÃO	12
2. MATERIAL E MÉTODOS	14
2.1 Delineamento experimental.....	14
2.2 Seleção e divisão dos grupos experimentais	14
2.3 Tratamento endodôntico.....	15
2.4 Inclusão e simulação do ligamento periodontal	16
2.5 Confeção dos pinos CAD/CAM.....	17
2.6 Cimentação dos retentores Intrarradiculares.....	19
2.7 Confeção do núcleo de preenchimento dos pinos convencionais.....	20
2.8 Confeção das coroas metálicas.....	21
2.9 Cimentação das coroas restauradoras.....	22
2.10 Ciclagem mecânica.....	22
2.11 Ensaio mecânico de resistência a fratura.....	23
2.12 Classificação do padrão de falha.....	23
2.13 Análise estatística dos dados.....	24
3. RESULTADOS	25
3.1 Ensaio Mecânico de resistência à fratura	25
3.2 Padrão de falha	25
4. DISCUSSÃO.....	27
5. CONCLUSÃO	29
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	30
ANEXO A	32

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1 – Esquema de divisão dos grupos experimentais.....	15
FIGURA 2 – Instrumentação dos canais radiculares. (A) remoção do tecido pulpar com lima kerr; (B) Instrumentação com brocas Gattes-Gliden; (C) Secagem e obturação dos canais.....	16
FIGURA 3 – (A) – Demarcação da exposição da raiz; (B) Raiz recoberta por cera; (C) – Raiz posicionada no filme radiográfico e cilindro de PVC; (D) – Resina de poliestireno vertida no conjunto; (E) – Remoção do cilindro de PVC após a polimerização da resina e remoção da cera da raiz; (F) – Alvéolo artificial para a simulação do ligamento periodontal com material de moldagem.....	17
FIGURA 4 – Moldagem dos condutos com resina acrílica e Pinjet.....	18
FIGURA 5 – (A) Escaneamento dos Moldes. (B) Obtenção e modelação dos moldes computacionais.....	18
FIGURA 6 – (A) Posicionamento do bloco de fibra na fresadora. (B) Pino de fibra no formato do molde escaneado.....	19
FIGURA 7 – Cimentação dos pinos. (A) Tratamento de superfície dos pinos com peróxido de hidrogênio 35%. (B) Aplicação do silano. (C) Aplicação de uma camada de adesivo. (D e E) Hibridização do remanescente coronário. (F) Cimentação do pino.....	20
FIGURA 8 – (A) Plastificação das placas prototipadas em formato de núcleo. (B) Conferência da adaptação e inserção de resina composta. (C) Fotoativação por 40s. (D) Núcleo de preenchimento finalizado.....	21
FIGURA 9 – Preparo e definição do término dos pinos.....	21
FIGURA 10 – (A) Matriz prototipada e inserção do silicone para moldagem das coroas. (B) Guia de silicone. (C) Dente posicionado no guia de silicone com a cera para fundição no estado líquido. (D) Dente com o molde de cera. (E) Coroas fundidas em liga de Ni-Cr.	22
FIGURA 11 – Posicionamento da ponta aplicadora de carga sobre a coroa restauradora para ensaio mecânico de resistência à fratura.....	23
FIGURA 12 – Classificação do padrão de falha.....	24
FIGURA 13 – Distribuição do padrão de fratura para os grupos experimentais (%).	26

LISTA DE TABELAS

TABELA 1 – Protocolos de tratamento de superfície dos pinos e cimentação radicular.....	19
TABELA 2 – Médias e desvio padrão (N) da resistência à fratura dos diferentes grupos avaliados.....	25

RESUMO

O objetivo deste estudo foi avaliar o comportamento biomecânico de raízes restauradas com pinos de fibra pré-fabricados e pinos obtidos por meio do sistema CAD/CAM após ciclagem termomecânica e submissão de testes de resistência a fratura. Foram selecionadas 40 raízes de incisivos bovinos adultos, com tamanho e formato semelhantes, extraídos em frigoríficos. As raízes foram divididas em 2 grupos: 20 raízes com pinos convencionais e 20 com pinos torneado no sistema CAD/CAM. Esses 2 grupos foram subdivididos: 10 raízes com 2mm de férula e 10 raízes sem férula. Foram seccionadas permanecendo remanescentes radiculares de 13 e 14 mm de comprimento para os remanescentes de 0 e 1 mm, respectivamente. Foi realizado o tratamento endodôntico com limas endodônticas tipo Kerr nº 25 e brocas Gattes Gliden nº 2, 3 e 4. As amostras foram incluídas em resina de poliestireno e o ligamento periodontal simulado com poliéster. Para confecção dos pinos por meio do sistema CAD/CAM inicialmente foi realizada a moldagem com auxílio de um pino em policarbonato e resina acrílica. Os moldes de resina acrílica foram escaneados e um modelo digital foi gerado. Posteriormente, o bloco de resina reforçado por fibra foi acoplado à fresadora e os pinos foram obtidos no formato dos modelos digitais. Os pinos foram cimentados com cimento resinoso auto-adesivo e as coroas foram confeccionadas diretamente sobre os dentes por meio de padrões pré-estabelecidos em cera. As amostras foram submetidas ao processo de fadiga mecânica, imersas em água à aproximadamente 37°C, e fixadas em dispositivos específicos. Grupos de 20 amostras foram submetidos à fadiga simultaneamente sob carga de compressão em um ângulo de 135° em relação ao longo eixo do dente a 50 N e frequência de 2 Hz. Foram realizados 1.200.000 ciclos que simula 5 anos de envelhecimento. Em seguida, submeteu-se ao carregamento compressivo por meio de ponta na forma de lâmina de faca até que ocorreu fratura nos espécimes, os quais foram analisados em relação ao padrão de fratura. A análise de ANOVA two-way ($\alpha < 0,05$) revelou que somente o fator remanescente foi estatisticamente significativa para a resistência a fratura ($p=0,017$), sendo que os dentes com 1 mm de remanescente possuem maiores valores. O padrão de fratura foi afetado tanto pelo remanescente quanto pelo tipo de pino, no entanto não houve fraturas irreparáveis para nenhum dos grupos. Dentro das restrições do delineamento experimental e frente à análise dos dados, conclui-se que dentes restaurados com pinos intrarradiculares obtidos pelo sistema CAD/CAM possuem a mesma resistência a fratura que dentes restaurados com pinos pré-fabricados independente da quantidade de remanescente dentário, sendo que dentes com remanescentes coronários são mais resistentes.

Palavras-chave: Dente não vital, Pinos dentários.

ABSTRACT

The objective of this study was to evaluate the biomechanical behavior of restored roots with prefabricated fiber pins and pins obtained through the CAD / CAM system after thermomechanical cycling and submission of fracture resistance tests. 40 adult bovine incisors roots of similar size and shape were selected. The roots were divided into 2 groups: 20 roots with conventional pins and 20 with pins turned into the CAD / CAM system. These 2 groups were subdivided: 10 roots with 2mm of splint and 10 roots without splint. They were sectioned remaining 13 and 14 mm long for the remnants of 0 and 1 mm, respectively. Endodontic treatment was performed with Kerr type 25 endodontic file and Gattes Gliden numbers 2, 3 and 4 drill bits. The samples were included in polystyrene resin and the periodontal ligament was simulated with polyester. For making the pins by the CAD / CAM system, the molding was first performed using a polycarbonate pin and acrylic resin. The acrylic resin molds were scanned and a digital model was created, later the fiber reinforced resin block was coupled to the milling machine and the pins were obtained in the format of the digital models. The pins were cemented with self-adhesive resin cement and the crowns were made directly on the teeth by means of pre-set wax patterns. The samples were submitted to the mechanical fatigue process, immersed in water at approximately 37°C, and fixed in specific devices. Groups of 20 samples were submitted to fatigue simultaneously under compression load at an 135 ° angle in relation to the long axis of the tooth at 50 N and frequency of 2 Hz. 1,200,000 cycles were performed simulating 5 years of aging. Then, they were submitted to the compressive loading by means of tip in the form of knife blade until fracture occurred in the specimens, which were analyzed in relation to the fracture pattern. Analysis of two-way ANOVA ($\alpha < 0.05$) revealed that only the remaining factor was statistically significant for fracture resistance ($p = 0.017$), and teeth with 1 mm of remnant had higher values. The fracture pattern was affected by both of the remaining teeth and the pin type, however there were no irreparable fractures for either group. Within the constraints of the experimental design and data analysis, it was concluded that teeth restored with intraradicular pins obtained by the CAD / CAM system have the same fracture resistance as teeth restored with prefabricated pins independent of the amount of dental remnant, knowing that teeth with coronary remnants are more resistant.

Keywords: Dental pins, Non-vital Tooth.

1. INTRODUÇÃO

A reabilitação funcional e estética de dentes com tratamento endodôntico tem sido alvo de estudos que buscam compreender as diferentes propriedades entre dentes vitais e não vitais (Soares et al., 2007). Cáries extensas ou fraturas por trauma são os principais fatores que resultam em necessidade de tratamento endodôntico e geram fragilização da estrutura dentária. Somado a isto, os procedimentos clínicos necessários para realizar o tratamento, tais como a abertura para acesso endodôntico (remoção de teto da câmara pulpar), combinado a perda da cristas marginais, representam os principais fatores da redução de resistência destes dentes (Dietschi et al., 2008; Magne et al., 2016).

Devido à perda de grande quantidade de estrutura coronária, a maioria das reabilitações em dentes com tratamento endodôntico requerem utilização de retentores intrarradiculares como forma adicional de estabilizar e reter o material restaurador (Assif & Gorfil, 1994; Ferrari et al., 2012; Naumann et al., 2012). Vários sistemas de retentores são propostos para reabilitação destes dentes, destacando-se os núcleos metálicos moldados e fundidos e os pinos pré-fabricados (Schwartz; Robbins, 2004). Núcleos metálicos fundidos e retentores metálicos pré-fabricados possuem alto módulo de elasticidade, não se aderem aos tecidos dentários e podem comprometer a estética. Dessa forma, nas últimas décadas têm sido indicados como alternativa aos pinos metálicos, os pinos pré-fabricados de resina reforçados por fibra (Soares et al., 2012), que possuem características como rápida utilização e são estéticos.

A otimização do comportamento biomecânico de dentes restaurados com retentores intrarradiculares são viabilizadas por meio da presença de remanescente dentário sadio na região cervical do dente (Guth et al., 2016). Este remanescente dentário cervical produz o “efeito fêrula” que pode atuar como estrutura protetora do complexo restaurador, seja ele restaurado com pino metálico moldado e fundido ou os reforçados com fibra. No caso das restaurações adesivas retidas por pinos de fibra, esta proteção atua minimizando os efeitos da fadiga mecânica nas interfaces adesiva, diminuindo assim, a possibilidade de falha do complexo restaurador. De acordo com a literatura, um mínimo de 1,0 mm de fêrula é necessária para que se tenha a indicação segura das restaurações retidas por pinos de fibra (Verissimo et al., 2014).

O material usado para retenção intrarradicular tem um importante papel no comportamento biomecânico dos dentes tratados endonticamente. É essencial que as

propriedades físicas e mecânicas do pino sejam similares a estrutura dentinária, de forma que as tensões provenientes da mastigação sejam distribuídas de forma uniforme ao longo do complexo restaurador (Da Costa et al., 2017). Os pinos de fibra de vidro constituem excelente alternativa aos retentores metálicos e aos outros tipos de retentores não-metálicos, devido ao seu módulo de elasticidade semelhante ao da estrutura dentinária, o que reduz os riscos de falhas irreparáveis (Veríssimo et al., 2014).

Foi introduzido no mercado um novo sistema para confecção de retentor intrarradicular reforçado por fibras, na forma de bloco, para ser torneado por meio do sistema CAD/CAM (Computer- aided design/ Computer- aided manufacturing). No processo, o canal radicular é moldado e um modelo computacional desse molde é obtido por meio do sistema CAD. O pino intrarradicular é fresado a partir bloco pré-fabricado de resina reforçado por fibra. No entanto, é um sistema recente e a literatura ainda é escassa de informações sobre o comportamento biomecânico destes pinos. Além disso, é necessário avaliar os efeitos da férula neste tipo de reabilitação. Desta forma, o objetivo deste trabalho é avaliar o comportamento biomecânico de raízes bovinas, restauradas com pinos convencionais e pinos fresados no sistema CAD/CAM, por meio do ensaio mecânico de resistência a fratura, após serem submetidos ciclagem termomecânica. Os autores acreditam nas seguintes hipóteses: 1. Tipo de pino; 2. Quantidade de estrutura remanescente; não afetam o comportamento biomecânico dos dentes com tratamento endodôntico.

2. MATERIAL E MÉTODOS

2.1 Delineamento experimental

Unidade amostral: raízes bovinas restauradas com retentores intrarradiculares e coroa metálica.

Fatores em estudo: tipo do retentor e quantidade de remanescente.

Variável resposta: resistência a fratura e padrão de falha.

Método de análise: teste de resistência a fratura após fadiga termomecânica e análise do padrão de falha.

2.2 Seleção e divisão dos grupos experimentais

Foram selecionados incisivos bovinos de animais adultos com tamanho e formato semelhantes, extraídos em frigorífico, com avaliação sanitária pelo Ministério da Saúde e consentimento do médico veterinário responsável. Os dentes foram limpos com curetas periodontais e lâminas de bisturi e armazenados em água destilada. Posteriormente foram limpos com pedra pomes e seccionados com auxílio de disco diamantado de dupla face (KG Sorensen, Barueri, SP, Brasil), sob irrigação constante resultando em remanescentes radiculares com 13 e 14 mm de comprimento para serem utilizados nos grupos com os remanescentes coronários de 0 e 1 mm, respectivamente. A padronização do volume radicular das amostras foi feita com base nos diâmetros vestibulo-lingual (R), méso-distal (r) e no comprimento (H) das raízes previamente determinados, segundo a fórmula matemática:

$$\text{Volume} = 1/3\pi \cdot H (R^2 + r^2)$$

A partir da média e do desvio padrão, foi calculado o coeficiente de variação, permitindo uma variação de volume menor que 10%. Após esta padronização foram selecionadas 40 raízes bovinas para utilização nos ensaios laboratoriais.

Após seleção das amostras com dimensões semelhantes, as mesmas foram divididas aleatoriamente em grupos experimentais de acordo com o remanescente dentário e o tipo de pino a ser utilizado, como esquematizado na Figura 1:

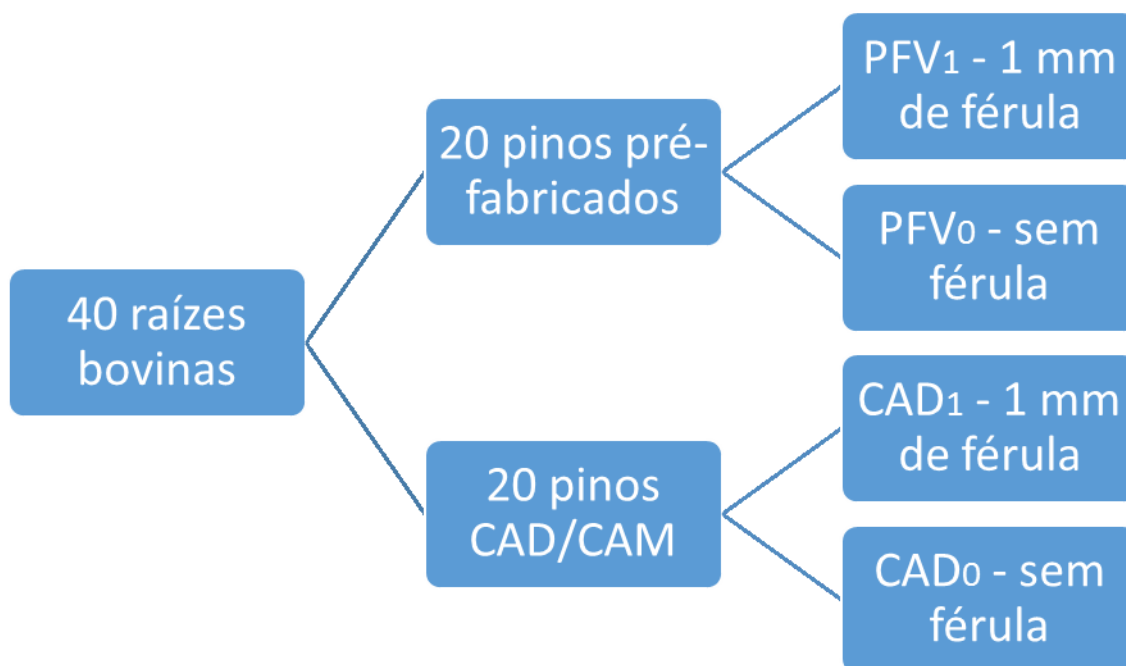


Figura 1 – Esquema de divisão dos grupos experimentais.

2.3 Tratamento endodôntico

A remoção do tecido pulpar remanescente foi feita com o auxílio de limas do tipo Kerr nº 25 (Dentsply Malleiffer, Ballaigues, Suíça). Após a remoção desse tecido, os canais radiculares foram instrumentados por meio da técnica retrospectiva, utilizando brocas do tipo Gattes-Gliden nº 2, 3 e 4. No preparo do canal radicular, as brocas Gates-Glidden nº 2, 3 e 4 (Dentsply Malleiffer, Ballaigues, Suíça) foram empregadas de forma sequencial. A Gates-Glidden nº 2 atravessou todo o canal radicular, a nº 3 chegou até o ápice sem atravessá-lo e a nº 4 foi empregada apenas na extensão onde se realizou o alívio. A irrigação do conduto radicular, foi realizada com solução de hipoclorito de sódio a 1%. Após a instrumentação dos condutos radiculares, foram irrigados com solução de soro fisiológico e secos com cones de papel absorvente. Em seguida foi realizado a obturação dos condutos radiculares com cimento endodôntico a base de hidróxido de cálcio (Sealer 26, Dentsply, Petrópolis, RJ, Brasil) utilizando a técnica de condensação lateral (Figura 2).



Figura 2 –Instrumentação dos canais radiculares. (A) remoção do tecido pulpar com lima kerr. (B) Instrumentação com brocas Gattes-Gliden. (C) Secagem e obturação dos condutos radiculares.

2.4. Inclusão e simulação do ligamento periodontal

Para a simulação do ligamento periodontal e das condições de movimentação dentária, as amostras foram incluídas em resina de poliestireno e o ligamento periodontal simulado com material de moldagem a base de poliéter (Impregum F, 3M ESPE, St. Paul, USA), segundo a técnica descrita por Soares et al., 2005. Inicialmente o dente foi demarcado com grafite, distando 3 mm apicalmente do limite coronário para as amostras com remanescente com 1 mm de fêrula e para as amostras com ausência de remanescente coronário, sem fêrula, foi realizada distando apenas 2 mm apicalmente deste limite. A porção radicular foi recoberta com cera rosa número 7, com espessura de 0,3 mm em toda sua extensão. A aferição desta espessura foi realizada com auxílio de um paquímetro digital (Mítutoyo, Tokyo, Japão). Em seguida as raízes foram fixadas com cera pegajosa a um delineador protético e com o auxílio de uma lima endodôntica, fixadas à haste do delineador. Em seguida, as mesmas foram inseridas no conduto radicular, proporcionando alinhamento entre a direção do conduto e a futura restauração coronária. A base móvel do delineador protético foi colocada perpendicular à direção do conduto radicular, e sobre esta posicionado um cilindro de PVC (Polyvinyl chloride) com 13,0 mm de altura e 25,0 mm de diâmetro. Um filme radiográfico foi com perfuração central compatível com o volume da raiz, foi posicionado sobre a raiz e fixado a mesma com cera rosa. Este conjunto foi removido do delineador e posicionado em uma placa de madeira com perfurações de 20 mm de diâmetro.

Após estes procedimentos, resina a base de poliestireno auto-polimerizável (Aerojet, São Paulo, Brasil) foi manipulada e vertida no interior do cilindro de PVC. Após a presa química da resina de poliestireno, o conjunto foi removido da placa de madeira (Figura 4). A inserção do material de moldagem para simulação do ligamento periodontal foi feita momentos antes da realização da ciclagem mecânica e resistência à fratura. O material de moldagem (Impregum F, 3M ESPE, St. Paul USA) foi manipulado segundo as recomendações do fabricante e inserido no alvéolo artificial seguido da inserção da raiz. O mesmo foi mantido sob pressão digital até que a marcação feita inicialmente com o grafite coincidia com a superfície do cilindro de resina de poliestireno.

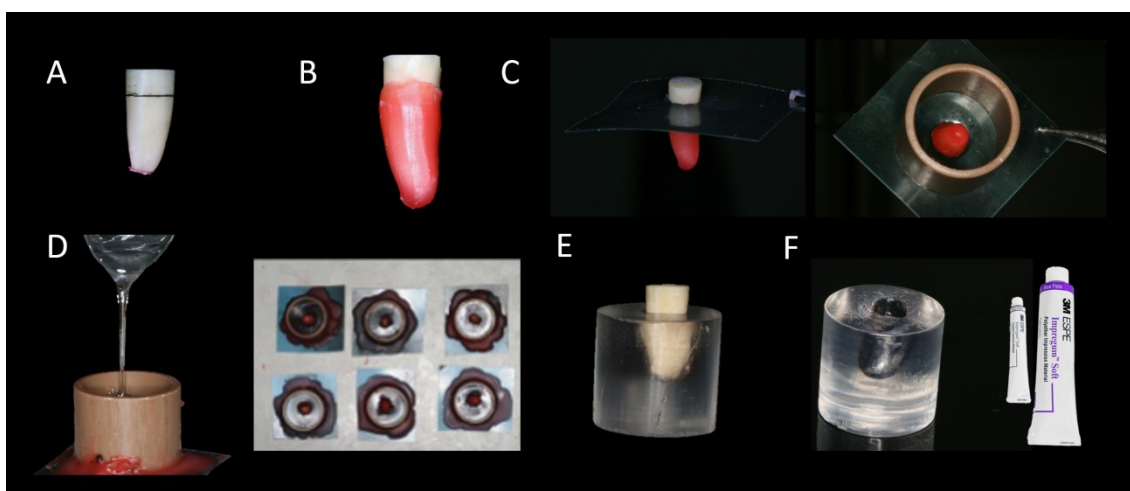


Figura 3 – (A) – Demarcação da exposição da raiz. (B) Raiz recoberta por cera. (C) – Raiz posicionada no filme radiográfico e cilindro de PVC. (D) – Resina de poliestireno vertida no conjunto. (E) – Remoção do cilindro de PVC após a polimerização da resina e remoção da cera da raiz. (F) – Alvéolo artificial para a simulação do ligamento periodontal com material de moldagem.

2.5. Confeção dos pinos CAD/CAM

Para usinagem dos pinos pelo sistema CAD/CAM (Cremill, Amann Girrbach AG, Koblach, Austria) foi realizada uma moldagem dos condutos radiculares com pinos pré-fabricados de policarbonato (Pinjet, Ângelus, Londrina, PR, Brasil) e resina acrílica ativada quimicamente (Duralay, Polidental, Coita, SP, Brasil). Para padronização da forma dos núcleos de preenchimento foram utilizados placas prototipadas contendo em sua superfície a geometria dos núcleos pré-fabricados (Nucleojet, Ângelus, Londrina, PR, Brasil) com a extensão axial de 7 e 8 mm de acordo com os diferentes remanescentes dentários. Uma matriz

de acetado de 0,3 mm de espessura foi posicionada em uma plastificadora à vácuo para a moldagem da geometria dos núcleos prototipados (Figura 4).



Figura 4 – Moldagem dos condutos com resina acrílica e Pinjet.

Os moldes obtidos foram escaneados (Ceramill Map 400+, Amann Girrbach AG, Koblach, Austria) e os modelos 3D gerados pelo sistema CAD (Ceramill Mind Amann Girrbach AG, Koblach, Austria) (Figura 5). Os modelos de pinos computacionais foram modelados para remoção de pequenas distorções geradas na digitalização e em seguida, o bloco de fibra de vidro (FiberCAD Post & Core, Angelus) foi acoplado a fresadora (Ceramill Motion2, Amann Girrbach AG, Koblach, Austria) e fresados com brocas carbide sob irrigação (Figura 6).

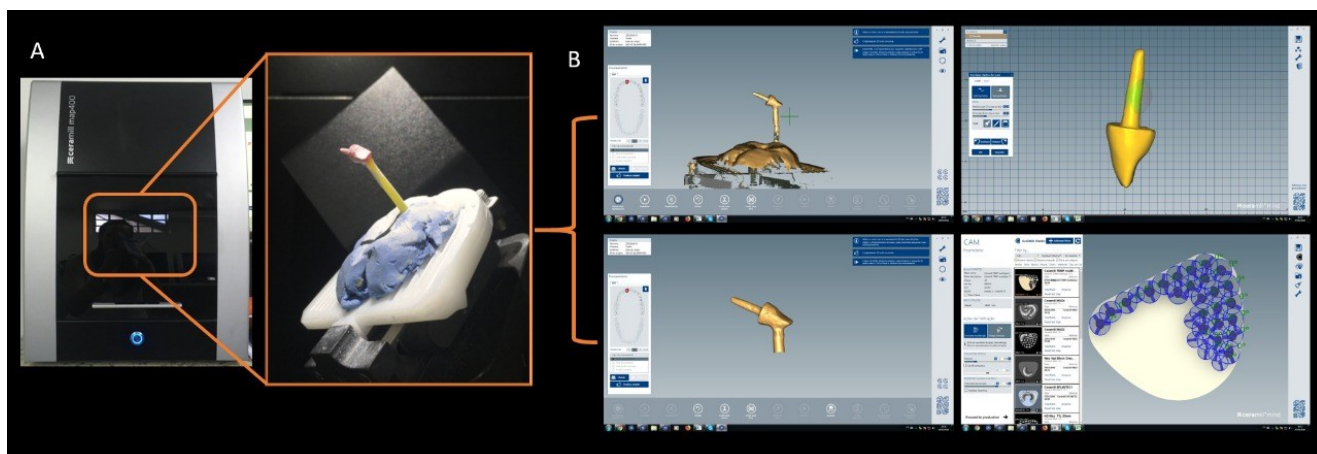


Figura 5 – (A) Escaneamento dos Moldes. (B) Obtenção e modelagem dos moldes computacionais.

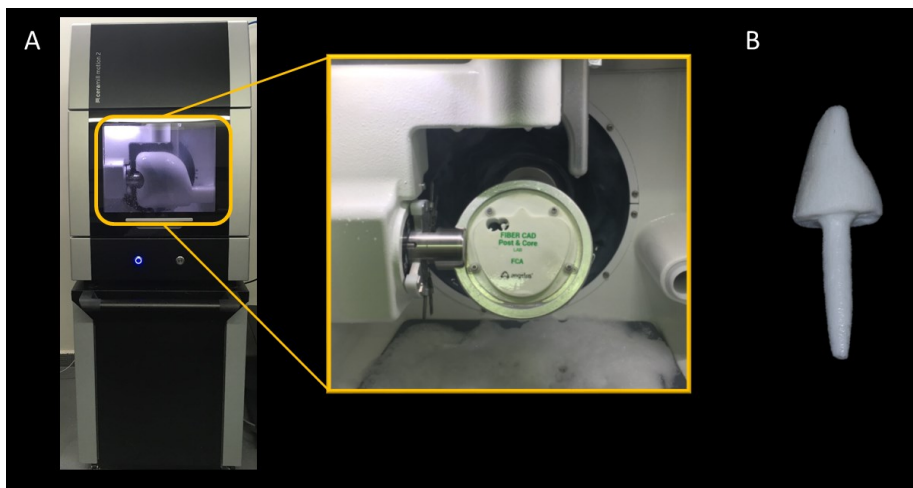


Figura 6 – (A) Posicionamento do bloco de fibra na fresadora. (B) Pino de fibra no formato do molde escaneado.

2.6. Cimentação dos retentores intrarradiculares

Os pinos de fibra convencionais e os pinos fresados foram cimentados seguindo o mesmo protocolo, descrito na Tabela 1 (Figura 7):

Tabela 1. Protocolos de tratamento de superfície e cimentação dos pinos.	
Tratamento de superfície dos pinos	<ol style="list-style-type: none"> 1. Aplicação de peróxido de hidrogênio, vendido comercialmente como gel clareador (Whitness HP 35%, FGM), na superfície do pino, por 1 min; 2. Lavagem do pino com água corrente, por 1 min; 3. Secagem do pino com jatos de ar, por 1 min; 4. Aplicação de silano (Prosil, FGM) por 1 min; 5. Aplicação do Bond (Clearfil SE Bond, Kuraray America, Inc., Nova York, USA); 6. Fotoativação por 40s em cada face utilizando unidade LED (Bluephase, Ivoclar Vivadent).
Cimentação radicular	<ol style="list-style-type: none"> 1. Irrigação do canal com EDTA, por 1 min; 2. Irrigação do canal com soro fisiológico, por 1 min; 3. Controle de umidade com papel absorvente; 4. Aplicação ativa do primer (Clearfil SE Bond Primer, Kuraray America) por 20s, somente na superfície externa do remanescente coronário; 5. Aplicação do Bond (Clearfil SE Bond, Kuraray America) somente na superfície externa do remanescente coronário; 6. Fotoativação por 20s com unidade LED (Bluephase, Ivoclar Vivadent); 7. Manipulação do cimento resinoso autoadesivo (Relyx U200, 3M ESPE, St Paul, USA) e inserção no canal radicular com seringa Centrix; 8. Após aguardar 5 min, fotoativação de cada face por 60s.

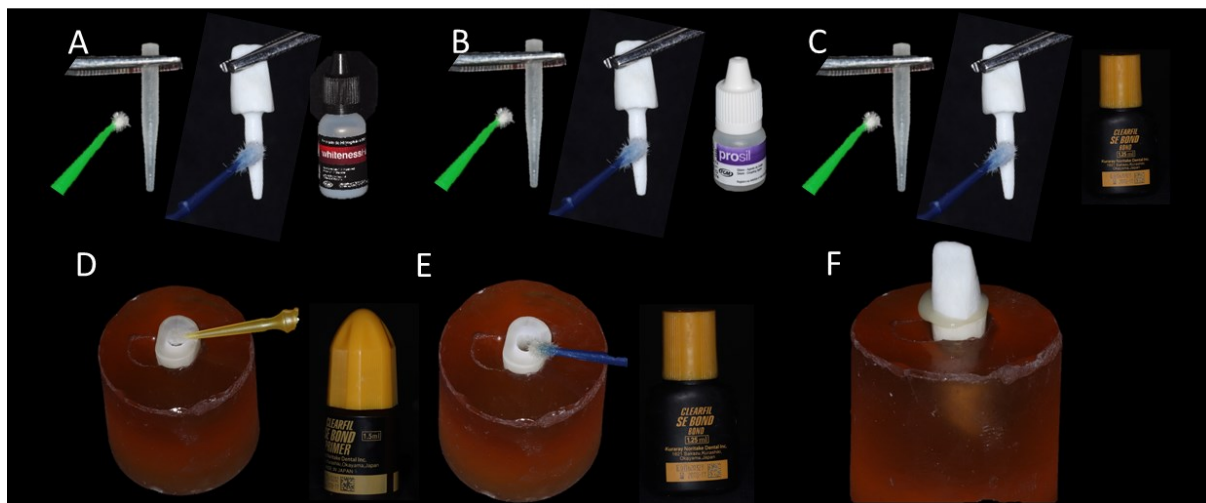


Figura 7 – Cimentação dos pinos. (A) Tratamento de superfície dos pinos com peróxido de hidrogênio 35%. (B) Aplicação do silano. (C) Aplicação de uma camada de adesivo. (D e E) Hibridização do remanescente coronário. (F) Cimentação do pino.

2.7. Confeção do núcleo de preenchimento dos pinos convencionais

Após a cimentação dos pinos de fibra de vidro foi confeccionado os núcleos de preenchimento em resina composta nano-particulada (Filtek Z350, 3M ESPE, St Paul, USA). A padronização dos núcleos de preenchimento foi realizada com auxílio de matriz de acetato, já anteriormente descrita no tópico 2.5. A confecção dos núcleos em resina composta foi iniciada após a hibridização do remanescente coronário como descrito na Tabela 1. A reconstrução do núcleo de preenchimento em resina composta foi feita pela técnica de inserção incremental e o formato obtido a partir da matriz de acetato com a forma negativa do núcleo, que foi previamente isolada com gel hidrossolúvel e posicionada sobre o último incremento de resina composta e em seguida realizado a fotoativação da resina composta (Figura 8).

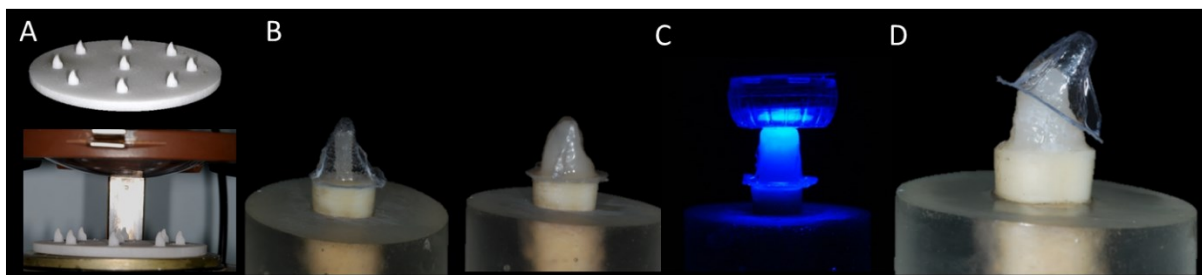


Figura 8 – (A) Plastificação das placas prototipadas em formato de núcleo. (B) Conferência da adaptação e inserção de resina composta. (C) Fotoativação por 40s. (D) Núcleo de preenchimento finalizado.

2.8. Confeção das coroas metálicas

Após a conclusão dos núcleos de preenchimento em resina composta e cimentação dos pinos fresados em CAD/CAM, foram realizados preparos e términos cervicais, com e sem fêrula, de acordo com os grupos experimentais, utilizando pontas diamantadas nº 2214 (KG Sorensen, Barueri, SP, Brasil) em alta rotação, sendo estes bem definidos, nítidos e em forma de ombro arredondado e altura de 1,5 mm (Figura 9).

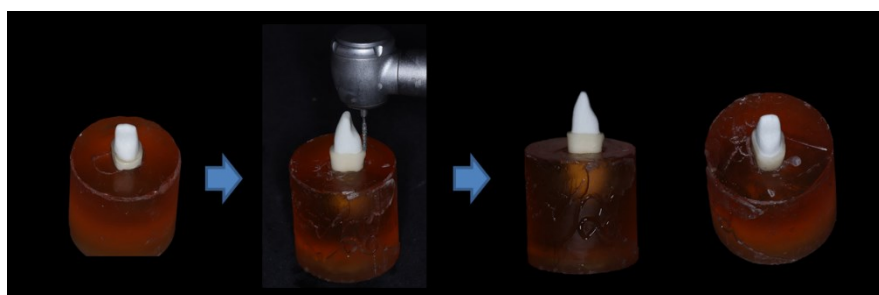


Figura 9 – Preparo e definição do término dos pinos.

Para obtenção de coroas com a geometria padronizada, um dispositivo foi criado no software de Bio-CAD (Rhino 3D 4.0, Rhinoceros, USA) e prototipado segundo a técnica de prototipagem rápida por SLS, e matrizes das coroas com forma e tamanhos semelhantes foram obtidas (Figura 10). O dispositivo foi fechado com tampas que se soltam e então

vaselinados para facilitar a remoção do material de moldagem. Após esse procedimento, um material de moldagem a base de silicone (Aerojet, São Paulo, Brasil) foi utilizado para a moldagem das coroas prototipadas. Essa guia de silicone foi utilizada posteriormente para inserção da cera de fundição em estado líquido, de forma a permitir colocação dos troqueis em posição, obtendo-se os padrões de cera que posteriormente foram fundidos em liga de Ni-Cr (FIT CAST-SB Plus, Curitiba, PR, Brasil) (Figura 10).

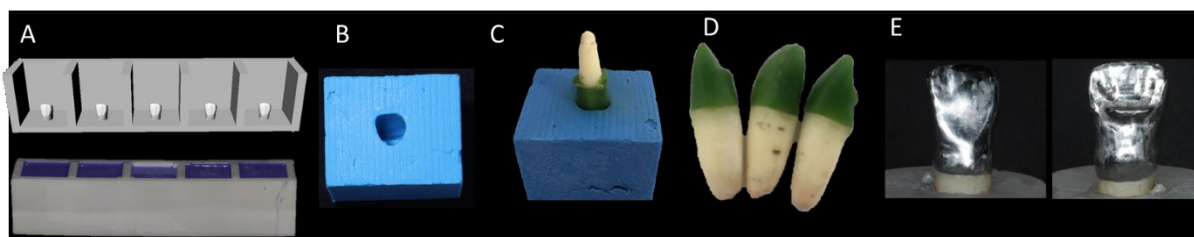


Figura 10– (A) Matriz prototipada e inserção do silicone para moldagem das coroas. (B) Guia de silicone. (C) Dente posicionado no guia de silicone com a cera para fundição no estado líquido. (D) Dente com o molde de cera. (E) Coroas fundidas em liga de Ni-Cr.

2.9. Cimentação das coroas restauradoras

As coroas foram jateadas com partículas de óxido de alumínio 50 μ m à 2 bars, durante 60s, lavadas com spray ar-água e secas com jatos de ar, por 60s. Os dentes foram limpos com pedra pomes e água e a cimentação das coroas realizadas com cimento resinoso autoadesivo (Rely X U200, 3M ESPE, St. Paul, Brasil), sob pressão de 500g.

2.10. Ciclagem mecânica

As amostras foram submetidas ao processo de fadiga mecânica em equipamento para ciclagem mecânica (Biocycle, Biopdi, São Paulo, SP, Brasil). Para isto, as amostras foram fixadas em dispositivos específicos e imersas em água à aproximadamente 37°C. Grupos de 10 amostras, foram submetidas à fadiga simultaneamente sob carga de compressão de 50 N, aplicada em ângulo de 135° em relação ao longo eixo do dente e com frequência de 2 Hz. Este ângulo foi selecionado, pois simula a média do ângulo de contato existente entre os incisivos superiores e inferiores em uma chave de oclusão classe I de Angle e tem sido

utilizado em diversos estudos (McDonald et al., 1990). Foram realizados 1.200.000 ciclos que simula 5 anos de envelhecimento (Ornaghi et al., 2012).

2.11. Ensaio mecânico de resistência à fratura

Após ciclagem mecânica, as amostras foram posicionadas em dispositivo metálico específico e em seguida acoplados a máquina de ensaio mecânico (EMIC, 2000DL, São José dos Pinhais, Brasil), com a mesma angulação da ciclagem, 135° em relação ao longo eixo do dente, e submetidos a carregamento compressivo, por meio de dispositivo com ponta ativa em forma de lâmina de faca, com espessura de 0,1 mm à velocidade de 0,5 mm/min, até a ocorrência fratura. A força requerida em Newtons para gerar a fratura do espécime foi mensurada por meio de célula de carga de 500 Kgf por meio de software específico (TESC; EMIC) (Figura 11).

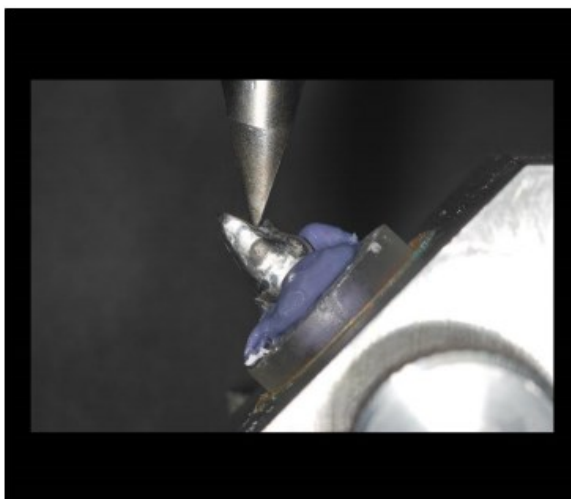


Figura 11 – Posicionamento da ponta aplicadora de carga sobre a coroa restauradora para ensaio mecânico de resistência à fratura.

2.12. Classificação do padrão de falha

As amostras submetidas ao ensaio mecânico de resistência à fratura, foram analisadas para determinar o padrão de fratura utilizando a classificação proposta por Zhi-Yue & Yu-Xing (2003), com uma modificação:

I – Fratura com envolvimento do núcleo de preenchimento ou retentor,

II – Fratura radicular no terço cervical,

III – Fratura radicular no terço médio,

IV – Fratura radicular no terço apical,

V – Fratura Longitudinal.

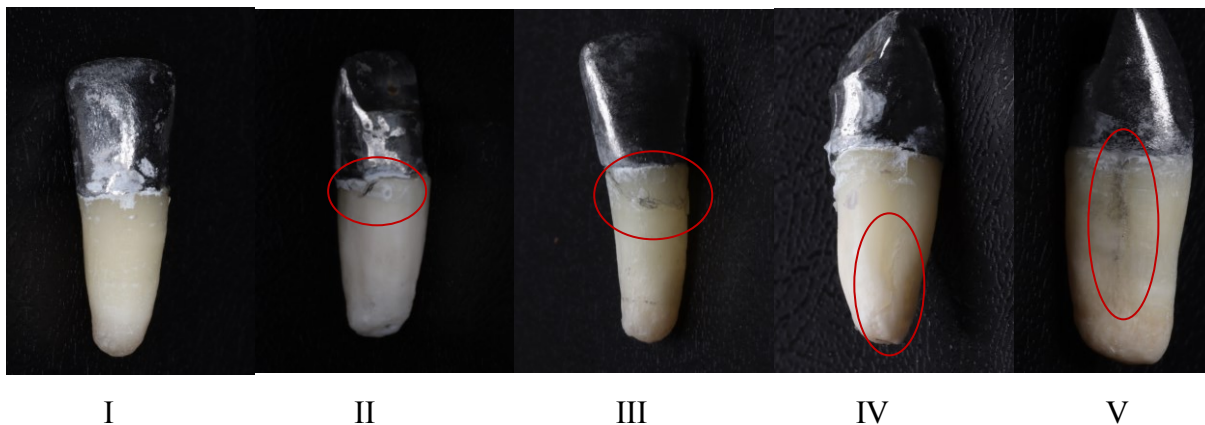


Figura 12 – Classificação do padrão de Falha

2.13. Análise estatística dos dados

Os dados obtidos foram analisados inicialmente por testes para detecção de distribuição normal e homogeneidade (Shapiro-Wilk e de Levene). Posteriormente foi empregada análise paramétrica de variância fatorial ANOVA, dois-fatores, em nível de significância de 5% de probabilidade. Foi realizado também o teste de Tukey para comparações múltiplas. O software estatístico utilizado foi o Sigma Plot 12.0.

3. RESULTADOS

3.1. Ensaio mecânico de resistência à fratura

As médias e desvio padrão dos grupos analisados estão apresentados na Tabela 2. A análise de ANOVA 2-way para os dados de resistência à fratura indicou que o fator remanescente ($p=0,017$) foi estaticamente significativa, enquanto que o fator retentor ($p=0,840$) e a interação dos fatores ($p=0,086$) não apresentaram diferença estatística. Os dentes com remanescente coronário de 1 mm apresentaram maiores valores de resistência, independentemente do tipo de retentor intrarradicular.

Tabela 2. Médias e desvio padrão (N) de resistência a fratura dos diferentes grupos avaliados.

Remanescente coronário	Pinos CAD/CAM	Pinos Pré-fabricados
Sem remanescente	587,91 (164,09) Ab	767,95 (167,6) Ab
Remanescente de 1 mm	1.014,68 (325,19) Aa	842,56 (307,67) Aa

Letras maiúsculas representam as comparações em linha, letras minúsculas representam as comparações em colunas. Letras diferentes indicam diferença estatística ao teste de Tukey HSD ($p<0,05$).

3.2. Padrão de falha

A distribuição do padrão de falha está descrita na Figura 12. Em geral, os grupos não apresentaram falhas irreparáveis do Tipo IV e V. Os dentes restaurados com pino de fibra pré-fabricados apresentaram em sua maioria falhas do Tipo I e II representadas pela soltura da coroa ou falhas que não foram identificadas, podendo ser consideradas falhas no núcleo de preenchimento, além de falhas no terço cervical da raiz. Os grupos restaurados com os pinos fresados em CAD/CAM apresentaram distribuição de falhas dependente do remanescente coronário, sendo que os dentes com férula obtiveram somente falhas do Tipo I e II. Os dentes que não possuíam remanescente coronários apresentaram grande quantidade de falhas Tipo III tanto para os grupos dos pinos pré-fabricados quanto para o pino de CAD/CAM.

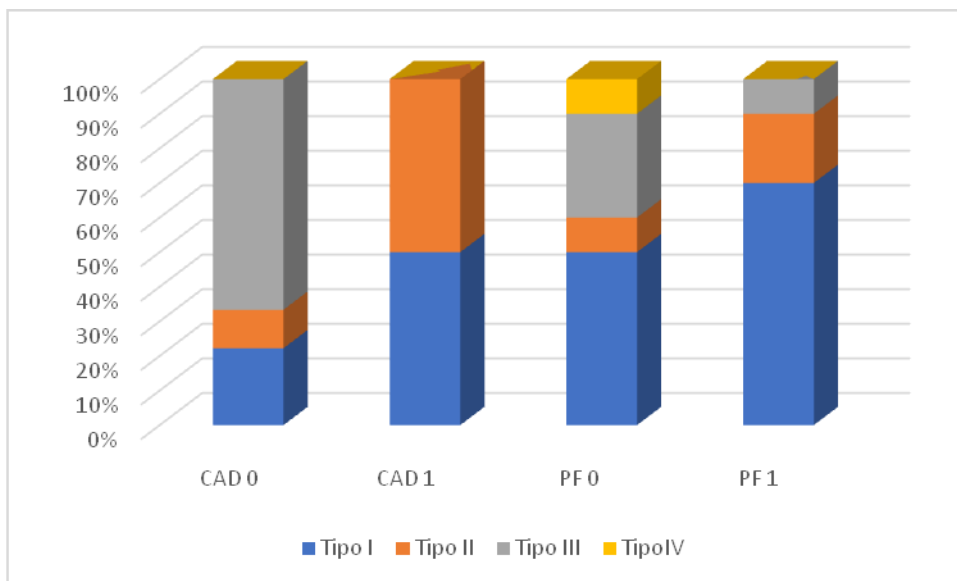


Figura 13 – Distribuição do padrão de fratura para os grupos experimentais (%).

4. DISCUSSÃO

Dentes com tratamento endodôntico são altamente acometidos por falha biomecânica e têm sido tema de diversos estudos (Soares et al. 2007; Santos - Filho et al. 2008) que buscam compreender as diferentes propriedades mecânicas entre dentes vitais e tratados endodonticamente, afim de indicar um complexo restaurador mais próximo às propriedades mecânicas de um dente hígido. A resistência desses dentes com tratamento endodôntico está diretamente relacionada à quantidade e qualidade de estrutura dentária remanescente sendo um fator determinante na longevidade das restaurações do dente. Neste contexto, pinos indicados para retenção intrarradicular podem ser os pré-fabricados industrialmente, ou uma nova modalidade de pinos que são os fresados no próprio consultório ou em laboratório, por meio do sistema CAD/CAM. O presente estudo mostrou que a resistência de dentes tratados endodonticamente não é afetada pelo tipo de pino utilizado, somente pela quantidade de remanescente coronário, rejeitando assim, a hipótese nula.

O remanescente dentário resiste às tensões resultantes das forças de alavancas exercidas pelo retentor, do efeito de cunha e das forças laterais exercidas durante a inserção e função do retentor intrarradicular (Stankiewicz; Wilson, 2002). Dessa forma, a preservação de estrutura dentária e a manutenção de remanescente coronário garantem aumento da resistência à fratura e melhora o padrão de distribuição das tensões em dentes tratados endodonticamente (Da Silva et al., 2010). Estes achados corroboram com o presente estudo, onde a presença de 1 mm de remanescente representou aumento da resistência mecânica do complexo dente/restauração. Além disso, as fraturas dos dentes que possuíam remanescente coronário, ou seja, presença de fêrula, foram em sua maioria no terço cervical ou no núcleo de preenchimento, de forma que em situações clínicas, poderiam ser reparadas, resultando em preservação do dente (Naumann et al., 2012).

A busca crescente por tratamentos estéticos de rápida confecção tem estimulado o desenvolvimento de técnicas e produtos inovadores, tal como o uso da tecnologia CAD/CAM que vem se destacando por produzir restaurações funcionais e estéticas em sessão única. As restaurações cerâmicas produzidas por esse sistema já estão consolidadas na literatura, o que gera aumento das possibilidades de utilização desta tecnologia. O bloco desenvolvido para fresagem do pino de fibra, surgiu como promessa de permitir a construção etapa única do pino e núcleo de preenchimento, em corpo uniforme, o que reduz as possibilidades de falhas estruturais no complexo restaurador (Da Costa et al., 2017). Além disso, haveria a

individualização do pino, o que poderia melhorar a adaptação, aumentar a retenção ficcional, redução da linha de cimento e minimizar a contração de polimerização no material resinoso (Liu et al., 2010). No entanto, a resistência à fratura de dentes restaurados com os pinos fresados no sistema CAD/CAM não foi estatisticamente diferente do pinos pré-fabricados. As especificações do fabricante relatam que a composição do bloco é semelhante à do pino pré-fabricado, fibras de vidro e resina epóxica, provavelmente por isso não houve diferença entre os dois retentores testado.

Outra característica relatada é o módulo de elasticidade superior do bloco Fiber CAD quando comparado ao pino de fibra convencional. Este relato coincide com os achados deste trabalho, onde a incidência de falhas na região do terço médio ocorreu em maior quantidade no pino CAD/CAM quando os dentes não possuíam remanescente. Isto pode indicar que a distribuição de tensões foi alterada devido as diferentes propriedades dos pinos (Verissimo et al., 2014).

Por apresentarem a mesma resistência que os pinos pré-fabricados, os pinos fresados no sistema CAD/CAM se mostra uma alternativa clínica de retentores intrarradiculares estéticos viáveis. Como os pinos são produzidos de forma indireta, há a possibilidade de moldagem do pino e remanescente coronário em sessão única para que seja produzido o retentor intrarradicular e reabilitação coronária de forma simultânea. Devido a precisão e melhor adaptação das peças fresadas (De França et al., 2017), esta pode ser opção para redução de sessões clínicas e otimização dos processos laboratoriais.

No entanto, o acréscimo de etapas devido a moldagem, quando comparado ao pino de fibra; uma certa dificuldade na adaptação, que pode ser gerada por uma falha na moldagem, ou durante o escaneamento; são algumas das desvantagens desse método. Porém, com o desenvolvimento de um scanner intrarradicular, essa técnica pode se tornar mais viável, já que permite a confecção do pino e da coroa de forma simultânea.

5. CONCLUSÃO

Frente às restrições do delineamento experimental e a análise dos dados, conclui-se que:

- Dentes restaurados com pinos intrarradiculares obtidos pelo sistema CAD/CAM possuem a mesma resistência a fratura que dentes restaurados com pinos pré-fabricados independente da quantidade de remanescente dentário, sendo que dentes com remanescente coronários são mais resistentes.
- Dentes sem remanescente dentário, que impossibilita a confecção da férula, possuem maior possibilidade de falhas no terço médio, principalmente quando restaurados com pinos intrarradiculares obtidos pelo CAD/CAM.

REFERÊNCIAS

1. ASSIF D, GORFIL C. Biomechanical considerations in restoring endodontically treated teeth. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1994;71(6):565-7.
2. DA COSTA RG, Freire A, Caregnatto de Morais EC, Machado de Souza E, Correr GM, Rached RN. Effect of CAD/CAM glass fiber post-core on cement micromorphology and fracture resistance of endodontically treated roots. *Am J Dent*. 2017;30(1):3-8.
3. 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(5):306-17.
4. DE FRANÇA DG, Morais MH, das Neves FD, Carreiro AF, Barbosa GA. Precision Fit of Screw-Retained Implant-Supported Fixed Dental Prostheses Fabricated by CAD/CAM, Copy-Milling, and Conventional Methods. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2017 May/June;32(3):507–513.
5. DE SOUSA MENEZES M, Queiroz EC, Soares PV, Faria-e-Silva AL, Soares CJ, Martins LR. Fiber post etching with hydrogen peroxide: effect of concentration and application time. **Journal of Endodontics**. 2011;37(3):398-402.
6. DIETSCHI D, Duc O, Krejci I, Sadan A. Biomechanical considerations for the restoration of endodontically treated teeth: a systematic review of the literature, Part II (Evaluation of fatigue behavior, interfaces, and in vivo studies). *Quintessence international*. 2008;39(2):117-29.
7. FERRARI M, Vichi A, Fadda GM, Cagidiaco MC, Tay FR, Breschi L, et al. A randomized controlled trial of endodontically treated and restored premolars. *Journal of dental research*. 2012;91(7 Suppl):72S-8S.
8. GORACCI C, FERRARI M. Current perspectives on post systems: a literature review. *Australian Dental Journal*. 2011;56 Suppl 1(77-83).
9. GUTH JF, edelhoff d, goldberg j, magne p. CAD/CAM Polymer vs Direct Composite Resin Core Buildups for Endodontically Treated Molars Without Ferrule. **Operative dentistry**. 2016;41(1):53-63.
10. 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 Jun;103(6):330-3.

11. MAGNE P, Goldberg J, Edelhoff D, Guth JF. Composite Resin Core Buildups With and Without Post for the Restoration of Endodontically Treated Molars Without Ferrule. *Operative dentistry*. 2016;41(1):64-75.
12. NAUMANN M, Koelpin M, Beuer F, Meyer-Lueckel H. 10-year survival evaluation for glass-fiber-supported postendodontic restoration: a prospective observational clinical study. *Journal of endodontics*. 2012;38(4):432-5.
13. ORNAGHI BP, Meier MM, Rosa V, Cesar PF, Lohbauer U, Braga RR. Subcritical crack growth and in vitro lifetime prediction of resin composites with diferente filler distributions. *Dental Materials*. 2012;28(9):985-95
14. SANTOS FILHO PC, Castro CG, Silva GR, Campos RE, Soares CJ. Effects of post system and length on the strain and fracture resistance of root filled bovine teeth. *International endodontic journal*. 2008;41(6):493-50
15. SCHWARTZ RS, Robbins JW. Post placement and restoration of endodontically treated teeth: a literature review. *Journal of endodontics*. 2004;30(5):289-301.
16. SOARES CJ, Santana FR, Silva NR, Pereira JC, Pereira CA. Influence of the endodontic treatment on mechanical properties of root dentin. *Journal of endodontics*. 2007;33(5):603-6.
17. SOARES CJ, Valdivia AD, da Silva GR, Santana FR, Menezes Mde S. Longitudinal clinical evaluation of post systems: a literature review. *Brazilian dental journal*. 2012;23(2):135-740.
18. REIS GR, Silva FP, Oliveira-Ogliari A, Faria ESAL, Moraes RR, Novais VR, et al. An Experimental Thermally Deposited Coating for Improved Bonding to Glass-fiber Posts. **The journal of adhesive dentistry**. 2017;19(1):49-57.
19. VERISSIMO C, Simamoto Junior PC, Soares CJ, Noritomi PY, Santos-Filho PC. Effect of the crown, post, and remaining coronal dentin on the biomechanical behavior of endodontically treated maxillary central incisors. **The Journal of prosthetic dentistry**. 2014;111(3):234-46.
20. ZHI-YUE L, Yu-Xing Z. Effects of post-core design and ferrule on fracture resistance of endodontically treated maxillary central incisors. *J Prosthet Dent*. 2003;89(4):368-73.

ANEXO A

Atestado de frequência de bolsista - CNPQ



SEGPROPP | Sistema Eletrônico de Gerenciamento
Pró-reitoria de Pesquisa e Pós-graduação
Universidade Federal de Uberlândia

[Início](#) [Instruções](#) [Editais](#) [Suporte](#)

ÁREA RESTRITA

Nome:	Gabriely Martins Silva
E-mail	msgabriely@gmail.com
Data de Inclusão	18/04/2017 21:41:00
Acesso número	37
Último acesso	07/05/2018 13:40:00, a partir do IP 179.126.18.51

Editais
Não há edital com inscrições recém-encerradas, abertas ou que abrirão em breve.

Eventos
Não há eventos a serem exibidos.

Propostas Aprovadas
[CNPq2017SAU019 \[Proposta Implementada - Em Andamento\]](#)
[PRIMEIRA FICHA TRIMESTRAL JÁ FOI SUBMETIDA EM 26/10/2017 18:12:00. APRECIADA PELO ORIENTADOR EM 01/11/2017 01:55:00.](#)
[RELATÓRIO PARCIAL JÁ FOI SUBMETIDO EM 30/01/2018 10:53:00. APROVADO PELO ORIENTADOR EM 02/02/2018 11:14:00.](#)
[SEGUNDA FICHA TRIMESTRAL JÁ FOI SUBMETIDA EM 27/04/2018 15:07:00. APRECIADA PELO ORIENTADOR EM 08/05/2018 03:07:00.](#)

Dados Pessoais.
[Alterar Senha](#)
[Alterar E-mail](#)

[Logout](#)