

INFLUÊNCIA DO TRATAMENTO COM PLASMA OU DA TERAPIA
FOTODINÂMICA NA RESISTÊNCIA DE UNIÃO E PENETRAÇÃO DE
CIMENTOS ENDODÔNTICOS

Marília Santana de Oliveira Menezes

Dissertação de Mestrado apresentada ao Programa de Pós-graduação em Engenharia Metalúrgica e de Materiais, COPPE, da Universidade Federal do Rio de Janeiro, como parte dos requisitos necessários à obtenção do título de Mestre em Engenharia Metalúrgica e de Materiais.

Orientadoras: Renata Antoun Simão
Maíra do Prado

Rio de Janeiro
Abril de 2016

INFLUÊNCIA DO TRATAMENTO COM PLASMA OU DA TERAPIA
FOTODINÂMICA NA RESISTÊNCIA DE UNIÃO E PENETRAÇÃO DE
CIMENTOS ENDODÔNTICOS

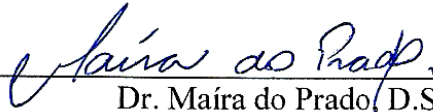
Marilia Santana de Oliveira Menezes

DISSERTAÇÃO SUBMETIDA AO CORPO DOCENTE DO INSTITUTO ALBERTO
LUIZ COIMBRA DE PÓS-GRADUAÇÃO E PESQUISA DE ENGENHARIA
(COPPE) DA UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE JANEIRO COMO PARTE
DOS REQUISITOS NECESSÁRIOS PARA A OBTENÇÃO DO GRAU DE MESTRE
EM CIÊNCIAS EM ENGENHARIA METALÚRGICA E DE MATERIAIS.

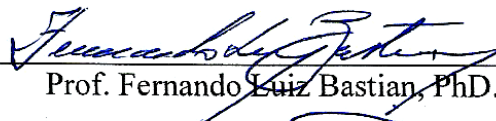
Examinada por:




Prof. Renata Antoun Simão, D.Sc.



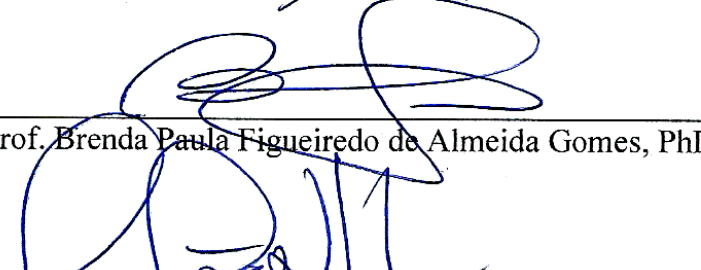
Dr. Maira do Prado, D.Sc.



Prof. Fernando Luiz Bastian, PhD.



Prof. Brenda Paula Figueiredo de Almeida Gomes, PhD.



Prof. Emmanuel João Nogueira Leal da Silva, D.Sc.

RIO DE JANEIRO, RJ - BRASIL

ABRIL DE 2016

Menezes, Marília Santana de Oliveira

Influência do Tratamento com Plasma ou da Terapia Fotodinâmica na Resistência de União e Penetração de Cimentos Endodônticos/ Marília Santana de Oliveira Menezes. – Rio de Janeiro: UFRJ/COPPE, 2016.

XIII, 68 p.: il.; 29,7 cm.

Orientadores: Renata Antoun Simão

Maíra do Prado

Dissertação (mestrado) – UFRJ/ COPPE/ Programa de Engenharia Metalúrgica e de Materiais, 2016.

Referências Bibliográficas: p. 55-67.

1. Tratamento com Plasma. 2. Terapia Fotodinâmica. 3. Cimentos Endodônticos. I. Simão, Renata Antoun *et al.* II. Universidade Federal do Rio de Janeiro, COPPE, Programa de Engenharia Metalúrgica e de Materiais. III. Título.

DEDICATÓRIA

Dedico esta dissertação de Mestrado aos meus pais, Lenalda Santana de Oliveira e Jorge Fernando Menezes, pelo incentivo e apoio em todas as minhas decisões.

A vitória desta conquista é por causa de todo amor e carinho dados a mim!

AGRADECIMENTOS

Estes últimos dois anos foram muito importantes para mim! Foram mais dois anos vivendo no Rio de Janeiro, mais anos vivendo longe daqueles que amo, mas tudo valeu a pena! Não foi fácil. Houveram muitas turbulências, dificuldades e tristezas, mas também muita alegria, novas amizades e principalmente muito conhecimento adquirido. Fazer um curso de mestrado que me tirou totalmente da minha zona de conforto e das minhas limitações intelectuais, foi extremamente enriquecedor! Agradeço por ter tido toda essa oportunidade!

Agradeço primeiramente a Deus, por ter me dado força e persistência para seguir em frente, mesmo nos momentos mais difíceis. E também por ter me dado amor quando mais precisei!

Aos meus pais, que se sacrificaram muito por mim, que abdicaram de ter uma filha por perto para vê-la crescer mais e conquistar um título! Vocês serão sempre minhas inspirações e fortalezas. Amor não é suficiente para definir o que sinto por vocês!

Aos meus avós, Lourdes e João, e minha tia Lenira (Nira) que são exemplos de vida para mim! Foi muito difícil estar longe durante esses anos, mas saibam que vocês sempre estiveram nos meus mais queridos pensamentos. Amo vocês incondicionalmente!

Ao meu namorado, Edson, que me apoiou em todas as minhas decisões, mesmo sabendo o quão difícil essa jornada seria, além da distância que enfrentaríamos! O amor foi mais forte. E apesar dos inúmeros problemas que apareceram no caminho, conseguimos enfrentar tudo, juntos e ao mesmo tempo separados! Te amo muito!

Às minhas orientadoras Renata Antoun Simão e Maíra do Prado que acreditaram em mim e me acolheram tão bem! Vocês duas foram mães para mim, cada uma com seu jeito particular, mas com muitas coisas para ensinar!

Maíra você é uma pessoa admirável, forte, perspicaz e batalhadora. Me trouxe de volta a realidade a cada fraquejar, me mostrou que a ciência vai muito além do que podemos imaginar e que é preciso persistir se quisermos alcançar uma vitória! Foram muitas situações complicadas, mas você sempre me guiava para o caminho certo! Mesmo longe, espero poder sempre estar em contato e manter a amizade que foi construída nesses últimos dois anos! Muito obrigada por tudo!

Renata, não sei nem como começar! Você foi muito além da orientação, você cuidou de mim como a uma filha e se tornou uma grande amiga! Seu jeito descontraído e seu sorriso cativante me conquistaram e me levaram, mesmo nas situações mais tensas, a me recompor e enxergar novas perspectivas! Quase desisti no primeiro dia de aula, quando você introduziu a disciplina de Superfícies e Interfaces e começou a falar sobre física (risos)! Mas cá estou, depois de muitas broncas, muitos choros, conselhos e muitas alegrias, finalizando esta etapa!

Agradeço também à minha irmã Isabella, que sempre que pôde esteve comigo! Que me animou, aconselhou e foi parte do meu alicerce enquanto estava no Rio. Te amo muito minha irmã! Minha célula-mãe!

À minha grande amiga Poliana (ou Pops), que junto comigo enfrentou os grandes desafios de viver sozinha em uma cidade totalmente estranha para nós! Demos muitas risadas juntas e choramos também (“porque somos dessas né”)! Foi maravilhoso poder estar com você, conviver depois de tantos anos morando longe e saber que nossa amizade será para toda vida! Te amo Pops!

À minha prima Lília, que morou comigo durante quase 2 anos! Essa foi uma experiência maravilhosa, que nos aproximou ainda mais! Enfrentamos juntas os desafios de estar numa pós-graduação e de estar longe dos nossos amores! Mesmo assim, você com toda a sabedoria e experiência me mostrou que podemos conquistar aquilo que desejamos! Basta lutar! Você é uma irmã para mim!

A todos os amigos que fiz durante o mestrado! Especialmente Felipe Alencastro e Beatriz Canabarro, gosto tanto de vocês que nem imaginam! Me ajudaram sempre que precisei, tirando dúvidas, descontraído no laboratório, participando de joguinhos coletivos na hora do almoço, entre muitas outras coisas! Sentirei muita falta! Marina Prado e Tatiana Carlomagno que também foram imprescindíveis para mim durante este tempo! Vocês me deram apoio sempre e me ajudaram muito nos desafios que apareciam! Uma linda amizade brotou e espero que dure muitos anos minhas queridas!

Aos meus amigos de Aracaju, que são irmãos para mim e que me recebiam com festa toda vez que ia para casa! Fernanda, Carol, Fábio, Lucas, Pamella, Berthe, Gilliane, Márcio André, Rafaela e Ana Neri! Obrigada por também acreditarem em mim e estarem sempre comigo mesmo com toda a distância! Amo demais cada um de vocês!

A todos os colegas do departamento de Engenharia Metalúrgica e de Materiais da UFRJ! Principalmente à Márcia Sader, Jackson Belmiro e Heleno, que nunca

hesitaram em ajudar com as questões laboratoriais, além de me alegrarem sempre estava passando por alguma dificuldade! Obrigada!

Ao Prof. Carlos Augusto de Melo Barbosa, que foi um dos responsáveis por eu ter trilhado este caminho! Você foi um dos maiores incentivadores para que eu começasse uma carreira acadêmica, durante a Especialização em Endodontia na PUC-Rio, e me apresentou à Maíra! Obrigada por tudo!

À Prof. Heloisa Gusman que cedeu espaço no laboratório de Endodontia da UFRJ, contribuindo muito para a realização deste trabalho. Você sempre me fez sentir muito à vontade quando precisei conversar ou tirar dúvidas! Obrigada pela colaboração!

À toda equipe de Endodontia da Faculdade de Odontologia de Piracicaba (FOP-Unicamp), que me recebeu tão bem e me ajudou a realizar este trabalho! Um agradecimento especial à Prof. Brenda Paula Figueiredo de Almeida Gomes e ao Dr. Carlos Augusto Pantoja! Também agradeço ao técnico em microscopia Adriano Luis Martins, que me ensinou a usar muito bem o Microscópio Confocal e sempre foi muito atencioso!

À Manuela Rocha que me acolheu em sua casa enquanto realizava meu trabalho em Piracicaba, e que é uma amiga muito querida desde a graduação em Odontologia na Universidade Federal de Sergipe (UFS). Adorei demais ter estado aí com você! Também conheci pessoas maravilhosas enquanto estive aí, incluindo Marcela Di Moura e Ana Livia Fileto! Obrigada por tudo meninas, principalmente as caronas e o carinho (risos)!

Agradeço também às professoras Amara Eulália e Adriana Pinto por me permitirem acompanhá-las, durante este último ano, na clínica integrada da Faculdade de Odontologia da UFRJ. Sentir um pouco do gosto de ajudar a formar novos dentistas, me faz querer buscar ainda mais este caminho!

Ao Prof. José Mirabeau (UFS) um agradecimento especial por ter feito eu me apaixonar pela Endodontia e também por sempre me incentivar a buscar novos conhecimentos! Você é uma grande inspiração!

E finalmente agradeço a todos os demais familiares, tias e tios, primos e primas, irmãos e irmãs! Sei que vocês sempre torceram pela minha vitória. Obrigada por todo o carinho!

Àqueles que porventura eu não tenha citado, peço desculpas! São tantas as pessoas a quem tenho uma imensa gratidão, que teriam que ser páginas e páginas até conseguir falar de todos! Sintam-se prestigiados!

Resumo da Dissertação apresentada à COPPE/UFRJ como parte dos requisitos necessários para a obtenção do grau de Mestre em Ciências (M.Sc.).

INFLUÊNCIA DO TRATAMENTO COM PLASMA OU DA TERAPIA
FOTODINÂMICA NA RESISTÊNCIA DE UNIÃO E PENETRAÇÃO DE
CIMENTOS ENDODÔNTICOS

Marília Santana de Oliveira Menezes

Abril/2016

Orientadores: Renata Antoun Simão

Maíra do Prado

Programa: Engenharia Metalúrgica e de Materiais

O objetivo deste trabalho foi avaliar o efeito do tratamento com plasma e da terapia fotodinâmica (TFD) na resistência de união e penetração dos cimentos endodônticos AH Plus e MTA Fillapex. Dentes foram preparados e submetidos aos tratamentos propostos, com aplicação do plasma durante 1 minuto, e TFD em 90 segundos. Após os tratamentos, os dentes foram obturados, armazenados por 48 horas, cortados em discos de dentina de 1 mm de espessura em 4, 8 e 12 mm a partir do ápice dental, e submetidos a ensaio mecânico de cisalhamento por extrusão (*push-out*) e microscopia confocal de varredura a laser. Os resultados foram analisados estatisticamente (significância de 5%). Os dados de resistência de união para o cimento AH Plus foram: controle (3,33 MPa), plasma (3,54 MPa) e TFD (2,44 MPa). Para o cimento MTA Fillapex: controle (2,22 MPa), plasma (0,55 MPa) e TFD (0,50 MPa). Quanto à penetração, para o cimento AH Plus os grupos tratados apresentaram valores estatisticamente menores que o grupo controle. Para o cimento MTA Fillapex, o tratamento de plasma aumentou os parâmetros de penetração. Foi possível concluir que o tratamento de plasma e a TFD influenciaram a resistência de união e a penetração dos cimentos endodônticos. Nenhuma correlação positiva foi encontrada entre estes parâmetros.

Abstract of Dissertation presented to COPPE/UFRJ as a partial fulfillment of the requirements for the degree of Master of Science (M.Sc.)

INFLUENCE OF PLASMA TREATMENT OR PHOTODYNAMIC THERAPY ON
THE BOND STRENGTH AND PENETRATION OF ENDODONTIC SEALERS

Marília Santana de Oliveira Menezes

April/2016

Advisors: Renata Antoun Simão

Maíra do Prado

Department: Metallurgical and Materials Engineering

The aim of this study was to evaluate the effect of plasma treatment and photodynamic therapy (PDT) in the bond strength and penetration of sealers AH Plus and MTA Fillapex. The teeth were prepared and subjected to the treatments proposed, the plasma application was carried out for 1 minute and PDT was carried for 90 seconds. After treatment, the teeth were obturated with sealers, stored for 48 hours, cut into 1 mm thick dentin discs at 4, 8 and 12 mm from the dental apex, and subjected to mechanical testing shear extrusion (push-out) and the Laser Scanning Confocal Microscopy. The results were analyzed statistically (5% significance level). The bond strength data for the AH Plus sealer were: Control (3.33 MPa), Plasma (3.54 Mpa) and PDT (2.44 MPa). As for the MTA Fillapex sealer: Control (2.22 Mpa), Plasma (0.55 Mpa) and PDT (0.50 MPa). Regarding the penetration, for AH Plus sealer, the treated groups showed statistically lower values than the Control group. And for the sealer MTA Fillapex, plasma treatment increased the penetration parameters. It was concluded that the treatment of Plasma and PDT influenced the bond strength and penetration of root canal sealers. No positive correlation was found between these parameters.

SUMÁRIO

1. Introdução	1
2. Objetivo	3
2.1. Objetivos Específicos.....	3
3. Revisão de Literatura	4
3.1. Desinfecção do Canais Radiculares.....	4
3.1.1. Tecnologia de Plasma	5
3.1.2. Terapia Fotodinâmica.....	12
3.2. Obturação.....	17
3.2.1. Cimentos Endodônticos.....	18
3.2.2. Teste de Cisalhamento por Extrusão (Push-out).....	20
3.2.3. Microscopia Confocal de Varredura à Laser.....	26
4. Metodologia da Pesquisa	31
4.1. Amostras.....	31
4.2. Descrição do Experimento.....	31
4.2.1. Divisão dos Grupos.....	31
4.2.2. Preparo das Amostras.....	31
4.2.3. Descrição da Técnica de Instrumentação.....	32
4.2.4. Tratamento de Plasma.....	32
4.2.5. Terapia Fotodinâmica.....	33
4.2.6. Protocolo de Obturação.....	33
4.2.7. Preparo das Amostras para Teste de Cisalhamento por Extrusão e Análise em Microscopia Confocal.....	35
4.2.7.1. Teste de Cisalhamento por Extrusão (Push-out).....	36
4.2.7.2. Análise em Microscopia Confocal de Varredura à Laser.....	37
4.3. Processamento e Análise de Dados.....	40
5. Resultados	41
5.1. Teste de Cisalhamento por Extrusão.....	41
5.2. Análise de Microscopia Confocal de Varredura à Laser.....	42
5.3. Comparação entre os cimentos endodônticos.....	46
5.4. Correlação.....	47
6. Discussão	48
7. Conclusão	54
8. Referências Bibliográficas	55
 Anexo 1	 68

FIGURAS

Figura 1. Interação do plasma com superfícies (adaptada de WOEDTEK et al., 2013).....	7
Figura 2. Interação Plasma-Célula (adaptada de WOEDTEK et al., 2013).....	8
Figura 3. PlasmaPen™ utilizado para a aplicação de plasma no interior dos canais.....	33
Figura 4. Quadro esquemático do preparo das amostras. (a) Preparo das amostras e instrumentação. (b) Tratamento de plasma. Distância do bocal da caneta de plasma para o dente foi de 5mm. (c) Inserção de azul de metileno no canal radicular preparado e irradiação com laser de diodo. (d) Obturação do canal radicular. Introdução dos cones de guta-percha, corte dos cones e compactação com condensador de Mc Spadden.....	35
Figura 5. Quadro esquemático do processo de Preparo das Amostras para Teste de Cisalhamento por Extrusão e Análise em Microscopia Confocal.....	36
Figura 6. Teste de Cisalhamento por extrusão do cimento endodôntico.....	37
Figura 7. Quadro esquemático da montagem das imagens de MCVL para análise. (a) Seleção das imagens da Microscopia Confocal referentes à fatia escolhida. (b) Seleção da imagem da fatia capturada com a Lupa Estereoscópica. (c) Imagem final. (d) Mensuração das penetrações máximas registradas ao longo da fatia. (e) Escolha da penetração máxima registrada. (f) Normalização dos quatro pontos (g) Registro das penetrações nos quatro pontos. (h) Mensuração do perímetro total do canal. (i) Mensuração do perímetro penetrado. (j) Área total da fatia. (k) Área penetrada pelo cimento endodôntico.....	38
Figura 8. Imagens de MCVL para o cimento AH Plus de acordo com métodos de tratamento e cortes do canal radicular. (A - C) Imagens do grupo Controle apresentaram	

maior penetração do cimento nos túbulos dentinários em todos os terços; (D - F) Imagens após tratamento com Plasma apresentou menor penetração que o grupo Controle; (G-I) Imagens após tratamento com TFD apresentaram nível de penetração semelhante ao tratamento com Plasma.....43

Figura 9. Imagens de MCVL para cimento MTA Fillapex de acordo com métodos de tratamento e cortes do canal radicular. (A - C) Imagens do grupo Controle apresentaram menor penetração do cimento nos túbulos dentinários em todos os terços; (D - F) Imagens após tratamento com Plasma apresentaram maior penetração que o grupo Controle; (G-I) Imagens após tratamento com TFD apresentaram nível de penetração semelhante ao tratamento com Plasma.....45

TABELAS

Tabela 1. Resistência de união (MPa) do cimento AH Plus.....	41
Tabela 2. Resistência de união do cimento MTA Fillapex.....	42
Tabela 3. Dados da Microscopia Confocal. Cimento AH Plus. Valores mediana.....	44
Tabela 4. Dados da da Microscopia Confocal. Cimento MTA Fillapex. Valores mediana.....	46
Tabela 5. Tabela comparativa dos valores dos cimentos AH Plus e MTA Fillapex.....	46
Tabela 6. Tabela comparativa para os valores de penetração dos cimentos AH Plus e MTA Fillapex. Valores mediana.....	47

1. Introdução

O tratamento endodôntico, durante o preparo químico-mecânico, visa reduzir ao máximo o número de microrganismos e remover o tecido pulpar inflamado ou contaminado e, durante a obturação, visa o preenchimento tridimensional dos canais radiculares e ramificações associadas (SCHILDER 2006; DE ASSIS *et al.*, 2011). Uma obturação inadequada do canal radicular pode promover o insucesso do tratamento endodôntico (SCHILDER, 2006).

Tem sido demonstrado que as infecções endodônticas em dentes necrosados e com periodontite apical são de natureza polimicrobiana com uma elevada prevalência de microrganismos anaeróbios, particularmente bactérias gram-negativas, que podem facilmente disseminarem-se por todo o sistema de canais e chegar ao exterior das superfícies radiculares (biofilme apical) (SILVA *et al.*, 2012). Muitos estudos demonstram que as infecções endodônticas persistentes são causadas, com frequência, por *Enterococcus faecalis* (PAN *et al.*, 2013, ÜREYEN KAYA *et al.*, 2014).

A prevenção da contaminação do sistema de canais radiculares é uma questão importante na terapia endodôntica. Atualmente soluções descontaminantes utilizadas durante o tratamento endodôntico, como o hipoclorito de sódio (NaOCl) (OZALP *et al.*, 2006; RÔÇAS & SIQUEIRA, 2011, WONG & CHEUNG, 2014, GONÇALVES *et al.*, 2016); a clorexidina (RÔÇAS & SIQUEIRA, 2011, BOTTCHER *et al.*, 2015, MA *et al.*, 2015, GONÇALVES *et al.*, 2016) e o ácido paracético (PAA) (SUBHA *et al.* 2013; CORD *et al.* 2014), são propostas para esse fim. Contudo, os tratamentos tradicionais como o debridamento mecânico e irrigação química não permitem uma completa eliminação dos sítios de biofilme nos canais radiculares. Tal fato pode ser atribuído à complexidade do sistema de canais, que consiste em canais laterais, ramificações, ístimos e deltas apicais (PAN *et al.*, 2013, SCHAUDINN *et al.*, 2013).

Na busca de novos métodos que fornecessem uma desinfecção adicional para o sistema de canais radiculares e presumivelmente melhorassem os resultados dos tratamentos, novas técnicas vêm sendo propostas na literatura, entre elas: comprimentos de onda laser; hidráulico (Endo-Vac); irrigação sônica e ultrassônica; tratamento com plasma frio (ARORA *et al.* 2014); e terapia fotodinâmica (TFD) (CHREPA *et al.* 2014).

O sucesso endodôntico necessita, além de uma boa desinfecção dos canais radiculares com a utilização de substâncias desinfetantes, de uma vedação hermética

(BALLAL *et al.*, 2013). A guta-percha é um dos mais antigos materiais dentários e o material obturador mais comumente utilizado (GATEWOOD, 2007). Apesar disso, a guta-percha não adere verdadeiramente à dentina, podendo permitir a microinfiltração (DEMIRYÜREK *et al.*, 2012, BRISEÑO MARROQUÍN *et al.*, 2015).

A utilização de cimentos endodônticos é necessária para a obtenção de um adequado selamento, pois estes visam preencher completamente as paredes do canal, as ramificações apicais e o delta apical, assim como reduzir a interface entre cones de guta-percha e a parede do canal e entre diferentes cones quando a técnica de condensação lateral é empregada (KONTAKIOTIS *et al.*, 2007, LI *et al.*, 2014). Dessa maneira, o cimento age como um agente de união entre as paredes dentinárias do canal radicular e o material de preenchimento (KONTAKIOTIS *et al.*, 2007). Essa íntima relação do cimento com a dentina e a guta-percha é um dos fatores que contribuem para o sucesso do tratamento (BALLAL *et al.*, 2013).

As propriedades físico-químicas dos cimentos endodônticos podem caracterizar o seu comportamento durante e após a obturação (KONTAKIOTIS *et al.*, 2007, LI *et al.*, 2014). No entanto, irrigantes são utilizados durante a modelagem e limpeza do espaço radicular e podem promover modificações na superfície dentinária do canal radicular, alterando suas composições químicas e estruturais. Estas alterações incluem a diminuição da resistência da dentina ao estresse, e susceptibilidade à fixação de bactérias e diminuição da adesão de materiais de preenchimento nas paredes do canal (DE ASSIS *et al.*, 2012, BALLAL *et al.*, 2013).

Tendo em vista os possíveis efeitos benéficos do tratamento de plasma e da terapia fotodinâmica na desinfecção de canais radiculares, o objetivo do presente trabalho foi avaliar a influência desses tratamentos na resistência de união dos materiais obturadores à parede dentinária e na penetração de diferentes cimentos endodônticos.

2. Objetivo

O objetivo do presente trabalho foi avaliar o efeito do plasma e da terapia fotodinâmica na força de adesão e penetração de cimentos endodônticos.

2.1. Objetivos específicos

Avaliar as possíveis influências do tratamento de plasma e terapia fotodinâmica na resistência de união entre os cimentos endodônticos AH Plus ou MTA Fillapex e a dentina radicular por Teste de Cisalhamento por Extrusão (Push-out).

Assim como, por meio de microscopia confocal de varredura a laser, analisar as modificações que estes tratamentos possam promover na:

- a) Profundidade de Penetração Máxima dos diferentes cimentos endodônticos;
- b) Profundidade de Penetração Média destes mesmos cimentos;
- c) Porcentagem do Perímetro Penetrado (preenchimento das paredes dos canais radiculares);
- d) Percentagem da Área Penetrada da dentina radicular.

3.Revisão de Literatura

3.1. Desinfecção dos Canais Radiculares

O objetivo do tratamento endodôntico é preparar o sistema de canais radiculares química e mecanicamente, levando assim, à desinfecção e conseqüentemente à obturação final. O tratamento endodôntico requer assepsia do campo de trabalho, dos instrumentos e materiais que serão utilizados para preencher o sistema de canais radiculares (KLAGER & DUPONT, 1987).

Técnicas contemporâneas incluem o debridamento mecânico e modelagem do sistema de canais radiculares com ênfase em vários sistemas rotatórios de níquel-titânio (NiTi), irrigação intracanal com agentes antimicrobianos e/ou que promovam a dissolução de tecido, e medicamentos entre as sessões. No entanto, diversos estudos têm mostrado que os instrumentos rotatórios e manuais são igualmente eficazes na redução de bactérias (RÔÇAS *et al.*, 2013, NAIR *et al.*, 2005, CHUSTE-GUILLOT *et al.*, 2006), e, apesar da melhoria da eficiência dos sistemas de NiTi, não há uma diferença significativa na redução microbiana (DALTON *et al.*, 1998, SIQUEIRA *et al.*, 1999, CHREPA *et al.*, 2014). Os tratamentos auxiliares tradicionais como a irrigação, irradiação com laser e ultrassom também não permitem uma completa eliminação dos sítios de biofilme nos canais radiculares. Tal fato pode ser atribuído à complexidade do sistema de canais (PAN *et al.*, 2013; SCHAUDINN *et al.*, 2013).

Algumas espécies bacterianas, predominantemente anaeróbios facultativos, são responsáveis por causar a periodontite apical observada em tratamentos radiculares malsucedidos. Os gêneros mais comuns encontrados no canal radicular em casos de infecções persistentes são *Enterococcus*, *Fusobacterium*, *Propionibacterium* e *Actinomyces* (MELKER *et al.*, 2006). Estudos demonstram que as infecções endodônticas persistentes são causadas, com frequência, por *Enterococcus faecalis* (PAN *et al.*, 2013; ÜREYEN KAYA *et al.*, 2014). Esta bactéria torna-se mais resistente quando cresce dentro do sistema de canais radiculares, pois possui a capacidade de viver nos túbulos dentinários e suportar tempos prolongados sem alimento (ÜREYEN KAYA *et al.*, 2014).

Outro problema está na presença da *smear layer* produzida durante a instrumentação do canal, pois esta atua como um meio onde bactérias podem sobreviver e multiplicarem-se. Dessa maneira, para conseguir uma desinfecção mais eficaz deste sistema de canais radiculares, são utilizados agentes quelantes durante o preparo, com o objetivo de remover a *smear layer* e permitir melhor acesso dos irrigantes aos túbulos dentinários (CORD *et al.*, 2014). Estudos demonstraram que a utilização de EDTA 17% é eficiente na remoção desta camada, sendo este o mais amplamente utilizado na endodontia (YAMADA *et al.*, 1983, BAUMGARTNER & MADER, 1987, GENCOGLU *et al.* 1993). Habitualmente, é usado em combinação com hipoclorito de sódio (NaOCl) (CORD *et al.*, 2014).

O NaOCl tem sido estudado desde o século 18 e foi introduzido como um agente de irrigação na Endodontia por Crane em 1920 (CRANE, 1920). Esta solução apresenta eficácia antimicrobiana e capacidade de dissolução de tecidos necróticos infectados. O NaOCl é o irrigante mais utilizado na prática endodôntica (CORD *et al.*, 2014, DIOGENES *et al.*, 2014).

Entretanto, a total desinfecção do canal radicular ainda não foi alcançada por conta da complexidade anatômica e as limitações no acesso dos instrumentos e dos irrigantes ao canal (GOMES *et al.*, 2015; MELKER *et al.*, 2006). Por conta disso, a procura pela melhoria da limpeza e desinfecção tem sido crucial para o avanço da instrumentação e irrigação (MELKER *et al.*, 2006). A busca por novos métodos que promovam uma desinfecção adicional do sistema de canais radiculares e que consequente elevem o sucesso do tratamento endodôntico vêm promovendo o surgimento de novas técnicas e tecnologias, incluindo o plasma atmosférico (LU *et al.*, 2009) e a terapia fotodinâmica (CHREPA *et al.*, 2014).

3.1.1. Tecnologia de Plasma

Plasma é o quarto estado da matéria, e foi descoberto pelo físico britânico Sir William Crookes em 1879. Entretanto, o nome "plasma" só foi aplicado por Irving Langmuir, químico americano, em 1929 (ARORA *et al.*, 2014, CHA & PARK, 2014). Os plasmas físicos são gases ionizados, contendo íons, elétrons, moléculas neutras e moléculas excitadas, além de radiação em diferentes concentrações. O uso constante de energia para arrancar elétrons mantém o plasma naturalmente energético. Se essa energia

dissipar, os elétrons se realocarão e as partículas do plasma retornarão a forma de gás mais uma vez (ARORA *et al.*, 2014).

Os plasmas emitem vários tipos de radiação eletromagnética, incluindo infravermelho, luz visível e ultravioleta (UV). Plasmas térmicos e não-térmicos são umas das muitas classificações utilizadas (WOEDTKEA *et al.*, 2013). O plasma térmico é um fenômeno que ocorre na natureza (por exemplo: o fogo), já o plasma não-térmico (ambiental ou frio) é aquele cuja composição e temperatura são ajustáveis em uma ampla gama de parâmetros, como: tipo de entrada de energia, potência de entrada, tipo de gás, pressão, composição do gás, entre outros (KIM *et al.*, 2013, WOEDTKEA *et al.*, 2013, CHA & PARK, 2014).

Na maioria dos casos, os plasmas frios são gerados por aplicação de um campo elétrico a um gás neutro ou a uma mistura de gases (WOEDTKEA *et al.*, 2013). Este tipo de plasma pode ser gerado a uma pressão baixa, atmosférica, ou a uma pressão alta, com diferentes temperaturas. O plasma não térmico consiste na ionização de um gás com uma densidade igual de cargas positivas e negativas que produzem partículas excitadas (CHERUTHAZHEKATT *et al.*, 2010). A sua temperatura chega a ser inferior a 40 °C no ponto de aplicação (ARORA *et al.*, 2014).

Existem vários métodos para produzir plasma, estes incluem: Descarga de Barreira Dielétrica (Dielectric Barrier Discharge - DBD), Jato de Plasma de Pressão Atmosférica (Atmospheric Pressure Plasma Jet - APPJ), Agulha de Plasma e Caneta/Lápis de Plasma. Os gases comumente utilizados são o hélio, argônio, nitrogênio, oxigênio, Heliox (mistura dos gases hélio e oxigênio) e ar (ARORA *et al.*, 2014, CHA & PARK, 2014).

No final do século XX, a utilização dos plasmas frios foi estabelecida em um amplo campo de aplicação tecnológica. Estes campos consistem em lâmpadas de baixo consumo de energia, pré-tratamento de materiais poliméricos (para a pintura e colagem), melhoria dos materiais de embalagem, várias tecnologias de superfície de acabamento, gestão de resíduos e poluição do ar, microeletrônica, monitores de tela plana, entre muitos outros (WOEDTKEA *et al.*, 2013). A utilização do plasma na medicina é um dos campos mais inovadores e emergentes, combinando a física do plasma com a ciência da vida e clínica médica (WOEDTKEA *et al.*, 2013; ZHANG *et al.*, 2014).

A depender dos vários parâmetros para a geração do plasma (fonte de energia, pressão, composição do gás de trabalho, etc.), assim como da natureza do substrato,

uma infinidade de interações químicas com materiais podem ser melhoradas ou mesmo ativadas pela aplicação dessa tecnologia. Estas interações podem acontecer por erosão (etching) ou ablação, deposição de filme fino, modificação da superfície química e/ou física, ativação ou funcionalização de superfícies, materiais ou dispositivos (Figura 1) destinados para utilização médica (WOEDTKEA *et al.*, 2013).



Figura 1. Interação do plasma com superfícies (adaptada de WOEDTEK *et al.*, 2013).

As aplicações odontológicas do plasma frio incluem: tratamento de cárie dentária, esterilização, eliminação de biofilmes, desinfecção do canal radicular, aumento da força de união entre dentina/compósito e clareamento dental (ARORA *et al.*, 2014).

Recentemente, os plasmas atmosféricos têm mostrado eficiência em matar bactérias, eliminando o uso de fontes de calor (esterilização), antibióticos e soluções antimicrobianas (ARORA *et al.*, 2014). A eficácia da esterilização de dispositivos com plasma é influenciada pela composição do gás, a frequência de condução e da estirpe bacteriana. Os dispositivos de plasma têm demonstrado uma proporção mais elevada de morte bacteriana do que métodos convencionais não térmicos (BAZAKA *et al.*, 2011).

O mecanismo de esterilização por plasma está relacionado com a quantidade de componentes que são utilizados, incluindo espécies reativas de oxigênio, íons e elétrons, e de campos UV e eletromagnéticos. Por outro lado, o plasma pode afetar não apenas o ponto contatado, mas também a área em torno dele (BAZAKA *et al.*, 2011). A interação das espécies de plasma, como radicais livres altamente reativos (OH^\cdot e O_2^\cdot), com a membrana bacteriana pode provocar a ruptura da parede celular e, conseqüentemente, sua morte (Figura 2) (HABIB *et al.*, 2014, SCHAUDINN *et al.*, 2014, ÜREYEN KAYA *et al.* 2014).

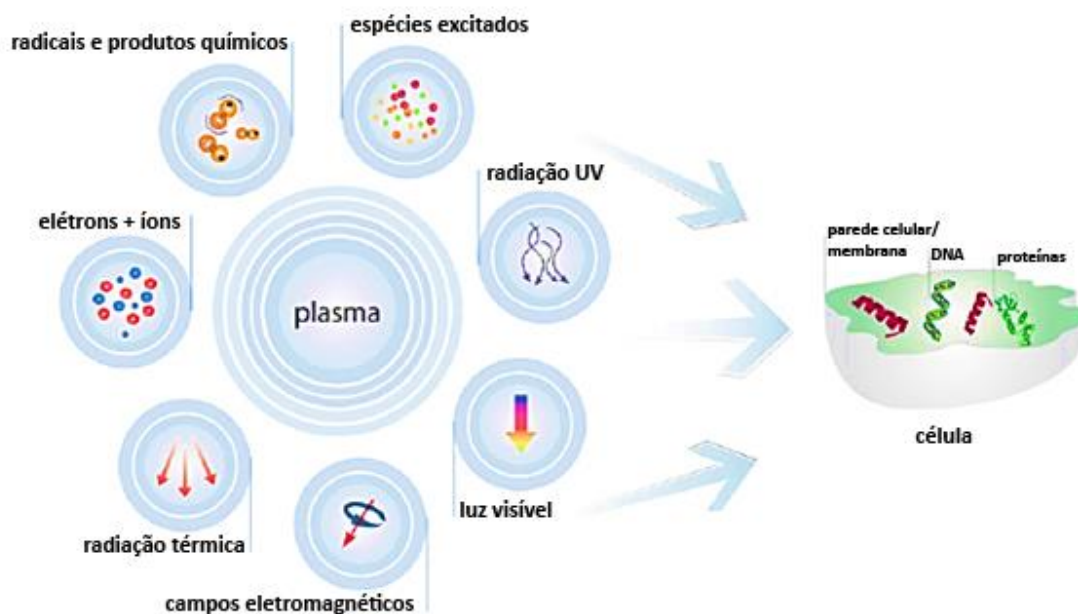


Figura 2. Interação Plasma-Célula (adaptada de WOEDTEK *et al.*, 2013).

Em 2004, WHITTAKER *et al.* indicaram que a utilização de plasma de gás pode ser extremamente benéfica na redução da quantidade absoluta de materiais proteicos e microrganismos transferidos entre os pacientes quando instrumentos endodônticos são reutilizados. As limas foram expostas por um curto prazo de tempo a um plasma de baixa pressão de argônio/oxigênio, antes de serem reexaminadas. Em todos os casos, a quantidade de material orgânico foi reduzida para um nível inferior ao limite de detecção do instrumento de análise de energia dispersiva por raio-X (Oxford Instruments Isis 300). Esta é uma análise capaz de detectar os elementos de número atômico acima de 6, a um limite de 1 ppm até o tamanho de 5 mm de diâmetro. Em todas as amostras testadas, os resíduos contaminantes puderam ser identificados como fragmentos orgânicos e potencialmente proteicos ou de dentina.

JIANG *et al.* (2009) avaliaram a remoção do biofilme bacteriano de *Bacillus atrophaeus* mediada por plasma de He e de He/O₂ (1%) em placas de ágar. Foi verificada uma inibição de crescimento de 100% de *B. atrophaeus* em placas de ágar após a exposição ao plasma, durante 60 segundos. O espectro de emissão de plasma e a extensa inativação do *B. atrophaeus* após o tratamento com He/O₂ (1%) sugere que o oxigênio atômico presente na composição da mistura gasosa contribuiu para tal acontecimento. A duração do tratamento de plasma, tensão de impulso, e concentração de oxigênio no fluxo de hélio podem afetar os resultados bactericidas.

LU *et al.* (2009) analisaram a ação do plasma de gás He/O₂ a uma concentração de 20%, durante 4 e 10 minutos de aplicação. Os resultados mostraram que a inativação pode matar de maneira eficaz o *Enterococcus faecalis*. Apesar da redução de cerca de 2-log na CFU (unidade formadora de colônias), os canais radiculares não foram completamente esterilizados no experimento. Entretanto, de acordo com os autores, mais estudos se fazem necessários para melhor entender o funcionamento do plasma na desinfecção de canais radiculares.

Em 2012, DU *et al.* avaliaram a eficácia antimicrobiana do plasma atmosférico de He/O₂ a uma taxa de fluxo de 1:0.01 L/min durante tempos de 5, 10 e 15 minutos. O tratamento durante 5 minutos com plasma ou 2% clorexidina (CHX) matou a maioria das bactérias dos biofilmes de *E. faecalis*, sendo o plasma tão eficaz quanto 2% CHX para a inativação de bactérias em canais radiculares infectados. Foi possível perceber que a presença das bactérias reduzia após o tratamento com o aumento dos tempos de exposição. Não houve diferença significativa entre a sobrevivência bacteriana em sistemas de canais radiculares complexos e canais retos simples. Foi possível concluir que o tratamento com plasma pode ser um complemento antimicrobiano ao tratamento endodôntico padrão.

PAN *et al.* (2013) afirmam que a maior vantagem do plasma no que diz respeito à eliminação de microrganismos na endodontia, é a sua capacidade para atingir profundamente os sítios infectados do complexo sistema de canais radiculares. Este trabalho avaliou, *in vitro*, a viabilidade do tratamento com plasma frio de argônio pré-misturado com oxigênio (98% Ar e 2% O₂) no canal radicular infectado com biofilme de *Enterococcus faecalis*. Os tratamentos de 8 e 10 minutos tiveram uma maior eficácia antimicrobiana, quando comparados ao tratamento com Ca(OH)₂ durante 7 dias (hidróxido de cálcio) após contagem de unidades formadoras de colônia (CFU). A análise do MEV (Microscopia Eletrônica de Varredura) mostrou que a membrana das bactérias foi rompida, sendo a estrutura do biofilme destruída pelo plasma. A análise por Microscopia Confocal a Laser também comprovou que o plasma induziu a morte de *E. faecalis* e a destruição do biofilme.

SCHAUDINN *et al.* (2013) relataram em seu artigo a eficácia do tratamento de plasma com uma agulha para reduzir as populações de biofilmes *ex vivo* no canal radicular. O gás usado foi Heliox (mistura de He/O₂, 99:1). Dentes, escolhidos aleatoriamente, foram tratados com a plasma não térmico durante 30 min (3 x de 10 min com 2 minutos de pausas entre cada aplicação), NaOCl a 6% e solução salina a 0,9%

também durante 30 minutos. Foi observado que a remoção do biofilme pelo plasma foi menor do que a obtida no tratamento com 6% de NaOCl. Ficou evidente, a partir dos resultados, que a presença visível da pluma de plasma no canal radicular não foi suficiente para eliminar eficazmente biofilme bacteriano (SCHAUDINN *et al.*, 2013). Embora não tenha mostrado completa eliminação de patógenos no canal radicular, melhores resultados podem ser esperados no futuro, com melhorias nos dispositivos utilizados (BAZAKA *et al.*, 2011, SCHAUDINN *et al.*, 2013).

HABIB *et al.* (2014) realizaram um estudo para investigar os efeitos do plasma atmosférico em um biofilme de *Enterococcus faecalis* nos canais de dentes humanos extraídos. Argônio (99,99% de pureza) foi usado como o gás de plasma principal e oxigênio (99,99% de pureza) como gás aditivo. Os canais radiculares foram tratados durante 2 minutos. De acordo com os autores, devido à sua fase gasosa, o plasma poderia penetrar profundamente nos locais infectados no complexo sistema de canais radiculares. Os testes de cultura em Ágar mostraram que o tratamento de plasma foi capaz de matar quase todos os microrganismos (cerca de 97%). Plasma atmosférico demonstrou ser tão eficaz como a irrigação com hipoclorito de sódio a 6%. O tratamento nesse tempo se mostrou muito eficaz na redução da viabilidade e atividade metabólica da bactéria.

LIU *et al.* (2014) propuseram uma aplicação com plasma à pressão atmosférica de gás He para verificar a sua eficácia na desinfecção de *Streptococcus mutans*. Os resultados mostram que as intensidades de radicais de oxigênio atômico e radical hidroxila, a temperatura do gás, e a absorção de energia aumentam à medida que a distância de intervalo de descarga é aumentada, sob uma mesma tensão. Aumentar a largura de eletrodo aterrado, aumenta a temperatura do gás e causa maior absorção de energia, porém só causa uma ligeira alteração na geração de radical. O plasma foi aplicado sobre as placas com *Streptococcus mutans* nas condições de maior geração de radicais (largura eletrodo aterrado = intervalo de descarga distância = 15 mm). A partir de 15 segundos de aplicação já foi possível constatar uma esterilização efetiva, o que pode ser um indicativo para seu uso clínico na desinfecção do canal radicular.

ÜREYEN KAYA *et al.* (2014) compararam a eficácia antimicrobiana de plasma atmosférico, sistema gasoso de ozônio e 2,5% de NaOCl em paredes dos canais radiculares e túbulos dentinários infectados com *Enterococcus faecalis*. Foi utilizada uma mistura dos gases hélio (5 lpm) e oxigênio (0,2 lpm). Observou-se, através de CFU, a eficácia superior do tratamento de plasma em comparação com NaOCl no terço

médio, enquanto que ambos tiveram efeitos semelhantes nos terços cervical e apical. NaOCl e plasma foram melhores do que o ozônio nos terços coronais e médio dos canais radiculares. Desse modo, foi sugerido que o plasma pode ser de grande ajuda no tratamento endodôntico. Contudo, nenhum dos regimes de tratamento foi capaz de tornar os canais livres de bactérias em todas as amostras, provando a dificuldade em lidar com bactérias em canais radiculares.

SIMONCELLI *et al.* (2015) realizaram estudo para avaliar a eficiência de uma caneta de plasma na descontaminação de canais radiculares com *Enterococcus faecalis*. A eficácia antibacteriana da caneta foi avaliada primeiramente em placas de ágar contaminados para determinar condições de funcionamento ótimas, e posteriormente foram avaliadas quantitativamente o tratamento em suspensões líquidas contaminadas em modelos artificiais de dentes, assemelhando-se a procedimentos convencionalmente adotados na prática endodôntica. Foram investigadas a irrigação, em modelos de dentes contaminados, com água ativada por plasma (tratamento indireto) e a exposição direta dos modelos de dentes contaminados com a pluma de plasma (tratamento direto). O gás de trabalho foi o He 99,999% de pureza. Uma pluma de plasma é produzida na saída do orifício de origem, composta por uma mistura de plasma He com ar ambiente circundante. Os tratamentos foram realizados em condições de funcionamento normais, a uma distância de 5 mm e tempos de exposição diferentes (1, 3 e 5 min) foram testados. Apesar de nas condições secas a química induzida pela irradiação de plasma em líquido não estar presente, o tratamento com plasma direto em ambiente seco alcançou os maiores valores de redução da carga bacteriana entre todos os procedimentos testados, sendo estes maiores que os resultados para os controles com NaOCl e CHX nas mesmas condições. Uma redução da carga bacteriana relevante foi obtida quando o sistema de canal radicular foi tratado com plasma durante 1 minuto. Assim, pôde ser sugerido que a possibilidade de combinar tratamentos diretos e indiretos em um procedimento baseado em plasma para tratamento endodôntico seja um processo inovador que pode gerar o aumento da eficácia antibacteriana geral.

Quanto à melhoria da adesividade, o tratamento com plasma pode aumentar a resistência de união entre a interface dentina e compósitos, promovendo dessa forma uma melhoria na performance, durabilidade e longevidade das restaurações (ARORA *et al.*, 2014). A capacidade dos agentes de união em conseguir uma boa adesão, com durabilidade pode ser afetada pela não homogeneidade da superfície dentinária, que pode diferir em estrutura, morfologia e composição química. A tecnologia de plasma

atmosférico vem sendo muito estudada para modificações na adesividade da dentina com materiais restauradores (CHEN *et al.*, 2013, ZHANG *et al.*, 2014). As partículas excitadas do plasma decaem e excitam outras partículas, criando assim, interações químicas com a superfície de materiais e porventura formando uma camada superficial modificada. Este tratamento é potencialmente uma opção, representando um processo de mudança de energias de superfícies e ocasionando a melhoria das características adesivas (ZHANG *et al.*, 2014).

No entanto, no que se refere à influência do tratamento de plasma sobre a força adesão, penetração e interação de cimentos endodônticos na superfície dentinária, ainda não há registros de estudos na literatura que tenham realizado este tipo de associação. Sendo necessário assim haver investigações sobre as modificações diretas do uso de plasma na dentina de canais radiculares.

3.1.2. Terapia Fotodinâmica

O primeiro relato sobre a associação entre o corante e luz para geração de efeito antimicrobiano data de mais de 100 anos. Oscar Raab e Hermann von Tappeiner perceberam, em 1900, que acridina vermelha tinha a capacidade de absorver luz ambiente e causar um efeito tóxico sobre culturas de protozoários. Porém o interesse pela terapia fotodinâmica como arma para a eliminação de microrganismos só ressurgiu entre as décadas de 1980 e 1990, devido ao rápido aumento de bactérias resistentes à antibióticos (DE OLIVEIRA *et al.*, 2014).

Nas últimas décadas a terapia fotodinâmica (TFD) tem emergido como uma inovação tecnológica auxiliar para a endodontia, buscando uma ação antimicrobiana mais eficaz com menor tempo de trabalho (DE OLIVEIRA *et al.*, 2015). Esta tecnologia tem demonstrado ótimas propriedades antimicrobianas, e suas aplicações orais têm sido extensivamente testadas (SOUKOS *et al.*, 2006, GARCEZ *et al.*, 2007, FIMPLE *et al.*, 2008, KOMINE & TSUJIMOTO, 2013). As indicações da TFD englobam terapia para tumores, periodontite, lesões bucais e doenças pré-malignas (SOUKOS *et al.*, 2006, CHREPA *et al.*, 2014).

TFD é uma estratégia antimicrobiana que envolve a combinação de um fotossensibilizador não-tóxico e uma fonte de luz visível inofensiva (GARCEZ *et al.*, 2007). Em relação ao protocolo clínico, o agente de fotossensibilização é aplicado sobre

o tecido alvo, que depois é irradiado com luz em um comprimento de onda apropriado na presença de oxigênio, promovendo a produção de radicais livres, oxigênio singleto, e outras espécies reativas de O₂ (SIQUEIRA *et al.*, 2011; CHREPA *et al.*, 2014). Quando o fotossensibilizador é ativado, ele sofre transição de um nível baixo de energia para um nível de energia maior chamado "estado de tripleto". Como resultado, ele transfere a sua energia para uma biomolécula ou para o oxigênio molecular, resultando na geração destas espécies citotóxicas. A ação bactericida destas espécies é atribuída a duas vias principais: danos da membrana plasmática celular; ou danos ao DNA das células. Ambos resultam em morte celular (CHREPA *et al.*, 2014).

Alguns dos fotossensibilizadores mais utilizados na TFD incluem os corantes de fenotiazina (azul de toluidina e azul de metileno), ftalocianinas, porfirinas, cloros, xantinas e monoterpeneo (SIQUEIRA *et al.*, 2011). Alguns trabalhos fazem o uso de um corante denominado de cloreto de fenotiazina, que não é encontrado facilmente no mercado, sendo este produzido e distribuído pela empresa Helbo Systems (Helbo® EndoBlue Photosensitizer, Senden, Alemanha) (XHEVDET *et al.*, 2014, JURIC *et al.*, 2014). Os agentes fotossensibilizadores utilizados na TFD pertencem a diferentes grupos de compostos e a maioria deles são ativados pela luz em um comprimento de onda (λ) entre 630 nm e 700 nm (DE OLIVEIRA *et al.* 2014). Os fotossensibilizadores são geralmente usados em baixas concentrações para evitar a pigmentação do dente (SIQUEIRA *et al.* 2011).

O azul de metileno se destaca pela sua hidrofilicidade e juntamente com seu baixo peso molecular e carga positiva, permite a passagem através dos canais de porina em proteínas na membrana exterior de bactérias gram-negativas. Esse fotossensibilizador interage com macromoléculas aniônicas lipossacarídicas, resultando na geração de dímeros de azul de metileno, os quais participam no processo de fotossensibilização (FIMPLE *et al.*, 2008, XU *et al.*, 2009).

Em relação à fonte de luz, o sistema laser de diodo tem sido amplamente utilizado na TFD, pois são fáceis de manusear, possuem baixo custo e são portáteis (SIQUEIRA *et al.*, 2011). Outra fonte de luz alternativa que vem sendo aplicada com bastante sucesso é a lâmpada de LED, que se trata de uma fonte de luz não laser, com baixo custo, flexibilidade e peso leve (DE OLIVEIRA *et al.*, 2014). É importante ressaltar também que o uso da fibra óptica se mostra de grande importância para melhores resultados do tratamento. A fibra distribui homogêaneamente a luz no interior do canal radicular garantindo uma fotorreação melhorada. Além disso, a técnica de

irradiação usando movimentos helicoidais também pode contribuir para em melhores resultados (GARCEZ *et al.*, 2008).

Uma das vantagens da TFD é a ausência de efeitos colaterais térmicos nos tecidos perirradiculares. A ação letal de TFD baseia-se em eventos fotoquímicos e efeitos não térmicos, ao contrário de muitas técnicas de terapia a laser. A ausência de um efeito térmico da TFD faz com que esta seja eficaz na erradicação microrganismos tais como as bactérias, fungos e vírus sem causar um sobreaquecimento dos tecidos adjacentes (CHREPA *et al.*, 2014, BORSATTO *et al.*, 2015). O pouco ou nenhum efeito citotóxico da TFD foi observado em culturas de células *in vitro*, o que demonstra uma elevada seletividade desta terapia antimicrobiana (XU *et al.*, 2009). No entanto, foi demonstrado que a atividade antibacteriana é comprometida na presença de conteúdo no canal radicular, tais como o tecido de celulose, soro, matriz de dentina e os restos bacterianos (lipopolissacáridos) (SOUKOS *et al.*, 2006, BORSATTO *et al.*, 2015).

Em 2006, SOUKOS *et al.* investigaram os efeitos da TFD, utilizando azul de metileno (25 µg/ml) em patógenos comuns na endodontia (inoculados em dentes humanos unirradiculares extraídos) em um tempo de exposição de 5 min à luz vermelha (laser de diodo) com λ de 665 nm e fluência de 30 J/cm². As espécies utilizadas neste estudo foram: *Porphyromonas gingivalis*, *P. intermedia*, *Fusobacterium nucleatum nucleatum*, *Peptostreptococcus micros*, *Porphyromonas endodontalis* e *E. faecalis*. Foi utilizada uma fibra óptica com múltiplos difusores cilíndricos que distribuem uniformemente a luz em 360 graus. O azul de metileno sozinho conseguiu eliminar todas as espécies bacterianas com exceção de *E. faecalis* (53% de morte). Mas quando aplicada a fonte de luz vermelha, a eliminação de biofilme de *E. faecalis* aumentou para 97%. O estudo concluiu que a TFD pode servir como um procedimento adicional para a eliminação de microrganismos do sistema de canais radiculares.

GARCEZ *et al.* (2007) compararam a eficiência da TFD, do tratamento endodôntico convencional e a combinação dos dois tratamentos na eliminação de biofilme bacteriano Gram-negativo (*Proteus mirabilis* e *Pseudomonas aeruginosa*). O fotosensibilizador foi um conjugado entre polietilenimina (PEI) e clorina (e6) – 10 µM PEI-ce6 – incubado durante 10 minutos antes da irradiação. O laser de diodo de 660 nm com potência total de 40 mW foi utilizado como fonte de luz em tempos definidos correspondentes 5, 10, 20, e 40 J/cm². A terapia endodôntica isoladamente, reduziu a bioluminescência bacteriana em 90%, enquanto a TFD promoveu uma redução de 95%. A combinação dos dois tratamentos levou a uma redução > 98%. Foi concluído que

utilização da TFD como um adjuvante para o tratamento endodôntico convencional conduz a uma redução estatisticamente significativa da carga bacteriana e em particular reduz a quantidade de novo crescimento bacteriano após 24 horas em relação a qualquer tratamento isoladamente.

Já em 2008, GARCEZ *et al.* analisaram o efeito da TFD associada ao tratamento endodôntico em 20 pacientes. Foram coletadas amostras microbiológicas depois de cada procedimento: acesso do canal, tratamento endodôntico e TFD. No fim da primeira sessão, o canal radicular foi preenchido com Ca(OH)₂ após a aplicação de TFD, e uma semana depois foi realizada uma nova aplicação da TFD. 10 µM de PEI-ce6 foi utilizado como fotensibilizador. O laser de diodo de 660 nm com potência total de 40 mW foi escolhido, num tempo de aplicação de 240 segundos. A combinação de PDT com o tratamento endodôntico promoveu uma redução significativamente maior. A segunda aplicação da TFD foi significativamente mais eficaz do que a primeira. Dessa maneira, foi possível afirmar que os resultados sugerem que a utilização de TFD na endodontia como um tratamento adicional, leva a uma maior redução da carga bacteriana e pode ser apropriada para o tratamento de infecções orais.

FIMPLE *et al.* (2008) investigaram os efeitos da terapia fotodinâmica, utilizando azul de metileno em biofilmes de múltiplas espécies do canal radicular: *Actinomyces israelii*, *Fusobacterium nucleatum subespécie nucleatum*, *Porphyromonas gingivalis* e *Prevotella intermedia*; incubados *in vitro* em canais radiculares de dentes humanos extraídos. A microscopia eletrônica de varredura (MEV) mostrou a presença de biofilmes nos canais radiculares antes da terapia. Os canais foram preenchidos com azul de metileno (25 µg/ml) durante 10 minutos seguido de exposição à luz vermelha a 665 nm, com uma fluência de energia de 30 J/cm². Luz foi então aplicado no sistema de canais radiculares dos espécimes durante 2,5 minutos seguido por uma pausa de 2,5 minutos e uma segunda exposição à luz por mais 2,5 minutos usando a fibra óptica. A TFD alcançou uma redução de cerca 80% da contagem de CFU. Imagens em Microscopia Confocal mostraram a presença de biofilmes microbianos no sistema de canais radiculares antes do tratamento (áreas verdes representam massas microbianas viáveis que se estendem para dentro dos túbulos dentinários). Após a terapia demonstrou a destruição de espécies de biofilme pela TFD (espécies mortas são representadas na cor vermelha).

Em 2010, SOUZA *et al.* realizaram um estudo *in vitro* para investigar os efeitos antibacterianos da terapia fotodinâmica (TFD) com azul de metileno (AM) ou azul de

toluidina (AT) (ambos com 15 µg/ml) como tratamento adicional na instrumentação e irrigação de canais radiculares experimentalmente contaminados com *Enterococcus faecalis*. Dentes extraídos foram instrumentados com limas de NiTi e irrigados, com NaOCl 2,5% ou com NaCl 0,85%, e posteriormente distribuídos randomicamente em quatro grupos experimentais: AM/NaOCl; AT/NaOCl; AM/NaCl; AT/NaCl. Os fotossensibilizadores permaneceram no canal durante 2 minutos antes de serem expostos à luz vermelha emitida a partir de um diodo de laser durante 4 minutos. Foi possível avaliar que a instrumentação sozinha promove uma significativa redução nas contagens bacterianas, independentemente dos irrigantes utilizados. O NaOCl foi mais eficaz do que o NaCl, persistindo a diferença também depois da TFD, para ambos fotossensibilizadores. Neste estudo a TFD não aumentou significativamente a desinfecção, quando utilizado o NaOCl como irrigante, independente do fotossensibilizador. E diferenças significativas não foram observadas entre os dois fotossensibilizadores. Pode ser concluído que a TFD não exerceu influência suplementar ao tratamento endodôntico. Uma possível explicação para este fato pode estar relacionada à baixa concentração de oxigênio disponível nos canais, especialmente em irregularidades e nos túbulos dentinários, reduzindo a formação de derivados citotóxicos do oxigênio. Também pode ter ocorrido uma difusão pobre dos agentes fotossensibilizadores nas irregularidades e túbulos dentinários, ou através de possíveis biofilmes bacterianos que persistiram nas paredes dos canais.

SILVA *et al.* (2012) realizaram um estudo *in vivo* em dentes de cães com periodontite apical provocada, onde foi relatado a angiogênese moderada e fibrogênese com a ausência de células inflamatórias na região periapical e diminuição das lesões nos grupos tratados com TFD após 90 dias. Foi utilizado o fotossensibilizador cloreto de fenotiazina 10 µg/ml por 3 minutos e laser de diodo $\lambda = 660 \text{ nm}$, 60 mW/cm^2 foi aplicado durante 1 minuto.

Já em 2013, KOMINE & TSUJIOTO tiveram como objetivo esclarecer a relação entre a quantidade de oxigênio singlete ($^1\text{O}_2$) gerado a partir azul de metileno (AM) excitado e os efeitos bactericidas sobre *Enterococcus faecalis*. Um laser de diodo foi utilizado como a fonte de irradiação laser ($\lambda = 660 \text{ nm}$ e 200 mW). Os tempos de irradiação foram 300, 600 e 900 segundos. A quantidade de oxigênio singlete gerado a partir de cada uma das concentrações de AM (0,0001% -1,0%) excitado foi examinada utilizando ressonância paramagnética eletrônica de spin para determinar a concentração ótima de AM. A maior quantidade de $^1\text{O}_2$ foi detectada na concentração de 0,01% de

AM. Após 300, 600, e 900 segundos de irradiação foram detectados 35,2 - 87,2 e 117,1 $\mu\text{mol/L}$ de $^1\text{O}_2$ respectivamente. Os resultados sugeriram que as concentrações entre 0,001% -0,01% de AM são mais eficazes na geração de $^1\text{O}_2$ durante a aplicação da TFD. O mínimo necessário para atingir a esterilização de *E. faecalis* foi de 35,2 $\mu\text{mol/L}$.

DE OLIVEIRA *et al.* (2015) verificaram a eficácia da TFD e do NaOCl (em diferentes concentrações) na desinfecção de canais radiculares instrumentados com ReciproTM System (VDW, Munique, Alemanha). O fotossensibilizador utilizado foi o azul de metileno na concentração de 15 $\mu\text{g/ml}$, pré-irradiado durante 2 minutos no canal radicular, e posteriormente irradiado com laser diodo por 90 segundos ($\lambda=660$ nm e potência de 100 mW). O estudo demonstrou que a associação de NaOCl 5,25% e TFD foi o tratamento mais eficaz para eliminar *E. faecalis*, *P. aeruginosa*, *S. aureus* e *C. albicans* dos canais radiculares. Este resultado mostra que a TFD pode ser útil no auxílio à desinfecção do canal radicular, mas para obter os melhores resultados, o fotossensibilizador deve ser eficientemente excitado pela fonte de luz.

Apesar de os estudos terem demonstrado resultados positivos da TFD para a desinfecção do canal radicular, os benefícios deste método permanecem inconclusivos e são necessários estudos melhor desenhados para estabelecer uma dosimetria correta, de modo a proporcionar um efeito antimicrobiano mais eficaz, sem causar danos aos tecidos saudáveis (CHREPA *et al.*, 2014). Ainda, mais estudos *in vivo* são necessários para ajustar o protocolo e/ou formulação da TFD para otimizar o resultado deste tratamento na endodontia (BORSATTO *et al.*, 2015).

3.2. Obturação

O sucesso do tratamento endodôntico depende de uma adequada obturação tridimensional do sistema de canais radiculares, de forma a prevenir a infiltração microbiana advinda da cavidade oral (FISHER *et al.* 2007; BALLAL *et al.* 2013). Ao longo do século passado, vários materiais obturadores e técnicas de preenchimento foram introduzidos na tentativa de se obter a formação de uma barreira microbiológica dentro dos limites do sistema de canais radiculares (FISHER *et al.*, 2007). A utilização de cimentos endodônticos com um material de preenchimento termoplástico (guta-

percha) é considerado como procedimento padrão na obturação endodôntica (ASSMANN *et al.*, 2012).

A pesquisa continuada sobre materiais obturadores é baseada no conceito de que a principal causa para o fracasso do tratamento endodôntico é a infiltração apical ou coronal de microrganismos e seus subprodutos (FISHER *et al.*, 2007).

Os cimentos endodônticos apresentam um importante papel na realização de um bom selamento (vedação hermética) do canal radicular, pois são capazes de preencher os espaços que não podem ser alcançados pela guta-percha e promover uma ligação entre esse material de preenchimento e a superfície dentinária (FISHER *et al.*, 2007, AMOROSO-SILVA *et al.*, 2014). Assim, a penetração de cimento dentro dos túbulos dentinários e sua adaptação às paredes do canal podem prevenir infiltrações, evitando entrada de exudato inflamatório, bactérias, saliva e fluidos químicos no interior do canal (AMOROSO-SILVA *et al.*, 2014, KONTAKIOTIS *et al.*, 2007). Apesar de não o ser sistema de preenchimento ideal, o uso de cimentos tem sido utilizado com sucesso por muitos anos devido à sua facilidade de manipulação, mínima toxicidade, menor irritabilidade tecidual e radiopacidade (PAWAR *et al.*, 2015).

3.2.1. Cimentos Endodônticos

As principais funções dos cimentos endodônticos são preencher completamente as paredes do canal, ramificações apicais e o delta apical, assim como reduzir a interface entre os cones e a parede do canal, e entre os diferentes cones quando a técnica de condensação lateral é empregada (KONTAKIOTIS *et al.*, 2007, LI *et al.*, 2014). A presença de lacunas interfaciais e vazios nos canais radiculares obturados são clinicamente relevantes, pois mesmo 1% de retração dos cimentos ou a má adesividade pode resultar em lacunas grandes o suficiente para a penetração de bactérias e seus produtos nocivos (BOUILLAGUET *et al.*, 2008).

As propriedades físico-químicas dos cimentos endodônticos podem caracterizar o seu comportamento durante e após a obturação (KONTAKIOTIS *et al.*, 2007, LI *et al.*, 2014). As propriedades físicas dos vários tipos de cimentos endodônticos têm sido amplamente estudadas, incluindo o tempo de trabalho, tempo de cura, escoamento, espessura, solubilidade, mudança dimensional e radiopacidade (LI *et al.*, 2014). A boa adesão do material obturador nas paredes dentinárias se torna importante em situações

estáticas e dinâmicas. Na questão estática procura-se eliminar qualquer espaço que permita a infiltração de fluidos entre o cimento e a parede. Numa situação dinâmica, é necessário que haja uma resistência ao deslocamento, como em casos de manipulação do material de preenchimento, por exemplo, quando o cimento é sujeito a forças de acomodação de pinos (AMARA *et al.*, 2012).

O escoamento dos cimentos endodônticos pode determinar a eficácia da obturação dos canais acessórios e espaços vazios entre os cones. Considerando que a capacidade adequada de escoamento permite o preenchimento das irregularidades, a presença de um fluxo elevado pode resultar em extrusão apical (LI *et al.*, 2014). Os processos de adesão são influenciados principalmente pela energia de livre de superfície (capacidade de molhamento) do sólido. A molhabilidade é uma das mais importantes propriedades físico-químicas e pode ser expressa em termos de ângulo de contato, o qual é formado entre a gota de um líquido e a superfície plana do sólido (DE ASSIS *et al.*, 2011, LI *et al.*, 2014).

A irrigação da superfície dentinária do canal radicular pode alterar suas composições químicas e estruturais. Estas alterações incluem a diminuição da resistência, podendo afetar a adesão dos materiais de preenchimento nas paredes do canal (DE ASSIS *et al.*, 2012, BALLAL *et al.*, 2013). O aumento das propriedades adesivas com a dentina pode levar a uma melhor força do dente restaurado, e possivelmente promover a melhor resistência à fratura da raiz e longevidade clínica do dente tratado endodônticamente (ABADA *et al.*, 2015).

Atualmente já estão disponíveis no mercado uma gama de diferentes tipos de cimentos, incluindo à base: de óxido de zinco- eugenol; de hidróxido de cálcio; ionômero de vidro; à base de resina epóxi; de silicone; cimentos medicamentosos; e de resina de metacrilato e de silicato de cálcio (LI *et al.*, 2014).

O cimento AH-Plus (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Suíça), é um cimento endodôntico à base de resina epóxi comumente utilizado com sucesso há muitos anos, em conjunto com guta-percha (BOUILLAGUET *et al.*, 2008, PAWAR *et al.*, 2015). Este cimento possui uma estabilidade dimensional adequada à longo prazo, mas a sua capacidade de selamento permanece controversa, em parte, porque AH-Plus não se liga à guta-percha. De forma geral o AH Plus demonstra possuir uma longa capacidade de obturação quando comparado com cimentos convencionais. Ele é biocompatível e mais radiopaco, possui um menor tempo de presa (aproximadamente 8 horas), baixa

solubilidade e uma melhor característica de fluxo melhor em comparação com outros cimentos (ABADA *et al.*, 2015).

Recentemente, uma nova categoria de cimentos endodônticos com base no agregado trióxido mineral (MTA) foi disponibilizada comercialmente. Estes cimentos são uma consequência do popular material MTA, o qual é baseado em silicato tricálcico, um pó hidráulico (reação com água) utilizado para vários tratamentos cirúrgicos de íntimo contato com tecidos vitais. Cimentos à base de silicato de cálcio podem incluir alguns dos mesmos compostos hidráulicos encontrados em cimento Portland, principalmente o silicato tricálcico e bicálcico em pó. A reação com água forma um cimento composto altamente alcalino, com uma matriz rígida de hidratos de silicato de cálcio e hidróxido de cálcio (NEELAKANTAN *et al.*, 2015).

As formulações originais destes materiais à base de MTA mudaram para melhorar as características de fluxo, tais como, tempo de presa e de adesão, o que permite suas utilizações como cimentos. Em particular, os materiais que normalmente contêm silicato de cálcio e/ou fosfato de cálcio têm atraído considerável atenção devido às suas propriedades físicas e biológicas, tais como o pH alcalino, a estabilidade química no ambiente biológico, e a falta de contração por polimerização, além de serem biocompatíveis e não tóxicos. O MTA Fillapex é apresentado num sistema pasta/pasta e é composto por resinas, óxido de bismuto, nanopartículas de sílica e pigmentos (ASSMANN *et al.*, 2012).

Depois da introdução do MTA Fillapex no mercado, as suas propriedades biológicas e físico-químicas têm sido amplamente estudadas. No entanto, os resultados destes estudos são controversos. Alguns autores relataram maiores valores de solubilidade para o MTA Fillapex (VIAPIANA *et al.*, 2013), enquanto outros relataram valores menores (ZHOU *et al.*, 2013). Os testes de biocompatibilidade também apresentam variabilidade (AMOROSO-SILVA *et al.*, 2014).

3.2.2. Teste de Cisalhamento por Extrusão (Push-out)

Esse teste tem sido amplamente utilizado na investigação biomédica durante quase quatro décadas, e aplicado primeiramente na avaliação da ligação do osso à implantes ortopédicos (NILLES *et al.*, 1973). A sua primeira utilização na pesquisa

odontológica foi um estudo de adesão em dentina (PATIERNO *et al.*, 1996), onde os materiais restauradores foram colocados em cavidades cilíndricas preparadas em fatias de dentina coronária e sujeito a um teste por extrusão (PANE *et al.*, 2013).

Desde essa época, o push-out tem sido amplamente utilizada para medir a resistência de união em canais radiculares. Fatias de raiz com seções perpendiculares ao longo eixo do dente, com uma espessura média de 1mm e 2-4 mm são tipicamente utilizados. A resistência ao cisalhamento interfacial é determinada pela medição da força de compressão necessária para deslocar o segmento central, utilizando uma ponta extrusora com um diâmetro ligeiramente menor. Esta resistência é calculada a partir da carga e da área interfacial entre o cone e a parede de canal (PANE *et al.*, 2013). Esses dados proporcionam informação adicional sobre a avaliação de propriedades adesivas.

Em endodontia, o teste avalia o quanto o cimento e o cone estão ligados em conjunto numa massa sólida, bem como a resistência de união com a parede do canal (ASSMANN *et al.*, 2012). O teste de push-out é atualmente o teste de escolha para análises de resistência de união em endodontia (BRITO-JUNIOR *et al.*, 2015, ALTMANN *et al.*, 2015).

Entretanto este teste apresenta algumas limitações. De acordo com autores (TEIXEIRA *et al.*, 2009, BABB *et al.*, 2009, STIEGEMEIER *et al.*, 2010), o teste de push-out não seria aconselhável para materiais termoplásticos tais como a guta-percha, pois estes deformam sob as condições de teste (PANE *et al.*, 2013). Outra limitação é a necessidade de utilização de pontas extrusoras com diâmetros diferentes para coincidir com o diâmetro do canal, o que compromete a normalização do teste. As variações da geometria da amostra e o modo de aplicação de carga influenciam o comportamento biomecânico. Tecnicamente, um espécime alinhado corretamente é uma característica importante no procedimento de teste, porque o posicionamento da amostra e a angulação da carga aplicada poderiam influenciar no resultado (PANE *et al.*, 2013, BRITO-JUNIOR *et al.*, 2015).

Soluções vêm sendo sugeridas para tais problemas, como por exemplo, a produção de canais artificiais com um diâmetro e conicidade consistentes nas fatias longitudinais de dentina da raiz e o preenchimento dos canais apenas com o cimento endodôntico, sem material do núcleo. No entanto, o benefício de simular procedimentos clínicos em canais naturais é então perdido (PANE *et al.*, 2013). Quando comparado com os ensaios de microtração, é possível apontar algumas vantagens, tais como: o

stress de cisalhamento homogêneo; menos fraturas prematuras por causa de cortes; e variabilidade dos dados limitada (ALTMANN *et al.*, 2015).

Em 2008, ALFREDO *et al.* compararam a resistência de união entre o cimento AH Plus e Epiphany e a dentina radicular após irradiação com um laser de diodo 980 nm (diferentes parâmetros de potência e frequência), utilizando o teste de push-out. As raízes foram seccionadas abaixo da junção cimento-esmalte para fornecer discos de 4 mm de espessura que tiveram seus canais preparados com uma broca cônica e irrigação com NaOCl, ácido etilenodiaminotetracético e água destilada. Os espécimes foram divididos em cinco grupos: um controle (sem laser) e quatro grupos experimentais, que foram submetidos à irradiação laser de diodo 980 nm com parâmetros de potências (1,5 e 3,0 W) e frequência diferentes (onda contínua e 100 Hz). Metade dos espécimes em cada grupo tiveram seus canais preenchidos com cimento AH Plus e metade com o outro cimento. As amostras foram divididas longitudinalmente e examinadas em MEV para avaliar os padrões de fraturas após o deslocamento do cimento. As amostras irradiadas com o laser de diodo e preenchidas com AH Plus apresentaram valores de resistência de união significativamente maiores ($8,69 \pm 2,44$ MPa) que as do grupo controle não irradiadas ($3,86 \pm 0,60$ MPa). Houve uma predominância de falhas mistas na interface entre dentina e cimento AH Plus (67%). Concluiu-se que a irradiação com laser diodo a 980 nm aumentou a resistência de união do cimento AH Plus com a dentina radicular. Este fato foi atribuído a prováveis alterações causadas pelo laser na superfície da dentina, como fissuras e alterações topográficas.

DE DEUS *et al.* em 2011, avaliaram que o preenchimento de canais com cimento AH Plus/guta-percha apresentou maior resistência de união (push-out) do que Resilon/Epiphany e Resilon/Epiphany SE (desenvolvidos e apresentados ao mercado odontológico como cimentos resinosos universais auto-adesivos). Na avaliação *in vitro* a qualidade da adesividade para erradicar dentina promovida por ambos os cimentos Epiphany é comprometida quando os dentes com características anatômicas simples foram obturados em condições laboratoriais bem monitoradas. A explicação pode estar associada ao fato que uma ligação eficaz de um substrato molhado, como a dentina radicular, ainda é uma tarefa difícil, porque os sistemas de canais radiculares possuem geometrias desfavoráveis para a colagem de resina.

SAGSEN *et al.* (2011), avaliaram a resistência de união de dois cimentos endodônticos à base de silicato de cálcio (MTA Fillapex e Root SP) nos canais radiculares de dentes extraídos. Todos os canais foram instrumentados com

instrumentos rotatórios ProTaper. A irrigação foi realizada utilizando 5 ml de 2,5% de NaOCl entre cada troca de instrumentos, e a *smear layer* foi removida utilizando 5 ml de 17% de EDTA. Os canais foram preenchidos com três cimentos diferentes, utilizando uma técnica de compactação lateral do frio: Grupo 1: AH Plus + guta-percha, o Grupo 2: I Root SP + guta-percha e grupo 3: MTA Fillapex + guta-percha. Três seções horizontais foram preparadas com uma espessura de $1 \text{ mm} \pm 0,1$ dos terços apical, médio e coronal de cada raiz. As amostras de teste foram submetidas ao método de teste de extração realizadas diferentes pontas extratoras (1 mm, 0,5 mm e 0,3 mm) para os cortes coronais, médio e apical. Para os espécimes de cortes coronais, não houve diferença significativa entre os cimentos. No entanto, o AH Plus apresentou valores de resistência de união significativamente maiores do que a MTA Fillapex. Em termos de segmentos de raiz, as resistências de união nos cortes médios e apicais foram maiores em comparação com as resistências das amostras coronais. Não houve diferenças significativas entre a resistência de união nas amostras do terço médio e apical. A razão para a baixa resistência de união do MTA Fillapex pode estar ligada à baixa capacidade de aderência de estruturas tag-semelhante. Essas estruturas surgiriam em decorrência de que a apatita formada pelo MTA e solução salina tamponada com fosfato depositada dentro de fibrilas de colagénio, pode promover a nucleação controlada de minerais na dentina e formar uma camada interfacial com tais estruturas.

Em 2012, AMARA *et al.* realizaram um estudo comparando as resistências de união de 3 diferentes cimentos endodônticos à base de resina epoxi através de teste de push-out. Foram testados canais preenchidos somente com cimento e com cimento e cone principal. Os cimentos utilizados foram: AH Plus™, EndoREZ® e Realseal®. Foram utilizados dentes pré-molares superiores com 2 canais separados. Em cada dente, um canal foi preenchido com técnica de cone único e o outro apenas com o cimento. As resistências de união foram significativamente maiores para os canais preenchidos com cimento sozinho. Os padrões de fratura foram coesivos para o cimento sozinho, deixando uma camada de cimento nas superfícies das paredes dos canais e adesivos entre dentina e o material selador. Estes padrões de fratura distintos podem ser explicados pela insuficiente quantidade de resina. Neste estudo o cimento AH Plus demonstrou maior resistência de união do que os demais cimentos testados, tanto com a presença do cone principal como sem este. As razões para a sua maior força de ligação podem ser estar ligadas à: formação de uma ligação covalente por um anel epóxido aberto para qualquer grupo amino exposto no colágeno; retração muito baixa durante a

presa; estabilidade dimensional de longo prazo; e expansão volumétrica inerente do AH Plus pode ter contribuído para a superior resistência de união.

ASSMANN *et al.* (2012) avaliaram a resistência de união à dentina radicular de 2 cimentos à base de agregado trióxido mineral (MTA) (o Endo-CPM e MTA Fillapex) e de 1 cimento a base de resina epoxi (AH Plus). Os canais foram preenchidos por meio da técnica da condensação lateral de guta-percha. O cimento Endo-CPM apresentou os maiores valores de resistência de união à dentina radicular (8,265 MPa). Os valores de teste de push-out foram semelhantes para MTA Fillapex (2,041 MPa) e AH Plus (3,034 MPa). O MTA Fillapex apresenta resistência aceitável, semelhante à observada em amostras preenchidas com cimento AH Plus. Assim, AH Plus pode ser considerado o material padrão ouro para testar a resistência dos cimentos endodônticos ao deslocamento, pois ele apresenta vantagens em comparação com outros materiais normalmente utilizados. O cimento MTA Fillapex tem, por conseguinte o potencial de capitalizar características biológicas e de vedação do MTA e, ao mesmo tempo, melhorar as suas características de fluxo e de manipulação.

OK *et al.* (2013) realizaram um estudo *in vitro* com o objetivo de avaliar e comparar o efeito da desinfecção fotoativada (PAD) na resistência de união de cimentos endodônticos no canal radicular de dentes humanos utilizando o teste de push-out. Os dentes tiveram as coroas removidas na junção cimento-esmalte e os canais foram preparados com sistema rotatório ProTaper. A *smear layer* foi removida com 17% de EDTA seguido de NaOCl 5,25% e água destilada. As raízes foram divididas aleatoriamente em 3 grupos de acordo com o regime final de irrigação: grupo 1, PAD por 20 segundos (FotoSan; CMS Dental, Copenhagen, Dinamarca); grupo 2 foi irrigado com uma solução a 2% de gluconato de clorexidina; e o grupo 3 serviu como o grupo controle (NaOCl + EDTA). Todos os canais foram então obturados com a técnica de condensação lateral usando guta-percha e cimento AH Plus (Dentsply Maillefer). Seções horizontais de 1 mm de espessura foram feitas para cada dente da coronal até o terço médio da raiz, e depois passaram pelo teste de push-out. Não houve diferença significativa entre a resistência de união de dentes tratados com PAD, gluconato de clorexidina e NaOCl. Foi possível concluir então que a PAD não afeta a resistência de união entre o cimento AH Plus e a dentina do canal radicular, podendo ser utilizado na desinfecção de canais radiculares sem uma contra-indicação referente à adesividade.

PRADO *et al.* (2013) também realizaram uma avaliação da influência de diferentes protocolos de irrigação na resistência de união de cimentos à base de resina

na dentina e do padrão de fratura associado. Foram divididos 18 grupos de acordo com o protocolo de irrigação empregado e de instrumentação usando 5,25% NaOCl ou clorexidina gel 2% (CHX) como substâncias químicas auxiliares e EDTA 17% ou ácido fosfórico a 37% para remoção de *smear layer*. A solução de CHX foi usada como irrigante final em alguns grupos. Os canais radiculares foram preenchidos com guta-percha e AH Plus (GP / AH) ou Resilon/RealSeal SE. Além disso, padrões de fratura foram classificados como adesivo, coesivo e misto. No grupo AH GP, os valores de maior resistência de união foram obtidos quando NaOCl foi associado com ácido fosfórico com (6,9±3,9 MPa) e sem a irrigação final com CHX (7,4±3,8 MPa). No entanto, quando foi utilizado gel de CHX em associação com EDTA com (7,5 ± 3,2 MPa) e sem a irrigação final com solução de clorexidina (6,0±2,3 MPa), foram obtidos os melhores resultados. O grupo GP/AH mostrou um padrão de fratura principalmente coesivo. Foi possível concluir que os protocolos de irrigação possuem influência na resistência de união de cimentos de resina à dentina. Pôde ser afirmado que uso de CHX como o irrigante final não afetou a resistência de união negativamente.

OK *et al.* (2014) realizaram estudo no qual influência do sistema de Desinfecção Fotoativado (PAD) na resistência de união da dentina com diferentes cimentos endodônticos por meio de teste de push-out foi avaliada. As coroas foram removidas e os canais radiculares foram preparados usando limas ProTaper. A *smear layer* foi removida e as raízes foram divididas aleatoriamente em dois grupos de acordo com a utilização do sistema de PAD como o agente desinfetante final. Cada grupo foi dividido em 6 subgrupos, obturados com guta-percha e 3 diferentes cimentos endodônticos. Os grupos foram: Grupo 1 - NaOCl + EDTA-AH Plus; Grupo 2 - NaOCl + EDTA + PAD-AH Plus; Grupo 3 - NaOCl + EDTA-Sealapex; Grupo 4 - NaOCl + EDTA + PAD-Sealapex; Grupo 5 - NaOCl + EDTA-MTA Fillapex; e Grupo 6 - NaOCl + EDTA + PAD-MTA-Fillapex. Os dentes foram cortados em fatias de 1 mm de espessura (n: 5 × 4 = 20). Nenhuma diferença estatisticamente significativa foi encontrada entre os grupos 1, 2 e 5, mas houve diferença entre os grupos 5 e 6, indicando que o tratamento com sistema PAD prejudicou a resistência de união do cimento MTA Fillapex com as paredes dos canais radiculares. Para os autores es fato pode ter ocorrido devido a modificações quanto ao ângulo de contato causados pelo fotossensibilizador, talvez por uma interação o cimento endodôntico.

3.2.3. Microscopia Confocal de Varredura à Laser

Ao longo dos anos, investigadores usaram microscópios de luz e microscópios eletrônicos de varredura (MEVs) para avaliar a penetração de cimentos em túbulos dentinários (CHANDRA *et al.*, 2012, AMOROSO-SILVA *et al.*, 2014). A imagem produzida usando MEV permitiu a observação detalhada dos túbulos dentinários e a integridade e aparência superficial do cimento. No entanto, a principal desvantagem desta técnica é a incapacidade de obter uma visão de conjunto detalhada com baixa ampliação, o que torna difícil uma análise sistemática. Outra limitação do MEV é o potencial para a produção de artefatos durante a preparação das amostras para análise, pois estas são submetidas à pulverização catódica com ouro, além de ser uma análise que funciona sob vácuo, o que torna o processo longo (CHANDRA *et al.*, 2012).

A microscopia confocal oferece várias vantagens sobre a microscopia óptica e o MEV. Estas incluem a capacidade para controlar a profundidade de campo, a eliminação ou redução de informação de fundo para fora do plano focal (que leva a degradação de imagem), e a capacidade para recolher seções ópticas em série mesmo a partir de espécimes com espessura maior (CHANDRA *et al.*, 2012). Microscópios confocais podem produzir imagens de alta resolução de superfície de tecidos semi-transparentes de forma eficaz sendo semelhante a uma tomografia óptica. O advento da microscopia óptica confocal tem permitido a muitos procedimentos a serem examinadas *in vitro*, com amostras mantidas em condições quase normais (WATSON, 1992). A imagem da microscopia confocal oferece a capacidade de visualizar componentes distintos de sistemas de ligação por incorporação de marcadores de fluorescência. O uso de microscopia confocal de fluorescência para análise da interface dos materiais restauradores e estrutura dentária foi descrita pela primeira vez por Watson e Boyde em 1987. Eles defendiam o uso de corantes fluorescentes, misturado em componentes de um sistema adesivo, para destacar a interface de união (D'ALPINO *et al.*, 2006).

O uso de corantes fluorescentes em microscopia é uma poderosa ferramenta na investigação científica. Estes compostos são úteis como marcadores para identificar o caminho ou a localização atual de um composto, pois são detectáveis em concentração mínima, possuem baixo custo e são não-tóxicos, permitindo o uso na clínica bem como em pesquisas laboratoriais. Estes corantes (fluoróforos ou fluorocromos) absorvem a luz em um comprimento de onda (excitação) e a reemitem à um comprimento de onda mais

longo e mais baixo (emissão), este processo é conhecido como fluorescência. Fluorescência ocorre apenas durante a excitação, diferindo de fosforescência, nos quais luz continua a ser emitida depois da excitação ter cessado. Cada fluorocromo tem um espectro de excitação característico, que representa uma relação entre o comprimento de onda da energia excitante e sua emissão (D'ALPINO *et al.*, 2006).

A Rodamina B é o fluorocromo mais utilizado para análises na odontologia. Este composto é excitado usando a luz verde (540 nm) e emite a cor vermelha (590 nm). Ela é eficaz numa concentração muito baixa, move-se livremente através da interface de união, e pode ser facilmente detectada ao microscópio com filtros adequados. O composto também é estável sob várias condições de pH. Este fluorocromo está disponível em 13 diferentes modificações, onde a maioria é facilmente solúvel em água, bem como extremamente solúvel em soluções orgânicas, tais como primers, cimentos, e agentes adesivos como silano (D'ALPINO *et al.*, 2006).

Uma preocupação é que marcar materiais restauradores com um fluorocromo pode influenciar as propriedades adesivas e de polimerização de matérias e, portanto, seu desempenho. Dependendo da concentração do corante, estes fluorocromos tem o potencial para reduzir a conversão de monômero de agente de ligação, bem como a força de ligação de restaurações aos seus substratos. Quanto maior for a concentração de corante, mais facilmente ele é visto (D'ALPINO *et al.*, 2006).

O microscópio confocal de varredura à laser (MCVL) permite a visualização da penetração de cimentos endodônticos na circunferência do canal através de fluorescência (CHANDRA *et al.*, 2012, AMOROSO-SILVA *et al.*, 2014). Os corantes são incorporados aos cimentos endodônticos promovendo a formação de pontos de alto contraste que mostram a distribuição do cimento dentro dos túbulos dentinários. Além disso, as amostras podem ser visualizadas em diferentes profundidades, sendo capaz de distinguir as verdadeiras falhas interfaciais e evitar lacunas artificiais que podem ser produzidas (AMOROSO-SILVA *et al.*, 2014). Além disso, não há necessidade de um processamento especial da amostra que possa gerar artefatos e defeitos (BOLLES *et al.*, 2013; AMOROSO-SILVA *et al.*, 2014). MCVL também permite marcação múltipla de diferentes componentes, utilizando corantes diferentes. (AMOROSO-SILVA *et al.*, 2014).

A capacidade de penetração dos cimentos depende de vários fatores, incluindo: remoção da *smear layer*; técnica de preenchimento; número e tamanho dos túbulos dentinários; e propriedades físico-químicas da raiz. Materiais endodônticos podem

interagir fisicamente ou quimicamente com a dentina. A interação física geralmente ocorre através da penetração do material em túbulos dentinários para criar retenção micromecânica. Durante os procedimentos de obturação do canal radicular é difícil prever ou evitar a formação de vazios ou lacunas no interior da obturação ou na interface dentina/cimento. Mesmo quando técnicas de obturação termoplastificada são associadas à cimentos com propriedades físico-químicas satisfatórias, esta vedação hermética não é garantida (VIAPIANA *et al.*, 2014).

Vários autores têm demonstrado variação regional na profundidade de penetração tubular. A dentina apical exibe menor densidade tubular, com algumas áreas completamente desprovidas de túbulos. Foi demonstrado que a eficácia de técnicas de remoção da dentina pode ser reduzida nas regiões mais próximas do ápice. A dentina apical apresenta locais de esclerose, o que pode impedir a penetração mais profunda de soluções irrigantes e cimentos obturadores (CHANDRA *et al.*, 2012, AMOROSO-SILVA *et al.*, 2014, KUÇI *et al.*, 2014). Outro motivo para esta diferença de penetração do cimento entre os níveis pode estar interligado à maiores forças de compressão durante uma obturação sendo aplicada nos terços cervical e médio (KUÇI *et al.* 2014).

CHANDRA *et al.* (2012) avaliaram através de estudo *in vitro* a profundidade de penetração de 4 diferentes cimentos de resina no interior dos túbulos dentinários (incluindo o cimento AH Plus). Os dentes foram seccionados nos terços coronal, médio e apical e vistos sob o microscópio confocal para determinar a profundidade de penetração do cimento nos túbulos dentinários. A parede do canal serviu como ponto de partida, e a penetração do cimento foi medida até o limite visível no microscópio. Os resultados mostraram que a penetração máxima para o cimento AH Plus em cada terço foram de: $894,54 \pm 27,01 \mu\text{m}$ (coronal), $713,44 \pm 46,08 \mu\text{m}$ (médio) e de $479,88 \pm 46,31 \mu\text{m}$ (cervical). A penetração dos túbulos por cimentos à base de resina não dependente das forças hidráulicas criadas durante a obturação. Em vez disso, o cimento é puxado para dentro dos túbulos por ação de capilaridade. As penetrações máximas dos cimentos de resina foram observadas como maiores no terceiro coronal, seguido do terço médio e por último pelo terço apical.

Em 2014, AMOROSO-SILVA *et al.* avaliaram a qualidade da obturação e as propriedades físicas do cimento MTA Fillapex em comparação com o cimento AH Plus. Ambos os cimentos foram misturados com 0,1% de corante rodamina-B para permitir a visualização em microscópio confocal de varredura à laser (MCVL). Todas as amostras foram seccionadas a 2, 4, e 6 mm a partir do ápice. MCVL foi utilizada para analisar as

lacunas e a penetração dos cimentos nos túbulos dentinários. Além disso, foram avaliadas a solubilidade, fluidez e tempo de presa dos cimentos. O MTA Fillapex apresentou fluidez e penetração intratubular semelhante ao AH Plus. No entanto, o cimento MTA Fillapex apresentou uma solubilidade mais elevada e quantidade considerável de lacunas entre a interface cimento/dentina em relação ao cimento AH Plus. Com relação à penetração do cimento nos túbulos dentinários, a análise por MCVL mostrou penetração similar de ambos os cimentos, embora não tenha sido contínuo ao longo das paredes do canal radicular. Esta penetração pode ser influenciada pelo número de túbulos dentinários, que diminui a partir do plano coronal até a porção apical da raiz. A maior penetração foi registrada no nível de 6 mm e as menores nos níveis 2 e 4 mm, respectivamente.

KUÇI *et al.* (2014) avaliaram penetração nos túbulos dentinários de AH26 (Dentsply DeTrey, Konstanz, Alemanha) e MTA Fillapex (Angelus, Londrina, PR, Brasil) em canais radiculares instrumentados obturados usando técnica de compactação lateral a frio ou condensação lateral quente, quer na presença ou na ausência de *smear layer*. As coroas foram removidas e os canais radiculares foram instrumentados com irrigação contínua com hipoclorito de sódio (2,6%). Irrigação final foi feita com EDTA a 5% ou com NaOCl. Os canais foram obturados usando AH26 ou MTA Fillapex misturados ao marcador rodamina B. Após a presa dos materiais, as raízes foram seccionadas horizontalmente em 4, 8, e 12 mm de distâncias a partir do ápice. Foram realizadas medições de profundidade de penetração do cimento em cada segmento em 4 locais diferentes (mesial, distal, bucal e lingual). Considerando a parede do canal como o ponto de partida, a profundidade máxima de penetração do cimento nos túbulos dentinários foi medida e registrada em 10 pontos diferentes em cada mesial, distal, bucal, lingual. A profundidade de penetração foi significativamente maior nas direções bucal e lingual em todos os dentes. Independentemente do uso de EDTA, o cimento MTA Fillapex possuiu uma maior penetração do cimento quando usada com a técnica de compactação lateral a frio, e inversamente, uma menor penetração quando utilizada com a técnica de compactação vertical quente. A remoção da *smear layer* aumentou a profundidade de penetração do MTA Fillapex principalmente ao utilizar a técnica de compactação lateral a frio.

Em 2016, ACKAY *et al.* analisaram a penetração nos túbulos dentinários de vários cimentos após a aplicação de diferentes técnicas de irrigação final. Foram utilizados 4 diferentes cimentos, entre eles: AH Plus e MTA Fillapex. Cada grupo de

cimento foi subdividido aleatoriamente em três grupos de acordo com o protocolo de irrigação final: irrigação convencional com agulha (CI), ativação fotoacústica por laser de Er:YAG (PIPS) e irrigação de ultrassônica passiva (PUI). Na análise por Microscopia Confocal de Varredura a Laser dois parâmetros foram medidos: a profundidade máxima de penetração e a percentagem de penetração do cimento, utilizando um método semelhante ao de Gharib et al [2007]. Foram realizadas uma única ou uma série de medidas para calcular a penetração mais profunda e as áreas ao longo das paredes do canal em que o cimento havia penetrado, com as distâncias sendo divididas pela circunferência total do canal para calcular a percentagem de penetração. No entanto, estes métodos têm algumas limitações: múltiplas medições poderiam afetar a profundidade total e a penetração maior e mais espaçada também alteram o percentual. O cimento iRoot SP apresentou maior área de penetração do que o AH Plus, MTA Fillapex e cimentos GF Bioseal, entre os quais não foram encontradas diferenças estatisticamente significativas. A ativação a laser (PIPS) e por ultrassom (PUI) obtiveram uma penetração significativamente maior do que o grupo controle e não foram estatisticamente significativas diferenças entre si. A utilização de iRoot SP após os procedimentos de irrigação final com PIPS ou PUI parece vantajosa em termos de penetração de túbulos dentinários.

4. Metodologia da Pesquisa

4.1. Amostras

No total foram utilizados 60 (sessenta) pré-molares inferiores unirradiculares permanentes doados ao pesquisador por pacientes para a realização desta pesquisa, após assinatura do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido. Radiografias mesio-distais e vestibulo-linguais pré-operatórias foram tiradas para garantir a presença de um único canal radicular. Os dentes foram limpos, escovados, autoclavados e armazenados em frascos contendo solução de formol a 10%. O presente estudo foi aprovado do comitê de ética em pesquisa da Universidade Federal do Rio de Janeiro sob parecer nº 1.190.693.

4.2. Descrição do experimento

4.2.1. Divisão dos Grupos

As amostras foram divididas em três grupos de acordo com o tratamento ao qual cada um foi submetido (n=20): Controle (sem tratamento); Tratamento de Plasma; Terapia Fotodinâmica. Para cada grupo, foram utilizados dois diferentes cimentos (n=10) para efetuar a obturação: AH Plus e MTA Fillapex.

4.2.2. Preparo das Amostras

As coroas foram removidas usando um disco diamantado de 0,3 mm (Isomet 1000; Buehler, Lake Bluff, IL) para padronizar as raízes no comprimento de 14 mm (Fig. 4a). Foram escolhidos preferencialmente canais com formatos ovais. O comprimento de trabalho (CT) foi estabelecido introduzindo-se uma lima Kerr #10 (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Suíça) no interior do canal até que sua ponta atingisse o forame apical e 1 mm foi subtraído deste comprimento. As extremidades da raiz de

todos os dentes foram secas e seladas com cera utilidade (Lysandra, São Paulo, SP, Brasil) para simular as condições *in vivo*.

4.2.3. Descrição da Técnica de Instrumentação

Todos os dentes foram instrumentados usando o sistema rotatório Miltex Pro Design (Integra® Miltex®, York, Pensilvânia, EUA) e uma lima de pré alargamento #35.10, de acordo com a recomendação do fabricante. Para os terços cervical e médio, foi utilizada a lima #35.10. Para o preparo apical prosseguiu-se com as demais limas Pro-Design: 20.03; 15.05; 22.04; 25.04; 20.06; 20.07 (nesta ordem) até o comprimento de trabalho (Fig. 4a). A patência foi realizada no comprimento de trabalho depois de cada instrumento rotatório, usando uma lima Kerr #10.

Durante a instrumentação 1 ml de hipoclorito de sódio 5,25% (Mil Fórmulas, Rio de Janeiro, RJ, Brasil) foi utilizado como substância química auxiliar a cada troca de instrumento. Terminada a instrumentação, 3 ml de EDTA 17% (Maquira Indústria de Produtos Odontológicos Ltda, Londrina, PR, Brasil) foi utilizado durante 3 minutos (1 ml por minuto) para remoção da *smear layer*. Em seguida, 1 ml de água destilada foi introduzida para remoção do EDTA. Ao final, os dentes foram irrigados com 1 ml de hipoclorito de sódio, seguido de 5 ml de água destilada e secos com cone de papel absorvente (Endo Points Indústria da Amazônia Ltda, Manacapuru, Amazonas, Brasil) (PRADO *et al.*, 2013).

4.2.4. Tratamento de Plasma

Foi utilizada a caneta de plasma (PlasmaPen™, PVA TePla America, Corona, CA, EUA) para a aplicação nos canais radiculares (n=20). O gás de propagação do plasma foi uma mistura de He/O₂ (98:2, White Martins, Rio de Janeiro, RJ, Brasil) durante 1 minuto. A pressão do gás foi de 6 bar (88 psig). Uma tensão de aproximadamente 1000 V foi aplicada para gerar o plasma.

A pluma do plasma é produzida abaixo do orifício de saída da caneta (acoplada verticalmente a um suporte) (Fig. 3). Para aplicação do plasma, as raízes dos dentes preparados foram posicionadas 5 mm abaixo do bocal da caneta (Fig. 4 b). Os dentes foram fixados em uma pequena placa de vidro com cera pegajosa para ficarem

verticalmente posicionados. Após a aplicação, os dentes foram subdivididos e obturados com os diferentes cimentos endodônticos.

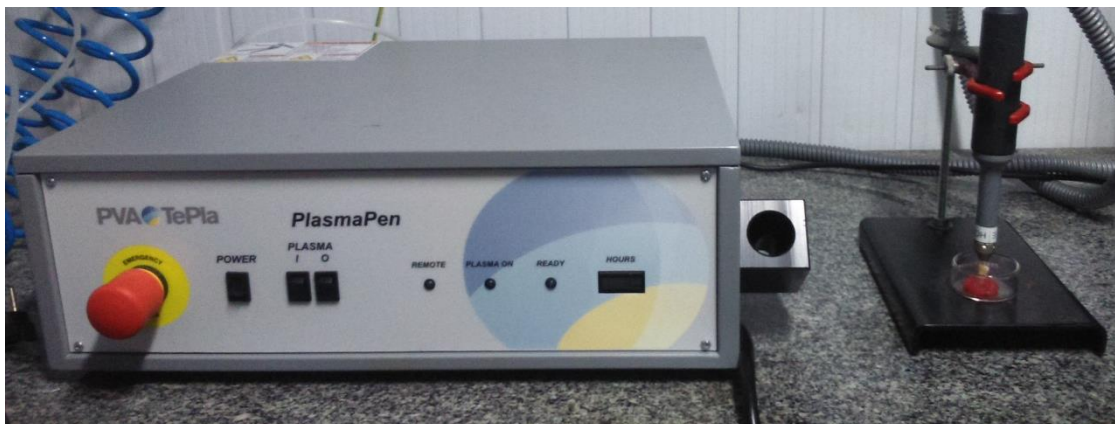


Figura 3. PlasmaPen™ utilizado para a aplicação de plasma no interior dos canais.

4.2.5. Terapia Fotodinâmica

Terminada a instrumentação, nas 20 amostras referentes à terapia fotodinâmica foi aplicado o fotossensibilizador azul de metileno 15 µg/ml. A solução foi agitada com uma lima #15 K-file (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Suíça) e deixada durante 2 minutos no canal radicular como tempo de pré-irradiação. Após este período, o canal radicular foi irradiado com uma fonte de laser diodo (MMOptics, Sao Paulo, Brasil) num comprimento de onda de 660 nm (laser vermelho) e 100 Mw de potência.

A fibra óptica foi introduzida no dente até o CT e movimentos em espiral, de apical para cervical, foram realizados para permitir uma distribuição adequada da luz ao longo do canal radicular. O tempo total de irradiação foi de 90 segundos, resultando em uma energia de 8 J para cada amostra (DE OLIVEIRA *et al.*, 2015) (Fig. 4c).

Os canais foram secos com pontas de papel absorvente e obturados com os dois cimentos endodônticos.

4.2.6. Protocolo de Obturação

Imediatamente após o plasma e a terapia fotodinâmica, os canais foram obturados com guta-percha medium (Microtipped, Endo Points Indústria da Amazônia Ltda, Manacapuru, Amazonas, Brasil) e os respectivos cimentos endodônticos: AH Plus

(Dentsply, Konstanz, Alemanha) e MTA Fillapex (Angelus Ind. De Prod. Odontológicos S/A, Londrina, Paraná, Brasil). O marcador fluorescente Rodamina B (Sigma-Aldrich, St. Louis, Missouri, EUA) foi incorporado aos cimentos em uma quantidade referente a 0,1% do peso do cimento (KUÇI *et al.*, 2014), e manipulados seguindo as recomendações dos fabricantes.

O cone de guta-percha utilizado foi calibrado com o auxílio de uma régua calibradora, a 1 mm aquém do forame apical. O cone foi envolvido por cimento e introduzido no canal. Em seguida, foram inseridos cones acessórios medium e o excesso de guta-percha fora do conteúdo do canal foi cortado. Posteriormente, foi realizada compactação com condensador de McSpadden #45 (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Suíça) (Fig. 4d), seguida de uma rápida condensação vertical da guta-percha plastificada (com calcadores verticais), de modo a conseguir uma melhor adaptação no interior do canal radicular. Após preenchimento dos dentes, os mesmos foram selados com material restaurador provisório (Cavitec, Caitech Produtos Odontológicos, Rio do Sul, Santa Catarina, Brasil). Os espécimes foram armazenados em estufa com temperatura de 37°C, umidade relativa de 100%, durante 48 horas (KUÇI *et al.*, 2014) para que o cimento endodôntico adquirisse presa. Neste processo, os dentes são colocados junto com gazes umedecidas em recipientes fechados.

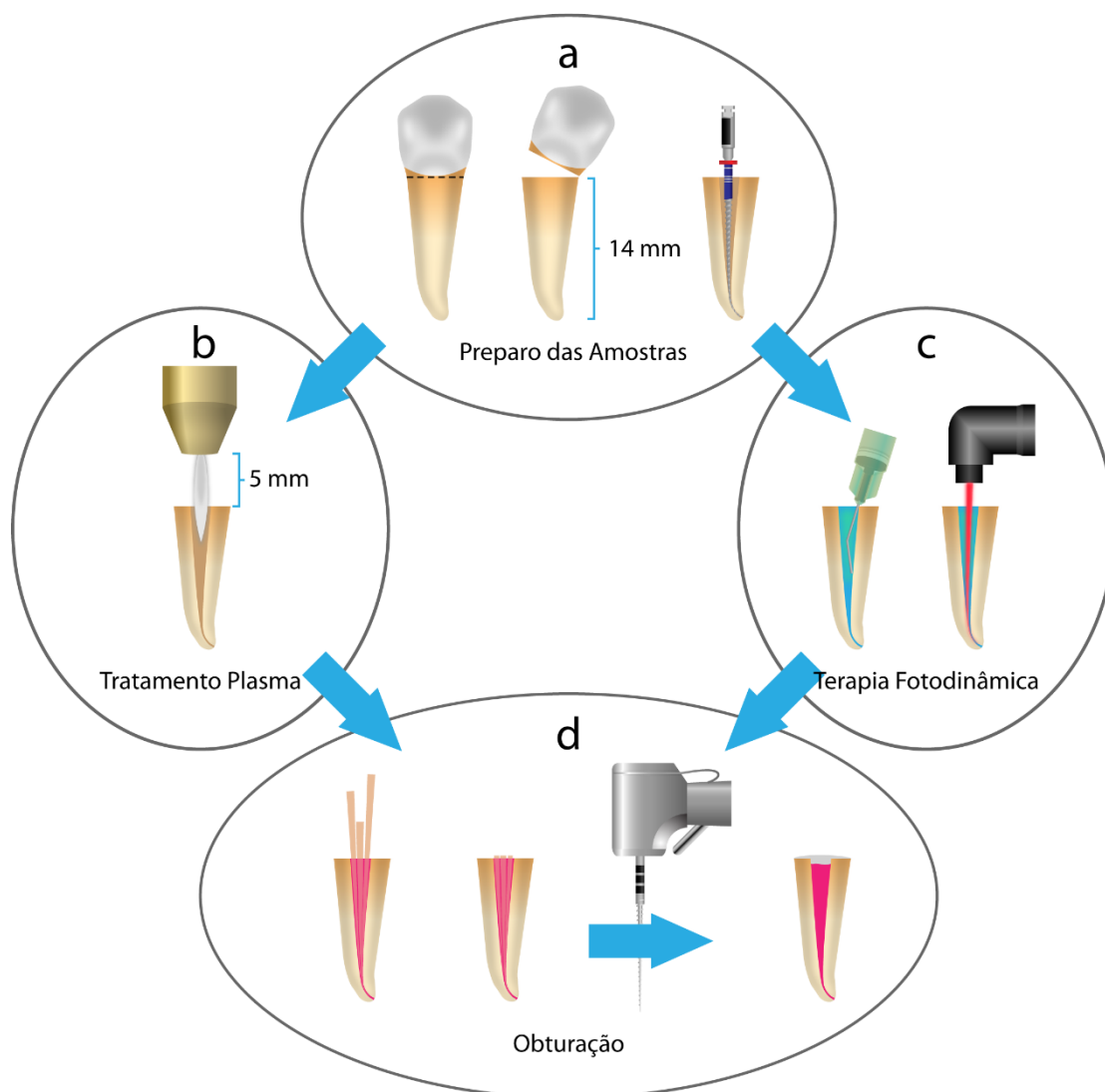


Figura 4. Quadro esquemático do preparo das amostras. (a) Preparo das amostras e instrumentação. (b) Tratamento de plasma. Distância do bocal da caneta de plasma para o dente de 5mm. (c) Inserção de azul de metileno no canal radicular preparado e irradiação com laser de diodo. (d) Obturação do canal radicular. Introdução dos cones de guta-percha, corte dos cones e compactação com condensador de Mc Spadden.

4.2.7. Preparo das Amostras para Teste de Cisalhamento por Extrusão e Análise em Microscopial Confocal

As raízes foram fixadas com o auxílio de cera pegajosa (New Wax®, Technew, Rio de Janeiro, RJ, Brasil) em placas de acrílico com as seguintes dimensões: 40 mm de comprimento x 40 mm de largura x 8 mm de profundidade. Todo o conjunto foi levado

a uma cortadeira de precisão (Isomet®; Buehler Ltd, Illinois, EUA), que continha um disco diamantado de alta concentração (Série 15HC 11-4244, 10 cm de diâmetro e 0,3 mm de espessura [4” x 0,012”], Buehler Ltd, Illinois, EUA), para a confecção de fatias de dentina com espessura de 1 mm. Cada raiz foi seccionada na horizontal às distâncias de 4, 8 e 12 mm a partir da extremidade do ápice (Figura 5a, 5b, 5c e 5d). No final, foram obtidos 3 espécimes por dente (correspondente aos terços apical, médio e cervical da raiz, respectivamente), segundo metodologia de KUÇI *et al.* (2014).

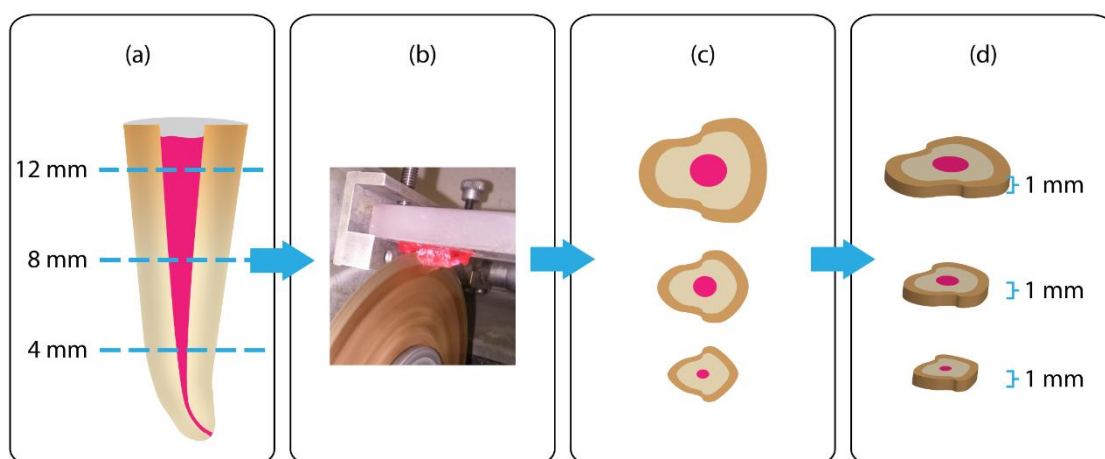


Figura 5. Quadro esquemático do processo de Preparo das Amostras para Teste de Cisalhamento por Extrusão e Análise em Microscopia Confocal.

4.2.7.1. Teste de Cisalhamento por Extrusão (*Push-out*)

Os corpos-de-prova foram submetidos ao ensaio mecânico de cisalhamento por extrusão (*push-out*) na máquina de ensaios universal (EMIC DL 1000®, São José dos Pinhais, PR, Brasil) com velocidade de 0,5 mm/min até ocorrer o deslocamento da gutapercha. A força é aplicada perpendicularmente ao longo eixo do dente, sobre o centro do pino, em sentido apico-cervical (Fig. 6). Para cada terço, foram utilizados pinos com diâmetros diferentes: apical (0,40 mm); médio (0,60 mm); cervical (0,76 mm); em função do formato cônico do canal radicular. Os valores em Newton (N) foram anotados, e transformados posteriormente para Megapascal (MPa).

Para transformação dos valores de N em MPa foi calculada a área (s) de adesão, utilizando a seguinte fórmula:

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

Onde (h) representa a altura do corpo de prova, (R) o raio cervical e (r) o raio apical.

Os valores em N foram divididos pela área de adesão (mm²) e assim se chegou aos valores em MPa, os quais foram submetidos aos testes estatísticos (CECCHIN *et al.*, 2011).

$$\text{Resistência de União (MPa)} = \frac{\text{Carga Máxima (N)}}{\text{Área de adesão (mm}^2\text{)}}$$

Nos casos em que a área de adesão (perímetro do canal) tinha uma forma mais elíptica, foi realizada a média entre o maior e o menor diâmetro.

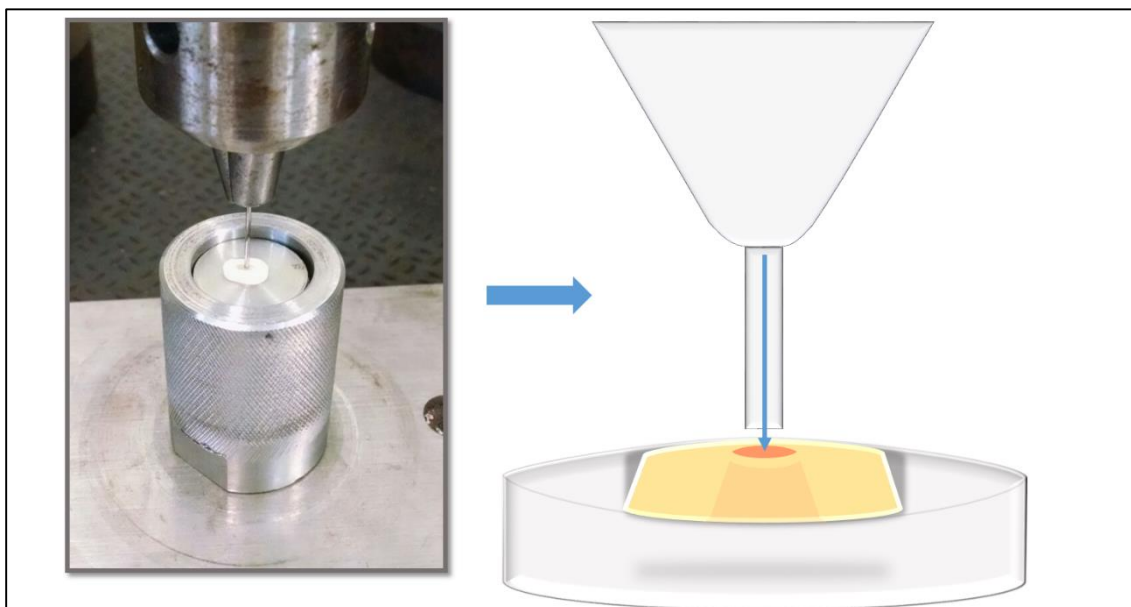


Figura 6. Teste de Cisalhamento por extrusão do cimento endodôntico.

4.2.7.2. Análise em Microscopia Confocal de Varredura à Laser

As seções dos dentes foram molhadas em água destilada e polidas manualmente com discos de lixa abrasivos de granulometrias de 1200-, 2400- e 4000- de carboneto de silício (SiC) (Carbimet Conjunto de Discos, Buehler UK). Cada uma das seções foi polida durante 1 minuto em cada disco. As amostras foram secas e colocadas em uma lâmina histológica para a análise em Microscópio Confocal de Varredura a Laser (Leica Microsystems GmbH, Mannheim, Alemanha), reproduzindo parcialmente parâmetros

do estudo de AMOROSO-SILVA *et al.* 2014. Foi utilizada uma lente de 5x e as imagens foram obtidas em um formato de 1024x1024 pixels. Uma média de seis imagens por cada seção da amostra foram salvas, a fim de formar uma única imagem de toda a fatia. As características referentes ao marcador Rodamina B, como a variação do comprimento de onda e o tipo de laser necessário para a análise foram inseridas previamente à captura das imagens. Os comprimentos de onda de absorção e emissão da Rodamina B foram 540 nm e 590 nm, respectivamente.

Após a análise em Microscopia Confocal, as amostras foram levadas para a captura de imagens em lupa estereoscópica utilizando aumento de 16x (Leica MZ75, Leica Microsystems GmbH, Wetzlar, Alemanha). Estas imagens em lupa foram utilizadas como base para montagem da imagem completa de cada fatia em Microscopia Confocal (Figura 7a, 7b e 7c). Ao final, estas foram analisadas no software Adobe Photoshop (Adobe Systems Incorporated, San Jose, Califórnia, EUA). Os parâmetros analisados foram a profundidade de penetração máxima (a), profundidade de penetração média (b), % perímetro penetrado (c), % área penetrada (d) (Figura 7).

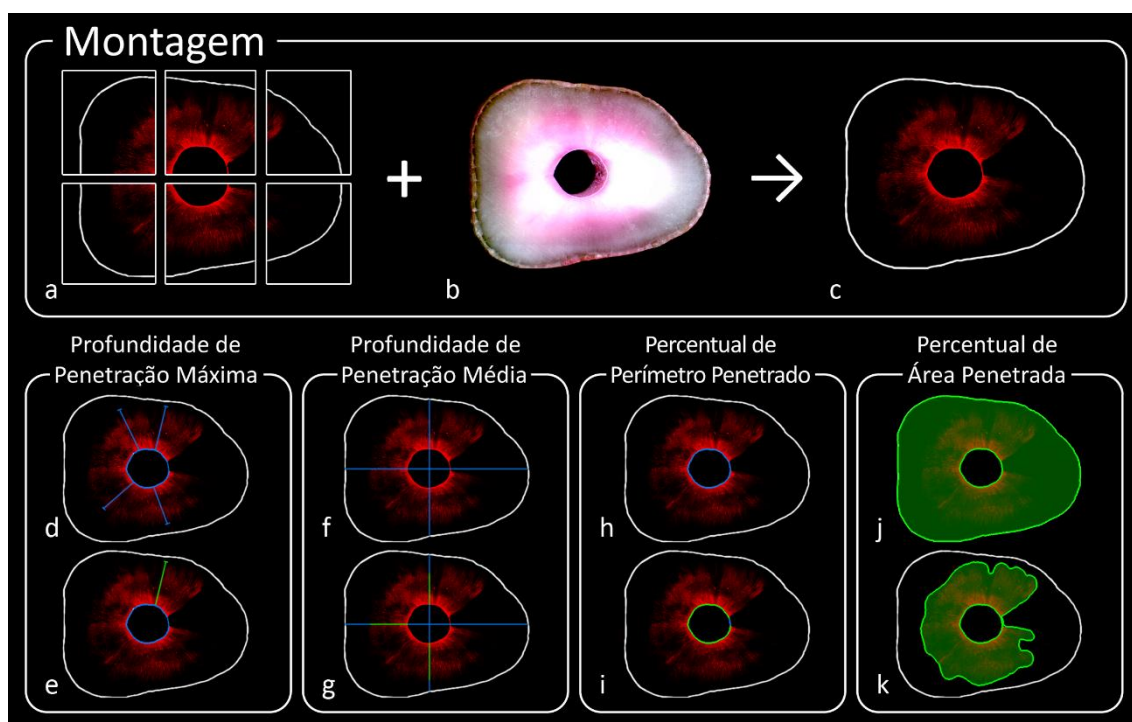


Figura 7. Quadro esquemático da montagem das imagens de MCVL para análise. (a) Seleção das imagens da Microscopia Confocal referentes à fatia escolhida. (b) Seleção da imagem da fatia capturada com a Lupa Estereoscópica. (c) Imagem final. (d) Mensuração das penetrações máximas registradas ao longo da fatia. (e) Escolha da penetração máxima registrada. (f) Normalização dos quatro pontos (g)

Registro das penetrações nos quatro pontos. (h) Mensuração do perímetro total do canal. (i) Mensuração do perímetro penetrado. (j) Área total da fatia. (k) Área penetrada pelo cimento endodôntico.

a) Profundidade De Penetração Máxima

A profundidade máxima foi analisada verificando a partir da parede do canal, o ponto máximo penetrado pelo cimento endodôntico em cada fatia (BOLLES *et al.*, 2013, MCMICHAEL *et al.*, 2016). Os valores são dados em μm (Figura 7d e 7e).

b) Profundidade de Penetração Média

A profundidade média de penetração do cimento para dentro dos túbulos dentinários foi medido em quatro pontos pré-estabelecidos em cada imagem de acordo com BITTER *et al.* (2004) e GHARIB *et al.* (2007) (Figura 7f). A partir da parede do canal e da profundidade média de penetração do cimento nos túbulos dentinários (Fig. 7g) foi calculada a média para cada seção.

c) Porcentagem do Perímetro Penetrado

Em cada seção da imagem, a circunferência da parede do canal foi delineada e o perímetro total foi medido (Fig. 7h). Depois, áreas ao longo das paredes do canal onde o cimento penetrou nos túbulos dentinários foram contornadas e medidas através do programa Adobe Photoshop (Fig. 7i). Este valor foi dividido pelo perímetro total da parede do canal e multiplicado por 100 para calcular o percentual de cada área da parede do canal coberta por cimento em cada fatia (GHARIB *et al.*, 2007).

d) Percentagem da Área Penetrada

Os limites de cada seção e da parede do canal radicular foram delineados e área total foi mensurada com a ferramenta de medição do software (Fig. 7j). Áreas ao longo da dentina, em que o cimento penetrou nos túbulos dentinários também foram delineadas e medidas usando o mesmo método (Fig. 7k). A área total penetrada do cimento foi dividida pela área total de dentina e depois foi multiplicada por 100, para cálculo da porcentagem.

4.3. Processamento e análise de dados

Os resultados foram computados e submetidos a uma análise estatística. O teste Kolmogorov-Smirnov foi utilizado para avaliar a normalidade dos dados. Tendo em vista que os mesmos apresentaram uma distribuição não normal, foram empregados os teste de Kruskal-Wallis para comparação geral e o teste de Dunn para comparação 2 a 2. o Teste Mann-Whitney foi utilizado para comparação dos cimentos. Para correlação dos dados utilizou-se o teste de Spearman. O nível de significância será de 5%.

5. Resultados

5.1. Teste de Cisalhamento por Extrusão

Na Tabela 1 mostra os valores (mediana) de resistência de união dos dentes obturados com cimento AH Plus. A análise estatística dos dados revelou diferenças significativas entre os grupos. O Grupo Plasma obteve valores estatisticamente semelhantes ao grupo Controle, ambos maiores que o grupo TFD.

Tabela 1. Resistência de união (MPa) do cimento AH Plus

Corte	Controle Mediana/ Média/ Desvio Padrão (MPa)	Plasma Mediana/ Média/ Desvio Padrão (MPa)	TFD Mediana/ Média/ Desvio Padrão (MPa)
4 mm do ápice	5,67/ 5,32/ 2,00	4,69/ 6,66 / 4,28	4,58/ 4,00/ 3,16
8 mm do ápice	2,99/ 2,93 / 0,92	2,42/ 2,56/ 0,92	2,26/ 2,18/ 0,64
12 mm do ápice	3,32/ 2,18/ 0,64	3,54/ 3,78 / 1,17	2,29/ 2,85/ 1,09
Total	3,33/ 3,74/ 1,63A	3,54/ 4,33/ 3,07A	2,44/ 2,94/ 1,42B

A,B Letras diferentes indicam valores estatisticamente significantes (Teste de Dunn $p < 0,05$)

A Tabela 2 mostra os dados da resistência de união do cimento MTA Fillapex, após cada tratamento. A análise estatística revelou diferenças significativas entre os grupos. O grupo Controle apresentou valores significativamente maiores que os grupos tratados com Plasma e TFD. Para estes dois últimos, não houve diferença estatística.

Tabela 2. Resistência de união do cimento MTA Fillapex

Corte	Controle Mediana/ Média/ Desvio Padrão (MPa)	Plasma Mediana/ Média/ Desvio Padrão (MPa)	TFD Mediana/ Média/ Desvio Padrão (MPa)
4 mm do ápice	3,55/ 3,89/ 2,68	2,23/ 2,52/ 2,11	1,25/ 1,36/ 1,28
8 mm do ápice	1,66/ 1,82/ 1,32	0,30/ 0,37/ 0,19	0,19/ 0,37/ 0,42
12 mm do ápice	2,18/ 2,18/ 1,00	0,52/ 0,80/ 0,97	0,36/ 0,33/ 0,22
Total	2,22/ 2,49/ 1,78A	0,55/ 1,23/ 1,61B	0,50/ 0,71/ 0,92B

A,B Letras diferentes indicam valores estatisticamente significantes (Teste de Dunn $p < 0,05$)

5.2. Análise de Microscopia Confocal de Varredura à Laser

As análises em microscopia confocal foram divididas entre os dois diferentes cimentos empregados. Imagens referentes às análises no cimento AH Plus podem ser observadas na Figura 8. Os dados referentes a este cimento são apresentados na Tabela 3. Já as fotografias com as imagens dos terços cimentados com cimento MTA Fillapex podem ser vistas na Figura 9, e os seus respectivos dados estão na Tabela 4. Houve diferença entre o comportamento dos cimentos estudados.

a) Cimento AH Plus

Para a análise dos valores totais, quanto à Profundidade de Penetração Máxima, Profundidade de Penetração Média e Área Total Preenchida (%), o grupo Controle apresentou estatisticamente maiores valores que os grupos Plasma e TFD. Já na análise de Perímetro Penetrado (%) não houve diferença estatística significativa entre os três grupos. Este comportamento também foi reproduzido no terço médio e cervical. No corte referente a 4 mm do ápice (apical) não houve diferença estatística entre nenhum dos grupos testados para todas as análises.

Fazendo uma comparação entre os diferentes cortes para cada grupo, foi possível observar que no grupo Controle, para todas os tipos de análise, houve diferença estatística entre o corte apical e os cortes médio e cervical, sendo estes últimos significativamente maiores e semelhantes entre si. No grupo Plasma, as análises de penetração máxima, penetração média e área total preenchida possuem valores estatisticamente semelhantes, ocorrendo diferença apenas na análise de perímetro penetrado, onde o corte médio apresentou valores estatisticamente semelhantes tanto para corte apical, quanto para o cervical, onde o cervical é estatisticamente maior que o apical. No grupo TFD, não houve diferenças estatisticamente significativas entre os cortes nas análises de Profundidade Máxima e Área total Preenchida. Mas nas análises de Profundidade Média e Perímetro Penetrado, os cortes cervical e médio possuíram valores semelhantes, mas estatisticamente maiores que o corte apical.

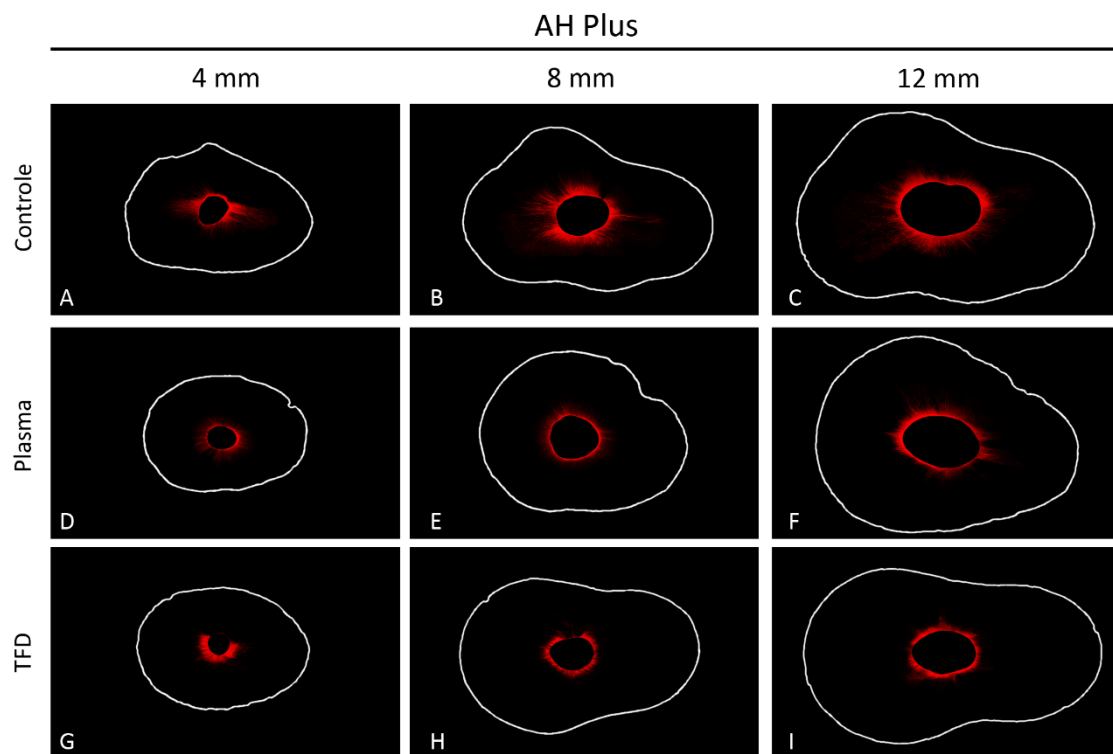


Figura 8. Imagens de MCVL para o cimento AH Plus de acordo com métodos de tratamento e cortes do canal radicular. (A - C) Imagens do grupo Controle apresentaram maior penetração do cimento nos túbulos dentinários em todos os terços; (D - F) Imagens após tratamento com Plasma apresentou menor penetração que o grupo Controle; (G-I) Imagens após tratamento com TFD apresentaram nível de penetração semelhante ao tratamento com Plasma.

Tabela 3. Dados da Microscopia Confocal. Cimento AH Plus. Valores mediana.

Corte	Grupo	Profundidade de Penetração Máxima (μm)	Profundidade de Penetração Média (μm)	Perímetro Penetrado (%)	Área Total Preenchida (%)
Total	Controle	1045,95 A	594,87 A	82,99 A	17,76 A
	Plasma	581,25 B	398,85 B	100,00 A	14,95 B
	TFD	613,04 B	389,77 B	98,95 A	11,18 B
4 mm do ápice	Controle	632,71Ab	357,23Ab	61,80Ab	14,10 Ab
	Plasma	505,57Aa	295,17Aa	83,96Ab	16,36 Aa
	TFD	541,90Aa	284,95Ab	58,18Ab	12,02 Aa
8 mm do ápice	Controle	1192,77 Aa	574,44 Aa	82,49 Aa	19,06 Aa
	Plasma	543,41 Ba	417,02 Aa	100,00 Aab	15,28 ABa
	TFD	684,18 Ba	436,32 Aa	99,37 Aa	11,25 Ba
12 mm do ápice	Controle	1154,93 Aa	750,78 Aa	100,00 Aa	25,42 Aa
	Plasma	664,50 Ba	448,43 Ba	100,00 Aa	9,90 Ba
	TFD	641,80 Ba	418,91 Ba	100,00 Aa	9,18 Ba

A,B Comparação entre os grupos.

a,b Comparação entre os cortes em um mesmo grupo (controle, plasma, TFD)

Letras diferentes indicam valores estatisticamente significantes (Teste de Dunn $p < 0,05$)

b) Cimento MTA Fillapex

Na análise geral de Profundidade de Penetração Máxima, Profundidade de Penetração Média e Área Total Preenchida, o grupo Plasma apresentou valores estatisticamente maiores que os grupos Controle e TFD, não havendo diferença entre estes dois grupos. Na análise de Perímetro Penetrado (%) o grupo Controle possui valor estatisticamente menor que os demais. Os grupos Plasma e TFD são estatisticamente semelhantes.

No corte apical não houve diferença estatística entre nenhum dos grupos testados para todas as análises. No corte médio, para a Profundidade Máxima e Perímetro Penetrado, todos os valores são estatisticamente semelhantes. Já na análise de Profundidade Média e Área Total Preenchida, o grupo Controle apresentou valor estatisticamente menor do que grupo Plasma e semelhante ao grupo TFD. No corte cervical os valores entre os grupos foram semelhantes, não apresentando diferença estatística na análise de Penetração Máxima. Na Penetração Média, o grupo controle

apresentou menor valor que os demais grupos. Mas para a análise de Perímetro Penetrado e Área Total Preenchida o grupo TFD possui valores estatisticamente semelhantes tanto para o grupo Controle, quanto para o Plasma, sendo o que o Plasma apresenta maior área penetrada que o grupo Controle.

Na comparação entre os diferentes cortes para cada grupo, o grupo Controle, em todas as análises, não apresentou diferenças estatísticas entre os cortes, sendo estes significativamente semelhantes. No grupo Plasma, as análises de Penetração Máxima, Penetração Média e Área Total Preenchida para o corte apical possuem valores menores que os cortes médio e cervical (estes dois são semelhantes entre si). Já na análise do Perímetro Penetrado, os valores para os todos os cortes são estatisticamente semelhantes. No grupo TFD, não houve diferenças estatisticamente significativas entre os cortes nas análises.

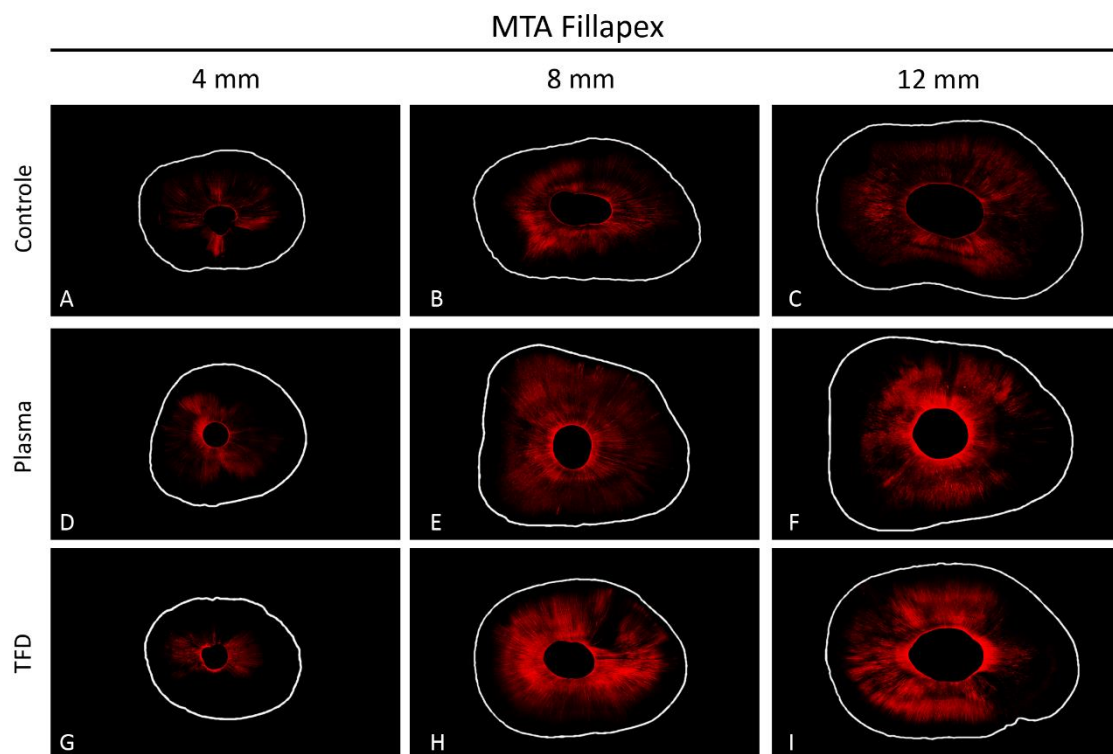


Figura 9. Imagens de MCVL para cimento MTA Fillapex de acordo com métodos de tratamento e cortes do canal radicular. (A - C) Imagens do grupo Controle apresentaram menor penetração do cimento nos túbulos dentinários em todos os terços; (D - F) Imagens após tratamento com Plasma apresentaram maior penetração que o grupo Controle; (G-I) Imagens após tratamento com TFD apresentaram nível de penetração semelhante ao tratamento com Plasma.

Tabela 4. Dados da Microscopia Confocal. Cimento MTA Fillapex. Valores mediana.

Corte	Grupo	Profundidade de Penetração Máxima (µm)	Profundidade de Penetração Média (µm)	Perímetro Penetrado (%)	Área Total Preenchida (%)
Total	Controle	1380,47 B	823,44 B	82,86 B	32,58 B
	Plasma	1645,36 A	1290,03 A	100,00 A	61,13 A
	TFD	1398,63 B	927,50 B	91,85 A	40,61 B
4 mm do ápice	Controle	997,51 Aa	662,23 Aa	75,53 Aa	20,73 Aa
	Plasma	1268,46 Ab	885,12 Ab	95,54 Aa	42,48 Ab
	TFD	1147,36 Aa	576,71 Aa	68,02 Aa	18,76 Aa
8 mm do ápice	Controle	1545,46 Aa	937,72 Ba	96,31 Aa	41,94 Ba
	Plasma	1884,52 Aa	1350,20 Aa	100,00 Aa	67,06 Aa
	TFD	1910,25 Aa	1163,26 ABa	91,16 Aa	49,39 ABa
12 mm do ápice	Controle	1471,29 Aa	868,09 Ba	88,47 Ba	30,99 Ba
	Plasma	1886,04 Aa	1457,29 Aa	100,00 Aa	63,63 Aa
	TFD	1454,64 Aa	921,83 Aa	99,05 ABa	46,29 ABa

A,B Comparação entre os grupos.

a,b Comparação entre os cortes em um mesmo grupo (controle, plasma, TFD)

Letras diferentes indicam valores estatisticamente significantes (Teste de Dunn $p < 0,05$)

5.3. Comparação entre os cimentos endodônticos

A Tabela 5 mostra os valores retirados das tabelas 1 e 2 para o grupo controle. O cimento AH Plus possui valores de resistência de união significativamente maiores que o MTA Fillapex (Tabela 5). Para o teste de push-out os cimentos apresentaram diferença estatística significativa ($p=0,003$).

Tabela 5 - Tabela comparativa dos valores dos cimentos AH Plus e MTA Fillapex

Controle	Valores Mediana
AH Plus	3,33A
MTA Fillapex	2,22B

A,B Letras diferentes indicam valores estatisticamente significantes (Teste Mann-Whitney, $p < 0,05$)

Na análise da Microscopia Confocal de Varredura à Laser (MCVL) os cimentos endodônticos apresentaram diferença estatística para a profundidade de penetração máxima ($p=0,026$), profundidade de penetração média ($p=0,042$) e área total preenchida ($p=0,004$). O cimento MTA Fillapex possui valores significativamente maiores que o cimento AH Plus para estes parâmetros analisados.

Apenas para o percentual do perímetro penetrado houve semelhança estatística para os dois cimentos.

Tabela 6. Tabela comparativa para os valores de penetração dos cimentos AH Plus e MTA Fillapex. Valores Mediana.

Cimentos	Profundidade de Penetração Máxima (μm)	Profundidade de Penetração Média (μm)	Perímetro Penetrado (%)	Área Total Preenchida (%)
AH Plus	1045,95 B	594,87 B	82,99 A	17,76 B
MTA Fillapex	1380,47 A	823,44 A	82,86 A	32,58 A

A,B Letras diferentes indicam valores estatisticamente significantes (Teste Mann-Whitney, $p < 0,05$)

5.4. Correlação

O teste de Spearman não mostrou correlação positiva entre resistência de união e análises por microscopia confocal para ambos os cimentos.

6. Discussão

Muitos fatores podem afetar a capacidade de vedação dos cimentos, como a irrigação e o tipo e qualidade do cimento obturador. Tratamentos na dentina radicular podem alterar sua composição química e estrutural, assim como a sua permeabilidade (ALFREDO *et al.*, 2008, OK *et al.*, 2014). No entanto, a avaliação sobre a influência desses novos tratamentos, como o plasma e a TFD, no processo de obturação dos canais radiculares na literatura, é escassa ou inexistente. Dessa maneira, o presente trabalho teve como objetivo analisar as influências do tratamento de plasma e da terapia fotodinâmica na resistência de união e na penetração de dois cimentos endodônticos, AH Plus e MTA Fillapex.

A tecnologia de jato de plasma não-térmico em pressão atmosférica é uma tecnologia recente. Normalmente o plasma se caracteriza pela formação de uma pluma fina de gás (ou gases) parcialmente ionizados. Espécies reativas do plasma interagem com a membrana bacteriana provocando sua ruptura e, conseqüentemente, a morte celular (LAROUCSI & LEIPOLD, 2004, SCHAUDINN *et al.*, 2013). Resultados de estudos anteriores vêm demonstrando a eficiência do plasma não-térmico contra a cultura de bactérias e biofilme endodônticos (DU *et al.*, 2012, DU *et al.*, 2013, JIANG *et al.*, 2009). Trabalhos recentes demonstraram inativação bacteriana a partir 15 segundos (LIU *et al.* 2014) e 1 minuto (JIANG *et al.*, 2009, SIMONCELLI *et al.*, 2015). O tempo de 1 minuto foi escolhido para verificar as possíveis influências do plasma no processo de obturação endodôntica com dentina radicular tratada, visto ser clinicamente viável e demonstrar atividade antimicrobiana nesse período (JING *et al.*, 2009; SIMENCOCELLI *et al.*, 2015).

Diversos estudos também vêm demonstrando a eficácia da TFD contra bactérias orais (SOUKOS *et al.*, 2006, GARCEZ *et al.*, 2008, FIMPLE *et al.*, 2009, DE OLIVEIRA *et al.*, 2015). Recentemente, a TFD tem sido utilizada na intenção de erradicar os microrganismos dentro de sistemas de canais radiculares, demonstrando sua utilidade como um adjuvante nas técnicas de desinfecção endodôntica (XU *et al.*, 2009). Em decorrência das muitas variações de protocolo para a TFD, o presente estudo teve por entre seus objetivos, trabalhar com o menor tempo para redução de microrganismos encontrado (DE OLIVEIRA *et al.*, 2015), onde o equipamento utilizado se encaixasse corretamente dentro dos parâmetros estabelecidos pelo estudo anterior.

No presente estudo, a adesão foi avaliada por teste de push-out. A força interfacial e a resistência de deslocamento entre o material de preenchimento e a dentina intra-radicular são geralmente avaliadas em testes de push-out com fatias finas de dentes cortados paralelamente ao seu longo eixo (ALFREDO *et al.*, 2008, BARBIZAM *et al.*, 2011, SAGSEN *et al.*, 2011, OK *et al.*, 2014). As vantagens, ao se utilizar este tipo de ensaio, são a redução de perdas de amostras durante sua fabricação e a medição da resistência de união para áreas muito pequenas, tais como no interior do canal radicular (CECCHIN *et al.*, 2011). Além disso, o teste de extração gera forças paralelas na área interfacial de ligação com a dentina. (OK *et al.*, 2013). Apesar do teste de resistência de união não replicar completamente o desempenho clínico de cimentos endodônticos e nenhuma correlação entre a resistência de união e sucesso clínico tenha sido demonstrado, ele fornece informações valiosas sobre comparação de diferentes cimentos e técnicas de obturação (DELONG *et al.*, 2015).

No presente estudo foi possível constatar pela análise do teste de push-out para o cimento AH Plus que os valores de resistência de união para os dentes tratados com plasma foram semelhantes (3,54 MPa) aos do grupo controle (3,33 MPa). Sendo possível afirmar que não ocorreram modificações significativas que afetassem a resistência de união deste material com a dentina.

A terapia fotodinâmica, por outro lado, demonstrou menores valores de resistência de união (2,44 MPa) em comparação aos outros grupos testados. Foi constatada uma alteração significativa da resistência de união, podendo afirmar que a TFD prejudicou a adesão do cimento AH Plus na dentina. Este dado está em desacordo com os achados de OK *et al.* (2013a e 2014b), que avaliaram a terapia fotoativada ($\lambda=625-635$ nm) com fotossensibilizador azul de toluidina durante 20 segundos e verificaram que esta não promoveu nenhuma modificação na resistência de união do AH Plus. No entanto, ALFREDO *et al.* (2008) encontraram que a terapia com laser de diodo ($\lambda=980$ nm) emitido diretamente no canal sem utilização de agente fotossensibilizante, aumentou a resistência de união para cimento AH Plus. Tais diferenças entre os estudos podem estar atribuídas ao tipo de laser/fonte de luz, comprimento de onda e protocolos de irrigação utilizados de modos diferentes (OK *et al.*, 2013). Os resultados negativos do presente estudo podem estar relacionados com a presença do agente fotossensibilizador (OK *et al.*, 2014). Do mesmo modo, podemos atribuir a não interferência do plasma nos resultados do push-out em comparação com o grupo controle com a ausência de agentes intermediários (ex.: agentes

fotossensibilizadores ou outros líquidos) durante a aplicação do tratamento. O gás ionizado foi aplicado diretamente no canal radicular, em ambiente seco.

No entanto, no teste de push-out com cimento MTA Fillapex, foi observada a diminuição significativa da resistência de união com a dentina radicular após tratamento de plasma (0,55 MPa) em comparação com o grupo controle (2,22 MPa). Uma possível explicação seria de o plasma ter afetado, ou ainda, acelerado o processo de presa do cimento, levando a formação de uma camada deletéria de interface entre o cimento e a dentina (NEELAKANTAN *et al.*, 2014).

Para a Terapia Fotodinâmica, também foi avaliada uma diminuição da resistência de união do MTA Fillapex com a dentina (0,50 MPa). A TFD gerou uma piora na adesão do cimento com a superfície. Este dado entra em acordo com o trabalho de OK *et al.* (2014), no qual foi observado que a desinfecção fotoativada (PAD) piorou a resistência de união deste cimento. Os autores atribuíram essa modificação ao corante fotossensibilizador. De acordo com o estudo, o uso de agentes fotossensibilizadores devem afetar negativamente o ângulo de contato do cimento MTA Fillapex com a dentina do canal radicular podendo ainda haver uma interação direta entre o corante e o cimento.

No presente estudo o teste de push-out foi realizado antes da análise por Microscopia Confocal de Varredura à Laser (MCVL). Desta forma, os cimentos endodônticos foram manipulados com corante Rodamina B para a avaliação posterior em microscópio. D'ALPINO *et al.* (2006) afirmaram em seu trabalho que há uma influência na adesividade de materiais restauradores, dependendo da concentração do corante. A concentração utilizada no presente estudo foi de 0,1% de Rodamina B. Em estudo recente, PRADO (2012) avaliou a influência de pequena quantidade de Rodamina B na resistência de união de cimentos resinosos autoadesivos. Os resultados do estudo levaram à conclusão que a presença de corante não influenciou na resistência de união, podendo ser utilizado como marcador para trabalhos de obturação de pinos de fibra de vidro. Assim, acredita-se que o uso de uma concentração baixa de corante Rodamina B, não promoveria alterações nos resultados de resistência de união de materiais obturadores, sendo desta forma utilizado em conjunto para análises de teste de push-out com posterior avaliação de penetração.

Comparando os cimentos, o cimento AH Plus mostrou valores de resistência de união relativamente maiores que o MTA Fillapex. Os achados desse estudo estão em acordo com SAGSEN *et al.* (2011). A baixa resistência de união do MTA Fillapex com

a dentina pode estar ligada à biomineralização questionável deste cimento. O processo de biomineralização é reivindicada por aumentar a resistência ao deslocamento do MTA da dentina (NEELAKANTAN *et al.*, 2014). A apatita formada pelos depósitos de MTA sobre as fibras de colágeno, promovem a formação de uma camada de interface com as estruturas semelhantes à tag na interface do MTA com a dentina. Essa baixa resistência de união do MTA Fillapex tem sido atribuída à fraca capacidade de adesão destas estruturas de apatita semelhantes à tag (SAGSEN *et al.*, 2011, NEELAKANTAN *et al.*, 2014). No entanto, a resistência de união do MTA Fillapex nos estudos de ASSMAN *et al.* (2012) e NAGAS *et al.* (2012) são considerados aceitáveis pelos autores, apresentando valores semelhantes aos observados em amostras preenchidas com cimento AH Plus.

A MCVL é utilizada para obter uma série de imagens ópticas através da espessura da dentina e fornecer informações detalhadas sobre a presença e distribuição de cimentos ou adesivos dentários dentro dos túbulos dentinários (ORDINOLA-ZAPATA *et al.*, 2007). Esta técnica não exige um processamento especial da amostra. Comparado com MEV (Microscopia Eletrônica de Varredura), o processamento de espécimes é menos destrutivo e possui menor potencial para produzir artefatos (GHARIB *et al.*, 2007). No presente estudo, a MCVL permitiu a visualização da penetração dos cimentos endodônticos utilizados.

Na análise deste estudo foi possível verificar que no caso do cimento AH Plus, as terapias afetaram negativamente as profundidades de penetração do cimento endodôntico e a porcentagem de área total preenchida, com exceção para a porcentagem do perímetro penetrado nas paredes do canal radicular para plasma e TFD. Já para o cimento MTA Fillapex, o plasma favoreceu todos os dados coletados em relação à penetração do cimento endodôntico. O plasma parece influenciar diretamente no escoamento do MTA Fillapex para dentro dos túbulos dentinários. Já a TFD apresentou dados semelhantes ao do grupo controle, com exceção do perímetro penetrado, que se assemelhou ao do grupo tratado com plasma.

Observa-se que os resultados gerais se reproduzem tanto para o terço médio, quanto para o terço cervical. Entretanto, no terço apical não houve diferença entre os tratamentos. Tal fato, no caso do tratamento de plasma, pode estar relacionado com a distância do jato de plasma para região apical. A pluma de plasma demonstra ter influenciado as regiões entre os terços médio e cervical, mas seu alcance demonstra não se estender até o terço final do dente.

Já para a terapia fotodinâmica, podemos associar este fato com efeito “vapor lock”, que pode ter impedido a penetração eficaz do fotosensibilizador no terço apical. O sistema de canal fechado (vedação do forame com cera para simular ambiente clínico), promove o aprisionamento de gás na sua extremidade fechada durante a irrigação (KISHEN, 2012). É sabido que a irrigação com agulha convencional possui uma incapacidade de distribuir irrigantes para todo o comprimento do canal. O efeito de bloqueio por vapor (“vapor lock”) pode evitar os irrigantes de alcançarem os últimos milímetros de o canal radicular (KISHEN, 2012, BOLLES et al., 2013).

Comparando os diferentes cortes, o terço apical apresentou valores estatísticos por vezes menores ou semelhantes em relação às profundidades de penetração. Tal fato poderia ser atribuído à menor quantidade de túbulos dentinários presentes neste terço ou à limpeza apical deficiente (dificuldade de remoção de debris). Outras investigações sobre a penetração de túbulos dentinários também relataram valores decrescentes de penetração do terço cervical para o terço apical (GHARIB *et al.*, 2007, KUÇI *et al.*, 2014, HADDAD *et al.*, 2015). Em estudo recente, ACKAY *et al.* (2016) afirmaram que valores menores de penetração dos túbulos dentinários nos terços apicais pode ser explicado por uma ineficaz irrigação nestas regiões dos canais radiculares, um menor diâmetro e número reduzido dos túbulos dentinários e a uma maior esclerose tubular. Além disso, a dificuldade na remoção da *smear layer* no terço apical pode agir como uma barreira física que interfere na adaptação do cimento com dentina radicular (KUÇI *et al.*, 2014).

A maior penetração do cimento MTA Fillapex nos túbulos dentinários em comparação com o AH Plus podem ser explicadas pelas características de escoamento dos cimentos. Segundo SILVA *et al.* (2013), o MTA Fillapex é um cimento que apresenta características de escoamento significativamente superiores em comparação com AH Plus, e as diferentes composições dos cimentos parecem estar relacionadas com essa diferença. Essa capacidade também é influenciada pelo tamanho das partículas de cada material, pois quanto menores são as partículas, maior o escoamento. Dessa maneira o MTA Fillapex penetraria mais facilmente nas ramificações e irregularidades das paredes do canal radicular do que AH Plus. KUÇI *et al.* (2014) indicaram que a maior penetração para MTA Fillapex pode estar ligada a um maior escoamento do cimento quando submetido à pressão de compactação. Porém, os dados do presente estudo não estão de acordo com AMOROSO-SILVA *et al.* (2014) e ACKAY *et al.* (2016), que verificaram penetração similar para os cimentos AH Plus e MTA Fillapex.

Quanto a uma possível correlação entre adesão e penetração, as seguintes analogias podem ser feitas: para o cimento AH Plus sua adesão não foi afetada diretamente pelo tratamento de plasma, porém a sua penetração sofreu influência, sendo diminuída após o tratamento; A TFD por sua vez promoveu uma diminuição tanto da adesão, quanto para a penetração do cimento endodôntico nos túbulos dentinários para o cimento AH Plus; Para o cimento MTA Fillapex, o tratamento de plasma diminuiu a adesão do cimento endodôntico e aumentou a sua penetração nos túbulos dentinários; Já na TFD o MTA Fillapex teve sua adesividade diminuída e sua penetração também. Desta maneira, é possível afirmar que não há uma correlação positiva entre adesão e penetração de cimentos endodônticos.

No presente estudo observou-se que o tratamento de plasma e terapia fotodinâmica podem influenciar na adesividade e penetração de cimentos obturadores ao canal radicular. As causas para estas influências necessitam ser melhor investigadas, e mais estudos sobre a relação destes tratamentos na obturação endodôntica precisam ser realizados na busca de se fornecer mais dados para a literatura.

7. Conclusão

Foi possível concluir através do presente estudo que:

- O tratamento de plasma e terapia fotodinâmica influenciam na adesividade de materiais obturadores do canal radicular e na penetração dos cimentos AH Plus e MTA Fillapex.
- O tratamento de plasma não promoveu alterações em relação à adesividade do cimento AH Plus, porém a TFD afetou negativamente este parâmetro.
- Para o cimento MTA Fillapex, os dois tratamentos influenciaram de forma negativa a adesividade entre o material e a dentina.
- Para o cimento AH Plus as terapias dificultaram sua penetração nos túbulos dentinários.
- Para o cimento MTA Fillapex houve uma melhor penetração em canais tratados por terapia de plasma.
- O plasma e a TFD não conseguiram alcançar o terço apical e dessa forma não influenciaram na penetração desta região.

8. Referências Bibliográficas

ABADA, H.M., FARAG, A.M., ALHADAINY, H.A., DARRAG, A.M., “Push-out bond strength of different root canal obturation systems to root canal dentin”. **Tanta Dental Journal**. v. 12, pp. 185–191, 2015.

AKCAY, M.; ARSLAN, H.; DURMUS, N. et al., “Dentinal tubule penetration of AH Plus, iRoot SP, MTA fillapex, and guttaflow bioseal root canal sealer after different final irrigation procedures: A confocal microscopic study”. **Lasers in Surgery and Medicine**. v. 48, pp. 70-6, 2016.

ALFREDO, E; SILVA, S.R., OZÓRIO, J.E., SOUSA-NETO, M.D. et al., “Bond strength of AH Plus and Epiphany sealers on root dentine irradiated with 980 nm diode laser”. **International Endodontic Journal**. v. 41, pp. 733-40, 2008.

ALTMANN, A.S., LEITUNE, V.C., COLLARES, F.M., “Influence of Eugenol-based Sealers on Push-out Bond Strength of Fiber Post Luted with Resin Cement: Systematic Review and Meta-analysis”. **Journal of Endodontics**. v. 41, pp. 1418-23, 2015.

AMOROSO-SILVA, P.A., GUIMARÃES, B.M., MARCIANO, M.A. et al., “Microscopic analysis of the quality of obturation and physical properties of MTA Fillapex”. **Microscopy Research and Technique**. v. 77, pp. 1031-6, 2014.

ARORA, V.; NIKHIL, V.; SURI, N.K. “Cold Atmospheric Plasma (CAP) in Dentistry”. **Dentistry**. v. 4, pp. 1-5, 2014.

ASSMANN, E., SCARPARO, R.K., BÖTTCHER, D.E., GRECCA, F.S., “Dentin bond strength of two mineral trioxide aggregate-based and one epoxy resin-based sealers”. **Journal of Endodontics**. v. 38, pp. 219-21, 2012.

BABB, B.R., LOUSHINE, R.J., BRYAN, T.E. et al., “Bonding of self-adhesive (self-etching) root canal sealers to radicular dentin”. **Journal of Endodontics**. v. 35, pp. 578–82, 2009.

BALLAL, N.V., TWEENY, A., KHECHEN, K., PRABHU, K.N., SATYANARAYAN, TAY, F.R., “Wettability of root canal on intraradicular dentine treated with different irrigating solutions”. **Journal of Dentistry**. v. 41, pp. 556-60, 2013.

BARBIZAM, J.V., TROPE, M., TANOMARU-FILHO, M., TEIXEIRA, E.C., TEIXEIRA, F.B., “Bond strength of different endodontic sealers to dentin: push-out test”. **Journal of Applied Oral Science**. v. 19, pp. 644-7, 2011.

BAUMGARTNER, J.C., MADER, C.L., “A scanning electron microscopic evaluation of four root canal irrigation regimens”. **Journal of Endodontics**. v.13, pp. 147–57, 1987.

BAZAKA, K., JACOB, M.V., CRAWFORD, R.J., IVANOVA, E.P., “Plasma assisted surface modification of organic biopolymers to prevent bacterial attachment”. **Acta Biomaterialia**. v. 7, pp. 2015-28, 2011.

BITTER, K., PARIS, S., MARTUS, P. et al., “A Confocal Laser Scanning Microscope investigation of different dental adhesives bonded to root canal dentine”. **International Endodontic Journal**. v. 37, pp. 840-8, 2004.

BOLLES, J.A., HE, J., SVOBODA, K.K., GLICKMAN, G.N., “Comparison of Vibringe, EndoActivator, and needle irrigation on sealer penetration in extracted human teeth”. **Journal of Endodontics**. v. 39, pp. 708-11, 2013.

BORSATTO, M.C., CORREA-AFONSO, A.M., LUCISANO, M.P et al., “One-session root canal treatment with antimicrobial photodynamic therapy (aPDT): an *in vivo* study”. **International Endodontic Journal**. 2015.

BÖTTCHER, D.E., SEHNEM, N.T., MONTAGNER, F. et al., “Evaluation of the Effect of *Enterococcus faecalis* Biofilm on the 2% Chlorhexidine Substantivity: An In Vitro Study”. **Journal of Endodontics**. v. 41, pp. 1364-70, 2015.

BOUILLAGUET, S., SHAW, L., BARTHELEMY, J., KREJCI, I., WATAHA, J.C., “Long-term sealing ability of Pulp Canal Sealer, AH-Plus, GuttaFlow and Epiphany”. **International Endodontic Journal**. v. 41, pp. 219-26, 2008.

BRISEÑO MARROQUÍN, B., WOLF, T.G., SCHÜRGER, D., WILLERSHAUSEN, B., “Thermoplastic properties of endodontic gutta-percha: a thermographic *in vitro* study”. **Journal of Endodontics**. v. 41, pp. 79-82, 2015.

BRITO-JÚNIOR, M., LEONI, G.B., PEREIRA, R.D. et al., “A Novel Dentin Push-out Bond Strength Model That Uses Micro-Computed Tomography”. **Journal of Endodontics**. v. 41, pp. 2058-63, 2015.

CECCHIN, D., DE ALMEIDA, J.F., GOMES, B.P. et al., “Influence of chlorhexidine and ethanol on the bond strength and durability of the adhesion of the fiber posts to root dentin using a total etching adhesive system”. **Journal of Endodontics**. v. 37, pp. 1310-5, 2011.

CHA, S., PARK, Y-S., “Plasma in dentistry”. **Clinical Plasma Medicine**. v. 2, pp. 4–10, 2014.

CHANDRA, S.S., SHANKAR, P., INDIRA, R., “Depth of penetration of four resin sealers into radicular dentinal tubules: a confocal microscopic study”. **Journal of Endodontics**. v. 38, pp. 1412-6, 2012.

CHANG, Y.R., RAGHUNATHAN, V.K., GARLAND, S.P et al., “Automated AFM force curve analysis for determining elastic modulus of biomaterials and biological samples”. **Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials**. v. 37, pp. 209-18, 2014.

CHEN, M., ZHANG, Y., SKY DRIVER, M., et al., “Surface modification of several dental substrates by non-thermal atmospheric plasma brush”. **Dental Materials**. v. 29, pp. 871-80, 2013.

CHREPA, V., KOSAKIS, G.A., PAGONIS, T.C., HARGREAVES, K.M., “The effect of photodynamic therapy in root canal disinfection: a systematic review”. **Journal of Endodontics**. v. 40, pp. 891-8, 2014.

CHERUTHAZHEKATT, S., CERNÁK, M., SLAVÍČEK, P., HAVEL, J., “Gas plasmas and plasma modified materials in medicine”. **Journal of Applied Biomedicine**. v. 8, pp. 55–66, 2010.

CHUSTE-GUILLOT, M-P., BADET, C., PELI, J-F., PEREZ, F., “Effect of three nickel-titanium rotary file techniques on infected root dentin reduction”. **Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontics**. v. 102, pp. 254-8, 2006.

CORD, C.B., VELASCO, R.V., RIBEIRO MELO LIMA, L.F. et al., “Effective analysis of the use of peracetic acid after instrumentation of root canals contaminated with *Enterococcus faecalis*”. **Journal of Endodontics**. v. 40, pp. 1145-8, 2014.

CRANE, A.B., **A Predictable Root Technique**. Philadelphia, Lea & Febiger, 1920.

D'ALPINO, P.H., PEREIRA, J.C., SVIZERO, N.R. et al., “Use of fluorescent compounds in assessing bonded resin-based restorations: a literature review”. **Journal of Dentistry**. v. 34, pp. 623-34, 2006.

DALTON, B.C., ØRSTAVIK, D., PHILLIPS, C. et al., “Bacterial reduction with nickel-titanium rotary instrumentation”. **Journal of Endodontics**. v. 24, pp. 763-7, 1998.

DE ASSIS, D.F., PRADO, M.D., SIMÃO, R.A., “Evaluation of the interaction between endodontic sealers and dentin treated with different irrigant solutions”. **Journal of Endodontics**. v. 37, pp. 1550-2, 2011.

DE ASSIS, D.F., DO PRADO, M., SIMÃO, R.A., “Effect of disinfection solutions on the adhesion force of root canal filling materials”. **Journal of Endodontics**. v. 38, pp. 853-55, 2012.

DE-DEUS, G., DI GIORGI, K., FIDEL, S. et al., “Push-out bond strength of Resilon/Epiphany and Resilon/Epiphany self-etch to root dentin”. **Journal of Endodontics**. v. 35, pp. 1048-50, 2009.

DE OLIVEIRA, B.P., AGUIAR, C.M., CÂMARA, A.C. et al. “The efficacy of photodynamic therapy and sodium hypochlorite in root canal disinfection by a single-file instrumentation technique”. **Photodiagnosis Photodynamic Therapy**. v. 12, pp. 436-43, 2015.

DELONG, C., H.E., J., WOODMANSEY, K.F., “The effect of obturation technique on the push-out bond strength of calcium silicate sealers”. **Journal of Endodontics**. v. 41, pp. 385-8, 2015.

DEMIRYÜREK, E.O., ONUK, E.E., YÜKSEL, G., ÇİFTÇİ, A., “Evaluation of microbial contamination of resilon and gutta-percha cones and their antimicrobial activities”. **African Journal of Microbiology Research**. v. 6, pp. 6275-6280, 2012.

DIOGENES, A.R., RUPAREL, N.B., TEIXEIRA, F.B., HARGREAVES, K.M., “Translational science in disinfection for regenerative endodontics”. **Journal of Endodontics**. v. 40, pp. S52-7, 2014.

DU, T., MA, J., YANG, P. et al., “Evaluation of antibacterial effects by atmospheric pressure non equilibrium plasmas against *Enterococcus faecalis* biofilms *in vitro*”. **Journal of Endodontics**. v. 38, pp. 545-9, 2012.

FIMPLE, J.L., FONTANA, C.R., FOSCHI, F., “Photodynamic treatment of endodontic polymicrobial infection *in vitro*”. **Journal of Endodontics**. v. 34, pp. 728-34, 2008.

FISHER, M.A., BERZINS, D.W., BAHCALL, J.K., “An *in vitro* comparison of bond strength of various obturation materials to root canal dentin using a push-outtest design”. **Journal of Endodontics**. v. 33, pp. 856-8, 2007.

GARCEZ, A.S., RIBEIRO, M.S., TEGOS, G.P. et al., “Antimicrobial photodynamic therapy combined with conventional endodontic treatment to eliminate root canal biofilm infection”. **Lasers in Surgery and Medicine**. v. 39, pp. 59-66, 2007.

GARCEZ, A.S., NUÑEZ, S.C., HAMBLIN, M.R., RIBEIRO, M.S., “Antimicrobial effects of photodynamic therapy on patients with necrotic pulps and periapical lesion”. **Journal of Endodontics**. v. 34, pp. 138-42, 2008.

GATEWOOD, R.S. “Endodontic materials”. *Dental Clinics of North America*. v. 51, pp. 695-712, 2007.

GENCOGLU, N., SAMANI, S., GUNDAY, M., “Dentinal wall adaptation of thermoplasticized gutta-percha in the absence or presence of *smear layer*: a scanning electron microscopic study”. **Journal of Endodontics**. v. 19, pp. 558–62, 1993.

GONÇALVES, L.S., RODRIGUES, R.C., ANDRADE JUNIOR, C.V. et al., “The Effect of Sodium Hypochlorite and Chlorhexidine as Irrigant Solutions for Root Canal Disinfection: A Systematic Review of Clinical Trials”. **Journal of Endodontics**. v. 42, pp. 527-32, 2016.

GOMES, B.P., BERBER, V.B., KOKARAS, A.S. et al., “Microbiomes of Endodontic-Periodontal Lesions before and after Chemomechanical Preparation”. **Journal of Endodontics**. v. 41, pp. 1975-84, 2015.

HABIB, M., HOTTEL, T.L., LIANGHONG., “Antimicrobial effects of non-thermal atmospheric plasma as a novel root canal disinfectant”. **Clinical Plasma Medicine**. v. 2, pp. 17–21, 2014.

JIANG, C., CHEN, MT., SCHAUDINN, C. et al., “Pulsed Atmospheric-Pressure Cold Plasma for Endodontic Disinfection”. **IEEE Transactions on Plasma Science**. v. 37, pp. 1190-5, 2009.

JURIČ, I.B., PLEČKO, V., PANDURIĆ, D.G., ANIĆ, I., “The antimicrobial effectiveness of photodynamic therapy used as an addition to the conventional

endodontic re-treatment: a clinical study”. **Photodiagnosis Photodynamic Therapy**. v. 11, pp. 549-55, 2014.

KLAGER, P., DUPONT, A.A., “The significance of environmental contamination of sealer and gutta-percha before endodontic obturation”. **Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology**. v. 63, pp. 606-9, 1987.

KIM, G.C., LEE, H.W., BYUN, J.H et al., “Dental Applications of Low-Temperature”. **Plasma Processes and Polymers**. v. 10, pp. 199–206, 2013.

KISHEN, A., “Advanced therapeutic options for endodontic biofilms”. **Endodontic Topics**. v. 22, pp. 99-123, 2010.

KOMINE, C., TSUJIMOTO, Y., “A small amount of singlet oxygen generated via excited methylene blue by photodynamic therapy induces sterilization of *Enterococcus faecalis*”. **Journal of Endodontics**. v. 39, pp. 411-4, 2013.

KONTAKIOTIS, E.G., TZANETAKIS, G.N., LOIZIDES, A.L., “A comparative study of contact angles of four different root canal sealers”. **Journal of Endodontics**. v. 33, pp. 299-302, 2007.

KUÇI, A., ALAÇAM, T., YAVAŞ, O. et al., “Sealer penetration into dentinal tubules in the presence or absence of *smear layer*: a confocal laser scanning microscopic study”. **Journal of Endodontics**. v. 40, pp. 1627-31, 2014.

LAROUSSE, M., LEIPOLD, F., “Evaluation of the roles of reactive species, heat, and UV radiation in the inactivation of bacterial cells by air plasmas at atmospheric pressure”. **International Journal of Mass Spectrometry**. v. 233, pp. 81-86, 2004.

LI, G.H., NIU, L.N., ZHANG, W. et al., “Ability of new obturation materials to improve the seal off the root canal system: a review”. **Acta Biomaterialia**. v. 10, pp. 1050-63, 2014.

LIU, C.T., WU, C.J., YANG, Y.W. et al., “Atomic Oxygen and Hydroxyl Radical Generation in Round Helium-Based Atmospheric-Pressure Plasma Jets by Various Electrode Arrangements and Its Application in Sterilizing *Streptococcus mutans*”. **IEEE Transactions on Plasma Science**. v. 42, 2014.

LU, X., CAO, Y., YANG, P. et al., “An RC Plasma Device for Sterilization of Root Canal of Teeth”. **IEEE Transactions on Plasma Science**. v. 37, pp. 668-73, 2009.

MA, J., TONG, Z., LING, J. et al., “The effects of sodium hypochlorite and chlorhexidine irrigants on the antibacterial activities of alkaline media against *Enterococcus faecalis*”. **Archives of Oral Biology**. v. 60, pp. 1075-81, 2015.

MCMICHAEL, G.E., PRIMUS, C.M., OPPERMAN, L.A., “Dentinal Tubule Penetration of Tricalcium Silicate Sealers”. **Journal of Endodontics**. v. 42, pp. 632-6, 2016.

MELKER, K.B., VERTUCCI, F.J., ROJAS M.F. et al., “Antimicrobial efficacy of medicated root canal filling materials”. **Journal of Endodontics**. v. 32, pp.148-51, 2006.

NAGAS, E., CEHRELI, Z.C., DURMAZ, V., “Effect of light-emitting diode photo polymerization modes on the push-out bond strength of a methacrylate-based sealer”. **Journal of Endodontics**. v. 37, pp. 832-5, 2011.

NAIR, P.N., HENRY, S., CANO, V., VERA, J., “Microbial status of apical root canal system of human mandibular first molars with primary apical periodontitis after “one-visit” endodontic treatment”. **Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontics**. v. 99, pp. 231-52, 2005.

NEELAKANTAN, P., NANDAGOPAL, M., SHEMESH, H., WESSELINK, P., “The effect of root dentin conditioning protocols on the push-out bond strength of three calcium silicate sealers”. **International Journal of Adhesion and Adhesives**. v. 60, pp. 104–108, 2015.

OK, E., ERTAS, H., SAYGILI, G., GOK, T., “Effect of photo-activated disinfection on bond strength of root canal filling”. **Journal of Endodontics**. v. 39, pp. 1428-30, 2013.

OK, E., ERTAS, H., SAYGILI, G., GOK, T., “Effect of photo-activated disinfection on bond strength of three different root canal sealers”. **European Journal of Dentistry**. v. 8, pp. 85-9, 2014.

ORDINOLA-ZAPATA, R., BRAMANTE, C.M., GRAEFF, M.S. 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 Medicine Oral Pathology Oral Radiology Endodontics**. v. 7, pp.108:450, 2009.

PAN, J., SUN, K., LIANG, Y. et al., “Cold plasma therapy of a tooth root canal infected with *Enterococcus faecalis* biofilms *in vitro*”. **Journal of Endodontics**. v. 39, pp. 105-10, 2013.

PANE, E.S., PALAMARA, J.E., MESSER, H.H., “Critical evaluation of the push-out test for root canal filling materials”. **Journal of Endodontics**. v. 39, pp. 669-73, 2013.

PAWAR, A.M., PAWAR, S., KFIR, A. et al., “Push-out bond strength of root fillings made with C-Point and BC sealer versus gutta-percha and AH Plus after the instrumentation of oval canals with the Self-Adjusting File versus Wave One”. **International Endodontic Journal**. v. 49, pp. 374-81, 2016.

PRADO, N.A.S., 2012, *Influência da espessura do filme de cimento na resistência adesiva de pinos de fibra de vidro cimentados em condutos radiculares de dentes humanos*. Dissertação de M.Sc. FO/UERJ, Rio de Janeiro, RJ, Brasil.

PRADO, M., SIMÃO, R.A., GOMES, B.P., “Effect of different irrigation protocols on resin sealer bond strength to dentin”. **Journal of Endodontics**. v. 39, pp. 689-92, 2013.

RÔÇAS, I.N., SIQUEIRA, J.F. JR. “Comparison of the in vivo antimicrobial effectiveness of sodium hypochlorite and chlorhexidine used as root canal irrigants: a molecular microbiology study”. **Journal of Endodontics**. v. 37, pp. 143-50, 2011.

RÔÇAS, I.N., LIMA, K.C., SIQUEIRA, J.F. JR., “Reduction in bacterial counts in infected root canals after rotary or hand nickel-titanium instrumentation--a clinical study. **International Endodontic Journal**. v. 46, pp. 681-7, 2013.

SAGSEN, B., USTÜN, Y., DEMIRBUGA, S., PALA, K., “Push-out bond strength of two new calcium silicate-based endodontic sealers to root canal dentine”. **International Endodontic Journal**. v. 44, pp. 1088-91, 2011.

SCHAUDINN, C., JARAMILLO, D., FREIRE, M.O. et al., “Evaluation of a nonthermal plasma needle to eliminate ex vivo biofilms inroot canals of extracted human teeth”. **International Endodontic Journal**. v. 46, pp. 930-7, 2013.

SCHILDER, H. “Filling root canal in three dimensions” - Reprinted. **Journal of Endodontics**. v. 32, pp. 281-90, 2006.

SILVA L.A, NOVAES A.B. JR., DE OLIVEIRA R.R. et al., “Antimicrobial photodynamic therapy for the treatment of teeth with apical periodontitis: a histopathological evaluation”. **Journal of Endodontics**; v. 38, pp. 360-6, 2012.

SILVA, E.J., ROSA, T.P., HERRERA, D.R. et al., “Evaluation of cytotoxicity and physicochemical properties of calcium silicate-based endodontic sealer MTA Fillapex”. **Journal of Endodontics**. v. 39, pp. 274-7, 2013.

SIMONCELLI, E., BARBIERI, D., LAURITA, R. et al., “Preliminary investigation of the antibacterial efficacy of a handheld Plasma Gun source for endodontic procedures”. **Clinical Plasma Medicine**. v. 3, pp. 77–86, 2015.

SIQUEIRA, J.F. JR., RÔÇAS, I.N., SANTOS, S.R. et al., “Efficacy of instrumentation techniques and irrigation regimens in reducing the bacterial population within root canals”. **Journal of Endodontics**. v. 28, pp. 181-4, 2002.

SIQUEIRA, J.F. JR., RÔÇAS, I.N., “Optimising single-visit disinfection with supplementary approaches: a quest for predictability”. **Australian Endodontic Journal**. v. 37, pp. 92-8, 2011.

SOUKOS, N.S., CHEN, P.S., MORRIS, J.T. et al., Photodynamic therapy for endodontic disinfection. **Journal of Endodontics**. v. 32, pp. 979-84, 2006.

SOUZA, L.C., BRITO, P.R., DE OLIVEIRA, J.C. et al., “Photodynamic therapy with two different photosensitizers as a supplement to instrumentation/irrigation procedures in promoting intracanal reduction of *Enterococcus faecalis*”. **Journal of Endodontics**. v. 36, pp. 292-6, 2010.

STIEGEMEIER, D., BAUMGARTNER, J.C., FERRACANE, J., “Comparison of push-out bond strengths of Resilon with three different sealers”. **Journal of Endodontics**. v. 36, pp. 318–21, 2010.

OZALP, N., OKTE, Z., OZCELIK, B. “The rapid sterilization of gutta-percha cones with sodium hypochlorite and glutaraldehyde”. **Journal of Endodontics**. v. 32, pp. 1202-4, 2006.

TEIXEIRA, C.S., ALFREDO, E., THOMAS, L.H.C. et al., “Adhesion of an endodontic sealer to dentin and gutta-percha: shear and push-out bond strength measurements and SEM analysis”. **Journal of Applied Oral Science**. v. 17, pp. 129–35, 2009.

ÜREYEN KAYA, B., KECECI, A.D., GÜLDAŞ, H.E. et al., “Efficacy of endodontic applications of ozone and low-temperature atmospheric pressure plasma on root canals infected with *Enterococcus faecalis*”. **Letters in Applied Microbiology**. v. 58, pp. 8-15, 2014.

VIAPIANA, R., FLUMIGNAN, D.L., GUERREIRO-TANOMARU, J.M. et al., “Physicochemical and mechanical properties of zirconium oxide and niobium oxide modified Portland cement-based experimental endodontic sealers”. **International Endodontic Journal**. v. 47, pp. 437–448, 2013.

VIAPIANA, R., GUERREIRO-TANOMARU, J., TANOMARU-FILHO, M., CAMILLERI, J., “Interface of dentine to root canal sealers”. **Journal of Dentistry**. v. 42, pp. 336-50, 2014.

WATSON, T. F., Petroll, W. M., Cavanagh, H. D., Jester, J. V., “*In vivo* confocal microscopy in clinical dental research: an initial appraisal”. **Journal of Dentistry**. v. 20, pp. 352-8, 1992.

WHITTAKER, A.G., GRAHAM, E.M., BAXTER, R.L. et al., “Plasma cleaning of dental instruments”. **Journal of Hospital Infection**. v. 56, pp. 37-41, 2014.

WOEDTKEA, T.V., REUTER, S., MASURA, K., WELTMANNA, K-D., “Plasmas for medicine”. **Physics Reports**. v. 530, pp. 291–320, 2013.

WONG, D.T., CHEUNG, G.S. “Extension of bactericidal effect of sodium hypochlorite into dentinal tubules”. **Journal of Endodontics**. v. 40, pp. 825-9, 2014.

XHEVDET, A., STUBLJAR, D., KRIZNAR, I. et al., “The disinfecting efficacy of root canals with laser photodynamic therapy”. **Journal of Lasers in Medical Sciences**. v. 5, pp. 19-26, 2014.

XU, Y., YOUNG, M.J., BATTAGLINO, R.A. et al., “Endodontic antimicrobial photodynamic therapy: safety assessment in mammalian cell cultures”. **Journal of Endodontics**. v. 35, pp. 1567-72, 2009.

YAMADA, R.S., ARMAS, A., GOLDMAN, M., LIN, P.S., “A scanning electron microscopic comparison of a high volume final flush with several irrigating solutions: part 3”. **Journal of Endodontics**. v. 9, pp. 137–42, 1983.

ZHANG, Y., YU, Q., WANG, Y., “Non-thermal atmospheric plasmas in dental restoration: improved resin adhesive penetration”. **Journal of Dentistry**. v. 42, pp. 1033-42, 2014.

ZHOU, H.M., SHEN, Y., ZHENG, W., “Physical properties of 5 root canal sealers”.
Journal of Endodontics. v. 39, pp. 1281-86, 2013.

Anexo 1

HOSPITAL UNIVERSITÁRIO
CLEMENTINO FRAGA FILHO
(HUCFF/ UFRJ)



PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: Efeito da terapia fotodinâmica e do tratamento de plasma na penetração de cimentos endodônticos

Pesquisador: Marília Santana de Oliveira Menezes

Área Temática:

Versão: 2

CAAE: 46152615.1.0000.5257

Instituição Proponente: UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE JANEIRO

Patrocinador Principal: UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE JANEIRO

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 1.190.693

Apresentação do Projeto:

Protocolo 159-15. Respostas recebidas em 28.7.2015.

Introdução:

O tratamento endodôntico, durante o preparo químico-mecânico, visa reduzir o número de microrganismos ao máximo e remover o tecido pulpar inflamado ou contaminado e, durante a obturação, visa o preenchimento tridimensional dos canais radiculares e ramificações associadas [1, 2]. Uma obturação inadequada do canal radicular pode promover o insucesso do tratamento endodôntico [1]. Tem sido demonstrado que as infecções endodônticas em dentes necrosados e com periodontite apical são de natureza polimicrobiana com uma elevada prevalência de microrganismos anaeróbios, particularmente bactérias gram-negativas, que podem facilmente disseminarem-se por todo o sistema de canais e chegar ao exterior das superfícies radiculares (biofilme apical) [3]. Muitos estudos demonstram que as infecções endodônticas persistentes são causadas, com frequência, por *Enterococcus faecalis* [4, 5]. O *E. faecalis* possui uma resistência natural a desinfetantes comuns, incluindo Ca(OH)_2 , tinturas contendo iodo, e antibióticos. Portanto, desinfetantes químicos convencionais, tais como peróxido de hidrogênio e hipoclorito de sódio têm sido tradicionalmente utilizadas para alcançar a esterilização durante os tratamentos endodônticos [6]. A prevenção da contaminação do sistema de canais radiculares é uma questão importante na terapia endodôntica. Atualmente as soluções

Endereço: Rua Prof. Rodolpho Paulo Rocco N°255 Sala 01D-46
Bairro: Cidade Universitária **CEP:** 21.941-913
UF: RJ **Município:** RIO DE JANEIRO
Telefone: (21)3938-2480 **Fax:** (21)3938-2481 **E-mail:** cep@hucff.ufrj.br