UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE RIBEIRÃO PRETO

PEDRO BASTOS CRUVINEL

Efeito da irradiação com lasers de alta potência na adesividade do cimento resinoso às paredes do interior do canal radicular e análise da interface adesiva

Ribeirão Preto
2016

PEDRO BASTOS CRUVINEL

Efeito da irradiação com lasers de alta potência na adesividade do cimento resinoso às paredes do interior do canal radicular e análise da interface adesiva

Dissertação de Mestrado apresentada à Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo para a obtenção do grau de Mestre em Ciências – Programa: Odontologia Restauradora – Área de concentração: Odontologia Restauradora (Opção: Endodontia)

Versão corrigida

Orientador: Prof. Dr. Ricardo Gariba Silva

Ribeirão Preto

2016

Autorizo a reprodução e divulgação total ou parcial deste trabalho, por qualquer meio convencional ou eletrônico, para fins de estudo e pesquisa, desde que citada a fonte.

Assinatura do autor: _____

Data: _____/_____/2016

Cruvinel, Pedro Bastos

Efeito da irradiação com lasers de alta potência na adesividade do cimento resinoso às paredes do interior do canal radicular e análise da interface adesiva, 2016.

110p. : il. ;30cm

Dissertação de Mestrado, apresentada à Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto (FORP/USP). Área de concentração: Odontologia Restauradora - Endodontia.

Versão corrigida da Dissertação/Tese. A versão original se encontra disponível na Unidade que aloja o programa.

Orientador: Prof. Dr. Ricardo Gariba Silva

1. Laser; 2. Nd:YAG; 3. diodo 980 nm; 4. resistência de união;
5.cimento endodôntico

CRUVINEL, P. B. **Efeito da irradiação com lasers de alta potência na adesividade do cimento resinoso às paredes do interior do canal radicular e análise da interface adesiva.** 2016. 110p. Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2016.

Aprovado em:_____/_____

Banca Examinadora

Prof. Dr. Ricardo Gariba Silva (Orientador)

Instituição: Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto/USP

Julgamento: _____

Assinatura: _____

Prof (a). Dr (a). _____

Instituição: _____

Julgamento: _____

Assinatura: _____

Prof (a). Dr (a). _____

Instituição: _____

Julgamento: _____

Assinatura: _____

Este trabalho de pesquisa foi realizado no Laboratório de Pesquisa em Endodontia do Departamento de Odontologia Restauradora da Faculdade de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo.

Dedicatória

Dedicatória

À Deus: Que tornou isso tudo possível e sempre foi meu grande mestre.

À minha família: Que esteve presente para me apoiar em todos os momentos de minha vida.

"Longe se vai sonhando demais

Mas onde se chega assim

Vou descobrir o que me faz sentir

Eu, caçador de mim"

(Trecho da música: Caçador de mim - Milton Nascimento).

Agradecimentos

Agradecimentos

Ao meu professor e orientador **Dr. Ricardo Gariba Silva**:

Por me aceitar e acreditar que poderia ter potencial para a elaboração do trabalho. Sua orientação foi essencial para tudo que construí nessa etapa, além dos ensinamentos que guardarei para toda a vida.

À minha querida professora **Dra. Regina Guenka Palma Dibb**:

Obrigado por realmente tudo o que fez por mim, dentro e fora da pesquisa, sem você não seria possível. Sua capacidade de "desatar todos os nós" é um dom de Deus. Como um de seus "adotados" na pesquisa, sinto muito orgulho de ter caminhado ao seu lado.

À professora **Dra. Aline Souza Gabriel**:

Obrigado por todo o apoio na pesquisa e todo seu trabalho. Apesar das condições da gravidez, sempre esteve disponível. Desejo que nessa sua nova fase de mãe, possa dar amparo ao seu filho como dá para todos nós alunos.

Ao professor **Dr. Manoel Damião de Sousa Neto**:

Soube exigir de mim nas horas cruciais para o meu desenvolvimento acadêmico na área de endodontia. Companheiro de sala de aula, de laboratório e também de "happy hour". Quantas vezes passamos noites de felicidade e muita alegria ao som do violão?

Ao professor **Dr. Antônio Miranda da Cruz Filho**:

Participação fundamental na minha formação acadêmica e clínica. Companheiro também de sala de aula, laboratório e melhor churrasqueiro eleito pela turma da especialização que freqüento. Aquela costela ao molho de churrasco deixou história!

Ao **Prof. Dr. Jesus Djalma Pécora, Prof. Dr. Luiz Pascoal Vansan** e ao **Prof. Ricardo Novak Savioli**, por acreditarem no meu potencial, pelo incentivo e por todos os ensinamentos transmitidos durante essa etapa.

Aos **Professores do Departamento de Odontologia Restauradora** da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto – Universidade de São Paulo, que por meio das disciplinas oferecidas, contribuíram para meu crescimento profissional.

Aos funcionários **Carlos Feitosa dos Santos** e **Reginaldo Santana da Silva**:

Um agradecimento especial por toda a ajuda nessa etapa, quebrando muitos galhos, sempre disponíveis e com bom humor. Que Deus os abençoe.

Às funcionárias do laboratório **Rô** e **dona Lu**:

Sempre presentes durante toda minha pesquisa, ajudando a manter a ordem do laboratório.

À **Vanessa Lessa Cavalcanti de Araújo**:

Um agradecimento especial por toda a ajuda no trabalho. Seu apoio foi memorável e essencial para o desenvolvimento.

Aos meus **colegas de pós graduação** e **especialização**:

Sempre solícitos, amigos, companheiros... É difícil expressar o carinho e a consideração que tenho por cada um de vocês. Muitas pessoas dizem que é difícil comparar amizades novas com antigas, porém não conhecem a intensidade e a parceria que existe no nosso meio. Espero sempre manter o contato e a amizade, que por vocês eu moveria muitas barreiras.

Aos meus **colegas de graduação**:

Que me acolheram em casa durante todo esse período, compreendendo e me apoiando nas diversas dificuldades. O que nos tornamos foi uma família, que pretendo manter para sempre.

Aos meus avós **Dr. Célio Pereira Bastos** e **Dr. Maria Noemy de Oliveira Bastos**:

Responsáveis diretos e indiretos na minha graduação e formação acadêmica. Grandes exemplos de vida e de estudo.

Aos meus avós **Edson Cruvinel** e **Neusa Rodrigues Cruvinel**:

Pelo grande carinho e amor durante toda a minha caminhada. Exemplos de vida e de grande paz.

Aos meus pais **Edson Cruvinel Filho** e **Mírian Oliveira Bastos Cruvinel**:

Pelo apoio e amor incondicional. Meus maiores ídolos e exemplos. Palavras são poucas para expressar.

Ao meu querido irmão **Lucas Bastos Cruvinel**:

Meu maior companheiro e parceiro para todas as horas. Obrigado pelas reflexões e apoio durante essa fase. Futuro colega de profissão e amigo para toda a vida, espero que esteja sempre presente.

A toda minha **Família**:

Sempre presente na torcida e no apoio durante essa fase, exemplos de estudo, honestidade e dedicação.

A **CAPES– Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior**:

Pela ajuda financeira.

A **Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto – Universidade de São Paulo**:

Por ter colaborado com mais um passo no meu crescimento profissional.

A todos aqueles que de alguma forma colaboraram para a realização desse trabalho.

Resumo

CRUVINEL, P. B. **Efeito da irradiação com lasers de alta potência na adesividade do cimento resinoso às paredes do interior do canal radicular e análise da interface adesiva.** 2016. 110p. Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2016.

O objetivo desse estudo foi avaliar *in vitro*, a ação dos lasers de alta potência (Nd:YAG e diodo 980 nm), associados ao carvão mineral como fotopotencializador, sobre a adesividade do cimento endodôntico, por meio do teste de *pushout*, e na interface dentina/material obturador, por meio de microscopia confocal a laser. 50 caninos foram instrumentados com sistema Mtwo até #50.04 e irrigados com hipoclorito a 1 % a cada troca dos instrumentos. Os espécimes foram distribuídos em 5 grupos (n = 10): GI – controle EDTAC, GII – EDTAC e laser Nd:YAG, GIII – EDTAC e laser diodo 980 nm, GIV – EDTAC, laser Nd:YAG e carvão mineral 5 g/100 mL, e GV – EDTAC, laser diodo 980 nm e carvão mineral 5 g/100 mL. As aplicações de laser foram na potência de 1.5 W, frequência de 100 Hz pulsátil e fibra de 200 µm, por 16 segundos em movimentos elípticos (8 s no sentido coroa-ápice e 8 s no sentido ápice-coroa). Após, os espécimes foram obturados com cimento AH Plus, pela técnica de condensação lateral ativa. As raízes foram seccionadas no sentido transversal, em *slices* de 1mm de espessura, e submetidas ao teste de *pushout* em máquina universal de ensaios e o tipo de falha foi analisado em microscópio confocal a laser, na qual se determinou a profundidade e a uniformidade dos *tags* de cimento na interface dentina/material obturador. Os dados foram analisados por meio do teste ANOVA a nível de significância de 5 %, seguidos dos testes de Kruskal-Wallis, Dunn e Tukey (para a comparação dos grupos). O GI apresentou a maior a resistência de união do cimento à dentina que o tratamento somente com EDTAC 17% (17,21 ± 21,75 MPa), sendo semelhante ao GII (12,21 ± 18,20 MPa) e ao GIV (14,92 ± 28,06 MPa), ambos tratados com laser Nd:YAG, com exceção do GIV, que foi adicionado de carvão mineral. O GV (8,75 ± 13,42 MPa) apresentou resultados similares aos dos grupos GII e GIV, mas a mesma similaridade foi observada quando comparado ao GIII (7,11 + 11,28 MPa), que apresentou os piores resultados. O terço apical (23,27 ± 29,21 MPa) apresentou valor de resistência de união maior que o cervical (5,92 ± 5,33 MPa) e médio (6,93 ± 7,11 MPa), que foram semelhantes entre si ($p > 0,05$). Houve predominância de falhas mistas, seguidas das coesivas. O GII (86,27 µm) apresentou os maiores valores de penetração de *tags*, com diferença estatisticamente significante em relação aos GIII (51,57 µm), IV (36,77 µm) e V (32,37 µm) ($p < 0,05$). O GI (71,63 µm) não apresentou diferenças estatisticamente significantes em relação ao II e III ($p > 0,05$). O GIV apresentou os menores valores, sem diferenças do III e V, ($p > 0,05$). O terço cervical (58,44 µm) apresentou os melhores valores, seguidos dos terços médio (45,02 µm) e apical (42,24 µm) ($p > 0,05$). Concluiu-se que o tratamento com laser Nd:YAG associado ou não ao carvão mineral, apresentou melhores resultados de força adesiva que o tratamento com laser diodo 980 nm, exceto quando esse foi adicionado do carvão mineral. O grupo controle e o laser diodo 980 nm apresentaram menores quantidades de falhas adesivas e maiores quantidades de falhas mistas comparados aos demais grupos. Ambos os lasers não interferiram de maneira negativa na penetração de cimento se comparados ao grupo controle, no que se relaciona à resistência adesiva do cimento obturador.

Palavras-chave: laser; Nd:YAG; diodo 980 nm; resistência de união; cimento endodôntico.

Abstract

CRUVINEL, P. B. ***In vitro* bond strenght of an epoxy resin-based root canal sealer to root dentin irradiated with High-Power lasers and adhesive interface analyses.** 2016. 110p. Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2016.

The aim of this study was to evaluate *in vitro* the influence of high-power lasers (Nd:YAG and diode 980 nm) associated with mineral coal as fotopotencializer on Bond strenght of an epoxy resin-based root canal sealer to root dentin, using the push-out test, and on the dentin/filling material interface, using confocal laser microscopy. For this purposes, 50 canines were instrumented with Mtwo Rotary system up to #50.04 instrument, irrigating with sodium hypoclorite 1 % at each instrument exchange. The specimens were randomly assigned to 5 groups (n = 10), according the treatment of root canal dentin: group I – control EDTAC, group II – EDTAC and Nd:YAGlaser, group III – EDTAC and diode laser 980 nm, group IV – EDTAC, Nd:YAG laser and mineral coal 5 g/100 mL, and group V – EDTAC, diode laser 980 nm and mineral coal 5 g/100 mL. All the lasers application was assigned according to the parameters: 1.5 W of power, 100 Hz pulsatile frequency and 200 µm fiber, for 16 seconds in eliptical movements (8 s crown-down direction and 8 s apex-crown direction). Following irradiation, the canals were filled with active lateral condensation of AH Plus sealer and gutta-percha cones. After, the roots were sectioned transversally to obtain 1mm-thick slices. One of two slices from each third were subjected to a push-out test in a universal testing machine and the failure mode was analyzed with confocal laser microscopy and classified as: adhesive to the filling material, adhesive to dentin, cohesive in the filling material and mixed. The remaining slice was analyzed by confocal laser microscopy to evaluate the penetration and homogeneity of the perimeter of the root canal cross-section with sealer tags, at the dentin/filling material interface. All data were analyzed by ANOVA (at 5 % significance level) following the Kruskal-Wallis, Dunn and Tukey tests (for groups comparation). Any of the proposing treatments increased more Bond strength of the sealer to root dentin that treatment with only EDTAC 17 % (17.21 ± 21.75 MPa), similar to the group II (12.21 ± 18.20 MPa) and group IV (14.92 ± 28.06 MPa), both treated with Nd: YAG laser, with the exception of group IV, which was added to mineral coal. The group V (8.75 ± 13.42 MPa) had similar results to the groups II and IV, but the same similarity were found when compared with group III (7.11 + 11.28 MPa), with lower results. Regarding the root thirds, the apical third (23.27 ± 29.21 MPa) presented a statistically higher value on Bond strenght than the cervical third (5.92 ± 5.33 MPa) and middle third (6.93 ± 7, 11 MPa) ($p > 0.05$). It was observed in general that there was a predominance of mixed failures, followed by cohesive failures. The lowest amount were the adhesive failures. Group II (86.27 µm) showed the highest tags penetration values, with a statistically difference to the group III (51.57 µm), IV (36.77 µm) and V (32.37 µm) ($p < 0.05$). Group I (71.63 µm) was statistically similar to groups II and III ($p > 0.05$). Group IV had the lowest values and was statistically similarity to groups III and V ($p > 0.05$). The cervical third (58.44 µm) showed best values, followed by the middle third (45.02mm) and apical third (42.24 µm) ($p > 0.05$). It was concluded that the treatment with Nd:YAG laser provides better results than the diode 980nm laser, except when was added mineral coal. The control and diode 980 nm laser groups presented less adhesive failures and more mists failures than the other groups. Both lasers did not interfere negatively compared to the control group.

Key-words: laser; Nd:YAG; 980 nm diode; bond strength; root canal sealer.

Sumário

SUMÁRIO

INTRODUÇÃO 33
PROPOSIÇÃO 39
MATERIAIS E MÉTODOS 43
RESULTADOS 59
DISCUSSÃO 77
CONCLUSÕES 90
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS 95
APÊNDICE 105
ANEXO 109

Introdução

INTRODUÇÃO

O preparo biomecânico dos canais radiculares pode ser feito a partir de instrumentação manual ou mecanizada, com a utilização de instrumentos manuais, rotatórios ou reciprocantes (GIANNASTASIO, 2014). Por serem compostos de ligas metálicas como Ni-Ti e Ni-Ti M-Wire, os instrumentos rotatórios e reciprocantes possuem algumas características superiores aos manuais de liga metálica em aço inoxidável (SHAHRIARI et al., 2009). Dentre essas características, destaca-se maior flexibilidade e maior resistência à fratura por torção, o que diminui a fadiga cíclica (ROTHBARTH, 2010; REIS et al., 2011; PASSOS et al., 2015).

O conhecimento da anatomia interna do sistema de canais radiculares (SCR) de cada dente é fundamental para a realização do tratamento endodôntico, para que o preparo biomecânico dos canais aconteça com suas melhores qualidades (MARION et al., 2014). Esse sistema de canais apresenta alto grau de complexidade, e pode ser composto por ramificações, istmos, deltas apicais, canais laterais, estrangulamentos, dentre outras variações e classificações (VERTUCCI, 1984, 2005; WESSEL, 2015). O conhecimento anatômico do SCR é obtido por meio de pesquisas feitas a partir de métodos destrutivos de estudo como a diafanização, com injeção de material (OLIVEIRA et al., 2010; RODRIGUES et al., 2011; AZEREDO et al., 2002), estudos com cortes transversais (AZEREDO et al., 2002) e injeção de resina (MARTIN; AZEREDO, 2014), dentre outros. Entretanto, existem também métodos não destrutivos, como a microtomografia computadorizada e estudos radiográficos (VERSIANI et al., 2011a, 2011b, 2011; SILVA; OLIVEIRA, 2015; WESSEL, 2015).

Outra questão fundamental no preparo biomecânico é o uso das soluções irrigadoras auxiliares (MARION et al., 2014). A solução de hipoclorito de sódio é comumente utilizada como irrigadora (MARION et al., 2014), para o combate de microrganismos, desodorização e clarificação da dentina, dissolução da matéria orgânica e neutralização de produtos tóxicos

(MCCOMB; SMITH, 1975; MOODNIK et al., 1976; BONAN et al., 2011; PRETEL et al.; 2011; DANTAS, et al., 2015).

O hipoclorito de sódio é utilizado em várias concentrações, que variam de 0,5 %, 1 %, 2 %, 2,5 % e 5,25 % (PRETEL et al., 2011). Soluções com concentrações até 2,5 % são as mais indicadas para o uso na endodontia, principalmente quando usadas em canais amplos e com polpa vital (BORIN et al., 2007). Entretanto, quando há a presença de reações periapicais crônicas evidenciáveis radiograficamente, as soluções mais concentradas, como 5,25 %, são indicadas por alguns autores, bem como as soluções de 2,5 % para debridamento foraminal (BORIN et al., 2007; CARVALHO et al., 2012). Segundo RIBEIRO et al. (2010), a desinfecção do SCR apresenta a mesma eficiência para concentrações menores de hipoclorito de sódio (0,5 % e 1 %) e maiores (2 % a 5,25 %). Nessas soluções de hipoclorito menos concentradas, que possuem maior estabilidade química e provocam menor irritação tecidual, o pH atingido é superior a 11 e a dissolução tecidual é satisfatória, sendo eficientes no tratamento endodôntico (BORIN et al., 2007; PEROCHENA, 2015). Outro meio conhecido para auxiliar na desinfecção do SCR é a utilização dos lasers de alta potência (HSU et al., 2015).

Os lasers têm efeitos conhecidos na terapia periodontal e no tratamento de disfunções temporo-mandibulares (SIQUEIRA et al., 2015), na cicatrização de cirurgias (PEDREIRA et al., 2013; SIQUEIRA et al., 2015) e na dentística (SIQUEIRA et al., 2015), principalmente na redução de sensibilidade dentinária (BARBOSA et al., 2014), bem como na terapia endodôntica (SIQUEIRA et al., 2015).

Os principais lasers utilizados na endodontia são o Nd:YAG e o diodo (TODEA et al., 2010; PIRNAT et al., 2011; MANEESHA et al., 2013). No tratamento dos canais radiculares, os lasers são utilizados para a remoção do tecido pulpar residual e da camada de debris e *smear* (MICHIELS et al., 2010; MOURA et al., 2010; REDDY et al., 2013; SAHAR-HELFT

et al., 2015), e na desinfecção do canal radicular por meio da redução significativa do número de bactérias (YASUDA et al., 2010; FRANZEN et al., 2011; PIRNAT et al., 2011; HSU et al., 2015). Porém, podem influenciar negativamente na dureza e permeabilidade dentinária (MICHIELS et al., 2010; PIRNAT et al., 2011; MANEESHA et al., 2013; SAHAR-HELFT et al., 2015), visto que podem causar microfusões da superfície dentinária (HUIXIA et al., 2009; VIAPIANA et al., 2012). Essa possibilidade pode ser agravada pela elevação excessiva na temperatura durante a irradiação intracanal, mas é facilmente controlada mediante a utilização de parâmetros seguros (ALFREDO et al., 2008; HUIXIA et al., 2009; HMUD et al., 2010, 2010a) e fibras adequadas para o procedimento em questão (GEORGE; WALSH, 2011; MANEESHA et al., 2013).

Quando da utilização dos lasers de alta potência na endodontia, deve-se considerar que existe uma certa dificuldade de interação do seu comprimento de onda com os tecidos dentinários (CALMON, 2001). Além disso, a difusão do feixe de luz emitida na sua aplicação não entra em contato direto com todas as paredes do canal radicular (JORDÃO, 2011). Visando à superação desses fatores negativos faz-se o uso de corantes como o carvão mineral/vegetal ou o diaminofluoreto de prata a 12% (CALMON, 2001; JORDÃO, 2011). Esses pigmentos atuam como fotopotencializadores, absorvem a luz emitida pelos lasers, e a difundem para toda a superfície em contato, e assim potencializam o efeito da irradiação (CALMON, 2001; JORDÃO, 2011).

Os lasers de alta potência também possuem propriedades que podem interferir na adesividade dos materiais obturadores devido a essas alterações morfológicas anteriormente citadas (MICHIELS et al., 2010; PIRNAT et al., 2011; MANEESHA et al., 2013; SAHAR-HELFT et al., 2015). Porém, existem outros fatores que interferem na obturação dos canais radiculares, tais como o preparo biomecânico e o preenchimento do sistema de canais radiculares (KOK, 2013). Com igual importância, o tratamento da dentina intrarradicular, a

escolha do cimento a ser utilizado e a penetração intratubular dentinária desse cimento (KOK, 2013) contribuem para qualidade dessa etapa terapêutica. Cimentos de resina epóxi possuem melhor capacidade de penetração nas microirregularidades do sistema de canais radiculares, favorecendo melhor condição de adesão às paredes dos canais radiculares (SOUSA-NETO et al., 2002, 2008), e, dentre eles, destaca-se o AH Plus® (BERNARDES et al., 2010; SCHÄFER et al., 2015).

Com base na literatura e devido à escassez de informações relacionadas aos efeitos das associações dos lasers com pigmentos fotopotencializadores sobre as paredes dentinárias radiculares e os seus efeitos sobre a adesividade dos cimentos obturadores dos canais radiculares, necessário se faz investigar esses usos conjugados, para determinar seus efeitos sobre a terapêutica endodôntica.

Proposição

PROPOSIÇÃO

O objetivo desse estudo foi avaliar, *in vitro*, a ação dos lasers de alta potência (Nd:YAG e diodo 980nm), associados ao carvão mineral como fotopotencializador, sobre a resistência adesiva da massa obturadora dos canais radiculares às paredes dentinárias, por meio do teste de *pushout*, e foram analisadas, também, para fins de enriquecimento das análises, os tipos de falhas ocorridas quando do deslocamento do material obturador, bem como a penetração do cimento na dentina.

A hipótese nula deste estudo é a de que os lasers não influenciam na adesão da massa obturadora à dentina intrarradicular, independentemente do uso de fotopotencializador.

Materiais e Métodos

MATERIAIS E MÉTODOS

Este estudo foi aprovado pelo comitê de ética em pesquisa da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto - FORP/USP (CAAE 34232414.8.0000.5419) (Anexo 1) e foi conduzido de acordo com as regulamentações sobre pesquisas com seres humanos (Resolução nº 466 de 12/12/2012).

Delineamento Experimental

O estudo é fatorial (5 x 3) com dois fatores de variação, ou seja, fator irrigação final em cinco níveis (controle - tratado com EDTAC; EDTAC associado ao Laser Nd:YAG; EDTAC associado ao Laser diodo 980 nm; EDTAC com carvão mineral associado ao Laser Nd:YAG e EDTAC com carvão mineral associado ao Laser diodo 980 nm) e o fator terços radiculares em três níveis (cervical, médio e apical). As unidades experimentais foram 50 raízes de caninos superiores humanos hígidos divididos, aleatoriamente, em cinco grupos experimentais.

O estudo foi realizado de acordo com um delineamento em blocos completos, casualizados. As variáveis de resposta quantitativa foram: resistência adesiva do material obturador à dentina radicular por meio de teste *pushout* e penetração do cimento endodôntico na dentina. Os fatores foram avaliados qualitativamente quanto aos aspectos morfológicos em relação à interface dentina/material obturador e ao tipo de fratura ocorrido quando do deslocamento do material obturador.

Tabela dos materiais empregados no estudo, seus fabricantes e suas composições declaradas localizada no Apêndice A.

Preparação do Ácido Etilenodiaminotetraacético adicionado de cetiltrimetilamonio (EDTAC)

Em um béquer para 200 mL, pesaram-se 17 g de EDTA (Merck®, KGaA, Darmstadt, Alemanha) e adicionaram-se 100 mL de água deionizada. A solução formada, com coloração

branca, foi agitada com agitador magnético e, em seguida, gotejou-se lentamente hidróxido de sódio 5 mol/L, até se obter pH 7,25. Nesse momento, a solução que se encontrava com coloração branca, tornou-se límpida e transparente. O pH da solução foi aferido por meio de um pHmetro Analion® (Analion Aparelhos e Sensores Indústria e Comércio Ltda., Ribeirão Preto, SP, Brasil). Foi então adicionado 0,1 % de Cetavlon (cetiltrimetilamonio) (Merck®, KGaA, Darmstadt, Alemanha). O EDTAC foi colocado em recipiente plástico âmbar, dotado de batoque e tampa.

Seleção das amostras

Foram obtidos, do Biobanco de dentes da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto – FORP/USP, cinquenta caninos superiores humanos hígidos, com comprimento radicular mínimo de 16 mm (da junção cemento-esmalte até o ápice) (Figura 1).

Figura 1. Dente canino superior humano selecionado, em que se verifica a sua mensuração para satisfação do critério de inclusão dos dentes selecionados na pesquisa.

Os dentes foram examinados com auxílio de lupa (aumento de 10 x) e radiografados individualmente, nos sentidos orto e mésio-radial com filme Ektaspeed EP Kodak® (Kodak Brasileira Comércio e Indústria Ltda., São José dos Campos, SP, Brasil), tempo de exposição

de 0,5 s e distância foco-objeto de 40 cm. As radiografias foram avaliadas com auxílio de negatoscópio Konex® (Konex Ind. e Com. de Metais LTDA, São Paulo, SP, Brasil) e de aparato visualizador magnificador (X- Produkter®, Malmö, Suécia).

Após exame macroscópico e radiográfico, foram selecionados dentes unirradiculares com raízes completamente formadas, canais únicos, com ausência de calcificações, reabsorções, trincas, fraturas, achatamentos e curvaturas acentuadas.

Os espécimes foram armazenados em solução de timol a 0,1% (Laboratório de endodontia FORP-USP), na temperatura média de 4º C, pelo período mínimo de duas semanas, após o que foram lavados em água corrente durante três dias, para a eliminação dos resíduos da solução de timol (Laboratório de endodontia FORP-USP), de modo a evitar interferências nos resultados.

A superfície externa dos dentes foi limpa com o auxílio de pontas ultrassônicas D700 Dabi Atlante® (Dabi Atlante, Ind. Odontológica Ltda., Ribeirão Preto, SP, Brasil), para a remoção de cálculos e detritos da parte exterior das suas raízes. Em seguida, foram cortados transversalmente, na junção cemento-esmalte com o auxílio de uma máquina para corte de precisão ISOMET® (Buehler, Lake Bluff, Illinois, EUA) (Figuras 2.A e 2.B), com disco diamantado, para a separação da porção radicular e da porção coronária, que foi descartada. Durante a separação das porções, tomou-se o cuidado para que todas as raízes obtidas apresentassem 16 mm de comprimento padronizado, medidos a partir do ápice radicular, utilizando-se de paquímetro digital Digimess® (Digimess, Shiko Precision Gaging Ltda., China).

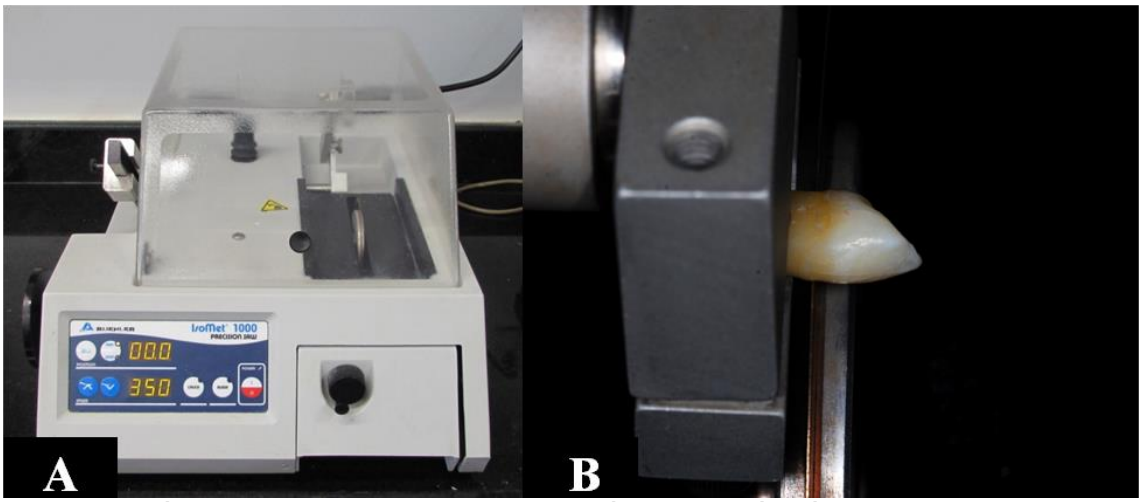

Figura 2. Máquina de corte de precisão (A); Espécime preso à máquina de corte de precisão para remoção da coroa (B).

Preparo biomecânico do sistema de canais radiculares

O preparo da embocadura dos canais radiculares foi realizado com a broca CPdrill® (HELSE, Santa Rosa de Viterbo, SP, Brasil) acoplada ao motor de baixa rotação Dabi Atlante® (Dabi Atlante Ind. Odontológica Ltda., Ribeirão Preto, SP, Brasil). Após a irrigação e inundação do canal radicular com hipoclorito de Sódio a 1 % (Laboratório de endodontia FORP-USP), determinou-se, com o auxílio de uma lima manual tipo K#10 Maillefer® (Maillefer - Dentsply, GmbH, Konstanz, Alemanha), o comprimento de trabalho (CT), recuando-se 0,5 mm da medida em que a extremidade do instrumento fosse visível no ápice do dente. Em sequência, foram selecionados dentes com aproximados 350 µm de diâmetro anatômico na extremidade apical do CT. O sistema de instrumentação utilizado foi o Mtwo® (VDW, GmbH, München, Alemanha), com a técnica preconizada pelo fabricante na sequência para canais amplos, da lima 35.04 à lima 50.04 (Figura 3). A velocidade utilizada foi de 280 rpm, e o torque foi variável de acordo com a lima utilizada (segundo orientações do fabricante), sendo 120 Ncm para a 35.04, 160 Ncm para a 40.04 e 45.04, e 200 Ncm para a 50.04. O motor utilizado para o acionamento dos instrumentos foi o VDW Silver® (VDW, GmbH, München, Alemanha), na função rotatória, com seu próprio contra ângulo, nos padrões determinados pelo fabricante e utilizando o movimento de "bicada" (vai e vem no

sentido coroa-ápice). Foram feitas instrumentações com três movimentos por vez, irrigando e retomando a cinemática até que se chegasse ao comprimento de trabalho com o instrumento.

Figura 3. Instrumentos Mtwo® utilizados para o preparo das amostras: Verde – 35.04, Preto – 40.04, Branco – 45.04, Amarelo – 50.04.

A irrigação foi feita 2 mm aquém do forame apical, com o volume de 2 ml de hipoclorito de sódio a 1 % (Laboratório de endodontia FORP-USP) a cada troca de instrumento, com pontas de irrigação de 30 ga com 27 mm NaviTips Ultradent® (Ultradent, Indaiatuba, Brasil) e aspiração com cânula White Mac TipsUltradent® (Ultradent, Indaiatuba, Brasil), posicionadas na embocadura do canal radicular. Após o término dessa etapa, foi feita a irrigação final com 2 mL de EDTAC a 17 % (Laboratório de endodontia FORP-USP) em cada raiz, com o cuidado de que, no final, o canal permanecesse inundado com essa solução por 5 minutos. Após aspiração, o canal radicular foi lavado com 2 mL de água destilada, com as mesmas agulhas de irrigação e aspiração, nos mesmos parâmetros respectivos, citados anteriormente.

Uma vez instrumentadas, as raízes foram divididas aleatoriamente em cinco grupos de acordo como tratamento proposto (Figura 4).

Grupo I (controle com EDTAC): uso de EDTAC a 17 % (Laboratório de endodontia FORP-USP) por 5 minutos para irrigação final, seguido de lavagem com 2 mL de água destilada.

Grupo II (EDTAC, Nd:YAG): uso de EDTAC a 17 % (Laboratório de endodontia FORP-USP) por 5 minutos para irrigação final, seguido de lavagem com 2 mL de água destilada, que permaneceu no interior do canal para o tratamento com Laser Nd:YAG SmartFile Deka® (DEKA M.E.L.A. srl, Calenzano, Italy) com fibra de 200 µm, com 1,5 W de potência e 100 Hz de frequência pulsátil por 16 segundos (8 segundos no sentido coroa-ápice e 8 segundos no sentido ápice-coroa, em movimentos elípticos).

Grupo III (EDTAC, diodo): uso de EDTAC a 17 % (Laboratório de endodontia FORP-USP) por 5 minutos para irrigação final, seguido de lavagem com 2 mL de água destilada, que permaneceu no interior do canal para o tratamento com Laser Diodo 980 nm DenLase-980/7 Sirona® (Sirona Dental GmbH, Österreich, Alemanha) com fibra de 200 µm, com 1,5 W de potência e 100 Hz de frequência pulsátil por 16 segundos (sendo 8 segundos no sentido coroa-ápice e 8 segundos no sentido ápice-coroa, em movimentos elípticos).

Grupo IV (EDTAC, Nd:YAG, carvão): uso de EDTAC a 17 % (Laboratório de endodontia FORP-USP) por 5 minutos para irrigação final, seguido de lavagem com 2 mL de água destilada, adicionada de carvão mineral em micropartículas, na concentração de 5 % (5 g/100 mL). A solução permaneceu no interior do canal radicular para o tratamento com Laser Nd:YAG SmartFile Deka® (DEKA M.E.L.A. srl, Calenzano, Italy) com fibra de 200 µm, com 1,5 W de potência e 100 Hz de frequência pulsátil por 16 segundos (8 segundos no sentido coroa-ápice e 8 segundos no sentido ápice-coroa, em movimentos elípticos).

Grupo V (EDTAC, diodo, carvão): uso de EDTAC a 17 % (Laboratório de endodontia FORP-USP) por 5 minutos para irrigação final, seguido de lavagem com 2 mL de água destilada, adicionada de carvão mineral em micropartículas, na concentração de 5% (5 g/100

mL). A solução permaneceu no interior do canal radicular para o tratamento com Laser Diodo 980 nm DenLase-980/7 Sirona® (Sirona Dental GmbH, Österreich, Alemanha) com fibra de 200 µm, com 1,5 W de potência e 100 Hz de frequência pulsátil por 16 segundos (sendo 8 segundos no sentido coroa-ápice e 8 segundos no sentido ápice-coroa, em movimentos elípticos).

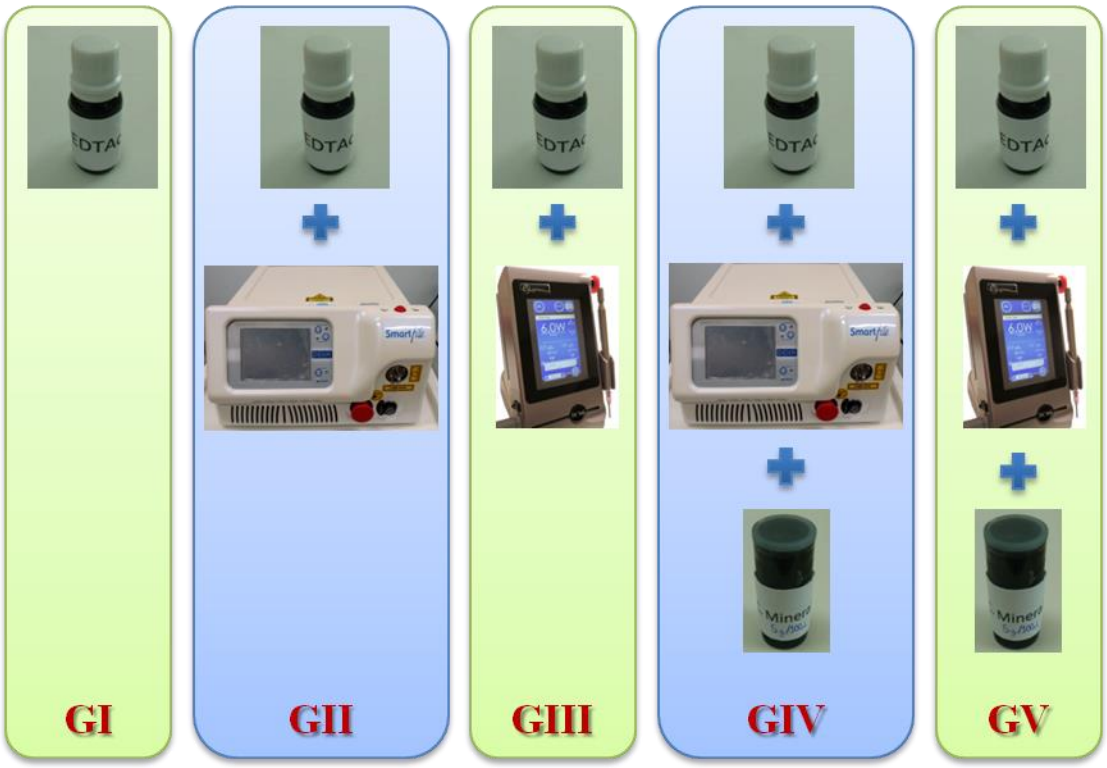

Figura 4. Divisão dos grupos de acordo com o tratamento proposto: GI – Controle com EDTAC; GII – EDTAC e Laser Nd:YAG; GIII – EDTAC e Laser diodo 980 nm; GIV – EDTAC, Laser Nd:YAG e Carvão mineral 5g/100mL; GV – EDTAC, Laser diodo 980 nm, Carvão mineral 5 g/100 mL.

Após o preparo químico mecânico, o interior do canal foi aspirado e seco com pontas cônicas de papel 50.04 Mtwo® (VDW, GmbH, München, Alemanha). A seleção dos cones de guta-percha 50.04 Mtwo® (VDW, GmbH, München, Alemanha) foi feita pelos métodos visual, tátil e radiográfico, visando obter o ajuste à extremidade apical do CT. Para isso, os cones de guta-percha foram calibrados individualmente (Figuras 5A e 5B) com o auxílio de uma régua calibradora Intermedium Angelus® (Angelus, Lindóia, PR, Brasil) e lâmina de

bisturi nº 15 Solidor® (Solidor, Lamedid, Barueri, SP, Brasil). Uma vez percorrido o CT e ali travado, radiografou-se para constatar ter o cone percorrido todo o espaço necessário e estar adaptado na extremidade apical.

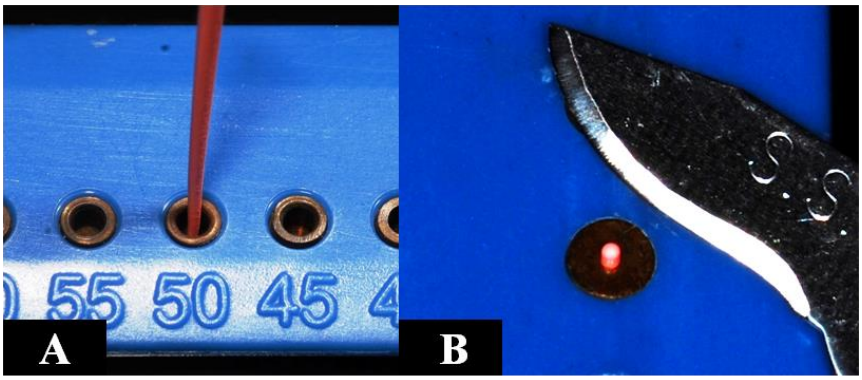

Figura 5. Posicionamento do cone de guta-percha na medida 50 µm (A), para posterior corte e delimitação do diâmetro correspondente ao orifício da régua calibradora (B).

O cimento utilizado na obturação dos canais radiculares foi o AH Plus® (Dentsply, GmbH, Konstanz, Alemanha), manipulado em porções iguais de volume 1:1 até se tornar uma pasta homogênea, conforme instruções do fabricante e foi levado ao interior do canal juntamente ao cone principal, por meio de técnica de obturação biológica. Os cones acessórios foram inseridos até que não mais penetrassem no interior dos canais, e fez-se uso de espaçadores digitais Maillefer® (Maillefer - Dentsply, GmbH, Konstanz, Alemanha) para criar mais espaço para receber outros acessórios. Na sequência, os cones foram cortados com o auxílio de um Hollenback 3S Golgran® (Golgran, São Caetano do Sul, SP, Brasil) aquecido ao rubro, e, em seguida, foi realizada a condensação vertical com calcadores de Paiva Golgran® (Golgran, São Caetano do Sul, SP, Brasil), com pressão leve e firme em direção apical.

Após serem obturados, os dentes receberam adequado procedimento de toalete utilizando esponjas absorventes e álcool etílico a 70 %, removendo todo o excesso de cimento. Foi feito então, o selamento provisório com Coltosol® (Coltene, Vigodent S/A

Indústria e comércio, Rio de janeiro, RJ, Brasil) e foram armazenados pelo período de 24h em um umidificador, com temperatura de 37 ºC, correspondente a três vezes do tempo de endurecimento do cimento AH Plus® (Dentsply, GmbH, Konstanz, Alemanha), preconizado pelo fabricante.

Secção das amostras

Fixadas em placas acrílicas com cola quente, as raízes foram seccionadas no sentido transversal, com o auxílio de discos diamantados de 0,3 mm na máquina de precisão ISOMET® (Buehler, Lake Bluff, Illinois, EUA), permitindo a obtenção de discos radiculares de 1,0 mm de espessura (*slices*). Os dois primeiros e últimos *slices* foram descartados, restando duas secções para cada terço (cervical, médio e apical). O primeiro *slice* foi utilizado no teste de força adesiva (*pushout*), e o segundo na análise por microscopia confocal.

Avaliação da resistência de união do cimento à dentina (pushout)

Os corpos de prova (Figura 6.A) destinados ao ensaio de cisalhamento por extrusão *(pushout)* foram fixados a uma base metálica de aço inoxidável, contendo orifício central de 2,5mm de diâmetro em sua porção central, acoplada na porção inferior da máquina universal de ensaios Instron 2519-106 Instron® (Instron Corporation, Canton, MA, EUA) com célula de carga de 2.000N (Figura 6.B). Os corpos de prova foram posicionados na mesma direção do orifício da base metálica, de modo que a face com menor diâmetro do canal radicular ficasse voltada para cima (face apical) e alinhada à haste empregada para pressionar o material obturador durante o teste. Hastes metálicas apresentando pontas ativas compatíveis com o diâmetro do canal radicular nos terços cervical, médio e apical (1,0 mm, 0,6 mm e 0,4 mm de diâmetro, respectivamente) foram fixadas individualmente na porção superior da máquina de ensaio universal e posicionadas sobre o material obturador.

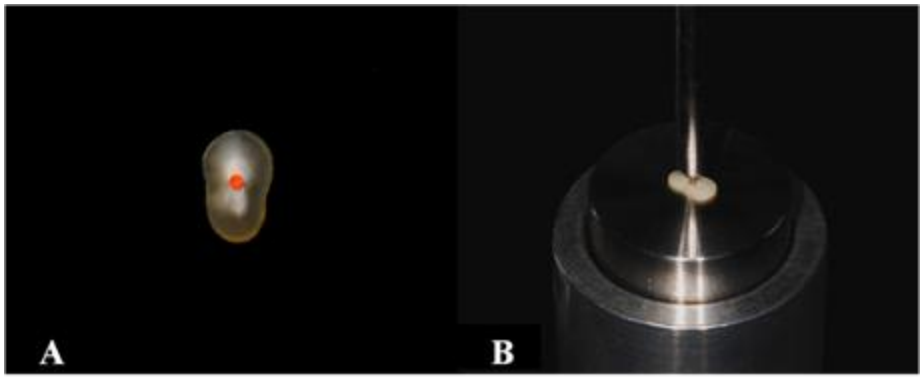

Figura 6. Corte dental (A); Corte dental posicionado com o centro da área obturada alinhado à ponta ativa da haste da máquina de ensaios Instron 2519-106®, referente ao teste *pushout* (B).

Em seguida, a máquina de ensaios foi acionada com velocidade de cruzeta de 0,5 mm/min até o deslocamento do material obturador do corte dental. Esta metodologia assegurou o alinhamento preciso e reprodutível do teste, de modo que a haste utilizada ficasse centralizada no material obturador e não entrasse em contato com a dentina quando o material obturador fosse pressionado e deslocado do canal radicular.

Para calcular a resistência de união, a força resultante no teste mecânico, gerada em Newtons (N), foi convertida em megapascal (MPa) pela divisão da força pela área de adesão do material obturador, em mm², ou seja: $Resistência\ adesiva = \frac{Força}{Área}$. Para o cálculo da área lateral aderida, o aspecto geométrico do material obturador foi considerado de acordo com o nível do corte realizado para obtenção dos corpos de prova. Com esse objetivo, antes da realização do teste, foram mensurados a altura (h) de cada corpo de prova com auxílio de um paquímetro digital Digimess® (Digimess, Shiko Precision Gaging Ltda., China), a área e raio (maior e menor) por meio Estereomicroscópio Mituloyo® (Mituloyo, Tokio, Japão), ligado ao *software* de controle de imagem Motic Image Plus 2.0® (Motic, Richmond, BC, Canadá), utilizando imagens obtidas por lupa. Assim, a fórmula utilizada para relacionar essas grandezas foi:

$$A = \pi(R + r)[h^2 + (R - r)^2]^{\frac{1}{2}}$$

Sendo: π = 3,1416;

R = raio médio do canal coronário, em mm;
r = raio médio do canal apical, em mm;
h = espessura de cada corte dental, em mm.

Análise morfológica das falhas

Após o ensaio mecânico, todos os corpos de prova foram analisados com o auxílio de microscópio confocal de varredura a laser OLS4000 LEXT® (LEXT, Olympus Corporation, Japão) (Figura 7.A), que permitiu a análise morfológica da superfície dos espécimes através de imagens 3D (Figura 7.B). Foi utilizada lente objetiva de 10 x, com aumento final de 214 x, determinando-se assim, de forma qualitativa, cada tipo de falha: adesiva à dentina (quando o material obturador deslocou-se da dentina), coesiva no material obturador (quando ocorreu fratura no material obturador) ou mista (quando a guta-percha deslocou-se tanto da dentina quanto do cimento endodôntico).

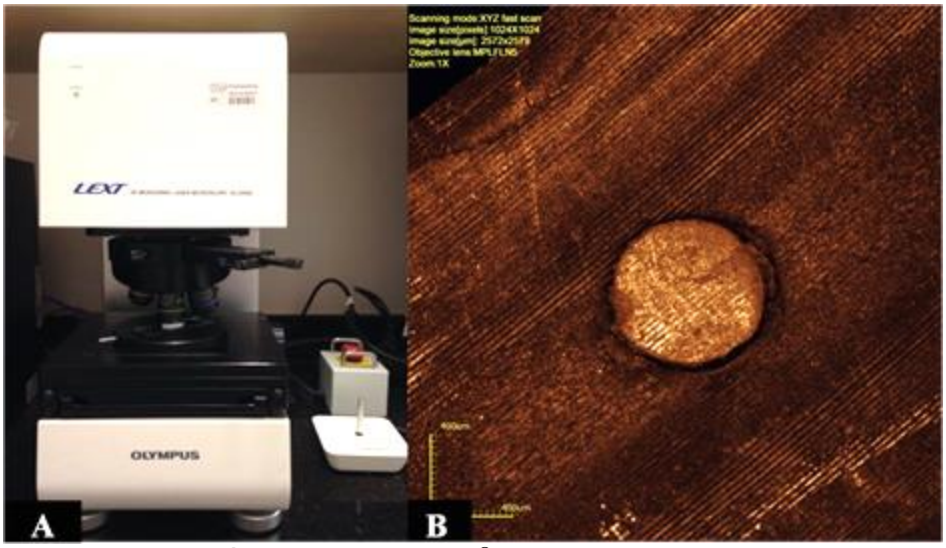

Figura 7. Microscópio OLS4000 LEXT® (A) e imagem 3D obtida de um corte transversal da amostra (corte dental) (B).

Preparo das amostras para a análise da penetração do cimento

Para a análise quantitativa e qualitativa da penetração de cimento, os corpos de prova foram submetidos ao processo de polimento gradativo iniciado com lixas d'água #600 e #1200 (Figura 8.A) para alisamento da superfície e remoção dos riscos causados pelos discos de corte, por 1 minuto cada. Em seguida, as faces foram polidas com discos de feltro

embebidos com soluções de alumina de 0,3 µm (Figura 8.B) e 0,05 µm (Arotec Sj685/A Ind. E Comércio, São Paulo, SP, Brasil) (Figura 8.C) por 5 minutos cada. Todo o processo de polimento foi padronizado e realizado com movimentos elípticos. Após isso, foi feito o condicionamento da superfície com ácido fosfórico 37 % (Condac 37, FGM®, Joinvile, SC, Brasil) por 15 segundos e lavagem com 2 mL água destilada. A secagem foi feita suavemente com papel absorvente.

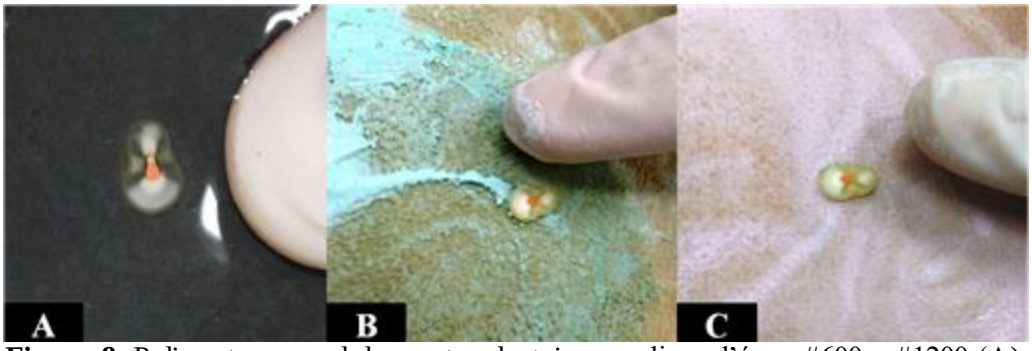

Figura 8. Polimento manual dos cortes dentais: com lixas d'água #600 e #1200 (A); com disco de feltro especial e solução de alumina de 0,3 µm (B); com disco de feltro especial e solução de alumina de 0,05 µm (C).

Análise quantitativa e qualitativa da penetração do cimento

Após o preparo, os corpos de prova foram posicionados, com a porção apical voltada para cima, paralelamente à lâmina e à mesa do microscópio confocal de varredura à laser OLS4000 LEXT® (LEXT, Olympus Corporation, Japão). Foram obtidas duas imagens 3D, uma da região vestibular e outra da palatina, com lente objetiva de 20 x e aumento final de 428 x. A partir das imagens obtidas, foram realizadas, no próprio *software* do microscópio, medidas da penetração linear do cimento na dentina, em µm, obtendo assim uma média da região vestibular e outra da região palatina. Para a análise dos dados, as medidas foram tabuladas e empregou-se a média das duas regiões de cada amostra.

Além da análise quantitativa, analisou-se também a uniformidade da penetração do cimento nos túbulos dentinários, em toda a interface cimento/dentina, permitindo-se observar

a presença de falhas na interface adesiva. Para isso, foram traçadas duas semicircunferências, uma interpondo o limite da interface área obturada com dentina e outra, o limite dos *tags* intratubulares com maior distribuição regular, formando a área para a análise. Assim foi possível determinar se haveria uniformidade da distribuição das linhas de cimento ou não (Figura 9).

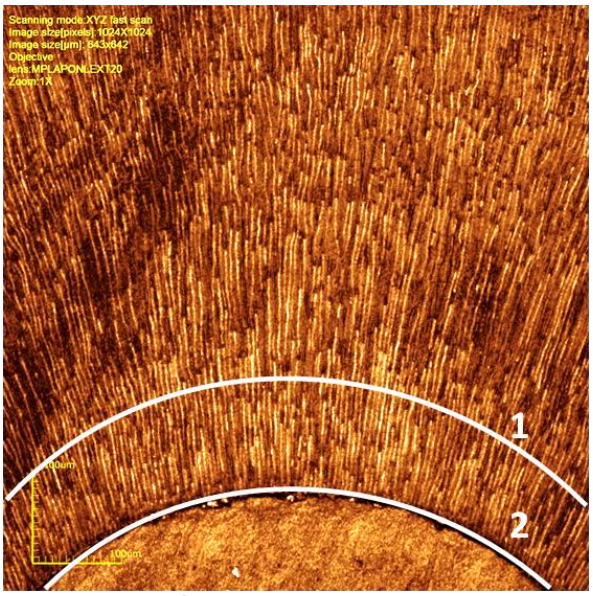

Figura 9. Análise qualitativa da penetração de cimento na área localizada entre as duas semicircunferências: externa (1), delimitada no fim da área aonde os *tags* de cimento (linhas mais claras seguindo a orientação dos túbulos dentinários) são distribuídos de uma maneira que se aproximem da uniformidade, sendo mais retilíneas; interna (2), na delimitação da interface área obturada – dentina.

Análise dos dados

Os dados obtidos foram analisados inicialmente por meio de Análise de Variância para a verificação de diferenças estatísticas com nível de significância de 5 %. Posteriormente, com a distribuição não normal, foram empregados os testes de Kruskal-Wallis, Dunn e Tukey para a comparação entre os grupos. Para a comparação dos terços, foi utilizado o teste de Friedman. A análise foi feita por meio do software SigmaStat.

Resultados

RESULTADOS

Análise quantitativa - Teste de adesividade (*Pushout Bond Strenght*)

O desenho experimental do presente estudo é composto por dois fatores de variação sendo o primeiro, tratamento da dentina intrarradicular em cinco níveis (controle - tratado com EDTAC; EDTAC associado ao Laser Nd:YAG; EDTAC associado ao Laser diodo 980 nm; EDTAC com carvão mineral associado ao Laser Nd:YAG e EDTAC com carvão mineral associado ao Laser diodo 980 nm) e o segundo, os terços radiculares em três níveis (cervical, médio e apical). As unidades experimentais foram 50 raízes de caninos superiores humanos, sendo 1 corte dental para cada terço, totalizando 150 valores numéricos correspondentes à resistência de união do material obturador à dentina intrarradicular durante o teste de *pushout*. Os valores originais, médias e desvios padrão estão demonstrados na Tabela 1.

Tabela 1. Valores originais, médias e desvio padrão, em megapascal (MPa), de resistência de união do material obturador à dentina após os tratamentos propostos, nos terços cervical, médio e apical.

terço radicular	Grupo					
	EDTAC	**EDTAC + Nd:YAG**	**EDTAC + diodo**	**EDTAC + Nd:YAG + Carvão**	**EDTAC + diodo + Carvão**	**$\bar{X}$±DPTotal**
Cervical	28,40	3,42	4,12	9,02	0,98	
	17,74	6,92	14,97	5,63	2,59	
	9,23	6,67	6,23	5,08	17,78	
	5,84	5,16	6,02	6,56	4,31	
	10,64	6,07	6,05	2,93	11,38	
	11,94	0,98	0,18	2,78	5,31	
	1,44	4,17	5,19	0,49	13,71	
	3,68	1,45	0,37	2,63	6,07	
	4,36	5,71	1,45	0,59	4,54	
	4,89	5,18	1,94	1,19	2,27	
$\bar{X}$±DP	**9,81 ± 8,1**	**4,57 ± 2,06**	**4,65 ± 4,34**	**3,69 ± 2,81**	**6,89 ± 5,52**	**5,92± 5,33**
Mesial	18,22	21,23	2,22	4,17	0,93	
	27,12	16,04	5,00	9,68	3,80	
	2,53	5,44	7,88	10,94	1,13	
	13,60	3,85	3,79	28,07	1,99	
	21,19	3,99	7,93	13,18	3,05	
	2,96	4,13	0,78	5,53	1,96	
	6,51	1,63	0,19	12,10	1,61	
	7,38	21,45	0,65	0,68	6,44	
	7,61	0,42	1,09	0,86	3,80	
	7,61	4,58	0,35	3,07	6,31	
$\bar{X}$±DP	**11,47 ± 8,25**	**8,27 ± 8,06**	**2,99 ± 3,03**	**8,83 ± 8,17**	**3,10 ± 1,99**	**6,93± 7,11**
Apical	116,65	94,03	0,41	15,31	35,33	
	33,40	36,00	50,29	138,87	0,95	
	27,90	9,20	15,24	33,10	11,00	
	29,35	34,39	12,18	78,18	3,81	
	11,33	18,04	11,76	31,53	0,59	
	1,76	23,89	39,75	1,03	67,36	
	6,00	15,56	1,11	9,20	3,36	
	23,76	3,63	0,71	3,41	5,37	
	9,16	1,37	4,42	1,71	23,30	
	44,06	1,78	1,10	10,22	11,59	
$\bar{X}$±DP	**30,34 ± 33,19**	**23,79 ± 27,69**	**13,70 ± 17,56**	**32,25 ± 44,12**	**16,27 ± 21,07**	**23,27± 29,91**
$\bar{X}$±DPTotal	**17,21± 21,75**	**12,21± 18,20**	**7,11± 11,28**	**14,92± 28,06**	**8,75± 13,42**	

Na comparação dos grupos (fator tratamento), pode-se observar que o GI apresentou os maiores valores, com diferenças estatisticamente significantes em relação aos GIII e GV ($p<0,05$). O GIII apresentou os menores valores, com diferenças estatisticamente significantes sem relação aos GI, GII e GIV ($p<0,05$) (Figura 10).

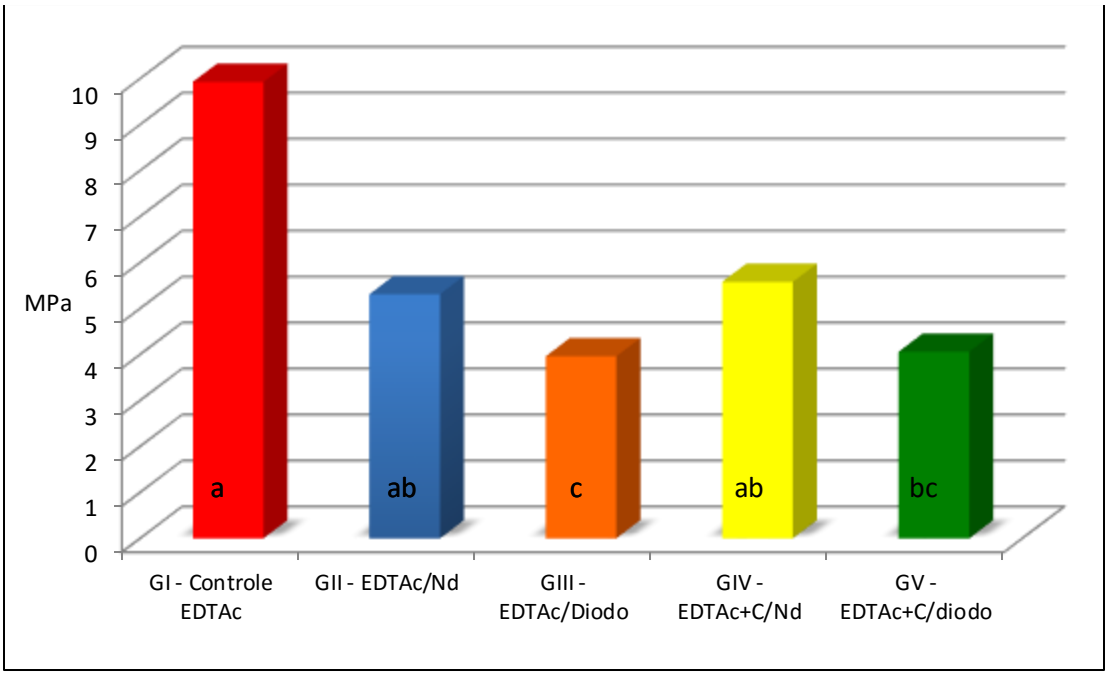

Figura 10. Mediana da resistência adesiva dos grupos estudados*. **Mesma letra indica similaridade estatística.*

Na análise dos terços, o apical apresentou melhores valores, com diferenças estatisticamente significante em relação aos demais terços ($p < 0,05$). O terço médio e o cervical não apresentaram diferenças estatisticamente significantes entre si ($p > 0,05$) (Figura 11).

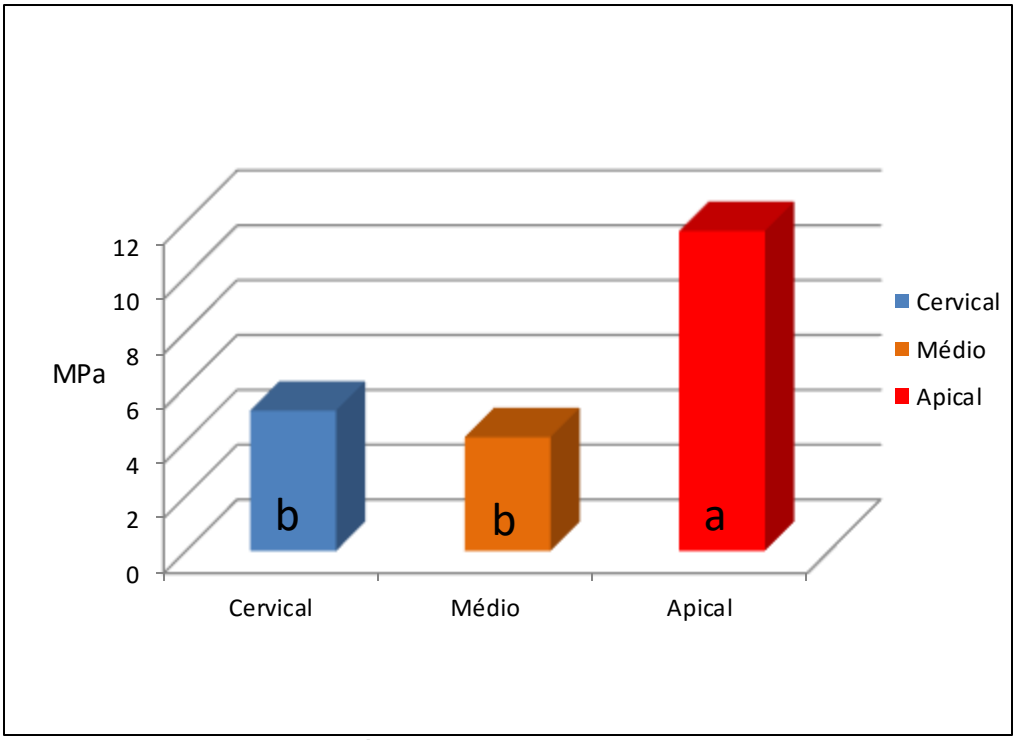

Figura 11. Mediana da resistência adesiva dos terços estudados*. **Mesma letra indica similaridade estatística.*

Na interação dos fatores pôde-se observar que o terço apical apresentou os maiores valores, e apresentou diferenças estatisticamente significantes em relação aos demais terços ($p < 0,05$). Os terços cervical e médio se comportaram de maneira semelhante, sem diferenças estatisticamente significantes entre eles, com exceção do GIV, que teve melhores resultados e comportamento semelhante nos terços médio e apical. Comparando-se os grupos em cada terço, os maiores valores puderam ser observados no terço cervical dos GI e GV, sendo que o GI apresentou diferenças estatisticamente significantes dos GII, GIII e GV ($p < 0,05$). Os demais grupos foram semelhantes entre si ($p > 0,05$). No terço médio, os melhores resultados foram observados nos GI e GIV, estatisticamente diferentes dos GIII e GV ($p < 0,05$). Os GII e IV apresentaram valores intermediários e foram semelhantes estatisticamente entre si ($p > 0,05$), entretanto, diferentes dos GIII e GV ($p < 0,05$). Os grupos com os piores comportamentos foram os GIII e GV. No terço apical, os melhores valores foram observados nos GI e IV, semelhantes entre si ($p > 0,05$), seguidos do GII. Os grupos III e V apresentaram os piores resultados e foram semelhantes entre si ($p > 0,05$) (Tabela 2).

Tabela 2. Média e desvio padrão (MPa) dos diferentes grupos e terços *.

	Cervical	Médio	Apical
GI	9,81±8,10aB	11,47±8,25aB	30,34±33,19aA
GII	4,57±2,06 bB	8,27±8,06bB	23,79±27,69bA
GIII	4,65±4,34bB	2,99±3,03cB	13,70±17,56cA
GIV	3,69±2,81bB	8,83±8,17abA	32,25±44,12aA
GV	6,89±5,52abB	3,10±1,99cB	16,27±21,07cA

**Mesma letra significa similaridade estatística - Letra minúscula significa comparação na coluna; Letra máscula significa comparação na linha.*

Análise qualitativa – Análise morfológica das falhas

As imagens dos corpos de prova, após serem analisadas de acordo com o tipo de falha presente, foram classificadas e quantificadas quanto à predominância dos tipos de falha nos grupos e nos terços (Figura 12).

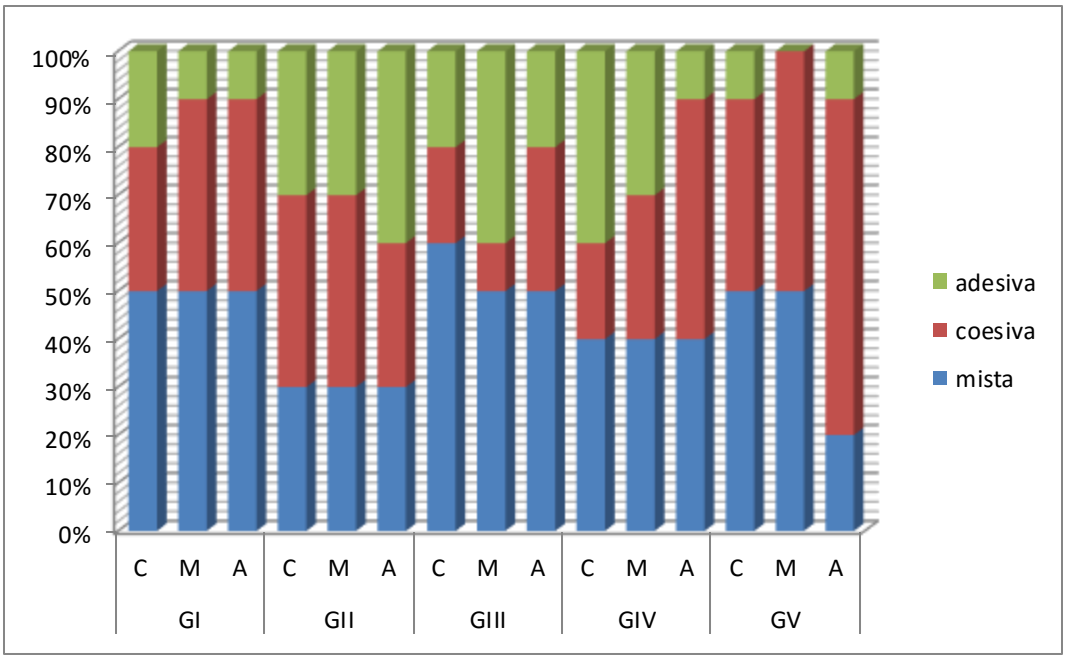

Figura 12. Porcentagem do tipo de falha observado nos diferentes grupos e terços.

Pode-se observar que nos GI, GIII e GV (Terços cervical e médio) houve predominância de falhas mistas, seguidas das coesivas e adesivas. O GII teve predominância de falhas coesivas, seguidas das adesivas e mistas. O GIV teve o mesmo número de falhas

mistas e coesivas, seguidas das falhas adesivas. Foi possível observar, no geral, que houve predominância de falhas mistas, seguidas das coesivas. A menor quantidade de falhas encontradas foram as adesivas (Figuras 13, 14, 15, 16 e 17).

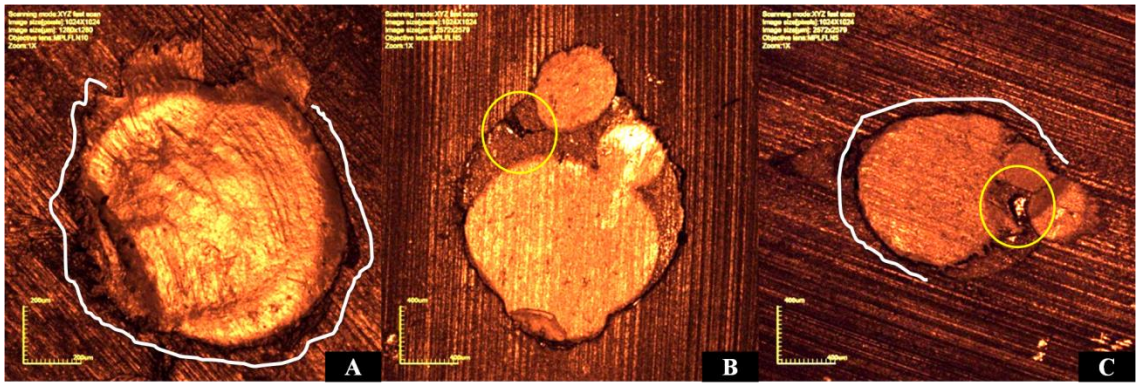

Figura 13. Tipo de falhas observadas no GI (EDTAC) – adesiva (A); coesiva (B); mista (C)*. **Linhas Brancas: Falhas adesivas à dentina; Linhas Amarelas: Falhas coesivas do material obturador.*

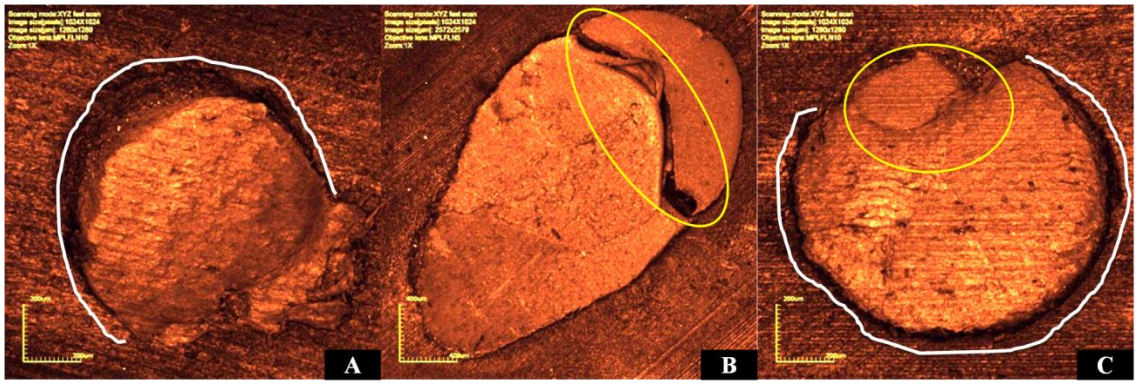

Figura 14. Tipo de falhas observadas no GII (EDTAC + Nd:YAG) – adesiva (A); coesiva (B); mista (C)*. **Linhas Brancas: Falhas adesivas à dentina; Linhas Amarelas: Falhas coesivas do material obturador.*

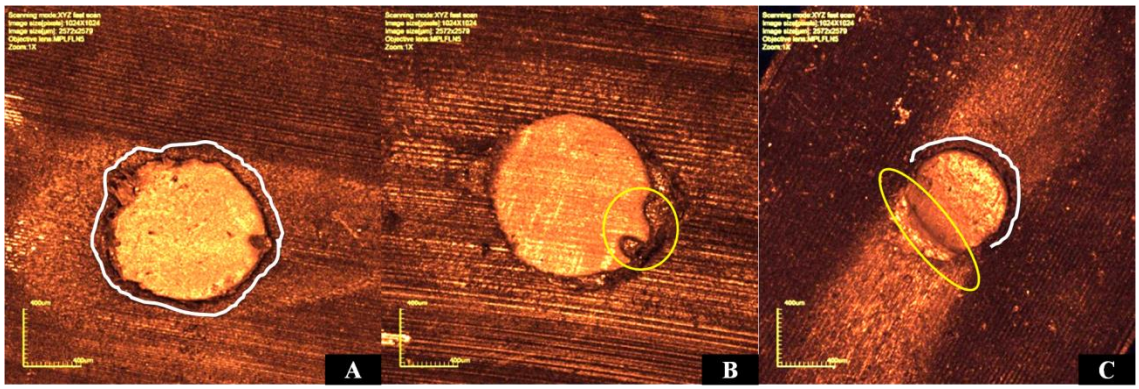

Figura 15. Tipo de falhas observadas no GIII (EDTAC + diodo 980 nm) – adesiva (A); coesiva (B); mista (C)*. **Linhas Brancas: Falhas adesivas à dentina; Linhas Amarelas: Falhas coesivas do material obturador.*

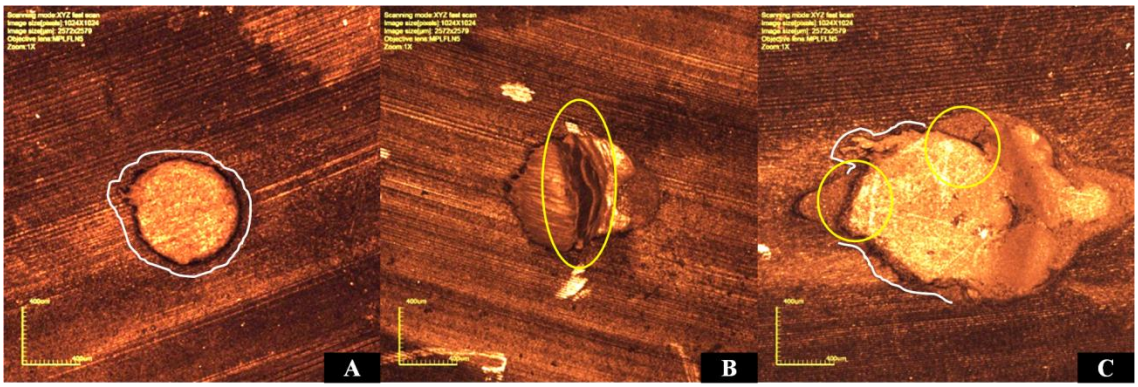

Figura 16. Tipo de falhas observadas no GIV (EDTAC + Nd:YAG + Carvão) – adesiva (A); coesiva (B); mista (C)*. **Linhas Brancas: Falhas adesivas à dentina; Linhas Amarelas: Falhas coesivas do material obturador.*

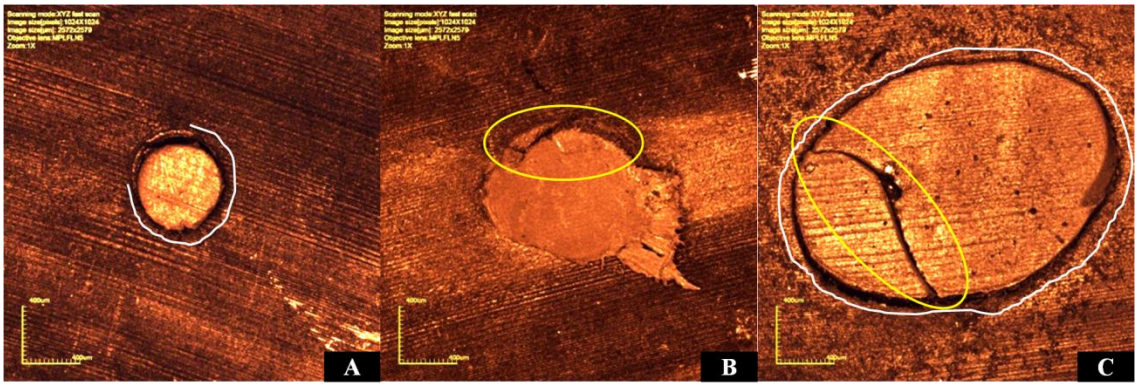

Figura 17. Tipo de falhas observadas no GV (EDTAC + diodo 980 nm + Carvão) – adesiva (A); coesiva (B); mista (C)*. **Linhas Brancas: Falhas adesivas à dentina; Linhas Amarelas: Falhas coesivas do material obturador.*

Análise quantitativa–Análise da penetração de cimento

Na análise dos dados, pode-se observar, na comparação do fator Grupos (Figura 18), foi possível observar que, o GII apresentou os maiores valores, com diferenças estatisticamente significantes em relação aos grupos III, IV e V ($p < 0,05$). O GI apresentou semelhanças estatísticas aos grupos II e III ($p > 0,05$). O GIV apresentou os menores valores e sem diferenças estatisticamente significantes em relação aos III e V ($p > 0,05$).

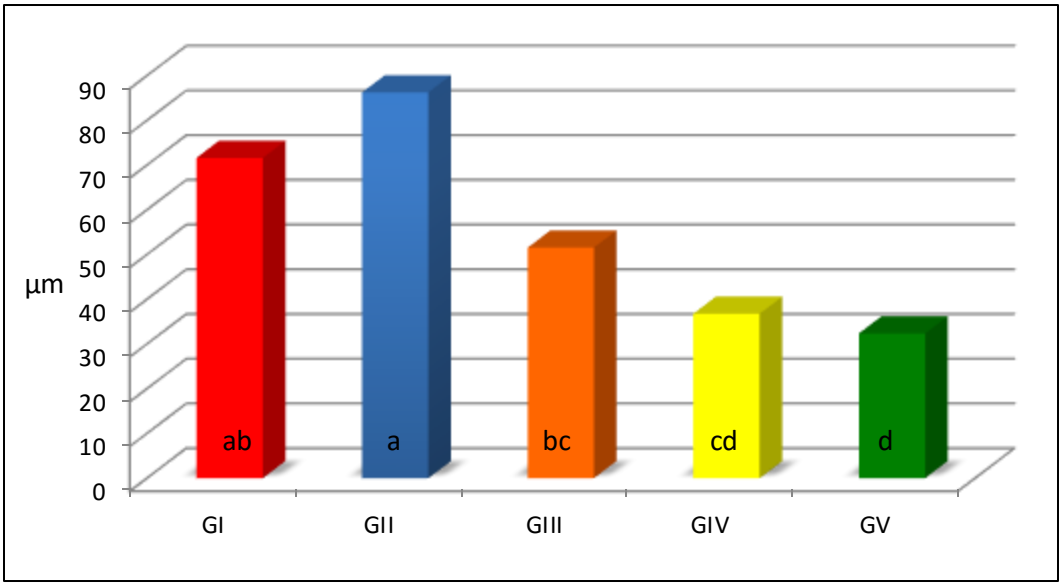

Figura 18. Mediana (µm) da penetração do cimento obturador nos canalículos dentinários dos grupos estudados*. **Mesma letra indica ausência de diferenças estatisticamente significantes.*

Na comparação entre os terços (Figura 19), foi possível observar que terço cervical apresentou os maiores valores com diferenças estatisticamente significantes aos terços médio e apical ($p < 0,05$). Estes foram semelhantes entre si ($p > 0,05$).

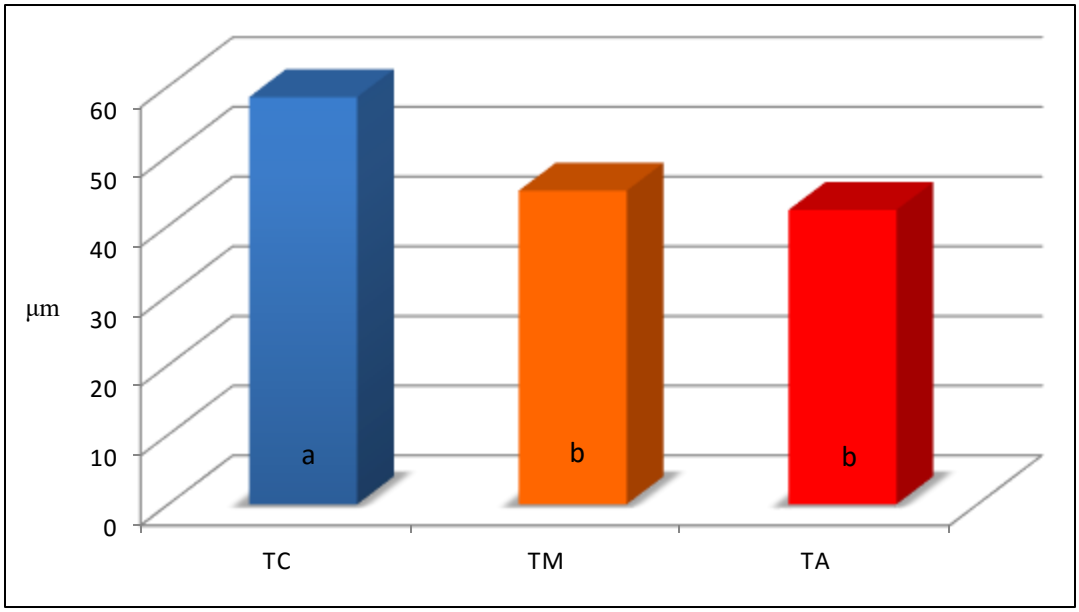

Figura 19. Mediana (µm) da penetração do cimento obturador nos canalículos dentinários dos terços estudados*. **Mesma letra indica similaridade estatística.*

Na interação dos fatores, para os GI e GIII, não foram observadas diferenças estatisticamente significantes entre os terços ($p > 0,05$). Já nos GII, GIV e GV, o terço cervical, apresentou os melhores resultados, com diferenças estatisticamente significantes em relação aos terços apical e médio ($p < 0,05$). Estes foram semelhantes entre si ($p > 0,05$). Em relação aos terços, pode-se observar que os GIV e GV apresentaram os menores valores, e com diferenças estatisticamente significantes em relação aos GI e GII ($p < 0,05$) (Tabela 3). Esse comportamento se repetiu nos terços médio e apical.

Tabela 3. Média e desvio padrão (µm) da penetração do cimento nos diferentes grupos e terços*.

	Cervical	Médio	Apical
GI	91,42±37,75 (77,57)aA	77,55±38,95 (70,16)aA	70,25±28,79 (63,13)aA
GII	114,39±51,03 (115,54)aA	76,67±30,88 (78,33)aB	78,53±40,73 (79,80)aB
GIII	58,16±21,59 (63,22)abA	50,26±21,97 (51,02)abA	51,25±15,38 (45,68)abA
GIV	45,00±8,33 (43,34)bA	31,56±11,11 (33,65)bB	32,22±18,41 (28,02)bB
GV	40,35±17,12 (38,15)bA	23,92±12,68 (23,61)bAB	25,16±15,86 (27,76)bB

**Mesma letra-similaridade estatística; Letra minúscula - comparação na coluna; Letra máscula - comparação na linha.*

Análise qualitativa da penetração do cimento

Observou-se que, na maioria dos corpos de prova, a distribuição das linhas de penetração de cimento foi uniforme, resultando numa interface regular, representada em duas imagens (Figuras20 e21).

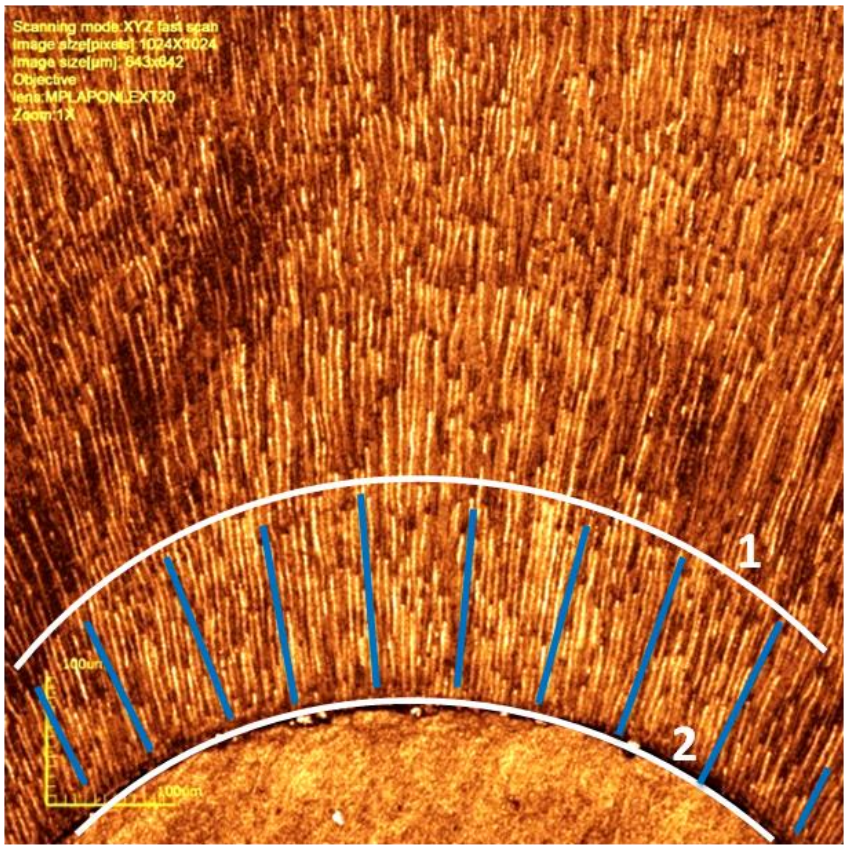

Figura 20. Análise qualitativa da penetração de cimento na área localizada entre as duas semi-circunferências: externa (1), delimitada no fim da área aonde os *tags* de cimento (linhas mais claras seguindo a orientação dos túbulos dentinários) são distribuídos de uma maneira que se aproximem da uniformidade, sendo mais retilíneas (orientação representada pelas linhas azuis); interna (2), na delimitação da interface área obturada – dentina. Nessa figura, foi observada interface regular.

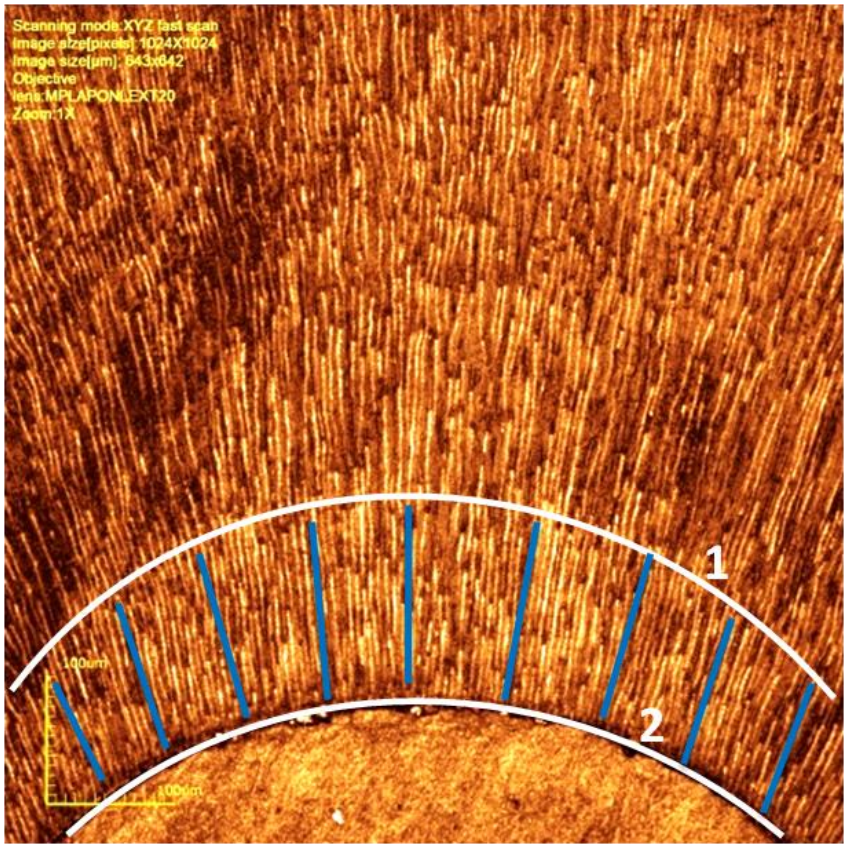

Figura 21. Análise qualitativa da penetração de cimento na área localizada entre as duas semicircunferências: externa (1), delimitada no fim da área aonde os *tags* de cimento (linhas mais claras seguindo a orientação dos túbulos dentinários) são distribuídos de uma maneira que se aproximem da uniformidade, sendo mais retilíneas (orientação representada pelas linhas azuis); interna (2), na delimitação da interface área obturada – dentina. Nessa figura, foi observada interface regular.

Entretanto, foram observadas linhas bem extensas e sem uniformidade, ou seja, com áreas praticamente sem penetração do cimento obturador nos túbulos dentinários, representada em duas imagens. (Figuras 22 e 23).

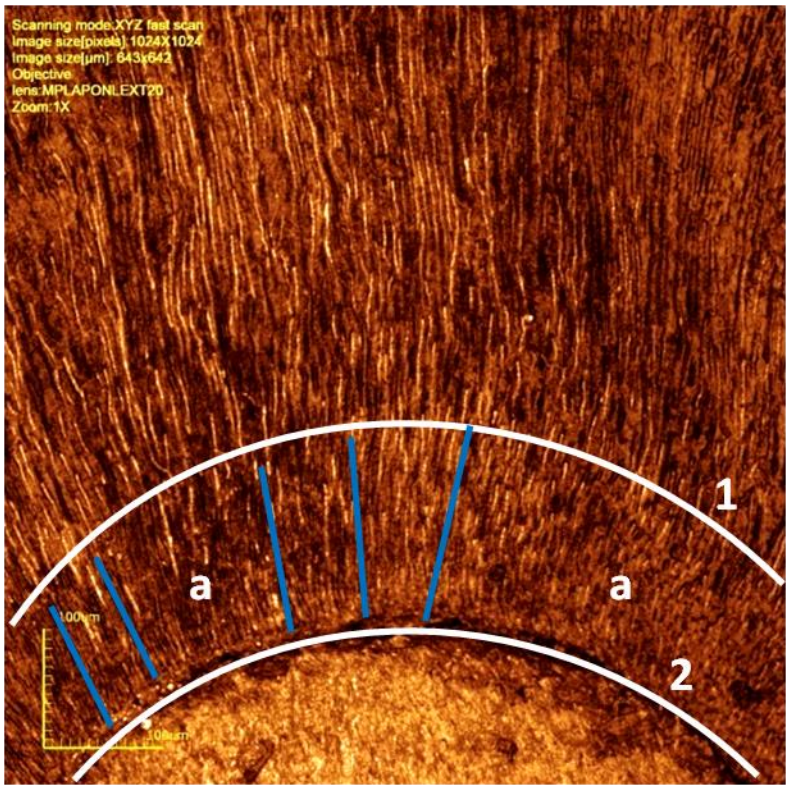

Figura 22. Análise qualitativa da penetração de cimento na área localizada entre as duas semicircunferências: externa (1), delimitada no fim da área aonde os *tags* de cimento (linhas mais claras seguindo a orientação dos túbulos dentinários) são distribuídos de uma maneira que se aproximem da uniformidade, sendo mais retilíneas (orientação representada pelas linhas azuis); interna (2), na delimitação da interface área obturada – dentina. Nessa figura, existem áreas onde não é possível acompanhar a uniformidade dos *tags* de cimento (a), sendo áreas de irregularidade (2). Portanto, foi observada interface regular.

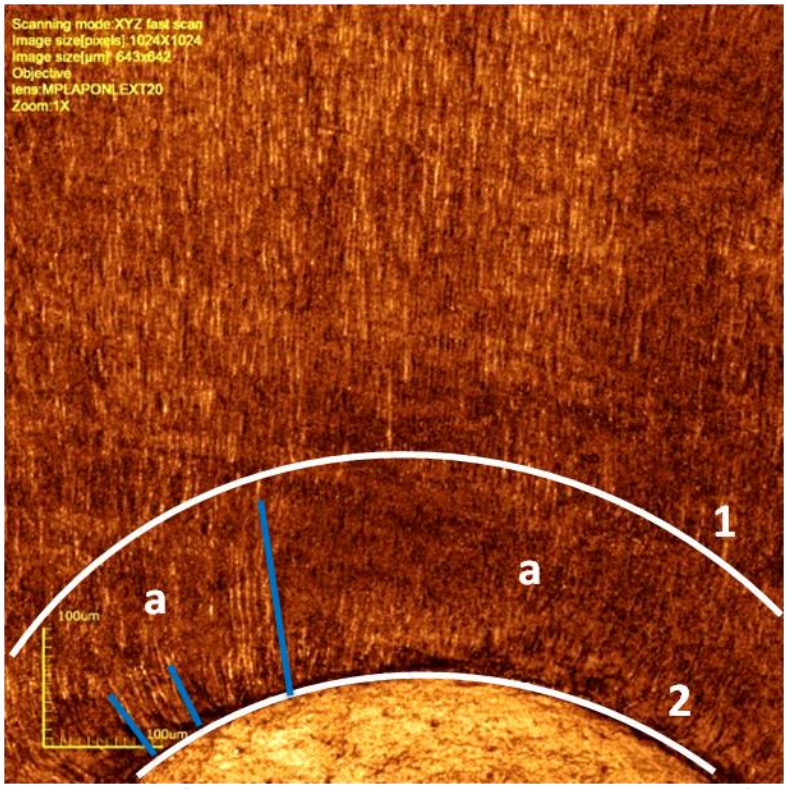

Figura 23. Análise qualitativa da penetração de cimento na área localizada entre as duas semicircunferências: externa (1), delimitada no fim da área aonde os *tags* de cimento (linhas mais claras seguindo a orientação dos túbulos dentinários) são distribuídos de uma maneira que se aproximem da uniformidade, sendo mais retilíneas (orientação representada pelas linhas azuis); interna (2), na delimitação da interface área obturada – dentina. Nessa figura, existem áreas onde não é possível acompanhar a uniformidade dos *tags* de cimento (a), sendo áreas de irregularidade (2). Portanto, foi observada interface regular.

Pode-se observar também que alguns corpos de prova apresentaram áreas com fenda entre o material obturador e o dente e também sem penetração do cimento (Figuras 24, 25 e 26).

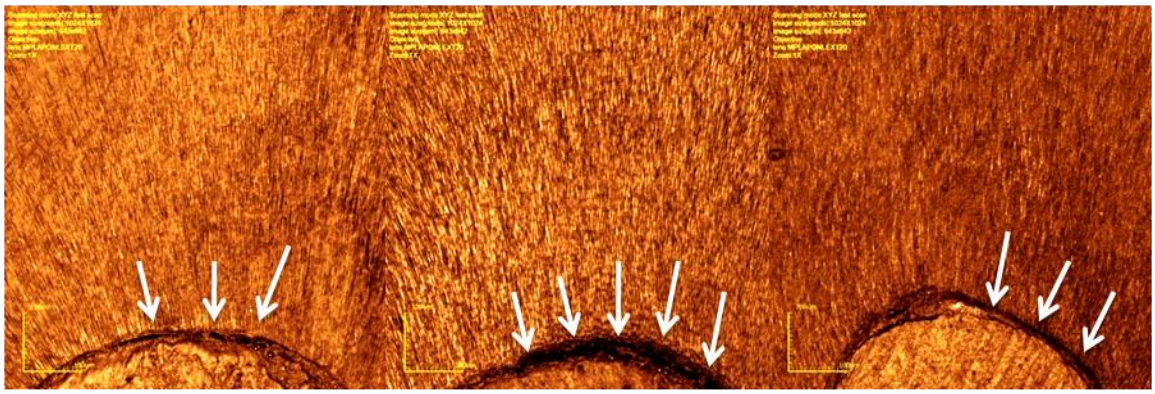

Figura 24. Fenda entre a área obturada e a superfície dentinária intrarradicular. **Setas brancas indicam a localização das fendas.*

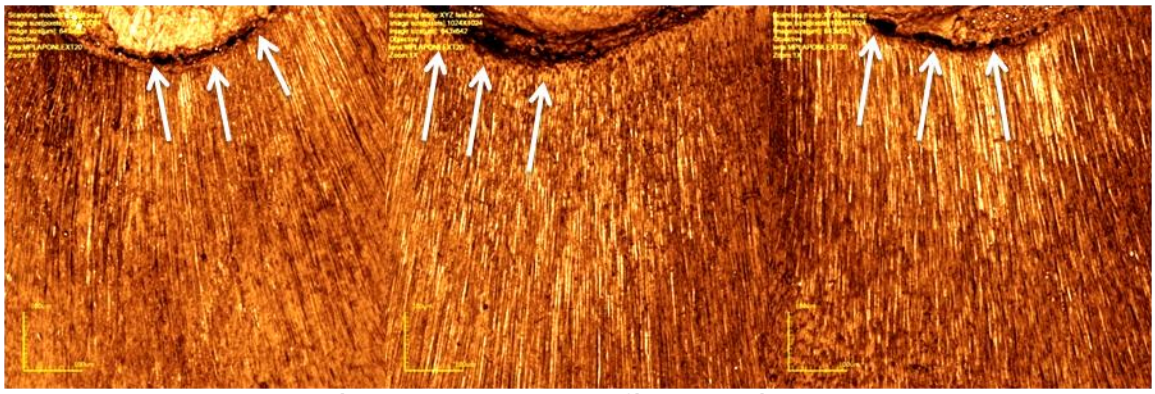

Figura 25. Fenda entre a área obturada e a superfície dentinária intrarradicular. **Setas brancas indicam a localização das fendas.*

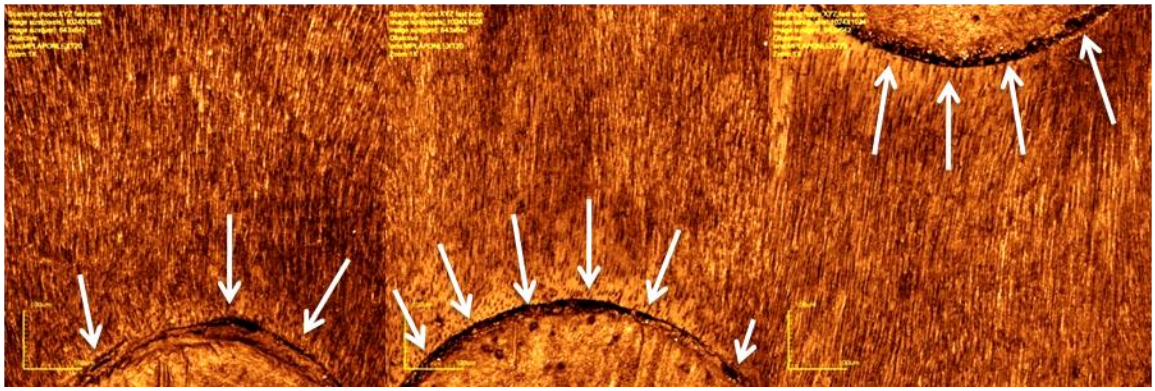

Figura 26. Fenda entre a área obturada e a superfície dentinária intrarradicular. **Setas brancas indicam a localização das fendas.*

A figura 27 demonstra a distribuição do tipo de interface adesiva nos grupos e terços, podendo-se observar que, em sua maioria, a distribuição foi uniforme. Todos os terços se comportaram da mesma forma exceto o terço apical, que teve quantidades praticamente iguais de distribuição uniforme e irregular.

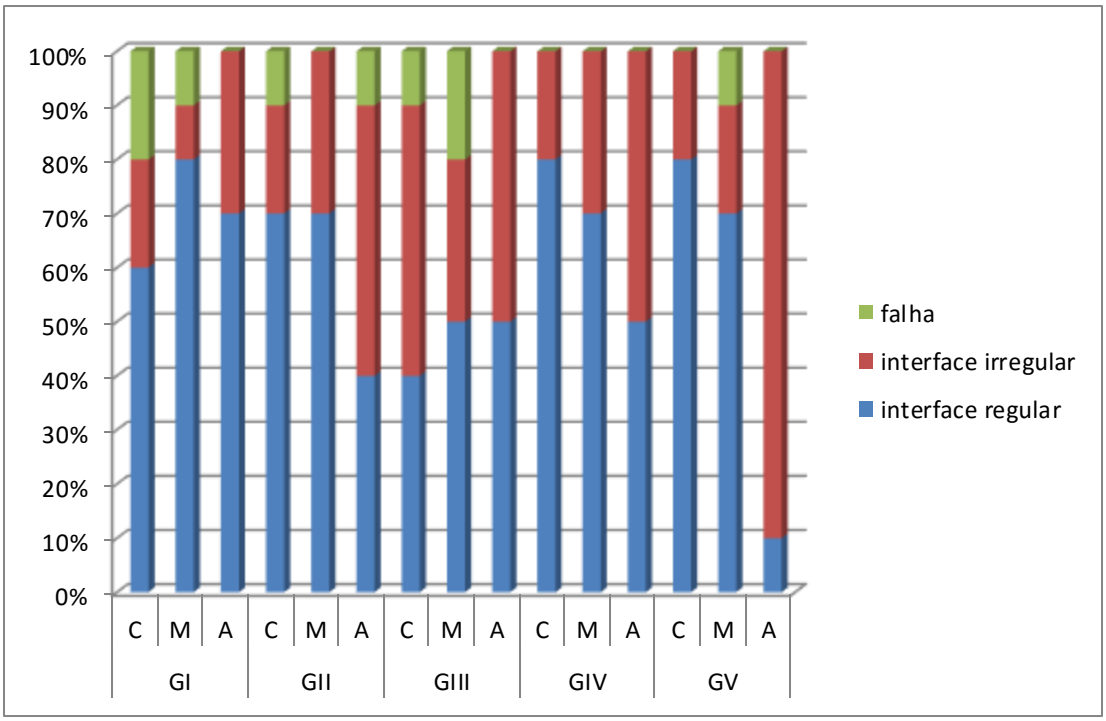

Figura 27. Porcentagem (%) de falhas observadas na interface adesiva para os diferentes grupos e terços.

Discussão

DISCUSSÃO

O preparo biomecânico do sistema de canais radiculares é conhecido há muitos anos na endodontia. Nele, o conceito de limpeza e sanificação estão intimamente ligados à conformidade que se obtém após uma instrumentação adequada, permitindo a confecção de um bom batente apical, remoção da camada de pré-dentina e dentina infectada (SCHILDER, 1974; SCHÄFER et al., 2006).

Instrumentos rotatórios com maior conicidade, boa capacidade de corte, maior resistência à fadiga cíclica (BÜRKLEIN et al., 2012) e à fratura torcional podem, de fato, facilitar a instrumentação adequada dos canais radiculares, reduzindo também o risco de acidentes iatrogênicos (YARED 2004, 2011; ROTHBARTH; PESSOA, 2010; REIS et al., 2011, PASSOS et al., 2015).Os instrumentos Mtwo® são seguros quando empregados em dentes com curvaturas, se comparados aos instrumentos K3® e Race®, além de possuírem boa capacidade de limpeza (SCHÄFER et al., 2006), alta capacidade de corte e a segurança do desenho da ponta inativo (SEMAAN et al., 2009). Devido a esses fatores, foi escolhido o sistema de instrumentação Mtwo® (VDW, GmbH, München, Alemanha) para a realização deste estudo.

Além de boa instrumentação, o preparo deve contar com soluções auxiliares, como o hipoclorito de sódio e a clorexidina, que atuam na desinfecção do canal radicular, possuindo efeitos antimicrobianos (BONAN, 2011; PRETEL, 2011). Apesar das soluções de clorexidina possuírem bons efeitos antimicrobianos, além de substantividade, isto é, efeito antimicrobiano residual, e biocompatibilidade com os tecidos periapicais, as soluções de hipoclorito de sódio são utilizadas na endodontia por terem maiores vantagens como elevação do pH do meio e dissolver tecidos orgânicos (BONAN et al., 2011; PRETEL et al., 2011; DANTAS et al., 2015). Com relação às concentrações dessas soluções de hipoclorito de sódio, as soluções de menores concentrações como 0,5 % e 1,0 % apresentam vantagens em relação às mais

concentradas como as de 5,25 %, além de possuírem ações antimicrobianas estatisticamente semelhantes (RIBEIRO et al., 2010). Essas vantagens são compatibilidade biológica, estabilidade química e menor alteração da microdureza dentinária (RIBEIRO et al., 2010). Em função disso, foi empregada nesse estudo, a solução de hipoclorito de sódio com concentração de 1%.

As soluções de hipoclorito e de clorexidina, apesar de apresentarem muitos efeitos positivos, não são eficazes na remoção da camada de *smear* (BONAN et al., 2011). Para esse fim, se faz necessário a utilização de solução quelante, como o ácidoetilenodiaminotetraacético (EDTA), que é capaz de remover íons de cálcio da dentina em pH neutro (ÖTSBY, 1957; LEONARDO; DE-TOLEDO-LEONARDO, 2012), e que pode ser adicionada a um tensoativo catiônico quaternário de amônia (Cetavlon®), que diminui a sua tensão superficial, aumentando o seu poder de umectação (FEHR; ÖSTBY, 1963; OLIVEIRA et al., 2010). Essa associação, nomeada EDTAC, foi então escolhida para a utilização no estudo.

Além das soluções quelantes, existem outros meios de auxiliar na remoção da camada de *smear*, como os lasers de alta potência (MICHIELS et al., 2010; MOURA et al., 2010; REDDY et al., 2013; HMUD et al., 2010, 2010a; REDDY et al., 2013; SAHAR-HELFT et al., 2015). Devido às suas diversas funções na endodontia, como alterações morfológicas e na permeabilidade dentinária, remoção de dentina infectada e alterações na interface adesiva (RIBEIRO et al., 2010; ESTEVES-OLIVEIRA et al., 2010; FARIA et al., 2011, 2012; REDDY et al., 2013; SAHAR-HELFT et al., 2015), e seu conhecido efeito antibacteriano (FRANZEN et al., 2010; PIRNAT et al., 2011; MEIRE et al., 2012; HSU et al., 2015), foram eleitos para a utilização no presente estudo.

Conhecida sua capacidade no aumento da permeabilidade e alteração da morfologia dentinária, bem como na remoção da camada de debris e da camada de *smear*, os lasers Nd:YAG e o diodo 980nmsãoos principais utilizados na endodontia (TODEA et al., 2010;

PIRNAT et al., 2011; MANEESHA et al., 2013; SAHAR-HELFT et al., 2015). Sua associação com cimentos obturadores resinosos, como o AH Plus, demonstrou efeitos positivos na interface adesiva (ALFREDO et al., 2008; COSTA et al., 2010; FARIA et al., 2012; ARAKI et al., 2013; MANEESHA et al., 2013; EKIN; ERDEMIR, 2015; SAĞLAM et al., 2015). A adesividade do cimento obturador às paredes dentinárias intrarradiculares também pode ser influenciada pelo tipo de tratamento que a superfície dentinária recebe (ÇAPAR; AYDINBELGE, 2014), seja quimicamente por meio de soluções químicas, seja fisicamente pela irradiação com laser (BOLHARI et al., 2014), o que justifica a investigação desses fatores neste estudo.

Devido ao comprimento de onda desses lasers, o que resulta na dificuldade de interagir com os tecidos dentários, lançou-se mão da utilização de corantes como fotopotencializadores, que absorvem a luz emitida e a difundem (JORDÃO, 2011). Os mais utilizados para essa finalidade são o carvão mineral/vegetal e o diaminofluoreto de prata a 12% (CALMON, 2001; JORDÃO, 2011). Como há a possibilidade da provocação de microfusões na superfície dentinária, foram adotados parâmetros seguros para minimizar esse risco, como a fixação da potência de 1.5 W e a frequência de 100 Hz, pulsátil (VIAPIANA et al., 2012; FARIA et al., 2012). Além desses parâmetros, a sinergia do tamanho e espessura adequados de fibra também foram fundamentais, e melhoraram a segurança e a utilização da técnica (JORDÃO, 2011). Para ambos os lasers, foi utilizada fibra ótica flexível de 200 µm, com o tamanho ajustado para que se percorresse todo o comprimento de trabalho dentro do canal radicular (ALFREDO et al., 2008; MARCHESAN et al., 2008; FARIA et al., 2011, 2012; VIAPIANA et al., 2012).

A utilização do teste de cisalhamento por extrusão (*pushout)* é um método que permite mensurar a força aplicada para deslocar um volume de obturação da amostra obturada, permitindo a quantificação da resistência da interface adesiva, motivo pelo qual foi adotado

no presente estudo (CASTELLAN et al., 2010; PANE et al., 2013). Os parâmetros utilizados com velocidade de 0,5 mm/min para amostras com 1mm de espessura, e o preciso posicionamento da haste no centro da obturação do corpo de prova (com a face apical voltada para cima), tornou o procedimento preciso e seguro (PANE et al., 2013). O diâmetro da ponta de cada haste também foi essencial para que não houvesse interferências de posição, sendo ele não maior que 90% do diâmetro da área obturada da amostra (DE-DEUS et al., 2009; PANE et al., 2013). Ao obterem-se os valores da força cisalhante máxima durante o teste, foi possível calcular a resistência adesiva das amostras (SOUSA-NETO et al., 2005; 2008; CASTELLAN et al., 2010; PANE et al., 2013).

A microscopia confocal a laser, utilizada no presente estudo, permitiu verificar a interface dentina/material obturador, tornando possível avaliar as áreas interfaciais com *tags* de cimento endodôntico, uma vez que propicia definição e contraste à imagem (GHARIB et al., 2007; SOUZA, 2015).

Sendo um dos maiores fatores causadores de falhas na interface adesiva, a contração por polimerização do material obturador (TAGGER et al., 2002, 2003), a escolha de um cimento que atenda às características necessárias para uma obturação mais consistente se faz necessária. Por ser à base de resina epóxi, o AH Plus possui boa capacidade de penetração nas micro-irregularidades, assim como bom escoamento e tempo de polimerização adequado (SOUSA-NETO et al., 2002, 2008; BERNARDES et al., 2010; SCHÄFER et al., 2015), e por isso foi escolhido para o presente estudo.

Em relação aos resultados obtidos, o teste *pushout* apresentou valores maiores para o GI, semelhante aos grupos GII e GIV (Figura 10), indicando que tratamento com Laser Nd:YAG adicionado ou não de carvão mineral, não influenciou, de maneira negativa, na resistência adesiva, sendo equivalente ao grupo controle (tratado somente com EDTAC), que permitiu a ocorrência de melhor interface adesiva.

Os resultados apresentados pelo uso isolado da solução de EDTAC 17% podem ter ocorrido pelo fato dessa solução possuir efeitos conhecidos sobre os componentes inorgânicos da dentina, o que promove a descalcificação da dentina peri e intertubular, além da remoção da camada de *smear*, que resulta no aumento da permeabilidade dentinária (CECCHIN et al., 2010), e permite o contato mais direto do cimento obturador com as paredes dentinárias. Além disso, o AH Plus tem características que facilitam o escoamento nas microirregularidades e penetração nos túbulos dentinários (SOUSA-NETO et al., 2002, 2008; BERNARDES et al., 2010; SCHÄFER et al., 2015), de modo a resultar em melhor imbricação mecânica com a superfície dentinária intrarradicular e formação da camada híbrida com *tags*, como observado por Resende et al. (2009).

Entretanto, a resistência adesiva do cimento AH Plus com a dentina não depende somente dos *tags* dentinários e da profundidade de sua penetração, mas também das ligações covalentes entre os anéis epóxis e os grupos aminas, expostos na rede de colágeno da porção orgânica da dentina intrarradicular (FISHER et al., 2007). Esta, por sua vez, é exposta pela remoção dos íons cálcio devida à ação de agentes quelantes, como o EDTAC (DI RENZO et al., 2001).

Conhecidas as propriedades dos lasers de alta potência, a remoção da camada de *smear* também pode ser feita com seu auxílio, bem como a exposição da rede de colágeno, o que pode explicar as semelhanças estatísticas dos tratamentos com laser Nd:YAG e seu uso associado ao carvão mineral, com o grupo controle, não havendo interferências negativas quando do seu emprego (SAĞLAM et al., 2015).

Todavia, apesar do laser diodo 980 nm não ter se comportado de uma forma semelhante ao grupo controle, a adição do carvão mineral trouxe resultados semelhantes aos GII e GIV. O mesmo não foi observado no grupo somente tratado com laser diodo 980 nm. Isso pode ter ocorrido devido ao fato de que o comprimento de onda de 980 nm do GIII pode

não ter atingido um resultado de limpeza satisfatório, sobrando resquícios de *smear* nos túbulos dentinários (MACARI et al., 2002). Quando adicionado de carvão mineral, o laser diodo 980 nm se comportou de maneira semelhante aos GII e IV, provavelmente pelo fato da melhor difusão dessa luz emitida (JORDÃO, 2011), o que permitiu melhor interação com os tecidos dentinários, de modo a suprir as deficiências de seu menor comprimento de onda em relação ao de 1064 nm do Nd:YAG (SAĞLAM et al., 2015).

Quando se comparam os lasers Nd:YAG e diodo 980 nm, existe, além da diferença entre o comprimento de onda, variação no modo em que cada um deles emite luz . O laser diodo 980 nm é constituído por meio ativo sólido, formado por semicondutor que utiliza combinação de elementos como o gálio e o arsênio, dentre outros, como o alumínio e o índio, para transformar a energia elétrica em luminosa. Quando utilizado de forma pulsátil, a emissão é chamada de relaxada, resultante do bombardeamento pulsátil do meio ativo até chegar ao nível de excitação suficiente para produzir a emissão do laser. Já o Nd:YAG é um laser de isolantes dopados, com granada de ítrio e alumínio dopado com neodímio, um cristal gerador de lasers de estado sólido. Quando utilizado no meio pulsátil, sua emissão é destravada (Q-*switched*), sendo o bombardeamento feito além do limiar de funcionamento, ocorrendo a emissão quando há um nível suficiente, produzindo pulso de energia de curta duração e picos maiores que os de emissão relaxada (diodo 980 nm), e sua intermitência de luz se dá graças à dispositivos atenuadores ou obturadores de passagem de radiação na cavidade (KOECHNER, 1965; 1976; BRUGNEIRA JÚNIOR; PINHEIRO, 1998).

Comparando-se os terços no mesmo teste, o terço apical teve melhor comportamento, seguido dos terços cervical e médio. Tais resultados podem ser decorrentes do fato de que a aplicação dos lasers de alta potência têm a possibilidade de causar interferências negativas como a microfusão dos túbulos dentinários pelo aquecimento superficial (VIAPIANA et al., 2012; ARAKI et al., 2013), e devido ao fato de a região apical ser mais estreita e menos

tubular, sendo menos exposta pela luz emitida pelo laser, essa região provavelmente foi menos afetada, e assim, menos sujeita às alterações morfológicas negativas. Os terços cervical e médio, por serem mais amplos, podem facilitar a aplicação do laser, o que aumenta a exposição dessas regiões, e possuem maior quantidade de túbulos dentinários, de maior diâmetro, de maneira que são mais susceptíveis às interferências morfológicas negativas como a ablação, processo em que são geradas microexplosões, promovendo aumento de temperatura na superfície dentinária, que varia conforme a densidade de energia do laser (WANG et al., 2005), danificando a porção orgânica da dentina, podendo gerar resultados negativos na penetração de cimento (VIAPIANA et al., 2012; ARAKI et al., 2013).

Ao analisar as falhas provenientes do teste de *pushout*, foi possível observar que, constata-se que a menor quantidade delas foi adesiva, que podem ter sido ocasionadas pelas alterações morfológicas, ou seja, as microfusões dentinárias decorrentes da aplicação dos lasers (VIAPIANA et al., 2012; ARAKI et al., 2013). A maior quantidade de falhas mistas foi observada de maneira geral, que pode ter ocorrido devido ao comportamento conhecido do cimento AH Plus (ALFREDO et al., 2008), que demonstra boa capacidade de união à dentina, favorecida pela eficiência da técnica de condensação lateral, que permite que o cimento envolva a guta-percha, gerando imbricação mecânica adequada (CARNEIRO et al., 2012).

Quanto à penetração de cimento na dentina, a maior profundidade dos *tags* foi observada nos GI, GII e GIII. Ora, a remoção da camada de *smear* está diretamente ligada com a profundidade e a uniformidade da penetração do cimento, o que faz supor que, provavelmente, os grupos tratados com lasers conseguiram remover essa interferência, assim como o EDTAC - grupo controle (RESENDE et al., 2009). No entanto, essa característica foi superior no tratamento com o laser Nd:YAG se comparado ao diodo 980 nm, fato que pode ser relacionado ao comprimento de onda de 1064 nm do laser de Nd:YAG ter maior interação com os tecidos dentinários em relação ao diodo, com menor comprimento de onda, 980 nm

(SAĞLAM et al., 2015). O uso de fotopotencializadores não favoreceu a penetração do cimento, talvez pelo fato de, ao melhorarem a propagação dos lasers, podem ter, também, provocado as microfusões (VIAPIANA et al., 2012; ARAKI et al., 2013), que podem determinar a obliteração dos túbulos dentinários.

O terço cervical apresentou maior penetração de cimento, provavelmente devido à grande pressão lateral aplicada na técnica de condensação lateral ativa, gerando maior penetração de cimento nos túbulos dentinários (OLIVEIRA et al., 2012), e à estrutura anatômica dos canais radiculares, com maior amplitude nas regiões cervical e média (VERTUCCI, 1984, 2005), e maior quantidade de túbulos dentinários e maior volume destes, podendo ser interpretadas como maiores áreas de escape para o cimento endodôntico quando submetido à pressão da técnica obturadora.

Ao correlacionarem-se os resultados do teste de adesividade com os da análise de penetração de cimento, é possível observar que os melhores valores de adesividade foram observados no terço apical, e, no cervical, a maior penetração do cimento, respectivamente. Isso pode ser explicado devido ao fato da força adesiva do cimento AH Plus à superfície dentinária não ser somente dependente da profundidade e uniformidade dos *tags* nos túbulos dentinários, mas também das ligações covalentes entre os anéis epóxis e os grupos aminas da porção orgânica da dentina (FISHER et al., 2007). E essa profundidade depende diretamente da limpeza da camada de *smear* do interior dos túbulos dentinários (MACARI et al., 2002), que pode ser feita pelos lasers de alta potência (SAĞLAM et al., 2015) e de agentes quelantes (CECCHIN et al. 2010). Entretanto, se utilizados os lasers de alta potência, o risco de causar alterações morfológicas é aumentado, e pode influenciar negativamente tanto na obliteração dos túbulos dentinários por microfusões (VIAPIANA et al., 2012; ARAKI et al., 2013) quanto pela alteração da rede de colágeno (SAĞLAM et al., 2015). Portanto, a resistência

adesiva depende de fatores como limpeza da camada de *smear* e ligação da porção orgânica da dentina com o cimento endodôntico utilizado.

A predominância da distribuição uniforme das linhas de cimento foi observada na análise qualitativa. Isso pode ter ocorrido devido ao fato dos tratamentos terem removido, de forma adequada, a camada de debris e *smear* (EKIN; ERDEMIR, 2015), bem como a técnica de obturação adotada e seu volume da área obturada terem se mostrado adequados para possibilitar que o cimento endodôntico entrasse em contato com a superfície dentinária intrarradicular (OLIVEIRA et al., 2012).

Essas microfusões dos túbulos dentinários geram obliterações, que ocorrem por processo de interação termomecânico, em que as moléculas de água se tornam energizadas e se chocam com as moléculas do tecido dentinário (EKWORAPOJ et al., 2007). Esse processo citado anteriormente, nomeado ablação, gera microexplosões, promovendo aumento de temperatura na superfície dentinária, que varia de conforme a densidade de energia do laser (WANG et al., 2005). Assim, com esse processo, é danificada a porção orgânica da dentina, podendo gerar resultados negativos na penetração de cimento.

Logo, foi possível observar que a utilização do laser diodo 980 nm não aumentou a resistência adesiva (FARIA et al., 2012), e o mesmo ocorreu na utilização do laser Nd:YAG (ARAKI et al., 2013). Além disso, os resultados obtidos no tratamento com laser Nd:YAG mostraram-se superiores aos com laser diodo 980 nm (SAĞLAM et al., 2015), o que pode estar relacionado ao seu comprimento de onda, de 1064 nm, ter, de algum modo, se difundido mais na área tratada e ter interagido melhor com os tecidos dentinários. Entretanto, com a adição do carvão mineral ao laser diodo 980 nm trouxe resultados semelhantes aos com o Nd:YAG, provavelmente pela fotopotencialização ter aumentado a interação desse laser com as paredes dentinárias. Todavia, a utilização dos lasers de alta potência possui muitas indicações na endodontia, e pelo presente estudo, se for necessário, seu emprego é seguro,

causando menores interferências na resistência adesiva da massa obturadora, desde que seja utilizado o laser Nd:YAG, com ou sem carvão mineral, ou o laser diodo 980 nm com a adição do carvão mineral, dentro dos parâmetros estudados.

Conclusões

CONCLUSÕES

Com base nos resultados obtidos, pode-se concluir que:

1. No que se relaciona à resistência adesiva da massa obturadora à dentina intrarradicular, o tratamento com laser Nd:YAG associado ou não ao carvão mineral, apresentou melhores resultados que o tratamento com laser diodo 980 nm, exceto quando esse foi adicionado do carvão mineral.
2. Em relação aos tipos de falhas ocorridas, os tratamentos somente com EDTAC e os com Laser diodo 980 nm foram os que apresentaram a menor quantidade de falhas adesivas e maior quantidade de falhas mistas.
3. A análise de penetração de cimento na dentina revelou que os lasers não interferiram de maneira negativa se comparados aos resultados do tratamento somente com EDTAC.
4. A hipótese nula de que os lasers não influenciam na adesão do cimento endodôntico à dentina intrarradicular foi confirmada, uma vez que o carvão mineral é utilizado como fotopotencializador nos dois tipos de lasers ou quando somente é utilizado o Laser Nd:YAG.
5. O terço apical é o menos afetado pelo uso dos lasers, e consequentemente, é o que sofreu menores alterações, apresentando resultados semelhantes em todos os grupos.

Portanto, conclui-se que se, caso se opte pelo uso do laser como coadjuvante no tratamento dos canais radiculares, nas condições do presente estudo, para obter melhores resultados de adesão, o laser Nd:YAG pode ser utilizado com ou sem carvão mineral, e o diodo 980 nm deve ser utilizado com carvão mineral.

Referências Bibliográficas

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ALFREDO, E.; SILVA, S. R. C.; OZÓRIO, J. E. V.; SOUSA-NETO, M. D.; BRUGNERA-JÚNIOR, A.; SILVA-SOUSA, Y. T. C. Bond strength of AH Plus and Epiphany sealers on root dentine irradiated with 980 nm diode laser. **International endodontic journal**, v. 41, n. 9, p 733-740, 2008.

ARAKI, A. T.; BEZERRA, A. G.; HENRIQUES, P. A.; ARASAKI, A. K. Y.; PROKOPOWITSCH, I.; CALDEIRA, C. L. Analysis of apical sealing of canals irradiated with Er:YAG and Nd:YAG lasers and filled with AH Plus®.**RSBO (Online)**, v. 10, n. 1, p. 20-23, 2013.

AZEREDO, R. A.; BAUTZ, W. G.; DA-PAZ, E. F. S.; LORENZONI, D. C.; OLIVEIRA, P. S.; PEYNEAU, P. D.; DA-ROCHA, C. G. Estudo da anatomia do sistema de canais radiculares de caninos superiores humanos, utilizando cortes macroscópicos e a técnica da diafanização. **Revista Brasileira de Pesquisa em Saúde/Brazilian Journal of Health Research**, v. 4, n. 2, p. 26-31, 2002.

BARBOSA, K. G. N.; GÓRDON-NÚÑEZ, M. A.; SARMENTO, C. F. M.; D'ÁVILA, S.; CATÃO, M. H. C. V.; CÂMARA, A. C. Perfil dos estudos sobre analgesia com laser de baixa intensidade na clínica odontológica: revisão sistematizada da literatura. **Unimontes científica,** v. 16, n.1, 2014.

BERNARDES, R. A.; DE-AMORIN, A. C.; JUNIOR, D. S. S.; PEREIRA, L. O.; DUARTE, M. A. H.; MORAES, I. G.; BRAMANTE, C. M. Evaluation of the flow rate of3endodonticsealers: Sealer 26, AH Plus, and MTA Obtura. **Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology**, v. 109, n. 1, p47-49, 2010.

BOLHARI, B.; EHSANI, S.; ETEMADI, A.; SHAFAQ, M.; NOSRAT, A. Efficacy of Er,Cr:YSGG Laser in Removing Smear Layer and Debris with Two Different Output Powers. **Photomedicine and Laser Surgery**, v. 32, n. 10, p. 1-6, 2014.

BONAN, R. F.; BATISTA, A. U. D.; HUSSNE, R. P. Comparação do Uso do Hipoclorito de Sódio e da Clorexidina como Solução Irrigadora no Tratamento Endodôntico: Revisão de Literatura. **Revista Brasileira de Ciências da Saúde**, v. 15, n. 2, p. 237-244, 2011.

BORIN, G.; BECKER, A. N.; OLIVEIRA, E. P. M. A história do hipoclorito de sódio e a sua importância como substância auxiliar no preparo químico mecânico de canais radiculares. **Rev. Endond. Pesq e EnsinoOn Line**, v. 3, 2007.

BRUGNERA JÚNIOR, A.; PINHEIRO, A. L. B. **Laser na odontologia moderna.** 1.ed., São Paulo, Pancast, 1998.

BÜRKLEIN, S.; BENTEN, S.; SCHÄFER, E. Quantitative evaluation of apically extruded debris with different single-file systems: Reciproc, F360 and OneShape versus Mtwo. **International endodontic journal**, v. 47, n. 5, p. 405-409, 2014.

BÜRKLEIN, S.; HINSCHITZA, K.; DAMMASCHKE, T.; SCHÄFER, E. Shaping ability and cleaning effectiveness of two single-file systems in severely curved root canals of

extracted teeth: Reciproc and WaveOne versus Mtwo and ProTaper. **International endodontic journal**, v. 45, n. 5, p. 449-461, 2012.

CALMON, A. A. **Estudo Comparativo Morfológico da Ação do Laser de Nd: YAG em dentina cariada de dentes decíduos *in vitro*, condicionados com diamino fluoreto de prata a 12% e carvão mineral**. São Paulo: Tese de Doutorado [Universidade de São Paulo – Faculdade de Odontologia], 2001.

ÇAPAR I. D.; AYDINBELGE, H. A. Effectiveness of Various Irrigation Activation Protocols and the Self-Adjusting File System on Smear Layer and Debris Removal.**Scanning**, v. 36, n. 6, p. 640-647, 2014.

CARNEIRO, S. M.; SOUSA-NETO, M. D.; RACHED JR, F. A.; MIRANDA, C. E.; SILVA, S. R.; SILVA-SOUSA, Y. T. Push-out strength of root fillings with or without thermomechanical compaction. **International Endodontic Journal**, v. 45, n. 9, p. 821-828, 2012.

CARVALHO, R. L. S.; SANTOS-GUIMARÃES, C.; SANTOS, R. A.; PINHEIRO, J. T. Debridamento Foraminal no Protocolo de Atendimento de Endodontistas. **Revista da Faculdade de Odontologia**, v. 53, n. 2, 2012.

CASTELLAN, C. S.; SANTOS-FILHO, P. C.; SOARES, P. V.; SOARES, C. J.; CARDOSO, P. E. Measuring bond strength between fiber post and root dentin: a comparison of different tests. **J Adhes Dent**, v. 12, n. 6, p. 477-85, 2010.

CECCHIN D.; FARINA A. P.; GALAFASSI D.; BARBIZAM J. V.; CORONA S.A.; CARLINI-JÚNIOR B. Influence of sodium hypochlorite and EDTA on the microtensile bond strength of a self-etching adhesive system. **Journal of Applied Oral Science**, v. 18, n. 4, p. 385-9, 2010.

COSTA, J. A.; RACHED-JÚNIOR, F. A.; SOUZA-GABRIEL, A. E.; SILVA-SOUSA, Y. T.; SOUSA-NETO, M. D. Push-out strengh of methacrylate resin-based sealers to root canal walls. **International Endodontic Journal**, v. 43, n. 8, p. 638-706, 2010.

DANTAS, M. C. C.; FIGUEIREDO, I. S.; PACHECO, L. V.; PRADO, M. D.; SIMÃO, R. A. Efeito da terapia de plasma de argônio em dentes expostos a hipoclorito de sódio: análise da hidrofilicidade. **Revista da Faculdade de Odontologia-UPF**, v. 20, n. 1, 2015.

DE-DEUS, G.; DI-GIORGI, K.; FIDEL, S.; FIDEL, R. A. S.; PACIOMIK, S. Push-out bond strength of Resilon/Epiphany and Resilon/Epiphany self-etch to root dentin. **Journal of endodontics**, v. 35, n. 7, p. 1048-1050, 2009.

DI RENZO, E. T. H.; SACHER, E.; STANGEL, I. A photoacoustic FTIRS study of the chemical modifications of human dentin surfaces: II. Deproteination. **Biomaterials**, v. 22, p. 793-797, 2001.

EKIM, S. N. A.; ERDEMIR, A. Effect of different irrigant activation protocols on push-out bond strength. **Lasers in Medical Science**, v. 30, n. 8, p. 2143-2149, 2015.

EKWORAPOJ, P.; SIDHU, S. K.; MCCABE, J. F. Effect of different power parameters of Er,Cr:YSGG laser on human dentine. **Lasers in Medical Science**, v. 22, n. 3, p. 175-82, 2007.

ESTEVES-OLIVEIRA, M.; GUGLIELMI, C. A.; RAMALHO, K. M.; ARANA-CHAVEZ, V. E.; EDUARDO, C. P. Comparison of dentin root canal permeability and morphology after irradiation with Nd: YAG, Er: YAG, and diode lasers. **Lasers in medical science**, v. 25, n. 5, p. 755-760, 2010.

FARIA, M. I. A.; SOUSA-NETO, M. D.; SOUZA-GABRIEL, A. E.; ALFREDO, E.; ROMEO, U.; SILVA-SOUSA, Y. T. C. Effects of 980-nm diode laser on the ultrastructure and fracture resistance of dentine. **Lasers in medical science**, v. 28, n. 1, p. 275-280, 2012.

FARIA, M. I. A.; SOUZA-GABRIEL, A. E.; ALFREDO, E.; MESSIAS, D. C. F.; SILVA-SOUSA, Y. T. C. Apical microleakage and SEM analysis of dentin surface after 980 nm diode laser irradiation. **Brazilian dental journal**, v. 22, n. 5, p. 382-387, 2011.

FEHR, F. R.; ÖSTBY, B. N. Effect of EDTAC and sulfuric acid on root canal dentine. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol**, v. 16, n. 2, p. 199-205, 1963.

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 out test design. **Journal of Endodontics**, v. 33, p. 856-858, 2007.

FRANZEN, R.; GUTKNECHT, N.; FALKEN, S.; HEUSSEN, N.; MEISTER, J. Bactericidal effect of a Nd: YAG laser on Enterococcus faecalis at pulse durations of 15 and 25 ms in dentine depths of 500 and 1,000µm. **Lasers in medical science**, v. 26, n. 1, p. 95-101, 2011.

GEORGE, R.; WALSH, L. J. Performance assessment of novel side firing safe tips for endodontic applications. **Journal of biomedical optics**, v. 16, n. 4, p. 048004-048004-6, 2011.

GHARIB, S. R.; TORDIK, P. A.; IMAMURA, G. M.; BAGINSKI, T. A.; GOODELL, G. G. A confocal laser scanning microscope investigation of the Epiphany obturation system. **J Endod**, v. 33, n. 8, p. 957–961, 2007.

GIANNASTASIO, D. F. G. **Áreas de desgaste em pré-molares superiores com três raízes mediante o emprego das técnicas manual, rotatória e reciprocante: avaliação do preparo apical por microtomografia computadorizada**. Porto Alegre: Tese de Mestrado [Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul – Faculdade de Odontologia], 2014.

HMUD, R.; KAHLER, W. A.; GEORGE, R.; WALSH, L. J. Cavitational effects in aqueous endodontic irrigants generated by near-infrared lasers. **Journal of endodontics**, v. 36, n. 2, p. 275-278, 2010.

HMUD, R.; KAHLER, W. A.; WALSH, L. J. Temperature changes accompanying near infrared diode laser endodontic treatment of wet canals. **Journal of endodontics**, v. 36, n. 5, p. 908-911, 2010a.

HSU, T. T.; YEH, C. H.; KAO, C. T.; CHEN, Y. W.; HUANG, T. H.; YANG, J. J.; SHIE, M. Y. Antibacterial and Odontogenesis Efficacy of Mineral Trioxide Aggregate Combined with CO 2 Laser Treatment. **Journal of endodontics**, v. 4, n. 7, p. 1073-1080, 2015.

HUIXIA, H.; HINHUA, Y.; YUANXIONG, S. M.; SHOUCHANG, L.; HONGCHEN, L.; LUCHUAN, L. Thermal and morphological effects of the pulsed Nd: YAG laser on root canal surfaces. **Photomedicineand laser surgery**, v. 27, n. 2, p. 235-240, 2009.

JORDÃO, M. C. **Efeito da irradiação do laser de CO2 e Nd: YAG sobre dentina e esmalte hígidos e erodidos quando submetidos a ciclagem erosiva *in vitro***. Bauru: Tese de Doutorado [Universidade de São Paulo -Faculdade de Odontologia de Bauru], 2011.

KOECHNER, W. Solid-State Laser Engineering, **Springer Series I Optical Science**, p. 507, 1965.

KOECHNER, W. Thermal effect in laser rods. **Solid-State Laser Engineering**, p. 365-382, 1976.

KOK, D. **Comportamento dos cimentos AH Plus e MTA Fillapex nos túbulos dentinários após tratamento e posterior retratamento endodôntico através da microscopia confocal a laser**. Porto Alegre: Trabalho de Conclusão de Curso [Universidade Federal do Rio Grande do Sul – Faculdade de Odontologia], 2013.

LEONARDO, M. R.; DE-TOLEDO-LEONARDO, R. Tratamento de Canais Radiculares: Avanços Tecnológicos de uma Endodontia Minimamente Invasiva e Reparadora. **Artes Médicas**, 2012.

MACARI, S.; GONÇALVES, M.; NONAKA, T.; SANTOS, J. M. Scanning electron microscopy evaluation of the interface of three adhesive systems. **Brazilian dental journal**, v. 13, n. 1, p. 33-38, 2002.

MANEESHA, D.; KUMAR, G. A.; RAMESH, S.; GARAPATI, S., SHARMA, D. An *in vitro* evaluation of microtensile bond strength of resin-based sealer with dentin treated with diode and Nd: YAG laser. **J Contemp Dent Pract**, v. 14, p. 183-187, 2013.

MARCHESAN, M. A.; BRUGNERA-JÚNIOR, A.; OZÓRIO, J. E.; PÉCORA, J. D.; SOUSA-NETO, M. D. Effect of 980-nanometer diode laser on root canal permeability after dentin treatment with different chemical solutions. **Journal of endodontics**, v. 34, n. 6, p. 721-724, 2008.

MARION, J. J.; BATISTA, D. M.; MURATA, S. S.; SOUZA, V. D.; HOLLAND, R. Fatores que favorecem a obturação tridimensional e hermética do sistema de canais radiculares. **Dent. press endod**, v. 4, n. 1, p. 26-33, 2014.

MARTIN, G.; AZEREDO, R. A. Análise do preparo de canais radiculares utilizando-se a diafanização. **Rev Odontol UNESP**, v. 43, n. 2, p. 111-118, 2014.

MCCOMB, D.; SMITH, D.C.A preliminary scanning electron microscopic study of root canal after endodontic procedures. **J Endodontics**, v. 1, n. 7, p. 238-242, 1975.

MEIRE, M. A.; COENYE, T.; NELIS, H. J.; DE-MOOR, R. J. *In vitro* inactivation of endodontic pathogens with Nd: YAG and Er: YAG lasers. **Lasers in medical science**, v. 27, n. 4, p. 695-701, 2012.

MICHIELS, R.; VERGAUWEN, T. E. M.; MAVRIDOU, A.; MEIRE, M.; BRUYNE, M.; DE-MOOR, R. J. G. Investigation of coronal leakage of root fillings after smear-layer removal with EDTA or Nd: YAG lasing through capillary-flow porometry. **Photomedicine and laser surgery**, v. 28, s. 0, s.43-s50, 2010.

MOODNIK, R.M.; DORN, S.O.; FELDMAN, M.J.; LEVEY, M.; BORDEN, B.G. Efficacy of biomechanical instrumentation: a scanning electron microscopic study. **J Endodontics**, v. 2, n. 9, p. 261-266, 1976.

MOURA, A. A. M.; MOURA-NETTO, C.; BARLETTA, F. B.; VIEIRA-JÚNIOR, N. D.; PAULA-EDUARDO, C. Morphological assessment of dentine and cementum following apicectomy with Zekrya burs and Er: YAG laser associated with direct and indirect Nd: YAG laser irradiation. **Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology**, v. 109, n. 4, e77-e82, 2010.

OLIVEIRA, D.; PEDRO, F. L. M.; BORGES, A. H.; NETO, I. M.; PÉCORA, J. D.; CRUZ-FILHO, A. M. Avaliação do efeito do EDTA, CDTA e EGTA sobre a microdureza da dentina radicular humana. Estudo in vitro. **Revista Odontológica do Brasil Central**, v. 19, n. 49, p. 151-154, 2010.

OLIVEIRA, S. H. G.; SILVA, G. O.; CARDOSO, F. G. D. R.; VASCONCELOS, R. A. D.; XAVIER, A. C. C. Evaluation of apical leakage in root canals filled with different sealers. **Braz. dent.sci**, v. 15, n. 3, p. 32-37, 2012.

ÖSTBY, N. B. Chelation in root canal therapy. Ethylenediamine tetra-acetic acid for leasing and widening of root canals.**Odont.Tidskrift,** v. 65, p. 3-11, 1957.

PANE, E. S.; PALAMARA, J. E. A.; MESSER, H. H. Critical evaluation of the push-out test for root canal filling materials. **Journal of endodontics**, v. 39, n. 5, p. 669-673, 2013.

PASSOS, W. G.; TORRES, H. R.; OLIVEIRA, P. A.; CASTRO-SILVA, I. I. Tratamento endodôntico simultâneo de molares com sistema Reciproc®: relato de caso. **Jornal de Odontologia da FACIT**, v. 2, n. 1, p. 3-8, 2015.

PEDREIRA, A. A.; SÁ, M.; MEDRADO, A. P. O uso da terapia laser de baixa intensidade após exodontia de terceiros molares: revisão de literatura. **Revista Bahiana de Odontologia**, v. 4, n. 1, p. 37-45, 2013.

PEROCHENA, A. E. C. **Efeito das nanopartículas de quitosana e da variação da concentração, temperatura e pH do hipoclorito de sódio sobre biofilmes orais formados *in situ***. Bauru: Tese de Doutorado [Universidade de São Paulo – Faculdade de Odontologia de Baruru], 2015.

PIRNAT, S.; LUKAC, M.; IHAN, A. Study of the direct bactericidal effect of Nd: YAG and diode laser parameters used in endodontics on pigmented and non pigmented bacteria. **Lasers in medical science**, v. 26, n. 6, p. 755-761, 2011.

PRETEL, H.; BEZZON, F.; FALEIROS, F. B. C.; DAMETTO, F. R.; VAZ, L. G. Comparação entre soluções irrigadoras na endodontia: clorexidina x hipoclorito de sódio. **Revista Gaúcha Odontol.**, v. 59, s. 0, s127-s132, 2011.

REDDY, N.; REDDY, S.; REDDY, M.; PASARI, S.; SWATHI, A.; ADMALA, S. R. Comparative Evaluation of Root Canal Dentin on Efficacy of Smear Layer Removal with Nd: YAG Laser and EDTA after Rotary Instrumentation–SEM Study. **Dent**, v. 3, n. 2, 44-48, 2013.

REIS, P. R. B.; LAGE-MARQUES, J. L.; HABITANTE, S. M.; ROSA, L. C. L.; MEDEIROS, J. M. F. Avaliação *in vitro* da capacidade de corte e deformação de limas rotatórias de níquel-titânio. **Clínica e Pesquisa em Odontologia-UNITAU**, v. 3, n. 1, p. 19-27, 2011.

RESENDE, L. M.; RACHED-JÚNIOR, F. J.; VERSIANI, M. A.; SOUZA-GABRIEL, A. E.; MIRANDA, C. E.; SILVA-SOUSA, Y. T.; SOUSA NETO, M. D. A comparative study of physicochemical properties of AH Plus, Epiphany, and Epiphany SE root canal sealers. **International Endodontic Journal**, v. 42, n. 9, p. 785-793, 2009.

RIBEIRO, E. C.; SANTOS, M.; SIQUEIRA, E. L.; NICOLETTI, M. A. O hipoclorito de sódio na Endodontia. **Brazilian Journal of Health**, v. 1, n. 1, p. 54-62, 2010.

RODRIGUES, C. D.; FREIRE, A. M.; BARBOSA, S. V. Anatomia interna da raiz mésio-vestibular dos primeiros e segundos molares permanentes superiores. **Revista Odontológica do Brasil Central**, v. 20, n. 52, p. 31-35, 2011.

ROTHBARTH, C. P.; PESSOA, O. F. Resistência à fadiga flexural de instrumentos rotatórios de níquel-titânio de diferentes características geométricas antes e após o uso. **Rev Odontol UNESP**, v. 39, n. 2, p. 89-94, 2010.

SAĞLAM, B. C.; KOÇAK, M. M.; KOÇAK, S.; TÜRKER, S. A.; ARSLAN, D. Comparison of Nd: YAG and Diode Laser Irradiation During Intracoronal Bleaching with Sodium Perborate: Color and Raman Spectroscopy Analysis. **Photomedicine and laser surgery**, v. 33, n. 2, p. 77-81, 2015.

SAHAR-HELFT, S.; SARP, A. S. K.; STABHOLTZ, A.; GUTKIN, V.; REDENSKI, I.; STEINBERG, D. Comparison of Positive-Pressure, Passive Ultrasonic, and Laser-Activated Irrigations on Smear-Layer Removal from the Root Canal Surface. **Photomedicine and laser surgery**, v. 33, n. 3, p. 129-135, 2015.

SCHÄFER, E.; ERLER, M.; DAMMASCHKE, T. Comparative study on the shaping ability and cleaning efficiency of rotary Mtwo instruments. Part 2. Cleaning effectiveness and shaping ability in severely curved root canals of extracted teeth. **International endodontic journal**, v. 39, n. 3, p. 203-212, 2006.

SCHÄFER, E.; BERING, N.; BÜRKLEIN, S. Selected physicochemical properties of AH Plus, EndoREZ and RealSeal SE root canal sealers. **Odontology**, v. 103, n. 1, p. 61-65, 2015.

SCHILDER, H. Cleaning and shaping the root canal. **Dent Clin North Am**, v. 18, p. 269-296, 1974.

SEMAAN, F.S.; FAGUNDES, F. S.; HARAGUSHIKU, G.; LEONARDI, D. P.; BARATTO FILHO, F. Endodontia mecanizada: a evolução dos sistemas rotatórios contínuos:[revisão]. ***RSBO (Impr.)***, v. *6*,n. 3, p. 297-309, 2009.

SHAHRIARI, S.; ABEDI, H.; HASHEMI, M.; JALALZADEH, S. M. Comparison of removed dentin thickness with hand and rotary instruments. **Iranian endodontic journal**, v. 4, n. 2, p. 69-73, 2009.

SILVA, A. C. V.; OLIVEIRA, S. V. **Irrigação Ultrassônica Passiva no Sistema de Canais Radiculares.** Pindamonhangaba: Monografia [Fundação Universitária Vida Cristã - Faculdade de Pindamonhangaba], 2015.

SIQUEIRA, M. B. L. D.; LÚCIO, P. S. C.; GODOY, G. P.; VASCONCELOS-CATÃO, M. H. C. A terapia com laser em especialidades odontológicas. **Revista Cubana de Estomatología**, v. 52, n. 2, p. 143-149, 2015.

SOUSA-NETO M. D.; SILVA COELHO F. I.; MARCHESAN M. A.; ALFREDO E.; SILVA-SOUSA Y. T. Ex vivo study of the adhesion of an epoxy-based sealer to human dentine submitted to irradiation with Er:YAG and Nd:YAG lasers. **International Endodontic Journal**, v. 38, n. 12, p. 866-70, 2005.

SOUSA-NETO, M. D.; JÚNIOR, F. A. R.; GARIBA-SILVA, R.; PÉCORA, J. D.; SILVA-SOUSA, Y. T. C. Avaliação da adesividade à dentina do cimento AH Plus e Epiphany associados aos cones de resilon e guta-percha. **Revista Odontológica do Brasil Central**, v. 17, n. 43, p. 22-31, 2008.

SOUSA-NETO, M. D.; MARCHESAN, M. A.; PÉCORA, J. D.; JÚNIOR, A. B.; SILVA-SOUSA, Y. T.; SAQUY, P. C. Effect of Er: YAG laser onadhesionof root canal sealers. **Journal of endodontics**, v. 28, n. 3, p. 185-187, 2002.

SOUZA, N. C. **Pinos anatômicos cimentados com agentes resinosos em diferentes comprimentos radiculares: estudo da interface e da resistência de união.** Porto Alegre: Tese de Doutorado [Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul – Faculdade de Odontologia], 2015.

TAGGER, M.; TAGGER, E.; TJAN, A. H.; BAKLAND, L. K. Measurement of adhesion of endodontic sealers to dentin. **Journal of Endodontics**, v. 28, p. 351–354, 2002.

TAGGER, M.; TAGGER, E.; TJAN, A. H.; BAKLAND, L. K. Shearing bond strength of endodontic sealers to gutta-percha. **Journal of endodontics**, v. 29, n. 3, p. 191-193, 2003.

TODEA, C.; BALABUC, C.; SINESCU, C.; FILIP, L.; KEREZSI, C.; CALNICEANU, M.;PODOLEANU, A. G. En face optical coherence tomography investigation of apical microleakage after laser-assisted endodontic treatment. **Lasers in medical science**, v. 25, n. 5, p. 629-639, 2010.

VERSIANI, M. A.; PÉCORA, J. D.; SOUSA-NETO, M. D. Flat-oval root canal preparation with Self-Adjusting File instrument: a micro–computed tomography study. **Journal of endodontics**, v. 37, n. 7, p. 1002-1007, 2011 a.

VERSIANI, M. A.; PÉCORA, J. D.; SOUSA-NETO, M. D. The anatomy of two-rooted mandibular canines determined using micro-computed tomography. **International endodontic journal**, v. 44, n. 7, p. 682-687, 2011 b.

VERSIANI, M. A.; SOUSA-NETO, M. D.; PÉCORA, J. D. Pulp pathosis in inlayed teeth of the ancient Mayas: a microcomputed tomography study. **International endodontic journal**, v. 44, n. 11, p. 1000-1004, 2011.

VERTUCCI, F. J. Root canal anatomy of the human permanent teeth.**Oral surgery, oral medicine, oral pathology**, v. 58, n. 5, p. 589-599, 1984.

VERTUCCI, F. J. Root canal morphology and its relationship to endodontic procedures. **Endodontic topics**, v. 10, n. 1, p. 3-29, 2005.

VIAPIANA, R.; SOUSA-NETO, M. D.; SOUZA-GABRIEL, A. E.; ALFREDO, E.; SILVA-SOUSA, Y. T. Microhardness of radicular dentin treated with 980-nm diode laser and different irrigant solutions. **Photomedicine and laser surgery**, v. 30, n. 2, p. 102-106, 2012.

WANG, X.; SUN, Y.; KIMURA, Y.; KINOSHITA, J. I.; ISHIZAKI, N. T.; MATSUMOTO, K. Effects of diode lasers irradiation on smear layer removal from root canal walls and apical leakage after obturation. **Photomedicineand Laser Surgery**, v. 23, p. 575-81, 2005.

WESSEL, L. **Estudo da anatomia dental e configuração dos canais radiculares por meio de tomografia computadorizada de feixe-cônico.** Porto Alegre: Tese de Mestrado [Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul – Faculdade de Odontologia],2015.

YARED, G. **Canal preparation with only one reciprocating instrument without prior hand filing: A new concept**. p.1-8, 2011. Disponível online em www.endodonticcourses.com.

YARED, G. *In vitro* study of the torsional properties of new and used ProFile nickel titanium rotary files. **Journal of endodontics**, v. 30, n. 6, p. 410-412, 2004.

YASUDA, Y.; KAWAMORITA, T.; YAMAGUCHI, H.; SAITO, T. Bactericidal effect of Nd: YAG and Er: YAG lasers in experimentally infected curved root canals. **Photomedicine and laser surgery**, v. 28, s. 2, s75-s78, 2010.

Apêndice

APÊNDICE

Apêndice A. Materiais empregados no estudo, seus fabricantes e suas composições por cada um deles declaradas.

Material	Fabricante	Composição
Condac 37	FGM, Joinvile, SC, Brasil	Gel aquoso de ácido fosfórico a 37%
AH Plus	Dentsply, GmbH, Konstanz, Alemanha	Pasta A: Bisfenol-A resina epóxica, Bisfenol-F resina epóxica,
		Tungstato de Cálcio, Óxido de Zircônio, Sílica, Óxido de Ferro
		Pasta B: Dibenzildiamina, Amidoadamantano, Triciclodecano-diamina,
		Tungstato de Cálcio, Óxido de Zircônio, Sílica, Óleo de Silicone
Coltosol	Coltene, Vigodent S/A Indústria e comércio, Rio de janeiro, RJ, Brasil	Óxido de Zinco, Sulfato de Zinco, Sulfato de Cálcio, Acetato de Polivilina, Mentol e Dibutilftalato
EDTAC	Laboratório de endodontia FORP-USP	Solução de EDTA a 17% (EDTA dissódico, solução de Hidróxido de sódio e água destilada) acrescido de Cetavlon (brometo de Cetiltrimetilamônio)
Hipoclorito de sódio	Laboratório de endodontia FORP-USP	Solução de Hipoclorito de Sódio a 1%
Timol	Laboratório de endodontia FORP-USP	Solução de timol a 0,1%

Anexo

ANEXO

Anexo 1. Documento de aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa.

FACULDADE DE
ODONTOLOGIA DE RIBEIRÃO
PRETO/ FORP/ USP

PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: Efeito da irradiação com lasers de alta potência na adesividade do cimento resinoso àsparedes do interior do canal radicular e análise da interface adesiva.

Pesquisador: Pedro Bastos Cruvinel

Área Temática: Versão: 2

CAAE: 34232414.8.0000.5419

Instituição Proponente: Universidade de São Paulo

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER:
Número do Parecer: 765.132

Data da Relatoria: 25/08/2014

Apresentação do Projeto:

O projeto apresentado cumpre todas as determinações do CEP da FORP e da CONEP. Incluiu todos os documentos necessários. Tem por objetivo analisar 50 caninos humanos, que serão padronizados com o corte de suas coroas e preparo com broca CP Dril. Os dentes
serão instrumentados com o sistema MTwo e então divididos (n=10) de acordo com o tratamento da dentina intrarradicular: grupo 1 - sem tratamento (controle), grupo 2 - laser Nd:YAG, grupo 3 - laser Nd:YAG e carvão mineral, grupo 4 - laser diodo 980nm,
grupo 5 - laser diodo 980nm e carvão mineral. Após isso os dentes serão obturados e restaurados. Serão então cortados com discos diamantados, proporcionando corpos de prova com espessura de 1mm. Será utilizado 1 corpo de prova de cada terço (cervical, médio e apical)para avaliação na microscopia confocal e outro no teste de adesividade (push out de compressão), que também será sibmetido à análise através da microscopia confocal.

Objetivo da Pesquisa:

O objetivo deste estudo será avaliar a adesividade do cimento endodôntico às paredes do canal radicular tratado com diferentes lasers de alta potência e seus efeitos quando aplicados juntamente com fotopotencializador.

Endereço: Avenida do Café s/nº
Bairro: Monte Alegre **CEP:** 14.040-904
UF: SP **Município:** RIBEIRAO PRETO
Telefone: (16)3602-0251 **Fax:** (16)3602-4102 **E-mail:** cep@forp.usp.br

FACULDADE DE
ODONTOLOGIA DE RIBEIRÃO
PRETO/ FORP/ USP

Continuação do Parecer: 765.132

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

Riscos mínimos - trabalho em dentes in vitro.

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

O pesquisador incluiu a descrição do orçamento, solicitada no parecer anterior.

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

Adequados.

Recomendações:

Não há.

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

Protocolo aprovado. Os relatórios (parciais/final) deverão ser encaminhados, utilizando-se da opção "Enviar Notificação" (descrita no Manual "Submeter Notificação", disponível na Central de Suporte – canto superior direito do portal www.saude.gov.br/plataformabrasil).

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

Considerações Finais a critério do CEP:

Conforme deliberado na 170ª R.O. do CEP.

RIBEIRAO PRETO, 26 de Agosto de 2014

Assinado por:
JOSÉ TARCÍSIO LIMA FERREIRA
(Coordenador)

Endereço: Avenida do Café s/nº
Bairro: Monte Alegre **CEP:** 14.040-904
UF: SP **Município:** RIBEIRAO PRETO
Telefone: (16)3602-0251 **Fax:** (16)3602-4102 **E-mail:** cep@forp.usp.br