



Mestrado Integrado em Medicina Dentária
Faculdade de Medicina da Universidade de Coimbra

**Avaliação comparativa de dois cimentos endodônticos na força
de adesão às paredes do canal radicular: estudo *in vitro***

Inês Marques Duarte

Orientador: Professor Doutor Manuel Marques Ferreira

Coorientadores: Professora Doutora Eunice Carrilho e Professor
Doutor Nuno Chichorro Ferreira

Mestrado Integrado em Medicina Dentária
Faculdade de Medicina da Universidade de Coimbra
Coimbra, 2018

**Avaliação comparativa de dois cimentos endodônticos na
força de adesão às paredes do canal radicular: estudo *in vitro***

Duarte IM¹⁾, Ferreira MM²⁾, Carrilho EV³⁾, Ferreira ND⁴⁾

1) Aluna do 5º ano do Mestrado Integrado em Medicina Dentária na Faculdade de Medicina da Universidade de Coimbra

2) Professor Auxiliar com Agregação da FMUC

3) Professora Catedrática da FMUC

4) Professor Auxiliar da FMUC

Endereço:

Área da Medicina Dentária da Faculdade de Medicina da Universidade de Coimbra

Avenida Bissaya Barreto, Bloco de Celas

3000-075 Coimbra

Telefone: +351 239484183 Fax: +351 239402910

Endereço de e-mail: ines.mimd@gmail.com

SUMÁRIO

- 1. RESUMO**
- 2. ABSTRACT**
- 3. ÍNDICE DE TABELAS**
- 4. ÍNDICE DE FIGURAS**
- 4. ÍNDICE**
- 5. DESENVOLVIMENTO**
- 6. BIBLIOGRAFIA**
- 8. AGRADECIMENTOS**
- 9. ANEXOS**

1. RESUMO

A terapêutica endodôntica tem como objetivo o desbridamento mecânico e químico completo de todo o espaço pulpar, bem como a obturação e selagem do mesmo, com um material inerte. Este estudo *in vitro* teve como objetivo avaliar a força de adesão às paredes do canal radicular, de dois cimentos endodônticos, *AH-Plus®* e *GuttaFlow Bioseal®*. Para a sua realização foram recolhidos 30 dentes humanos monorradiculares. Após seccionar as coroas dos dentes, estes foram instrumentados mecanicamente com limas *ProTaper® Universal* ao comprimento de trabalho. Seguidamente, os dentes foram divididos em dois grupos. No grupo experimental 1, os dentes foram obturados com *AH-Plus®*, através da técnica de cone único, e no grupo experimental 2, os dentes foram obturados com *GuttaFlow Bioseal®*, também através da técnica de cone único. A avaliação das forças de adesão foi feita através do teste *push-out* realizado numa máquina universal. O valor da força no momento do deslocamento foi obtido (em Newton) para cada amostra, o que tomando em conta as respetivas áreas de adesão do cimento permitiu o cálculo da força de adesão (em Megapascal). Os resultados demonstram que existem diferenças estatisticamente significativas entre o *AH-Plus®* e o *GuttaFlow Bioseal®* na zona apical da raiz do dente ($p=0,002$) e que o *AH-Plus®* proporcionou valores de adesão mais elevados do que o *GuttaFlow Bioseal®* nas três zonas da raiz do dente.

Palavras-chave: material de obturação, teste *push-out*, força de ligação, *AH-Plus®*, *GuttaFlow Bioseal®*

2. ABSTRACT

The aim of endodontic therapy is the complete mechanical and chemical debridement of the entire pulp space, as well as its filling and sealing, with an inert material. This *in vitro* study aimed to assess the adhesion strength to the root canal walls of two endodontic cements: AH-Plus® and GuttaFlow Bioseal®. To conduct this study, 30 human monoradicular teeth were collected. After the teeth crowns were sectioned, the teeth were mechanically adjusted to the working length with ProTaper® Universal files. The teeth were then divided into two groups: in experimental group 1, the teeth were obturated with AH-Plus®, using the single cone technique, and in experimental group 2, the teeth were filled with GuttaFlow Bioseal®, using also the single cone technique. The push-out test was used to assess the adhesion forces and it was performed in a universal machine. The force value at the moment of displacement was obtained (in Newton) for each sample, which, taking into account the respective adhesion areas of the cement, allowed the calculation of the adhesion strength (in Megapascal). The results demonstrate that there are statistically significant differences between AH-Plus® and GuttaFlow Bioseal® in the apical root zone ($p = 0.002$) and that AH-Plus® provided higher adhesion values than GuttaFlow Bioseal® in the three sections of the tooth root.

Keywords: obturation material, push-out test, bond strength, AH-Plus®, GuttaFlow Bioseal®

3. ÍNDICE DE TABELAS

Tabela I.	Cimentos endodônticos.	14
Tabela II.	Diâmetros MD e VP/VL dos dentes, em milímetros.	28
Tabela III.	Estatística descritiva (n=72).	29
Tabela IV.	Estatística descritiva do cimento <i>AH-Plus</i> ® (n=36).	30
Tabela V.	Estatística descritiva do cimento <i>GuttaFlow Bioseal</i> ® (n=36).	31
Tabela VI.	Médias e desvios padrão por grupo e resultados da ANOVA para testar o efeito dos cimentos endodônticos.	32
Tabela VII.	Médias e desvios padrão por grupo e por zona e resultados da comparação dos cimentos endodônticos.	33

4. ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1.	Fotografia do canal radicular (ampliação 40x).	16
Figura 2.	Fotografia do canal radicular com medição do raio em píxeis (ampliação 40x).	16
Figura 3.	Representação esquemática do teste <i>push-out</i> . Adaptação de Teixeira <i>et al.</i> (2009).	17
Figura 4.	<i>Box plot</i> representativo dos valores de adesão, em MPa, nos dois grupos experimentais de acordo com as três zonas (cervical, média, apical).	20

5. ÍNDICE

SUMÁRIO	iv
1. RESUMO	v
2. ABSTRACT	vi
3. ÍNDICE DE TABELAS	vii
4. ÍNDICE DE FIGURAS	viii
6. DESENVOLVIMENTO	10
6.1 Introdução	10
6.2 Materiais e métodos	13
6.2.1 Seleção dos dentes	13
6.2.2 Cimentos endodônticos	13
6.2.3 Preparação das amostras	14
6.2.3.1 Grupo experimental 1	15
6.2.3.2 Grupo experimental 2	15
6.2.4 Teste <i>push-out</i>	16
6.2.4.1 Preparação das amostras para o teste <i>push-out</i>	16
6.2.4.2 Descrição do teste <i>push-out</i>	17
6.2.5 Análise Estatística	18
6.3 Resultados	19
6.4 Discussão	21
6.5 Conclusões	23
7. BIBLIOGRAFIA	24
8. AGRADECIMENTOS	27
9. ANEXOS	28

6. DESENVOLVIMENTO

6.1 Introdução

Nos dias de hoje, a terapêutica endodôntica tem um papel muito importante a preservação dos dentes pois evita a necessidade de extração e previne infecções locais e complicações sistêmicas. A conservação dos dentes, para além do bem-estar físico proporcionado, possui grande importância a nível estético e psicossocial.

A invasão bacteriana do canal radicular devido à cárie dentária ou fratura é a principal causa da periodontite apical⁽¹⁾. Para eliminar as bactérias e o restabelecimento dos tecidos contaminados, a preparação biomecânica com instrumentos manuais ou rotativos, em combinação com o hipoclorito de sódio é considerada uma técnica eficaz para limpar e dar forma ao canal radicular⁽¹⁾. Além de destruir as bactérias, o hipoclorito de sódio dissolve o tecido pulpar bem como o lubrifica, porém sem eficácia na remoção da *smear layer*⁽¹⁾.

A terapêutica endodôntica tem como objetivo o desbridamento mecânico e químico completo de todo o espaço pulpar, bem como a obturação e selagem dos mesmos, com um material inerte⁽²⁻⁴⁾. A presença de um canal não tratado pode ser a causa de insucesso endodôntico e, por este motivo, é extremamente importante que os clínicos localizem e tratem todo o sistema de canais⁽³⁾.

O sucesso da terapêutica endodôntica depende da limpeza, da modelagem e da obturação 3D do canal radicular^(5,6).

A preparação biomecânica do sistema canalar é reconhecida como sendo uma das etapas mais importantes no tratamento endodôntico porque inclui a remoção de tecidos vitais e necróticos dos canais, juntamente com a dentina radicular infetada⁽⁷⁾. Assim, a preparação do canal é a fase essencial pois elimina a infecção, com a ajuda de soluções de irrigação e medicação intracanal usada entre sessões⁽⁷⁾.

Após a preparação, o sistema do canal radicular deve ser obturado com um material inerte, capaz de prevenir a infecção/reinfecção, que promova a reparação/regeneração dos tecidos apicais, que previna a progressão de bactérias da cavidade oral para os tecidos periapicais, aprisione bactérias que resistiram à fase de instrumentação/irrigação/medicação intracanal e dificulte a entrada de exsudatos perirradiculares e fluidos da cavidade oral^(6,7).

Para a selagem dos canais, vários materiais endodônticos têm sido preconizados como materiais de núcleo, cimentos endodônticos e a combinação de ambos.

Os materiais de obturação canalar devem obedecer a propriedades físicas, biológicas e de manuseamento específicas.

Idealmente, os cimentos endodônticos devem ser biocompatíveis e bem tolerados pelos tecidos circundantes, serem radiopacos, não sofrer contração de polimerização, não pigmentar a estrutura dentária, ser bacteriostático, ter uma consistência homogênea, promover a adesão às paredes dentinárias, ter uma reação de presa lenta, ser insolúvel nos fluidos orais e ser solúvel em solventes comuns, de modo a permitir retratamento^(8,9). Estes materiais devem estabelecer a ligação entre o material de núcleo e as paredes de dentina canal, lubrificar o canal para facilitar a inserção do material de núcleo, preencher as áreas da anatomia canal inaccessíveis aos materiais sólidos e manter as propriedades antibacterianas durante a fase de presa do material^(1,8,10).

Dos materiais de núcleo, a guta-percha é o mais utilizado^(1,5). Como este material não adere às paredes dentinárias do canal, é por isso necessária usar para o efeito um cimento endodôntico⁽¹¹⁾.

Para o sucesso do tratamento endodôntico é de extrema importância conhecer as propriedades dos cimentos endodônticos. Assim, quanto à composição dos cimentos endodônticos podemos dividi-los em: cimentos à base de óxido de zinco e eugenol, cimentos à base de hidróxido de cálcio, cimentos de ionómero de vidro, resinas (epóxicas e compostas), cimentos de silicone, cimentos biocerâmicos e cimentos contendo medicação^(6,8,12,13).

O cimento à base de resina epóxica, combinado com a guta-percha tem sido o mais utilizado no tratamento endodôntico⁽⁶⁾. Porém, outras técnicas e materiais com diferentes propriedades físico-químicas e biológicas têm sido desenvolvidas⁽⁶⁾.

Os cimentos à base de resina epóxica têm excelentes propriedades físicas, como reação de presa lenta, baixa solubilidade, alta taxa de fluxo, baixa contração de polimerização volumétrica e adaptação às paredes dentinárias do canal⁽¹¹⁾.

O *AH-Plus®* (*Dentsply DeTrey, Konstanz, Germany*) é um cimento com base de resina epóxica, apresenta baixa solubilidade e desintegração, boa radiopacidade, alta força de ligação à dentina radicular, expansão adequada, atividade antimicrobiana e outras propriedades biológicas desejáveis⁽⁶⁾.

Com o passar dos anos, tem-se vindo a verificar mudanças significativas na ciência dos materiais endodônticos e os materiais biocerâmicos foram vistos como o início de uma nova era em Medicina Dentária⁽¹⁴⁾.

O uso de materiais biocerâmicos como cimentos endodônticos tem como vantagem a biocompatibilidade, osteocondutividade, capacidade de boa selagem, adesão e boa radiopacidade, e o facto de conterem na sua composição fosfato de cálcio^(8,14).

A biocompatibilidade previne a rejeição pelos tecidos circundantes e o facto de conterem fosfato de cálcio melhora as suas propriedades de presa e resulta numa composição química e estrutura cristalina semelhante à hidroxiapatite do dente e do osso^(8,15). Todas estas características levaram ao uso generalizado destes materiais na área da ciência endodôntico⁽¹⁴⁾. A maior desvantagem da sua utilização é a dificuldade em remover o material do canal radicular em casos de retratamento ou na preparação do canal para colocação de espigão⁽⁸⁾.

Recentemente surgiu no mercado o cimento biocerâmico *GuttaFlow Bioseal*® (*Coltene/Whaledent, GmbH + Co. KG, Germany*) que possui na sua composição partículas de guta-percha e silicato de cálcio⁽¹⁶⁾. Este cimento é referido que, ao entrar em contato com os tecidos biológicos, liberta constituintes naturais de reparação e ajuda na regeneração de tecidos periapicais⁽⁶⁾.

Como a adesão à parede dos canais radiculares é uma propriedade essencial dos cimentos endodônticos⁽¹⁰⁾, o teste *push-out* é usado para avaliar a força de adesão entre o material obturador e a dentina radicular⁽⁵⁾.

Este estudo tem como objetivo avaliar *in vitro* dois cimentos endodônticos, *AH-Plus*® e *GuttaFlow Bioseal*® na adesão às paredes do canal radicular, através do teste *push-out*.

Hipótese nula: Não existem diferenças significativas na força de adesão às paredes do canal radicular entre o *AH-Plus*® e o cimento biocerâmico *GuttaFlow Bioseal*®.

Hipótese alternativa: O cimento biocerâmico é mais eficaz na adesão aos canais radiculares.

6.2 Materiais e Métodos

6.2.1 Seleção dos dentes

Para este estudo foram selecionados dentes obtidos na clínica, na valência de Cirurgia Oral, da Área de Medicina Dentária da Faculdade de Medicina da Universidade de Coimbra.

Os dentes selecionados para o estudo foram monorradiculares, com um canal (tipo I de *Weine*), sem lesão de cárie radicular, com ápice encerrado, sem tratamento endodôntico prévio, sem fraturas na raiz, sem reabsorções e desconhecendo a identidade dos doentes.

A anatomia canalar foi confirmada após a realização de radiografias de contato com diferentes angulações, nomeadamente na vista frontal e proximal.

6.2.2 Cimentos endodônticos

Os cimentos de selagem usados neste estudo foram dois cimentos endodônticos, um à base de resina epóxica, o *AH-Plus*® e outro à base de biovidro, o *GuttaFlow Bioseal*® (Tabela I).

Tabela I. Cimentos endodônticos.

	Fabricante	Composição
AH-Plus®	<i>(Dentsply DeTrey, Konstanz, Germany)</i>	Pasta A (base): Resina Epóxica de Bisfenol-A e resina Epóxica de Bisfenol-F; Tungstato de cálcio; Óxido de zircônio; Sílica e Óxido de ferro. Pasta B (catalisadora): Amina Adamantada; N, N" -Dibenzil-5-oxanonane-diamina-1,9; TCD – Diamina; Tungstato de cálcio; Óxido de zircônio; Sílica e Óleo de silicone.
GuttaFlow Bioseal®	<i>(Coltene/Whaledent, GmbH + Co. KG, Germany)</i>	Guta-percha; catalisador de platina; silicatos, óleos de silicone; micropartículas de prata; óxido de zinco; dióxido de zircônio e vidro bioativo

6.2.3 Preparação das amostras

A amostra foi composta por 30 dentes que após remoção do ligamento periodontal com cureta de *Gracey*, foram desinfetados com NaOcl a 3% e armazenados em cloramina T à temperatura de 4°C, até serem utilizados. A coroa foi separada da raiz sendo seccionada com discos de *Carburundum* de alta velocidade perpendicular ao longo eixo da raiz, para se obterem segmentos com 14mm de comprimento. A instrumentação foi realizada com técnica mecanizada com as limas *ProTaper® Universal* na sequência S2, F1, F2 e F3 (300rpm) (*Dentsply*) e o comprimento de trabalho foi estabelecido inserindo uma lima K15 até ser visível a sua saída no ápice, sendo retirado 1mm ao comprimento da lima. Após a utilização de cada instrumento irrigou-se o canal com 2mL de NaOcl a 3% e o ápice permeabilizado com lima k10. A *smear layer* foi removida com EDTA 17% (1mL) durante 1 min, seguindo-se a sua neutralização com soro fisiológico (2mL). Antes de obturados, os canais foram secos com cones de papel 30 (*Dentsply*). Os dentes foram divididos em dois grupos de modo a que a média dos diâmetros, MD e VP/VL, fosse igual entre si (tabela II).

6.2.3.1 Grupo experimental 1:

Neste grupo, os dentes foram submetidos a preparação biomecânica e foram obturados com *AH-Plus*®, através da técnica de onda contínua e cone único (Guta-percha F3).

6.2.3.2 Grupo experimental 2:

Neste grupo, os dentes foram submetidos a preparação biomecânica e foram obturados com *GuttaFlow Bioseal*®, através da técnica de onda contínua e cone único (Guta-percha F3).

6.2.4 Teste do *push-out*

A avaliação das forças de adesão foi feita através do teste *push-out* realizado numa máquina universal (*Shimadzu AG - I, Shimadzu Corporation, Kyoto, Japan*).

6.2.4.1 Preparação das amostras para o teste *push-out*

As amostras foram incluídas em Tab 2000 (*Kerr, Scafati, Italy*) e de seguida seccionaram-se perpendicularmente ao longo eixo da raiz, abaixo da junção cimento-esmalte, porções de 0,5-2,3mm de espessura, em três zonas da raiz: apical, média e cervical.

Os segmentos foram fotografados num microscópio (*Nikon, SMZ-1500, Tokyo, Japan*) com uma ampliação de 30 e 40x, com uma câmara digital acoplada (*Nikon, High resolution, 12,6 megapixel DXM-1200C, Tokyo, Japan*), utilizando um software ACT-1C (*Nikon, DXM-1200C, Tokyo, Japan*) (Figuras 1 e 2). De seguida, determinou-se o raio das amostras através do programa *ImageJ* (Figura 2).

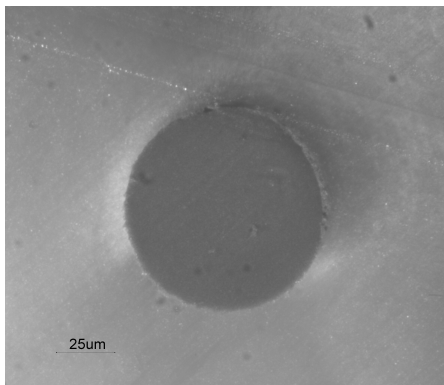


Figura 1. Fotografia do canal radicular (ampliação 40x).

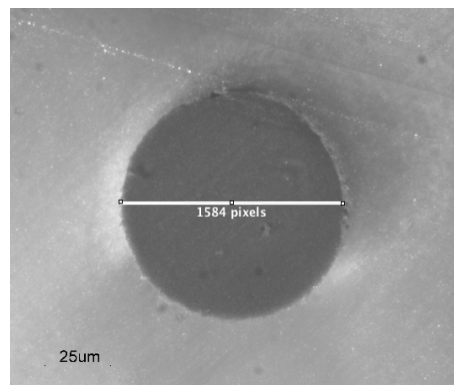


Figura 2. Fotografia do canal radicular com medição do raio em píxeis (ampliação 40x).

6.2.4.2 Descrição do teste *push-out*

A força compressiva foi aplicada exercendo uma pressão na superfície do material a ser testado com a direção de apical para coronal, para não ocorrer limitação no movimento, usando três pontas de teste com diferentes diâmetros: 0,9mm, 0,7mm e 0,5mm. A velocidade da carga foi de 1 mm / min até ocorrer falha de ligação. A força máxima aplicada no material no momento do seu deslocamento foi registada em Newton (N), que terminou quando atingiu o zero. De seguida, a força necessária para deslocar o material foi calculada em megapascais (MPa), através da seguinte fórmula⁽¹⁷⁻²¹⁾:

Força de adesão *push-out* (MPa) = Carga máxima (Newton) / Área de adesão do cimento ao canal radicular (mm²)

Área de adesão do canal radicular (mm²) = $\pi(R+r)h$, onde $\pi=3,14$, R é o raio do canal radicular na parte mais coronal, r é o raio do canal na parte mais apical e h é a espessura em milímetros da amostra.

Após a realização do teste *push-out* foram eliminados os *outliers* através do cálculo média \pm 3DP (Desvio Padrão).

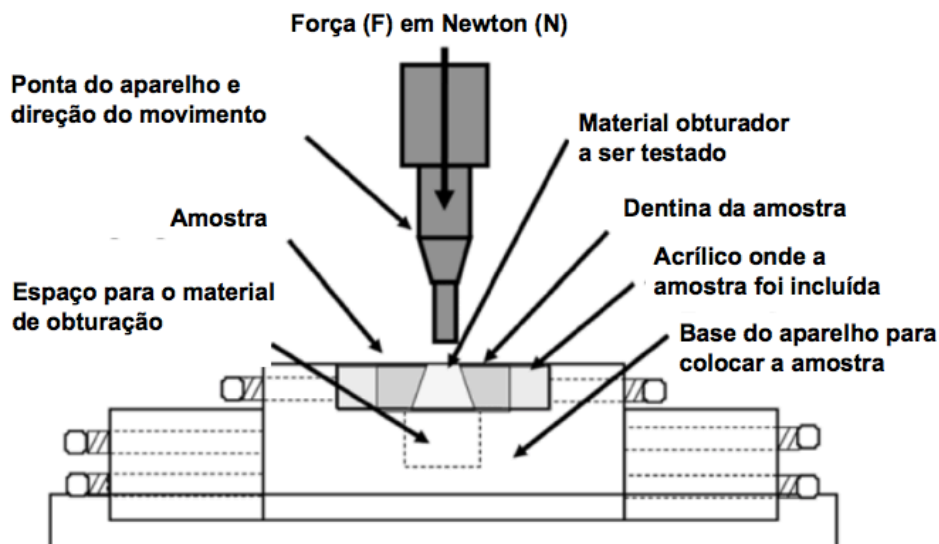


Figura 3. Representação esquemática do teste *push-out*. Adaptado de Teixeira et al. (2009).

6.2.5 Análise Estatística

A estatística descritiva foi composta por medidas de tendência central mediana, percentis 25º e 75º, média (erro padrão e intervalo de confiança a 95%), amplitude (valor mínimo e máximo) e o desvio-padrão como medida de dispersão. A análise de variância (ANOVA) foi utilizada para testar o efeito dos cimentos endodônticos nas diferentes variáveis avaliadas. A magnitude do efeito associado entre as variáveis independentes e dependentes foi determinada através do agrupamento das correlações do tamanho do efeito (ES-r), estimado pela raiz quadrada da relação entre o valor de F ao quadrado e a diferença entre o valor F ao quadrado e os graus de liberdade. Os coeficientes foram interpretados como: trivial ($r < 0,1$), pequeno ($0,1 < r < 0,3$), moderado ($0,3 < r < 0,5$), grande ($0,5 < r < 0,7$), muito grande ($0,7 < r < 0,9$), quase perfeito ($r > 0,9$) e perfeito ($r = 1$) ⁽²²⁾. Adicionalmente, realizaram-se comparações múltiplas entre os materiais por zona da raiz do dente (cervical, média e apical) utilizando o teste de *Wilcoxon* (não paramétrico). A significância estatística foi estabelecida com valor de $p < 0,05$. Todas as análises foram realizadas com o software estatístico *Statistical Package for the Social Sciences*, versão 23 (*SPSS Inc., IBM Company, NY, USA*). A construção da figura foi obtida com recurso ao software *GraphPad Prism®* (*GraphPad Software, Inc., La Jolla, CA, USA*).

6.3 Resultados

As Tabelas III, IV e V (anexos) resumem as estatísticas descritivas (amplitude, média, mediana e desvio padrão) dos dois grupos experimentais, *AH-Plus®* e *GuttaFlow Bioseal®*.

A tabela III compara as amostras dos dois grupos experimentais sem ter em conta as três zonas que foram consideradas para esta investigação: cervical, média e coronária, tendo sido feita uma estatística descritiva no geral. Verifica-se uma homogeneidade no que refere ao raio mais cervical, ao raio mais apical e à espessura das amostras. Contudo, a força aplicada para deslocar o cimento endodôntico em média é superior no *AH-Plus®* (20,244 MPa) comparativamente ao cimento biocerâmico (4,880 MPa).

As tabelas IV e V (anexos) apresentam a estatística descritiva de ambos os cimentos tendo em conta a zona cervical, média e apical dos grupos experimentais.

As variáveis (Raio, raio e espessura) da tabela IV apresentam uniformidade no geral, porém a espessura da zona apical exibe um ligeiro aumento em relação às outras duas zonas. No que diz respeito à força necessária para haver deslocamento do cimento à base de resina epóxica verifica-se, em média, um aumento de cervical para apical, o que em pressão se traduz em 15,008 MPa, 16,875 MPa e 28,849 MPa.

As variáveis (Raio e raio) da tabela V apresentam uniformidade no geral porém a espessura da zona apical exibe uma ligeira diminuição em relação às outras duas zonas. No que diz respeito à força necessária para haver deslocamento do cimento biocerâmico verifica-se que na zona cervical, em média, é onde a adesão é superior (7,511 MPa), seguindo-se a zona apical (4,595 MPa) e média (2,534 MPa).

A tabela VI apresenta as médias e os desvios padrão por grupo experimental, podendo haver uma comparação entre ambos os cimentos no que concerne a todas as variáveis do estudo, porém, sem ter em contas as diferentes zonas estudadas da raiz do dente.

A análise de variância (ANOVA) é apresentada na mesma tabela. Através da mesma verificam-se diferenças estatisticamente significativas na força (F) ($p=0,002$), na espessura das amostras ($p<0,001$) e na pressão ($p<0,001$). Assim sendo, os coeficientes são interpretados como moderados ($0,3<r<0,5$).

A tabela VII apresenta as médias e os desvios padrão por cimento endodôntico. Difere da tabela VI na medida em que, na presente tabela, se faz uma análise mais pormenorizada da zona da amostra (cervical, média e apical) e do efeito do cimento nas mesmas.

Nesta tabela utiliza-se o teste não paramétrico *Wilcoxon* ($n < 30$), e, através do mesmo, verificam-se diferenças estatisticamente significativas na espessura da zona cervical e da zona média ($p = 0,002$) da amostra e na força da zona apical ($p = 0,002$). Deste modo, houve diferenças estatisticamente significativas na zona apical no resultado do cálculo da fórmula em pressão ($p = 0,002$) (Figura 4).

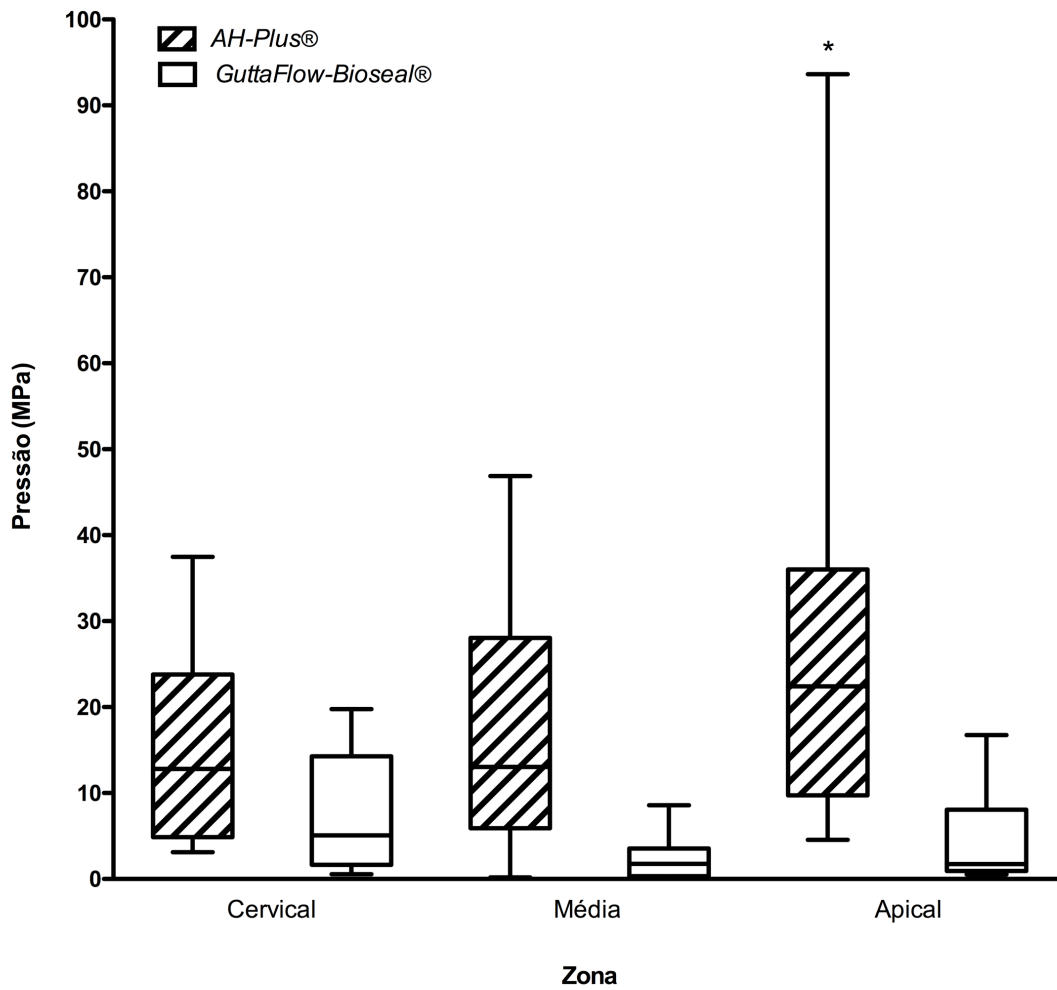


Figura 4. *Box plot* representativo dos valores de adesão, em MPa, nos dois grupos experimentais de acordo com as três zonas (cervical, média, apical).

* $p = 0,002$.

6.4 Discussão

O objetivo do presente estudo *in vitro* foi avaliar a adesão às paredes do canal radicular de dois cimentos endodônticos, *AH-Plus*® e *GuttaFlow Bioseal*® através do teste *push-out*.

O sucesso da terapêutica endodôntica depende da limpeza, da modelagem e da obturação 3D do canal radicular, prevenindo assim a reinfecção dos canais e dos tecidos periapicais^(5,21,23-27). Os micro-organismos e os seus subprodutos são os principais fatores etiológicos das doenças pulpares e periapicais^(24,25).

Um cimento endodôntico ideal deve oferecer uma excelente selagem do canal radicular, estabilidade dimensional, tempo de presa suficiente para garantir o tempo de trabalho, insolubilidade contra fluidos tecidulares, adesão adequada com paredes do canal e biocompatibilidade^(9,26,28).

Os cimentos à base de resina epóxica são considerados com boas propriedades físicas, capacidade de selagem apical, função biológica adequada e micro-retenção à dentina radicular. O *AH-Plus*®, um cimento à base de resina epóxica, é frequentemente utilizado na terapêutica endodôntica devido à sua baixa solubilidade, estabilidade dimensional duradoura e retenção adequada à dentina^(9,18,24,26,29,30).

As potenciais vantagens dos materiais biocerâmicos em endodontia estão relacionadas com as suas propriedades físico-químicas e biológicas⁽²⁸⁾. Os cimentos biocerâmicos apresentam excelentes propriedades de biocompatibilidade, devido à sua similaridade com a hidroxiapatite biológica, capazes de induzir uma resposta regenerativa no corpo humano. Os mesmos são considerados osteocondutores e osteoindutores, na medida em que levam à formação óssea⁽¹⁵⁾. Cimentos biocerâmicos, como o *GuttaFlow Bioseal*®, que contenham silicato de cálcio e/ou fosfato de cálcio têm sido considerados promissores devido às suas propriedades físicas e biológicas que melhoram as propriedades de adesão e oferece uma composição química com estrutura cristalina semelhante à hidroxiapatite do dente e do osso⁽²⁶⁾.

A força de adesão entre a dentina e os materiais de obturação desempenha um papel importante no sucesso dos procedimentos endodônticos pois, o aumento das propriedades adesivas à dentina pode levar a uma maior resistência à fratura radicular, menor risco de micro-infiltração e longevidade clínica de um dente sujeito ao tratamento endodôntico^(18,21,27,31).

Estudos demonstram que os cimentos à base de resina epóxica têm maior força de ligação às paredes dos canais radiculares do que a maioria dos outros cimentos endodônticos^(5,18,31,32). Estes valores estão associados à ligação covalente

entre o anel epóxico (círculo aberto) e os grupos amina de cadeia lateral exposta da rede no colagénio, à baixa contração de polimerização volumétrica e à estabilidade dimensional a longo prazo^(5,11,31,33).

No nosso estudo, o *AH-Plus*® proporcionou valores de adesão mais elevados do que o *GuttaFlow Bioseal*® nas três zonas da raiz do dente. Estes resultados podem ser justificados pelo facto do *GuttaFlow Bioseal*® possuir na sua composição partículas de guta-percha pois, estudos referem que a guta-percha não adere à superfície dentinária^(11,17,25). Porém, o *GuttaFlow Bioseal*® possui na sua composição partículas de silicato de cálcio o que faz com que o mesmo não contraia, o que pode permitir um melhor ajuste do cimento ao canal radicular⁽²¹⁾.

Neste trabalho de investigação foi utilizado o teste *push-out*. O modelo é descrito como eficaz e reprodutível, permitindo que os materiais de obturação canalares sejam avaliados mesmo quando as forças de adesão são baixas^(18,21,34). Procurou-se obter as condições ideais para a realização da experiência, no entanto o teste *push-out* apresenta algumas limitações tais como: a espessura da amostra, o diâmetro da ponta de teste e o diâmetro dos canais radiculares⁽³⁵⁾.

A amostra deve ter uma espessura mínima de 1-2mm de modo a que a fórmula usada para calcular as forças de adesão permita determinar as forças de adesão do material^(20,35). Assim sendo, se a espessura da amostra for muito pequena podem existir fraturas no material e/ou dentina.

É recomendada uma ponta de teste com um diâmetro (D_p) ligeiramente inferior ao diâmetro do canal (D_c) para que a força do teste seja direccionada para a interface material-dentina⁽²⁰⁾. Porém, a ponta de teste não deve ter um diâmetro demasiado inferior ao diâmetro do canal, porque se assim fosse faria apenas a perfuração do material e não avaliaria a força de adesão⁽²⁰⁾. Por estas razões, o rácio de D_p/D_c não deverá ultrapassar 0,85 de modo a garantir a obtenção de resultados mais próximos da realidade⁽²⁰⁾. Neste estudo foram utilizadas três pontas de teste para conseguirmos adaptá-las ao diâmetro do canal.

O teste *push-out* é um teste laboratorial e avalia apenas um parâmetro dos cimentos endodônticos (força de adesão), assim sendo não deve ser usado como a única diretriz para a tomada de decisão clínica⁽²⁹⁾.

6.5 Conclusões

O *AH-Plus*® proporcionou valores de adesão mais elevados do que o *GuttaFlow Bioseal*® nas três zonas da raiz do dente.

As hipóteses nula e alternativa são rejeitadas. Existem diferenças significativas na força de adesão entre os dois cimentos, sendo o *AH-Plus*® o mais eficaz.

7. BIBLIOGRAFIA

1. Ordinola-Zapata R, Bramante CM, Graeff MSZ, del Carpio Perochena A, Vivan RR, Camargo EJ, et al. Depth and percentage of penetration of endodontic sealers into dentinal tubules after root canal obturation using a lateral compaction technique: A confocal laser scanning microscopy study. *Oral Surgery, Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endodontology* [Internet]. 2009;108(3):450–7.
2. Vertucci FJ. Root canal anatomy of the human permanent teeth. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*. 1984;58(5):589–99.
3. Vertucci FJ. Root canal morphology and its relationship to endodontic procedures. *Endod Top* [Internet]. 2005;10(1):3–29.
4. Del Fabbro M, Taschieri S, Lodi G, Banfi G, Weinstein RL. Magnification devices for endodontic therapy. *Cochrane database Syst Rev*. 2015;12(12):CD005969.
5. Madhuri Gv, Varri S, Bolla N, Mandava P, Akkala L, Shaik J. Comparison of bond strength of different endodontic sealers to root dentin: An in vitro push-out test. *J Conserv Dent* [Internet]. 2016;19(5):461.
6. Camargo RV, Silva-Sousa YTC, Rosa RPF, Mazzi-Chaves JF, Lopes FC, Steier L, et al. Evaluation of the physicochemical properties of silicone- and epoxy resin-based root canal sealers. *Braz Oral Res*. 2017;31(mm):1–9.
7. Hulsmann M, Peters OA, Dummer PMH. Mechanical preparation of root canals: shaping goals, techniques and means. *Endod Top* [Internet]. 2005;10(1):30–76.
8. Al-Haddad A, Aziz ZACA. Bioceramic-Based Root Canal Sealers: A Review. *Int J Biomater*. 2016;2016.
9. Lee JK, Kwak SW, Ha J-H, Lee W, Kim H-C. Physicochemical Properties of Epoxy Resin-Based and Bioceramic-Based Root Canal Sealers. *Bioinorg Chem Appl* [Internet]. 2017;2017:1–8.
10. Barbizam JVB, Trope M, Tanomaru-Filho M, Teixeira ECN, Teixeira FB. Bond strength of different endodontic sealers to dentin: push-out test. *J Appl Oral Sci* [Internet]. 2011;19(6):644–7.
11. Cakici F, Cakici EB, Ceyhanli KT, Celik E, Kucukkekenci FF, Gunseren AO. Evaluation of bond strength of various epoxy resin based sealers in oval shaped root canals. *BMC Oral Health* [Internet]. 2016;16(1):1–5.
12. Jafari F, Jafari S. Composition and physicochemical properties of calcium silicate based sealers: A review article. *J Clin Exp Dent*. 2017;9(10):e1249–55.

13. BUENO CRE, VALENTIM D, MARQUES VAS, GOMES-FILHO JE, CINTRA LTA, JACINTO RC, et al. Biocompatibility and biomineralization assessment of bioceramic-, epoxy-, and calcium hydroxide-based sealers. *Braz Oral Res* [Internet]. 2016;30(1).
14. Utneja S, Nawal RR, Talwar S, Verma M. Current perspectives of bio-ceramic technology in endodontics: calcium enriched mixture cement - review of its composition, properties and applications. *Restor Dent Endod* [Internet]. 2015;40(1):1–13.
15. Jitaru S, Hodisan I, Timis L, Lucian A, Bud M. the Use of Bioceramics in Endodontics - Literature Review. *Clujul Med* [Internet]. 2016;89(4):470.
16. Gandolfi MG, Siboni F, Prati C. Properties of a novel polysiloxane-guttapercha calcium silicate-bioglass-containing root canal sealer. *Dent Mater*. 2016;32(5):e113–26.
17. Sagsen B, Ustün Y, Demirbuga S, Pala K. Push-out bond strength of two new calcium silicate-based endodontic sealers to root canal dentine. *Int Endod J*. 2011;44(12):1088–91.
18. Onay EO, Ungor M, Ari H, Belli S, Oğus E. Push-out bond strength and SEM evaluation of new polymeric root canal fillings. *Oral Surgery, Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endodontology* [Internet]. 2009;107(6):879–85.
19. Guneser MB, Akbulut MB, Eldeniz AU. Effect of various endodontic irrigants on the push-out bond strength of biodentine and conventional root perforation repair materials. *J Endod* [Internet]. 2013;39(3):380–4.
20. Chen WP, Chen YY, Huang SH, Lin CP. Limitations of push-out test in bond strength measurement. *J Endod* [Internet]. 2013;39(2):283–7.
21. TUNCEL B, NAGAS E, CEHRELİ Z, UYANIK O, VALLITTU P, LASSILA L. Effect of endodontic chelating solutions on the bond strength of endodontic sealers. *Braz Oral Res* [Internet]. 2015;29(1):1–6.
22. Hopkins WG, Marshall SW, Batterham AM, Hanin J. Progressive statistics for studies in sports medicine and exercise science. *Med Sci Sports Exerc*. 2009;41(1):3–12.
23. Mishra P, Sharma A, Mishra S, Gupta M. Push-out bond strength of different endodontic obturation material at three different sites - In-vitro study. *J Clin Exp Dent*. 2017;9(6):e733–7.
24. Razmi H, Bolhari B, Dashti NK, Fazlyab M. The effect of canal dryness on bond strength of bioceramic and epoxy-resin sealers after irrigation with sodium hypochlorite or chlorhexidine. *Iran Endod J*. 2016;11(2):129–33.

25. Assmann E, Scarparo RK, Böttcher DE, Grecca FS. Dentin bond strength of two mineral trioxide aggregate-based and one epoxy resin-based sealers. *J Endod.* 2012;38(2):219–21.
26. Colombo M, Poggio C, Dagna A, Meravini M-V, Riva P, Trovati F, et al. Biological and physico-chemical properties of new root canal sealers. *J Clin Exp Dent.* 2018;10(2).
27. Teixeira CS, Alfredo E, Thomé LHDC, Gariba-Silva R, Silva-Sousa YTC, Sousa-Neto MD. Adhesion of an endodontic sealer to dentin and gutta-percha: shear and push-out bond strength measurements and SEM analysis. *J Appl Oral Sci.* 2009;17(2):129–35.
28. Wang Z. Bioceramic materials in endodontics. *Endod Top.* 2015;32:3–30.
29. Vilas-Boas DA, Grazziotin-Soares R, Ardenghi DM, Bauer J, de Souza PO, de Miranda Candeiro GT, et al. Effect of different endodontic sealers and time of cementation on push-out bond strength of fiber posts. *Clin Oral Investig.* 2017;
30. Wiese PEB, Silva-Sousa YT, Pereira RD, Estrela C, Domingues LM, Pécora JD, et al. Effect of ultrasonic and sonic activation of root canal sealers on the push-out bond strength and interfacial adaptation to root canal dentine. *Int Endod J.* 2018;51(1):102–11.
31. Yavari H, Shahi S, Galledar S, Samiei M, Janani M. Effect of retreatment on the push-out bond strength of MTAbased and epoxy resin-based endodontic sealers. *J Dent Res Dent Clin Dent Prospects [Internet].* 2017;11(1):43–7.
32. Shokouhinejad N, Gorjestani H, Nasseh AA, Hoseini A, Mohammadi M, Shamschiri AR. Push-out bond strength of gutta-percha with a new bioceramic sealer in the presence or absence of smear layer. *Aust Endod J.* 2013;39(3):102–6.
33. Fisher MA, Berzins DW, Bahcall JK. An In Vitro Comparison of Bond Strength of Various Obturation Materials to Root Canal Dentin Using a Push-Out Test Design. *J Endod.* 2007;33(7):856–8.
34. RACHED-JÚNIOR FJA, SOUZA AM, MACEDO LMD, RAUCCI-NETO W, BARATTO-FILHO F, SILVA BM, et al. Effect of root canal filling techniques on the bond strength of epoxy resin-based sealers. *Braz Oral Res [Internet].* 2016;30(1):1–5.
35. Pane ES, Palamara JEA, Messer HH. Critical evaluation of the push-out test for root canal filling materials. *J Endod [Internet].* 2013;39(5):669–73.

8. AGRADECIMENTOS

A concretização deste estudo de investigação representa o resultado de uma longa caminhada. Envolveu um conjunto de pessoas que, sem a sua contribuição, direta ou indiretamente, não seria possível a sua finalização.

Um agradecimento muito especial ao meu orientador Professor Doutor Manuel Marques Ferreira pelo apoio absoluto e incedível em todas as etapas do estudo, por toda a ajuda e paciência, pelas palavras de amizade em todos os instantes da elaboração da presente Dissertação.

Ao meu irmão, por ser o meu melhor amigo de todas as horas. Por me ter ajudado incondicionalmente e me ter feito superar as minhas inquietações, dificuldades e por todo o apoio que me deu na realização deste estudo.

Ao José Pedro Martinho, por me ter dado a ajuda e as palavras amigas nas horas em que mais precisei.

À D. Alda e à Dra. Cláudia, por se terem prontificado sempre para me ajudar.

Aos meus amigos, pela amizade presente em todos os momentos.

À Coltene, pelo fornecimento do *GuttaFlow Bioseal*® para a realização do estudo.

Ao Helder, a quem estou especialmente grata pelo incentivo permanente, pela compreensão, pela paciência, por nas horas de maior tensão ter sempre aquela palavra amiga e por tudo aquilo que representa para mim.

À minha família, por tudo aquilo que fazem por mim todos os dias, por serem o meu pilar, por terem feito de mim aquilo que sou hoje e por me terem ajudado a concretizar os meus sonhos.

9. ANEXOS

Tabela II. Diâmetros MD e VP/VL dos dentes, em milímetros.

	Diâmetro VP/VL (mm)	Diâmetro MV (mm)
Dente 1	6	4
Dente 2	6	4
Dente 3	7	3
Dente 4	6	6
Dente 5	6	3
Dente 6	7	5
Dente 7	6	6
Dente 8	6	4
Dente 9	7	5
Dente 10	6	4
Dente 11	7	6
Dente 12	8	4
Dente 13	6	4
Dente 14	7	4
Dente 15	6	4
Dente 16	7	4
Dente 17	7	4
Dente 18	5	4
Dente 19	6	4
Dente 20	5	4
Dente 21	7	5
Dente 22	6	4
Dente 23	6	4
Dente 24	8	5
Dente 25	6	5
Dente 26	6	4
Dente 27	6	4
Dente 28	5	3
Dente 29	8	4
Dente 30	8	4

Tabela III. Estatística descritiva (n=72).

Variável	Unidade	Amplitude		Mediana	Valor	Média		DP
		Mínimo	Máximo			EPM	95% IC	
AH-Plus® (n=36)								
F	N	0,03	10,05	3,43	3,40	0,40	(2,72 a 4,16)	2,40
Raio	mm	0,026	0,060	0,042	0,042	0,001	(0,039 a 0,044)	0,008
raio	mm	0,023	0,055	0,039	0,039	0,001	(0,036 a 0,042)	0,008
Espessura	mm	0,520	2,300	0,640	0,772	0,064	(0,652 a 0,902)	0,386
Pressão	MPa	0,180	93,621	15,181	20,244	3,096	(14,862 a 26,393)	18,579
GuttaFlow Bioseal® (n=36)								
F	N	0,01	9,20	0,83	1,60	0,39	(0,93 a 2,37)	2,33
Raio	mm	0,025	0,062	0,046	0,043	0,002	(0,040 a 0,047)	0,010
raio	mm	0,023	0,057	0,039	0,039	0,002	(0,036 a 0,042)	0,009
Espessura	mm	0,580	1,960	1,560	1,259	0,081	(1,108 a 1,418)	0,484
Pressão	MPa	0,024	19,766	2,560	4,880	0,918	(3,235 a 6,648)	5,510

Abreviaturas: F (Força); EPM (Erro Padrão da Média); 95%IC (95% do Intervalo de Confiança); DP (Desvio Padrão).

Tabela IV. Estatística descritiva do cimento *AH-Plus*® (n=36).

Variável	Unidade	Amplitude		Mediana	Média			DP
		Mínimo	Máximo		Valor	EPM	95% IC	
Zona cervical (n=12)								
F	N	0,51	4,92	2,47	2,67	0,52	(1,70 a 3,64)	1,80
Raio	mm	0,034	0,060	0,049	0,047	0,002	(0,043 a 0,051)	0,007
raio	mm	0,033	0,055	0,047	0,045	0,002	(0,041 a 0,048)	0,007
Espessura	mm	0,520	0,680	0,620	0,613	0,012	(0,590 a 0,635)	0,040
Pressão	MPa	3,110	37,465	12,795	15,008	3,109	(9,452 a 20,930)	10,768
Zona média (n=12)								
F	N	0,03	5,89	2,15	2,56	0,56	(1,56 a 3,71)	1,95
Raio	mm	0,032	0,054	0,042	0,043	0,002	(0,040 a 0,046)	0,006
raio	mm	0,029	0,052	0,039	0,040	0,002	(0,037 a 0,043)	0,006
Espessura	mm	0,520	0,720	0,630	0,628	0,015	(0,600 a 0,658)	0,051
Pressão	MPa	0,180	46,876	13,034	16,875	4,071	(9,480 a 25,224)	14,104
Zona apical (n=12)								
F	N	0,71	10,05	4,86	4,97	0,78	(3,49 a 6,45)	2,69
Raio	mm	0,026	0,051	0,036	0,036	0,002	(0,033 a 0,040)	0,007
raio	mm	0,023	0,047	0,032	0,032	0,002	(0,800 a 0,036)	0,006
Espessura	mm	0,600	2,300	0,810	1,075	0,163	(0,800 a 1,397)	0,564
Pressão	MPa	4,559	93,621	22,402	28,849	7,418	(15,761 a 44,102)	25,697

Abreviaturas: F (Força); EPM (Erro Padrão da Média); 95%IC (95% do Intervalo de Confiança); DP (Desvio Padrão).

Tabela V. Estatística descritiva do cimento *GuttaFlow Bioseal*® (n=36).

Variável	Unidade	Amplitude		Mediana	Média			DP
		Mínimo	Máximo		Valor	EPM	95%IC	
Zona cervical (n=12)								
F	N	0,21	9,20	1,59	2,99	0,99	(1,38 a 5,00)	3,44
Raio	mm	0,035	0,062	0,047	0,048	0,002	(0,043 a 0,052)	0,009
raio	mm	0,034	0,057	0,043	0,044	0,002	(0,040 a 0,048)	0,007
Espessura	mm	0,660	1,960	1,260	1,262	0,156	(0,972 a 1,553)	0,541
Pressão	MPa	0,574	19,766	5,063	7,511	1,937	(4,242 a 11,239)	6,712
Zona média (n=12)								
F	N	0,01	3,98	0,71	1,08	0,36	(0,48 a 1,81)	1,23
Raio	mm	0,037	0,059	0,051	0,050	0,002	(0,047 a 0,053)	0,006
raio	mm	0,032	0,057	0,042	0,043	0,002	(0,039 a 0,047)	0,007
Espessura	mm	0,660	1,740	1,620	1,492	0,103	(1,265 a 1,658)	0,358
Pressão	MPa	0,024	8,589	1,758	2,534	0,803	(1,179 a 4,204)	2,780
Zona apical (n=12)								
F	N	0,09	2,60	0,33	0,73	0,24	(0,33 a 1,24)	0,82
Raio	mm	0,025	0,042	0,030	0,032	0,002	(0,029 a 0,035)	0,006
raio	mm	0,023	0,039	0,027	0,030	0,002	(0,027 a 0,033)	0,005
Espessura	mm	0,580	1,640	0,820	1,023	0,131	(0,772 a 1,275)	0,453
Pressão	MPa	0,518	16,753	1,740	4,595	1,586	(1,857 a 8,213)	5,495

Abreviaturas: F (Força); EPM (Erro Padrão da Média); 95%IC (95% do Intervalo de Confiança); DP (Desvio Padrão).

Tabela VI. Médias e desvios padrão por grupo e resultados da ANOVA para testar o efeito dos cimentos endodônticos.

Variável dependente		X: variável independente (material)		ANOVA			
Y _i :	Unidade	<i>AH-Plus</i> ® (n=36)	<i>GuttaFlow Bioseal</i> ® (n=36)	F	p	Efeito de magnitude	
						ES-r	qualitativo
F	N	3,40 ± 2,40	1,60 ± 2,33	10,425	0,002	0,360	moderado
Raio	mm	0,042 ± 0,008	0,043 ± 0,010	0,439	0,510	0,079	trivial
raio	mm	0,039 ± 0,008	0,039 ± 0,009	0,005	0,946	0,008	trivial
Espessura	mm	0,772 ± 0,386	1,259 ± 0,484	22,262	<0,001	0,491	moderado
Pressão	MPa	20,244 ± 18,579	4,880 ± 5,510	22,630	<0,001	0,494	moderado

Abreviaturas: F (Força); ES-r, correlação tamanho do efeito.

Tabela VII. Médias e desvios padrão por grupo e zona e resultados da comparação dos cimentos endodônticos.

Variável dependente Y _i :	Unidade	X: variável independente (material)		Wilcoxon	
		AH-Plus®	GuttaFlow Bioseal®	Z	p
Zona cervical (n=24)		n=12	n=12		
F	N	2,67 ± 1,80	2,99 ± 3,44	-0.078	0.937
Raio	mm	0,047 ± 0,007	0,048 ± 0,009	-0.267	0.789
raio	mm	0,045 ± 0,007	0,044 ± 0,007	-0.446	0.656
Espessura	mm	0,613 ± 0,040	1,262 ± 0,541	-3.059	0.002
Pressão	MPa	15,008 ± 10,768	7,511 ± 6,712	-1.490	0.136
Zona média (n=24)		n=12	n=12		
F	N	2,56 ± 1,95	1,08 ± 1,23	-1.961	0.050
Raio	mm	0,043 ± 0,006	0,050 ± 0,006	-2.198	0.028
raio	mm	0,040 ± 0,006	0,043 ± 0,007	-0.625	0.532
Espessura	mm	0,628 ± 0,051	1,492 ± 0,358	-3.063	0.002
Pressão	MPa	16,875 ± 14,104	2,534 ± 2,780	-2.667	0.008
Zona apical (n=24)		n=12	n=12		
F	N	4,97 ± 2,69	0,73 ± 0,82	-3.059	0.002
Raio	mm	0,036 ± 0,007	0,032 ± 0,006	-1.649	0.099
raio	mm	0,032 ± 0,006	0,030 ± 0,005	-1.514	0.130
Espessura	mm	1,075 ± 0,564	1,023 ± 0,453	-0.432	0.666
Pressão	MPa	28,849 ± 25,697	4,595 ± 5,495	-3.059	0.002

Abreviaturas: F (Força)