

2.4.2. Grupos Pb

Neste grupo experimental, o conduto radicular foi preenchido com resina *bulk fill* de massa (Filtek Bulk Fill, 3M-ESPE, MN, EUA) cor A3, de forma incremental. Para isso, os condutos radiculares foram condicionados com ácido fosfórico 37% (Alpha Etch 37%, Nova DFL, Rio de Janeiro, RJ, Brasil) por 15 segundos (Figura 11A), seguido da aplicação de duas camadas de primer com intervalo de 20 segundos (Figura 11B) e uma camada de adesivo puro fotoativado (Scotchbond Multi Purpouse; 3M ESPE, St Paul, MN, EUA) (Figura 11C e 11D), sendo os excessos de água, primer ou adesivo removidos com pontas de papel absorvente entre cada uma das etapas. A camada de adesivo foi fotopolimerizada por 20 segundos com aparelho de LED a 1500mW/cm² (Foshan COXO Medical Instrument, Guangdong, China).

Os condutos radiculares foram então preenchidos com incrementos de 5mm da resina *bulk fill* de massa (Figura 11E e 11F), totalizando 2 incrementos para o preenchimento completo de todo o conduto radicular. Cada incremento foi fotoativado por 40 segundos (Figura 11G).

Para confecção do núcleo de preenchimento, foi utilizada uma matriz confeccionada pela moldagem de núcleo pré-fabricado em policarbonato (Nucleojet, Angelus, Londrina, PR, Brasil) com silicone transparente. A matriz foi isolada com gel à base de água e foi preenchida com a resina *bulk fill*, levada em posição (Figura 11H) e fotopolimerizada por 40 segundos (Figura 11I). A matriz foi removida e a fotopolimerização foi empregada por mais 40 segundos em cada face do núcleo coronário. Procedeu-se então ao acabamento do núcleo com ponta diamantada em alta rotação, sob refrigeração para remoção de pequenos excessos. Para a confecção da coroa foram realizados os mesmo procedimentos descritos para os grupos Ie e Ir.

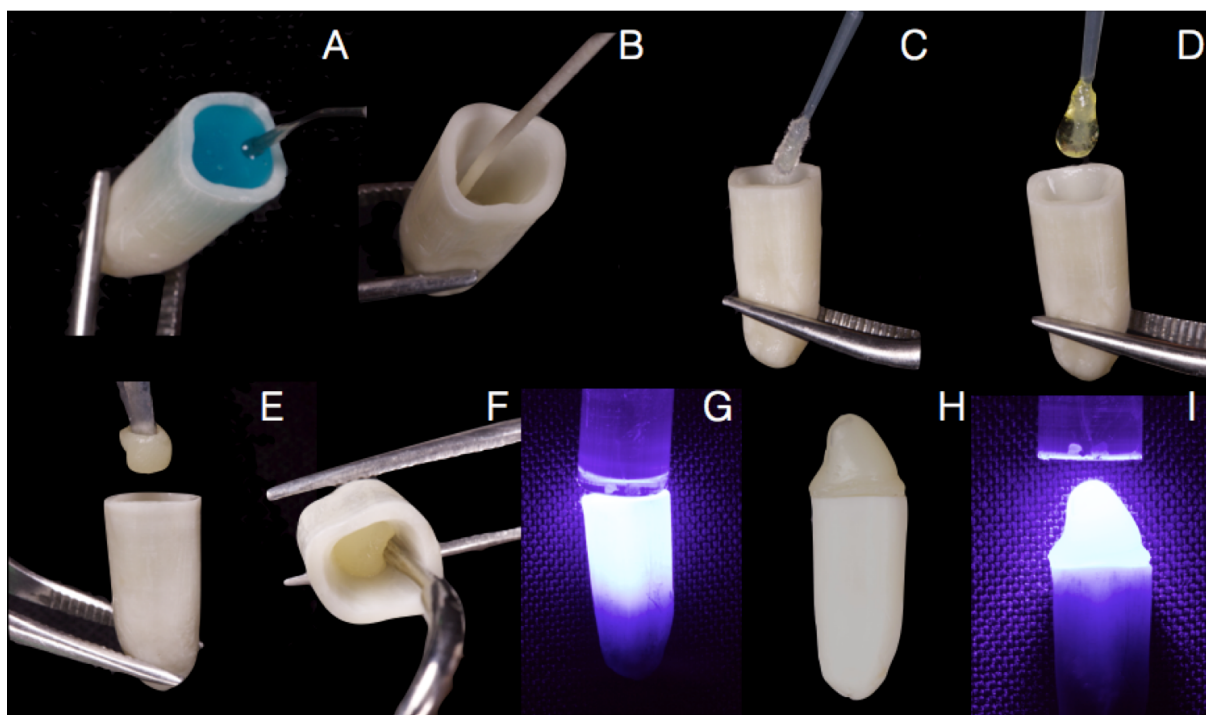


Figura 11 – Confeção grupo Pb. (A) Condicionamento com ácido fosfórico 37%. (B) Remoção do excesso de água com ponta de papel absorvente. (C) Aplicação do primer. (D) Aplicação de adesivo fotoativado. (E) Inserção da resina bulk fill com incrementos de 5mm de espessura. (F) Condensação da resina no interior do conduto radicular. (G) Fotoativação da resina no interior do conduto. (H) Confeção do núcleo de preenchimento com o auxílio de matriz de silicone. (I) Fotopolimerização do núcleo de preenchimento. (Fonte: Autor).

2.4.1. Grupos Pe

Inicialmente, impressões dos canais radiculares foram feitas com resina acrílica autopolimerizável vermelha (DuraLay, Reliance, SP, Brasil), a partir do reembasamento de padrões pré-fabricados de policarbonato (Nucleojet, Angelus, Londrina, PR, Brasil), com o intuito de padronizar a porção coronária do pino. Na sequência, os padrões individualizados para cada espécime, previamente isolados com gel à base de água, foram moldados para permitir sua reprodução com o compósito experimental. O padrão foi pressionado na posição horizontal contra um silicone por adição (Futura AD, Nova DFL, Rio de Janeiro, RJ, Brasil) com a penetração até metade de sua largura (Figura 12A). Após a presa do silicone, a outra metade do padrão foi moldada com resina acrílica incolor (JET, Artigos Odontológicos Clássico, São Paulo, SP, Brasil) (Figura 12C).

Finalizada as impressões, os pinos personalizados foram confeccionados com o compósito experimental. Para isso, os moldes foram isolados com gel a base de água e o compósito aquecido foi inserido no interior do molde (Figura 12B). O aquecimento do

compósito experimental foi realizado em uma temperatura controlada de 60°C em estufa digital (Sterilifer, SP, Brasil) por 5 minutos anteriormente à confecção dos pinos personalizados. Após a inserção do compósito na matriz de silicone, o conjunto foi mantido por mais 5 minutos em estufa antes da polimerização. Após os 5 minutos de aquecimento final, o conjunto foi submetido a pressão digital e fotopolimerizado por 40 segundos (Figura 12D) com aparelho de LED a 1500mW/cm² (Foshan COXO Medical Instrument, Guangdong, China). A fotopolimerização foi complementada após remoção do pino personalizado do interior da matriz de silicone por 40 segundos de cada lado. Finalizada a polimerização, foram realizados acabamento dos pinos, verificando sua adaptação no canal radicular (Figura 12E e 12F).

Os pinos personalizados foram tratados com agente de união silano (Angelus, Londrina, PR, Brasil) e aquecidos a 60°C durante 1 minuto (91), seguido de uma camada de adesivo ativado por luz do sistema Scotchbond Multi Purpose (3M ESPE, St Paul, MN, EUA), sendo este fotopolimerizado por 20s. Os canais radiculares foram lavados com água destilada e secos com pontas de papel absorvente. Para a cimentação e a confecção da coroa foram realizados os mesmo procedimentos descritos para os grupos Ie e Ir.

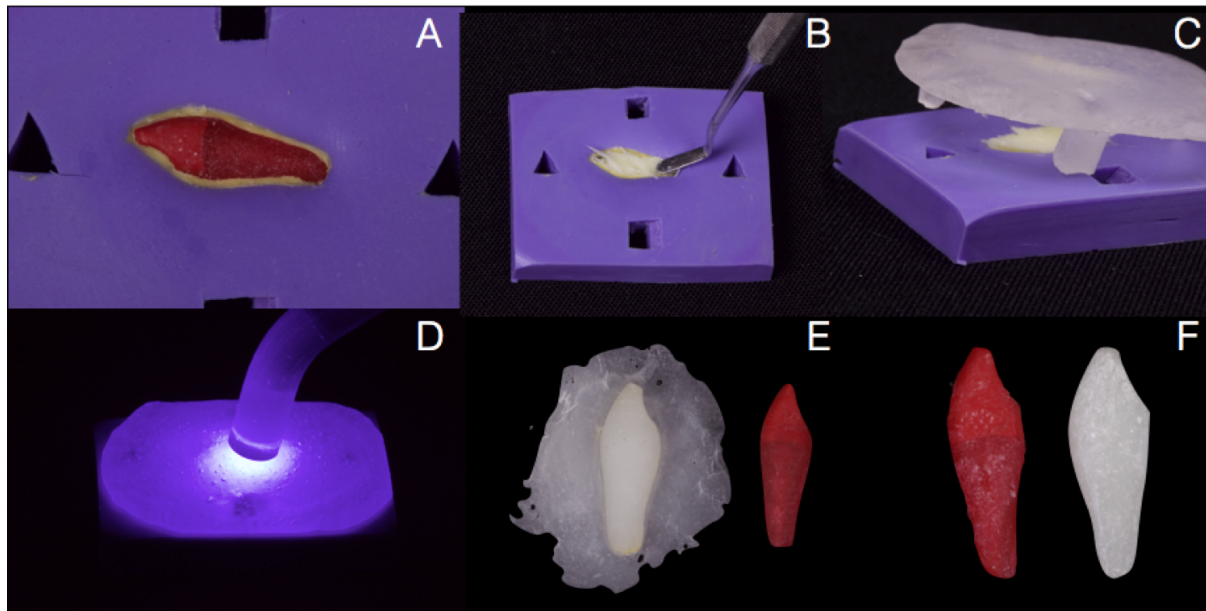


Figura 12 – Confecção do grupo Pe. (A) Padrão pressionado na posição horizontal contra o silicone de adição. (B) Inserção do compósito aquecido no interior da matriz. (C) Detalhe da parte superior da matriz em resina acrílica transparente. (D) Fotopolimerização do conjunto. (E) Pino personalizado após remoção imediata do interior da matriz, ainda com excessos. (F) Pino personalizado após acabamento e seu respectivo padrão em Duralay. (Fonte: Autor)

4.5. RESISTÊNCIA À FRATURA

4.5.1. Inclusão e simulação do ligamento periodontal

Dez amostras de cada grupo foram selecionadas para o teste de resistência à fratura. Para reproduzir a movimentação do dente no alvéolo, as raízes foram incluídas em resina de poliestireno autopolimerizável (Redelease, São Paulo, SP, Brasil), distando 2 mm apicalmente do limite coronário e o ligamento periodontal foi simulado com material de moldagem, silicone por adição regular (Futura AD, Nova DFL, Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, RJ, Brasil), segundo método descrito por Soares et al. (92).

As raízes foram demarcadas distando 2 mm do limite coronário da raiz, definindo, assim, a altura hipotética do osso alveolar e o limite de inclusão de cada dente (Figura 13A). Para a correta reprodução da espessura do ligamento periodontal, as raízes foram rapidamente mergulhadas em cera utilidade liquefeita (Figura 13C) para que ficassem recobertas com 0,2 a 0,3 mm de espessura de cera (Figura 13B e 13D). Os dentes foram então fixados com cera pegajosa a uma película de filme radiográfico, com furo central compatível com o diâmetro do dente, até a marca feita a 2 mm do limite coronário, de maneira que o longo eixo da raiz ficasse perpendicular ao filme radiográfico. Em seguida, o conjunto foi posicionado sob uma placa de suporte, de forma invertida com a raiz voltada para cima, e um cilindro de PVC com 25 mm de diâmetro e 15mm de altura foi posicionado e fixado com cera na película radiográfica com a raiz centralizada no interior do cilindro. A resina de poliestireno autopolimerizável foi manipulada e vertida no interior do cilindro e após a polimerização da resina o conjunto foi removido da placa de suporte.

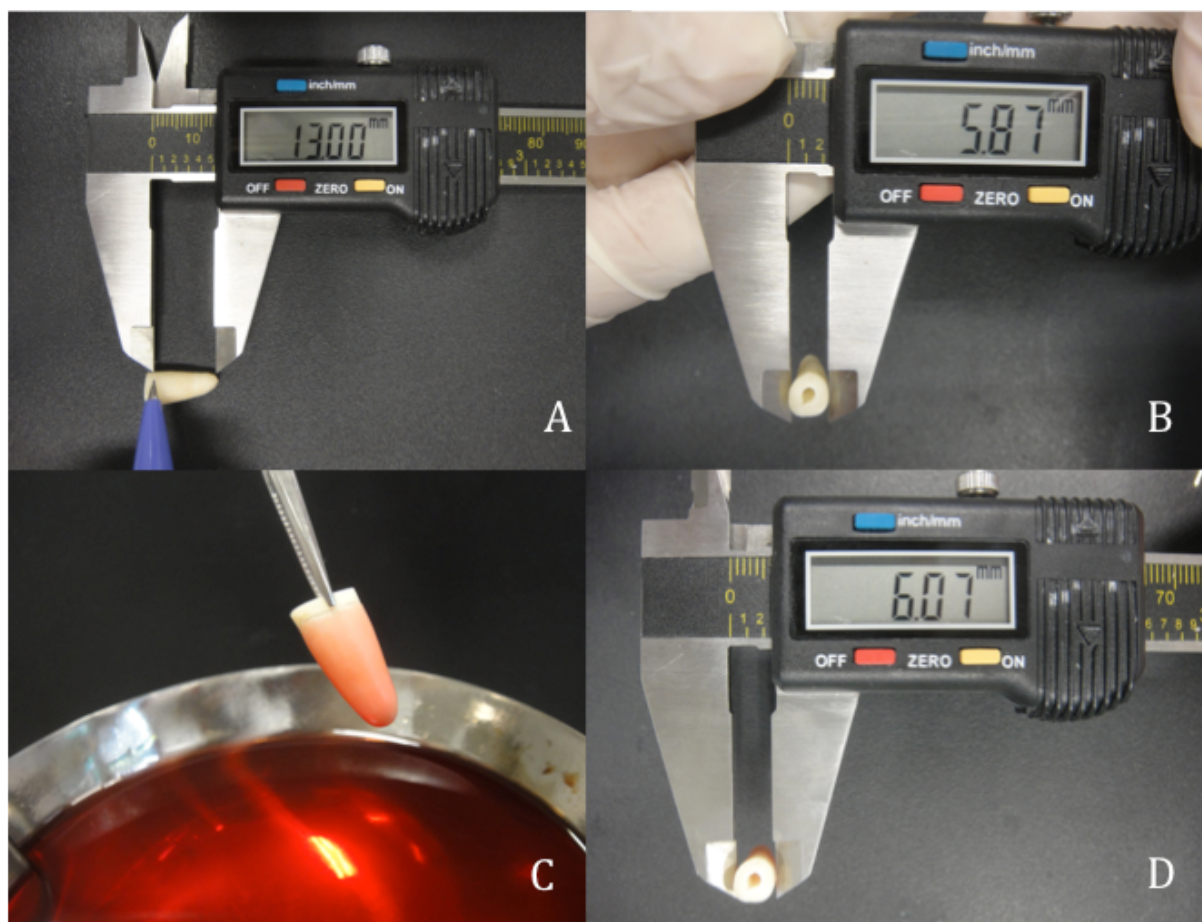


Figura 13 – Alívio para simulação do ligamento periodontal. (A) Demarcação distando 2 mm do limite coronário da raiz. (B) Mensuração do diâmetro da raiz antes do alívio com cera liquefeita. (C) raiz após imersão em cera liquefeita até o limite demarcado. (D) Mensuração do diâmetro da raiz após o alívio com cera liquefeita. (Fonte: Autor)

As raízes foram removidas dos alvéolos artificiais e ambos foram limpos para até a completa remoção da camada de cera. O material de moldagem à base de silicone foi inserido no alvéolo, sendo o dente introduzido sob pressão digital até a marcação de 2 mm do limite coronário da raiz. Após a polimerização, os excessos foram removidos com lâmina de bisturi. A reprodução artificial do ligamento periodontal foi realizada no momento da cimentação dos pinos, 24 horas antes dos espécimes serem submetidos ao teste de resistência à fratura.

4.5.2. Teste de Resistência à Fratura

Decorrido o prazo de armazenagem de 24 horas em estufa a 37°C e umidade relativa de 95%, após a cimentação/confecção dos pinos, os corpos de prova restaurados foram inseridos em dispositivo metálico (Figura 14A) para posicionamento na máquina de ensaio

universal Instron 5965 (Instron Corp., Canton, EUA), de modo que recebessem o carregamento num ângulo de 135° em relação ao longo eixo do dente (ângulo de 45° em relação ao plano horizontal), simulando o ângulo de contato observado clinicamente para oclusão Classe I entre os dentes anteriores maxilares e mandibulares (Figura 14B). Após o posicionamento correto, os espécimes receberam uma carga aplicada por meio de ponta esférica de 6mm de diâmetro, à velocidade constante de 0,5mm/min em compressão até a fratura, sendo registrada a carga máxima em Newton.

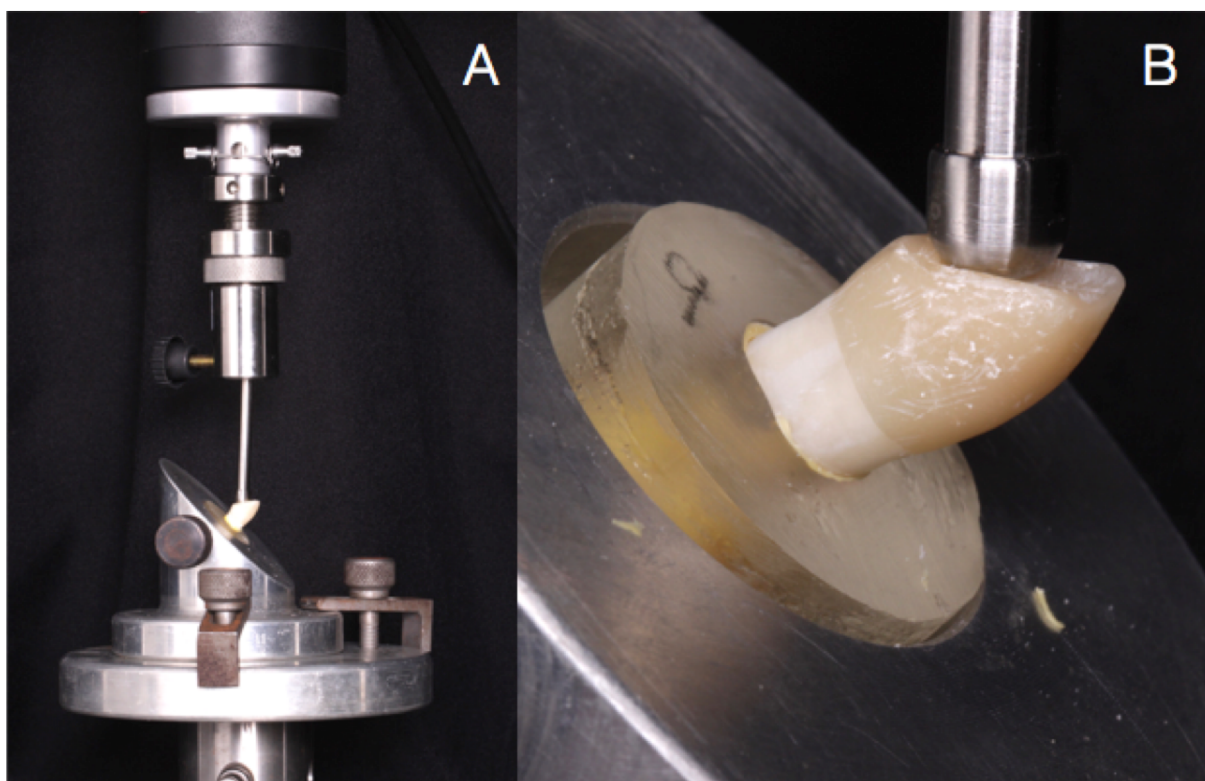


Figura 14 – Teste de resistência à fratura. (A) Dispositivo de teste. (B) Carregamento num ângulo de 135° em relação ao longo eixo do dente. (Fonte: Autor)

4.5.3. Classificação do Padrão de Fratura

O padrão de fratura foi avaliado e classificado em:

- F1- fratura da coroa;
- F2-fratura da raiz;
- F3-fratura do conjunto coroa/raiz;
- F4- fratura com deslocamento do conjunto coroa/pino.

4.6. RESISTÊNCIA ADESIVA PELO MÉTODO DE *PUSH-OUT*

4.6.1. Secção dos espécimes

Decorrido o período de 24 horas de armazenagem, dez amostras de cada grupo de 10mm foram selecionadas para o teste de resistência adesiva pelo método de *push-out*. Os espécimes foram fixados com cera pegajosa (Kota, São Paulo, SP, Brasil) e cortadas, sob refrigeração constante, em máquina de corte Labcut 1010 (Extec, Enfield, CT, USA) em fatias de 1mm, com variação aceitável de 0,9 - 1,1mm de espessura, perpendicularmente ao seu longo eixo, com auxílio de disco de diamante. Secções seriadas foram feitas até o aparecimento da guta-percha na região apical. As primeiras e últimas fatias foram descartadas, a segunda e a terceira fatias foram consideradas como terço cervical, a quarta e quinta como terço médio e a sexta e sétima como terço apical, totalizando 6 fatias por espécime sendo 2 fatias por terço (Figura 15A).

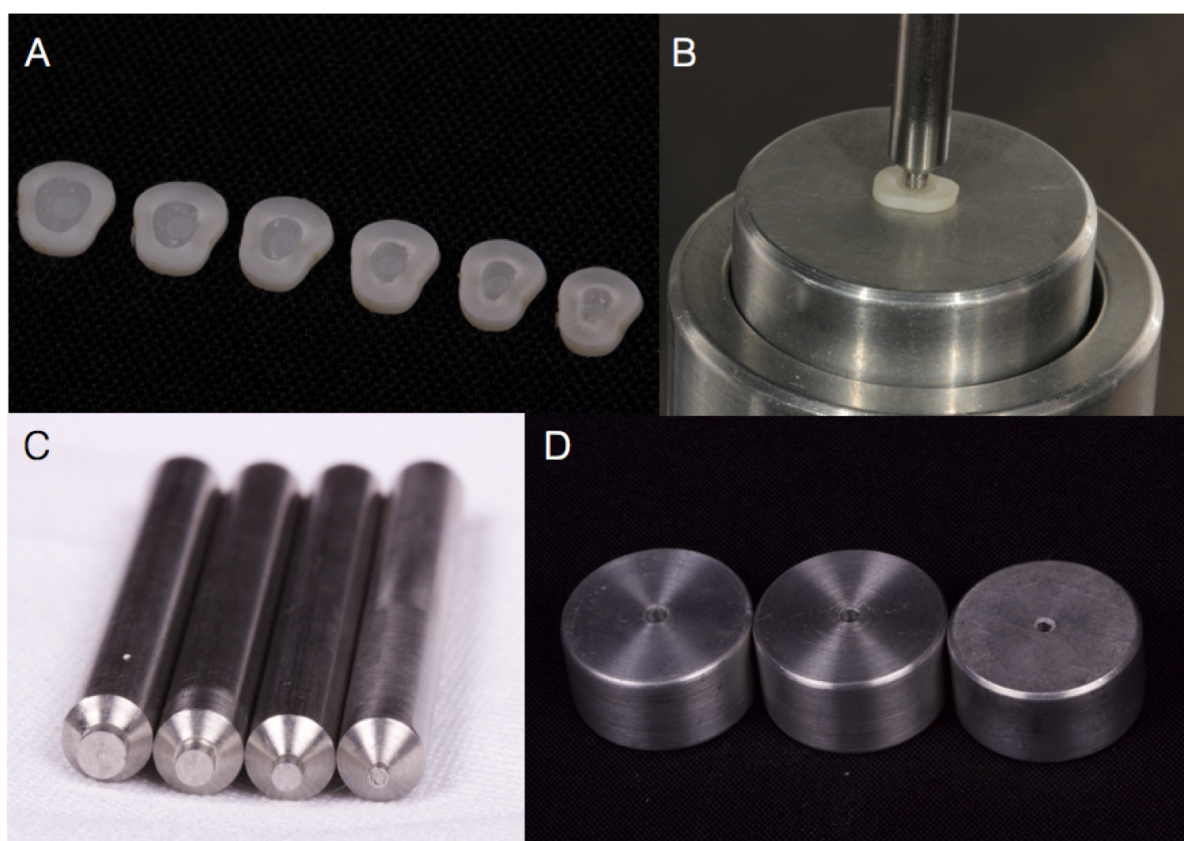


Figura 15 – Teste de *push-out*. (A) Seis fatias de um mesmo espécime (2 cervicais, 2 médias e 2 apicais). (B) Espécime posicionado em máquina de ensaio com pontas metálicas exercendo a aplicação da carga compressiva no centro do pino. (C) Pontas aplicadoras de carga. (D) Bases com diferentes diâmetros dos orifícios. (Fonte: Autor)

4.6.2. Teste de push-out

Previamente ao ensaio de push-out, cada espécime teve os valores do diâmetro do pino e espessura da fatia aferidos com auxílio de paquímetro digital de precisão de 0,01mm (Mytutoyo, Kawasaki, Japão).

Cada espécime foi posicionado em máquina de ensaio universal Instron 5965 (Instron Corp., Canton, EUA), de modo que ficasse centralizado sob o orifício da base do dispositivo de *push-out*, sempre com a base menor do corte voltada para cima. Pontas metálicas retas exerceram a aplicação de carga compressiva no centro do pino (Figura 15B).

O diâmetro do orifício da base e da ponta aplicadora de carga foram variáveis durante o teste, sendo estes sempre de diâmetro compatível com o diâmetro do pino, conforme Tabela 1 e Figura 15C e 15D.

Tabela 1 - Diâmetro do orifício da base e da ponta aplicadora de carga utilizados para cada terço.

	Ponta aplicadora de carga	Orifício da base
Cervical	2,50 mm	3,50 mm
Médio	2,00 mm	3,00 mm
Apical	1,50 mm ou 1,00 mm	2,50 mm

A carga foi aplicada no sentido apical-coronal, à velocidade constante de 0,5mm/min, empurrando o pino através do maior lado da amostra até a fratura. A resistência adesiva foi calculada pela divisão entre a carga do momento de extrusão (N) pela área adesiva (mm²). A área adesiva foi calculada pela fórmula de tronco de cone:

$$\text{Área adesiva} = \{[\pi \times (R + r)] \times [h^2 + (R - r)^2]^{0,5}\}$$

Onde:

π é a constante 3,1416;

R é o raio maior do pino de fibra;

r é o raio menor do pino de fibra;

h é a espessura da fatia.

4.6.3. Classificação do Padrão de Fratura

O padrão de fratura foi analisado em stereoscópio e classificado em:

- F1 - Coesiva do pino e/ou material de reembasamento
- F2 - Coesiva da dentina
- F3 - Adesiva pino/material de reembasamento
- F4 - Adesiva material de reembasamento/cimento
- F5 - Mista

Em seguida, amostras representativas de cada grupo e de cada padrão de fratura foram selecionadas e analisadas em microscopia eletrônica de varredura (MEV). Para análise em microscopia as amostras foram fixadas em bases metálicas e, em seguida recobertas com uma fina camada de ouro, sob vácuo, num dispositivo de pulverização catódica (MED 010; Balzers União, Balzers, Liechtenstein). As amostras foram analisadas por MEV (DSM 940A; Zeiss, Oberkochen, Alemanha) a fim de se verificar as linhas e/ou interfaces de fratura.

4.7. MICRODUREZA KNOOP

4.7.1. Secção dos espécimes

Decorrido o período de 24 horas de armazenagem, cinco amostras de cada grupo de 10mm foram selecionadas para avaliação do grau de polimerização indireta em profundidade pelo método de microdureza knoop. Os espécimes foram fixados com cera pegajosa (Kota, São Paulo, SP, Brasil) e cortadas, sob refrigeração constante, em máquina de corte Labcut 1010 (Exttec, Enfield, CT, USA), paralelamente ao seu longo eixo, com auxílio de disco de diamante.

4.7.2 Teste de dureza Knoop

Os testes de dureza foram realizados (Shimadzu HVM21-DT, Shimadzu Corporation, Quioto, Japão) com um penetrador Knoop sob uma carga estática de 50 gramas por 10 segundos. Penetrações foram realizadas no meio da linha de cimento para os grupos Ir, Ie e

Pe e sob a resina próxima a linha adesiva no grupo Pb. Os primeiros e últimos 0,5 mm da linha de cimentação não foram avaliados. A microdureza foi calculada como o valor médio para cada terço (cervical, médio e apical), sendo realizadas 5 indentações em cada terço. Os primeiros 3 mm com cinco indentações foram atribuídos como o terço cervical, os próximos 3mm seguintes com cinco indentações como o terço médio e os últimos 3 mm com cinco indentações como o terço apical. A dureza foi determinada e expressa como um número de dureza Knoop (KHN) de acordo com a seguinte fórmula:

$$KHN=P/A=P/C_p \cdot L^2$$

Onde:

P é a carga (KGF);

A é a área de impressão (mm²);

L é o comprimento de impressão (mm);

C_p é o fator de correção do penetrador .

As medições foram aritmética por terços e os resultados (KHN) calculados para os terços e grupos.

4.8. ANÁLISE DA DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES PELO MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS

A análise por meio do método de elementos finitos foi realizada pelas seguintes etapas: construção do modelo (pré-processamento), solução do problema (processamento) e análise dos resultados (pós-processamento). A Figura 16 ilustra de forma esquemática, as etapas que compõem a análise através do método de elementos finitos.

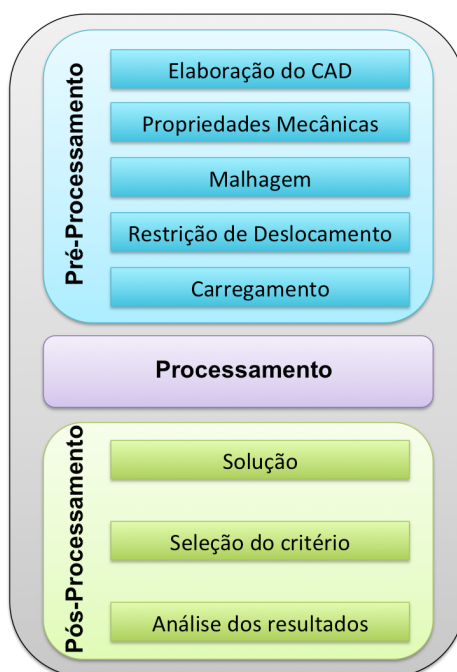


Figura 16 - Representação esquemática das etapas que compõem o método de elementos finitos (Fonte: Autor).

4.8.1. Geração do modelo tridimensional

Foram criados desenhos tridimensionais correspondentes a cada grupo experimental descrito na Figura 1. Para isso, a geometria externa, arquivos do tipo *.STL (Stereoligraáficos), de um incisivo central superior de dimensões médias e anatomia radicular favorável foi selecionado para servir como padrão para geração dos modelos e posterior simulação das formas de tratamento de arquivos preexistentes do CPBio (Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia) (93) (Figura 17).

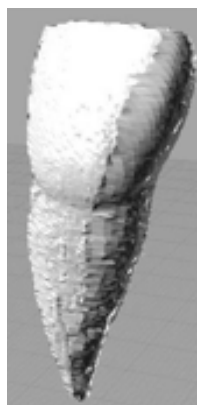


Figura 17- Arquivo tipo *.STL de geometria de incisivo central superior de dimensões médias e anatomia radicular favorável foi selecionado para servir como padrão para geração dos modelos, arquivo proveniente de dados preexistentes do CPBio (Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia) (93).

Os arquivos *.STL foram exportados para software de CAD (Computer Assisted Desing; Rhino3D, Rhinoceros, USA). Para facilitar a confecção do modelo foram geradas superfícies NURBS (*Non Uniform Rational Basis Spline*), próprias para modelagem de geometrias complexas e bio-modelagem, baseadas na geometria externa obtida com o elemento dental selecionado. Sobre o arquivo *.STL foram selecionados alguns pontos de regiões anatômicas que serviram de referência para geração de linhas interconectadas em seus pontos de origem e extremidades. A partir destas linhas, e levando em conta a referência dos principais marcos anatômicos foram geradas as superfícies e, posteriormente, o volume dos modelos. Por fim, todas as superfícies NURBS geradas foram montadas e unidas para formação do modelo numérico experimental.

Os volumes correspondentes às demais estruturas que compunham os modelos - núcleo de preenchimento, guta percha, ligamento periodontal simulado com poliéter e osso alveolar simulado com cilindro de resina de poliestireno - foram criados seguindo as dimensões pré-estabelecidas na parte laboratorial do estudo, e seus respectivos tratamentos restauradores foram obtidos através de operações Booleanas. Para o desenho do pino de fibra de vidro foram criados dois corpos sólidos de formato tronco-cônico que foram sobrepostos, e posteriormente unidos. O sólido tronco-cônico superior apresentava 11mm de comprimento, 2mm de diâmetro na sua base superior e 1,8mm na base inferior; o sólido tronco-cônico inferior apresentava 4mm de comprimento, 1,8mm de diâmetro na sua base superior e 1mm na base inferior. Portanto, o pino de fibra de vidro totalizava 15mm de comprimento, com base inferior de 1mm e base superior com 2mm de diâmetro, conforme visto na Figura 18.

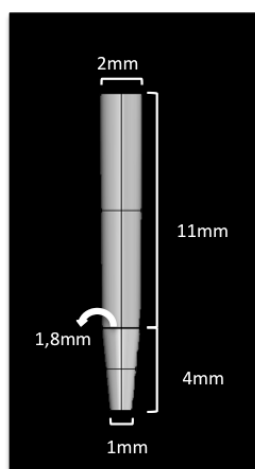


Figura 18 – Desenho dos sólidos tronco-cônicos para geração da geometria final do pino intradicular (Fonte: Autor).

4.8.2 Definição dos modelos experimentais

Oito modelos tridimensionais de elementos finitos foram criados de acordo com os grupos experimentais já citados (Figura 1). Os modelos A e C, na figura 19, representam os grupos com fragilização nos 5mm coronais das raízes, e os modelos B e D representam os grupos com fragilização nos 10mm coronais das raízes. Para os modelos referentes aos grupos Ir e Ie, pino, material de reembasamento e núcleo de preenchimento eram compostos por sólidos distintos (Figura 19C e 19D). Já nos modelos referentes ao grupos Pe e Pb, pino, material de reembasamento e núcleo de preenchimento eram representados por um corpo único composto por um mesmo material (Figura 19A e 19B).

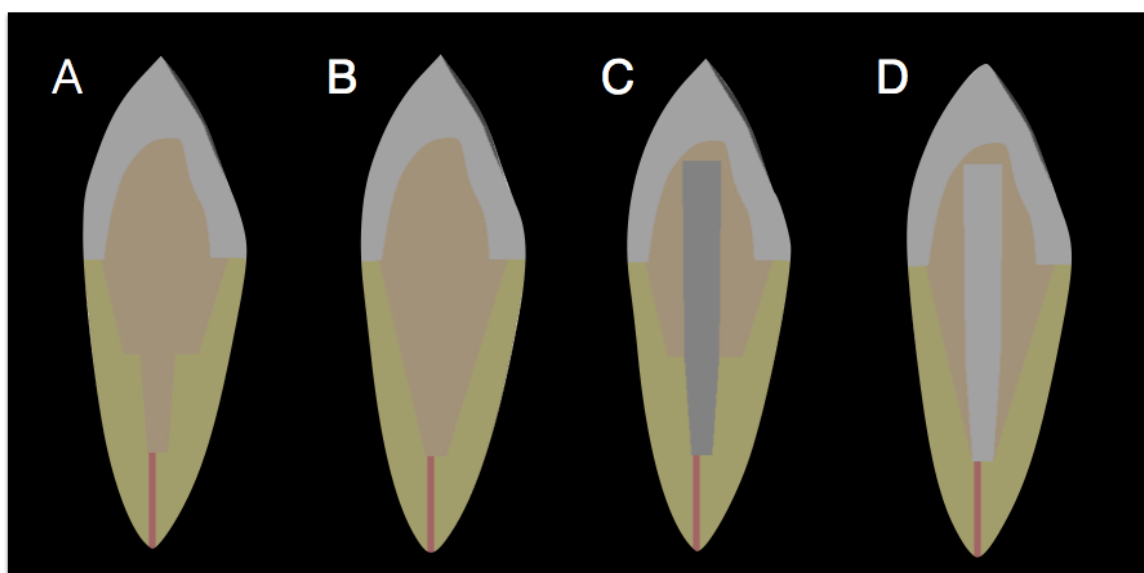


Figura 19 – Desenhos virtuais dos modelos experimentais (Fonte:Autor)

4.8.3 Teste de resistência flexural para obtenção do módulo flexural

Para a realização do processamento dos modelos de elementos finitos foi necessário a obtenção do módulo flexural de materiais que não se encontram disponíveis na literatura. Portanto, o teste de resistência flexural foi empregado para os seguintes materiais:

- A. Compósito experimental;
- B. Resina bulk fill de massa (Filtek Bulk Fill, 3M-ESPE, MN, EUA);
- C. Resina composta (Natural Shade, Nova DFL, Rio de Janeiro, RJ, Brasil).

4.8.3.1. Confeccção das amostras para resistência flexural

Um molde de silicone foi construído a partir de um padrão de alumínio nas dimensões de 25 mm ($\pm 0,1$) x 2 mm ($\pm 0,1$) x 2 mm ($\pm 0,1$) (Figuras 20A), estando de acordo com a norma ISO 4049. O compósito foi inserido no molde e sobreposto com tira de poliéster (Figura 20B e 20C) e mantido sob pressão com o peso de uma placa de vidro de 300 gramas por 20 segundos. Logo após, foi realizada a fotopolimerização (Figura 20D), consistindo em três etapas de 40 segundos em cada terço da amostra com 1500 mW/cm². Após a confecção as amostras foram armazenadas em água destilada a 37°C por 24 horas. Antes do início dos testes as amostras foram acabadas com lixas de carvão de silício nas granulações 600, 1200 e 2000, em lixadeira com água corrente (Teclago, Vargem Grande Paulista, SP, Brasil), por 10 segundos em cada face (Figuras 20E e 20F) e as dimensões foram conferidas com paquímetro digital (Figura 20G).

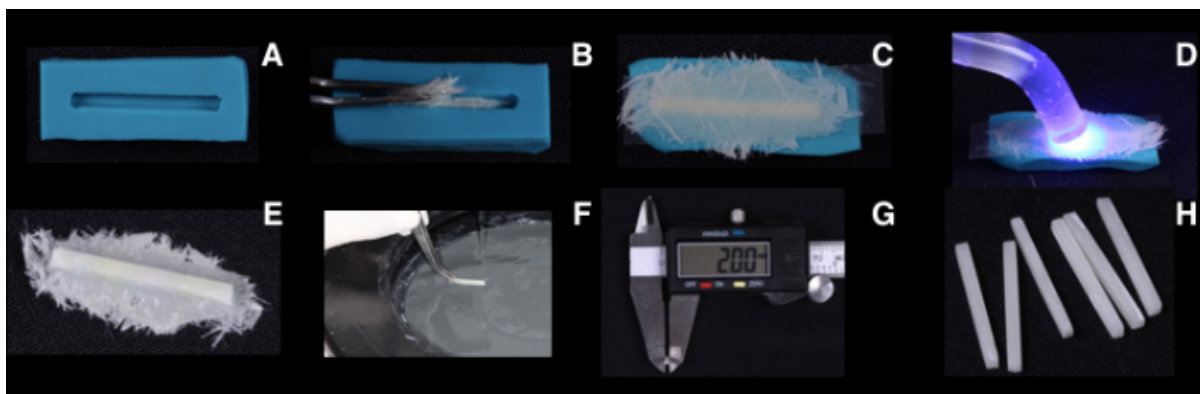


Figura 19 – Confeccção das amostras para teste de resistência flexural. (A) Matriz de silicone obtida a partir de moldagem de padrão de alumínio nas dimensões de 25 x 2 x 2 mm. (B) Inserção do compósito experimental na matriz. (C) Cobertura com tira de poliéster. (D) Fotopolimerização por 40 segundos em cada terço da amostra. (E) Amostras imediatamente após a polimerização. (F) Acabamento em lixadeira com água corrente. (G) Conferência das dimensões da amostra com paquímetro digital. (H) Aspecto final das amostras. (Fonte: Autor)

4.8.3.2. Teste de resistência flexural

As amostras foram posicionadas em máquina de ensaios universais (Instron 5965) sobre dois pontos com 20 mm de distância entre si e equidistantes do centro. Um ponto central de aplicação de carga foi definido e foi aplicada uma carga à velocidade constante de

0,5 mm/min, e a carga máxima à fratura foi registrada em N. O Módulo Flexural de cada amostra foi obtido, em GPa, de acordo com a seguinte fórmula: $MF = FL^3/4BH^3d$, onde “F” é a carga máxima (N), “L” é a distância entre os apoios (20mm), “B” é a espessura da amostra (2 mm), “H” a altura (2 mm) e “d” a deflexão (mm).

4.8.4. Definição das propriedades mecânicas, malhagem, restrição de deslocamento e solução

Os modelos geométricos criados no software CAD foram exportados com a extensão *.STEP, possível de ser lida no software de pré-processamento ANSYS 17.0 (Ansys Inc., Houston, TX, EUA) e a malha de cada estrutura foi gerada separadamente (Figura 21) empregando elemento sólido quadrático do tipo tetraédrico, que consistem de pirâmides de base triangular, nas quais, os nós estão localizados nos vértices de cada pirâmide, assim como no centro de cada aresta, totalizando 10 nós. O processo de malhagem foi controlado empregando ferramentas específicas do software de pré-processamento, promovendo homogeneidade, conectividade e congruência da malha para gerar elementos de qualidade geométrica satisfatória para a realização de uma análise estável.

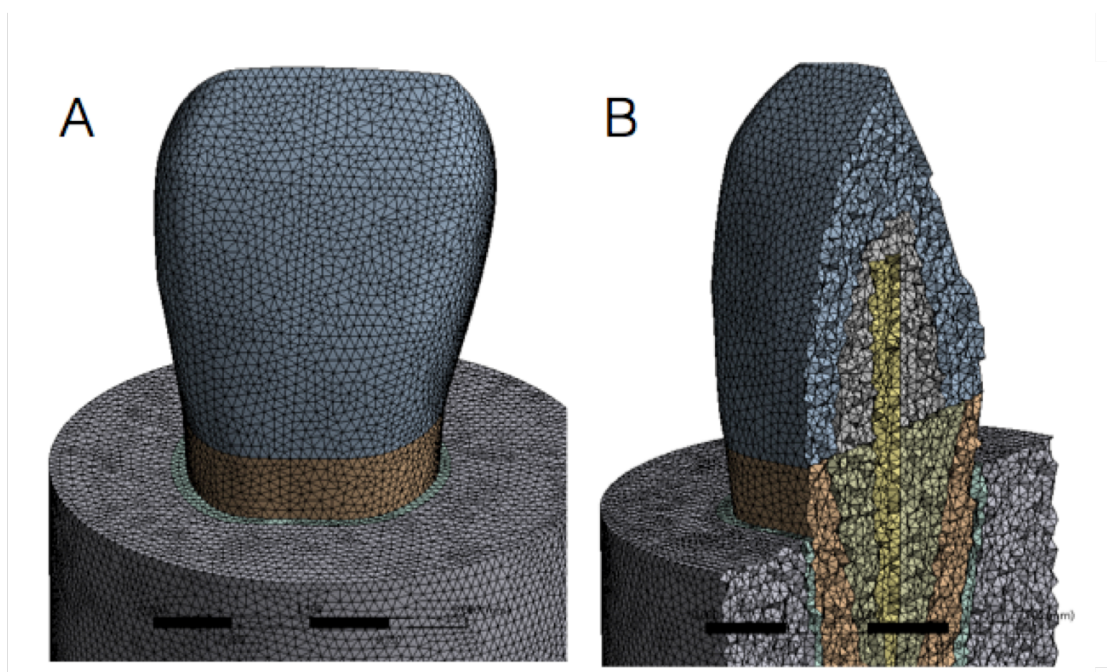


Figura 21 – Características da malha gerada nos modelos. (A) Vista externa do modelo. (b) vista interna das estruturas. (Fonte: Autor).

As estruturas foram consideradas homogêneas (que não apresentam falhas em suas estruturas) e linear-elásticas (que se comportam dentro do regime elástico); pino de fibra de vidro industrializado e dentina radicular foram considerados ortotrópicos e todas as demais estruturas foram consideradas isotrópicas. Assim, para as estruturas isotrópicas foi necessário a obtenção de seus módulos de elasticidade e coeficiente de Poisson, sendo essas propriedades obtidas através de revisão de literatura e para o material experimental, resina bulk-fill e resina composta utilizada na coroa através de teste de resistência flexural, conforme descrito no item 4.9.2. Os valores de módulo de elasticidade e coeficiente de Poisson dos materiais isotrópicos estão descritos na Tabela 2. Para o pino industrializado e dentina, considerados ortotrópicos, suas propriedades estão descritas na Tabela 3.

Tabela 2 – Propriedades mecânicas das estruturas isotrópicas aplicadas nos modelos

Estrutura/Material	Módulo de Elasticidade (Mpa)	Coeficiente de Poisson
Resina de poliestireno (94)	$13,5 \times 10^3$	0,31
Poliéter (95)	50	0,45
Guta Percha (96)	0,69	0,45
Resina composta Z350 (97)	$15,8 \times 10^3$	0,24
Compósito experimental reforçado com fibra	$10,4 \times 10^3$	0,24 (98)
Resina bulk fill	$8,3 \times 10^3$	0,24 (98)
Resina Natural Shade	$8,45 \times 10^3$	0,24 (98)

Tabela 3 – Propriedades mecânicas das estruturas ortotrópicas aplicada nos modelos

Propriedades	Pino de fibra de vidro industrializado (99)	Dentina radicular (100)
Ex (Mpa)	37000	17070
Ey (Mpa)	9500	5610
Ez (Mpa)	9500	5610
η_{xy}	0,34	0,30
η_{yz}	0,27	0,33
η_{xz}	0,34	0,30
Gxy (MPa)	3544,8	1700
Gyz (MPa)	1456,7	6000
Gxz (MPa)	3544,8	1700

Dando fechamento ao processo de modelagem, foram definidas as condições de contorno simulando contatos entre todas as estruturas como sendo perfeitamente unidas para os modelos, simulando adesão entre estes. Os modelos receberam restrição de movimento na base e nas superfícies laterais do cilindro de resina de poliestireno, reproduzindo os pontos de apoio definidos no teste de resistência à fratura. O carregamento foi realizado utilizando uma força de 100N em um ângulo de 45° com o longo eixo radicular sobre uma área predefinida

na face palatina da coroa (Figura 22). Os modelos foram processados utilizando para a análise dos resultados o critério de tensões equivalentes de von Mises.

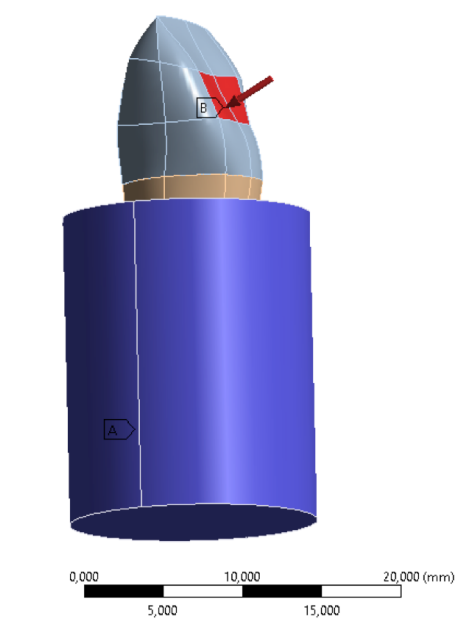


Figura 22 – Definição da área de aplicação de força na face palatina da coroa em um ângulo de 45° com o longo eixo radicular (Fonte: Autor).

4.9. TESTES ESTATÍSTICOS

Os dados foram analisados no programa para estatística SPSS versão 20.0 para Windows (IBM, Nova Iorque, NY, EUA). Para o teste de resistência à fratura, um modelo linear geral para análise da interação entre os fatores Tipo de Pino (em 4 níveis) e Comprimento do Pino (em 2 níveis) foi usado inicialmente. Para os testes de microdureza knoop e pushout os fatores avaliados neste mesmo modelo foram o Tipo de Pino (em 4 níveis) e os Terços Radiculares (em 3 níveis). Posteriormente, os dados de resistência à fratura, resistência adesiva e dureza Knoop foram analisados quanto à normalidade de distribuição por meio do teste de Kolmogorov-Smirnov, sendo, posteriormente, submetidos à análise estatística por meio do teste ANOVA e Tukey (caso fossem paramétricos) ou Teste de Kruskal-Wallis e Método de Dunn (caso fossem não paramétricos) para comparações múltiplas entre os grupos. Todos os testes foram executados com nível de significância de 5%. Os dados dos padrões de fratura foram analisados de maneira descritiva e os dados distribuição de tensões de maneira qualitativa.

5 RESULTADOS

5.1. RESISTÊNCIA À FRATURA E PADRÃO DE FRATURA

Os valores das médias de resistência à fratura (N) e desvio padrão estão apresentados na Tabela 4 e Figura 23. A análise fatorial apresentou significância estatística para o fator tipos de pino ($p < 0,001$) entre os comprimentos avaliados ($p < 0,001$) e na interrelação entre os dois fatores ($p < 0,001$) (Tabela 4).

A análise quanto à normalidade de distribuição demonstrou haver distribuição normal para todos os grupos. Quanto à análise de variância ANOVA *one-way*, esta apresentou diferença estatística entre os grupos ($p < 0,001$). O teste de Tukey HSD mostrou que os grupos Ie-10 e Ir-10 apresentaram os maiores valores de resistência, sendo os dois semelhantes entre si e entre o grupo Pe-5. O grupo Pe-5, por sua vez, apresentou resistência à fratura semelhante aos grupos Pe-10 e Ie-5. Os menores valores de resistência ficaram com os grupos Ir-5, Pb-10 e Pb-5, sendo os três estatisticamente semelhantes entre si.

Tabela 4 – Média e desvio padrão (dp) para resistência à fratura (N).

Tipo de pino	Comprimento de fragilização (cm)	Resistência à Fratura ($\pm dp$)
Ie	10	748,48 ($\pm 119,62$) ^A
	5	498,24 ($\pm 98,31$) ^B
Ir	10	681,01 ($\pm 150,41$) ^A
	5	339,26 ($\pm 45,85$) ^C
Pe	10	529,70 ($\pm 107,93$) ^B
	5	605,21 ($\pm 131,59$) ^{AB}
Pb	10	335,06 ($\pm 58,35$) ^C
	5	297,86 ($\pm 60,84$) ^C

* Letras maiúsculas diferentes demonstram diferenças significativas entre os grupos (vertical).

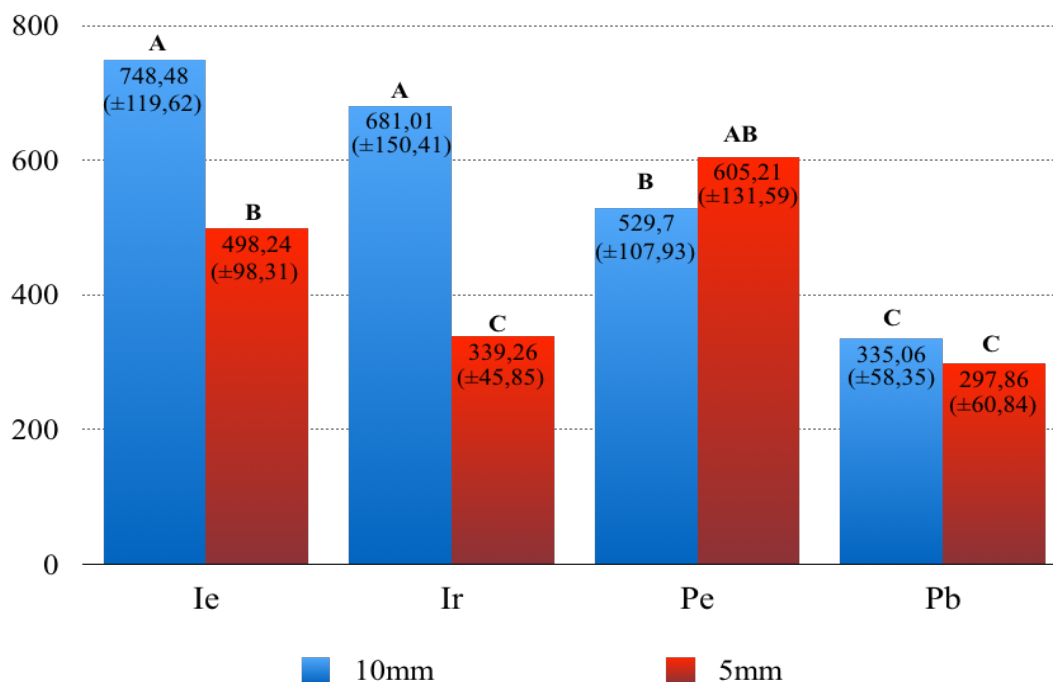


Figura 23 – Média e desvio padrão para resistência à fratura (N). Letras maiúsculas diferentes demonstram diferenças significativas entre os grupos.

Quanto ao padrão de fratura (Figuras 24 e 25), houve um predomínio de fraturas radiculares para os grupos Ie, Ir e Pe. Embora as fraturas radiculares fossem verticais, estas não ultrapassaram os limites demarcados como distância biológica, conforme evidenciado na Figura 25B e 25C. Já para os grupos Pb, houve o predomínio de um comportamento diferente dos padrões de fratura, com maior número de fraturas associadas ao deslocamento do conjunto pino/coróa, conforme visto na Figura 25D.

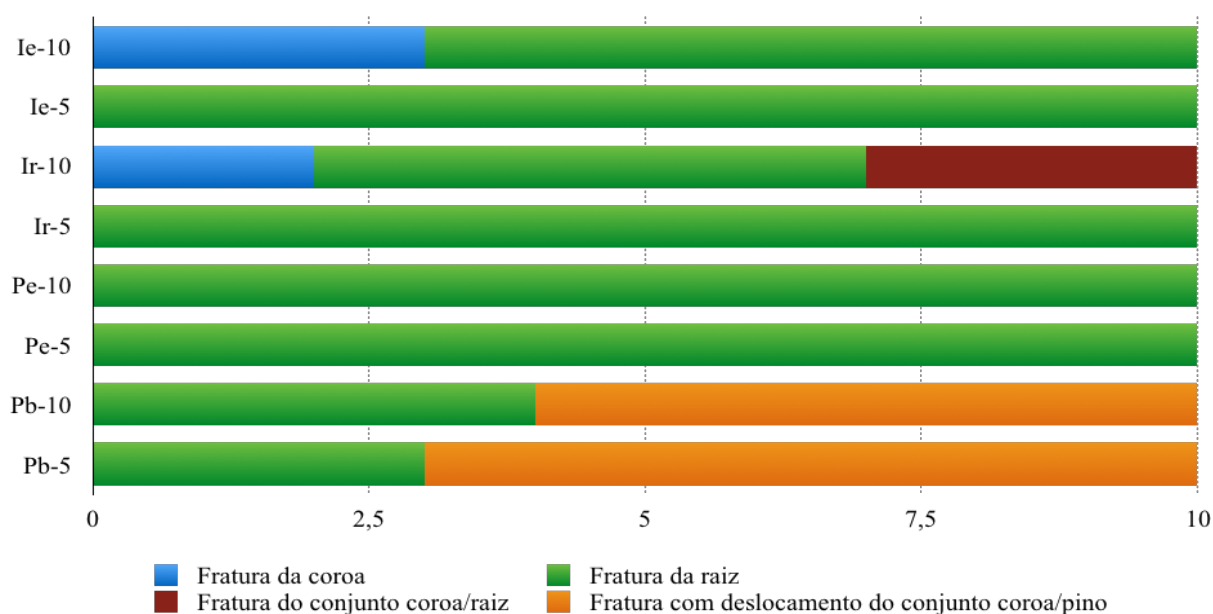


Figura 24 – Padrão de fratura para o teste de resistência à fratura.

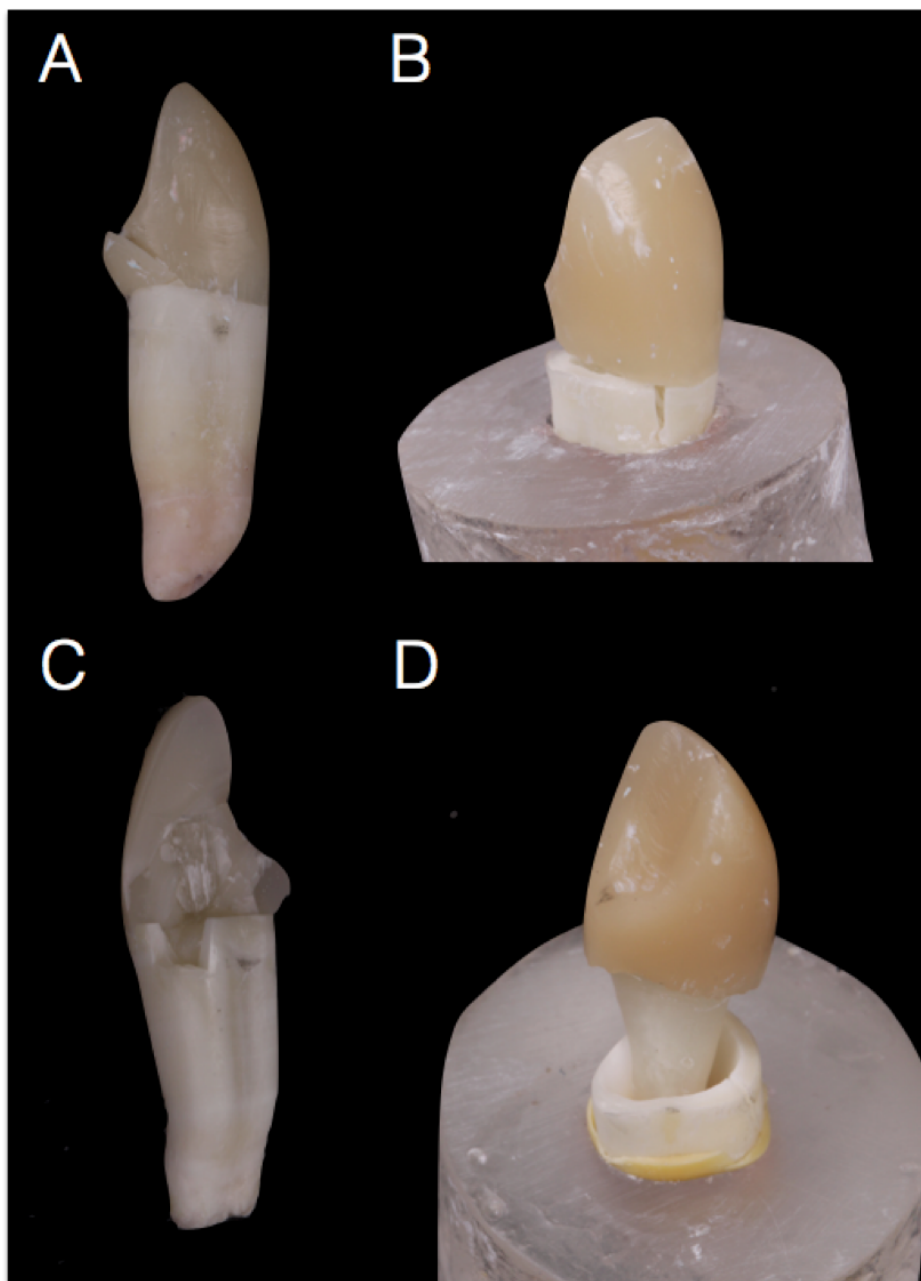


Figura 25 – Padrão de fratura para o teste de resistência à fratura. (A) Fratura da coroa. (B) Fratura da raiz. (C) Fratura do conjunto coroa/raiz. (D) Fratura com deslocamento do conjunto coroa/pino. (Fonte: Autor)

5.2. RESISTÊNCIA ADESIVA E PADRÃO DE FRATURA

A análise fatorial apresentou significância estatística para o fator tipo de pino ($p = 0,009$) e terços radiculares ($p = 0,002$) e nenhuma significância na interrelação entre os dois fatores ($p = 0,749$). Os valores de resistência adesiva foram analisados entre os grupos para cada terço e entre os terços para cada grupo, conforme visto na Tabela 5.

Na análise individual de cada terço (cervical, médio e apical) entre os diferentes grupos, os dados apresentaram distribuição normal ($p > 0,05$) apenas para o terço cervical e

distribuição não normal ($p < 0,05$) para os terços médio e apical, através da análise com o teste de Kolmogorov-Smirnov. Posteriormente, o teste ANOVA *one-way* demonstrou não haver diferença significativa entre os grupos no corte cervical ($p = 0,105$) e o teste de Kruskal-Wallis demonstrou não haver diferença significativa entre os grupos nos cortes médio ($p = 0,079$) e apical ($p = 0,186$). Na análise de cada grupo individualmente entre os seus respectivos terços, os dados apresentaram distribuição normal para todos os terços nos grupos Ie, Ir e Pe ($p > 0,05$) e distribuição não normal para o grupo Pb ($p < 0,05$), através da análise com o teste de Kolmogorov-Smirnov. ANOVA *one-way* demonstrou não haver diferença significativa entre os terços para os grupos Ie ($p = 0,248$), Ir ($p = 0,376$) e Pe ($p = 0,052$). Kruskal-Wallis demonstrou não haver diferença significativa entre os terços para o grupo Pb ($p = 0,094$).

Tabela 5 – Média e desvio padrão (dp) para resistência adesiva (Mpa).

Grupo	Resistência Adesiva ($\pm dp$)		
	Cervical	Médio	Apical
Ie	36,36 ($\pm 9,84$) Aa	34,42 ($\pm 9,42$) Aa	31,23 ($\pm 9,80$) Aa
Ir	38,87 ($\pm 13,23$) Aa	35,54 ($\pm 11,45$) Aa	33,12 ($\pm 14,03$) Aa
Pe	45,77 ($\pm 16,01$) Aa	45,20 ($\pm 16,61$) Aa	34,43 ($\pm 8,58$) Aa
Pb	39,71 ($\pm 8,51$) Aa	38,76 ($\pm 10,49$) Aa	37,57 ($\pm 8,58$) Aa

* Letras maiúsculas diferentes demonstram diferenças significativas entre os grupos para cada terço (vertical).

* * Letras minúsculas diferentes demonstram diferenças significativas entre os terços para um mesmo grupo (horizontal).

Quanto ao padrão de fratura, a associação entre diversos padrões de fratura foram vistos em um mesmo espécime, em sua grande maioria, conforme evidenciado nas imagens analisadas em estereoscópio (Figura 26) e em microscópio eletrônico de varredura (Figura 27). Segundo a classificação utilizada no presente estudo, houve o predomínio de fraturas mistas com associação de uma fratura adesiva à uma fratura coesiva ou mais (Figura 28) para todos os grupos testados e nos diferentes terços avaliados.

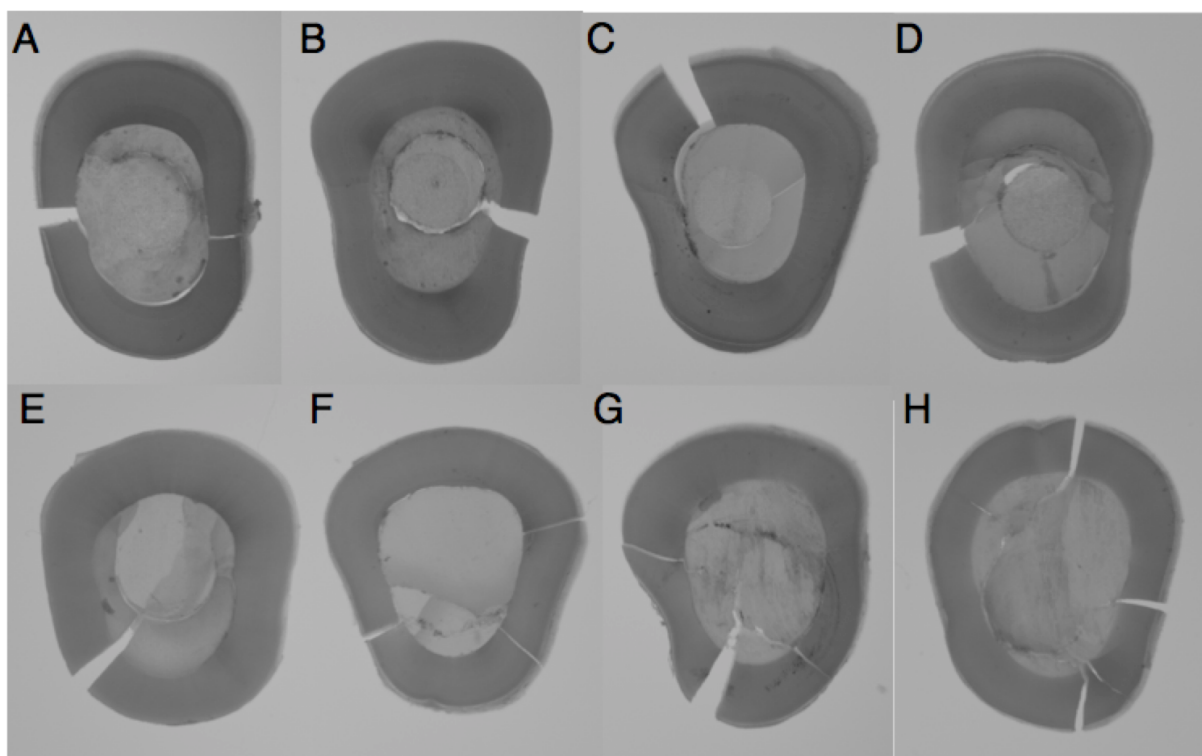


Figura 26 – Imagens do padrão de fratura em stereoscópio. (A) Grupo Ie – fratura mista. (B) Grupo Ie – fratura mista. (C) Grupo Ir – fratura mista. (D) Grupo Ir – fratura mista. (E) Grupo Pb – fratura mista. (F) Grupo Pb – fratura mista. (G) Grupo Pe – fratura mista. (H) Grupo Pe – fratura mista. (Fonte: Autor)

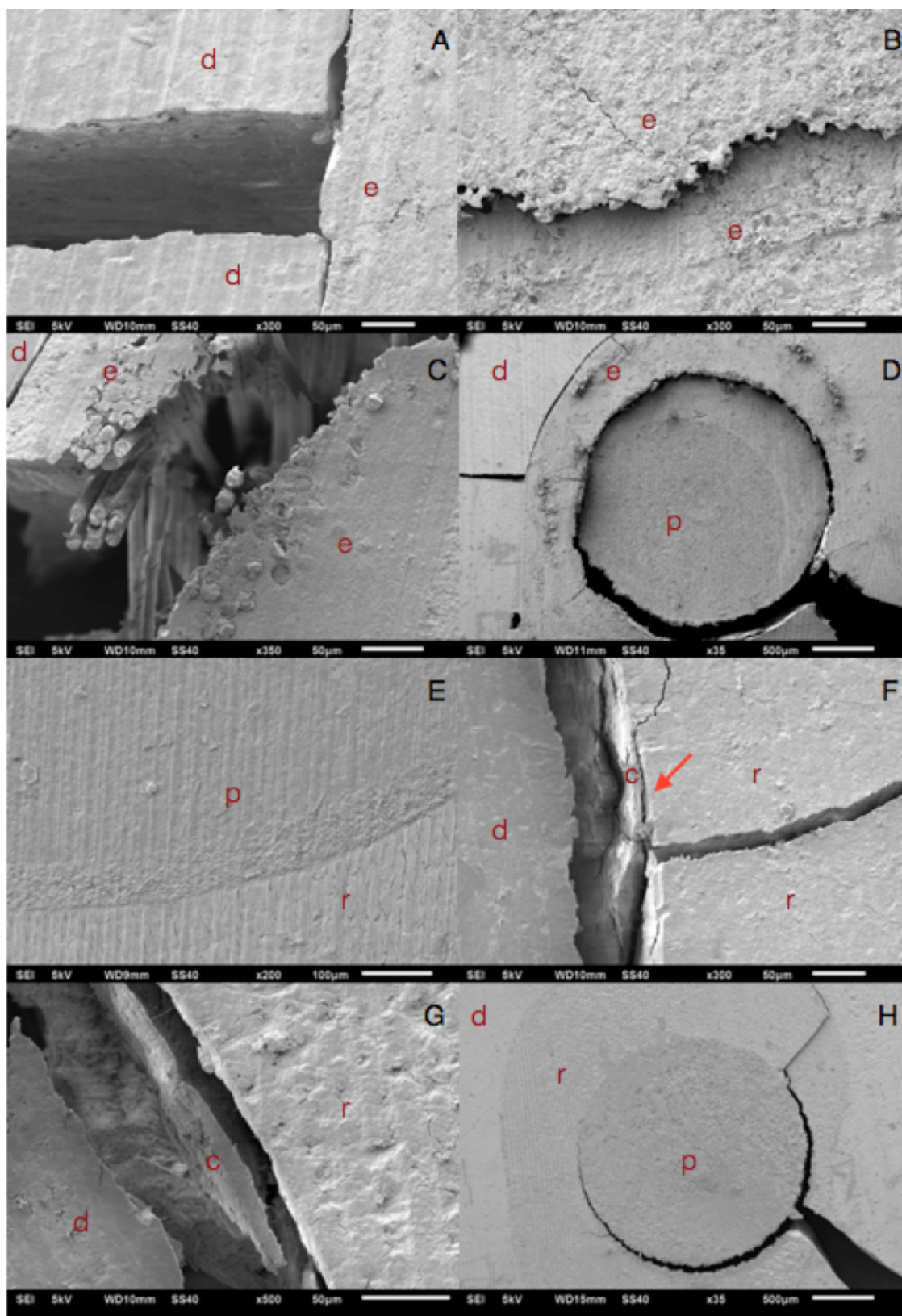


Figura 27 – Imagens do padrão de fratura em microscopia eletrônica de varredura. * d – dentina; p – pino; c – cimento; r – resina composta; e – compósito experimental. (A) Grupo Ie – fratura mista adesiva material de reembasamento/cimento e coesiva dentina. (B) Grupo Ie – detalhe da fratura na resina de reembasamento (compósito experimental). (C) Grupo Ie – detalhe das fibras de reforço no compósito experimental. (D) Grupo Ie – fratura mista adesiva pino/material de reembasamento e material de reembasamento/dentina e fratura

coesiva dentina e material de reembasamento. (E) Grupo Ie – integridade da interface pino/material de reembasamento. (F) Grupo Pe – fratura mista adesiva do material de reembasamento/cimento, com cimento parcialmente fraturado na porção da resina (seta). (G) Grupo Pe – detalhe da fratura do cimento resinoso. (H) Grupo Ie – fratura mista adesiva pino/material de reembasamento e fratura coesiva dentina e material de reembasamento. (Fonte: Autor)

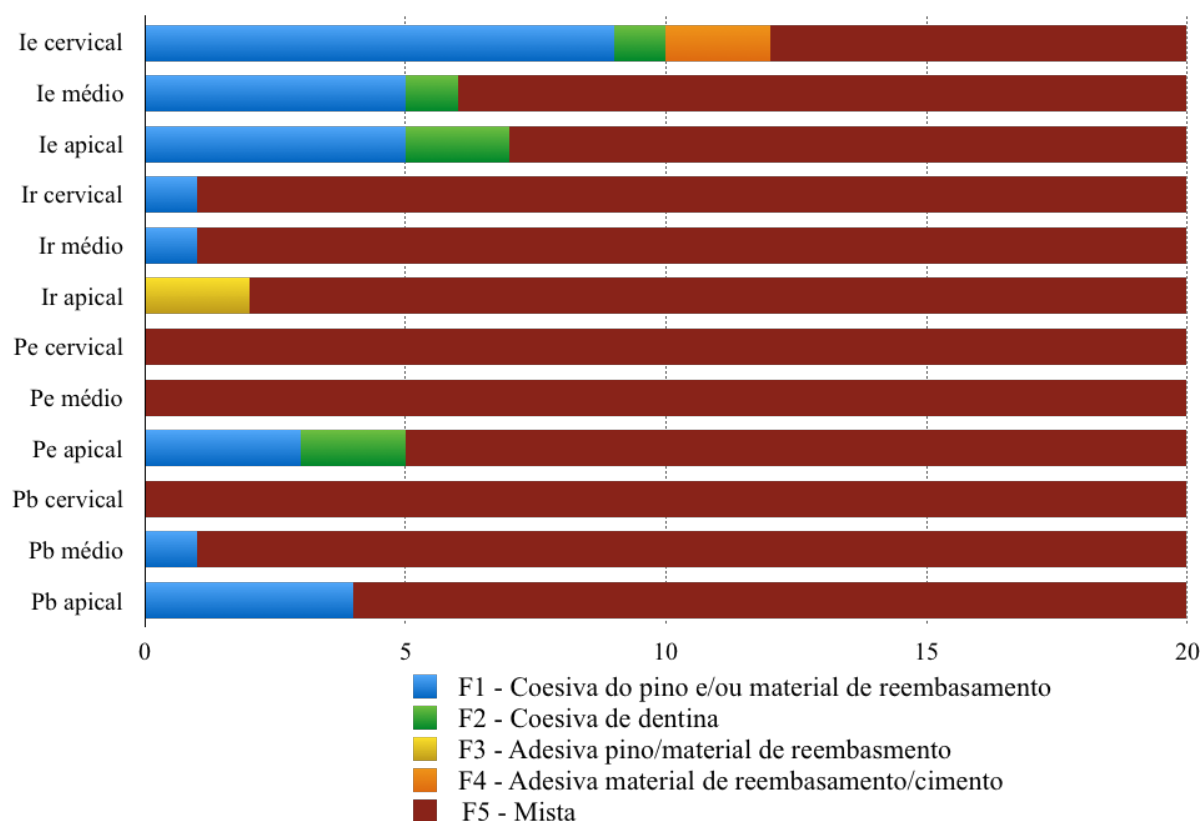


Figura 28 – Padrão de fratura para o teste de resistência adesiva.

5.3. MICRODUREZA KNOOP

A análise fatorial apresentou significância estatística para o fator tipo de pino ($p < 0,001$) e terços radiculares ($p < 0,001$) e na interrelação entre os dois fatores ($p < 0,001$), o que significa que para cada terço radicular, um tipo de pino se mostrou mais favorável.

Os valores de microdureza Knoop foram analisados entre os grupos para cada terço e entre os terços para cada grupo, conforme visto na Tabela 6. Na análise de cada terço (cervical, médio e apical) entre os diferentes grupos, os dados apresentaram distribuição normal para todos os terços. Diante disso, ANOVA *one-way* demonstrou diferença significativa entre os grupos nos três terços ($p < 0,000$). Para o terço cervical o grupo Pb apresentou os maiores valores de microdureza, sendo estatisticamente superior aos demais

grupos. Para o terço médio, o grupo Pb manteve os maiores valores de microdureza, seguido do grupo Ir; os grupos Ie e Pe tiveram valores inferiores aos demais e foram estatisticamente semelhantes entre si. Para o terço apical o grupo Pb manteve os maiores valores de microdureza, sendo este estatisticamente semelhante ao grupo Ir; o grupo Ir foi considerado estatisticamente semelhante ao grupo Ie e o grupo Pe semelhante ao grupo Ie.

Na análise de cada grupo individualmente entre os seus respectivos terços, os dados apresentaram distribuição normal para todos os terços nos grupos Ie, Ir e Pe ($p > 0,05$) e distribuição não normal para o grupo Pb ($p < 0,05$), através da análise com o teste de Kolmogorov-Smirnov. ANOVA *one-way* demonstrou não haver diferença significativa entre os terços para os grupos Ie ($p = 0,283$) e Pe ($p = 0,118$), e demonstrou haver diferença significativa entre os terços para o grupo Ir ($p = 0,011$). Para o grupo Ir o terço médio foi estatisticamente superior, sendo este semelhante ao terço apical e o terço apical semelhante ao terço cervical, pelo teste de Tukey HSD. Kruskal-Wallis demonstrou haver diferença significativa entre os terços para o grupo Pb ($p = 0,001$). Para este grupo os terços cervical e médio foram semelhantes entre si e estatisticamente superiores ao terço apical, pelas comparações múltiplas pelo teste de Dunn.

Tabela 6 – Média e desvio padrão (dp) para microdureza Knoop (KHN).

Grupo	Microdureza Knoop ($\pm$ dp)		
	Cervical	Médio	Apical
Ie	48,68 ($\pm$ 6,22) Ba	45,74 ($\pm$ 7,83) Ca	45,51 ($\pm$ 9,07) BCa
Ir	51,18 ($\pm$ 7,04) Bb	56,39 ($\pm$ 5,55) Ba	52,26 ($\pm$ 6,01) ABab
Pe	47,44 ($\pm$ 6,41) Ba	44,45 ($\pm$ 6,80) Ca	43,70 ($\pm$ 6,74) Ca
Pb	75,88 ($\pm$ 9,22) Aa	70,34 ($\pm$ 7,24) Aa	57,45 ($\pm$ 14,38) Ab

* Letras maiúsculas diferentes demonstram diferenças significativas entre os grupos para cada terço (vertical).

* * Letras minúsculas diferentes demonstram diferenças significativas entre os terços para um mesmo grupo (horizontal).

5.4. ANÁLISE DAS DISTRIBUIÇÕES DE TENSÕES

Os resultados da análise de elementos finitos utilizando o critério de von Mises estão apresentados nas Figuras 29 e 30. Independente do tipo de pino utilizado, de maneira geral todos os grupos apresentaram concentração de tensões no terço médio da face externa de dentina palatina e vestibular e na interface pino/material de reembasamento com a dentina.

Para os grupos Ir ficou evidente a distribuição de tensões não homogênea, com grande concentração de tensões na resina composta utilizada para o reembasamento dos pinos de fibra de vidro industrializados. Comparando os diferentes comprimentos de fragilização avaliados para estes grupos, ambos apresentaram comportamento parecido; entretanto, Ir-5 parece ter concentrado menos tensões na resina de reembasamento e mais tensões no terço médio da dentina radicular quando comparado a Ir-10.

Nos grupos onde o compósito experimental foi utilizado, Ie e Pe, ficou evidente o diferente comportamento desse material quando comparado à resina composta (grupos Ir). Para os grupos Ie e Pe, onde o compósito experimental foi utilizado, seja como material de reembasamento de pinos de fibra industrializados (grupos Ie) ou como constituinte de todo o pino (grupos Pe), a resina de metacrilato reforçada por fibras se mostrou eficiente em dissipar as tensões, favorecendo uma distribuição de tensões mais uniforme em todo o conjunto. Contudo, a presença do pino de fibra de vidro industrializado nos grupos Ie se mostrou favorável, uma vez que concentrou menos tensão no interior do pino industrializado. Para ambos os grupos, a fragilização de 5mm (grupos Ie-5 e Pe-5) pareceu concentrar mais tensões na dentina radicular.

O grupo Pb, onde o conduto radicular foi preenchido com resina *bulk fill*, um padrão de distribuição de tensões mais homogêneo foi encontrado quando comparado aos demais grupos, embora os locais de concentração de tensões continuem semelhantes. Os resultados nos dois níveis de fragilização foram muito parecidos, embora no grupo de 10mm a interface resina/dentina na porção vestibular tenha uma maior extensão de concentração de tensões, tal como observado em todos os demais grupos.

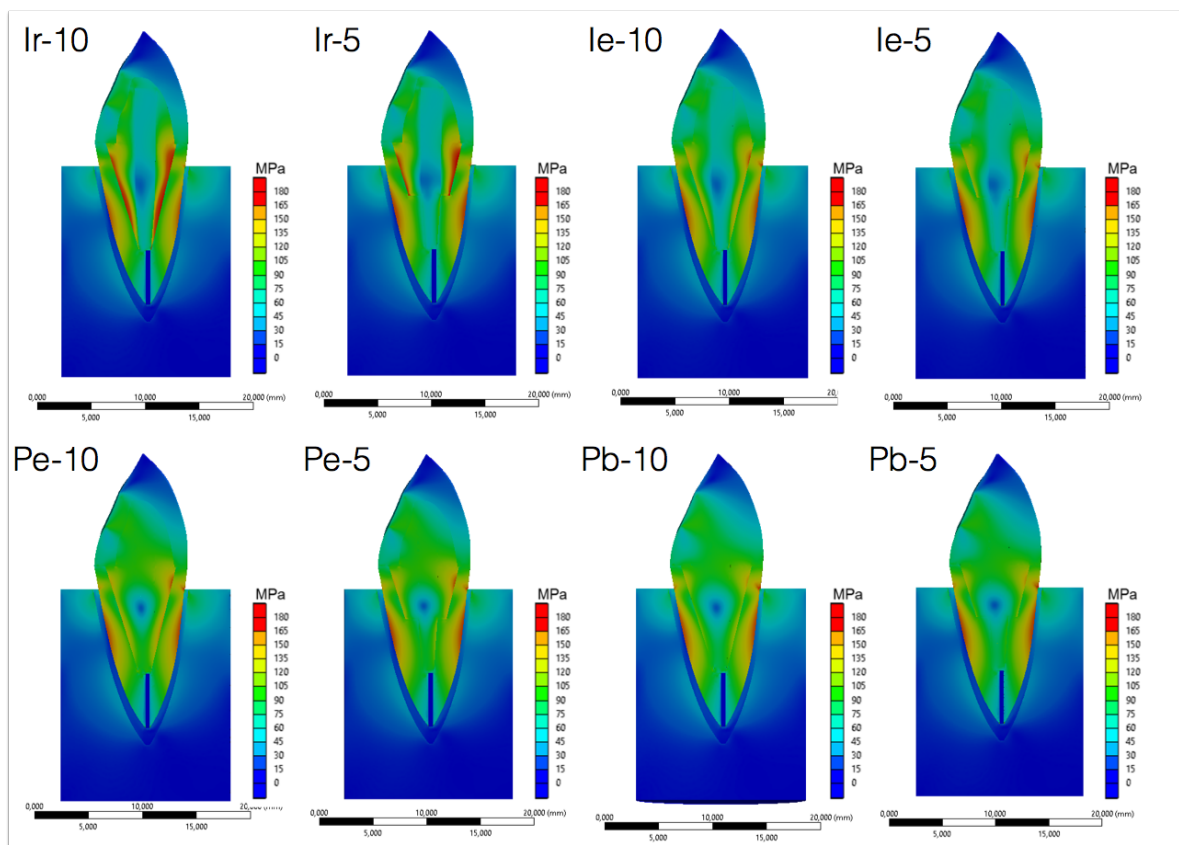


Figura 29 – Análise de elementos finitos utilizando o critério de von Mises, perspectiva 2D.

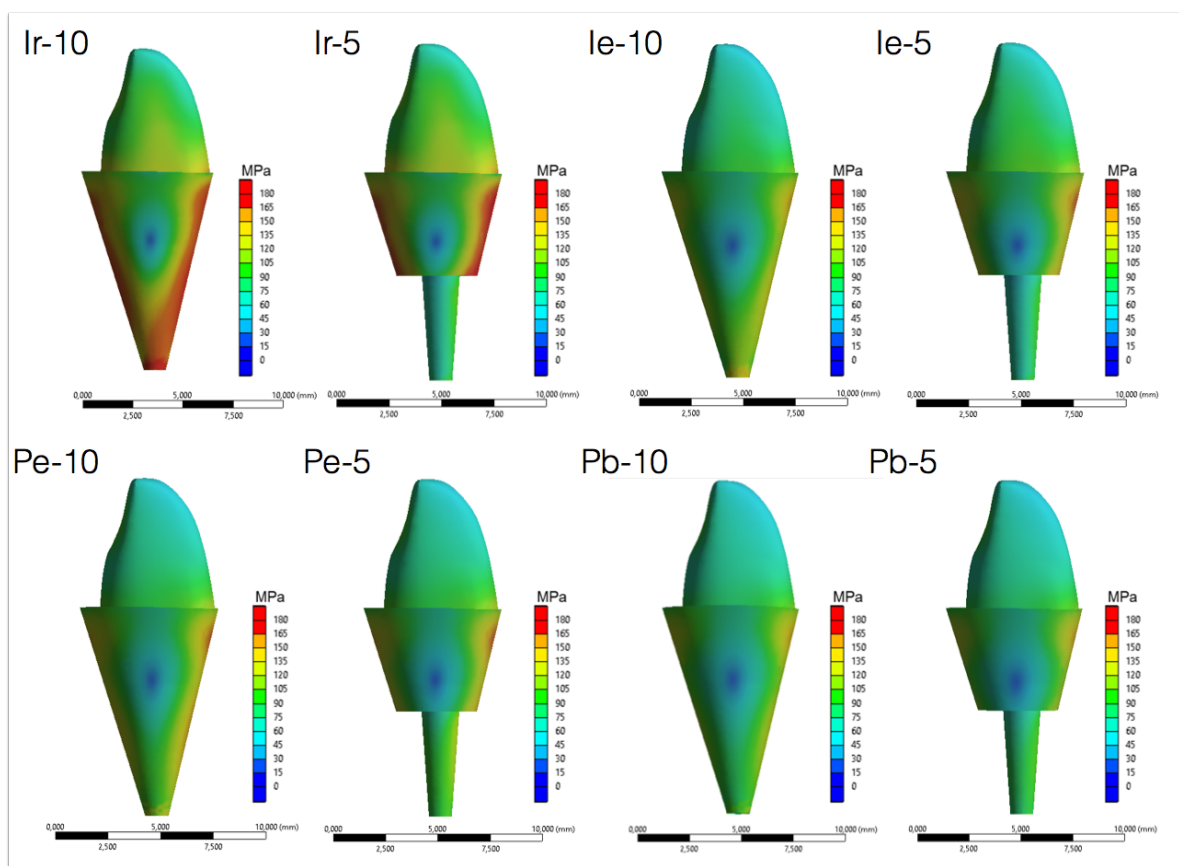


Figura 30 – Análise de elementos finitos utilizando o critério de von Mises, perspectiva 3D dos retentores radiculares.

6 DISCUSSÃO

A reabilitação protética de dentes submetidos ao tratamento endodôntico, em situações de fragilidade, requer o uso de retentores intrarradiculares e núcleos coronários para ampliar a retenção da coroa protética e favorecer a distribuição das tensões oclusais ao longo da estrutura dental remanescente (8, 10, 14, 21). No presente estudo, foi inicialmente hipotetizado que uso de materiais a base de metacrilato poderia ampliar a resistência e favorecer a distribuição de tensões de raízes fragilizadas. Os resultados do presente estudo demonstraram que o uso de resina de metacrilato reforçada com fibra de vidro curta promoveram resultados de resistência à fratura semelhantes ao método de reembasamento tradicional tanto quando utilizadas como material de reembasamento ou para a produção de pinos; além disto, foi constatado a distribuição de tensões mais homogênea e uniforme com resistência adesiva semelhante. A resina bulk fill não se mostrou uma boa alternativa para o preenchimento radicular pois apesar dos resultados de resistência adesiva serem semelhantes, a resistência à fratura foi sempre inferior a todos os outros grupos. Diante disso, a hipótese do presente estudo foi parcialmente aceita. Diferenças no tipo de material de reembasamento, nas propriedades biomecânicas dos materiais empregados e na distribuição das tensões entre as estruturas restauradas podem ser as explicações para os resultados observados.

Em situações extremas, canais radiculares podem se tornar fragilizados devido a severa perda de estrutura dentária, tornando-se mais suscetíveis à fratura durante o carregamento oclusal fisiológico (21, 71). A quantidade de estrutura dentinária residual afeta diretamente a resistência à fratura dos dentes tratados endodonticamente (8, 27, 71). Especialmente, a presença de no mínimo 2mm de remanescente coronário, conhecido como fêrula, melhora o desempenho biomecânico de dentes restaurados com pino e coroa protética (27, 29). No presente estudo, situações extremas foram simuladas e nenhuma estrutura coronária foi preservada. Os espécimens sofreram fragilizações no interior do conduto radicular nos comprimentos de 5 e 10 mm. Em virtude da severa fragilidade, a correta escolha do retentor intrarradicular é fator crucial no prognóstico imediato e possivelmente na longevidade desses dentes restaurados.

A reabilitação de dentes extensamente fragilizados com núcleos metálicos foi amplamente aceita por muito tempo em virtude da sua boa adaptação às paredes do canal radicular, resultando em uma fina camada de cimento (22, 23). Os núcleos metálicos, apesar de apresentarem altos valores de resistência à fratura, possuem alto módulo de elasticidade, o que resulta em concentração de tensões na região cervical e apical da raiz, mais pronunciada

do que nos pinos de fibra, resultando em tendência à fraturas radiculares irreparáveis (20, 22, 65). Em contrapartida, os pinos de fibra apresentam módulo de elasticidade semelhante à dentina, promovendo menor concentração de tensões ao longo do comprimento radicular quando comparado aos metálicos (8, 21, 22, 65). Outro fator que favorece a distribuição de tensões nos pinos de fibra está associado a possibilidade de adesão do pino à dentina radicular (66, 67). Diversos estudos contemporâneos (8, 13, 22, 26, 27, 33, 70-72) têm mostrado que o uso de pinos de fibra de vidro industrializados reembasado com resina composta pela técnica do pino anatômico, proposta por Boudrias, Sakkal e Petrova (35) objetivando a redução da camada de cimento resino e suas desvantagens, promovem resistência satisfatória com melhor distribuição de tensões na estrutura remanescente, resultando em fraturas que muitas vezes permitem o reparo e preservação do elemento dentário.

No presente estudo, a técnica original do pino anatômico foi simulada nos grupos Ir-10 e Ir-5. Foi observado para os grupos reembasados com resina composta os altos valores de resistência à fratura para dentes com fragilização nos terços cervical e médio da raiz (grupo Ir-10). No grupo com fragilidade apenas no terço cervical da raiz (grupo Ir-5) o desempenho do pino anatômico foi inferior a quase todos os sistemas avaliados, sendo comparável apenas às raízes restauradas com resina bulk fill, os quais apresentaram os piores resultados de resistência à fratura. A análise por elementos finitos (Figura 29 e 30) demonstrou que o reembasamento com resina composta convencional promove concentrações de tensões no interior do material de reembasamento e em sua interface com o remanescente dentinário radicular, corroborando com Kasuya (55). Quando esta concentração de tensões está acentuada pela redução do comprimento do pino (raízes fragilizadas nos 5mm cervicais) maiores concentrações de tensões foram observadas na face externa de dentina radicular, o que pode ter favorecido o maior número de fraturas radiculares nesse grupo (Ir-5) e seus baixos valores de resistência à fratura.

Ainda no estudo de Kasuya (55), ficou evidenciado o melhor comportamento biomecânico da resina de metacrilato reforçada por fibra de vidro curta e partículas de carga quando utilizada como material de reembasamento para pinos de fibra industrializados, simulando a técnica do pino anatômico com um material reforçado por fibras. A resina de metacrilato reforçada por fibras apresentou melhor distribuição de tensões, funcionando como uma região de amortecimento quando utilizada como material de reembasamento, provendo alta resistência à fratura e padrão de fratura favorável (55). No presente estudo, o compósito experimental utilizado seguiu as mesmas proporções descritas por Fonseca et al. (53). Quando

utilizado para reembasamento de um pino de fibra de vidro industrializado (Grupos Ie) alcançou o melhor resistência à fratura(101) tanto nas fragilizações de 10mm e de 5mm e apresentou distribuições de tensões mais uniforme ao longo de todo o conjunto, corroborando com os resultados já descritos por Kasuya (55).

O uso do compósito experimental como único material para confecção de pinos (grupos Pe) apresentou comportamento distinto dos demais grupos. Dentes com menor perda de estrutura tendem a ser mais resistentes após tratamentos restauradores feitos com materiais adesivos (32) e, portanto, seria plausível pensar que todos os grupos fragilizados em 10mm seriam menos resistentes que os grupos fragilizados em 5mm. Entretanto, este comportamento foi observado apenas para os grupos Pe onde a fragilização de 5mm (grupo Pe-5) obteve maiores valores de resistência do que a fragilização de 10mm, embora sem diferença estatística. As análises por elementos finitos demonstraram que a presença do pino industrializado no interior da massa de material reembasador confere maior rigidez ao conjunto, deformando-se menos e acumulando menos tensão em seu interior. Os grupos Pe, demonstram claramente maior deformação e tensão em seu interior; este fato aliado à alta resistência adesiva observada permitiu a formação de um corpo único que não ampliou a resistência em relação aos demais grupos mas obteve um resultado interessante para os grupos com fragilização de 5mm (Pe-5), posto que os valores de resistência foram maiores que qualquer outro grupo com este nível de fragilização. A produção de maneira indireta desses pinos confeccionados com o material experimental e o comportamento biomecânico mais homogêneo desse material parece ter ajudado a reverter esta tendência observada pelos demais grupos, melhorando os resultados. Deste modo, fica claro então a importância do comprimento do pino em situações de fragilização radicular e ausência de férula tais como as simuladas no presente estudo. Em situações convencionais, o estudo de Santos Filho et al. (8) demonstra que o comprimento dos pinos de fibra não tem relação com a resistência à fratura final obtida.

Nos grupos fragilizados no comprimento de 10mm, quando o compósito experimental foi utilizado para confeccionar os pinos personalizados (Pe-10), estes se mostraram menos resistentes do que os grupos onde os pinos de fibra industrializados foram reembasados com compósito experimental ou resina composta (grupos Ie e Ir). Possivelmente estes resultados se explicam pela maior rigidez dos grupos que continham um pino industrializado em seu interior, conferindo maior rigidez ao conjunto.

Apesar disso, Santos-Filho et al. (8) observou que a redução do comprimento dos pinos de fibra, independentemente da presença de férula, não sofreu influência da redução do

comprimento em raízes fragilizadas. No entanto, o comprimento foi deletério para os modelos com núcleos metálicos, nos quais pinos curtos mostraram áreas de maior concentração de tensões no interior do canal radicular enfraquecido (8). Os resultados do presente estudo corroboram parcialmente com Santos-Filho et al. (8); materiais resinosos com maior módulo de elasticidade, como a resina composta utilizada para reembasamento, sofreram queda na resistência com a redução do comprimento. Já materiais resinosos com menor módulo de elasticidade, como o compósito experimental e a resina *bulk fill*, pareceram não ser influenciadas pela redução do comprimento. Entretanto, foi observado no presente estudo que a redução do comprimento de fragilização (5 mm) está relacionada a uma sutil evidência de maiores concentrações de tensões nas superfícies externas de dentina radicular nos grupos com fragilidade de 5 mm (Figura 29).

Recentemente, um novo tipo de resina foi desenvolvido para o preenchimento único de cavidades (57, 58), as resinas bulk fill, as quais permitem o uso de incrementos de até 5 mm de espessura com baixa contração de polimerização (57, 59-61). Estudos (87-89) tem investigado o uso de resinas bulk fill para restauração de dentes tratados endodonticamente, e quando comparado o seu uso com resina composta convencional e/ou compósito reforçado por fibra, não foram encontradas diferenças significantes entre os materiais e técnicas restauradoras. No presente trabalho, o uso da resina bulk fill em massa nos grupos Pb apresentou os piores valores de resistência à fratura. Além disso, houve um predomínio de fratura com deslocamento do conjunto coroa/pino (Figura 17 e 18D), o que evidencia que não houve retenção do conjunto restaurador (pino/coróia protética) devido à ausência de um retentor intrarradicular e/ou de fibras de vidro. Uma vez que os grupos Pb apresentaram menores valores de microdureza no terço apical, pode-se considerar que na região mais profunda do conduto não houve uma efetiva polimerização do material. Entretanto, se considerarmos os valores de resistência adesiva adequada, sendo estes semelhante entre os demais grupos/terços radiculares e um padrão de distribuição de tensões uniforme, o que possivelmente explica seu baixo desempenho mecânico é que a resina bulk fill funcionou apenas como um material de preenchimento, sem garantir retenção e/ou reforço à estrutura radicular fragilizada. Em 2005, Petersen (77) observou que a inclusão de 35% de fibras de vidro no comprimento de 3 mm em resinas compostas convencionais aumenta resistência flexural em até 200 MPa acima dos grupos sem fibras. Rashidan et. al (102) verificaram que a inclusão de fibras em resinas compostas, especialmente nas regiões submetidas à forças de flexão, garantem maiores valores de resistência flexural, módulo de elasticidade e tenacidade. Sendo as fibras conhecidas por sua alta resistência à tração e, conseqüentemente, à flexão (45, 103, 104); a ausência de fibras

nos grupos Pb explicaria os menores valores de resistência e seu padrão de fratura, uma vez que não resistiram a flexão durante os testes de resistência à fratura levando a fratura do pino e seu posterior deslocamento do interior da raiz. Diante desses resultados, a resina bulk fill não se mostrou um material adequado para a reabilitação de dentes tratados endodonticamente extensamente fragilizados.

Quando um corpo ou uma estrutura é submetido a uma carga, as tensões decorrentes da aplicação da carga serão concentradas na estrutura com maior módulo de elasticidade, transferindo as tensões com maior intensidade as estruturas adjacentes (29, 30). O uso de materiais com propriedades mecânicas próximas as das estruturas dentais, promovem um padrão de distribuição de tensões mais uniforme (8, 13, 21, 26-28). Considerando que o módulo de elasticidade da dentina é de 18,6 Gpa (96), os materiais empregados no presente estudo apresentam módulo de elasticidade próximo ao da dentina. Entretanto, foi observado que o uso de fibra de vidro, através do compósito experimental ampliou a resistência do tratamento restaurador além de favorecer a distribuição de tensões. As fibras de vidro como método de reforço às resinas de metacrilato permitem a dissipação das tensões da matriz resinosa, além de evitar a propagação de trincas (46, 77, 86). Portanto o compósito experimental, mesmo com módulo de elasticidade inferior à resina composta de reembasamento, quando utilizado como material de reembasamento ou para produção de pinos parece ter permitido uma distribuição de tensões mais uniforme em todo o conjunto.

Os resultados encontrados no presente estudo só foram possíveis, pois houve adesão efetiva tanto entre os materiais utilizados à estrutura dentária, quanto entre os próprios materiais. Magne et al. (31) salienta a importância da adesão desses materiais à estrutura dentária para que ocorra uma efetiva transmissão de tensões entre os corpos e esses se comportem como um corpo único. Nos resultados de resistência adesiva foram observados similaridade entre todos os materiais avaliados. Estudos recentes reportam uma adesão efetiva das resinas bulk com a estrutura dentinária, sendo esta resistência adesiva similar a de resinas convencionais (105-107). Quanto ao padrão de fratura (Figura 26 e 27), fraturas complexas foram vistas em sua maioria, com a combinação de falhas em mais de uma estrutura, outro fator que evidencia a semelhança de comportamento entre os materiais e a boa adesão entre os mesmos.

Por fim, se considermos que a força máxima atingida durante a mastigação normal, sem parafunção, de um adulto é de aproximadamente 300 N (108, 109), podemos questionar que apesar das deficiências dos tratamentos restauradores avaliados no presente estudo, esses

poderiam ser utilizados com segurança (com exceção da resina *bulk fill*), uma vez que atingiram valores bastante superiores ao necessário para uma mordida habitual.

7. CONSIDERAÇÕES FINAIS

O compósito experimental demonstrou ser uma alternativa para a reabilitação de dentes com menor fragilidade ou quando utilizado como material de reembasamento. Além disso, apresentou excelente resistência adesiva à estrutura dentinária, sendo esta comparável à resina composta convencional e a resina *bulk fill*. A técnica do pino anatômico se mostrou eficaz para a reabilitação de dentes severamente destruídos, corroborando com a literatura, entretanto apresentou o pior padrão de distribuição de tensões entre os grupos avaliados. Já a resina *bulk fill* não pode ser utilizada como substituto à um retentor intrarradicular, uma vez que resultou em baixos valores de resistência à fratura e descolamento do conjunto coroa/pino.

Apesar de o compósito experimental ter apresentado bons resultados quando utilizado para reeembasar pinos de fibra de vidro industrializados, modificações em sua composição podem favorecer ainda mais o desempenho biomecânico desse material. Para estudos futuros quanto ao comprimento das fibras, tratamento superficial das fibras e monômeros resinosos utilizados poderiam possibilitar a criação de um material com melhor comportamento biomecânico.

8. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Naumann M, Blankenstein F, Kiessling S, Dietrich T. Risk factors for failure of glass fiber-reinforced composite post restorations: a prospective observational clinical study. *Eur J Oral Sci.* 2005;113(6):519-24.
2. Naumann M, Sterzenbac G, Alexandra F, Dietrich T. Randomized controlled clinical pilot trial of titanium vs. glass fiber prefabricated posts: preliminary results after up to 3 years. *Int J Prosthodont.* 2007;20(5):499-503.
3. Ferrari M, Cagidiaco MC, Grandini S, De Sanctis M, Goracci C. Post placement affects survival of endodontically treated premolars. *J Dent Res.* 2007;86(8):729-34.
4. Bitter K, Noetzel J, Stamm O, Vaudt J, Meyer-Lueckel H, Neumann K, et al. Randomized clinical trial comparing the effects of post placement on failure rate of postendodontic restorations: preliminary results of a mean period of 32 months. *J Endod.* 2009;35(11):1477-82.
5. 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 Int.* 2008;39(2):117-29.
6. Reeh ES, Messer HH, Douglas WH. Reduction in tooth stiffness as a result of endodontic and restorative procedures. *J Endod.* 1989;15(11):512-6.
7. Heydecke G, Butz F, Strub JR. Fracture strength and survival rate of endodontically treated maxillary incisors with approximal cavities after restoration with different post and core systems: an in-vitro study. *J Dent.* 2001;29(6):427-33.
8. Santos-Filho PC, Verissimo C, Raposo LH, Noritomi MecEng PY, Marcondes Martins LR. Influence of ferrule, post system, and length on stress distribution of weakened root-filled teeth. *J Endod.* 2014;40(11):1874-8.
9. Aksornmuang J, Nakajima M, Senawongse P, Tagami J. Effects of C-factor and resin volume on the bonding to root canal with and without fibre post insertion. *J Dent.* 2011;39(6):422-9.
10. Mattos CM, Las Casas EB, Dutra IG, Sousa HA, Guerra SM. Numerical analysis of the biomechanical behaviour of a weakened root after adhesive reconstruction and post-core rehabilitation. *J Dent.* 2012;40(5):423-32.
11. Ng CC, Dumbrigue HB, Al-Bayat MI, Griggs JA, Wakefield CW. Influence of remaining coronal tooth structure location on the fracture resistance of restored endodontically treated anterior teeth. *J Prosthet Dent.* 2006;95(4):290-6.
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. *J Endod.* 2012;38(4):432-5.

13. 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. *Int Endod J*. 2008;41(6):493-501.
14. 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.
15. Garhnayak L, Parkash H, Sehgal DK, Jain V, Garhnayak M. A Comparative Study of the Stress Distribution in Different Endodontic Post-Retained Teeth with and without Ferrule Design-A Finite Element Analysis. *ISRN Dent*. 2011;2011:102329.
16. Juloski J, Radovic I, Goracci C, Vulicevic ZR, Ferrari M. Ferrule effect: a literature review. *J Endod*. 2012;38(1):11-9.
17. Tang W, Wu Y, Smales RJ. Identifying and reducing risks for potential fractures in endodontically treated teeth. *J Endod*. 2010;36(4):609-17.
18. Bolhuis HPB, De Gee AJ, Feilzer AJ, Davidson CL. Fracture strength of different core build-up designs. *Am J Dent*. 2001;14(5):286-90.
19. Manning KE, Yu DC, Yu HC, Kwan EW. Factors to consider for predictable post and core build-ups of endodontically treated teeth. Part I: Basic theoretical concepts. *J Can Dent Assoc*. 1995;61(8):685-8, 90, 93-5.
20. Balkaya MC, Birdal IS. Effect of resin-based materials on fracture resistance of endodontically treated thin-walled teeth. *J Prosthet Dent*. 2013;109(5):296-303.
21. Coelho CS, Biffi JC, Silva GR, Abrahao A, Campos RE, Soares CJ. Finite element analysis of weakened roots restored with composite resin and posts. *Dent Mater J*. 2009;28(6):671-8.
22. Clavijo VG, Reis JM, Kabbach W, Silva AL, Oliveira Junior OB, Andrade MF. Fracture strength of flared bovine roots restored with different intraradicular posts. *J Appl Oral Sci*. 2009;17(6):574-8.
23. Yoldas O, Akova T, Uysal H. An experimental analysis of stresses in simulated flared root canals subjected to various post-core applications. *J Oral Rehabil*. 2005;32(6):427-32.
24. Tait CM, Ricketts DN, Higgins AJ. Weakened anterior roots--intraradicular rehabilitation. *Br Dent J*. 2005;198(10):609-17.
25. Lertchirakarn V, Palamara JE, Messer HH. Patterns of vertical root fracture: factors affecting stress distribution in the root canal. *J Endod*. 2003;29(8):523-8.
26. Roscoe MG, Noritomi PY, Novais VR, Soares CJ. Influence of alveolar bone loss, post type, and ferrule presence on the biomechanical behavior of endodontically treated maxillary canines: strain measurement and stress distribution. *J Prosthet Dent*. 2013;110(2):116-26.

27. 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. *J Prosthet Dent*. 2014;111(3):234-46.
28. 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(5):781-6.
29. Al-Omiri MK, Mahmoud AA, Rayyan MR, Abu-Hammad O. Fracture resistance of teeth restored with post-retained restorations: an overview. *J Endod*. 2010;36(9):1439-49.
30. Goracci C, Ferrari M. Current perspectives on post systems: a literature review. *Aust Dent J*. 2011;56 Suppl 1:77-83.
31. Magne P, Perakis N, Belser UC, Krejci I. Stress distribution of inlay-anchored adhesive fixed partial dentures: a finite element analysis of the influence of restorative materials and abutment preparation design. *J Prosthet Dent*. 2002;87(5):516-27.
32. Nakamura T, Ohyama T, Waki T, Kinuta S, Wakabayashi K, Mutobe Y, et al. Stress analysis of endodontically treated anterior teeth restored with different types of post material. *Dent Mater J*. 2006;25(1):145-50.
33. Alsamadani KH, Abdaziz el SM, Gad el S. Influence of different restorative techniques on the strength of endodontically treated weakened roots. *Int J Dent*. 2012;2012:343712.
34. Belli S, Eraslan O, Eskitascioglu G, Karbhari V. Monoblocks in root canals: a finite elemental stress analysis study. *Int Endod J*. 2011;44(9):817-26.
35. Boudrias P, Sakkal S, Petrova Y. Anatomical post design meets quartz fiber technology: rationale and case report. *Compend Contin Educ Dent*. 2001;22(4):337-40, 42, 44 passim; quiz 50.
36. Grandini S, Goracci C, Monticelli F, Borracchini A, Ferrari M. SEM evaluation of the cement layer thickness after luting two different posts. *The journal of adhesive dentistry*. 2005;7(3):235-40.
37. Garoushi SK, Lassila LV, Vallittu PK. Fiber-reinforced composite substructure: load-bearing capacity of an onlay restoration. *Acta Odontol Scand*. 2006;64(5):281-5.
38. Vishu S. Handbook of plastic testing technology. 2nd. ed. New York: John Wiley; 1998.
39. Garoushi S, Lassila LV, Tezvergil A, Vallittu PK. Load bearing capacity of fibre-reinforced and particulate filler composite resin combination. *J Dent*. 2006;34(3):179-84.
40. Garoushi S, Vallittu PK, Lassila LV. Fracture resistance of short, randomly oriented, glass fiber-reinforced composite premolar crowns. *Acta Biomater*. 2007;3(5):779-84.
41. Garoushi S, Vallittu PK, Lassila LV. Short glass fiber reinforced restorative composite resin with semi-inter penetrating polymer network matrix. *Dent Mater*. 2007;23(11):1356-62.

42. Garoushi S, Vallittu PK, Lassila LV. Depth of cure and surface microhardness of experimental short fiber-reinforced composite. *Acta Odontol Scand*. 2008;66(1):38-42.
43. Garoushi S, Vallittu PK, Lassila LV. Continuous and short fiber reinforced composite in root post-core system of severely damaged incisors. *Open Dent J*. 2009;3:36-41.
44. Garoushi S, Vallittu PK, Watts DC, Lassila LV. Polymerization shrinkage of experimental short glass fiber-reinforced composite with semi-inter penetrating polymer network matrix. *Dent Mater*. 2008;24(2):211-5.
45. Garoushi SK, Lassila LV, Vallittu PK. Short fiber reinforced composite: the effect of fiber length and volume fraction. *J Contemp Dent Pract*. 2006;7(5):10-7.
46. Cheng TH, Jones FR, Wang D. Effect of fiber conditioning on the interfacial shear strength of glassfiber composite. . *Compos Sci Technol [SI]*, v 48, p 89-96, 1993. 1993;48:89-96.
47. Bijelic J, Garoushi S, Vallittu PK, Lassila LV. Fracture load of tooth restored with fiber post and experimental short fiber composite. *Open Dent J*. 2011;5:58-65.
48. Bijelic J, Garoushi S, Vallittu PK, Lassila LV. Short fiber reinforced composite in restoring severely damaged incisors. *Acta Odontol Scand*. 2013;71(5):1221-31.
49. Bell AM, Lassila LV, Kangasniemi I, Vallittu PK. Bonding of fibre-reinforced composite post to root canal dentin. *J Dent*. 2005;33(7):533-9.
50. Asmussen E, Peutzfeldt A, Heitmann T. Stiffness, elastic limit, and strength of newer types of endodontic posts. *J Dent*. 1999;27(4):275-8.
51. Zicari F, Coutinho E, Scotti R, Van Meerbeek B, Naert I. Mechanical properties and micro-morphology of fiber posts. *Dent Mater*. 2013;29(4):e45-52.
52. Bitencourt EMC. Influência do tipo e composição de pinos de fibra de vidro confeccionados por diferentes técnicas na resistência e padrão de fratura de incisivos bovinos Universidade Federal de Goiás; 2011.
53. Fonseca RB, de Almeida LN, Mendes GA, Kasuya AV, Favarao IN, de Paula MS. Effect of short glass fiber/filler particle proportion on flexural and diametral tensile strength of a novel fiber-reinforced composite. *J Prosthodont Res*. 2016;60(1):47-53.
54. Favarão IN. Estudo das propriedades mecânicas de um novo compósito experimental reforçado com fibra de vidro utilizado para a confecção de pinos intrarradiculares: Universidade Federal de Goiás; 2013.
55. Kasuya AVB. Influência do material de reembasamento e do tipo de fibra na distribuicao de tensões e resistência à fratura em raízes bovinas: Universidade Federal de Goiás; 2013.
56. Almeida LN. Efeito do pré-aquecimento e da pós-polimerização nas propriedades mecânicas e grau de conversão de um compósito experimental reforçado com fibra de vidro: Universidade Federal de Goiás; 2016.

57. Zorzin J, Maier E, Harre S, Fey T, Belli R, Lohbauer U, et al. Bulk-fill resin composites: polymerization properties and extended light curing. *Dent Mater.* 2015;31(3):293-301.
58. Yap AU, Pandya M, Toh WS. Depth of cure of contemporary bulk-fill resin-based composites. *Dent Mater J.* 2016;35(3):503-10.
59. Van Landuyt KL, Nawrot T, Geebelen B, De Munck J, Snauwaert J, Yoshihara K, et al. How much do resin-based dental materials release? A meta-analytical approach. *Dent Mater.* 2011;27(8):723-47.
60. Furness A, Tadros MY, Looney SW, Rueggeberg FA. Effect of bulk/incremental fill on internal gap formation of bulk-fill composites. *J Dent.* 2014;42(4):439-49.
61. Benetti AR, Havndrup-Pedersen C, Honore D, Pedersen MK, Pallesen U. Bulk-fill resin composites: polymerization contraction, depth of cure, and gap formation. *Oper Dent.* 2015;40(2):190-200.
62. Schwartz RS, Robbins JW. Post placement and restoration of endodontically treated teeth: a literature review. *J Endod.* 2004;30(5):289-301.
63. Peroz I, Blankenstein F, Lange KP, Naumann M. Restoring endodontically treated teeth with posts and cores--a review. *Quintessence Int.* 2005;36(9):737-46.
64. Dietschi D, Duc O, Krejci I, Sadan A. Biomechanical considerations for the restoration of endodontically treated teeth: a systematic review of the literature--Part 1. Composition and micro- and macrostructure alterations. *Quintessence Int.* 2007;38(9):733-43.
65. Chuang SF, Yaman P, Herrero A, Dennison JB, Chang CH. Influence of post material and length on endodontically treated incisors: an in vitro and finite element study. *J Prosthet Dent.* 2010;104(6):379-88.
66. Ferrari M, Cagidiaco MC, Goracci C, Vichi A, Mason PN, Radovic I, et al. Long-term retrospective study of the clinical performance of fiber posts. *Am J Dent.* 2007;20(5):287-91.
67. Ferrari M, Vichi A, Garcia-Godoy F. Clinical evaluation of fiber-reinforced epoxy resin posts and cast post and cores. *Am J Dent.* 2000;13(Spec No):15B-8B.
68. Marchi GM, Paulillo LA, Pimenta LA, De Lima FA. Effect of different filling materials in combination with intraradicular posts on the resistance to fracture of weakened roots. *J Oral Rehabil.* 2003;30(6):623-9.
69. da Silveira Teixeira C, Santos Felipe MC, Silva-Sousa YT, de Sousa-Neto MD. Interfacial evaluation of experimentally weakened roots restored with adhesive materials and fibre posts: an SEM analysis. *J Dent.* 2008;36(9):672-82.
70. Zogheib LV, Pereira JR, do Valle AL, de Oliveira JA, Pegoraro LF. Fracture resistance of weakened roots restored with composite resin and glass fiber post. *Braz Dent J.* 2008;19(4):329-33.

71. Silva GR, Santos-Filho PC, Simamoto-Junior PC, Martins LR, Mota AS, Soares CJ. Effect of post type and restorative techniques on the strain and fracture resistance of flared incisor roots. *Braz Dent J*. 2011;22(3):230-7.
72. Zogheib LV, Saavedra Gde S, Cardoso PE, Valera MC, Araujo MA. Resistance to compression of weakened roots subjected to different root reconstruction protocols. *J Appl Oral Sci*. 2011;19(6):648-54.
73. Wandscher VF, Bergoli CD, Limberger IF, Ardenghi TM, Valandro LF. Preliminary results of the survival and fracture load of roots restored with intracanal posts: weakened vs nonweakened roots. *Oper Dent*. 2014;39(5):541-55.
74. Sharafeddin F, Alavi AA, Zare S. Fracture resistance of structurally compromised premolar roots restored with single and accessory glass or quartz fiber posts. *Dent Res J (Isfahan)*. 2014;11(2):264-71.
75. Maroulakos G, Nagy WW, Kontogiorgos ED. Fracture resistance of compromised endodontically treated teeth restored with bonded post and cores: An in vitro study. *J Prosthet Dent*. 2015;114(3):390-7.
76. Gomes EA, Gueleri DB, da Silva SR, Ribeiro RF, Silva-Sousa YT. Three-dimensional finite element analysis of endodontically treated teeth with weakened radicular walls restored with different protocols. *J Prosthet Dent*. 2015;114(3):383-9.
77. Petersen RC. Discontinuous fiber-reinforced composites above critical length. *J Dent Res*. 2005;84(4):365-70.
78. Garoushi S, Sailynoja E, Vallittu PK, Lassila L. Physical properties and depth of cure of a new short fiber reinforced composite. *Dent Mater*. 2013;29(8):835-41.
79. Lastumaki TM, Lassila LV, Vallittu PK. Flexural properties of the bulk fiber-reinforced composite DC-tell used in fixed partial dentures. *Int J Prosthodont*. 2001;14(1):22-6.
80. Vallittu PK. Effect of 180-week water storage on the flexural properties of E-glass and silica fiber acrylic resin composite. *Int J Prosthodont*. 2000;13(4):334-9.
81. Dyer SR, Lassila LV, Jokinen M, Vallittu PK. Effect of cross-sectional design on the modulus of elasticity and toughness of fiber-reinforced composite materials. *J Prosthet Dent*. 2005;94(3):219-26.
82. Tezvergil A, Lassila LV, Vallittu PK. The effect of fiber orientation on the polymerization shrinkage strain of fiber-reinforced composites. *Dent Mater*. 2006;22(7):610-6.
83. Vallittu PK. Flexural properties of acrylic resin polymers reinforced with unidirectional and woven glass fibers. *J Prosthet Dent*. 1999;81(3):318-26.
84. Vallittu PK. Curing of a silane coupling agent and its effect on the transverse strength of autopolymerizing polymethylmethacrylate-glass fibre composite. *J Oral Rehabil*. 1997;24(2):124-30.

85. Ellakwa AE, Shortall AC, Marquis PM. Influence of fiber type and wetting agent on the flexural properties of an indirect fiber reinforced composite. *J Prosthet Dent*. 2002;88(5):485-90.
86. Fonseca RB, de Paula MS, Favarao IN, Kasuya AV, de Almeida LN, Mendes GA, et al. Reinforcement of dental methacrylate with glass fiber after heated silane application. *Biomed Res Int*. 2014;2014:364398.
87. Atalay C, Yazici AR, Horuztepe A, Nagas E, Ertan A, Ozgunaltay G. Fracture Resistance of Endodontically Treated Teeth Restored With Bulk Fill, Bulk Fill Flowable, Fiber-reinforced, and Conventional Resin Composite. *Oper Dent*. 2016.
88. Yasa B, Arslan H, Yasa E, Akcay M, Hatirli H. Effect of novel restorative materials and retention slots on fracture resistance of endodontically-treated teeth. *Acta Odontol Scand*. 2016;74(2):96-102.
89. Toz T, Tuncer S, Bozkurt FO, Tuncer AK, Bag HG. The effect of bulk-fill flowable composites on the fracture resistance and cuspal deflection of endodontically treated premolars. *Journal of Adhesion Science and Technology*. 2015;29(15):1581-92.
90. 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. *J Endod*. 2011;37(3):398-402.
91. Shen C, Oh WS, Williams JR. Effect of post-silanization drying on the bond strength of composite to ceramic. *J Prosthet Dent*. 2004;91(5):453-8.
92. Soares CJ, Pizi EC, Fonseca RB, Martins LR. Influence of root embedment material and periodontal ligament simulation on fracture resistance tests. *Braz Oral Res*. 2005;19(1):11-6.
93. Soares PV, Santos-Filho PC, Soares CJ, Faria VL, Naves MF, Michael JA, et al. Non-carious cervical lesions: influence of morphology and load type on biomechanical behaviour of maxillary incisors. *Aust Dent J*. 2013;58(3):306-14.
94. Stafford CM, Harrison C, Beers KL, Karim A, Amis EJ, VanLandingham MR, et al. A buckling-based metrology for measuring the elastic moduli of polymeric thin films. *Nat Mater*. 2004;3(8):545-50.
95. Farah JW, Clark AE, Ainpour PR. Elastomeric impression materials. *Oper Dent*. 1981;6(1):15-9.
96. Ko CC, Chu CS, Chung KH, Lee MC. Effects of posts on dentin stress distribution in pulpless teeth. *J Prosthet Dent*. 1992;68(3):421-7.
97. Joshi S, Mukherjee A, Kheur M, Mehta A. Mechanical performance of endodontically treated teeth. *Finite Elements in Analysis and Design*. 2001;37:587-601.
98. Versluis A, Tantbirojn D, Pintado MR, DeLong R, Douglas WH. Residual shrinkage stress distributions in molars after composite restoration. *Dent Mater*. 2004;20(6):554-64.

99. Lanza A, Aversa R, Rengo S, Apicella D, Apicella A. 3D FEA of cemented steel, glass and carbon posts in a maxillary incisor. *Dent Mater.* 2005;21(8):709-15.
100. Miura J, Maeda Y, Nakai H, Zako M. Multiscale analysis of stress distribution in teeth under applied forces. *Dent Mater.* 2009;25(1):67-73.
101. Acosta D, Affolder T, Akimoto H, Albrow MG, Amaral P, Ambrose D, et al. Upsilon production and polarization in p p macro collisions at square root of s = 1.8 TeV. *Phys Rev Lett.* 2002;88(16):161802.
102. Rashidan N, Esmaeili V, Alikhasi M, Yasini S. Model system for measuring the effects of position and curvature of fiber reinforcement within a dental composite. *J Prosthodont.* 2010;19(4):274-8.
103. Lassila LV, Vallittu PK. The effect of fiber position and polymerization condition on the flexural properties of fiber-reinforced composite. *J Contemp Dent Pract.* 2004;5(2):14-26.
104. DeBoer J, Vermilyea SG, Brady RE. The effect of carbon fiber orientation on the fatigue resistance and bending properties of two denture resins. *J Prosthet Dent.* 1984;51(1):119-21.
105. Costa T, Rezende M, Sakamoto A, Bittencourt B, Dalzochio P, Loguercio AD, et al. Influence of Adhesive Type and Placement Technique on Postoperative Sensitivity in Posterior Composite Restorations. *Oper Dent.* 2016.
106. Omran TA, Garoushi S, Abdulmajeed AA, Lassila LV, Vallittu PK. Influence of increment thickness on dentin bond strength and light transmission of composite base materials. *Clin Oral Investig.* 2016.
107. de Assis FS, Lima SN, Tonetto MR, Bhandi SH, Pinto SC, Malaquias P, et al. Evaluation of Bond Strength, Marginal Integrity, and Fracture Strength of Bulk- vs Incrementally-filled Restorations. *The journal of adhesive dentistry.* 2016;18(4):317-23.
108. Palinkas M, Nassar MS, Cecilio FA, Siessere S, Semprini M, Machado-de-Sousa JP, et al. Age and gender influence on maximal bite force and masticatory muscles thickness. *Arch Oral Biol.* 2010;55(10):797-802.
109. Takaki P, Vieira M, Bommarito S. Maximum bite force analysis in different age groups. *Int Arch Otorhinolaryngol.* 2014;18(3):272-6.

ANEXO A – RELATÓRIO ESTATÍSTICO RESISTÊNCIA À FRATURA

Univariate Analysis of Variance

Between-Subjects Factors

	Value Label	N
Tipo de pino	1,00 Pino Industrializado reembasado com compósito (Ie)	20
	2,00 Pino Industrializado reembasado com resina composta (Ir)	20
	3,00 Pino personalizado de resina bulk fill (Pb)	20
	4,00 Pino personalizado de compósito (Pe)	20
Comprimento	5,00 5mm	40
	10,00 10mm	40

Descriptive Statistics

Dependent Variable: Resistencia flexural

Tipo de pino	Comprimento	Mean	Std. Deviation	N
Pino Industrializado reembasado com compósito (Ie)	5mm	498,2460	98,31165	10
	10mm	748,4890	119,62805	10
	Total	623,3675	166,84254	20
Pino Industrializado reembasado com resina composta (Ir)	5mm	339,2640	45,85874	10
	10mm	681,0190	150,41732	10
	Total	510,1415	206,03244	20
Pino personalizado de resina bulk fill (Pb)	5mm	297,8630	60,84293	10
	10mm	335,0640	58,35747	10
	Total	316,4635	61,08091	20
Pino personalizado de compósito (Pe)	5mm	605,2140	131,59556	10
	10mm	529,7050	107,93791	10
	Total	567,4595	123,37788	20
Total	5mm	435,1468	152,29309	40
	10mm	573,5692	194,63600	40
Total	Total	504,3580	187,08943	80

Tests of Between-Subjects Effects

Dependent Variable: Resistencia flexural

Source	Type III Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.	Noncent. Parameter	Observed Power
Corrected Model	2002174,861	7	286024,980	26,990	,000	188,929	1,000
Intercept	20350159,373	1	20350159,373	1920,282	,000	1920,282	1,000
tipodepino	1069657,048	3	356552,349	33,645	,000	100,935	1,000
comprimento	383215,770	1	383215,770	36,161	,000	36,161	1,000
tipodepino * comprimento	549302,043	3	183100,681	17,278	,000	51,833	1,000
Error	763018,987	72	10597,486				
Total	23115353,221	80					
Corrected Total	2765193,848	79					

Oneway

Descriptives

Resistencia flexural

	N	Mean	Std. Deviation	Std. Error	95% Confidence Interval for Mean		Minimum	Maximum
					Lower Bound	Upper Bound		
Pino Industrializado reembasado com compósito (Ie)	20	623,3675	166,84254	37,30713	545,2828	701,4522	353,00	918,00
Pino Industrializado reembasado com resina composta (Ir)	20	510,1415	206,03244	46,07025	413,7154	606,5676	259,82	982,74

Pino personalizado de resina bulk fill (Pb)	20	316,4635	61,08091	13,65811	287,8768	345,0502	235,33	442,09
Pino personalizado de compósito (Pe)	20	567,4595	123,37788	27,58813	509,7169	625,2021	412,26	797,15
Total	80	504,3580	187,08943	20,91723	462,7233	545,9927	235,33	982,74

ANOVA

Resistencia flexural

	Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
Between Groups	1069657,048	3	356552,349	15,982	,000
Within Groups	1695536,800	76	22309,695		
Total	2765193,848	79			

Post Hoc Tests

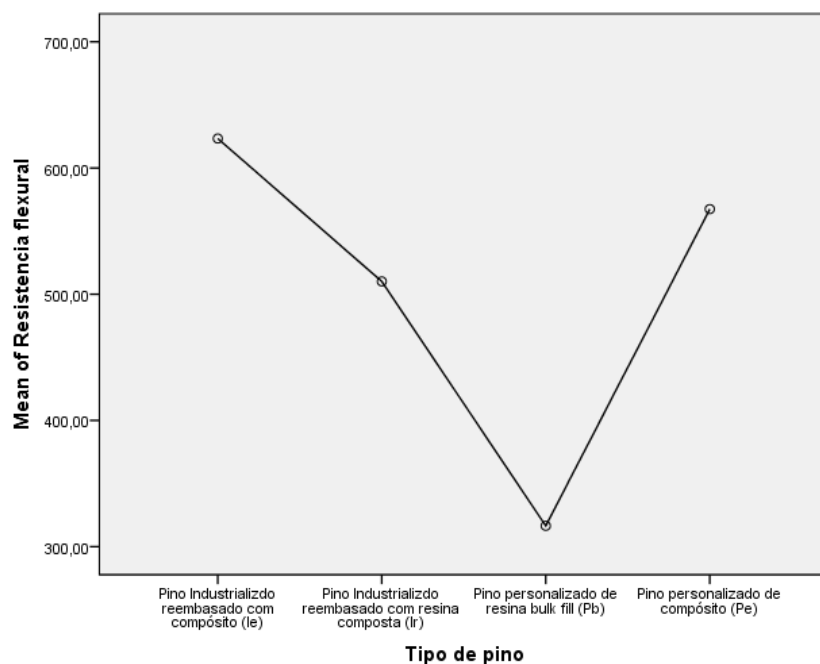
Homogeneous Subsets

Resistencia flexural

Tukey HSD

Tipo de pino	N	Subset for alpha = 0.05	
		1	2
Pino personalizado de resina bulk fill (Pb)	20	316,4635	
Pino Industrializado reembasado com resina composta (Ir)	20		510,1415
Pino personalizado de compósito (Pe)	20		567,4595
Pino Industrializado reembasado com compósito (Ie)	20		623,3675
Sig.		1,000	,086

Means Plots



T-TEST GROUPS=comprimento(10 5)
 /MISSING=ANALYSIS
 /VARIABLES=resflex
 /CRITERIA=CI(.95).

T-Test

Notes

Output Created	07-DEC-2016 08:30:12	
Comments		
Input	Active Dataset	Conjunto_de_dados0
	Filter	<none>
	Weight	<none>
	Split File	<none>
	N of Rows in Working Data File	80
Missing Value Handling	Definition of Missing	User defined missing values are treated as missing.
	Cases Used	Statistics for each analysis are based on the cases with no missing or out-of-range data for any variable in the analysis.
		T-TEST
Syntax		GROUPS=comprimento(10 5)
		/MISSING=ANALYSIS
		/VARIABLES=resflex
		/CRITERIA=CI(.95).
Resources	Processor Time	00:00:00,02
	Elapsed Time	00:00:00,02

Group Statistics

	Comprimento	N	Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean
Resistencia flexural	10mm	40	573,5693	194,63600	30,77465
	5mm	40	435,1468	152,29309	24,07965

Independent Samples Test

		Levene's Test for Equality of Variances		t-test for Equality of Means						
		F	Sig.	t	df	Sig. (2-tailed)	Mean Difference	Std. Error Difference	95% Confidence Interval of the Difference	
									Lower	Upper
Resistencia flexural	Equal variances assumed	3,133	,081	3,542	78	,001	138,42250	39,07568	60,62879	216,21621
	Equal variances not assumed			3,542	73,735	,001	138,42250	39,07568	60,55784	216,28716

Case Processing Summary

		Cases					
		Valid		Missing		Total	
	grupo	N	Percent	N	Percent	N	Percent
Resistencia Flexural	1 - Pino Industrializado reembasado com compósito 10mm (Ie-10)	10	100,0%	0	0,0%	10	100,0%
	2 - Pino Industrializado reembasado com resina composta 10mm (Ir-10)	10	100,0%	0	0,0%	10	100,0%
	3 - Pino personalizado de resina bulk fill 10mm (Pb-10)	10	100,0%	0	0,0%	10	100,0%
	4 - Pino personalizado de compósito 10mm (Pe-10)	10	100,0%	0	0,0%	10	100,0%
	5 - Pino Industrializado reembasado com compósito 5mm (Ie-5)	10	100,0%	0	0,0%	10	100,0%

6 - Pino Industrializado reembasado com resina composta 5mm (Ir-5)	10	100,0%	0	0,0%	10	100,0%
7 - Pino personalizado de resina bulk fill 5mm (Pb-5)	10	100,0%	0	0,0%	10	100,0%
8 - Pino personalizado de compósito 5mm (Pe-5)	10	100,0%	0	0,0%	10	100,0%

Tests of Normality

	grupo	Kolmogorov-Smirnov			Shapiro-Wilk		
		Statistic	df	Sig.	Statistic	df	Sig.
Resistencia Flexural	1 - Pino Industrializado reembasado com compósito 10mm (Ie-10)	,219	10	,193	,872	10	,107
	2 - Pino Industrializado reembasado com resina composta 10mm (Ir-10)	,145	10	,200	,960	10	,792
	3 - Pino personalizado de resina bulk fill 10mm (Pb-10)	,138	10	,200	,934	10	,484
	4 - Pino personalizado de compósito 10mm (Pe-10)	,175	10	,200	,880	10	,130
	5 - Pino Industrializado reembasado com compósito 5mm (Ie-5)	,189	10	,200	,946	10	,624
	6 - Pino Industrializado reembasado com resina composta 5mm (Ir-5)	,240	10	,105	,902	10	,228
	7 - Pino personalizado de resina bulk fill 5mm (Pb-5)	,231	10	,140	,844	10	,050
	8 - Pino personalizado de compósito 5mm (Pe-5)	,156	10	,200	,951	10	,682

Oneway

Descriptives

	N	Mean	Std. Deviation	Std. Error	95% Confidence Interval for Mean		Minimum	Maximum
					Lower Bound	Upper Bound		
1 - Pino Industrializado reembasado com compósito 10mm (Ie-10)	10	748,4890	119,62805	37,82971	662,9123	834,0657	596,56	918,00
2 - Pino Industrializado reembasado com resina composta 10mm (Ir-10)	10	681,0190	150,41732	47,56613	573,4169	788,6211	471,21	982,74
3 - Pino personalizado de resina bulk fill 10mm (Pb-10)	10	335,0640	58,35747	18,45425	293,3176	376,8104	255,62	415,01
4 - Pino personalizado de compósito 10mm (Pe-10)	10	529,7050	107,93791	34,13297	452,4909	606,9191	417,42	722,43
5 - Pino Industrializado reembasado com compósito 5mm (Ie-5)	10	498,2460	98,31165	31,08888	427,9181	568,5739	353,00	706,17
6 - Pino Industrializado reembasado com resina composta 5mm (Ir-5)	10	339,2640	45,85874	14,50181	306,4586	372,0694	259,82	392,10

7 - Pino personalizado de resina bulk fill 5mm (Pb-5)	10	297,8630	60,84293	19,24022	254,3386	341,3874	235,33	442,09
8 - Pino personalizado de compósito 5mm (Pe-5)	10	605,2140	131,59556	41,61417	511,0762	699,3518	412,26	797,15
Total	80	504,3580	187,08943	20,91723	462,7233	545,9927	235,33	982,74

ANOVA

	Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
Between Groups	2002174,861	7	286024,980	26,990	,000
Within Groups	763018,987	72	10597,486		
Total	2765193,848	79			

Post Hoc Tests

Homogeneous Subsets

Tukey HSD

grupo	N	Subset for alpha = 0.05		
		1	2	3
7 - Pino personalizado de resina bulk fill 5mm (Pb-5)	10	297,8630		
3 - Pino personalizado de resina bulk fill 10mm (Pb-10)	10	335,0640		
6 - Pino Industrializado reembasado com resina composta 5mm (Ir-5)	10	339,2640		
5 - Pino Industrializado reembasado com compósito 5mm (Ie-5)	10		498,2460	
4 - Pino personalizado de compósito 10mm (Pe-10)	10		529,7050	
8 - Pino personalizado de compósito 5mm (Pe-5)	10		605,2140	605,2140
2 - Pino Industrializado reembasado com resina composta 10mm (Ir-10)	10			681,0190
1 - Pino Industrializado reembasado com compósito 10mm (Ie-10)	10			748,4890
Sig.		,985	,296	,051

ANEXO B – RELATÓRIO ESTATÍSTICO RESISTÊNCIA ADESIVA

1. ANÁLISE FATORIAL

Tests of Between-Subjects Effects

Dependent Variable: Resistencia Adesiva

Source	Type III Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
Corrected Model	4233,538	11	384,867	2,623	,004
Intercept	341083,964	1	341083,964	2324,297	,000
Tercos3	1395,438	2	697,719	4,755	,009
Grupush3	2330,527	3	776,842	5,294	,002
Tercos3 * Grupush3	507,573	6	84,595	,576	,749
Error	33458,349	228	146,747		
Total	378775,852	240			
Corrected Total	37691,887	239			

2. COMPARAÇÃO DOS TERÇOS EM CADA GRUPO

2.1. RESISTÊNCIA ADESIVA

2.1.1. Grupo - Ie

Case Processing Summary

	Terços	Cases					
		Valid		Missing		Total	
		N	Percent	N	Percent	N	Percent
Resistencia Adesiva	cervical	20	100,0%	0	0,0%	20	100,0%
	medio	20	100,0%	0	0,0%	20	100,0%
	apical	20	100,0%	0	0,0%	20	100,0%

Tests of Normality

	Terços	Kolmogorov-Smirnov			Shapiro-Wilk		
		Statistic	df	Sig.	Statistic	df	Sig.
Resistencia Adesiva	cervical	,140	20	,200	,928	20	,141
	medio	,157	20	,200	,959	20	,527
	apical	,176	20	,103	,918	20	,092

Oneway Descriptives

	N	Mean	Std. Deviation	Std. Error	95% Confidence Interval for Mean		Minimum	Maximum
					Lower Bound	Upper Bound		
cervical	20	36,3600	9,84038	2,20038	31,7546	40,9654	22,70	52,30
medio	20	34,4215	9,42962	2,10853	30,0083	38,8347	15,98	57,13
apical	20	31,2315	9,80381	2,19220	26,6432	35,8198	15,66	58,52
Total	60	34,0043	9,76302	1,26040	31,4823	36,5264	15,66	58,52

ANOVA

	Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
Between Groups	268,236	2	134,118	1,427	,248
Within Groups	5355,446	57	93,955		
Total	5623,681	59			

Post Hoc Tests

Multiple Comparisons

Tukey HSD

(I) Terços	(J) Terços	Mean Difference (I-J)	Std. Error	Sig.	95% Confidence Interval	
					Lower Bound	Upper Bound
cervical	medio	1,93850	3,06521	,803	-5,4377	9,3147
	apical	5,12850	3,06521	,224	-2,2477	12,5047

medio	cervical	-1,93850	3,06521	,803	-9,3147	5,4377
	apical	3,19000	3,06521	,555	-4,1862	10,5662
apical	cervical	-5,12850	3,06521	,224	-12,5047	2,2477
	medio	-3,19000	3,06521	,555	-10,5662	4,1862

Homogeneous Subsets

Tukey HSD

Terços	N	Subset for alpha =
		0.05
		1
apical	20	31,2315
medio	20	34,4215
cervical	20	36,3600
Sig.		,224

2.1.2. Grupo - Ir

Case Processing Summary

	Terços	Cases					
		Valid		Missing		Total	
		N	Percent	N	Percent	N	Percent
Resistencia Adesiva	cervical	20	100,0%	0	0,0%	20	100,0%
	medio	20	100,0%	0	0,0%	20	100,0%
	apical	20	100,0%	0	0,0%	20	100,0%

Tests of Normality

	Terços	Kolmogorov-Smirnov			Shapiro-Wilk		
		Statistic	df	Sig.	Statistic	df	Sig.
Resistencia Adesiva	cervical	,083	20	,200	,973	20	,815
	medio	,110	20	,200	,952	20	,399
	apical	,170	20	,134	,935	20	,196

Oneway Descriptives

One-way Descriptives								
	N	Mean	Std. Deviation	Std. Error	95% Confidence Interval for Mean		Minimum	Maximum
					Lower Bound	Upper Bound		
cervical	20	38,8765	13,23736	2,95996	32,6812	45,0718	12,92	60,92
medio	20	35,5425	11,45481	2,56137	30,1815	40,9035	19,68	59,46
apical	20	33,1200	14,03355	3,13800	26,5521	39,6879	7,69	55,49
Total	60	35,8463	12,95257	1,67217	32,5003	39,1923	7,69	60,92

ANOVA

	Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
Between Groups	334,142	2	167,071	,996	,376
Within Groups	9564,235	57	167,794		
Total	9898,378	59			

Post Hoc Tests

Multiple Comparisons

Tukey HSD

(I) Terços	(J) Terços	Mean Difference (I-J)	Std. Error	Sig.	95% Confidence Interval	
					Lower Bound	Upper Bound
cervical	medio	3,33400	4,09626	,696	-6,5233	13,1913
	apical	5,75650	4,09626	,345	-4,1008	15,6138
medio	cervical	-3,33400	4,09626	,696	-13,1913	6,5233
	apical	2,42250	4,09626	,825	-7,4348	12,2798
apical	cervical	-5,75650	4,09626	,345	-15,6138	4,1008
	medio	-2,42250	4,09626	,825	-12,2798	7,4348

Homogeneous Subsets

Tukey HSD

Terços	N	Subset for alpha = 0.05
		1
apical	20	33,1200
medio	20	35,5425
cervical	20	38,8765
Sig.		,345

2.1.3. Grupo - Pb

Case Processing Summary

		Cases					
		Valid		Missing		Total	
		N	Percent	N	Percent	N	Percent
Resistencia Adesiva	cervical	20	100,0%	0	0,0%	20	100,0%
	medio	20	100,0%	0	0,0%	20	100,0%
	apical	20	100,0%	0	0,0%	20	100,0%

Tests of Normality

		Kolmogorov-Smirnov			Shapiro-Wilk		
		Statistic	df	Sig.	Statistic	df	Sig.
Resistencia Adesiva	cervical	,135	20	,200	,935	20	,191
	medio	,244	20	,003	,828	20	,002
	apical	,235	20	,005	,889	20	,026

*Nonparametric Tests: Independent Samples.

NPTESTS

/INDEPENDENT TEST (Pres_ade2) GROUP (Tercos3)

/MISSING SCOPE=ANALYSIS USERMISSING=EXCLUDE

/CRITERIA ALPHA=0.05 CILEVEL=95.

Nonparametric Tests

Hypothesis Test Summary

	Null Hypothesis	Test	Sig.	Decision
1	The distribution of Resistencia Adesiva is the same across categories of Terços.	Independent-Samples Kruskal-Wallis Test	,904	Retain the null hypothesis.

Asymptotic significances are displayed. The significance level is ,05.

2.1.4. Grupo - Pe

Case Processing Summary

		Cases					
		Valid		Missing		Total	
		N	Percent	N	Percent	N	Percent
Resistencia Adesiva	cervical	20	100,0%	0	0,0%	20	100,0%
	medio	20	100,0%	0	0,0%	20	100,0%
	apical	20	100,0%	0	0,0%	20	100,0%

Tests of Normality

		Kolmogorov-Smirnov			Shapiro-Wilk		
		Statistic	df	Sig.	Statistic	df	Sig.
Resistencia Adesiva	cervical	,090	20	,200	,972	20	,797
	medio	,189	20	,060	,936	20	,205
	apical	,142	20	,200	,909	20	,061

Oneway Descriptives

	N	Mean	Std. Deviation	Std. Error	95% Confidence Interval for Mean		Minimum	Maximum
					Lower Bound	Upper Bound		
cervical	20	45,7710	16,01802	3,58174	38,2743	53,2677	17,59	73,28
medio	20	45,2045	16,61118	3,71437	37,4302	52,9788	17,94	88,01
apical	20	35,7990	8,58120	1,91881	31,7829	39,8151	22,46	46,55
Total	60	42,2582	14,71284	1,89942	38,4574	46,0589	17,59	88,01

ANOVA

	Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
Between Groups	1254,834	2	627,417	3,105	,052
Within Groups	11516,756	57	202,048		
Total	12771,590	59			

Post Hoc Tests

Multiple Comparisons

Tukey HSD

(I) Terços	(J) Terços	Mean Difference (I-J)	Std. Error	Sig.	95% Confidence Interval	
					Lower Bound	Upper Bound
cervical	medio	,56650	4,49498	,991	-10,2503	11,3833
	apical	9,97200	4,49498	,077	-,8448	20,7888
medio	cervical	-,56650	4,49498	,991	-11,3833	10,2503
	apical	9,40550	4,49498	,100	-1,4113	20,2223
apical	cervical	-9,97200	4,49498	,077	-20,7888	,8448
	medio	-9,40550	4,49498	,100	-20,2223	1,4113

Homogeneous Subsets

Tukey HSD

Terços	N	Subset for alpha = 0.05
		1
apical	20	35,7990
medio	20	45,2045
cervical	20	45,7710
Sig.		,077

3. COMPARAÇÃO DOS GRUPOS DENTRO DE CADA TERÇO ISOLADAMENTE

3.1.RESISTÊNCIA ADESIVA

Case Processing Summary

	Grupos Push Out	Cases					
		Valid		Missing		Total	
		N	Percent	N	Percent	N	Percent
Resistência Terço Cervical	1 - Pino Industrializado reembasado com compósito (Ie)	20	100,0%	0	0,0%	20	100,0%
	2 - Pino Industrializado reembasado com resina composta (Ir)	20	100,0%	0	0,0%	20	100,0%
	3 - Pino personalizado de resina bulk fill (Pb)	20	100,0%	0	0,0%	20	100,0%
	4 - Pino personalizado de compósito (Pe)	20	100,0%	0	0,0%	20	100,0%
Resistência Terço Médio	1 - Pino Industrializado reembasado com compósito (Ie)	20	100,0%	0	0,0%	20	100,0%

Resistência Terço Apical	2 - Pino Industrializado reembasado com resina composta (Ir)	20	100,0%	0	0,0%	20	100,0%
	3 - Pino personalizado de resina bulk fill (Pb)	20	100,0%	0	0,0%	20	100,0%
	4 - Pino personalizado de compósito (Pe)	20	100,0%	0	0,0%	20	100,0%
	1 - Pino Industrializado reembasado com compósito (Ie)	20	100,0%	0	0,0%	20	100,0%
	2 - Pino Industrializado reembasado com resina composta (Ir)	20	100,0%	0	0,0%	20	100,0%
	3 - Pino personalizado de resina bulk fill (Pb)	20	100,0%	0	0,0%	20	100,0%
	4 - Pino personalizado de compósito (Pe)	20	100,0%	0	0,0%	20	100,0%

Tests of Normality

	Grupos Push Out	Kolmogorov-Smirnov			Shapiro-Wilk		
		Statistic	df	Sig.	Statistic	df	Sig.
Resistência Terço Cervical	1 - Pino Industrializado reembasado com compósito (Ie)	,140	20	,200	,928	20	,141
	2 - Pino Industrializado reembasado com resina composta (Ir)	,083	20	,200	,973	20	,815
	3 - Pino personalizado de resina bulk fill (Pb)	,135	20	,200	,935	20	,191
	4 - Pino personalizado de compósito (Pe)	,090	20	,200	,972	20	,797
Resistência Terço Médio	1 - Pino Industrializado reembasado com compósito (Ie)	,157	20	,200	,959	20	,527
	2 - Pino Industrializado reembasado com resina composta (Ir)	,110	20	,200	,952	20	,399
	3 - Pino personalizado de resina bulk fill (Pb)	,244	20	,003	,828	20	,002
	4 - Pino personalizado de compósito (Pe)	,189	20	,060	,936	20	,205
Resistência Terço Apical	1 - Pino Industrializado reembasado com compósito (Ie)	,176	20	,103	,918	20	,092
	2 - Pino Industrializado reembasado com resina composta (Ir)	,170	20	,134	,935	20	,196
	3 - Pino personalizado de resina bulk fill (Pb)	,235	20	,005	,889	20	,026
	4 - Pino personalizado de compósito (Pe)	,142	20	,200	,909	20	,061

Descriptives

	N	Mean	Std. Deviation	Std. Error	95% Confidence Interval for Mean		Minimum	Maximum
					Lower Bound	Upper Bound		
Resistência Terço Cervical 1 - Pino Industrializado reembasado com compósito (Ie)	20	36,3600	9,84038	2,20038	31,7546	40,9654	22,70	52,30

Resistência Médio	Terço	2 - Pino Industrializado reembasado com resina composta (Ir)	20	38,8765	13,23736	2,95996	32,6812	45,0718	12,92	60,92
		3 - Pino personalizado de resina bulk fill (Pb)	20	39,7155	8,51437	1,90387	35,7307	43,7003	29,01	57,29
		4 - Pino personalizado de compósito (Pe)	20	45,7710	16,01802	3,58174	38,2743	53,2677	17,59	73,28
		1 - Pino Industrializado reembasado com compósito (Ie)	20	34,4215	9,42962	2,10853	30,0083	38,8347	15,98	57,13
		2 - Pino Industrializado reembasado com resina composta (Ir)	20	35,5425	11,45481	2,56137	30,1815	40,9035	19,68	59,46
		3 - Pino personalizado de resina bulk fill (Pb)	20	38,7615	10,49535	2,34683	33,8495	43,6735	12,08	53,04
		4 - Pino personalizado de compósito (Pe)	20	45,2045	16,61118	3,71437	37,4302	52,9788	17,94	88,01
		1 - Pino Industrializado reembasado com compósito (Ie)	20	31,2315	9,80381	2,19220	26,6432	35,8198	15,66	58,52
		2 - Pino Industrializado reembasado com resina composta (Ir)	20	33,1200	14,03355	3,13800	26,5521	39,6879	7,69	55,49
		3 - Pino personalizado de resina bulk fill (Pb)	20	37,5795	13,67214	3,05718	31,1807	43,9783	7,16	58,11
		4 - Pino personalizado de compósito (Pe)	20	35,7990	8,58120	1,91881	31,7829	39,8151	22,46	46,55
		Total	80	34,4325	11,79657	1,31890	31,8073	37,0577	7,16	58,52

3.1.1. Terço cervical

ANOVA

Resistência adesiva

	Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
Between Groups	955,331	3	318,444	2,119	,105
Within Groups	11421,508	76	150,283		
Total	12376,839	79			

3.1.2. Terço médio e apical

Hypothesis Test Summary

	Null Hypothesis	Test	Sig.	Decision
1	The distribution of Resistência Terço Médio is the same across categories of Grupos Push Out.	Independent-Samples Kruskal-Wallis Test	,079	Retain the null hypothesis.
2	The distribution of Resistência Terço Apical is the same across categories of Grupos Push Out.	Independent-Samples Kruskal-Wallis Test	,186	Retain the null hypothesis.

Asymptotic significances are displayed. The significance level is ,05.

ANEXO C – RELATÓRIO ESTATÍSTICO MICRODUREZA KNOOP

1. ANÁLISE FATORIAL

Tests of Between-Subjects Effects

Dependent Variable: Microdureza Knoop

Source	Type III Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
Corrected Model	29414,510	11	2674,046	41,318	,000
Intercept	850880,698	1	850880,698	13147,262	,000
Tercos2	1981,421	2	990,710	15,308	,000
GRmicrod2	24212,987	3	8070,996	124,708	,000
Tercos2 * GRmicrod2	3220,102	6	536,684	8,292	,000
Error	18639,138	288	64,719		
Total	898934,347	300			
Corrected Total	48053,648	299			

2. COMPARAÇÃO DOS TERÇOS EM CADA GRUPO

2.1. MICRODUREZA

2.1.1. Grupo – Ie

Case Processing Summary

	Terços	Cases					
		Valid		Missing		Total	
		N	Percent	N	Percent	N	Percent
Microdureza Knoop	cervical	25	100,0%	0	0,0%	25	100,0%
	medio	25	100,0%	0	0,0%	25	100,0%
	apical	25	100,0%	0	0,0%	25	100,0%

Tests of Normality

	Terços	Kolmogorov-Smirnov			Shapiro-Wilk		
		Statistic	df	Sig.	Statistic	df	Sig.
Microdureza Knoop	cervical	,166	25	,074	,936	25	,122
	medio	,117	25	,200	,986	25	,972
	apical	,107	25	,200	,969	25	,620

ANOVA

	Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
Between Groups	156,443	2	78,221	1,286	,283
Within Groups	4379,531	72	60,827		
Total	4535,974	74			

Post Hoc Tests

Multiple Comparisons

Tukey HSD

(I) Terços	(J) Terços	Mean Difference (I-J)	Std. Error	Sig.	95% Confidence Interval	
					Lower Bound	Upper Bound
cervical	medio	2,94760	2,20593	,380	-2,3315	8,2267
	apical	3,16800	2,20593	,328	-2,1111	8,4471
medio	cervical	-2,94760	2,20593	,380	-8,2267	2,3315
	apical	,22040	2,20593	,995	-5,0587	5,4995
apical	cervical	-3,16800	2,20593	,328	-8,4471	2,1111
	medio	-,22040	2,20593	,995	-5,4995	5,0587

Homogeneous Subsets

Tukey HSD

Terços	N	Subset for alpha = 0.05
		1
apical	25	45,5196
medio	25	45,7400
cervical	25	48,6876
Sig.		,328

2.1.2. Grupo – Ir

Case Processing Summary

	Terços	Cases					
		Valid		Missing		Total	
		N	Percent	N	Percent	N	Percent
Microdureza Knoop	cervical	25	100,0%	0	0,0%	25	100,0%
	medio	25	100,0%	0	0,0%	25	100,0%
	apical	25	100,0%	0	0,0%	25	100,0%

Tests of Normality

	Terços	Kolmogorov-Smirnov			Shapiro-Wilk		
		Statistic	df	Sig.	Statistic	df	Sig.
Microdureza Knoop	cervical	,111	25	,200	,967	25	,563
	medio	,126	25	,200	,982	25	,915
	apical	,085	25	,200	,982	25	,927

ANOVA

	Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
Between Groups	377,128	2	188,564	4,848	,011
Within Groups	2800,679	72	38,898		
Total	3177,807	74			

Post Hoc Tests

Multiple Comparisons

Tukey HSD

(I) Terços	(J) Terços	Mean Difference (I-J)	Std. Error	Sig.	95% Confidence Interval	
					Lower Bound	Upper Bound
cervical	medio	-5,20400	1,76405	,012	-9,4256	-,9824
	apical	-1,08000	1,76405	,814	-5,3016	3,1416
medio	cervical	5,20400	1,76405	,012	,9824	9,4256
	apical	4,12400	1,76405	,057	-,0976	8,3456
apical	cervical	1,08000	1,76405	,814	-3,1416	5,3016
	medio	-4,12400	1,76405	,057	-8,3456	-,0976

Homogeneous Subsets

Tukey HSD

Terços	N	Subset for alpha = 0.05	
		1	2
cervical	25	51,1880	
apical	25	52,2680	52,2680
medio	25		56,3920
Sig.		,814	,057

2.1.3. Grupo – Pb

Case Processing Summary

	Terços	Cases					
		Valid		Missing		Total	
		N	Percent	N	Percent	N	Percent
Microdureza Knoop	cervical	25	100,0%	0	0,0%	25	100,0%
	medio	25	100,0%	0	0,0%	25	100,0%
	apical	25	100,0%	0	0,0%	25	100,0%

Tests of Normality

	Terços	Kolmogorov-Smirnov			Shapiro-Wilk		
		Statistic	df	Sig.	Statistic	df	Sig.
Microdureza Knoop	cervical	,123	25	,200	,972	25	,689
	medio	,257	25	,000	,762	25	,000
	apical	,160	25	,099	,910	25	,030

*Nonparametric Tests: Independent Samples.

NPTESTS

/INDEPENDENT TEST (Microd2) GROUP (Tercos2)

/MISSING SCOPE=ANALYSIS USERMISSING=EXCLUDE

/CRITERIA ALPHA=0.05 CILEVEL=95.

Nonparametric Tests

Hypothesis Test Summary

	Null Hypothesis	Test	Sig.	Decision
1	The distribution of Microdureza Knoop is the same across categories of Terços.	Independent-Samples Kruskal-Wallis Test	,000	Reject the null hypothesis.

Asymptotic significances are displayed. The significance level is ,05.

Pairwise Comparisons of Terços



Each node shows the sample average rank of Terços.

Sample1-Sample2	Test Statistic	Std. Error	Std. Test Statistic	Sig.	Adj.Sig.
apical-medio	21,560	6,156	3,503	,000	,001
apical-cervical	30,400	6,156	4,939	,000	,000
medio-cervical	8,840	6,156	1,436	,151	,453

1.1.3. Grupo – Pe

Case Processing Summary

	Terços	Cases					
		Valid		Missing		Total	
		N	Percent	N	Percent	N	Percent
Microdureza Knoop	cervical	25	100,0%	0	0,0%	25	100,0%
	medio	25	100,0%	0	0,0%	25	100,0%
	apical	25	100,0%	0	0,0%	25	100,0%

Tests of Normality

	Terços	Kolmogorov-Smirnov			Shapiro-Wilk		
		Statistic	df	Sig.	Statistic	df	Sig.
Microdureza Knoop	cervical	,134	25	,200	,956	25	,341
	medio	,200	25	,011	,927	25	,074
	apical	,107	25	,200	,961	25	,441

ANOVA

	Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
Between Groups	195,513	2	97,756	2,206	,118
Within Groups	3191,110	72	44,321		
Total	3386,622	74			

Post Hoc Tests

Multiple Comparisons

Dependent Variable: Microdureza Knoop

Tukey HSD

(I) Terços	(J) Terços	Mean Difference (I-J)	Std. Error	Sig.	95% Confidence Interval	
					Lower Bound	Upper Bound
cervical	medio	2,99240	1,88300	,257	-1,5138	7,4986
	apical	3,73560	1,88300	,124	-,7706	8,2418
medio	cervical	-2,99240	1,88300	,257	-7,4986	1,5138
	apical	,74320	1,88300	,918	-3,7630	5,2494
apical	cervical	-3,73560	1,88300	,124	-8,2418	,7706
	medio	-,74320	1,88300	,918	-5,2494	3,7630

Homogeneous Subsets

Microdureza Knoop

Tukey HSD

Terços	N	Subset for alpha = 0.05
		1
apical	25	43,7072
medio	25	44,4504
cervical	25	47,4428
Sig.		,124

3. COMPARAÇÃO DOS GRUPOS DENTRO DE CADA TERÇO ISOLADAMENTE

3.1.MICRODUREZA

Case Processing Summary

	Grupos Microdureza	Cases					
		Valid		Missing		Total	
		N	Percent	N	Percent	N	Percent
Cervical	1 - Pino Industrializado reembasado com compósito (Ie)	25	100,0%	0	0,0%	25	100,0%

Médio	2 - Pino Industrializado reembasado com resina composta (Ir)	25	100,0%	0	0,0%	25	100,0%
	3 - Pino personalizado de resina bulk fill (Pb)	25	100,0%	0	0,0%	25	100,0%
	4 - Pino personalizado de compósito (Pe)	25	100,0%	0	0,0%	25	100,0%
	1 - Pino Industrializado reembasado com compósito (Ie)	25	100,0%	0	0,0%	25	100,0%
	2 - Pino Industrializado reembasado com resina composta (Ir)	25	100,0%	0	0,0%	25	100,0%
	3 - Pino personalizado de resina bulk fill (Pb)	25	100,0%	0	0,0%	25	100,0%
	4 - Pino personalizado de compósito (Pe)	25	100,0%	0	0,0%	25	100,0%
	1 - Pino Industrializado reembasado com compósito (Ie)	25	100,0%	0	0,0%	25	100,0%
	2 - Pino Industrializado reembasado com resina composta (Ir)	25	100,0%	0	0,0%	25	100,0%
	3 - Pino personalizado de resina bulk fill (Pb)	25	100,0%	0	0,0%	25	100,0%
	4 - Pino personalizado de compósito (Pe)	25	100,0%	0	0,0%	25	100,0%
	1 - Pino Industrializado reembasado com compósito (Ie)	25	100,0%	0	0,0%	25	100,0%
Apical	2 - Pino Industrializado reembasado com resina composta (Ir)	25	100,0%	0	0,0%	25	100,0%
	3 - Pino personalizado de resina bulk fill (Pb)	25	100,0%	0	0,0%	25	100,0%
	4 - Pino personalizado de compósito (Pe)	25	100,0%	0	0,0%	25	100,0%

Tests of Normality

Grupos Microdureza		Kolmogorov-Smirnov			Shapiro-Wilk		
		Statistic	df	Sig.	Statistic	df	Sig.
Cervical	1 - Pino Industrializado reembasado com compósito (Ie)	,166	25	,074	,936	25	,122
	2 - Pino Industrializado reembasado com resina composta (Ir)	,111	25	,200	,967	25	,563
	3 - Pino personalizado de resina bulk fill (Pb)	,123	25	,200	,972	25	,689
	4 - Pino personalizado de compósito (Pe)	,134	25	,200	,956	25	,341
Médio	1 - Pino Industrializado reembasado com compósito (Ie)	,117	25	,200	,986	25	,972
	2 - Pino Industrializado reembasado com resina composta (Ir)	,126	25	,200	,982	25	,915
	3 - Pino personalizado de resina bulk fill (Pb)	,257	25	,000	,762	25	,000
	4 - Pino personalizado de compósito (Pe)	,200	25	,011	,927	25	,074
Apical	1 - Pino Industrializado reembasado com compósito (Ie)	,107	25	,200	,969	25	,620
	2 - Pino Industrializado reembasado com resina composta (Ir)	,085	25	,200	,982	25	,927
	3 - Pino personalizado de resina bulk fill (Pb)	,160	25	,099	,910	25	,030
	4 - Pino personalizado de compósito (Pe)	,107	25	,200	,961	25	,441

Descriptives

	N	Mean	Std. Deviation	Std. Error	95% Confidence Interval for Mean		Minimum	Maximum
					Lower Bound	Upper Bound		

Cervical	1 - Pino Industrializado reembasado com compósito (Ie)	25	48,6876	6,22244	1,24449	46,1191	51,2561	38,70	59,90
	2 - Pino Industrializado reembasado com resina composta (Ir)	25	51,1880	7,04795	1,40959	48,2787	54,0973	38,70	64,40
	3 - Pino personalizado de resina bulk fill (Pb)	25	75,8840	9,22590	1,84518	72,0757	79,6923	53,80	96,00
	4 - Pino personalizado de compósito (Pe)	25	47,4428	6,41911	1,28382	44,7931	50,0925	33,30	58,90
	Total	100	55,8006	13,77298	1,37730	53,0677	58,5335	33,30	96,00
Médio	1 - Pino Industrializado reembasado com compósito (Ie)	25	45,7400	7,83082	1,56616	42,5076	48,9724	28,30	61,80
	2 - Pino Industrializado reembasado com resina composta (Ir)	25	56,3920	5,55007	1,11001	54,1010	58,6830	44,50	69,30
	3 - Pino personalizado de resina bulk fill (Pb)	25	70,3480	7,24512	1,44902	67,3574	73,3386	46,70	78,40
	4 - Pino personalizado de compósito (Pe)	25	44,4504	6,80337	1,36067	41,6421	47,2587	33,30	54,60
	Total	100	54,2326	12,46663	1,24666	51,7589	56,7063	28,30	78,40
Apical	1 - Pino Industrializado reembasado com compósito (Ie)	25	45,5196	9,07965	1,81593	41,7717	49,2675	29,20	63,40
	2 - Pino Industrializado reembasado com resina composta (Ir)	25	52,2680	6,01815	1,20363	49,7838	54,7522	37,00	64,40
	3 - Pino personalizado de resina bulk fill (Pb)	25	57,4520	14,38344	2,87669	51,5148	63,3892	24,20	76,00
	4 - Pino personalizado de compósito (Pe)	25	43,7072	6,74330	1,34866	40,9237	46,4907	32,40	55,20
	Total	100	49,7367	10,96649	1,09665	47,5607	51,9127	24,20	76,00

ANOVA

		Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
Cervical	Between Groups	13626,666	3	4542,222	84,619	,000
	Within Groups	5153,151	96	53,679		
	Total	18779,816	99			
Médio	Between Groups	10804,620	3	3601,540	75,463	,000
	Within Groups	4581,661	96	47,726		
	Total	15386,281	99			
Apical	Between Groups	3001,803	3	1000,601	10,788	,000
	Within Groups	8904,327	96	92,753		
	Total	11906,130	99			

Post Hoc Tests

Multiple Comparisons

Tukey HSD

Dependent Variable	(I) Microdureza	Grupos(J) Microdureza	Grupos	Mean Difference (I-J)	Std. Error	Sig.	95% Confidence Interval	
							Lower Bound	Upper Bound
Cervical	1 - Pino Industrializado reembasado com compósito (Ie)	2 - Pino Industrializado reembasado com resina composta (Ir)		-2,50040	2,07227	,624	-7,9186	2,9178
		3 - Pino personalizado de resina bulk fill (Pb)		-27,19640	2,07227	,000	-32,6146	-21,7782
		4 - Pino personalizado de compósito (Pe)		1,24480	2,07227	,932	-4,1734	6,6630

Médio	1 - Pino Industrializado reembasado com compósito (Ie)	2,50040	2,07227	,624	-2,9178	7,9186
	2 - Pino Industrializado reembasado com resina composta (Ir)	-24,69600	2,07227	,000	-30,1142	-19,2778
	4 - Pino personalizado de compósito (Pe)	3,74520	2,07227	,276	-1,6730	9,1634
	1 - Pino Industrializado reembasado com compósito (Ie)	27,19640	2,07227	,000	21,7782	32,6146
	3 - Pino personalizado de resina bulk fill (Pb)	24,69600	2,07227	,000	19,2778	30,1142
	4 - Pino personalizado de compósito (Pe)	28,44120	2,07227	,000	23,0230	33,8594
	1 - Pino Industrializado reembasado com compósito (Ie)	-1,24480	2,07227	,932	-6,6630	4,1734
	4 - Pino personalizado de compósito (Pe)	-3,74520	2,07227	,276	-9,1634	1,6730
	3 - Pino personalizado de resina bulk fill (Pb)	-28,44120	2,07227	,000	-33,8594	-23,0230
	2 - Pino Industrializado reembasado com resina composta (Ir)	-10,65200	1,95398	,000	-15,7609	-5,5431
	1 - Pino Industrializado reembasado com compósito (Ie)	-24,60800	1,95398	,000	-29,7169	-19,4991
	4 - Pino personalizado de compósito (Pe)	1,28960	1,95398	,912	-3,8193	6,3985
	1 - Pino Industrializado reembasado com compósito (Ie)	10,65200	1,95398	,000	5,5431	15,7609
	2 - Pino Industrializado reembasado com resina composta (Ir)	-13,95600	1,95398	,000	-19,0649	-8,8471
	4 - Pino personalizado de compósito (Pe)	11,94160	1,95398	,000	6,8327	17,0505
	1 - Pino Industrializado reembasado com compósito (Ie)	24,60800	1,95398	,000	19,4991	29,7169
	3 - Pino personalizado de resina bulk fill (Pb)	13,95600	1,95398	,000	8,8471	19,0649
	4 - Pino personalizado de compósito (Pe)	25,89760	1,95398	,000	20,7887	31,0065
	1 - Pino Industrializado reembasado com compósito (Ie)	-1,28960	1,95398	,912	-6,3985	3,8193
	4 - Pino personalizado de compósito (Pe)	-11,94160	1,95398	,000	-17,0505	-6,8327
	3 - Pino personalizado de resina bulk fill (Pb)	-25,89760	1,95398	,000	-31,0065	-20,7887
	2 - Pino Industrializado reembasado com resina composta (Ir)	-6,74840	2,72402	,070	-13,8706	,3738
	1 - Pino Industrializado reembasado com compósito (Ie)	-11,93240	2,72402	,000	-19,0546	-4,8102
	4 - Pino personalizado de compósito (Pe)	1,81240	2,72402	,910	-5,3098	8,9346
Apical	2 - Pino Industrializado reembasado com resina composta (Ir)	6,74840	2,72402	,070	-,3738	13,8706
	1 - Pino Industrializado reembasado com compósito (Ie)					

3 - Pino personalizado de resina bulk fill (Pb)	-5,18400	2,72402	,234	-12,3062	1,9382
4 - Pino personalizado de compósito (Pe)	8,56080	2,72402	,012	1,4386	15,6830
1 - Pino Industrializado reembasado com compósito (Ie)	11,93240	2,72402	,000	4,8102	19,0546
3 - Pino personalizado2 - Pino Industrializado de resina bulk fill (Pb) reembasado com resina composta (Ir)	5,18400	2,72402	,234	-1,9382	12,3062
4 - Pino personalizado de compósito (Pe)	13,74480	2,72402	,000	6,6226	20,8670
1 - Pino Industrializado reembasado com compósito (Ie)	-1,81240	2,72402	,910	-8,9346	5,3098
4 - Pino personalizado2 - Pino Industrializado de compósito (Pe) reembasado com resina composta (Ir)	-8,56080	2,72402	,012	-15,6830	-1,4386
3 - Pino personalizado de resina bulk fill (Pb)	-13,74480	2,72402	,000	-20,8670	-6,6226

Homogeneous Subsets**Cervical**

Tukey HSD

Grupos Microdureza	N	Subset for alpha = 0.05	
		1	2
4 - Pino personalizado de compósito (Pe)	25	47,4428	
1 - Pino Industrializado reembasado com compósito (Ie)	25	48,6876	
2 - Pino Industrializado reembasado com resina composta (Ir)	25	51,1880	
3 - Pino personalizado de resina bulk fill (Pb)	25		75,8840
Sig.		,276	1,000

Médio

Tukey HSD

Grupos Microdureza	N	Subset for alpha = 0.05		
		1	2	3
4 - Pino personalizado de compósito (Pe)	25	44,4504		
1 - Pino Industrializado reembasado com compósito (Ie)	25	45,7400		
2 - Pino Industrializado reembasado com resina composta (Ir)	25		56,3920	
3 - Pino personalizado de resina bulk fill (Pb)	25			70,3480
Sig.		,912	1,000	1,000

Apical

Tukey HSD

Grupos Microdureza	N	Subset for alpha = 0.05		
		1	2	3
4 - Pino personalizado de compósito (Pe)	25	43,7072		
1 - Pino Industrializado reembasado com compósito (Ie)	25	45,5196	45,5196	

2 - Pino Industrializado reembasado com resina composta (Ir)	25		52,2680	52,2680
3 - Pino personalizado de resina bulk fill (Pb)	25			57,4520
Sig.		,910	,070	,234