

PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DO PARANÁ
CENTRO DE CIÊNCIAS BIOLÓGICAS E DA SAÚDE
PROGRAMA DE PÓS GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA
ÁREA DE CONCENTRAÇÃO EM DENTÍSTICA

ANA PAULA GEBERT DE OLIVEIRA FRANCO

**ANÁLISE DE MICROSCOPIA ELETRÔNICA DE VARREDURA DA
INTERFACE ADESIVA DE CIMENTOS RESINOSOS NA CIMENTAÇÃO DE
PINOS INTRARRADICULARES**

CURITIBA

2011

ANA PAULA GEBERT DE OLIVEIRA FRANCO

**ANÁLISE DE MICROSCOPIA ELETRÔNICA DE VARREDURA DA
INTERFACE ADESIVA DE CIMENTOS RESINOSOS NA CIMENTAÇÃO DE
PINOS INTRARRADICULARES**

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia da Pontifícia Universidade Católica do Paraná como parte dos requisitos para obtenção do título de Doutorado em Odontologia – Área de Concentração em Dentística.

Orientador: Prof. Dr. Rui Fernando Mazur

CURITIBA

2011

DEDICO ESTE TRABALHO

Ao meu esposo **José Gustavo**, meus pais **Gerson** e **Kleyde** e irmãos

Adriana, Andréa e Fabiano.

À Elenir, Ezenir, Herlene e Carmem.

Exemplos de sabedoria, dedicação, companheirismo, luta e amor. Agradeço

por estarem sempre presentes e apoiando os desafios da vida.

DEDICO.

Agradecimentos Especiais

À **Deus** pela vida, pelo caminho de oportunidades que tem me possibilitado.

Ao meu orientador **Prof. Dr. Rui Fernando Mazur**, por sua compreensão, atenção, paciência, companheirismo, amizade, pelos ensinamentos transmitidos e apoio na orientação deste trabalho.

À **Prof^a. Dr^a. Mildred Ballin Hecke** por ter proporcionado excelentes oportunidades, por acreditar em meu potencial, por sua qualidade multidisciplinar, carinho, amizade e dedicação.

Ao **Prof. Dr. Sérgio Vieira** por acreditar e lutar na comunidade científica, por sua dedicação ao Curso de Pós-Graduação em Odontologia, por contribuir para minha formação e pelas oportunidades a mim concedidas.

À vocês devo dizer muito obrigado!

Agradecimentos

À **Pontifícia Universidade Católica do Paraná – PUCPR**, pela oportunidade e contribuição para minha formação profissional.

À **Universidade Estadual de Ponta Grossa – UEPG**, nas pessoas de seu Reitor **Prof. Dr. João Carlos Gomes** e **Profa. Dra. Osnara Maria Mongruel Gomes** por estarem sempre ao meu lado, pelo apoio científico por meio da disponibilização de seus laboratórios, sem os quais esse trabalho não poderia ter sido realizado.

À **Coordenação do Aperfeiçoamento do Pessoal de Nível Superior (CAPES)**, pela concessão de bolsa de estudos sanduíche em Portugal.

À coordenação do Curso de Pós-Graduação em Odontologia **Prof. Dr. Sérgio Vieira** por sua competência, dedicação e amizade.

À **Profa. Dra. Evelise Machado de Souza** responsável pela Área de Concentração em Dentística Restauradora pela atenção, dedicação, sabedoria e disponibilidade.

Aos **professores** do Curso de Pós-Graduação em Odontologia – PUCPR, pela clareza de idéias, pela politização, pelos conhecimentos científicos compartilhados e amizade.

Ao **Prof. Dr. Sérgio Aparecido Ignácio** pelo apoio, presteza, dedicação, amizade e conhecimentos e análise estatística deste trabalho.

Aos colegas e **Prof. Dr. Nerildo Luiz Ulbrich, Marcos André Kalabaide Vaz, Hélio Paiva, Paulo Milani, Terezinha Pastre e Gilson Blitzkow Sydney** por seu apoio e amizade.

À **Neide Reis Borges** por sua dedicação na secretaria dos Cursos de Pós-Graduação, competência e amizade.

Às empresas **3M ESPE e FGM** por possibilitar o desenvolvimento deste trabalho por meio da doação de materiais utilizados na parte experimental da tese.

Ao **Banco de Dentes** e ao **Comitê de Ética em Pesquisa da PUCPR** pela doação de dentes e avaliação do projeto que possibilitaram a realização dos experimentos.

Ao **laboratório de Engenharia dos Materiais (UEPG)** pela possibilidade de realização da microscopia eletrônica de varredura na pessoa de **Milton Michael** que tem dividido comigo seus conhecimentos experimentais por vários anos, por sua dedicação, competência e amizade.

Aos amigos e companheiros do Grupo de Pesquisa de Bioengenharia da Universidade Federal do Paraná **Marco Argenta, Vanderson e Bruna**, por seu importante auxílio e pela amizade.

Ao funcionário do Laboratório de Caracterização em Ensaio de Materiais (LACEN) **Jeison Sanders** pela criatividade no desenvolvimento de equipamentos e matrizes, e disponibilidade para a realização dos ensaios mecânicos e ao **Prof. Dr. Paulo César Soares** por permitir a utilização dos laboratórios, pelos conhecimentos e pela amizade.

Aos professores que participaram da banca de qualificação e defesa, **Profª Drª Evelise Machado de Souza, Prof. Dr. Rodrigo Nunes Rached, Prof. Dr. Odilon Guariza, Profª Drª Osnara Maria Mongruel Gomes, Profª Drª Mildred Ballin Hecke** pelas considerações muito valiosas para a melhora deste trabalho.

Aos meus **amigos e companheiros de doutorado** que compartilharam de todos os momentos, pelo apoio, cooperação, convívio e amizade. Agradeço em especial a **Ana Paula Bonilauri Ferreira**, pela amizade, companheirismo e reconhecimento.

Aos meus **amigos**, que me ensinaram o valor imensurável de uma verdadeira amizade.

**... A todos que direta ou indiretamente
contribuíram para o desenvolvimento deste
trabalho.**

SUMÁRIO

Lista de Siglas e Abreviaturas

Lista de Figuras

Lista de Tabelas

1. ARTIGO EM PORTUGUÊS

Página Título.....	13
Resumo.....	14
Palavras-Chave.....	15
Introdução.....	16
Material e Métodos.....	18
Resultados.....	28
Discussão.....	31
Conclusão.....	35
Referências.....	36

2. ARTIGO EM INGLÊS

Title Page.....	42
Abstract.....	43
Key-Words.....	44
Introduction.....	45
Material and Method.....	46
Results.....	53
Discussion.....	53
Conclusion.....	57
References.....	57

3. ANEXOS

Anexo 1- Aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa.....	67
Anexo 2- Material e Métodos.....	69
Anexo 3- Revisão de Literatura.....	87
Anexo 4- Normas para Publicação.....	129
Anexo 5- Análise Estatística.....	133

LISTA DE SIGLAS E ABREVIATURAS

JCE - junção cimento-esmalte

D/C- dentina/cimento resinoso

(G1) - grupo 1

(G2) - grupo 2

(G3) - grupo 3

MEV - microscopia eletrônica de varredura

3D – tri-dimensional

LISTA DE FIGURAS

Fig. 1. Imagem terço médio: a) dentina; b) cimento resinoso; c) pino de fibra de vidro. M: mesial; D: distal.	25
Fig. 2. Esquema representando as imagens realizadas na microscopia eletrônica de varredura. A: réplica da secção do espécime; B: imagem do terço cervical (50 X); C: imagem da região com ausência de fenda na interface dentina-cimento resinoso (500 X); D: imagem da região com presença de fenda na interface dentina-cimento resinoso (500 X); E: imagem da região onde foi realizada a medição da espessura da linha de cimentação (50 X).	26

LISTA DE TABELAS

Tabela 1. Descrição dos materiais utilizados no estudo.....	20
Tabela 2. Valores de média (DP) de fenda (μm) para os cimentos resinosos nos terços radiculares em diferentes períodos.....	28
Tabela 3. Valores de porcentagem de continuidade adesiva (%) para os cimentos resinosos nos terços radiculares em diferentes períodos.....	29
Tabela 4. Valores de média (DP) da espessura de cimento (μm) nos diferentes terços radiculares.....	30

1. ARTIGO EM PORTUGUÊS

**ANÁLISE DE MICROSCOPIA ELETRÔNICA DE VARREDURA DA
INTERFACE ADESIVA DE CIMENTOS RESINOSOS NA CIMENTAÇÃO DE
PINOS INTRARRADICULARES**

APGO Franco¹, RF Mazur²

¹Estudante de Doutorado, Programa de Pós-Graduação em Odontologia,
Pontifícia Universidade Católica do Paraná, Curitiba, Paraná, Brasil.

²Professor Adjunto, Programa de Pós-Graduação em Odontologia, Pontifícia
Universidade Católica do Paraná, Curitiba, Paraná, Brasil.

Endereço do autor de correspondência:

Rua Imaculada Conceição, 1155, CEP.80215-901 – Curitiba – Paraná – Brasil

Fone: +55 (41) 3271-1637 Fax: +55 (41) 3271-1405

Email: ruimazur@gmail.com; rui.mazur@pucpr

Palavras-chave: Pinos de Fibra; Adesão à dentina radicular; Cimentação,
Cimentos de Resina; Microscopia Eletrônica de Varredura.

ANÁLISE DE MICROSCOPIA ELETRÔNICA DE VARREDURA DA INTERFACE ADESIVA DE CIMENTOS RESINOSOS NA CIMENTAÇÃO DE PINOS INTRARRADICULARES

RESUMO

Objetivo: O objetivo desse estudo foi avaliar a presença de fendas entre dentina/cimento e a espessura da linha de cimentação em diferentes terços radiculares, antes e depois da aplicação de uma carga compressiva. **Métodos:** Trinta pré-molares inferiores humanos foram extraídos, tratados endodonticamente e cimentados pinos de fibra de vidro translúcidos (White Post DC1) no interior dos canais com três sistemas de cimentação: G1: Adper Scotchbond Multipurpose e Rely X ARC, G2: Adper Scotchbond Multipurpose e AllCem; G3: Rely X U-100. Quinze dentes não foram submetidos à aplicação de força. A outra metade dos espécimes foi reconstruída coronariamente com resina composta (Filtek Z350), submetidos a uma força compressiva de 220 N a 1 mm/min. Todos os espécimes para MEV foram seccionados longitudinalmente, desidratados e metalizados para observação da interface adesiva dentina-cimento resinoso e da linha de cimentação. As medições das fendas foram realizadas no programa Image Tool 3.0. Os dados foram analisados por ANOVA dois critérios e teste de Games-Howell. ($p < 5\%$). A porcentagem de continuidade adesiva foi analisada pelo teste do Qui-quadrado. **Resultados:** O cimento Rely X U100 apresentou a maior continuidade adesiva e os menores valores de extensão de fendas ($p < 5\%$). O terço cervical apresentou a menor frequência e os menores valores de fendas para todas as amostras ($p < 0,05$). No terço médio o Rely X U100 mostrou os

menores valores de fendas ($p < 0,05$). Não houve diferenças estatisticamente significativas entre as amostras antes ou depois da aplicação de carga compressiva ($p < 0,05$). Não foram encontradas diferenças para a linha de cimentação entre os terços radiculares e os cimentos resinosos ($p < 0,05$).

Conclusão: A continuidade adesiva e as medidas de fendas foram influenciadas pelo tipo de cimento resinoso e pelo terço radicular.

Palavras-chave: Pinos de Fibra; Adesão à dentina radicular; Cimentação, Cimentos de Resina; Microscopia Eletrônica de Varredura.

INTRODUÇÃO

Pinos intrarradiculares têm sido muito utilizados na reconstrução de dentes desvitalizados que sofreram traumatismos e processos cariosos. A principal função dos pinos intrarradiculares é reter a restauração coronária com o objetivo de restabelecer a estrutura dental perdida¹.

O posicionamento do pino endodôntico cria uma estrutura restaurada artificial que preenche o espaço intrarradicular com um material mais rígido que a polpa, o que impossibilita recriar a distribuição de tensões originais do dente². Entretanto, têm sido mostrado que pinos de fibra de vidro aderidos com cimentos resinosos podem reduzir a concentração de tensões na dentina radicular e também a ocorrência de fraturas radiculares^{2,3}.

Adicionalmente os pinos de fibra de vidro possuem um módulo elástico mais próximo ao da dentina, permitindo uma distribuição de forças mais uniforme nas estruturas dentárias que os pinos metálicos³.

Pinos de fibra de vidro podem apresentar estrutura opaca ou translúcida. Os pinos intrarradiculares translúcidos apresentam como vantagem em relação aos opacos a transmissão da luz fotoativadora pelo corpo do pino, atingindo porções mais profundas do canal radicular, facilitando a polimerização do cimento resinoso⁴.

A cimentação adesiva pode reduzir a microinfiltração⁵ e melhorar a retenção dos pinos intra-radiculares⁶. Os cimentos resinosos duais têm apresentado capacidade de adesão por meio da camada híbrida^{7,8}. Estes cimentos apresentam como principal vantagem a associação da cura por meio da fotoativação e da autopolimeização, característica que garante maior

segurança de polimerização principalmente quando são utilizados no interior dos canais radiculares. A maior desvantagem desses sistemas é sua associação com sistemas adesivos que determinam uma maior sensibilidade técnica pelo número de passos que devem ser executados para a obtenção de uma adesão suficiente⁹. Recentemente, foram introduzidos no mercado cimentos auto-adesivos que apresentam uma técnica clínica menos crítica com redução do número de passos. Esses cimentos não necessitam da realização do pré-tratamento dentinário, o que reduz o tempo operatório⁹.

O elevado e desfavorável fator-C do canal radicular, que ocorre devido à presença de grande área de superfície aderida e reduzida área de superfície livre, pode contribuir para maximizar as tensões de polimerização dos materiais à base de resina ao longo das paredes dos canais radiculares^{10,11} e permitir numerosas fendas interfaciais¹⁰.

Pouco se conhece sobre a medição da amplitude das fendas no interior do canal radicular e porcentagem de continuidade adesiva entre dentina/cimento resinoso (D/C). A presença de fendas na interface dentina-cimento e uma pequena porcentagem de continuidade adesiva podem prejudicar a retenção dos pinos no interior dos canais radiculares.

Dessa forma, o objetivo desse estudo foi avaliar a presença de fendas entre D/C e a espessura da linha de cimentação em diferentes terços radiculares, antes e depois da aplicação de uma carga estática funcional. A hipótese nula testada no presente estudo é de que não haverá diferenças significativas entre os cimentos resinosos independente do terço radicular.

MATERIAL E MÉTODOS

1. Preparo dos Espécimes

1.1 Seleção dos Espécimes

Trinta dentes pré-molares inferiores humanos foram selecionados do Banco de dentes da Pontifícia Universidade Católica do Paraná (PUCPR) com aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa da PUCPR sob o número 2797. Os critérios de exclusão foram: presença de curvaturas severas, cáries radiculares, defeitos estruturais de esmalte, tratamento endodôntico prévio. O comprimento médio dos dentes selecionados foi de $22,66 \pm 1,09$ mm.

1.2 Tratamento Endodôntico

Os canais de todos os espécimes foram tratados conforme a técnica coroa-ápice, instrumentados com limas endodônticas de níquel-titânio (Maillefer, Weybridge, Reino Unido), atingindo o diâmetro correspondente ao instrumento memória ISO 40. O limite apical do tratamento endodôntico foi determinado a 1 mm aquém do forame apical. Foram utilizados como agentes de irrigação endodôntica o hipoclorito de sódio 5% e o EDTA 17%. A irrigação final foi realizada com 10 ml de água destilada, e os canais foram secos com pontas de papel absorvente (Dentsply, Petrópolis, RJ, Brasil). Os canais radiculares foram obturados pela técnica de condensação lateral com cones principais de gutta-percha (Dentsply, Petrópolis, RJ, Brasil), cones acessórios de gutta-percha (Dentsply, Petrópolis, RJ, Brasil), e o cimento endodôntico Sealer 26 (Dentsply, Petrópolis, RJ, Brasil). A plastificação e condensação vertical dos cones de gutta-percha foram realizadas pela técnica termoplástica

híbrida (McSpadden; Dentsply Maillefer, Weybridge, Reino Unido). A câmara pulpar foi selada com cimento provisório Coltosol (Vigodent, S/A, Rio de Janeiro, RJ, Brasil). Os espécimes foram armazenados em água destilada e mantidos a 37° C por 7 dias.

1.3 Preparo dos corpos-de-prova para análise da interface adesiva

As superfícies coronárias de cada corpo-de-prova foram seccionadas a 2 mm acima da junção cimento-esmalte (JCE) perpendicular ao seu longo eixo com o disco diamantado de baixa velocidade Isomet 1000 (Buehler, Illinois, EUA) e irrigação de água.

Trinta 30 espécimes foram divididos aleatoriamente em 3 grupos com dez dentes cada:

- Grupo 1 (G1): sistema adesivo Adper Scotchbond Multipurpose + cimento resinoso dual RelyX ARC (3M/ESPE, St. Paul, MN, EUA);
- Grupo 2 (G2): sistema adesivo Adper Scotchbond Multipurpose + cimento resinoso dual AllCem (FGM, Joinville, SC, Brasil);
- Grupo 3 (G3): cimento resinoso dual autoadesivo RelyX U100 (3M/ESPE, St. Paul, MN, EUA).

Os materiais utilizados neste estudo estão dispostos na Tabela 1.

Tabela 1. Descrição dos materiais utilizados no estudo.

Material	Marca Comercial	Composição	Fabricante	Número de série
Pino fibra de vidro	White Post DC 1	Fibra de vidro, resina epóxi, carga inorgânica, silano, promotores de polimerização.	FGM LTDA	060709
Ácido Fosfórico	Cond Ac 37	Ácido fosfórico 35% e espessante.	FGM LTDA	F/L11
Sistema adesivo	Adper Scotchbond Multipurpose	Primer: HEMA e copolímero de ácido polialcenólico. Adesivo: BisGMA e 2-hidroxietilmetacrilato combinados com sistema de iniciação de polimerização (amina).	3M/ESPE	Primer 9CC Adesivo 9RL
Silano	RelyX Ceramic Primer	Solução hidrolisada de fase única.	3M/ESPE	9AB
Cimento resinoso	RelyX ARC	Pasta A: 68% de partículas de carga (zircônia/sílica), pigmentos, amina e sistema fotoiniciador. Pasta B: 67% de carga, peróxido de benzoíla.	3M/ESPE	GX9JK
	AllCem	Pasta Base: TEGDMA, Bis EMA e BisGMA, canforoquinona, coiniciadores, micro-partículas de vidro de bário alumino-silicatos, nanopartículas de dióxido de silício, pigmentos inorgânicos e conservantes. Pasta Catalisadora: Monômeros metacrílicos, peróxido de dibenzoíla, estabilizantes, micropartículas.	FGM LTDA	131107
	RelyX U100	Pasta Base: ésteres ácido fosfórico metacrilato, dimetacrilato de trietilenoglicol, sílica. Pasta Catalisadora: fibra de vidro, dimetacrilato, sílica tratada com silano, p-toluenosulfonato de sódio e hidróxido de cálcio.	3M/ESPE	343485

A guta-percha foi parcialmente removida com calcadores aquecidos (Duflex; SS White, Rio de Janeiro, RJ, Brasil). O canal radicular de cada espécime foi alargado com brocas de baixa rotação (FGM, Joinville, SC, Brasil) fornecidas pelo fabricante do sistema de pinos. A profundidade do preparo intrarradicular foi de 10 mm da JCE, com o diâmetro do espaço para o pino, sendo padronizado para todos os dentes^{12,13}. Após o preparo foi realizada a prova e corte dos pinos White Post DC1 (FGM, Joinville, SC, Brasil). A irrigação final foi realizada com solução de NaOCl 5% e água destilada e posteriormente, secos com pontas de papel absorvente (Dentsply, Petrópolis, RJ, Brasil) para todos os grupos.

Os pinos de fibra de vidro foram limpos com álcool 70% e receberam a aplicação do agente silano Ceramic primer (RelyX, 3M/ESPE, St. Paul, MN, EUA).

Nos Grupos 1 e 2, os canais foram condicionados com ácido fosfórico 37% por 15 segundos, lavados com água destilada por 15 segundos e, em seguida, secos com pontas de papel absorvente. Uma camada de primer Adper Scotchbond Multipurpose (3M/ESPE, St. Paul, MN, EUA) foi aplicada no interior do canal radicular, levemente seco com ar por 5 segundos. Em seguida, foram aplicadas duas camadas de adesivo Adper Scotchbond Multipurpose (3M/ESPE, St. Paul, MN, EUA) por meio de uma ponta aplicadora específica para canais radiculares (Points SDI Limited, Cologne, Alemanha). O excesso de adesivo foi removido utilizando pontas de papel absorvente e fotoativado por 10 segundos (Optilux Demetron 500, Kerr, Danbury, EUA). Os cimentos foram aplicados com a seringa Centrix (DFL, Rio de Janeiro, RJ, Brasil) no interior do

canal radicular. O pino de fibra de vidro translúcido foi posicionado no interior do canal radicular e estabilizado por 3 minutos com pressão digital. O cimento resinoso foi fotoativado através do pino por 40 segundos (Optilux Demetron 500, Kerr, Danbury, EUA).

No Grupo 3 foi utilizado o cimento resinoso RelyX U100 (3M/ESPE, St. Paul, MN, EUA). As paredes dos canais radiculares foram lavadas com água destilada e levemente secas com pontas de papel absorvente. O cimento resinoso foi aplicado no interior dos canais radiculares com a seringa Centrix. Após o posicionamento do pino no interior do canal radicular, este foi estabilizado por 3 minutos com pressão digital e o cimento resinoso foi fotoativado por 40 segundos (Optilux Demetron 500, Kerr, Danbury, EUA).

Todas as amostras foram armazenadas por 24 horas em água destilada a 37°C.

Para a realização da análise da interface adesiva entre D/C somente a metade dos espécimes foi utilizada. Os outros espécimes foram submetidos ao teste de carga compressiva.

1.4 Preparo dos espécimes sem aplicação de carga

Para avaliar a interface D/C, as porções apicais dos espécimes foram removidas. Em seguida, os espécimes foram seccionados longitudinalmente com disco diamantado em baixa velocidade Isomet 1000 (Buehler, Illinois, EUA) e sob irrigação constante. As seções foram polidas com lixas de silício de granulação 600, 800, 1000, 1200 (Norton Saint Gobain, Rio de Janeiro, RJ, Brasil) sob água corrente. Os espécimes foram levados ao ultrassom (DabiAtlante, Ribeirão Preto, SP, Brasil) por 10 minutos para remoção dos

resíduos. Posteriormente, foram realizadas impressões com silicone por adição (Adhesil, Vigodent S/A, Rio de Janeiro, RJ, Brasil) das superfícies dentais para a obtenção das réplicas de resina epóxica (Alpha Resiqualy, Curitiba, PR, Brasil), com a finalidade de serem observadas em MEV.

1.5 Preparo dos espécimes submetidos à carga compressiva

Os espécimes foram incluídos em anéis de PVC (20 mm de diâmetro e 14 mm de altura), com resina acrílica (Jet, Clássico, São Paulo, SP, Brasil) até a JCE.

Para simular a presença do ligamento periodontal dos espécimes a serem testados, uma fina camada da pasta fluida do silicone por adição (Adhesil, Vigodent S/A, Rio de Janeiro, RJ, Brasil) foi aplicada nas raízes.

Para a realização dos preparos cervicais da porção coronária do remanescente dental foram utilizadas pontas diamantadas 1014, 4138, 4138 F e 4138 FF (KG Sorensen, São Paulo, SP, Brasil). Em todas as amostras foram confeccionados preparos para coroa total com 1 mm de espessura e 2 mm de altura.

Para a obtenção da porção coronária do núcleo, foi confeccionado um molde de acetato padrão com auxílio do plastificador à vácuo Nite White (Nite White, Coulver City, CA, EUA) com a forma anatômica da coroa de pré-molar inferior.

Para a restauração da coroa, o remanescente dental foi condicionado com ácido fosfórico 37% (Cond Ac 37, FGM, Joinville, SC, Brasil) por 15 segundos, lavado com água por 15 segundos e seco com papel absorvente. Em seguida, com a dentina úmida, uma camada de primer foi aplicada e 20

segundos após, foram aplicadas duas camadas do adesivo Adper Scotchbond Multipurpose (3M/ESPE, St. Paul, MN, EUA). A superfície foi polimerizada por 20 segundos com lâmpada halógena (Optilux Demetron 500, Kerr, Danbury, EUA). Foram aplicadas camadas de 2 mm de espessura de resina composta (Filtek Z350; 3M/ESPE, St. Paul, MN, EUA) ao redor do pino pré-fabricado e fotoativadas por 20 segundos cada. Para obter a forma de coroa, o molde de acetato foi preenchido com resina composta e fotoativado por 40 segundos. Após a polimerização, os moldes de acetato foram removidos.

Os espécimes foram submetidos ao teste de compressão na máquina universal de ensaios (EMIC, São José dos Pinhais, PR, Brasil) com um dispositivo para padronizar a inclinação do espécime na base do equipamento. Uma força de 220 N foi aplicada a 135° na vertente triturante vestibular dos pré-molares inferiores com velocidade de 1 mm/min^{14,15}.

Após 24 horas de armazenamento em água destilada a 37°C, os espécimes foram submetidos aos mesmos procedimentos para a obtenção das réplicas de resina epóxica para análise da interface adesiva D/C.

1.6 Preparo dos espécimes para o MEV e obtenção dos valores das medidas para linha de cimentação e interface adesiva

As réplicas foram montadas no suporte metálico, metalizadas com liga de ouro e observadas em MEV (Shimadzu, modelo SSX-550, Shimadzu, Kyoto, Japão). Foram realizadas imagens das interfaces adesivas entre dentinamento-pino obtidas a partir dos terços cervical, médio e apical nas regiões mesial e distal ao pino (Fig.1).

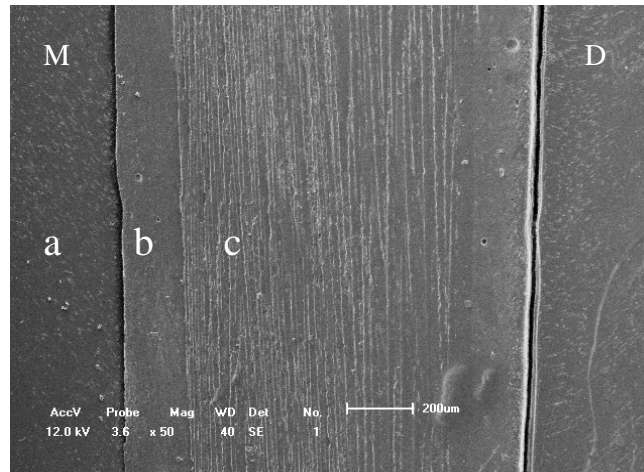


Fig 1. Imagem terço médio: a) dentina; b) cimento resinoso; c) pino de fibra de vidro. M: mesial; D: distal.

Primeiramente foi obtida uma imagem de cada terço radicular do espécime com aumento de 50X (Fig. 2B). Cada imagem permitiu avaliar a continuidade adesiva ou a presença de fendas e a espessura da linha de cimentação (Fig. 2 E).

Posteriormente, selecionou-se a área mais representativa do terço radicular do espécime para ambas as faces (Mesial e Distal) e obteve-se outra imagem de maior aumento (500x). Esta segunda imagem pode confirmar a presença ou não de fenda (Fig. 2C, 2D). Para ambas as medições foi utilizado o Programa Image Tool versão 3.0, onde as medidas foram executadas pela calibração das medições espaciais de acordo com a escala numérica determinada no MEV.

Para mensuração da linha de espessura do cimento foi determinada a região média de cada imagem, considerando-se o espaço entre a dentina e o pino intrarradicular, região referente à linha de cimentação.

Para a avaliação das fendas foi realizada a mensuração da maior amplitude em cada terço radicular. Esta imagem foi dividida em três partes iguais, onde foram realizadas 3 medições em cada região.

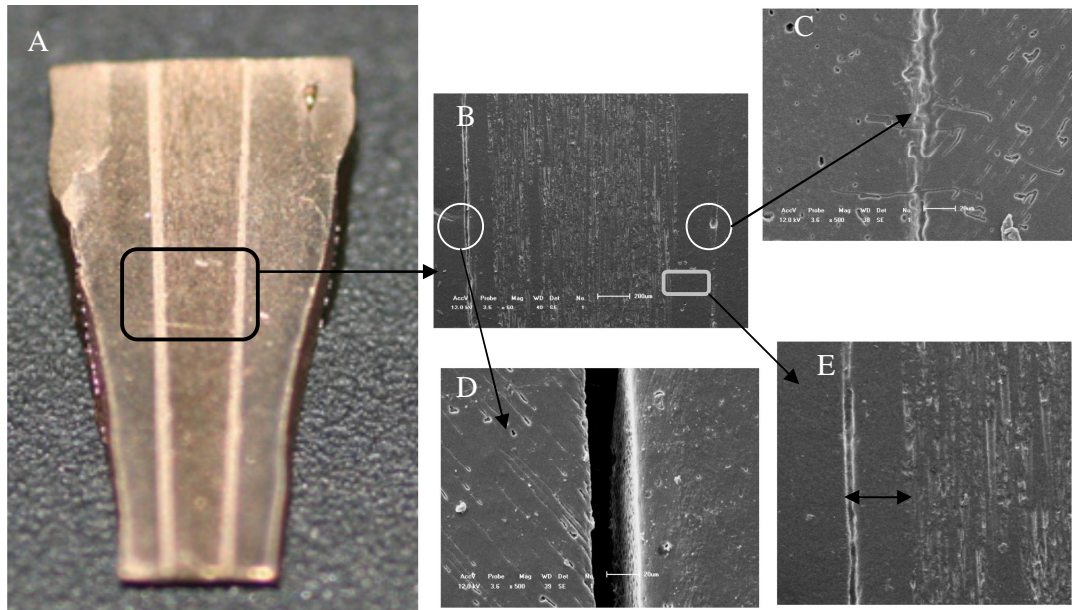


Fig. 2. Esquema representando as imagens realizadas na microscopia eletrônica de varredura. A: réplica da secção do espécime; B: imagem do terço cervical (50 X); C: imagem da região com ausência de fenda na interface dentina-cimento resinoso (500 X); D: imagem da região com presença de fenda na interface dentina-cimento resinoso (500 X); E: imagem da região onde foi realizada a medição da espessura da linha de cimentação (50 X).

ANÁLISE ESTATÍSTICA

Análise dos dentes

Para verificar a homogeneidade do comprimento dos dentes, o teste de Kolmogorov Smirnov foi realizado ($p < 0,05$) obtendo-se um valor médio de $22,66 \pm 1,09$ mm.

Análise das Interfaces adesivas entre dentina/cimento

Para a análise das medidas das fendas em diferentes terços radiculares com diferentes cimentos resinosos foi realizado o teste de homogeneidade de Levene, ANOVA modelo fatorial completo a dois critérios ($p < 0,05$). Uma vez que as variâncias se apresentaram heterogêneas, foi aplicado o teste de múltiplas comparações de Games-Howell ($p < 0,05$).

Para avaliação da porcentagem de continuidade adesiva, foi utilizado o teste de Qui-quadrado ($p < 0,05$).

Análise da da espessura da linha de cimentação

Para a análise da espessura da linha de cimentação foi realizado o teste de homogeneidade de Levene, ANOVA a dois critérios ($p < 0,05$). Uma vez que as variâncias se apresentaram heterogêneas, foi aplicado o teste de múltiplas comparações de Games-Howell ($p < 0,05$).

RESULTADOS

A análise ANOVA revelou que não houve diferença estatística entre os espécimes submetidos e não submetidos à carga compressiva ($p < 0,05$).

Quando foram realizadas as comparações entre os cimentos nos terços radiculares para os antes e após a aplicação da carga, o cimento resinoso autoadesivo RelyX U100 apresentou os menores valores de fenda no terço cervical depois da aplicação da carga compressiva ($2,06 \pm 4,49 \mu\text{m}$) e o cimento resinoso dual RelyX ARC no terço médio depois da aplicação da carga compressiva apresentou os maiores valores ($17,18 \pm 14,95 \mu\text{m}$) ($p < 0,05$) (Tabela 2).

Na avaliação dos valores de fendas dos espécimes que não foram submetidos à carga, os cimentos resinosos RelyX U100 e RelyX ARC não apresentaram diferenças significativas entre os terços radiculares. O cimento AllCem apresentou diferenças entre os terços cervical e médio, cervical e apical. Os terços médio e apical não apresentaram diferenças significativas.

Tabela 2. Valores de média (DP) de fenda (μm) para os cimentos resinosos nos terços radiculares em diferentes períodos.

Períodos/ Cimentos	Terços Radiculares					
	Cervical		Médio		Apical	
	Antes (μm)	Depois (μm)	Antes (μm)	Depois (μm)	Antes (μm)	Depois (μm)
RelyX ARC	8,38(11,17) ^A	5,57(7,29) ^B	11,92(8,44) ^B	17,18(14,95) ^B	12,02(11,98) ^A	14,79(18,74) ^B
AllCem	6,44(9,11) ^A	9,44(21,28) ^B	11,56(15,03) ^B	11,67(10,48) ^C	11,15(14,56) ^A	16,35(16,36) ^B
RelyX U100	4,64(8,17) ^A	2,06 (4,49) ^A	7,08(9,11) ^A	4,58(7,35) ^A	8,19(13,10) ^A	7,47(7,68) ^A

Letras maiúsculas distintas na mesma coluna indicam diferenças significativas ($p < 0,05$).

O cimento resinoso dual autoadesivo RelyX U100 no terço cervical depois da aplicação da carga compressiva, apresentou os maiores valores de porcentagem continuidade adesiva (80%) e o RelyX ARC no terço médio antes

da aplicação da carga compressiva apresentou os menores valores (20%) (Tabela 3).

A análise das porcentagens de continuidade adesiva para espécimes antes da aplicação da carga mostrou que não houve diferenças significativas entre os terços radiculares para o cimento RelyX U100. Para o cimento RelyX ARC o terço médio apresentou diferenças significativas dos terços cervical e apical, os quais não foram diferentes entre si. O cimento AllCem demonstrou diferenças entre os terços cervical e apical, o terço médio não apresentou diferenças significativas quando comparado aos outros terços radiculares.

Na análise dos espécimes depois da aplicação de carga, observou-se diferenças significativas entre os terços apical e médio, apical e cervical para o cimento RelyX U100. Os terços cervical e médio não apresentaram diferenças significativas. Para o cimento RelyX ARC foram observadas diferenças significativas entre os terços cervical e médio, médio e apical. Os terços cervical e apical não diferiram entre si. Para o cimento AllCem o terço cervical diferiu significativamente dos terços médio e apical, que não demonstraram diferenças entre si.

A aplicação de força não influenciou nos valores médios de fenda e nem na porcentagem de continuidade adesiva.

Tabela 3. Valores de porcentagem de continuidade adesiva (%) para os cimentos resinosos nos terços radiculares em diferentes períodos.

Períodos/ Cimentos	Terços Radiculares					
	Cervical		Médio		Apical	
	Antes (%)	Depois (%)	Antes (%)	Depois (%)	Antes (%)	Depois (%)
RelyX ARC	55 ^A	60 ^B	20 ^B	25 ^B	50 ^B	50 ^A
AllCem	60 ^A	75 ^{AB}	45 ^A	35 ^B	40 ^{AB}	40 ^A
RelyX U100	65 ^A	80 ^A	55 ^A	65 ^A	60 ^A	45 ^A

Letras maiúsculas distintas na mesma coluna indicam diferenças significativas ($p < 0,05$).

Não foram encontradas diferenças significativas para a espessura de película entre os cimentos e terços radiculares (Tabela 4) ($p < 0,05$).

Tabela 4. Valores de média (DP) da espessura de cimento (μm) nos diferentes terços radiculares.

Cimentos	Terços Radiculares		
	Cervical (μm)	Médio (μm)	Apical (μm)
RelyX ARC	214,38(120,18) ^{A,a}	172,88(77,16) ^{A,a}	193,92(68,74) ^{A,a}
AllCem	223,29(131,48) ^{A,a}	208,99(92,95) ^{A,a}	194,99(73,02) ^{A,a}
RelyX U100	197,06(88,03) ^{A,a}	228,13(89,18) ^{A,a}	240,63(79,02) ^{A,a}

Letras maiúsculas distintas na mesma coluna indicam diferenças significativas ($p < 0,05$).

Letras minúsculas distintas na mesma linha indicam diferenças significativas ($p < 0,05$).

DISCUSSÃO

A hipótese nula proposta para este estudo foi parcialmente aceita considerando-se a espessura de cimento e parcialmente rejeitada na avaliação das fendas, pois nesse caso foram observadas diferenças entre os cimentos resinosos e o terços radiculares. Os resultados dos valores das fendas encontrados na interface D/C sugerem que a adesão foi melhor no terço cervical. Este achado está de acordo com o estudo de Bonfante et al.¹⁶. O comportamento menos favorável foi encontrado no terço médio e apical, podendo ser explicado pela maior dificuldade de acesso nas diferentes profundidades do canal radicular¹⁷.

Além do acesso inadequado às porções profundas do canal radicular, existem outros desafios clínicos da adesão à dentina intrarradicular, como as características histológicas peculiares da dentina radicular¹³, a densidade e orientação dos túbulos dentinários¹⁸, a presença de smear layer endodôntica¹⁹, o controle de umidade no interior do canal radicular²⁰; a sensibilidade técnica na aplicação dos sistemas adesivos²¹ e a contração de polimerização (fator-C)¹⁷.

A contração que ocorre durante a polimerização dos materiais resinosos é de aproximadamente 1,5-5%, resultando no desenvolvimento de tensões internas²². As tensões são transferidas à interface na forma de forças de tração²³, e quanto maior a contração da área a ser preenchida maiores serão as magnitudes das tensões resultantes. As fendas encontradas neste estudo são resultado das forças de contração de polimerização que excedem a resistência adesiva do sistema de cimentação à dentina radicular^{17,10,16}.

Alguns fatores influenciam a quantidade de tensão gerada durante a contração de polimerização, tais como tamanho, quantidade e forma das partículas de carga que compõem o polímero²⁴; módulo de elasticidade²⁵; volume de material; taxa de polimerização e tempo de permanência na fase pré-gel²⁶; coeficiente de contração térmica do material.

Apesar da observação de fendas na interface adesiva entre D/C, existem áreas onde a integridade da interface é mantida. Essa integridade pode ser medida por meio da porcentagem de continuidade adesiva entre D/C. No presente estudo, a porcentagem de continuidade adesiva entre D/C foi dependente do cimento resinoso utilizado e do terço radicular. Considerando a elevada porcentagem de continuidade da interface e os menores valores médios de fendas encontrados para o Rely X U100, sugere-se que este cimento resinoso apresenta melhor adesão no interior do canal radicular do que os outros cimentos resinosos duais convencionais investigados nesse estudo. O maior valor encontrado foi de 80% para o Rely X U100 no terço cervical depois da aplicação de carga, discordando com os estudos de Bonfante et al.¹⁶ que obtiveram um valor máximo de 30% de continuidade adesiva para todos os grupos de cimentos resinosos estudados. Este reduzido valor de porcentagem pode ter sido encontrado devido ao pequeno número de espécimes avaliados em seu estudo. Todos os cimentos resinosos utilizados no presente estudo apresentaram maiores valores de porcentagem de continuidade adesiva para o terço cervical. Esses resultados estão de acordo com os resultados de Radovic et al.⁴.

O mecanismo de adesão dos cimentos autoadesivos é baseado nos monômeros ácidos (ésteres de ácido fosfórico) que desmineralizam e infiltram

simultaneamente no substrato dentinário, criando retenção micromecânica e adesão química à hidroxiapatita²⁷. Esta característica pode ter influenciado na obtenção de uma maior porcentagem de continuidade adesiva observada no presente estudo. Entretanto, o Rely X U100 possui limitado potencial de condicionamento quando comparado com os sistemas de cimentação que preconizam a utilização de adesivos convencionais de três passos²⁸. Giachetti et al.¹² relataram que a retenção do Rely X U100 à dentina radicular parece estar relacionada mais à fricção ao longo das paredes do canal radicular do que à adesão dentinária. A elevada viscosidade é uma limitação desse material que requer uma aplicação com maior pressão no interior do canal radicular²⁹.

Os cimentos resinosos duais utilizados neste estudo combinam as propriedades favoráveis dos sistemas auto- e foto-polimerizáveis garantindo a polimerização sem a influência da profundidade, tempo suficiente de fotoativação e controle da reação de presa³⁰. A sua maior desvantagem é a sensibilidade técnica devido ao número de passos dos sistemas adesivos que são utilizados em associação⁹. Os cimentos resinosos duais foram utilizados associados ao sistema adesivo Adper Scotchbond Multipurpose, o qual é um sistema convencional de três passos que tem sido descrito como padrão ouro na adesão de materiais resinosos. Este tipo de sistema adesivo apresenta compatibilidade com os cimentos resinosos duais e permite uma penetração mais profunda pela desmineralização com ácido fosfórico 37%, favorecendo o embricamento micromecânico³¹. Estes sistemas agem diferentemente de sistemas adesivos convencionais de dois passos e autocondicionantes. Os sistemas adesivos simplificados apresentam em sua composição monômeros ácidos que ocasionam uma conversão lenta da amina terciária e,

conseqüentemente, promovem a inibição da ativação do peróxido de benzoíla e da formação de radicais livres responsáveis pelo início da reação de polimerização química do cimento na ausência de fonte de luz^{13,19}.

No presente estudo, não foram observadas falhas de união entre cimento/pino em todos os grupos avaliados, porém foram observadas falhas adesivas na interface D/C, estando de acordo com estudos anteriores^{29,20,32}.

A retenção do pino de fibra de vidro depende não somente da obtenção de uma adesão livre de fendas, mas também de sua retenção friccional no interior do canal radicular para garantir maior estabilidade³³.

A análise pelo MEV tem sido utilizada para investigações de adesão nos canais radiculares com a cimentação de pinos de fibra de vidro^{34,35}. Porém, esse tipo de análise apresenta a limitação de permitir somente a avaliação superficial do espécime e a formação de fendas devido à desidratação do espécime. Neste estudo foram confeccionadas réplicas de resina epóxica para evitar a formação de fendas durante a obtenção das imagens.

O tipo de cimento resinoso selecionado possui um papel significativo no sucesso clínico de casos de reconstrução coronária associada à utilização de pinos de fibra de vidro. O cimento resinoso autoadesivo além de apresentar bom comportamento adesivo, também permite menor tempo operatório devido à redução dos passos clínicos.

CONCLUSÃO

Dentro das limitações do estudo pode-se concluir que:

- 1) Não houve diferença para a espessura da linha de cimentação entre os diferentes cimentos resinosos e terços radiculares.
- 2) O Rely X U100 mostrou maior continuidade da interface adesiva e menores valores de fenda que o Rely X ARC e o AllCem;
- 3) O terço cervical apresentou menor formação de fenda e os menores valores foram para o Rely X U100;
- 4) A aplicação de carga não influenciou os valores médios de fendas e nem a porcentagem de continuidade da interface adesiva entre D/C.

REFERÊNCIAS

- 1) Assif D, Gorfil C. Biomechanical consideration in restoring endodontically treated teeth. *Journal of Prosthetic Dentistry* 1994; **71**:565–7.
- 2) Akkayan B, Gulmez T. Resistance to fracture of endodontically treated teeth restored with different post systems. *Journal of Prosthetic Dentistry* 2002; **87**:431–7.
- 3) Asmussen E, Peutzfeld A, Heitmann T. Stiffness, elastic limit, and strength of newer types of endodontic posts. *Journal of Dentistry* 1999; **27**:275-278.
- 4) Radovic I, Corciolani G, Magni E, Krstanovic G, Pavlovic V, Vilicevic ZR, Ferrari M. Light transmission through fiber post: the effect on adhesion, elastic modulus and hardness of dual-cure resin cement. *Dental Materials* 2009; **25**(7):837-44.
- 5) Reid LC, Kazemi RB, Meiers JC. Effect of fatigue testing on core integrity and post microleakage of teeth restored with different post systems. *Journal of Endodontics* 2003; **29**:125–31.
- 6) Hedlund SO, Johansson NG, Sjogren G. Retention of prefabricated and individually cast root canal posts in vitro. *British Dental Journal* 2003; **195**:155–8, discussion 147.
- 7) Nakabayashi N, Kojima K, Masuhara E. The promotion of adhesion by infiltration of monomers into tooth substrates. *Journal of Biomedical Materials Research* 1982; **16**:265-73.
- 8) Nakabayashi N, Takahara K. Effect of HEMA on bonding to dentin. *Dental Materials* 1992; **8**:125-130.

- 9) Bandéca MC, Kassem AS, Nadalin MR, Queiroz RS, Clavijo VRG, Saad JRC. Influence of storage times on bond strength of resin cements to root canal. *Materials Research* 2010; **13**(1):25-8.
- 10) Prisco D, De Santis R, Mollica F, Ambrosio L, Rengo S, Nicolais L. Fiber post adhesion to resin luting cements in the restoration of endodontically-treated teeth. *Operative Dentistry* 2003; **28**(5):510-21.
- 11) Mota CS, Demarco FF, Camacho B, Powers JM. Tensile bond strength of four resin luting agents bonded to bovine enamel and dentin. *Journal of Prosthetic Dentistry* 2003; **89**(6):558-64.
- 12) Giachetti L, Grandini S, Calamai P, Fantini G, Russo DS. Translucent fiber post cementation using light- and dual-curing adhesive techniques and self-adhesive material: push-out test. *Journal of Dentistry* 2009; **37**(8):638-43.
- 13) De Santis R, Mollica F, Prisco D, Rengo S, Ambrosio L, Nicolais L. A 3D analysis of mechanically stressed dentin-adhesive-composite interfaces using X-ray micro-CT. *Biomaterials* 2005, **26**:257-70.
- 14) Cimini Junior C A, Gouvêa P, de Las Casas EB, Cornacchia TPM. Revisão crítica das medidas e modelos de cargas atuantes em dentes. 21st Iberian Latin American Congress on Computational Methods in engineering, dec. 2000, Rio de Janeiro, RJ. [Acesso em 18 nov. 2002]. Disponível em: <mildred@cesec.ufpr.br>.
- 15) Wakabayashi N, Ona M, Suzuki T, Igarashi Y. Nonlinear finite element analyses: Advances and challenges in dental applications. *Journal of Dentistry* 2008, **36**: 463-71.

- 16) Bonfante EA, Pegorarao LF, Góes MF, Carvalho RM. SEM observation of the bond integrity of fiber-reinforced composite posts cemented into root canals. *Dental Materials* 2008; **24**:483-491.
- 17) Tay FR, Loushine RJ, Lambrechts P, Weller RN, Pashley DH. Geometric factors affecting dentin bonding in the root canals. A theoretical modelling approach. *Journal of Endodontics* 2005; **31**:584–9.
- 18) Goracci C, Tavares AU, Fabianelli A, Monticelli A, Rafaelli O, Cardoso PEC, Tay FR, Ferrari M. The adhesion between fiber posts and root canal walls.: comparison between microtensile and push-out bond strength measurements. *European Journal of Oral Sciences* 2004; **112**:353-361.
- 19) Schwartz RS, Fanzman R. Adhesive dentistry and endodontics: materials, clinical strategies and procedures for restoration of access cavities: a review. *Journal of Endodontics* 2005; **31**:151-65.
- 20) Bitter K, Paris S, Pfuertner C, Naumann K, Kielbassa AM. Morphological and bond strength evaluation of different resin cements to root dentin. *European Journal of Oral Sciences*. 2009; **177**:326-333.
- 21) Van Meerbeek B, Van Landuyt K, De Munck J, Hashimoto M, Peumans M, Lambrechts P, Yoshida Y, Inoue S, Suzuki K. Technique-sensitivity of contemporary adhesives. *Dental Materials Journal* 2005; **24**:1–13.
- 22) Ferracane JL. Developing a more complete understanding of stresses produced in dental composites during polymerization. *Dental Materials* 2005; **21**:36-42.
- 23) Carvalho RM, Pereira JC, Yoshiyama M, Pashley DH. A review of polymerization contraction: the influence of stress development versus stress relief. *Operative Dentistry* 1996; **21**:17-24.

- 24) Satterthwaite JD, Vogel K, Watts DC. Effect of resin-composite filler particle size and shape on shrinkage-strain. *Dental Materials* 2009;**25**:1612-5.
- 25) Alster D, Feilzer AJ, Gee AJ, Mol A, Davidson CL. The dependence of shrinkage stress reduction on porosity concentration in thin resin layers. *Journal of Dental Research* 1992;**71**(9):1619-22.
- 26) Stannsbury JW, Trujillo-Lemon M, Lu H, Ding X, Lin Y, Ge J. Conversion-dependent shrinkage stress and strain in dental resins and composites. *Dental Materials* 2005;**21**:56-67.
- 27) Fu B, Sun X, Qian W, Shen Y, Chen R, Hannig M. Evidence of chemical bonding to hydroxyapatite by phosphoric acid esters. *Biomaterials* 2005;**26**:5104-10.
- 28) Behr M, Rosentritt M, Regnet T, Lang R, Handel G. Marginal adaptation in dentin of a self-adhesive universal resin cement compared with well-tried systems. *Dental Materials* 2004; **20**:191–7.
- 29) Zicari F, Couthino E, De Munck J, Poitevin A, Scotti R, Naert I, Van Meerbeek. Bonding effectiveness and sealing ability of fiber-post bonding. *Dental Materials* 2008; **24**:967-77.
- 30) Perdigão J, Geraldeli S, Lee IK. Push-out bond strengths of tooth-colored posts bonded with different adhesive systems. *American Journal of Dentistry* 2004; **17**:422–6.
- 31) Noirrit EE, Grégoire G, Cournot M. Morphological study of fiber-reinforced post-bonding system-root dentin interface by evaluation of two bonding systems. *Journal of Dentistry* 2008; **36**:204-213.

- 32) Monticelli F, Grandini S, Goracci C, Ferrari M. Clinical behavior of translucent-fiber posts: a 2-year prospective study. *International Journal of Prosthodontics* 2003; **16**:593-596.
- 33) Goracci C, Fabianelli A, Sadek FT, Papacchini F, Tay FR, Ferrari M. The contribution of friction to the dislocation resistance of bonded fiber posts. *Journal of Endodontics* 2005; **31**(8):608-12.
- 34) Vichi A, Grandini S, Davidson CL, Ferrari M. An SEM evaluation of several adhesive systems used for bonding fiber posts under clinical conditions. *Dental Materials* 2002; **18**:495–502.
- 35) Vichi A, Grandini S, Ferrari M. Comparison between two clinical procedures for bonding fiber posts into a root canal: a microscopic investigation. *Journal of Endodontics* 2002; **28**:355–60.

2. ARTIGO EM INGLÊS

**SEM ANALYSIS OF ADHESIVE INTERFACE RESIN CEMENTS IN
CEMENTING OF ROOT POSTS**

APGO Franco¹, RF Mazur²

¹PhD Student, Graduate Program in Dentistry, Pontifical Catholic University of Parana, Curitiba, Paraná, Brazil.

²Associate Professor, Graduate Program in Dentistry, Pontifical Catholic University of Parana, Curitiba, Paraná, Brazil.

Corresponding author:

Rua Imaculada Conceição, 1155, CEP.80215-901 – Curitiba – Paraná – Brazil

Phone: +55 (41) 3271-1637 Fax: +55 (41) 3271-1405

Email: ruimazur@gmail.com; rui.mazur@pucpr.br

Keywords: Fiber posts; adhesion to root dentin, luting, resin cements, scanning electron microscope.

SEM ANALYSIS OF ADHESIVE INTERFACE RESIN CEMENTS IN CEMENTING OF ROOT POSTS

ABSTRACT

Objective: The objective of this study was to evaluate the presence of gaps between dentin and cement and the thickness of the cementation line in different root thirds both before and after application of a compressive load.

Methods: Thirty human premolars were extracted and endodontically treated with fiberglass translucent posts (White Post DC1) hardened inside the channels using three luting systems: G1- RelyX ARC; G2- AllCem; and G3- RelyX U-100. Fifteen control teeth were not subjected to a force application. The other half of the specimens were coronally reconstructed with composite resin (Filtek Z350) and subjected to a compressive force of 220 N at 1 mm/min. The adhesive dentin-resin cement interfaces and the luting lines of all specimens were inspected using SEM. Measurements were obtained using Image Tool 3.0 software. The data were analyzed by two-way ANOVA and the Games-Howell test ($p < 0.05$). The percentage of adhesive continuity was analyzed using a chi-squared test. **Results:** The RelyX U100 cement had the highest adhesive continuity and the lowest values for gap length ($p < 0.05$). The cervical third contained the lowest values of all the samples ($p < 0.05$). There were no significant differences between the samples before or after the application of compressive load ($p < 0.05$). No differences were found for the cementation line between root thirds and resin cements ($p < 0.05$). **Conclusion:**

Adhesive continuity and gaps measures were influenced by the type of resin cement and by the root third.

Keywords: Fiber posts; adhesion to root dentin; luting; resin cements; scanning electron microscope.

INTRODUCTION

Root Posts have been extensively used in the reconstruction of devitalized teeth that suffered traumatism and decay process. Their function is to retain coronal restoration, with the goal of restoring lost dental structure¹.

Although the positioning of the post creates an artificial restored structure that fills the intraradicular space with a material that is stiffer than the pulp, thereby making it impossible to recreate the original stress distribution of the tooth². However, it has been shown that glass fiber posts bonded to resin cements can reduce the stress concentration in the root dentin and the occurrence of root fractures^{2,3}.

Additionally, glass fiber posts have an elastic modulus closer to that of dentin, allowing a more uniform distribution of forces in the dental structures when compared to metal posts³.

Glass fiber posts may have an opaque or translucent structure. The advantage of translucent root posts over opaque posts is the transmission of the curing light throughout the body of the post, which allows the light to reach deeper portions of the root canal, thereby facilitating cement polymerization⁴.

Adhesive cementation may reduce microleakage⁵ and improve the retention of root posts⁶. Dual resin cements have demonstrated adhesion capacity through the hybrid layer^{7,8}. The greatest advantage of these cements is their cure association through photoactivation and autopolymerization, a feature that ensures greater certainty of cure, especially when used for root canals. The major disadvantage of these cements is their association with adhesive systems that presents technical sensitivity⁹. Recently, self-adhesive cements have been introduced to the market with a simplifier technique and a reduced number of

steps. These cements do not require dentin pre-treatment, which reduces operative time⁹.

The high and unfavorable C-factor of root canals, which occurs due to the large bounded surface area and the reduced free surface area, can contribute to maximizing the polymerization stress of resin-based materials along the walls of root canals^{10,11} and allow for numerous interfacial gaps¹⁰.

Little is known about measurement of the size of gaps inside a root canal and the percentage of adhesive continuity between the dentin and the resin cement (D/RC). The gaps presence and the low percentage values of adhesive continuity can damage the root post retention.

Thus, the aim of this study was to evaluate the presence of gaps between D/RC and the cementing line thickness in different root thirds, before and after application of a static functional load. The null hypothesis was that there would be no significant difference among the resin cements regardless of the root third.

MATERIALS AND METHODS

1. Preparation of Specimens

1.1 Selection of Specimens

Thirty human lower premolars were selected from the tooth bank of the Catholic University of Parana (PUCPR), with the approval of the Research Ethics Committee of PUCPR, n. 2797. Exclusion criteria were the presence of severe curvature, root caries, structural defects of the enamel and previous endodontic treatment. The average length of the selected teeth was 22.66 ± 1.09 mm.

1.2 Endodontic Treatment

The canals of all the specimens were treated according to the crown-down technique and instrumented with nickel-titanium endodontic files (Maillefer, Weybridge, UK) until a diameter corresponding to the memory instrument ISO 40 was reached. The apical limit of the root canal treatment was determined to be 1 mm below the apical foramen. We used 5% sodium hypochlorite and 17% EDTA as endodontic irrigation agents. The final irrigation was performed with 10 ml of distilled water, and the canals were dried with absorbent paper points (Dentsply, Petrópolis, RJ, Brazil). The root canals were filled by lateral condensation with main gutta-percha cones, gutta-percha accessory cones and endodontic Sealer 26 (all Dentsply). Lamination and vertical condensation of the gutta-percha cones were performed using the thermoplastic hybrid technique (McSpadden; Dentsply Maillefer, Weybridge, UK). The pulp chamber was sealed with Coltosol temporary cement (Vigodent, S/A, Rio de Janeiro, RJ, Brazil). The specimens were stored in distilled water and kept at 37 °C for 7 days.

1.3 Preparation of specimens for analysis of the adhesive interface

The coronary surfaces of each specimen were sectioned 2 mm above the cement-enamel junction (CEJ), perpendicular to the long axis, using a low-speed diamond disc (Isomet 1000; Buehler, Illinois, USA) and water irrigation.

Thirty specimens were randomly divided into 3 groups of 10 teeth each:

- Group 1 (G1): Adper Scotchbond Multi-purpose adhesive system and RelyX ARC dual resin cement (3M/ESPE, St. Paul, MN, USA);

- Group 2 (G2): Adper Scotchbond Multipurpose adhesive system and AllCem dual resin cement (FGM, Joinville, Santa Catarina, Brazil); and

- Group 3 (G3): RelyX U100 dual self-adhesive resin cement (3M/ESPE).

Table 1 lists the materials used in this study.

Gutta-percha was partially removed with heated pluggers (Duflex, SS White, Rio de Janeiro, RJ, Brazil). The root canal of each specimen was enlarged with low-speed drills (FGM, Joinville, SC, Brazil) provided by the manufacturer of the post system. The depth of the intraradicular preparation was 10 mm of the CEJ, with a diameter equal to the space for the post, and was standardized for all teeth^{12,13}. The proof and cut of the White Post DC1 posts were performed after the preparation (FGM). The final irrigation was performed with a 5% NaOCl solution and distilled water, and the specimens in all groups were then dried with absorbent paper points (Dentsply, Petrópolis, RJ, Brazil).

The glass fiber posts were cleaned with 70% alcohol and underwent application of the RelyX ceramic primer silane agent (3M/ESPE, St. Paul, MN, USA).

In Groups G1 and G2, the canals were etched with 37% phosphoric acid for 15 seconds, washed with distilled water for 15 seconds and then dried with absorbent paper points. A layer of Adper Scotchbond Multi-purpose primer (3M/ESPE) was applied inside the root canal and gently dried with air for 5 seconds. Next, we applied two coats of Adper Scotchbond Multi-purpose adhesive (3M/ESPE) through a special applicator tip for root canals (Points SDI Limited, Cologne, Germany). After excess adhesive was removed using absorbent paper points, the adhesive was photoactivated for 10 seconds (Demetron Kerr Optilux 500, Danbury, USA). The cements were applied to the

inside of the root canal with a Centrix syringe (DFL, Rio de Janeiro, RJ, Brazil). The translucent glass fiber post was placed inside the root canal and stabilized for 3 minutes with digital pressure. The resin cement was photoactivated through the post for 40 seconds (Demetron Kerr Optilux 500).

The resin cement RelyX U100 was used on Group 3 (3M/ESPE). The root canal walls were washed with distilled water and lightly dried with absorbent paper points. The resin cement was applied to the root canals with a Centrix syringe. After the post was placed in the root canal, it was stabilized for 3 minutes with finger pressure, and the resin cement was photoactivated for 40 seconds (Demetron Kerr Optilux 500).

All the samples were stored for 24 hours in distilled water at 37 °C.

Only half of the specimens were used for the analysis of the adhesive interface between D/RCS. The other specimens underwent a compressive load test.

1.4 Preparation of the specimens without load application

To evaluate the D/RC interface, the apical portions of the specimens were removed. Then, the specimens were longitudinally sectioned with the Isomet 1000 diamond saw (Buehler, Illinois, USA) at low speed and under constant irrigation. The sections were then sequentially polished with silicon-grained sandpaper of 600, 800, 1000 and 1200 grit (Norton Saint Gobain, Rio de Janeiro, RJ, Brazil) under water. The specimens underwent ultrasound (Dabi Atlante, Ribeirao Preto, Brazil) for 10 minutes for residue removal. Next, addition silicone impressions of tooth surfaces (Adhesil, Vigodent S/A, Rio de Janeiro, RJ, Brazil) were made to obtain epoxy resin replicas (Alpha Resiqualy, Curitiba, PR, Brazil) for later analysis by SEM.

1.5 Preparation of specimens subjected to a compressive load

The specimens were embedded in PVC rings (20 mm in diameter and 14 mm in height) with acrylic resin (Jet, Clássico, São Paulo, Brazil) to the CEJ.

To simulate the presence of the periodontal ligament, a thin layer of addition silicon slurry (Adhesil, Vigodent S / A, Rio de Janeiro, RJ, Brazil) was applied to the roots.

To perform the cervical preparation of the coronal portion of the tooth remaining, 1014, 4138, 4138 F and 4138 FF dental diamond points (KG Sorensen, São Paulo, Brazil) were used. In all the samples, crown preparations 1-mm thick and 2-mm high were made.

To obtain the coronal portion of the core, a mold was made of standard acetate with the aid of Nite White vacuum plasticizer (Nite White, Culver City, CA, USA) with an anatomical shape of the crown of the lower premolar.

For restoration of the crown, the remaining tooth structure was conditioned with 37% phosphoric acid (Ac 37 Cond, FGM, Joinville, SC, Brazil) for 15 seconds, rinsed with water for 15 seconds and dried with paper towels. Then, a layer of primer was applied with moist dentin, and 20 seconds later two layers of Adper Scotchbond Multi-purpose Adhesive (3M/ESPE) were applied. The surface was polymerized for 20 seconds with a halogen lamp (Demetron Kerr Optilux 500). We applied 2-mm-thick layers of composite resin (Filtek Z350; 3M/ESPE) around the prefabricated post and photoactivated each for 20 seconds. For the crown shape, the acetate mold was filled with resin and photoactivated for 40 seconds. After curing, the acetate molds were removed.

The specimens were subjected to a compression test in a universal testing machine (EMIC, São José dos Pinhais, PR, Brazil) with a device to standardize the inclination of the specimen at the base of the equipment. A force of 220 N was applied at 135° to the buccal chewing surfaces of the lower premolars at a speed of 1 mm/min^{14,15}.

After 24 hours of storage in distilled water at 37 °C, the specimens underwent the same procedures to obtain epoxy resin replicas for adhesive interface D/RC analysis.

1.6 Preparation of specimens for SEM and measurement of the cementing line and adhesive interface

The replicas were mounted on a metal support with metallic gold alloy and examined by SEM (model SSX-550, Shimadzu, Kyoto, Japan). Were performed imaging of the adhesive interfaces dentin-cement-post in the cervical, middle and apical thirds of the mesial and distal regions relative to the post (Fig. 1).

First were obtained an image of each root third of the specimen with 50x magnification (Fig. 2B). Each image enabled the evaluation of the adhesive continuity or the presence of gaps, as well as the width of the cementation line (Fig. 2E).

Next, the most representative area was selected of the root third of the specimen for both sides (mesial and distal) and obtained another image with higher magnification (500 x). This second image confirmed the presence or absence of gaps (Fig. 2C, 2D). Using Image Tool software version 3.0, were performed both measurements by a calibration of spatial measurements according to a numeric scale determined by SEM.

To measure the thickness of the cement line, were determined the middle region of each image by considering the space between the dentin and the root post, the region related to the cementation line.

For the evaluation of gaps, we measured the largest amplitude in each root third. This image was divided into 3 equal parts and performed 3 measurements in each region.

STATISTICAL ANALYSIS

Analysis of the teeth

To verify the homogeneity of the length of the teeth, was performed a Kolmogorov-Smirnov test ($p < 0.05$) and obtained a mean value of 22.66 ± 1.09 mm.

Analysis of the adhesive interface between dentin and cement

For the measurement of gaps in different root thirds with different resin cements, were performed a Levene's test for homogeneity of variance and an two-way ANOVA with full factorial design ($p < 0.05$). Because the variances were heterogeneous, the Games-Howell multiple comparisons test were applied ($p < 0.05$).

To assess the percentage of adhesive continuity, a chi-squared test was used ($p < 0.05$).

Luting thickness analysis

A Levene's test and a two-way ANOVA were used for analysis of the cementation line thickness, ($p < 0.05$). Because the variances were heterogeneous, was applied the Games-Howell multiple comparisons test ($p < 0.05$).

RESULTS

The ANOVA analysis revealed no significant difference between the specimens that were subjected to compressive load and those that were not ($p < 0.05$).

A comparison of cements in root thirds for before and after load application revealed that the self-adhesive resin cement RelyX U100 demonstrated the lowest gaps values in the cervical third after the application of a compressive load ($2.06 \pm 4.49 \mu\text{m}$), and the dual resin cement RelyX ARC demonstrated the highest values in the middle third after the application of compressive load ($17.18 \pm 14.95 \mu\text{m}$) ($p < 0.05$) (Table 2).

After the application of a compressive load, the dual adhesive resin cement RelyX U100 used in the cervical third demonstrated the highest percentage of adhesive continuity (80%) ($p < 0.05$). RelyX ARC demonstrated the lowest values (20%) in the middle third before the application of a compressive load ($p < 0.05$) (Table 3).

There were no significant differences between the root thirds and resin cements ($p < 0.05$) (Table 4).

The gaps measurements and percentage of adhesive continuity was not influenced the load application ($p < 0.05$).

DISCUSSION

The null hypothesis of this study was partially accepted regarding the cementation line and partially rejected in the gaps evaluation because differences between resin cements and root thirds were observed. The gaps values found at the D/RC interface suggest that adhesion was better in the cervical third. This finding is consistent with a study by Bonfante et al.¹⁶. The

less favorable behavior found in the middle and apical thirds may be explained by the greater difficulty in accessing these depths of the root canal¹⁷.

In addition to inadequate access to the deeper portions of the root canal, there are other clinical challenges of the adhesion to intraradicular dentin, such as the following: the peculiar histological features of the root dentin¹³, the density and orientation of the dentinal tubules¹⁸, the presence of the endodontic smear layer¹⁹, moisture control in the root canal²⁰, the sensitive technique for applying adhesive systems²¹ and polymerization shrinkage (C-factor)¹⁷.

The contraction that occurs during polymerization of composite materials is approximately 1.5 to 5%, which results in the development of internal tensions²². These tensions are transferred to the interface in the form of traction forces²³, and the greater the constriction of the area to be filled, the greater the magnitude of the resulting strains. The gaps found in this study were the result of polymerization shrinkage forces that exceeded the adhesion strength of the cementing system to the root dentin^{17,10,16}.

Several factors influence the amount of tension generated during the polymerization contraction, such as the size, the quantity and form of the load particles that make up the polymer²⁴, the elasticity modulus²⁵, the volume of material, the rate of polymerization and the gelation time²⁶. Furthermore, additional tensions can arise with clinical use of the material due to its thermal expansion and contraction.

Despite the presence of gaps in the adhesive interface between D/RC, there were areas where the integrity of the interface was maintained. This integrity can be measured by the percentage of adhesive continuity between D/RC. In the present study, the percentage of adhesive continuity between

D/RC depended on the resin cement used and the root third. The high percentage of continuity of the interface and the lowest mean values of gaps found for the RelyX U100 suggest that this resin cement has better adhesion to the root canal than the other resin cements investigated in this study. The highest value found was 80% for RelyX U100 at the cervical third after load application, which contradicts a report by Bonfante et al.¹⁶ of a 30% maximum adhesive continuity for all groups of resin cements studied. This low percentage of adhesive continuity can have been found by the small number of specimens evaluated in their study. All the resin cements used in this study showed a higher percentage of adhesive continuity at the cervical third. These results are consistent with those by Radovic et al.⁴.

The adhesion mechanism of self-adhesive cements is based on the acidic monomers (esters of phosphoric acid) that simultaneously demineralize and infiltrate the dentin substrate, thereby creating micromechanical retention and chemical adhesion to hydroxyapatite²⁷, which may have influenced the higher percentage of adhesive continuity observed in this study. However, the RelyX U100 has limited potential for conditioning when compared to cementing systems that use conventional three-step adhesives²⁸. Giachetti et al.¹² reported that the retention of RelyX U100 to root dentin appeared to be related more to friction along the walls of the root canal than to dentin bonding, which supports the limited potential for conditioning of RelyX U100. The high viscosity of this material is a limitation that requires application with higher pressure inside the root canal²⁹.

The dual resin cements used in this study combine the favorable properties of the self-polymerizable and photopolymerizable systems, ensuring

polymerization without the influence of depth, enough time for photoactivation and control of the setting reaction³⁰. Their major disadvantage is technical sensitivity, due to the number of steps of the adhesive systems that are used in association⁹. The dual resinous cement systems were used in association with the Adper Scotchbond Multi-purpose adhesion system, a three-step application described as the gold standard for polymer adhesion. This type of adhesive system is compatible with dual resin cements and allows for deeper penetration by demineralization with 37% phosphoric acid, which favors micromechanical imbrication³¹. This is contrast to the conventional two-step and one-step self-etching adhesive systems that contain acidic monomers that result in a slow conversion of the tertiary amine, thereby promoting the inhibition of benzoyl peroxide activation and free radical formation responsible for initiating the chemical polymerization reaction of the cement in the absence of a light source^{13,19}.

In the present study, were observed no defects in the cement/post bonding in any of the samples tested, but were observed adhesive defects in the D/RC interface, which is consistent with previous studies^{29,20,32}.

Glass fiber post retention depends not only on obtaining an adhesion free of gaps, but also on its frictional retention in the root canal to ensure greater stability³³.

SEM analysis, which is frequently used for investigations of adhesion of glass fiber posts in root canal^{34,35}, is limited to a superficial evaluation of the specimen. In this study, we created epoxy resin replicas to avoid the formation of gaps during image acquisition.

The type of resin cement selected has a significant role in the clinical success of coronary reconstruction associated with glass fiber posts. Beside the greater adhesive behavior of the self-adhesive resin cement, it also allows lower operative time due to reduced clinical steps.

CONCLUSIONS

Within the limitations of this study, we can conclude the following:

- 1) There was no difference in the thickness of the luting line among the different resin cements and the root thirds;
- 2) RelyX U100 demonstrated greater continuity of the adhesive interface and lower values of gaps than RelyX ARC or AllCem;
- 3) The cervical third demonstrated less gap formation, and the lowest values were for RelyX U100;
- 4) Teeth before loading demonstrated no significant differences in gaps mean values and continuity of the adhesion interface between D/RC when compared to teeth after loading.

REFERENCES

- 1) Assif D, Gorfil C. Biomechanical consideration in restoring endodontically treated teeth. *Journal of Prosthetic Dentistry* 1994; **71**:565–7.
- 2) Akkayan B, Gulmez T. Resistance to fracture of endodontically treated teeth restored with different post systems. *Journal of Prosthetic Dentistry* 2002; **87**:431–7.
- 3) Asmussen E, Peutzfeld A, Heitmann T. Stiffness, elastic limit, and strength of newer types of endodontic posts. *Journal of Dentistry* 1999; **27**:275-278.
- 4) Radovic I, Corciolani G, Magni E, Krstanovic G, Pavlovic V, Vilicevic ZR, Ferrari M. Light transmission through fiber post: the effect on adhesion, elastic

modulus and hardness of dual-cure resin cement. *Dental Materials* 2009; **25**(7):837-44.

5) Reid LC, Kazemi RB, Meiers JC. Effect of fatigue testing on core integrity and post microleakage of teeth restored with different post systems. *Journal of Endodontics* 2003; **29**:125–31.

6) Hedlund SO, Johansson NG, Sjogren G. Retention of prefabricated and individually cast root canal posts in vitro. *British Dental Journal* 2003; **195**:155–8, discussion 147.

7) Nakabayashi N, Kojima K, Masuhara E. The promotion of adhesion by infiltration of monomers into tooth substrates. *Journal of Biomedical Materials Research* 1982; **16**:265-73.

8) Nakabayashi N, Takahara K. Effect of HEMA on bonding to dentin. *Dental Materials* 1992; **8**:125-130.

9) Bandéca MC, Kassem AS, Nadalin MR, Queiroz RS, Clavijo VRG, Saad JRC. Influence of storage times on bond strength of resin cements to root canal. *Materials Research* 2010; **13**(1):25-8.

10) Prisco D, De Santis R, Mollica F, Ambrosio L, Rengo S, Nicolais L. Fiber post adhesion to resin luting cements in the restoration of endodontically-treated teeth. *Operative Dentistry* 2003; **28**(5):510-21.

11) Mota CS, Demarco FF, Camacho B, Powers JM. Tensile bond strength of four resin luting agents bonded to bovine enamel and dentin. *Journal of Prosthetic Dentistry* 2003; **89**(6):558-64.

12) Giachetti L, Grandini S, Calamai P, Fantini G, Russo DS. Translucent fiber post cementation using light- and dual-curing adhesive techniques and self-adhesive material: push-out test. *Journal of Dentistry* 2009; **37**(8):638-43.

- 13) De Santis R, Mollica F, Prisco D, Rengo S, Ambrosio L, Nicolais L. A 3D analysis of mechanically stressed dentin-adhesive-composite interfaces using X-ray micro-CT. *Biomaterials* 2005, **26**:257-70.
- 14) Cimini Junior C A, Gouvêa P, de Las Casas EB, Cornacchia TPM. Revisão crítica das medidas e modelos de cargas atuantes em dentes. 21st Iberian Latin American Congress on Computational Methods in engineering, dec. 2000, Rio de Janeiro, RJ. [Accessed on 18 November 2002]. Available at: <mildred@cesec.ufpr.br>.
- 15) Wakabayashi N, Ona M, Suzuki T, Igarashi Y. Nonlinear finite element analyses: Advances and challenges in dental applications. *Journal of Dentistry* 2008, **36**: 463-71.
- 16) Bonfante EA, Pegoraro LF, Góes MF, Carvalho RM. SEM observation of the bond integrity of fiber-reinforced composite posts cemented into root canals. *Dental Materials* 2008; **24**:483-491.
- 17) Tay FR, Loushine RJ, Lambrechts P, Weller RN, Pashley DH. Geometric factors affecting dentin bonding in the root canals. A theoretical modelling approach. *Journal of Endodontics* 2005; **31**:584–9.
- 18) Goracci C, Tavares AU, Fabianelli A, Monticelli A, Rafaelli O, Cardoso PEC, Tay FR, Ferrari M. The adhesion between fiber posts and root canal walls.: comparison between microtensile and push-out bond strength measurements. *European Journal of Oral Sciences* 2004; **112**:353-361.
- 19) Schwartz RS, Fanzman R. Adhesive dentistry and endodontics:materials, clinical strategies and procedures for restoration of access cavities: a review. *Journal of Endodontics* 2005; **31**:151-65.

- 20) Bitter K, Paris S, Pfuertner C, Naumann K, Kielbassa AM. Morphological and bond strength evaluation of different resin cements to root dentin. *European Journal of Oral Sciences*. 2009; **177**:326-333.
- 21) Van Meerbeek B, Van Landuyt K, De Munck J, Hashimoto M, Peumans M, Lambrechts P, Yoshida Y, Inoue S, Suzuki K. Technique-sensitivity of contemporary adhesives. *Dental Materials Journal* 2005; **24**:1–13.
- 22) Ferracane JL. Developing a more complete understanding of stresses produced in dental composites during polymerization. *Dental Materials* 2005; **21**:36-42.
- 23) Carvalho RM, Pereira JC, Yoshiyama M, Pashley DH. A review of polymerization contraction: the influence of stress development versus stress relief. *Operative Dentistry* 1996; **21**:17-24.
- 24) Satterthwaite JD, Vogel K, Watts DC. Effect of resin-composite filler particle size and shape on shrinkage-strain. *Dental Materials* 2009;**25**:1612-5.
- 25) Alster D, Feilzer AJ, Gee AJ, Mol A, Davidson CL. The dependence of shrinkage stress reduction on porosity concentration in thin resin layers. *Journal of Dental Research* 1992;**71**(9):1619-22.
- 26) Stannsbury JW, Trujillo-Lemon M, Lu H, Ding X, Lin Y, Ge J. Conversion-dependent shrinkage stress and strain in dental resins and composites. *Dental Materials* 2005;**21**:56-67.
- 27) Fu B, Sun X, Qian W, Shen Y, Chen R, Hannig M. Evidence of chemical bonding to hydroxyapatite by phosphoric acid esters. *Biomaterials* 2005; **26**:5104-10.

- 28) Behr M, Rosentritt M, Regnet T, Lang R, Handel G. Marginal adaptation in dentin of a self-adhesive universal resin cement compared with well-trying systems. *Dental Materials* 2004; **20**:191–7.
- 29) Zicari F, Couthino E, De Munck J, Poitevin A, Scotti R, Naert I, Van Meerbeek. Bonding effectiveness and sealing ability of fiber-post bonding. *Dental Materials* 2008; **24**:967-77.
- 30) Perdigão J, Geraldeli S, Lee IK. Push-out bond strengths of tooth-colored posts bonded with different adhesive systems. *American Journal of Dentistry* 2004; **17**:422–6.
- 31) Noirrit EE, Grégoire G, Cournot M. Morphological study of fiber-reinforced post-bonding system-root dentin interface by evaluation of two bonding systems. *Journal of Dentistry* 2008; **36**:204-213.
- 32) Monticelli F, Grandini S, Goracci C, Ferrari M. Clinical behavior of translucent-fiber posts: a 2-year prospective study. *International Journal of Prosthodontics* 2003; **16**:593-596.
- 33) Goracci C, Fabianelli A, Sadek FT, Papacchini F, Tay FR, Ferrari M. The contribution of friction to the dislocation resistance of bonded fiber posts. *Journal of Endodontics* 2005; **31**(8):608-12.
- 34) Vichi A, Grandini S, Davidson CL, Ferrari M. An SEM evaluation of several adhesive systems used for bonding fiber posts under clinical conditions. *Dental Materials* 2002; **18**:495–502.
- 35) Vichi A, Grandini S, Ferrari M. Comparison between two clinical procedures for bonding fiber posts into a root canal: a microscopic investigation. *Journal of Endodontics* 2002; **28**:355–60.

LEGENDS

Table 1. Description of the materials used in the study.

Table 2. Mean values (SD) of the gaps (μm) for the resin cements in root thirds in different periods.

Table 3. Percentage values for adhesive continuity (%) of the resin cements in root thirds in different periods.

Table 4. Mean values (SD) of cement thickness (μm) in different root thirds.

Figure 1. Images of a) dentin, b) resin cement and c) fiberglass post in the middle third.

Figure 2. Image representing the electron microscopy scanning images. A: a replica of the specimen section, B: the cervical third (50x), C: the region without gap in the interface dentin-resin cement (500x), D: the region demonstrating a gap at the dentin-resin cement interface (500x) and E: the region where the cement line thickness was measured (50x).

TABLES

Table1.

Material	Commercial brand	Composition	Manufacturer	Batch no.
Fiberglass post	White Post DC 1	Fiberglass, epoxy resin, inorganic fillers, silane, promoters of polymerization.	FGM LTDA	060709
Phosphoric Acid	Cond Ac 37	35% phosphoric acid and thickener.	FGM LTDA	F/L11
Adhesive system	Adper Scotchbond Multi-purpose	Primer: HEMA and polyalkenoic acid copolymer. Adhesive: BisGMA and 2-hydroxyethylmetacrilate combined with the polymerization initiation system (amine).	3M/ESPE	Primer 9CC Adhesive 9RL
Silane	RelyX Ceramic Primer	Single phase hydrolyzed solution.	3M/ESPE	9AB
Resin cement	RelyX ARC	Paste A: 68% load particles (zirconia / silica), pigments, amine and photoinitiator system. Paste B: 67% filler, benzoyl peroxide.	3M/ESPE	GX9JK
	RelyX U100	Base paste: phosphoric acid ester methacrylate, triethylene glycol dimethacrylate, silica. Catalyst paste: fiberglass, dimethacrylate, silica treated with silane, sodium p-toluenesulfonate and calcium hydroxide.	3M/ESPE	343485
	AllCem	Base paste: TEGDMA, Bis EMA and BisGMA, camphorquinone, co-initiators, micro-particles of barium aluminosilicate glass, silicon dioxide nanoparticles, inorganic pigments and preservatives. Catalyst paste: methacrylic monomers, dibenzoyl peroxide, stabilizers and microparticles.	FGM LTDA	131107

Table 2.

Periods/ Cements	Root Thirds					
	Cervical		Middle		Apical	
	Before (μm)	After (μm)	Before (μm)	After (μm)	Before (μm)	After (μm)
RelyX U100	4,64(8,17) ^A	2,06 (4,49) ^A	7,08(9,11) ^A	4,58(7,35) ^A	8,19(13,10) ^A	7,47(7,68) ^A
RelyX ARC	8,38(11,17) ^A	5,57(7,29) ^B	11,92(8,44) ^B	17,18(14,95) ^B	12,02(11,98) ^A	14,79(18,74) ^B
AllCem	6,44(9,11) ^A	9,44(21,28) ^B	11,56(15,03) ^B	11,67(10,48) ^C	11,15(14,56) ^A	16,35(16,36) ^B

Same letters in the column indicate no significant differences ($p < 0.05$).

Table 3.

Periods/ Cements	Root Thirds					
	Cervical		Middle		Apical	
	Before (%)	After (%)	Before (%)	After (%)	Before (%)	After (%)
RelyX U100	65 ^A	80 ^A	55 ^A	65 ^A	60 ^A	45 ^A
RelyX ARC	55 ^A	60 ^B	20 ^B	25 ^B	50 ^B	50 ^A
AllCem	60 ^A	75 ^{AB}	45 ^A	35 ^B	40 ^{AB}	40 ^A

Same letters in the column indicate no significant differences ($p < 0.05$).

Table 4.

Cements	Root Thirds		
	Cervical	Middle	Apical
	(μm)	(μm)	(μm)
RelyX U100	197,06(88,03) ^{A,a}	228,13(89,18) ^{A,a}	240,63(79,02) ^{A,a}
RelyX ARC	214,38(120,18) ^{A,a}	172,88(77,16) ^{A,a}	193,92(68,74) ^{A,a}
AllCem	223,29(131,48) ^{A,a}	208,99(92,95) ^{A,a}	194,99(73,02) ^{A,a}

Different capital letters in the same column indicate significant differences ($p < 0.05$).
Different lower-case letters in the same row indicate significant differences ($p < 0.05$).

FIGURES

Figure 1.

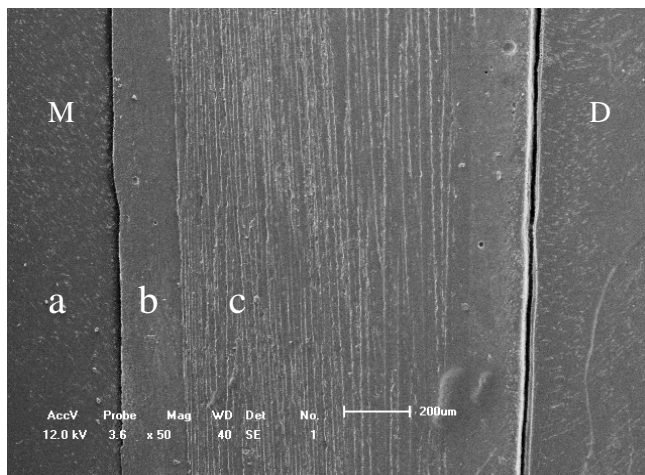
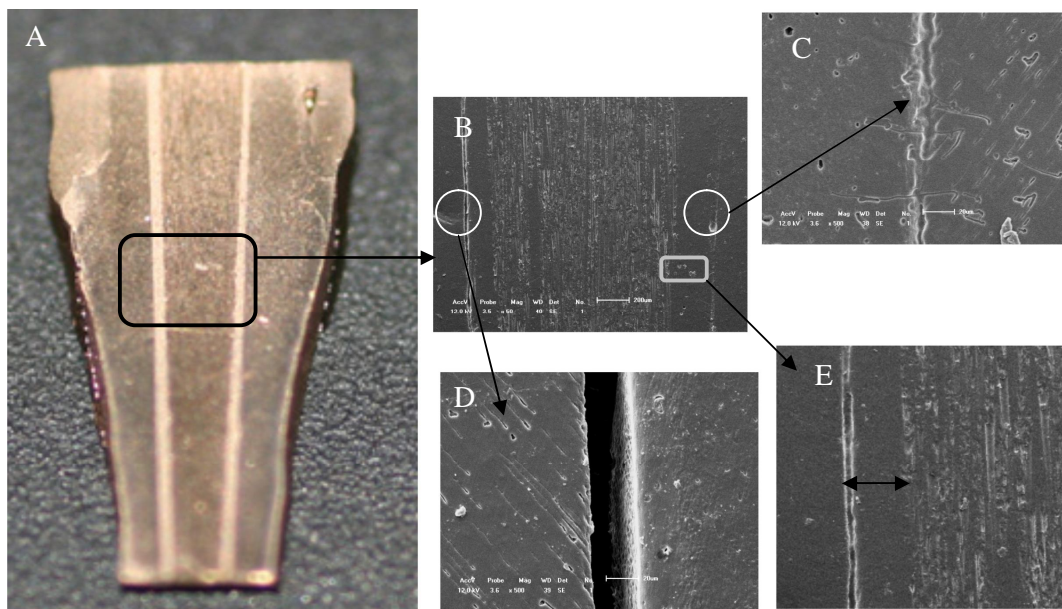


Figure 2.



3.ANEXOS

ANEXO 1- APROVAÇÃO DO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA



PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DO PARANÁ
Núcleo de Bioética
Comitê de Ética em Pesquisa
Ciência com Consciência

PARECER CONSUBSTANCIADO DE PROTOCOLO DE PESQUISA

Parecer Nº **0002481/09**

Protocolo CEP Nº **2797**

Título do projeto **AVALIAÇÃO DO COMPORTAMENTO DE TRÊS CIMENTOS PARA
FIXAÇÃO DE PINOS INTRA-RADICULARES E DA DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES POR
MEIO DO MÉTODO DOS ELEMENTOS FINITOS**

Grupo
Versão **2**

Protocolo CONEP **0545008400008**

Pesquisador responsável **RUI FERNANDO MAZUR**

Instituição **PUCPR-CCBS - Curitiba**

Objetivos

Avaliar mecanismo de cimentação, das interfaces adesivas entre dentina-cimento e cimento-pino e a distribuição de tensões nas estruturas dentárias proporcionadas por diferentes sistemas de cimentação de pinos intra-radulares por meio de ensaio mecânico de compressão e do Método dos Elementos Finitos.

- Obter as propriedades mecânicas e físicas dos cimentos resinosos e dos pinos intra-canais.

Comentários

O estudo parte da hipótese de existirem diferenças significativas entre o comportamento dos três cimentos resinosos que serão utilizados e para avaliá-la utilizará dentes do banco de dentes da PUCPR.

Considerações

Conforme o exposto no relato da primeira versão, não existe referência aos custos dos materiais listados no método, desta forma, considera-se que os mesmos sejam disponibilizados pela instituição.

Termo de consentimento livre e esclarecido

O TCLE anexado ao projeto (datado de 2007) não se aplica, pois a doação não é realizada diretamente ao pesquisador e, sim, ao banco de dentes da PUCPR. Sugiro retirada do mesmo.

Recomendações

Verificar inconsistência entre o número de dentes informado na população/amostra (40) e o número explicitado no ensaio mecânico (33).

Conclusões

Sob o quesito ético, o projeto está aprovado.

Devido ao exposto, o Comitê de Ética em Pesquisa da PUCPR, de acordo com as exigências das Resoluções Nacionais 196/96 e demais relacionadas a pesquisas envolvendo seres humanos, em reunião realizada no dia: **04/03/2009**, manifesta-se por considerar o projeto **Aprovado**.



Parecer Nº **0002481/09**

Protocolo CEP Nº **2797**

Título do projeto **AValiação DO COMPORTAMENTO DE TRÊS CIMENTOS PARA
FIXAÇÃO DE PINOS INTRA-RADICULARES E DA DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES POR
MEIO DO MÉTODO DOS ELEMENTOS FINITOS**

Grupo
Versão **2**

Protocolo CONEP **0545008400008**

Pesquisador responsável **RUI FERNANDO MAZUR**

Instituição **PUCPR-CCBS - Curitiba**

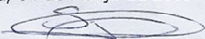
Situação Aprovado

Lembramos aos senhores pesquisadores que, no cumprimento da Resolução 196/96, o Comitê de Ética em Pesquisa (CEP) deverá receber relatórios anuais sobre o andamento do estudo, bem como a qualquer tempo e a critério do pesquisador nos casos de relevância, além do envio dos relatos de eventos adversos, para conhecimento deste Comitê. Salientamos ainda, a necessidade de relatório completo ao final do estudo.

Eventuais modificações ou emendas ao protocolo devem ser apresentadas ao CEP-PUCPR de forma clara e sucinta, identificando a parte do protocolo a ser modificado e as suas justificativas.

Se a pesquisa, ou parte dela for realizada em outras instituições, cabe ao pesquisador não iniciá-la antes de receber a autorização formal para a sua realização. O documento que autoriza o início da pesquisa deve ser carimbado e assinado pelo responsável da instituição e deve ser mantido em poder do pesquisador responsável, podendo ser requerido por este CEP em qualquer tempo.

Curitiba, 04 de Março de 2009.



Prof. Dr. Sergio Surugi de Siqueira
Coordenador do Comitê de Ética em Pesquisa
PUCPR



ANEXO 2 – MATERIAL E MÉTODOS

1. Preparo dos Espécimes

Trinta dentes pré-molares inferiores humanos foram selecionados do Banco de Dentes da Pontifícia Universidade Católica do Paraná (PUCPR) com a aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa sob o número 2797. Os critérios de exclusão foram: presença de curvaturas severas, cáries radiculares, defeitos estruturais de esmalte, tratamento endodôntico prévio. O comprimento médio dos dentes selecionados foi de 22,66 mm. (Fig. 1). Os testes de normalidade de Kolmogorov-Smirnov e Shapiro-Wilk foram utilizados para analisar o comprimento dos dentes pré-molares inferiores e permitiram observar que existe uma distribuição normal e homogênea ($p > 0,05$).

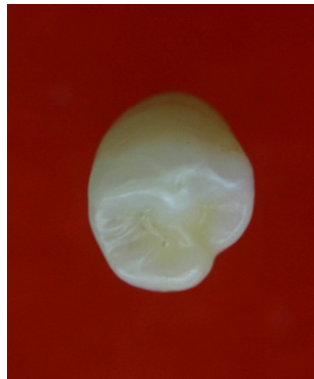


Fig 1. Dente selecionado.

2. Tratamento endodôntico

Previamente a secção coronária dos dentes, foi realizado o tratamento endodôntico de todos os espécimes, seguindo todo procedimento sugerido pela

técnica coroa-ápice. Os canais foram instrumentados com as limas endodônticas de níquel-titânio (Maillefer, Weybridge, Reino Unido), onde foram alargados mecanicamente atingindo o diâmetro correspondente ao instrumento memória ISO 40. (Fig 2.). O limite apical do tratamento endodôntico foi determinado a 1 mm aquém do forame apical.

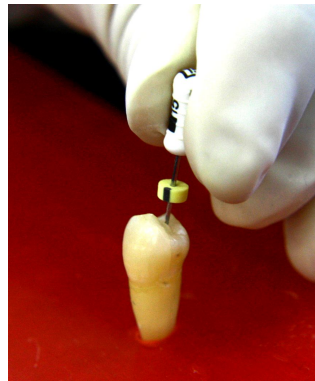


Fig 2. Instrumentação endodôntica.

Durante o procedimento de alargamento dos condutos radiculares foram utilizados como agentes de irrigação o hipoclorito de sódio 5% e o EDTA 17%. A irrigação final foi realizada com 10 ml de água destilada, e os canais foram secos com pontas de papel absorvente (Dentsply, Petrópolis, RJ, Brasil). Os canais radiculares foram obturados pela técnica de condensação lateral com cones principais de gutta-percha (Dentsply, Petrópolis, RJ, Brasil), cones acessórios de gutta-percha (Dentsply, Petrópolis, RJ, Brasil), e o cimento endodôntico Sealer 26 (Dentsply, Petrópolis, RJ, Brasil). (Fig 3)



Fig 3. Material de obturação endodôntica utilizado.

A plastificação dos cones de gutta-percha foi realizada pela técnica termoplástica híbrida (McSpadden condenser; Dentsply Maillefer, Weybridge, Reino Unido). O excesso extra-coronário de gutta-percha foi removido usando condensadores aquecidos (Duflex; SS White, Rio de Janeiro, RJ, Brasil). A condensação vertical foi realizada com os mesmos instrumentos, a câmara pulpar foi selada com cimento provisório Coltosol (Vigodent, S/A, Rio de Janeiro, RJ, Brasil). O limite apical do tratamento endodôntico foi determinado a 1 mm aquém do forame apical. Os espécimes foram armazenados em água destilada e mantidos a 37° C por 7 dias.

3. Preparo dos Corpos-de-prova para Análise da Interface Adesiva

As superfícies coronárias de cada dente foram seccionadas a 2 mm acima da JCE perpendicular ao seu longo eixo (Fig. 6) com o disco diamantado de baixa velocidade Isomet 1000 (Buehler, Illinois, USA) (Fig. 4 e 5) e irrigação de água.



Fig 4. Máquina de corte Isomet 1000.



Fig 5. Corte da coroa dos dentes.



Fig 6. Dente com remanescente coronário de 2 mm.

4. Preparo dos corpos-de-prova para análise da interface adesiva

Para a realização da análise da interface adesiva entre D/C foram utilizadas 15 amostras que foram divididas aleatoriamente em 3 grupos com cinco dentes em cada grupo, de acordo com o tipo do cimento resinoso:

- Grupo 1 (G1): sistema adesivo Adper Scotchbond Multipurpose + cimento resinoso dual RelyX ARC (3M/ESPE, St. Paul, MN, EUA);

- Grupo 2 (G2): sistema adesivo Adper Scotchbond Multipurpose + cimento resinoso dual AllCem (FGM, Joinville, SC, Brasil);

- Grupo 3 (G3): cimento resinoso dual autoadesivo RelyX U100 (3M/ESPE, St. Paul, MN, EUA).

Os materiais utilizados neste estudo estão dispostos na Tabela 1.

Tabela 1. Descrição dos materiais utilizados no estudo.

Material	Marca Comercial	Composição	Fabricante	Numero de série
Pino fibra de vidro	White Post DC 1	Fibra de vidro, resina epóxi, carga inorgânica, silano, promotores de polimerização.	FGM Produtos Odontológicos LTDA	060709
Ácido Fosfórico	Adper Scotchbond Multi-Use Plus	Ácido fosfórico 35% com pH de 0,6 e espessante.	3M ESPE	F/L11dez10
Sistema adesivo	Adper Scotchbond Multipurpose	Primer: solução aquosa de 2-hidroxietilmetacrilato (HEMA) e copolímero de ácido polialcenólico. Adesivo: solução de Bisglicidilmetacrilato (BisGMA) e 2-hidroxietilmetacrilato combinados com sistema de iniciação de polimerização (amina).	3M ESPE	Primer 9CC Adesivo 9RL
Silano	Rely X Ceramic Primer	Solução hidrolisada de fase única (silano).	3M ESPE	9AB
Cimento resinoso	Rely X ARC	Pasta A: 68% de partículas de carga (zircônia/silica), pigmentos, amina e sistema fotoiniciador. Pasta B: 67% de partículas de carga, peróxido de benzoíla.	3M ESPE	GX9JK

Rely X U100	Pasta Base: fibra de vidro, ésteres ácido fosfórico metacrilato, dimetacrilato de trietilenoglicol, sílica tratada com silano e persulfato de sódio. Pasta Catalisadora: fibra de vidro, dimetacrilato substituído, sílica tratada com silano, p-toluenosulfonato de sódio e hidróxido de cálcio.	3M ESPE	343485
AllCem	Pasta Base: monômeros metacrílicos (TEGDMA, Bis EMA e BisGMA), canforoquinona, co-iniciadores, micro-partículas de vidro de bário alumino-silicatos, nanopartículas de dióxido de silício, pigmentos inorgânicos e conservantes. Pasta Catalisadora: Monômeros metacrílicos, peróxido de dibenzoíla, estabilizantes, micropartículas de bário-alumino-silicatos e 66 a 67% de peso de carga.	FGM Produtos Odontológicos LTDA	131107

A guta-percha foi parcialmente removida com calcadores aquecidos (Duflex; SS White, Rio de Janeiro, RJ, Brasil).

Pinos de fibra de vidro translúcidos White Post DC 1 (FGM, Joinville, SC, Brasil) (Fig. 7), foram utilizados neste estudo. O canal radicular de cada espécime foi alargado com brocas de baixa rotação (FGM, Joinville, SC, Brasil) fornecidas pelo fabricante do sistema de pinos (Fig. 8). A profundidade do preparo intrarradicular foi de 10 mm da JCE, com o diâmetro do espaço para o pino, sendo padronizado para todos os dentes^{12,13}. Após o preparo foi realizada a prova e corte dos pinos. A irrigação final foi realizada com solução de NaOCl 5% e água destilada e, posteriormente, secos com pontas de papel absorvente (Dentsply, Petrópolis, RJ, Brasil) para todos os grupos.



Fig 7. Pino de fibra de vidro translúcido White Post DC 1 (FGM).

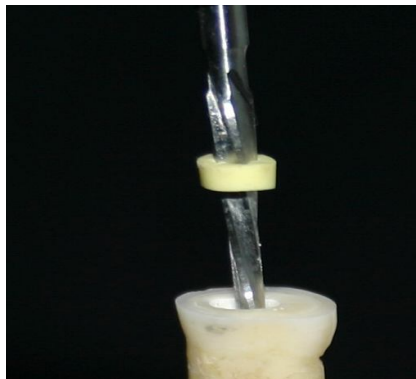


Fig 8. Preparo do canal com broca fornecida pelo fabricante do pino.

Os pinos de fibra de vidro foram limpos com álcool 70% e secos com ar. Posteriormente, foi aplicado o agente silano Ceramic primer (Rely X, 3M/ESPE, St. Paul, MN, EUA), e seco com ar por 5 segundos.

Nos Grupos 1 e 2, os canais foram condicionados com ácido fosfórico 37% por 15 segundos, lavados com água destilada por 15 segundos e, em seguida, secos com pontas de papel absorvente. Uma camada de primer Adper Scotchbond Multipurpose foi aplicada no interior do canal radicular, levemente seco com ar por 5 segundos. Em seguida, foi aplicada duas camadas de adesivo por meio de uma ponta aplicadora específica para canais radiculares (Points SDI Limited, Cologne, Alemanha). O excesso de adesivo foi removido usando pontas de papel absorvente e fotoativado por 10 segundos (Optilux Demetron 500, Kerr, Danbury, EUA).

Os cimentos resinosos duais RelyX ARC (3M/ESPE, St. Paul, MN, EUA) (Fig. 9) e AllCem (FGM, Joinville, SC, Brasil) (Fig. 10) foram aplicados com uma seringa Centrix (DFL, Rio de Janeiro, RJ, Brasil) no interior do canal radicular e o excesso de cimento foi removido. O pino de fibra de vidro translúcido foi posicionado no interior do canal radicular e estabilizado por 3 minutos com pressão digital. Os cimentos resinosos foram fotoativados através do pino por 40 segundos (Optilux Demetron 500, Kerr, Danbury, EUA).



Fig 9. Cimento resinoso dual Rely X ARC (3M ESPE).



Fig 10. Cimento resinoso dual AllCem (FGM).

No Grupo 3 foi utilizado o cimento resinoso dual denominado autoadesivo Rely X U100 (3M/ESPE, St. Paul, MN, EUA) (Fig. 11). As paredes dos canais radiculares foram lavadas com água destilada e levemente secas com pontas de papel absorvente. O cimento resinoso foi aplicado no interior dos canais radiculares por meio de uma seringa Centrix, e o excesso foi subseqüentemente removido. Após o posicionamento do pino no interior do

canal radicular, este foi estabilizado por 3 minutos com pressão digital e o cimento resinoso foi fotoativado por 40 segundos (Optilux Demetron 500, Kerr, Danbury, EUA).



Fig 11. Cimento resinoso dual autoadesivo Rely X U100 (3M ESPE).

Todos os dentes com os pinos cimentados foram armazenados por 24 horas em água destilada a 37°C.

Para a realização da análise da interface adesiva entre D/C somente a metade dos espécimes foi utilizada. Os outros espécimes foram submetidos ao teste de carga compressiva.

5. Preparo dos Espécimes sem a Aplicação de Carga

Para avaliar a interface D/C, as porções apicais das amostras foram removidas e as amostras seccionadas longitudinalmente com disco diamantado com baixa velocidade Isomet 1000. Os cortes foram polidos com lixas de silicone de granulação 600, 800, 1000, 1200 (Norton Saint Gobain, Rio de Janeiro, RJ Brasil) sob água corrente (Fig.12). Em seguida, os espécimes foram levados ao ultrassom (DabiAtlante, Ribeirão Preto, SP, Brasil) por 10 minutos. Posteriormente, foram realizadas impressões com silicone por adição (Adhesil, Vigodent S/A, Rio de Janeiro, RJ, Brasil) das superfícies dentais para a obtenção das réplicas de resina epóxica (Alpha Resiqualy, Curitiba, PR,

Brasil), com a finalidade de serem observadas em MEV no aparelho Shimadzu modelo SSX-550 (Shimadzu, Kyoto, Japão) (Fig. 13).



Fig 12. Corte longitudinal da raiz.



Fig 13. Molde para confecção da réplica.

6. Preparo dos Espécimes submetidos à carga compressiva

Os espécimes foram incluídos em anéis de PVC (20 mm de diâmetro e 14 mm de altura), com resina acrílica (Jet, Clássico, São Paulo, SP, Brasil) até a JCE.

Para simular a presença do ligamento periodontal dos espécimes a serem testados, foi aplicado uma fina camada da pasta fluida do silicone por adição (Adhesil, Vigodent S/A, Rio de Janeiro, RJ, Brasil), nas raízes (Fig.14).

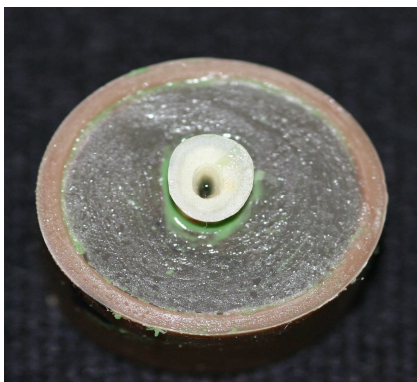


Fig 14. Simulação do ligamento periodontal.

Para a realização dos preparos cervicais da porção coronária do remanescente dental foram utilizadas pontas diamantadas 1014, 4138, 4138 F e 4138 FF (KG Sorensen, São Paulo, SP, Brasil) (Fig. 15).

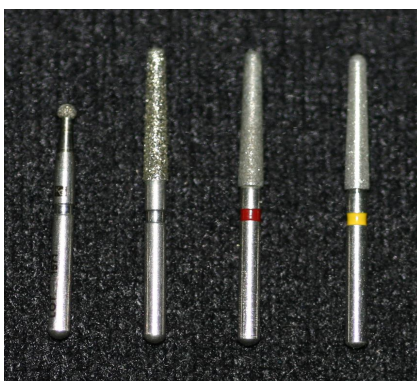


Fig 15. Pontas diamantadas utilizadas para o preparo coronário.

Para uma padronização das espessuras do preparo, os espécimes foram moldados com silicone por adição (Adhesil, Vigodent S/A, Rio de Janeiro, RJ, Brasil), obtendo assim um guia. Em todos os espécimes foram confeccionados preparos para coroa total com 1 mm de espessura e 2 mm de altura, mantendo a mesma distância do corte inicial que era de 2 mm da JCE (Fig. 16). Estas espessuras foram avaliadas com o auxílio da sonda milimetrada (Figs. 17 e 18) .

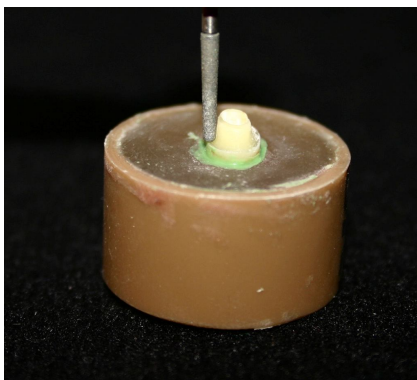


Fig 16. Refinamento do preparo com ponta diamantada KG 4138 FF.

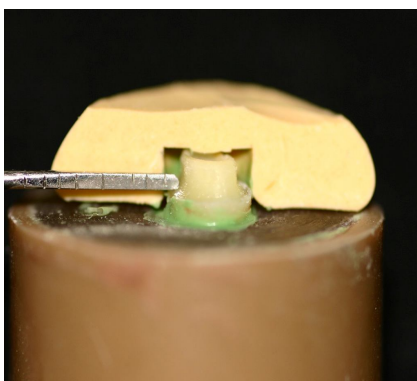


Fig 17. Medição de 1 mm de espessura de preparo.

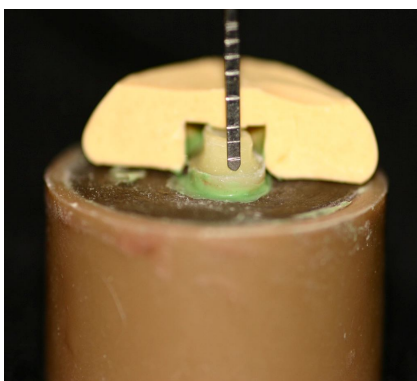


Fig 18. Medição de 2 mm de remanescente coronário.

Para a cimentação dos pinos de fibra de vidro foi utilizado o mesmo procedimento descrito anteriormente para a análise da interface adesiva (Fig. 19).

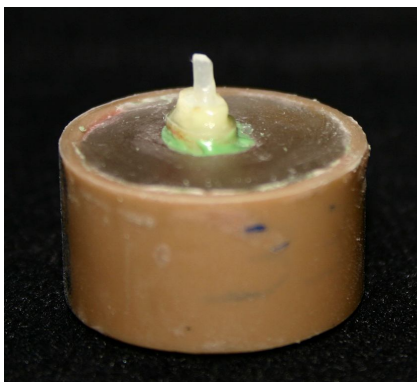


Fig 19. Cimentação do pino.

Para a obtenção das coroas anatômicas foi utilizado um pré-molar hígido que serviu como modelo padrão. Para a obtenção do padrão coronário foi confeccionada uma coroa de acetato no plastificador à vácuo Nite White (Nite White, Culver City, Califórnia, EUA) (Fig. 20).

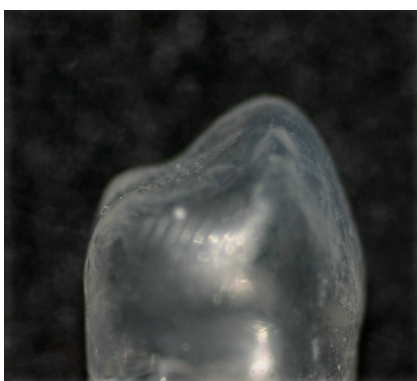


Fig 20. Coroa padrão de acetato.

Para a restauração da coroa, o remanescente dental foi condicionado com ácido fosfórico 37% (Cond Ac 37, FGM, Joinville, SC, Brasil) por 15 segundos, lavado com água por 15 segundos e seco com papel absorvente deixando a dentina levemente úmida. Uma camada de primer Adper Scotchbond Multipurpose (3M/ESPE, St. Paul, MN, EUA) foi aplicada e 20 segundos após, foram aplicadas duas camadas do adesivo Adper Scotchbond Multipurpose (3M/ESPE, St. Paul, MN, EUA) com um intervalo de 30 segundos

para evaporação do solvente. A superfície foi polimerizada por 20 segundos com lâmpada halógena (Optilux Demetron 500, Kerr, Danbury, EUA). Foram aplicadas camadas de 2 mm de espessura de resina composta (Filtek Z350; 3M/ESPE, St. Paul, MN, EUA) ao redor do pino pré-fabricado e fotoativadas por 20 segundos. Para obter a forma de coroa, o molde de acetato foi preenchido com resina composta e fotoativado por 40 segundos. Após a polimerização, os moldes de acetato foram removidos (Fig. 21).

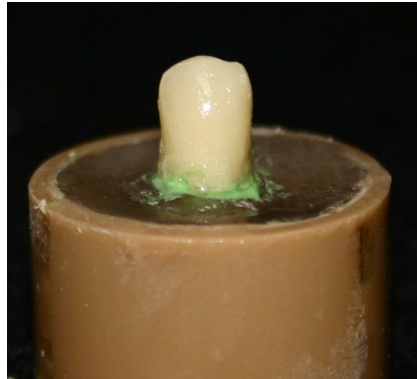


Fig 21. Confeção da coroa em resina composta Filtek Z 350 (3M ESPE).

Os espécimes foram submetidos ao teste de compressão na máquina universal de ensaios (EMIC, São José dos Pinhais, PR, Brasil) com um dispositivo para padronizar a inclinação do espécime na base do equipamento. Uma força de 220 N foi aplicada a 135° na vertente triturante vestibular dos pré-molares inferiores com velocidade de 1 mm/min^{14,15} (Fig. 22).

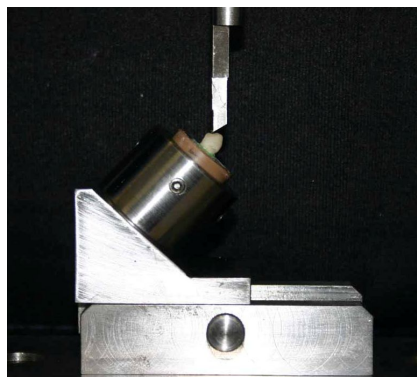


Fig 22. Aplicação de carga de 220 N a 135°.

Após 24 horas de armazenamento em água destilada a 37°C, os espécimes foram submetidos aos mesmos procedimentos para a obtenção de réplicas de resina epóxica para análise da interface adesiva D/C.

7. 1.6 Preparo dos espécimes para o MEV e obtenção dos valores das medidas para linha de cimentação e interface adesiva

As réplicas foram montadas no suporte metálico, metalizadas com liga de ouro e observadas em MEV (Shimadzu, modelo SSX-550, Shimadzu, Kyoto, Japão). Foram realizadas imagens das interfaces adesivas entre dentina-cimento-pino obtidas a partir dos terços cervical, médio e apical nas regiões mesial e distal ao pino (Fig.23).

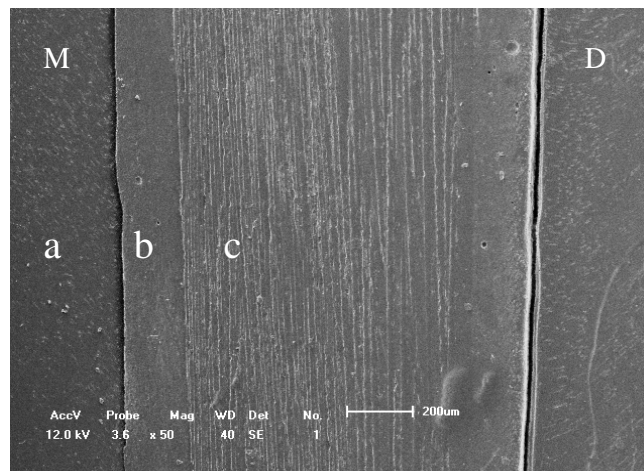


Fig 23. Imagem terço médio: a) dentina; b) cimento resinoso; c) pino de fibra de vidro. M: mesial; D: distal.

Primeiramente foi obtida uma imagem de cada terço radicular do espécime com aumento de 50X (Fig. 24B). Cada imagem permitiu avaliar a

continuidade adesiva ou a presença de fendas e a espessura da linha de cimentação (Fig. 24 E).

Posteriormente, selecionou-se a área mais representativa do terço radicular do espécime para ambas as faces (Mesial e Distal) e obteve-se outra imagem de maior aumento (500x). Esta segunda imagem pode confirmar a presença ou não de fenda (Fig. 24C, 24D). Para ambas as medições foi utilizado o Programa Image Tool versão 3.0, onde as medidas foram executadas pela calibração das medições espaciais de acordo com a escala numérica determinada no MEV.

Para mensuração da linha de espessura do cimento foi determinada a região média de cada imagem, considerando-se o espaço entre a dentina e o pino intrarradicular, região referente à linha de cimentação.

Para a avaliação das fendas foi realizada a mensuração da maior amplitude em cada terço radicular. Esta imagem foi dividida em três partes iguais, onde foram realizadas 3 medições em cada região.

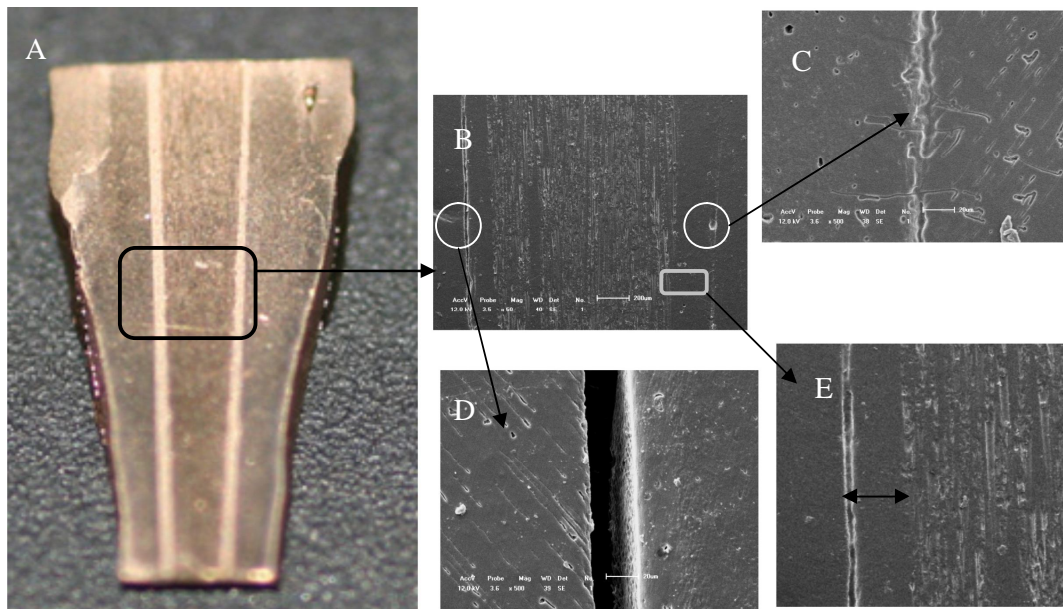


Fig. 24. Esquema representando as imagens realizadas na microscopia eletrônica de varredura. A: réplica da secção do espécime; B: imagem do terço cervical (50 X); C: imagem da região com ausência de fenda na interface dentina-cimento resinoso (500 X); D: imagem da região com presença de fenda na interface dentina-cimento resinoso (500 X); E: imagem da região onde foi realizada a medição da espessura da linha de cimentação (50 X).

8. Análise Estatística

8.1 Análise dos dentes

Para verificar a homogeneidade do comprimento dos dentes, o teste de Kolmogorov Smirnov foi realizado ($p < 0,05$) obtendo-se um valor médio de $22,66 \pm 1,09$ mm.

8.2 Análise das Interfaces adesivas entre dentina/cimento

Para a análise das medidas das fendas em diferentes terços radiculares com diferentes cimentos resinosos foi realizado o teste de homogeneidade de Levene, ANOVA modelo fatorial completo a dois critérios ($p < 0,05$). Uma vez que as variâncias se apresentaram heterogêneas, foi aplicado o teste de múltiplas comparações de Games-Howell ($p < 0,05$).

Para avaliação da porcentagem de continuidade adesiva, foi utilizado o teste de Qui-quadrado ($p < 0,05$).

8.3 Análise da da espessura da linha de cimentação

Para a análise da espessura da linha de cimentação foi realizado o teste de homogeneidade de Levene, ANOVA a dois critérios ($p < 0,05$). Uma vez que as variâncias se apresentaram heterogêneas, foi aplicado o teste de múltiplas comparações de Games-Howell ($p < 0,05$).

ANEXO 3 – REVISÃO DE LITERATURA

1. Assif D, Gorfil C. Biomechanical considerations in restoring endodontically teeth: Journal of Prosthetic Dentistry 1994;71(6):565-7.

Assif e Gorfil (1994) realizaram uma revisão de literatura onde enfatizaram as considerações biomecânicas na restauração de dentes tratados endodonticamente. Relataram que o tratamento endodôntico gera numerosos problemas devido à destruição coronária por cáries dentais, fraturas e restaurações prévias ao tratamento endodôntico. Isso resulta em perda de estrutura dentária e redução da capacidade de resistência dentária a forças intra-orais. Além disso, dentes tratados endodonticamente tornam-se mais enfraquecidos pela desidratação que era anteriormente suplementada pela polpa e, pela perda de dentina intra-radicular devido ao procedimento de instrumentação do canal. Afirmam que quando os pinos e núcleos foram introduzidos na odontologia, a filosofia inicial era reforçar as estruturas dentárias para prevenir futuras fraturas e que existem três filosofias básicas: a de reforço do dente contra cargas oclusais; a que se opõe ao uso de pinos nos canais devido a esses enfraquecerem os dentes; e a que acredita que existe uma melhora apreciável da resistência dos dentes às cargas oclusais. Porém, os autores criticaram a teoria de utilização dos pinos para reforço das estruturas dentárias e defenderam o uso de pinos somente em casos onde se tem pouco remanescente coronário e há a necessidade de sustentar uma restauração definitiva, pois segundo a observação biomecânica de um elemento dentário, sabe-se que o eixo rotacional está localizado na crista alveolar, e quando a força incide na superfície lingual de um dente, essa é a região de fulcro e são geradas tensões de tração e compressão e no centro do

dente, no sentido longitudinal, localiza-se a área neutra, ou seja, onde é introduzido o pino. Dessa forma os autores questionaram a necessidade da utilização de pinos, pois acreditam que ele não reforça o dente porque eles absorvem o mínimo de forças, mas enfatizaram que o importante é não enfraquecê-lo, defendendo técnicas restauradoras conservadoras.

2) Akkayan B, Gulmez T. Resistance to fracture of endodontically treated teeth restored with different post systems. Journal of Prosthetic Dentistry 2002;87(4):431-7.

Investigaram as diferenças da resistência à fratura e o modo de fratura de dentes tratados endodonticamente com pinos de titânio, zircônia, quartzo e fibra de vidro. Foram selecionados 40 caninos hígidos, cujas coroas foram removidas e canais tratados e obturados com guta-percha e AH-26. O comprimento dos pinos foi padronizado com 11 mm. A guta-percha foi removida a uma profundidade de 8 mm e os canais preparados para receber os pinos. Os pinos foram divididos no grupos: Grupo1- pino de titânio Filpost (Filhol Dental), Grupo 2- pino de quartzo DT Light Post (RTD), Grupo 3- pino de fibra de vidro Para Post Fiber White (Coltene/Whaledent), Grupo 4- pino de zircônia CosmoPost (Ivoclar). Todos os pinos foram cimentados com sistema adesivo Single Bond (3M/ESPE) e cimento resinoso dual RelyX ARC (3M/ESPE) de acordo com as instruções do fabricante. O núcleo de preenchimento foi confeccionado com sistema adesivo Single Bond e resina composta Valux Plus (3M/ESPE). Coroas metálicas foram confeccionadas e os dentes incluídos em blocos de resina com silicone por condensação Speedex (Coltene) simulando o ligamento periodontal. Os espécimes foram submetidos à uma força compressiva na sua face palatina em um ângulo de 130º com o

longo eixo do dente a uma velocidade de 1 mm/min. Os testes ANOVA um critério e Tukey foram utilizados para a análise da resistência à fratura e o teste do Chi-quadrado foi utilizado para a avaliação do modo de falha. Os resultados demonstraram valores de resistência à fratura de 66,95 para o Grupo 1; 91,20 para o Grupo 2; 75,90 para o Grupo 3; e 78,91 para o Grupo 4. Os pinos de fibra de quartzo apresentaram maior resistência à fratura que os demais pinos utilizados no estudo. Os autores concluíram que os espécimes que utilizaram pinos dos grupos 2 e 3 apresentaram modos de fratura passíveis de reparo e dos grupos 1 e 4 apresentaram falhas catastróficas.

3) Asmussen E, Peutzfeld A, Heitmann T. Stiffness, elastic limit, and strength of newer types of endodontic posts. J Dent. 1999;27:275-278.

Avaliaram a dureza, o limite elástico e a resistência de quatro pinos intraradiculares sendo eles: dois de zircônia Biopost e Cerapost, um pino de titânio PCR com tratamento especial para aderência da resina composta utilizada para confecção do núcleo de preenchimento, e pino em fibras de carbono Composipost. Foram confeccionados canais radiculares artificiais em um bloco de metal com diâmetros correspondentes aos dos pinos. Os pinos foram cimentados com Panavia 21 (Kuraray). Após o endurecimento do agente cimentante por 24 hs a 37° C, os espécimes foram posicionados em uma Máquina Universal de Ensaio (Instron) e carregados a uma velocidade de 5 mm/min para produzir uma curva de força X deformação, determinando a dureza, o limite elástico e a resistência dos pinos. Os valores dos desvios padrões foram calculados e os dados foram analisados pelo significado da análise de variância e teste-t Student a um nível de significância de $p < 0.05$. Os valores de dureza, limite elástico e resistência se distribuíram de forma

crescente da seguinte forma: Composipost < PCR < Cerapost < Biopost, respectivamente. Os autores concluíram que existem diferenças consideráveis no que se refere às propriedades mecânicas dos pinos estudados. Os pinos mais rígidos são o metálico e o de zircônia e essa rigidez pode dificultar uma futura remoção necessária do pino por falha da restauração. Os autores também relataram que os pinos em fibras de carbono possuem um módulo de elasticidade menor o que sugere uma distribuição mais uniforme das cargas na estrutura dentária quando comparados aos metálicos, porém necessita-se de mais estudos para suportar esses resultados.

4) Reid LC, Kazemi RB, Meiers JC. Effect of fatigue testing on core integrity and post microleakage of teeth restored with different post systems. Journal of Endodontics 2003;29:125-31.

Avaliaram a estabilidade do complexo coroa/pino e microinfiltração entre coroa/pino/cimento à fadiga. 60 dentes unirradiculares humanos foram selecionados, suas coroas removidas e seus canais tratados endodonticamente e obturados com guta-percha e AH-26 (De Trey). A guta-percha foi removida em uma profundidade de 11 mm e os canais preparados com brocas 2 e 3 do sistema de pinos C-Post, padronizando o espaço em 1,5 mm de diâmetro e 11 mm de profundidade. Os espécimes foram divididos de acordo com o sistema de pinos: Grupo 1- 1,4 mm C-Post (Bisco); Grupo 2- 1,4 mm Esthetic C-Post (Bisco); Grupo 3- 1,25 mm Fibrekor Post (Jeneric/Pentron); Grupo 4- 1,4 mm CosmoPost (Ivoclar/Vivadent); Grupo 5- 1,5 mm Titanium Para Post (Whaledent). Os pinos dos Grupos 1 a 4 foram cimentados com sistema adesivo Prime&Bond NT, Self-cure Activator (Dentsply Caulk) e cimento resinoso Cement-It (Jeneric/Pentron) de acordo com as

recomendações dos fabricantes. Os pinos de titânio do Grupo 5 foram cimentados com cimento fosfato de zinco (Mission Dental). As porções coronárias foram reconstruídas com resina composta Tetric Ceram (Ivoclar/Vivadent). Os espécimes foram embebidos em resina acrílica, as porções coronárias receberam um preparo para padronização da aplicação da força na máquina de ensaios. As amostras foram adaptadas a um equipamento de filtração de fluidos e submetidas ao impacto a 45° em uma frequência de 3 Hz por um total de 100.000 ciclos. Depois de 60.000 impactos, as amostras foram termocicladas. A integridade das coroas e a microinfiltração dos pinos foram avaliadas periodicamente. Os dados foram analisados por meio dos testes ANOVA e Tukey. Não foram detectados deslocamentos das coroas de todos os grupos. O grupo 5 apresentou maior microinfiltração que os demais grupos.

5) Hedlund SO, Johansson NG, Sjogren G. Retention of prefabricated and individually cast root canal posts in vitro. Brazilian Dental Journal 2003;195:155-8, discussion 147.

Avaliaram a perda de retenção de pinos pré-fabricados de diferentes materiais ao canal radicular. Foram selecionados os pinos CosmoPost, Composipost carbon fibres, Composipost Aestheti-Plus, Composipost Light-Post e Para Post Fiber White. Os pinos de fibra foram aderidos ao substrato de espécimes preparados de 70 pré-molares humanos unirradiculares com cimento resinoso e os núcleos de preenchimento reconstruídos com resina composta de acordo com as recomendações dos fabricantes. Os núcleos fundidos em ouro foram unidos com cimento fosfato de zinco. Os espécimes foram incluídos em resina acrílica e submetidos à uma força de tração em uma

máquina universal de ensaios a uma velocidade de 0,5 mm/min. Os dados foram analisados por meio dos testes de ANOVA e de Fisher PLSD. O Cosmopost apresentou os menores valores de retenção inclusive quando comparado ao núcleo fundido em ouro. A retenção do Composipost Light-Post foi maior que do ParaPost Fiber White. Os autores sugeriram que pinos cerâmicos de óxido de zircônia possuem adesão fraca aos cimentos resinosos.

6) Nakabayashi N, Kojima K, Masuhara E. The promotion of adhesion by infiltration of monomers into tooth substrates. Journal of Biomedical Materials Research 1982;16:265-73.

Estudaram a adesão de um bastão de acrílico à dentina e esmalte condicionados por meio do 4-META. Os substratos foram condicionados com ácido cítrico 10% e solução de cloreto de ferro 3%. Foram utilizados monômeros que contêm grupos hidrofílicos e hidrofóbicos. O 4-META promoveu a infiltração dos monômeros nos tecidos duros, obtendo-se uma boa adesão aos substratos (18 MPa – dentina condicionada) que foi testada por meio do teste de tração. A microscopia eletrônica de varredura foi utilizada para confirmar a afinidade dos monômeros aos tecidos duros.

7) Nakabayashi N, Takahara K. Effect of HEMA on bonding to dentin. Dental Materials 1992;8:265-130.

Investigaram a efetividade do tratamento dentinário com HEMA (2-hidroxiutil metacrilato) previamente à aplicação do adesivo dentinário à base de 5% de 4-metacriloxietil trimelitato anidro (4-META) em metil metacrilato (MMA) combinado com PMMA. A dentina bovina foi desmineralizada com duas soluções de: ácido cítrico 10% e cloreto férrico 3% (10-3) ou em solução de ácido cítrico 10% (10-0) por 10 s. O primeiro grupo foi dividido em 2 subgrupos,

sendo em um deles aplicada uma mistura de 4-metacriloxietil trimelitato anidro, metilmetacrilato, tri-n-butil borano e 0,1 g de pó de PMMA (adesivo 4-META/MMA-TBB). Um cilindro de PMMA foi posteriormente aderido à superfície do espécime e submetidos ao teste de tração a uma velocidade de 2,0 mm/min até a falha. A interface adesiva foi observada em MEV. Outros espécimes foram desmineralizados com HCl e observados em MEV. Os mesmos espécimes foram imersos em NaOCl 1% para remoção do colágeno e observados em MEV. Finos cortes da interface foram preparados e descalcificados para serem observados em MET. Os resultados revelaram que o HEMA promoveu melhores valores de resistência adesiva. A resistência adesiva foi dependente do tempo de aplicação do HEMA. Os espécimes tratados com 10-3 apresentaram no MEV formação de camada híbrida reforçada. Os espécimes tratados com solução 10-0 não apresentaram formação de camada híbrida, porém os que receberam além do ácido cítrico o HEMA, apresentaram maior resistência à tração (13 MPa). Os íons férricos melhoraram a difusibilidade dos substratos dentinários, assim como o HEMA. Os autores concluíram que o HEMA aumenta a difusão do monômero facilitando a formação da camada híbrida.

8) Bandéca MC, Kassem AS, Nadalin MR, Queiroz RS, Calvijo VRG, Saad JCR. Influence of storage times on bond strength of resin cements to root canal. Materials Research 2010;13(1):25-8.

Bandéca et al., (2010) avaliaram a resistência adesiva entre cimentos resinosos duais fotoativados com lâmpadas halógenas em diferentes tempos de armazenamento (24 h, 48 h e 7 dias) após a fotoativação. Foram selecionados dentes cujas coroas foram removidas, os canais preparados e

obturados endodonticamente com AH Plus (Dentsply De Trey). As raízes foram divididas em oito grupos. Nos grupos I, II, III e IV foram fixados pinos Exacto (Angelus) com sistema adesivo ED Primer cimento resinoso Panavia F 2.0 (Kuraray) e nos grupos V, VI, VII, e VIII com Rely X U100 (3M/ESPE) de acordo com as instruções dos fabricantes. Nos grupos I e V as amostras foram testadas imediatamente as outras amostras foram armazenadas em água destilada a 37°C por 24, 48 horas e 7 dias. Em seguida, foram cortadas perpendicularmente ao seu longo eixo em discos de 1 mm de espessura. Os discos foram preparados com brocas cilíndricas 1090 (KG) e submetidos ao teste de microtração com velocidade de 0,5 mm até a falha. A análise de variância ANOVA e de Tukey revelaram diferenças significativas entre os grupos testados imediatamente após a fotoativação e 24 h e entre os grupos testados após 48 h e 7 dias. Não foram encontradas diferenças significativas entre os cimentos Panavia F 2.0 e Rely X U100. Os cimentos resinosos testados após o armazenamento de 24 e 48 h não apresentaram diferenças significativas entre si. Os autores concluíram que ambos os cimentos resinosos apresentaram semelhantes resistências adesivas no interior do canal em diferentes tempos de armazenamento e que os maiores valores de resistência adesiva foram encontrados para os grupos testados após 7 dias pelo fato de se obter um maior grau de conversão de monômeros em polímeros após esse período.

9) Radovic I, Corciolani G, Magni E, Krstanovic G, Pavlovic V, Vilicevic ZR, Ferrari M. Light transmission through fiber post: the effect on adhesion, elastic modulus and hardness of dual-cure resin cement. Dent Mater. 2009;25(7):837-44.

O objetivo desse estudo foi determinar a transmissão de luz em diferentes níveis dos pinos e através da porção apical de 2 pinos que diferem na condução da luz por meio de medição espectrofotométrica, investigar como o tipo de pino influencia na continuidade das interfaces cimento-dentina radicular e cimento-pino de fibra e avaliar quanto o tipo de pino pode influenciar no módulo elástico e dureza da camada de cimento. Foram selecionados 2 tipos de pinos, sendo um opaco branco (Tech 21 X-OP/ Isasan, Rovello Poro, Italy) e outro translúcido (DT Light Post /RTD, St Egrevé, France) posicionados sobre um fundo preto. Uma fibra óptica de 50 μm (P50-2-UV-VIS, Ocean Optics, FL, USA) conectada a um espectrofotômetro (PSD1000, Ocean Optics, FL, USA) foi posicionada perpendicularmente ao pino em diferentes níveis da raiz (2, 5 e 8 mm do ápice). A fibra óptica foi conectada a um programa de análise do espectro (OOIBase 32, Ocean Optics). Foi avaliada a amostra de ftons recebidos pelo espectrofotômetro a 470 nm. Posteriormente, foram selecionados 20 pré-molares, cujas coroas foram removidas e suas raízes tratadas endodonticamente com selador Acroseal (Septodont). Os pinos foram fixados com cimento resinoso dual Calibra (Dentsply Caulk) e sistema adesivo dual X-Bond e ativador de autopolimerização (Dentsply Caulk). O cimento resinoso foi introduzido com uma lentulo. Após 7 dias os espécimes foram cortados no eixo longitudinal, polidos, descalcificados e obtidas réplicas de resina epoxica. As réplicas foram submetidas ao MEV e as fendas e descontinuidades das interfaces medidas. As áreas de continuidade das interfaces foram expressas em porcentagens. Os espécimes foram submetidos ao teste de dureza Vickers para avaliar o módulo elástico e a dureza Vickers das camadas de cimento. Os resultados demonstraram que não houve

transmissão de luz através do pino Tech 21 X-OP e que para o DT Light Post houve um pequeno decréscimo de luz de cervical para apical. Os espécimes de Tech 21 X-OP apresentaram menor porcentagem de continuidade das interfaces, sendo menor no terço apical. Para ambos os pinos houve presença de fendas na interface cimento-dentina localizadas entre sistema adesivo e cimento. O módulo elástico e a dureza Vickers diminuíram do terço coronário para o apical em ambos os grupos. Para o pino Tech houve redução do módulo elástico e da dureza Vickers do terço coronário para o apical, enquanto para o DT Light Post não houve diferenças significativas entre os terços. Quando comparados os 2 pinos, o Tech apresentou propriedades menores que o DT Light Post para os terços médio e apical. Os autores concluíram o pino de fibra opaco não apresentou capacidade de transmitir luz, resultando em menor porcentagem de continuidade das interfaces cimento-dentina e cimento-pino se comparado com o pino de fibra translúcido. O Módulo elástico e a dureza Vickers da camada de cimento diminuiu significativamente do terço coronário para o apical, sendo maiores para o pino translúcido.

10) Prisco D, De Santis R, Mollica F, Ambrosio L, Rengo S, Nicolais L. Fiber post adhesion to resin luting cements in the restoration of endodontically-treated teeth. Oper Dent. 2003;28(5):510-21.

Avaliaram a resistência à fratura da interface de quatro sistemas pino-cimento por meio de um teste mecânico *in vitro* de *pull-out* e, posteriormente estudaram a distribuição das tensões na camada de cimento utilizando o Método dos Elementos Finitos (MEF). Quarenta terceiros molares foram selecionados e utilizados para obter 40 discos de dentina da porção média da coroa (espessura de 2 mm). Foi realizado um orifício no centro de cada disco

de dentina (diâmetro de 2,4 mm) e quatro diferentes pinos (diâmetro de 2 mm) foram cimentados no interior dos orifícios de acordo com as instruções dos fabricantes. Quatro diferentes combinações pinos de fibra-cimento foram utilizadas: pino de fibras de carbono (PFC) (Composipost RTD) + cimento quimicamente polimerizável (C&B Cement, BISCO); pino híbrido (fibras de carbono recobertas com fibras de vidro) (White Aesthetic plus RTD) + C&B; pino de fibras de vidro (Aesthetic post RTD) + C&B e pino de fibras de vidro com matriz de resina epóxi translúcida (Light post RTD) + cimento resinoso dual (Duo-link cement, BISCO). As amostras foram fotoativadas usando uma lâmpada halógena (Optilux, Demetron Research Corporation) por 40 segundos. Na análise computacional, foram simulados dois tipos de forças, uma na qual a superfície superior de dentina foi carregada, enquanto que o cimento ficou com movimentação vertical livre durante a aplicação da força, e outra, onde cerca de 3/4 da superfície livre do cimento foi carregada com a dentina. Os pinos foram considerados isotrópicos e os cimentos isotrópicos elásticos. A geometria simetricamente axial permitiu o desenvolvimento de um modelo bi-dimensional que foi solucionado no programa Ansys 5.6 (Swanson Corp). Posteriormente, foi realizado o teste de *pull-out* com uma máquina Instron 4204 a uma velocidade de 2.0 mm/min na direção axial do pino. O deslocamento axial do pino foi monitorado usando um extensômetro Instron 2620-601 posicionado entre o disco de dentina e o pino. Foi calculada a média de resistência adesiva da interface pino-cimento. Os resultados da resistência adesiva máxima para cada sistema pino-cimento demonstraram que não houve diferenças significativas entre as amostras. A análise de Elementos Finitos demonstrou que houve uma maior concentração de tensões na interface pino-

cimento que na interface cimento-dentina e, que a distribuição das tensões ao longo da interface pino-cimento não é uniforme, tendo o valor máximo próximo da superfície superior da camada de cimento e diminuindo lentamente até a base. Esse valor máximo é a média das tensões de cisalhamento para todos os sistemas pino-cimento que foram considerados. A distribuição das tensões no cimento resinoso foi semelhante para os quatro sistemas pino-cimento, sugerindo que não existe um relacionamento direto com o tipo de fibra de reforço do pino. Os autores concluíram que ocorreram mais fraturas na interface pino-cimento devido à diferença relativa de rigidez entre o cimento e o pino ser maior que entre o cimento e a dentina.

11. Mota CS, Demarco FF, Camacho B, Powers JM. Tensile bond strength of four resin luting agents bonded to bovine enamel and dentin. J Prosthet Dent. 2003;89(6):558-64.

Avaliaram a resistência adesiva à tração de quatro cimentos resinosos ao esmalte e à dentina bovinos. Foram selecionados 40 dentes bovinos, divididos em dois grupos: exposição do esmalte, e exposição da dentina na junção esmalte/dentina. Foram realizados espécimes de cone invertido de 3 mm de base cimentados aos substratos bovinos com diferentes tipos de cimentos resinosos: Resin Cement, Rely X ARC, Nexus e Enforce, cada um com seus respectivos sistemas adesivos recomendados pelos fabricantes. Os espécimes foram armazenados por 7 dias em água destilada a 37°C e, posteriormente, submetidos ao teste de tração a uma velocidade de 0,5 mm/min até a falha. Foram coletados os valores médios de resistência adesiva dos cimentos resinosos e analisados seu modo de falha. Foi concluído que os cimentos resinosos e os substratos bovinos influenciaram nos valores de

resistência adesiva obtidos. Os valores médios de resistência adesiva ao esmalte ($11,2 \pm 2,5$ MPa) foram maiores que os obtidos em dentina ($7,5 \pm 1,6$ MPa) ($P < 0,01$). A resistência adesiva em esmalte foi semelhante para todos os materiais: Rely X ARC ($11,4 \pm 3,1$ MPa), Resin Cement ($11,5 \pm 3,0$ MPa), Enforce ($11,8 \pm 2,8$ MPa) e Nexus ($10,0 \pm 1,4$ MPa), enquanto que o Rely X ARC ($9,6 \pm 1,8$ MPa), o Resin Cement ($9,3 \pm 0,9$ MPa) e o Enforce ($7,8 \pm 2,9$ MPa) apresentaram maiores valores de resistência adesiva à dentina que o Nexus ($3,5 \pm 0,8$ MPa) ($P < 0,05$). A análise de modo de falhas demonstrou que vários espécimes exibiram falhas coesivas no cimento resinoso, exceto o Nexus aderido à dentina, para o qual o modo de falha predominante foi a adesiva. Ainda detectaram no esmalte mais falhas coesivas e na dentina mais falhas adesivas.

12) Giachetti L, Grandini S, Calamai P, Fantini G, Russo DS. Translucent fiber post cementation using light- and dual-curing adhesive techniques and self-adhesive material: push-out test. J Dent. 2009;37(8):638-43.

Compararam por meio do teste de “*push-out*” a resistência interfacial de dois cimentos resinosos duais e um cimento fotopolimerizável quando utilizados para cimentação de pinos de fibra translúcidos. Foram selecionados 27 pré-molares superiores e 20 inferiores, cujas coroas foram removidas na junção cimento-esmalte e as raízes tratadas endodonticamente. Os canais foram preparados por brocas fornecidas pelo fabricante dos pinos padronizando a profundidade de 10 mm da junção cimento-esmalte. Os espécimes foram divididos em 3 grupos: Grupo 1: condicionamento ácido com ácido fosfórico 37% por 10 s + enxágue com água + secagem com pontas de papel absorvente + aplicação sistema adesivo Excite DSC Small Endo +

aplicação de uma resina sem carga Heliobond na superfície do pino + aplicação do cimento resinoso Rely X ARC na superfície do pino + fotoativação em 3 ciclos de 20 s (dual); Grupo 2: lavagem do canal com água + secagem com pontas de papel absorvente + aplicação do cimento resinoso auto-adesivo Rely X Unicem + fotoativação de 3 ciclos de 20 s (auto-adesivo); Grupo 3: condicionamento com ácido fosfórico 37% por 10 s + enxaguado com água + seco com pontas de papel absorvente + aplicação sistema adesivo Excite DSC Small Endo + aplicação de uma resina sem carga Heliobond na superfície do pino + aplicação de uma resina fluida Tetric Flow no canal por meio do pino + fotoativação de 3 ciclos de 20 s (fotopolimerizável). Os espécimes foram armazenados em NaCl 0,9% a 4°C por 1 semana. Os espécimes foram incluídos em resina acrílica e posteriormente cortados perpendicular ao longo eixo em 6 fatias de 1 mm de espessura. Os espécimes foram submetidos ao teste de “*push-out*” a uma velocidade de 0,5 mm/min. Os resultados demonstraram que os grupos dos sistemas dual e fotopolimerizável apresentaram maiores valores de resistência adesiva que do auto-adesivo independente da região radicular. As regiões radiculares não influenciaram os valores de resistência adesiva. A interação entre sistema de cimentação e região radicular foi significativa, ou seja, os cimentos duais e fotopolimerizáveis na região coronária apresentaram maiores valores de resistência adesiva que os fotopolimerizáveis apicais e os autoadesivos em todas as regiões radiculares. Os duais e fotopolimerizáveis do terço médio apresentaram maior resistência adesiva que os auto-adesivos do terço médio e coronário. Os autores concluíram que baixo grau de polimerização das fatias apicais resultaram e baixos valores de resistência adesiva e que os cimentos

fotopolimerizáveis possuem resistência adesiva equivalente a dos duais, entretanto, os espécimes preparados com a técnica de fotoativação demonstraram diferenças regionais na resistência adesiva resina-dentina intraradicular.

13. De Santis R, Mollica F, Prisco D, Rengo S, Ambrosio L, Nicolais L. A 3D analysis of mechanically stressed dentin-adhesive-composite interfaces using X-ray micro-CT. Biomaterials 2005, 26:257-70.

Analísaram a infiltração entre dentina e resina usando um técnica não-destrutiva de imagem 3D. Foram selecionados 120 terceiros molares que foram embebidos em resina a base de polimetilmetacrilato em cilindros de aço inoxidável, cujas porções coronárias foram removidas e obtidos cilindros de dentina de 4 mm de espessura que foram polidos para padronizar o padrão de smear layer. A dentina foi condicionada com ácido fosfórico 37,5% por 30 s, lavada e deixada úmida. Os espécimes foram randomicamente divididos em 3 grupos: Grupo A: sistema adesivo PQ1 Permaquick + resina composta Amelogen universal (Ultradent, South Jordan, USA), Grupo B: adesivo Optibond solo + resina composta Prodigy (Kerr, Glendora, CA, USA), Grupo C: Optibond FL + resina composta Prodigy (Kerr, Glendora, CA, USA). Os sistemas adesivos foram fotoativados por 30 s e as resinas compostas por 60 s com aparelho Optilux 500 (Kerr Corp.). As resinas compostas foram aplicadas no interior de um molde cilíndrico de teflon posicionado lateralmente à dentina, resultando em um espécime cilíndrico. Depois foi realizado o teste de tração a uma velocidade de 0,5 mm/min. As deformações foram registradas por meio de um extensômetro MTS. O teste de fadiga foi realizado com uma frequência de 2 Hz em 10 espécimes de cada grupo com carga mínima de 10 N e máxima de

50 a 120 N em uma câmara de água a temperatura ambiente. Para avaliar o efeito da ciclagem mecânica na infiltração, 4 espécimes do Grupo C foram ciclados em solução de nitrato de prata 50%, sendo que 2 espécimes foram ciclados por 15 h entre 10 e 50 N e os outros 2 por 1,5 h entre 10 e 70 N. Ainda, 2 espécimes foram utilizados como controle, sendo um colocado em solução de nitrato de prata por 1,5 h e o outro por 15 h. Além disso, o Método dos Elementos Finitos (MEF) foi utilizado para simular os testes mecânicos estáticos. Um modelo de um espécime genérico foi analisado usando o software de MEF ANSYS 6.0 usando geometria axissimétrica, uma malha de elementos triangulares de 6 nós refinada nas proximidades com a interface adesiva e a câmara pulpar. Os materiais modelados foram considerados isotrópicos, homogêneos e elásticos. Para visualizar somente a área de infiltração do nitrato de prata foi o equipamento de micro-CT. Os resultados dos ensaios estáticos de tração demonstraram um comportamento linear para todos os espécimes. As análises do MEF indicaram concentrações de tensões na margem do espécime a nível da teto da câmara pulpar: se a câmara pulpar aumenta suas dimensões, as tensões tendem aos máximos valores de resistência da dentina, produzindo uma fissura que propaga através ao longo da camada híbrida, prevenindo assim, a avaliação da capacidade de união dos sistemas adesivos. As análises estatísticas revelaram diferenças significativas entre os Grupos A e C e entre B e C, o que não ocorreu entre os Grupos A e B. A linearidade das curvas tensão-deformação e a rapidez das fraturas sugere que o comportamento dos materiais testados é frágil. O sistema adesivo de três passos Optibond FL apresentou maior resistência adesiva que os outros sistemas. A prata apresentou-se presente na interface dentina-adesivo e na

dentina (camada híbrida) indicando uma penetração mais massiva através da interface. Concluindo assim que a tração dinâmica permite uma maior penetração de prata e que a infiltração ocorreu provavelmente pela incompleta penetração do sistema adesivo no substrato dentinário permitindo a difusão de fluidos orais através da camada híbrida e hidrólise do sistema adesivo.

14) Cimini Junior C A, Gouvêa P, de Las Casas EB, Cornacchia TPM. Revisão crítica das medidas e modelos de cargas atuantes em dentes. 21st Iberian Latin American Congress on Computational Methods in engineering, dec. 2000, Rio de Janeiro, RJ. [Acesso em 18 nov. 2002]. Disponível em: <mildred@cesec.ufpr.br>.

Realizaram uma revisão de literatura sobre os valores de cargas atuantes em dentes, os quais são capazes de absorver ou transferir esforços eficientemente por meio de seus diferentes materiais constituintes, cada um com suas características mecânicas específicas para a tarefa que lhe cabe. Observaram os diferentes valores das cargas de mordida, mastigação e parafunção. A literatura estudada indicou que cargas atuantes em dentes humanos podem variar significativamente, como por exemplo em pré-molares foi observada uma variação de 222 (carga funcional) a 445N (carga parafuncional). Os autores concluíram que as medidas dependem de alguns fatores como a resistência de fechamento da mandíbula, o estado dos dentes, a dor que o voluntário sente nos testes, o grau de abertura da mandíbula, o comprimento do músculo, a idade, o sexo, a forma e o conforto do transdutor, bem como sua posição na boca.

15. Wakabayashi N, Ona M, Suzuki T, Igarashi Y. Nonlinear finite element analyses: Advances and challenges in dental applications. J Dent 2008, 36: 463-71.

Discutiram sobre a utilização da não-linearidade no Método dos Elementos Finitos para odontologia. Segundo os autores, as situações realísticas não-lineares podem ser agrupadas em 3 categorias: (1) não-linearidades dos materiais; (2) alterações na interação dos objetos; (3) geometria não-linear. Os autores ainda se referem a temas muito polêmicos e, que devem ser melhor definidos, relacionados à utilização do método computacional para simulação do ligamento periodontal, do comportamento visco-elástico dos materiais dentários, contato entre dentes antagonistas, contato com estruturas protéticas, mecanismo de adesão entre dente e restauração. Concluíram que existem estudos de 2007 que simulam a não-linearidade dessas estruturas considerando o comportamento dos materiais em meio bucal e sob a ação de forças intra-orais, e as características biológicas dos tecidos. Entretanto, consideram a necessidade de futura evolução desse método para simular de forma mais realista as estruturas e os materiais dentários.

16) Bonfante E.A., Pegoraro L.F., Góes M.F., Carvalho R.M. SEM observation of the bond integrity of fiber-reinforced composite posts cemented into root canals. Dental Mat. 2008, 24:483-491.

O objetivo do estudo foi a continuidade adesiva na interface cimento-dentina. Foram selecionados 40 incisivos bovinos, cujas coroas foram removidas. Foi realizado o tratamento endodôntico dos dentes com Sealer 26 (Dentsply), preparados espaços para os pinos (profundidade 10 mm e diâmetro

1,5 mm). As raízes foram divididas em 4 grupos. Os cimentos utilizados foram: Multilink (Ivoclar- químico/ com Primer A e Primer B), Enforce PV (Dentsply- fotoativado/ ác fosfórico 37% 15 seg, Prime& Bond 2.1 e ativador de autopolimerização, foto 20 seg, cimento com lentulo, foto 40 seg), Variolink II (Ivoclar- dual/ ác fosfórico 37% 15 seg, Excite DSC, foto 20 seg, cimento com lentulo, foto 40 seg) e Enforce dual (Dentsply- dual/ ác fosfórico 37% 15 seg, Prime& Bond 2.1 e ativador de autopolimerização, foto 20 seg, cimento com lentulo, foto 40 seg). Após 48 horas as raízes foram seccionadas longitudinalmente, polidas, limpas em ultra-som e realizadas impressões de polivinilsiloxano (3M-Express) das superfícies e para obtenção de réplicas de resina epoxi para avaliação em MEV. Os 10 mm correspondentes ao comprimento do pino foram divididos em 3 pequenos cortes com bisturi nas réplicas correspondentes aos terços cervical, médio e apical. Posteriormente, as raízes seccionadas foram imersas em solução de MEK (metiletilenoketona) e colocados em ultra-som por 20 min (condição 1). O MEK nesse estudo foi utilizado para identificar áreas pobremente polimerizadas ao longo da interface do cimento resinoso. Após a imersão as raízes foram reidratadas e foram obtidas novas réplicas (condição 2). Depois foram armazenadas em água deionizada por 3 meses, submetidas à MEK, reidratadas, nova impressão e réplicas realizadas (condição 3). As réplicas foram metalizadas com ouro e observadas em MEV. Foram realizadas medições da interface cimento-dentina no software JEO's image analysis das porcentagens de continuidade de interface. Os dados foram analisados com ANOVA 2 critérios e teste de Tukey ($p < 0,05$). Os resultados da ANOVA revelaram diferenças significativas para todos os cimentos. Foi encontrada uma baixa porcentagem de continuidade da

adesão na interface. Enforce dual (27,6%), Enforce PV (25,1%), Multilink (8,25% e Variolink (10,8%). Após a imediata imersão na MEK não houve alterações significativas nas continuidades das interfaces de todos os cimentos. Na condição experimental 3 todos os cimentos apresentaram redução da continuidade da interface. Multilink (3,3%), Enforce PV (0,75%), Enforce dual (1,2%), Variolink II (1,9%). A maioria das fendas estavam localizados nos terços apical e médio. A formação de fendas aumentou após o armazenamento em água nos terços apical e médio pelo insuficiente alcance da luz nessas regiões. Os autores concluíram que a porcentagem de continuidade da interface dentina-cimento foi dependente do cimento resinoso utilizado e afetada pelo armazenamento em água. Cimentos resinosos sem ou com pobre conteúdo de carga apresentam maior contração de polimerização. A sorção de água pode gerar expansão do cimento, auxiliando na retenção do pino por fricção.

17) Tay FR, Loushine RJ, Lambrechts P, Weller RN, Pashley DH. Geometric factors affecting dentin bonding in the root canals. A theoretical modelling approach. J Endod 2005;31:584–9.

Avaliaram as variáveis geométricas que podem afetar a adesão dentinária no interior dos canais radiculares, usando um modelo aproximado. Foi realizado um modelo teórico, onde se realizou um desenho esquemático de canal radicular com a forma de cone invertido truncado e foi calculado o fator-C por meio da quantidade de superfícies aderidas e livres existentes nos canais radiculares e foram simuladas variações do comprimento dos canais, da espessura do agente selador endodôntico e o diâmetro das limas endodônticas avaliando-se a influência desses fatores no aumento ou redução do fator-C. As

correlações entre esses fatores foram realizadas por meio de uma análise de regressão no Programa Excel (Microsoft). Nessa avaliação, as características do substrato, tempo de geleificação, e as porcentagens de polimerização do selador resinoso foram consideradas constantes. Posteriormente, foram realizados procedimentos experimentais para complementar os resultados do modelo teórico e, para isso, foram selecionados 5 incisivos humanos, os quais foram tratados endodonticamente. As superfícies coronárias foram cobertas com uma fina camada de resina fluida de 2 mm (AEIiteflo, Bisco) usando um primer autocondicionante (Clearfil SE Bond, Kuraray) e um adesivo como selamento secundário. Após a armazenagem em água destilada por 24 horas, foram obtidas 3 secções transversais de 2 mm de espessura da porção média dos segmentos radiculares (Isomet, Buehler). Uma secção de cada raiz foi selecionada para observação das fendas interfaciais em MEV. Uma segunda secção foi colocada em clorofórmio por 1 hora para dissolver a Resilon e analisada a espessura do selador em seis localizações em MEV. As secções foram condicionadas com ácido fosfórico 32% por 10 segundos. A terceira secção foi imersa em nitrato de prata para medir 24 horas antes a dissolução da Resilon em clorofórmio e futuramente ser observado na MET. Os resultados obtidos de ambas as análises revelaram que a diminuição da espessura do agente selador, faz com que a fluidez do selador diminua aumentando rapidamente o fator-C. No caso do aumento do diâmetro da lima, observou-se que há um modesto aumento do fator-C. Nesse estudo foi possível calcular também o fator-S (da geometria das tensões de contração de polimerização) e encontrou-se que se a espessura do adesivo é reduzida, a contração volumétrica é reduzida, o que resulta na redução da contração de

polimerização. Concluiu-se que o fator-C elevado é o maior obstáculo para produzir adesões intra-radulares livres de fendas, pois as forças de contração podem exceder a resistência adesiva, permitindo a desunião de um lado do selador para relaxar as tensões, o que reduz a retenção e aumenta a infiltração.

18) Goracci C, Tavares AU, Fabianelli A, Monticelli A, Rafaelli O, Cardoso PEC, Tay FR, Ferrari M. The adhesion between fiber posts and root canal walls.: comparison between microtensile and push-out bond strength measurements. Eur J Oral Sci 2004; 112:353-361.

Avaliaram três tipos de testes de resistência adesiva de pinos intrarradulares (microtração de ampulhetas, microtração de palitos e “*push-out*”) para dois tipos de cimentos resinosos observando os diferentes terços radulares. Trinta dentes anteriores foram tratados endodonticamente e restaurados com pinos em fibras de vidro cilíndricos e resina composta. A porção coronária de cada dente foi removida. Os espécimes foram randomicamente divididos em 2 grupos de acordo com o tipo de cimento utilizado. Sendo grupo A, condicionamento com ácido fosfórico a 37%, sistema adesivo Exite DSC e Variolink II, e grupo B o cimento resinoso autocondicionante Rely-X Unicem. Os espécimes foram então preparados de acordo com o ensaio mecânico realizado. Os espécimes de ampulheta foram preparados e, posteriormente, submetidos a cargas de tração a uma velocidade de 0,5 mm/min até a falha. Foram preparados os espécimes em forma de palitos com espessura de 1 X 1 mm. Duas amostras do grupo do Variolink II e duas do grupo do Rely-X Unicem foram observadas em MEV e o restante dos palitos usados para o teste de resistência adesiva à microtração.

Foram preparados os espécimes para o teste “*push-out*” com 1 mm de espessura. A carga foi aplicada por meio de uma ponta cilíndrica em uma máquina de teste a uma velocidade de 0,5 mm/min até a falha. Para o teste de microtração com espécime em ampulheta, houve um maior número de falhas prematuras devido ao estresse gerado pela broca de corte. Para os espécimes em forma de palitos, também houve muitas falhas prematuras, obtendo-se um número muito pequeno de espécimes e resultados com pouca significância. Para o teste de “*push-out*” nenhum dos espécimes falhou prematuramente. Comparando-se os espécimes submetidos aos testes de “*push-out*” e de microtração com espécimes em ampulheta, ambos indicam que a adesão obtida após o condicionamento ácido com ácido fosfórico e aplicação de sistema adesivo Excite e Variolink II é mais forte que aquela estabelecida pelo cimento autocondicionante Rely-X Unicem. As diferenças dos valores de resistência adesiva com o teste de microtração não foram significativas, porém foram significativas para o teste de “*push-out*”. Isso pode ocorrer devido ao Rely-X Unicem possuir em sua composição ácidos fracos que possuem menor capacidade de penetração nos túbulos dentinários que o ácido fosfórico. O terço coronário apresentou melhores valores de adesão que os demais devido ao acesso dificultado nas porções mais profundas do canal radicular. Os autores concluíram que o teste de “*push-out*” foi o mais eficiente dos métodos testados para obtenção dos valores de resistência adesiva.

19) Schwartz RS, Fanzman R. Adhesive dentistry and endodontics: materials, clinical strategies and procedures for restoration of access cavities: a review. J Endod 2005;31:151-65.

Realizaram uma revisão de literatura enfatizando a importância de realização de restauração imediatamente após o tratamento endodôntico para evitar a infiltração de bactérias. Relacionaram a dificuldade de acesso aos canais radiculares após o tratamento endodôntico, discutiram os diferentes métodos de adesão à estrutura dentária e como evitar problemas de compatibilidade entre materiais restauradores e materiais utilizados na endodontia e entre sistemas adesivos e cimentos resinosos.

20) Bitter K, Paris S, Pfuertner C, Naumann K, Kielbassa AM. Morphological and bond strength evaluation of different resin cements to root dentin. Eur J Oral Sci 2009;177:326-333.

Investigaram as características morfológicas da interface dentina-cimento, a espessura da camada híbrida, penetração do adesivo e do cimento resinoso no interior dos túbulos dentinários, o número de “tags” fraturados e a resistência adesiva ao micro “*push-out*”. Foram selecionados 50 incisivos centrais superiores, cujas coroas foram removidas na JCE. Os canais dos dentes foram tratados endodonticamente com AH Plus (De Trey, Dentsply). As amostras foram divididas em 5 grupos. Os canais foram preparados para receberem pinos FRC Postec Reamer tamanho 3 (Ivoclar Vivadent), irrigados com clorexidina 0,2%, secos e os pinos fixados com os cimentos: Panavia F 2.0 (Kuraray, Osaka, Japan); PermaFlo DC (Ultradent); Variolink II (Ivoclar Vivadent); RelyX Unicem (3M/SPE); and Clearfil Core (Kuraray). Antes da cimentação, os sistemas adesivos foram misturados com sódio fluorescente 0,1% (FNA; Sigma Aldrich). Os canais sofreram condicionamento ácido total com ácido fosfórico 37%, secos com pontas de papel, o sistema adesivo aplicado com microbrush, o cimento resinoso misturado com rodamina-

isocianato 0,1% e aplicado na superfície dos pinos, levado com uma espátula no interior dos canais. Para os sistemas duais foi utilizado um inibidor de oxigênio (Panavia Oxyguard F, Kuraray) e fotoativados com lâmpada halógena por 30 s. Após 24 hs em água foram realizados cortes de 2 mm de espessura perpendiculares ao longo eixo dos dentes, obtendo-se fatias dos terços cervical, médio e apical. O microscópio confocal à laser foi utilizado no modo de fluorescência e as imagens observadas no software IMAGEJ 1.35 S (NIH). Foram determinados 4 locais para medições da espessura da camada híbrida e a média dos valores calculada. Foi contado o número de túbulos dentinários penetrados por adesivo e cimento resinoso. A profundidade de penetração dos cimentos resinosos nos túbulos dentinários foi medida com 4 scores: 1 < < 3 μm ; 2 < 3-8.9 μm ; 3 < 9-15 μm ; 4 < > 15 μm . Foi calculado o número de “tags” fraturados. Após a análise de microscopia, foram cortadas fatias de 1 mm de espessura, foi realizado o teste de micro “push-out” a uma velocidade de 0,5 mm/min e a resistência adesiva foi calculada. Os espécimes foram levados a um estereomicroscópio para analisar o modo de falha. Os ANOVA e Tukey-B foram utilizados para resistência adesiva. Os testes de Kruskal-Wallis e Mann-Whitney U-test para as características morfológicas. Os efeitos dos materiais e dos modos de falha foram avaliados pelo teste do chi-quadrado. A espessura da camada híbrida foi significativamente influenciada pelo fato-C dos cimentos resinosos. A espessura do PermaFlo DC foi maior que dos outros cimentos ($4,04 \pm 2,1 \mu\text{m}$) e do Rely X Unicem foi a menor de todas ($0,07 \pm 0,19 \mu\text{m}$). O número de túbulos penetrados por adesivo foi maior para o Variolink II e Clearfil Core que para o Panavia F e PermaFlo DC. O Rely X Unicem apresentou o menor número de túbulos penetrados. A porcentagem de “tags” infiltrados por

resina e a profundidade de penetração e o número de “tags” fraturados foi influenciada pelos cimentos resinosos. Não foram observados “tags” fraturados para o Rely X Unicem e Panavia F. O PermaFlo DC e o Variolink apresentaram maior número de “tags” fraturados que o Clearfil Core. A resistência adesiva foi influenciada pelos cimentos resinosos, mas não pela localização intra-radicular, onde o Rely X Unicem apresentou o valor mais alto ($20,4 \pm 6,1$ MPa), seguido pelo Clearfil Core ($14,94 \pm 3,9$ MPa), Panavia F ($13,3 \pm 5,3$ MPa), PermaFlo DC ($9,94 \pm 2,2$ MPa). O modo mais freqüente de falha foi adesiva entre dentina e cimento resinoso. Os autores concluíram que o cimento autoadesivo apresentou maior resistência adesiva confirmando que sua interação com a hidroxiapatita pode ser efetiva no interior dos canais radiculares.

21) Van Meerbeek B, Van Landuyt K, De Munck J, Hashimoto M, Peumans M, Lambrechts P, Yoshida Y, Inoue S, Suzuki K. Technique-sensitivity of contemporary adhesives. Dent Mater J 2005;24:1–13.

Os autores realizaram uma revisão de literatura sobre os sistemas adesivos autocondicionantes que apesar de formarem camada híbrida por meio de retenção química e micromecânica com a rede de fibras colágenas, podem trazer uma boa interação entre o monômero residual e a hidroxiapatita. Relataram que os adesivos de um passo são associados com menor efetividade adesiva. Sua hidrofiliabilidade tem sido estudada e tem sido observado um comportamento desse material semelhante a uma membrana semi-permeável, permitindo a degradação hidrolítica da interface comprometendo seriamente a adesão. Porém sob o ponto de vista da sensibilidade esses sistemas têm trazido características promissoras pelo fato de conterem ácidos fracos em sua composição, não penetrando em grandes

profundidades dentro dos túbulos dentinários e, portanto, causando menor irritação pulpar e conseqüentemente menor sensibilidade pós-operatória.

22) Ferracane JL. Developing a more complete understanding of stresses produced in dental composites during polymerization. Dent Mater. 2005;21:36-42.

Relataram que a polimerização dos materiais resinosos é acompanhada por aquecimento e uma contração volumétrica que resulta na ordem de 1,5 a 5% de tensões internas. As tensões internas são transferidas para a interface dente-material resinoso sob a forma de tensões de tração. Para aliviar essas tensões o material resinoso vai fluir em direção à superfície livre. A configuração da cavidade é responsável pela magnitude da contração de polimerização. Áreas de falha e de enfraquecimento da adesão promovem sítios para relaxamento das tensões. Se a contração de polimerização exceder a resistência adesiva local ocorre a formação de fendas ao longo da interface. Podem também ocorrer a formação de fissuras e de deflexão do dente durante esse processo. Espera-se que as tensões residuais sejam relaxadas pela absorção de água por meio da rede polimérica promovendo reorganizações moleculares. Demonstraram métodos utilizados para medição das tensões nos materiais resinosos. Relacionaram a contração de polimerização à microinfiltração marginal. Afirmaram que a contração de polimerização pode estar relacionada a diversos fatores como: conteúdo de carga, característica química do monômero, estrutura do monômero, interações fibra/matriz, aditivos, taxa de polimerização, concentração de catalisador e inibidor, geometria da cavidade, método de cura, técnica de aplicação do material

resinoso, etc. Demonstraram estratégias químicas que podem auxiliar na redução da contração de polimerização dos materiais resinosos.

23) Carvalho RM, Pereira JC, Yoshiyama M, Pashley DH. A review of polymerization contraction: the influence of stress development versus stress relief. Oper Dent.1996;21(1):17-24.

Realizaram uma revisão de literatura sobre formas de inserção da resina composta no interior de cavidades e a inter-relação entre contração de polimerização e resistência adesiva à estrutura dentária. Relataram que o nível das tensões de polimerização podem ser controladas pelo desenho da cavidade, o uso de materiais de base, o tamanho e o formato da cavidade, a inserção incremental da resina composta e pelas diferentes técnicas de fotoativação. O relaxamento das tensões pode ser obtido por meio da manutenção do Fator-C em nível baixos, utilização de resinas de polimerização química, materiais de forramento com baixos módulos de elasticidade e pela absorção de água por meio da resina composta. Segundo os autores, a compreensão da composição química e do comportamento dos materiais resinosos durante o processo de polimerização permitem que o clínico consiga controlar as variáveis e obter uma maior qualidade das restaurações.

24) Satterthwaite JD, Vogel K, Watts DC. Effect of resin-composite filler particle size and shape on shrinkage-strain. Dental Materials 2009;25:1612-5.

Avaliaram o efeito das variações do tamanho e forma das partículas de carga na contração por deformação de polimerização das resinas compostas. Foram estudadas 12 formulações experimentais e uma resina Tetric Ceram como controle. Foram utilizadas partículas de carga de diferentes formatos (esféricas e irregulares) e tamanhos. Foi utilizada a técnica do disco unido para

determinar a cinética de contração de polimerização. A resina composta foi inserida no dispositivo circular do equipamento e fotoativado com Optilux 500 a 600 mW/cm^2 sendo controlado com um radiômetro. Os testes foram executados à temperatura ambiente de 23°C . A contração volumétrica foi obtida e expressa na forma de porcentagem. Os resultados foram avaliados por meio dos testes de ANOVA dois critérios, de Scheffé e correlação de Pearson. As resinas compostas com partículas esféricas demonstraram menores valores de contração de polimerização que com partículas irregulares. Maiores valores de contração foram obtidos para as resinas compostas que possuem menor quantidade de partículas de carga. Os autores concluíram que a quantidade e a forma das partículas de carga influenciaram na contração de polimerização das resinas compostas.

25) Alster D, Feilzer AJ, Gee AJ, Mol A, Davidson CL. The dependence of shrinkage stress reduction on porosity concentration in thin resin layers. Journal of Dental Research 1992;71(9):1619-22.

Investigaram quantitativamente a porosidade como potencial fonte de redução de tensões em condições restritas de contração em finas camadas de resina. Para o experimento foi utilizada uma resina experimental fotoativada utilizada para restauração de dentes posteriores. Foram determinadas diferentes misturas de resinas por meio de sua diluição determinando grupos com diferentes porosidades: Grupo A: sem porosidade; Grupo B: pequeno número de poros; Grupo C: grande número de poros; Grupo D: mistura em atmosfera de nitrogênio. Foram aderidas camadas de resina de espessura de $200 \mu\text{m}$ parede a parede. Foram determinados para cada grupo a porosidade por meio da microscopia, as tensões máximas e a taxa de tensões por meio do

teste de contração de polimerização. Os dados foram analisados pelo teste de ANOVA e teste t-Student. Os valores médios das tensões foram inversamente proporcionais aos valores médios de porosidade. Os autores concluíram que a porosidade contribuiu para o relaxamento das tensões de contração de polimerização e a manutenção da integridade marginal das restaurações.

26) Stannsbury JW, Trujillo-Lemon M, Lu H, Ding X, Lin Y, Ge J. Conversion-dependent shrinkage stress and strain in dental resins and composites. Dental Materials 2005;21:56-67.

Realizaram uma revisão de literatura para investigar a correlação entre o grau de conversão e avaliação das propriedades de tensão e contração de polimerização. Relataram sobre os métodos experimentais disponíveis para investigar os valores de contração de polimerização e de grau de conversão, como ocorre o desenvolvimento das tensões e deformações durante a polimerização e ainda descreveram algumas técnicas recentemente utilizadas para reduzir a contração de polimerização das resinas compostas e aumentar o grau de conversão. Essas técnicas envolvem alterações na estrutura ou na química dos monômeros e alterações nas partículas de carga ou utilização de aditivos. Como exemplo de alterações da estrutura dos monômeros descrevem as resinas compostas à base de oxirano que durante a polimerização ocasionam abertura dos anéis, reduzindo assim, a contração de polimerização. Também demonstraram a substituição dos monômeros convencionais por monômeros que aumentam a densidade de reação, porém esses podem promover maiores tensões de polimerização e menores graus de conversão. No que se refere às partículas de carga, afirmaram que quanto maior a quantidade de carga, menor é o grau de conversão e maior é o módulo de

elasticidade do material. Porosidades e formação de bolhas microscópicas incorporadas pelas resinas compostas previamente à polimerização geram o relaxamento das tensões. A utilização de nano-partículas também gera a redução das tensões de contração nas resinas compostas. Experimentos prévios obtidos da literatura demonstram a não linearidade entre as propriedades de grau de conversão e contração de polimerização.

27) Fu B, Sun X, Qian W, Shen Y, Chen R, Hannig M. Evidence of chemical bonding to hydroxyapatite by phosphoric acid esters. Biomaterials 2005; 26:5104-10.

Investigaram o mecanismo químico da interação dos ésteres de ácido fosfórico com a hidroxiapatita por meio da espectroscopia de Fourier, reflectância total atenuada e ressonância magnética nuclear do fósforo-31. Trinta mg de hidroxiapatita foram imersas por meio do agente primer autocondicionante Resuclin AquaPrime. Esse primer contém uma mistura de ésteres de ácido fosfórico e água. A amostra foi seca à vácuo em sílica por 24 h e, em seguida, submetida à análise de espectroscopia de Fourier. Os picos de base dos espectros da hidroxiapatita e do primer foram subtraídos do espectro das misturas com OMNIC ESP 5,2 e comparados. Discos de hidroxiapatita sinterizados a 1150°C por 2 h foram preparados para a análise com reflectância total atenuada. Foi realizada uma mistura de 30 mg de hidroxiapatita com Resuclin AquaPrime substituindo o componente água por óxido de deutério e pó de óxido de cálcio. O sólido e o líquido extraídos dessas misturas foram analisados em ressonância magnética nuclear de fósforo-31. Os dados da ressonância magnética nuclear do fósforo-31 revelaram que as reações entre os ésteres de ácido fosfórico e a hidroxiapatita foram mais

complexas que entre os ésteres de ácido fosfórico e o dióxido de cálcio, sugerindo que os ésteres de ácido fosfórico descalcificam e aderem quimicamente às superfícies da hidroxiapatita simultaneamente produzindo dois tipos de ligações complexas entre os ésteres de ácido fosfórico e a hidroxiapatita e não uma simples reação de ácido-base. Os resultados da espectroscopia de Fourier e da reflectância total atenuada indicaram uma adsorção entre o primer autocondicionante e as superfícies das partículas e do disco de hidroxiapatita. Os autores concluíram que os primers autocondicionantes à base de ésteres de ácido fosfórico possuem a capacidade de aderir quimicamente à hidroxiapatita e de promover uma adesão micromecânica por meio da hibridização.

28) Behr M, Rosentritt M, Regnet T, Lang R, Handel G. Marginal adaptation in dentin of a self-adhesive universal resin cement compared with well-ried systems. Dental Mater 2004;20(2):191–7.

Compararam a adaptação marginal de um novo cimento autoadesivo com outros cimentos resinosos e seus respectivos sistemas adesivos. Foram selecionados 32 terceiros molares, cujas raízes foram embebidas em poliéter e resina acrílica para simulação do ligamento periodontal. Os dentes foram preparados para coroas de cerâmica. As coroas foram cimentadas com diferentes procedimentos, sendo divididos em 4 grupos: Grupo 1: ácido fosfórico 35% + primer Syntac + adesivo Syntac + cimento Variolink II; Grupo 2: primer NRC + adesivo Prime&Bond NT + cimento Dyrect Cem Plus 2; Grupo 3: sistema adesivo Prompt-L-Pop + Rely X Unicem Aplicap; Grupo 4: Rely X Unicem Aplicap. Os espécimes foram submetidos à ciclagem correspondente a 5 anos de tensões térmica e mecânicas orais. Posteriormente, as amostras

foram analisadas em MEV para avaliar a interface dentina-cimento. Além disso foi realizada uma análise de infiltração com penetração de fuccina básica. Os resultados demonstraram comparáveis amostras de margem perfeita entre 88 e 98% para todos os grupos. O Grupo 4 mostrou menor penetração de fuccina (18 a 25%). Os autores concluíram que o cimento resinosos autoadesivo sem pré-tratamento pode promover uma adaptação marginal comparável aos cimentos resinosos estabelecidos.

29) Zicari F, Couthino E, De Munck J, Poitevin A, Scotti R, Naert I, Van Meerbeek. Bonding effectiveness and sealing ability of fiber-post bonding. Dental Materials, 2008; 24:967-77.

Avaliaram a capacidade de selamento e a resistência adesiva ao teste de “*push-out*” de diferentes cimentos resinosos no interior de canais radiculares. Foram selecionados 50 dentes unirradiculares que foram divididos em 5 grupos. Os dentes foram cortados em suas porções apicais e na JCE, tratados endodonticamente com cimento Top Seal (Dentsply-Maillefer) e preparados para receber pinos de fibra de vidro translúcidos Parapost FiberLux (Coltène-Walldent). Foram utilizados os cimentos resinosos: Panavia 21 (Kuraray) e Clearfil Esthetic Cement (Kuraray) com seus respectivos sistemas adesivos; Variolink; Rely-X Unicem e cimento autoadesivo experimental da GC. Os cimentos de cura dual foram fotoativados com o aparelho Optilux 500 (Demetron/Kerr, Danbury, CT, USA) por 60 s. As porções coronárias foram restauradas com sistema adesivo autocondicionante Clearfil Se (Kuraray) e resina composta Clearfil AR-X (Kuraray). Posteriormente, os dentes foram embebidos em resina epoxy e 3 secções de 2 mm foram obtidas por espécime. Cada espécime foi atacado com um sistema de filtração de fluido modificado

(Flodec, De Marco Engineering) para medir a capacidade de selamento na interface pino-cimento-dentina sob constante pressão hidrostática por meio de uma coluna de água de 150 cm. Depois cada espécime foi submetido ao teste de “*push-out*” e ao estereomicroscópio para determinar o modo de falha. Algumas secções foram selecionadas para serem observadas em MEV. Os dados da capacidade de selamento foram analisados pelo teste de Kruskal-Wallis e de “*push-out*” pelo teste de ANOVA. Os resultados demonstraram que o tipo de cimento influenciou na resistência adesiva ao “*push-out*”, não foram encontradas diferenças significativas entre os terços radiculares para o teste de “*push-out*”, entretanto foram encontrados menores valores de resistência adesiva para os terços médios e apicais para todos os cimentos, exceto para o Rely-X Unicem, que mostrou maior resistência adesiva para o terço apical devido à alta pressão exercida durante sua inserção nos canais por sua alta viscosidade. Maiores valores de resistência adesiva foram encontrados para o cimento Clearfil e Panavia, e os menores valores para o cimento experimental da GC. Os cimentos Rely-X Unicem e experimental da GC apresentaram maiores microinfiltrações que os demais. Os sistemas autocondicionantes demonstraram maior resistência adesiva que os convencionais de dois passos e os cimentos autoadesivos de um passo. Os sistemas autocondicionantes e convencionais de dois passos apresentaram melhor capacidade de selamento que os cimentos autoadesivos. A resistência adesiva ao “*push-out*” parece ser inversamente proporcional à capacidade de selamento. A maioria das amostras falhou na interface cimento-dentina. Os autores concluíram que os cimentos autocondicionantes à base de 10-MDP apresentaram maior resistência adesiva ao “*push-out*” que os convencionais de dois passos e que os autoadesivos. As

estratégias de adesão e o fator-C no interior dos canais radiculares foram os principais responsáveis pela grande correlação entre resistência adesiva e capacidade de selamento dos cimentos testados. A interface cimento-dentina foi o elo mais fraco da unidade dentina-cimento-pino.

30) Perdigão J, Geraldeli S, Lee IK. Push-out bond strengths of tooth-colored posts bonded with different adhesive systems. Am J Dent 2004;17:422-6.

Avaliaram a resistência adesiva de vários agentes de cimentação de pinos intrarradiculares. Foram selecionados 40 pre-molares unirradiculares que foram tratados endodonticamente, seccionadas suas coroas na JCE e divididos em 4 grupos: Grupo A: cimento fosfato de zinco Elite 100 (Bisco); Grupo B: cimento resinoso Calibra (Dentsply); Grupo C: Rely X ARC; Grupo D: Rely X Unicem Aplicap (3M ESPE). Para todos os grupos foram utilizados pinos Aestheti Plus (Bisco). As raízes foram seccionadas em 2 discos referentes aos terços coronário e médio. Foi realizado o teste de “*push-out*” para investigar a resistência adesiva nos diferentes grupos. Os resultados mostraram valores médio de resistência adesiva de $7,71 \pm 2,51$ MPa para o Grupo A, $5,69 \pm 3,23$ MPa para o Grupo B, $4,29 \pm 3,53$ MPa para o Grupo C e $7,98 \pm 2,61$ MPa para o Grupo D. O teste de Bonferroni revelou que a resistência adesiva do Grupo C foi significativamente inferior que dos Grupos A e D. Os autores concluíram que o cimento Rely X Unicem apresentou melhores valores de resistência adesiva que os demais cimentos resinosos.

31) Noirrit EE, Grégoire G, Cournot M. Morphological study of fiber-reinforced post-bonding system-root dentin interface by evaluation of two bonding systems. J Dent. 2008;36:204-213.

O objetivo desse estudo foi analisar as interfaces, o selamento entre a dentina radicular e a superfície dos pinos de fibras de reforço. Foram selecionados 26 dentes uniradiculares divididos em 2 grupos de acordo com o tipo de sistema adesivo. As coroas foram seccionadas na JCE, os dentes tratados endodonticamente utilizando a técnica de condensação lateral e preparados para receber o pino Postec (Ivoclar Vivadent) tamanho 1 para os incisivos e 3 para os caninos. Foram utilizados os sistemas adesivos Excite DSC (Ivoclar Vivadent) dual de frasco único com condicionamento ácido com ácido fosfórico 37% prévio e o Adhese DC (Ivoclar Vivadent) autocondicionante, o agente de silanização Monobond S (Ivoclar Vivadent) e o cimento resinoso dual Variolink II (Ivoclar Vivadent) e a resina composta Tetric Ceram (Ivoclar Vivadent). Após a cimentação dos pinos, os espécimes foram incluídos em resina epoxi e seccionados no seu eixo longitudinal na direção mesio-distal. Foram então obtidas 2 amostras, uma para observação da camada híbrida e outra para observar os “tags” de cimento resinoso no interior dos túbulos dentinários. Os espécimes foram metalizados e observados em MEV. Os resultados não demonstraram diferenças significativas entre os dois sistemas adesivos, onde houve presença de camada híbrida em todas as superfícies. Quanto à presença de bolhas, observou-se uma ou mais bolhas nas camadas de cimentos na grande maioria dos espécimes com diâmetro máximo de 30 µm para ambos os sistemas adesivos. A espessura da camada de cimento variou de acordo com a anatomia radicular e 5 espécimes apresentaram guta-percha residual em algumas áreas do canal. Foram encontradas fendas nas interfaces cimento-pino e cimento-adesivo. Não houve diferenças significativas entre os níveis radiculares e o adesivo para ambos os

grupos. Os “tags” apresentaram-se mais longos e densos na região coronária que apical. Os autores concluíram que a utilização de pinos é reservada para dentes com bom remanescente coronário para obter máxima vantagem e boas propriedades adesivas.

32) Monticelli F, Grandini S, Goracci C, Ferrari M. Clinical behavior of translucent-fiber posts: a 2-year prospective study. Int J Prosthodont 2003; 16:593-596.

Avaliaram a performance clínica de 3 tipos de pinos translúcidos por um período de 2 e 3 anos. Foram selecionados 255 pacientes com um pré-molar com necessidade de tratamento endodôntico associado a restauração de pino de fibra e coroa de porcelana. As amostras foram divididas em 3 grupos: Grupo 1: Aesthetic Plus (RTD); Grupo 2: DT (RTD); Grupo 3: FRC Postec (Ivoclar Vivadent). Para o procedimento adesivo dos grupos 1 e 2 foi utilizado um sistema adesivo de passo único One- Step e cimento resinoso dual Duo-Link (Bisco). No Grupo 3 foi utilizado o sistema adesivo Excite DSC e cimento resinoso autopolimerizável Multilik (Ivoclar Vivadent). Foram realizados núcleos de preenchimento em resina composta AeliteFlo (Bisco) para os grupos 1 e 2 e TetricFlow (Ivoclar Vivadent) Os pacientes foram chamados para consulta de retorno após 6, 12 e 24 meses, onde executou-se exame clínico e radiográfico. Alguns pacientes foram chamados após 30 meses. Os resultados demonstraram que entre os 225 dentes, 6,2% falharam durante o período de desenvolvimento do estudo, 3,5% falharam na adesão e 2,7% apresentaram lesões periapicais necessitando de retratamento endodôntico. Os autores concluíram que a falha mais freqüente é por desunião do pino. As desuniões

ocorreram principalmente durante a remoção da coroa provisória. Não houve diferenças significativas da performance e sobrevida dos 3 tipos de pinos.

33) Goracci C, Fabianelli A, Sadek FT, Papacchini F, Tay FR, Ferrari M. The contribution of friction to the dislocation resistance of bonded fiber posts. J Endod. 2005;31(8):608-12.

Examinaram a resistência de união dos pinos em fibras, por meio de um teste de “*push-out*”, cimentados apenas com cimento resinoso, ou em conjunto com adesivos convencionais e autocondicionantes. Foram selecionados 36 dentes unirradiculares, sendo que suas coroas foram removidas a 2 mm da JCE. Os dentes foram tratados endodonticamente com cimento endodôntico AH26 (Dentsply) e divididos em dois grupos experimentais, de acordo com o tipo de sistema adesivo a ser utilizado. Cada grupo foi futuramente dividido em dois sub-grupos (N<6), de acordo com o tipo de tratamento interno, isto é com adesivo ou sem adesivo. No Grupo I: adesivo autocondicionante com cimento resinoso autopolimerizável; no subgrupo IA foi empregado o cimento resinoso autopolimerizável Panavia 21 (Kuraray) sem usar o adesivo autocondicionante e no subgrupo IB, o conduto foi tratado com ED primer por 60 segundos e seco com pontas de papel previamente à aplicação do Panavia 21. No Grupo II: Adesivo convencional com cimento resinoso de polimerização dual; no subgrupo IIA, o cimento resinoso de polimerização dual Variolink II (Ivoclar-Vivadent) foi aplicado sem condicionamento ácido e sem aplicação de adesivo e no subgrupo IIB, a dentina intrarradicular foi condicionada com ácido fosfórico 37%, e unida com adesivo autopolimerizável Excite DSC (Ivoclar-Vivadent) previamente à aplicação do cimento resinoso. Após 24 horas, cada raiz foi seccionada transversalmente em discos de 4 a 6 mm. A avaliação da

resistência de união foi realizada por um avaliador cego. Uma carga compressiva foi aplicada nos discos por uma ponta cilíndrica de 1 mm de diâmetro a uma velocidade de 0.5 mm/min até a falha adesiva do pino. Posteriormente, duas raízes remanescentes de cada subgrupo foram avaliadas em MET por meio da técnica de penetração de prata ao longo da interface dentina-cimento. Os resultados de resistência ao teste de “*push-out*” em MPa foram: Grupo I: subgrupo IA $3,37 \pm 2,89$; subgrupo IB $5,04 \pm 2,81$; Grupo II: subgrupo IIA: $8,57 \pm 2,50$; subgrupo IIB: $10,18 \pm 2,68$. Os testes estatísticos demonstraram que somente o “procedimento de cimentação” teve influência significativa nos resultados da resistência de união ($P < 0.05$) e que não houve diferenças significativas da resistência de união entre os espécimes unidos somente com cimento e com sistemas adesivos dentinários. Os autores concluíram que os subgrupos que utilizaram a aplicação de sistemas adesivos não apresentaram melhora na resistência adesiva. Os resultados desse estudo indicaram que não é real a criação de uma continuidade adesiva ou monobloco entre o pino e a dentina por meio da utilização de cimentos resinosos adesivos. No Panavia 21 a moderada incapacidade dos adesivos autocondicionantes de remover totalmente a camada de *smear layer* promoveu uma razoável explicação para a baixa resistência adesiva observada nos subgrupos controle e experimental. De maneira semelhante, para o Variolink II, a aplicação dos adesivos convencionais não promoveu melhora adicional do que com o uso somente do cimento resinoso. Segundo os autores, os cimentos resinosos têm a capacidade de elevar a resistência adesiva quando em condições ótimas de limpeza e fluidez, para reduzir o Fator-C que nesse caso é elevado.

34) Vichi A, Grandini S, Davidson CL, Ferrari M. An SEM evaluation of several adhesive systems used for bonding fiber posts under clinical conditions. Dental Mater 2002;18(7):495–502.

O objetivo desse estudo foi avaliar a efetividade dos sistemas adesivos de um passo e de três passos na formação de “tags”, prolongamento laterais de adesivo e zona de interdifusão dentina-resina quando utilizados pinos intrarradiculares. 50 dentes unirradiculares foram selecionados, tratados endodonticamente com selador AH-26 (De Trey) e preparados para receber o pino. As amostras foram divididas em 5 grupos: Grupo1: ácido fosfórico 37%+ All Bond 2 (Bisco) + cimentos resinosos C&B (Bisco); Grupo 2: ácido fosfórico 37% + Scotchbond MultiPurpose Plus + cimento resinoso Opal (3M ESPE); Grupo 3: ácido fosfórico 37% + Singlebond 1 de frasco único + cimento resinosos Rely X ARC (3M ESPE); Grupo 4: ácido fosfórico 37% + sistema adesivo de passo único + cimento resinosos C&B (Bisco); Grupo 5: ácido fosfórico 37% + All Bond experimental + Post CementHI-X(Bisco) . O pino de fibra de quartzo utilizado foi o Aestheti-Plus (RTD) e restaurados posteriormente com resina composta Z 250 (3M ESPE). Os resultados demonstraram que todos os sistemas adesivos apresentaram formação de prolongamento laterais de adesivo e “tags”. Os Grupos 1 e 2 mostraram maior porcentagem de zona de interdifusão resina-dentina que os outros grupos. Ela apresentou-se de forma uniforme nos primeiros 2/3 do canal. Os “tags” foram mais facilmente detectados nos terços cervical e médio dos canais radiculares. Os sistemas adesivos de passo único apresentaram menor formação de “tags” que os demais. Os autores concluíram que os sistemas adesivos de três

passos são mais efetivos por serem capazes de promover retenções micromecânicas entre o sistema adesivo e a dentina condicionada.

35) Vichi A, Grandini S, Ferrari M. Comparison between two clinical procedures for bonding fiber posts into a root canal: a microscopic investigation. J Endod 2002;28(5):355–60.

O objetivo desse estudo foi avaliar a efetividade do Scotchbond (3M ESPE) em combinação com o cimento resinoso Rely X ARC na formação de “tags”, prolongamentos laterais de adesivo e camada híbrida quando utilizados para unir pinos de fibra de quartzo translúcidos. 20 dentes unirradiculares foram selecionados, cujas coroas foram removidas, foram tratados endodonticamente com selador AH-26 (De Trey) e preparados para receber o pino. As amostras foram divididas em 2 grupos: Grupo 1: ácido fosfórico 35% + Scotchbond com microbrush + Rely X ARC + pino de fibra translúcido (RTD) + reconstrução coronária com resina composta Z 250 (3M ESPE); Grupo 2: procedimento semelhante ao do grupo 1, porém o sistema adesivo foi aplicado com um pincel plástico desenvolvido pela 3M ESPE. As amostras foram preparadas para serem observadas em MEV. O sistema adesivo mostrou formação de zona de interdifusão resina dentina e prolongamentos laterais de adesivo. As amostras do grupo 1 apresentaram maior porcentagem de zona de interdifusão resina-dentina que no grupo 2, sendo detectável em todos os terços no grupo 1, o que não ocorreu para o terço apical do grupo 2. O grupo 1 apresentou mais “tags” de resina que o grupo 2 para o terço apical. Os autores concluíram que o sistema adesivo Scotchbond em associação com o cimento resinosos Rely X ARC apresentaram formação de camada híbrida e “tags” resinosos gerando retenção micromecânica com a dentina intrarradicular.

ANEXO 4 – NORMAS PARA PUBLICAÇÃO – JOURNAL OF DENTISTRY

Submissions

The requirements for submission are in accordance with the "Uniform Requirements for Manuscripts Submitted to Biomedical Journals," *Annals of Internal Medicine*, 1977, **126**, 36-47.

Authors are requested to submit their original manuscript and figures via the online submission and editorial system for Journal of Dentistry. Using this online system, authors may submit manuscripts and track their progress through the system to publication. Reviewers can download manuscripts and submit their opinions to the editor. Editors can manage the whole submission/review/revise/publish process. Please register at: <http://ees.elsevier.com/jiod>

Authors unable to submit online should contact the Editorial office: Marie Dymond, Journal Manager, Journal of Dentistry, Elsevier, Bampfylde Street, Exeter, UK, EX1 2AH. JOD@elsevier.com TEL: +44 (0)1392 285809 Fax: +44 (0)1865 853132.

Contributions falling into the following categories will be considered for publication:

- Original Research Reports: maximum length 6 printed pages approximately 20 typescript pages, including illustrations and tables.
- Review articles: maximum length 10 printed pages, approximately 33 typescript pages, including illustrations and tables.
- Short communication for rapid publication: maximum length 2 printed pages, approximately 7 typescript pages, including illustrations.
- Letters providing informed comment and constructive criticism of material previously published in the Journal.

Authors are urged to write as concisely as possible.

Articles should be arranged in the following order. *Title, Summary, Introduction, Materials and Methods, Results, Discussion, Conclusions, Acknowledgements, References, Tables and Legends to Illustrations.*

Summary: should not exceed 250 words and should be presented under the following subheadings: Objectives, Methods; Results; Conclusions (For Reviews: Objectives; Data; Sources; Study selection; Conclusions). These subheadings should appear in the text of the summary. Please repeat the title of the article at the top of the abstract page.

Introduction: must be presented in a structured format, covering the following subjects, although not under subheadings: succinct statements of the issue in question; the essence of existing knowledge and understanding pertinent to the issue; and the aims and objectives of the research being reported.

Keywords: up to 10 keywords should be supplied.

Abbreviations and acronyms: terms and names to be referred to in the form of abbreviations or acronyms must be given in full when first mentioned.

Units: SI units should be used throughout. If non-SI units must be quoted, the SI equivalent must immediately follow in parentheses.

The complete names of individual teeth must be given in the text. In tables and legends for illustrations individual teeth should be identified using the FDI two-digit system.

Illustrations: The following are acceptable ways to present illustrations: white card or plastic; high quality computer generated line drawings; unmounted glossy photographs.

Illustrations should be clearly labelled on the back with the title of the article, the figure number and an arrow to indicate the top edge.

When preparing illustrations authors should consider that the majority of illustrations will be reduced to the width of a single column (approximately 85 mm). Authors can indicate if they feel an illustration should be full page width.

All typescripts must be accompanied by a Permission Note. This is a letter signed by each author (not just the corresponding author), affirming that the paper has been submitted solely to *Journal of Dentistry* and that it is not concurrently under consideration for publication in another journal. All of the named authors should have been involved in the work leading to the publication of the paper and should have read the paper before it is submitted for publication.

Offprints and page charges: no page charges are levied on articles published in *Journal of Dentistry*. The corresponding author, at no cost, will be provided with a PDF file of the article via e-mail. The PDF file is a watermarked version of the published article and includes a cover sheet with the journal cover image and a disclaimer outlining the terms and conditions of use.

The Editor and Publisher reserve the right to make such corrections to typescripts as may be necessary for clarity of expression, or to conform to the style required.

Notes for Typescript Preparation

- To facilitate anonymity the authors' names and any reference to their addresses should only appear on the title page.

The title page should contain the following information:

- Title of paper
- Short title
- Name(s) and address(es) of author(s)

- Name, address, telephone, fax and e-mail of the corresponding author
- Up to 10 keywords

Spelling: International English.

Legends to illustrations should be typed on a separate sheet.

References: These should appear in the text in numerical order and should follow a modified form of the Vancouver Reference system (details may be found at <http://www.icmje.org/index.html#reference>). Please note that the house style of the *Journal of Dentistry* is different from the standard Vancouver reference style in that it includes:

- to refer to the name of the Journal in full
- to put the name of the Journal in Italics
- to put the volume number in bold

Examples as follows

Burrow MF, Tagami J, Negishi T. Early tensile bond strengths of several enamel and dentin bonding systems. *Journal of Dental Research* 1994; **74**:522-28.
Phillips SJ, Whisnant JP. The role of dentine under restorations. In: Laragh JH, Brenner BM, editors. *The science of restorative dentistry*. 2nd ed. Oxford: Elsevier; 2003. p.266-78.

If there are seven or more authors please list the first six and et al., otherwise list all authors. Journal titles should be given in full.

Randomised controlled trials: All randomised controlled trials submitted for publication in *Journal of Dentistry* should include a completed Consolidated Standards of Reporting Trials (CONSORT) flow chart. Please refer to the CONSORT statement website at <http://www.consort-statement.org> for more information. *Journal of Dentistry* has adopted the proposal from the International Committee of Medical Journal Editors (ICMJE) which require, as a condition of consideration for publication of clinical trials, registration in a public trials registry. Trials must register at or before the onset of patient enrolment. The clinical trial registration number should be included at the end of the abstract of the article. For this purpose, a clinical trial is defined as any research study that prospectively assigns human participants or groups of humans to one or more health-related interventions to evaluate the effects of health outcomes. Health-related interventions include any intervention used to modify a biomedical or health-related outcome (for example drugs, surgical procedures, devices, behavioural treatments, dietary interventions, and process-of-care changes). Health outcomes include any biomedical or health-related measures obtained in patients or participants, including pharmacokinetic measures and adverse events. Purely observational studies (those in which the assignment of the medical intervention is not at the discretion of the investigator) will not require registration. Further information can be found at <http://www.icmje.org>

Disclosure of Clinical Trial Results: In line with the position of the

International Committee of Medical Journal Editors , the journal will not consider results posted in the same clinical trials registry in which primary registration resides to be prior publication if the results posted are presented in the form of a brief structured (less than 500 words) abstract or table. However, divulging results in other circumstances (eg, investors' meetings) is discouraged and may jeopardise consideration of the manuscript. Authors should fully disclose all posting in registries of results of the same or closely related work.

Patient consent: Studies on patients or volunteers require ethics committee approval and informed consent which should be documented in your paper. Patients have a right to privacy. Therefore identifying information, including patients' images, names, initials, or hospital numbers, should not be included in videos, recordings, written descriptions, photographs, and pedigrees unless the information is essential for scientific purposes and you have obtained written informed consent for publication in print and electronic form from the patient (or parent, guardian or next of kin where applicable). If such consent is made subject to any conditions, Elsevier must be made aware of all such conditions. Written consents must be provided to Elsevier on request. Even where consent has been given, identifying details should be omitted if they are not essential. If identifying characteristics are altered to protect anonymity, such as in genetic pedigrees, authors should provide assurance that alterations do not distort scientific meaning and editors should so note. If such consent has not been obtained, personal details of patients included in any part of the paper and in any supplementary materials (including all illustrations and videos) must be removed before submission.

Proofs: Proofs will be sent to the author (first-named author if no corresponding author is identified on multi-authored papers) by PDF wherever possible and should be returned within 48 hours of receipt, preferably by e-mail. Corrections should be restricted to typesetting errors; any other amendments made may be charged to the author. Any queries should be answered in full. Elsevier will do everything possible to get your article corrected and published as quickly and accurately as possible. Therefore, it is important to ensure that all of your corrections are returned to us in one all-inclusive e-mail or fax. Subsequent additional corrections will not be possible, so please ensure that your first communication is complete.

Should you choose to mail your corrections, please return them to: Log-in Department, Elsevier, Stover Court, Bampfylde Street, Exeter, Devon EX1 2AH, UK.

Funding body agreements and policies

Elsevier has established agreements and developed policies to allow authors whose articles appear in journals published by Elsevier, to comply with potential manuscript archiving requirements as specified as conditions of their grant awards. To learn more about existing agreements and policies please visit <http://www.elsevier.com/fundingbodies>

ANEXO 5 - ANÁLISE ESTATÍSTICA

1. Análise da interface adesiva entre Dentina e Cimento Resinoso

1.1 Resultados fendas antes da Força

Teste de Homogeneidade de Variâncias

		Levene Statistic	df1	df2	Valor p
Fendas (µm)	Based on Mean	5.111982295	8	531	0.00000

Valor $p < 0,05$ indica variâncias heterogêneas entre cimento x fenda para a variável fenda.

Estatísticas Descritivas para as Fendas (µm)

Cimentos	N	Mean	Std. Deviation	Std. Error	95% Confidence Interval for Mean		Minimum	Maximum
					Lower Bound	Upper Bound		
U-100	180	6.64	10.40	0.78	5.11	8.17	0.00	59.84
ARC	180	10.77	10.79	0.80	9.19	12.36	0.00	44.88
All-Cem	180	9.71	13.31	0.99	7.76	11.67	0.00	56.85

Terços Radiculares	N	Mean	Std. Deviation	Std. Error	95% Confidence Interval for Mean		Minimum	Maximum
					Lower Bound	Upper Bound		
Cervical	180	6.49	9.63	0.72	5.07	7.91	0.00	36.11
Média	180	10.19	11.48	0.86	8.50	11.87	0.00	56.85
Apical	180	10.45	13.29	0.99	8.50	12.41	0.00	59.84

	N	Mean	Std. Deviation	Std. Error	95% Confidence Interval for Mean		Minimum	Maximum
					Lower Bound	Upper Bound		
U-100 Cervical	60	4.64	8.17	1.05	2.53	6.76	0	33.73
U-100 Média	60	7.08	9.11	1.18	4.73	9.44	0	31.94
U-100 Apical	60	8.19	13.1	1.69	4.81	11.58	0	59.84
ARC Cervical	60	8.38	11.17	1.44	5.49	11.26	0	36.11
ARC Média	60	11.92	8.74	1.13	9.66	14.18	0	30.48
ARC Apical	60	12.02	11.98	1.55	8.92	15.12	0	44.88
All-Cem Cervical	60	6.44	9.11	1.18	4.09	8.8	0	30.65
All-Cem Média	60	11.56	15.03	1.94	7.67	15.44	0	56.85
All-Cem Apical	60	11.15	14.56	1.88	7.38	14.91	0	50.53

Uma vez que $n > 30$ utilizou-se ANOVA a dois critérios modelo fatorial completo, permitindo avaliar diferença entre cimento, independente de região, entre região independente de cimento e a interação entre cimento x região.

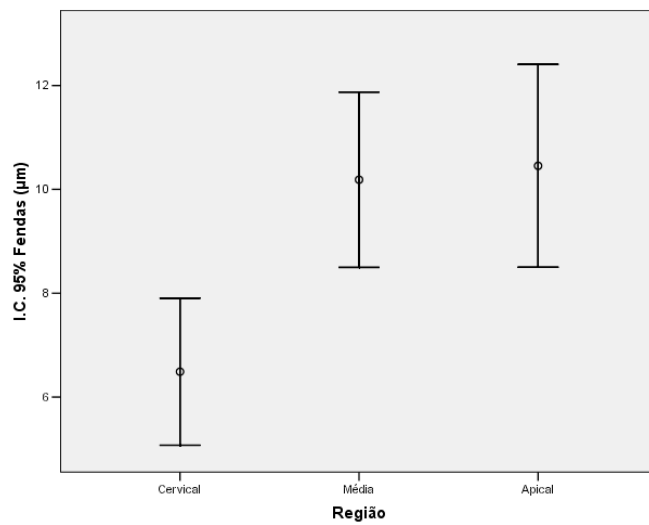
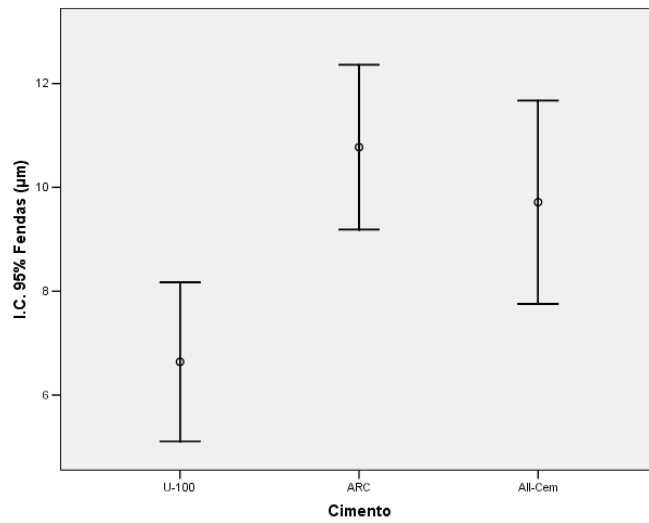
Tests of Between-Subjects Effects

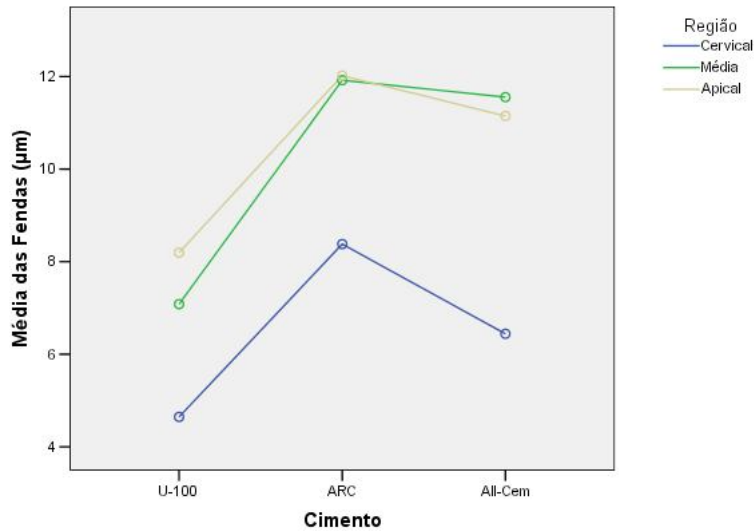
Dependent Variable: Fendas (µm)

Source	Type III Sum of Squares	df	Mean Square	F	Valor p	Observed Power(a)
Cimento	1658.809021	2	829.4045106	6.288372623	0.00200	0.896389066
Região	1768.021208	2	884.0106039	6.702384674	0.00133	0.915090542
Cimento * Região	112.7854178	4	28.19635444	0.213778899	0.93078	0.096251623
Error	70036.21151	531	131.8949369			
Corrected Total	73575.82716	539				

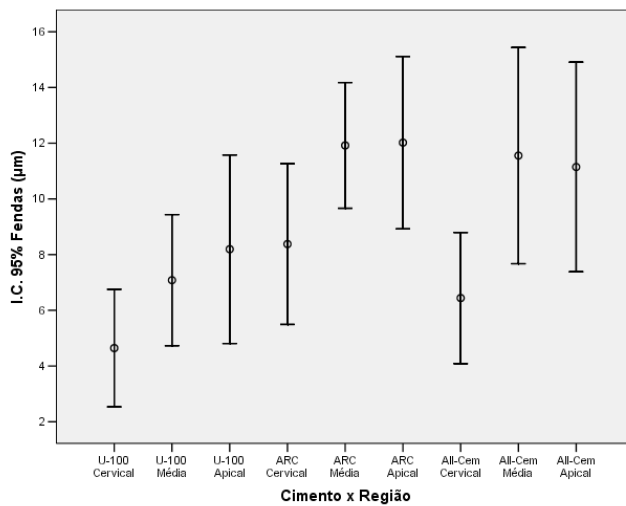
Existe diferença entre cimento e entre região, porém não se observa interação entre cimento x região.

Análise de Múltiplas Comparações de Games Howell
Variável Dependente: Fendas (μm)





Observe a ausência de interação no gráfico acima. Há aumento nas fendas de U-Cem para ARC, para as três regiões, mantendo-se sempre Cervical abaixo da média e média abaixo da Apical. De ARC para All-Cem ocorre redução da fenda, para as três regiões. Ocorre uma redução um pouco mais acentuada na região Apical, porém estatisticamente não significativa.



1.2 Resultados das fendas depois da Força

Teste de Homogeneidade de Variâncias

	Levene Statistic	df1	df2	Valor p
Fendas (µm) Based on Mean	19.48848971	8	531	0.000000

Valor $p < 0,05$ indica variâncias heterogêneas entre cimento x Fenda para a variável Fenda.

Estatísticas Descritivas das Fendas (μm)

Cimentos	N	Mean	Std. Deviation	Std. Error	95% Confidence Interval for Mean		Minimum	Maximum
					Lower Bound	Upper Bound		
U-100	180	4.70	6.98	0.52	3.68	5.73	0.00	31.43
ARC	180	12.51	15.24	1.14	10.27	14.75	0.00	56.08
All-Cem	180	12.49	16.79	1.25	10.02	14.96	0.00	70.83

Terços Radiculares	N	Mean	Std. Deviation	Std. Error	95% Confidence Interval for Mean		Minimum	Maximum
					Lower Bound	Upper Bound		
Cervical	180	5.69	13.51	1.01	3.70	7.68	0.00	70.83
Média	180	11.14	12.43	0.93	9.32	12.97	0.00	50.00
Apical	180	12.87	15.44	1.15	10.60	15.14	0.00	56.08

	N	Mean	Std. Deviation	Std. Error	95% Confidence Interval for Mean		Minimum	Maximum
					Lower Bound	Upper Bound		
U-100 Região Cervical	60	2.06	4.49	0.58	0.90	3.22	0.00	17.46
U-100 Região Média	60	4.58	7.35	0.95	2.68	6.48	0.00	31.43
U-100 Região Apical	60	7.47	7.68	0.99	5.48	9.45	0.00	21.27
ARC Região Cervical	60	5.57	7.29	0.94	3.69	7.46	0.00	22.30
ARC Região Média	60	17.18	14.95	1.93	13.32	21.04	0.00	50.00
ARC Região Apical	60	14.79	18.74	2.42	9.95	19.63	0.00	56.08
All-Cem Região Cervical	60	9.44	21.28	2.75	3.94	14.93	0.00	70.83
All-Cem Região Média	60	11.67	10.48	1.35	8.97	14.38	0.00	39.76
All-Cem Região Apical	60	16.35	16.36	2.11	12.12	20.57	0.00	53.35

Uma vez que $n > 30$ utilizou-se ANOVA a dois critérios modelo fatorial completo, permitindo avaliar diferença entre cimento, independente de região, entre região independente de cimento e a interação entre cimento x região.

Tests of Between-Subjects Effects

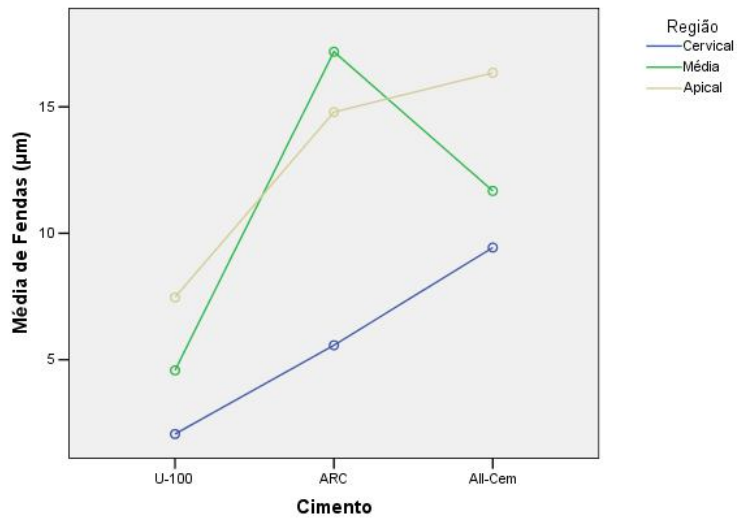
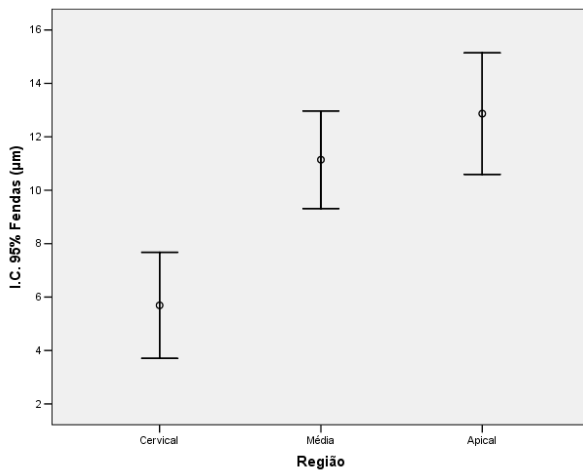
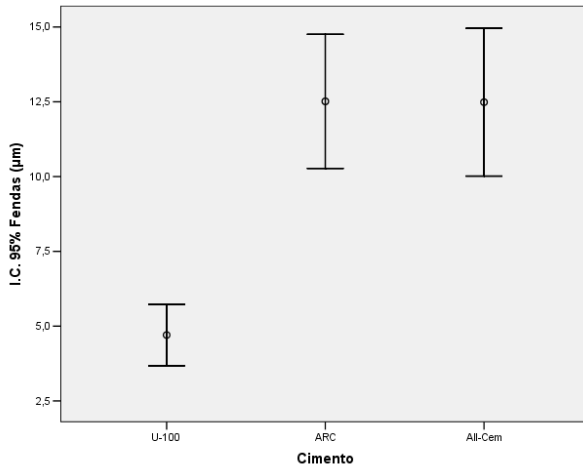
Variável Dependente: Fenda (μm)

Source	Type III Sum of Squares	df	Mean Square	F	Valor p	Observed Power(a)
Cimento	7294.008173	2	3647.004087	20.62440482	0.00000	0.999977445
Região	5052.342948	2	2526.171474	14.28591301	0.00000	0.998733408
Cimento * Região	1822.862182	4	455.7155456	2.577145973	0.03674	0.72654509
Error	93896.48751	531	176.8295433			
Corrected Total	108065.7008	539				

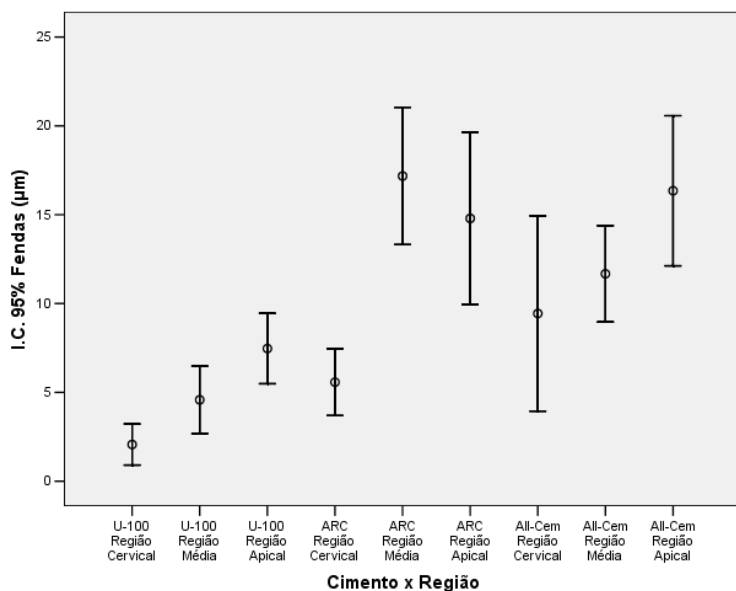
Existe diferença entre cimento e entre região, observando-se interação entre cimento x região.

Múltiplas Comparações de Games- Howell

Variável Dependente: Fenda (μm)



Observe a presença de interação no gráfico acima. Há aumento nas fendas de U-Cem para ARC e All-Cem nas regiões cervical e apical, porém na região média há uma redução de ARC para All-Cem.



1.3 Resultados fendas considerando período, cimento e região

Estatísticas Descritivas: Fendas (µm)

Cimento	N	Mean	Std. Deviation	Std. Error	95% Confidence Interval for Mean		Minimum	Maximum
					Lower Bound	Upper Bound		
U-100	360	5.67	8.90	0.47	4.75	6.59	0.00	59.84
ARC	360	11.64	13.21	0.70	10.27	13.01	0.00	56.08
All-Cem	360	11.10	15.19	0.80	9.53	12.67	0.00	70.83

Terços Radiculares	N	Mean	Std. Deviation	Std. Error	95% Confidence Interval for Mean		Minimum	Maximum
					Lower Bound	Upper Bound		
Cervical	360	6.09	11.72	0.62	4.87	7.31	0.00	70.83
Média	360	10.66	11.96	0.63	9.43	11.90	0.00	56.85
Apical	360	11.66	14.44	0.76	10.16	13.16	0.00	59.84

	N	Mean	Std. Deviation	Std. Error	95% Confidence Interval for Mean		Minimum	Maximum
					Lower Bound	Upper Bound		
Antes da Força U-100	180	6.64	10.40	0.78	5.11	8.17	0.00	59.84
Antes da Força ARC	180	10.77	10.79	0.80	9.19	12.36	0.00	44.88
Antes da Força All-Cem	180	9.71	13.31	0.99	7.76	11.67	0.00	56.85
Depois da Força U-100	180	4.70	6.98	0.52	3.68	5.73	0.00	31.43
Depois da Força ARC	180	12.51	15.24	1.14	10.27	14.75	0.00	56.08
Depois da Força All-Cem	180	12.49	16.79	1.25	10.02	14.96	0.00	70.83

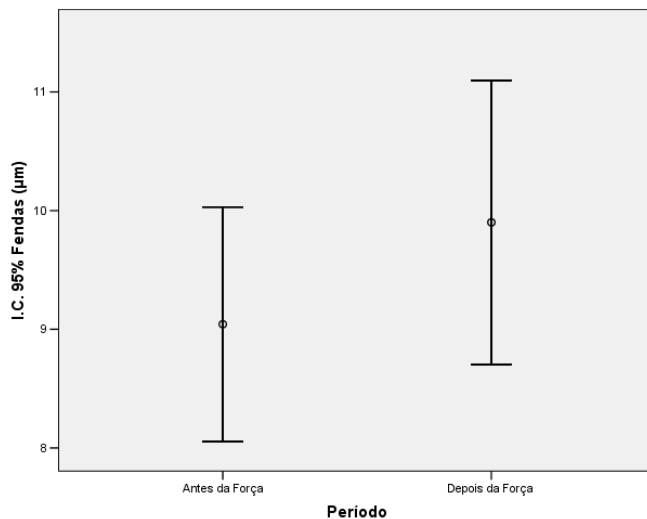
	N	Mean	Std. Deviation	Std. Error	95% Confidence Interval for Mean		Minimum	Maximum
					Lower Bound	Upper Bound		
Antes da Força Região Cervical	180	6.49	9.63	0.72	5.07	7.91	0.00	36.11
Antes da Força Região Média	180	10.19	11.48	0.86	8.50	11.87	0.00	56.85
Antes da Força Região Apical	180	10.45	13.29	0.99	8.50	12.41	0.00	59.84
Depois da Força Região Cervical	180	5.69	13.51	1.01	3.70	7.68	0.00	70.83
Depois da Força Região Média	180	11.14	12.43	0.93	9.32	12.97	0.00	50.00
Depois da Força Região Apical	180	12.87	15.44	1.15	10.60	15.14	0.00	56.08

	N	Mean	Std. Deviation	Std. Error	Confidence Interval for Mean		Minimum	Maximum
					Lower Bound	Upper Bound		
U-100 Região Cervical	120	3.35	6.69	0.61	2.14	4.56	0.00	33.73
U-100 Região Média	120	5.83	8.34	0.76	4.32	7.34	0.00	31.94
U-100 Região Apical	120	7.83	10.70	0.98	5.90	9.76	0.00	59.84
ARC Região Cervical	120	6.98	9.49	0.87	5.26	8.69	0.00	36.11
ARC Região Média	120	14.55	12.47	1.14	12.29	16.80	0.00	50.00
ARC Região Apical	120	13.41	15.73	1.44	10.56	16.25	0.00	56.08
All-Cem Região Cervical	120	7.94	16.37	1.49	4.98	10.90	0.00	70.83
All-Cem Região Média	120	11.61	12.90	1.18	9.28	13.95	0.00	56.85
All-Cem Região Apical	120	13.75	15.64	1.43	10.92	16.57	0.00	53.35

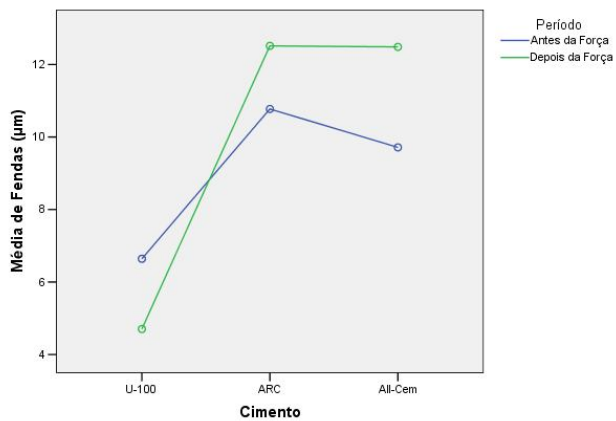
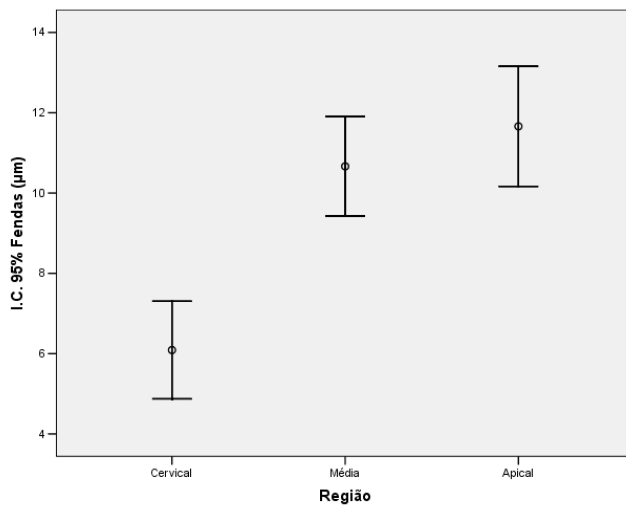
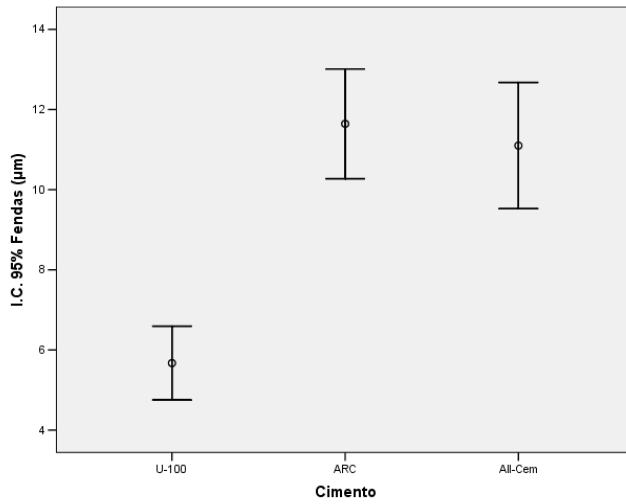
	N	Mean	Std. Deviation	Std. Error	Confidence Interval for Mean		Minimum	Maximum
					Lower Bound	Upper Bound		
Antes da Força U-100 Região Cervical	60	4.64	8.17	1.05	2.53	6.76	0.00	33.73
Antes da Força U-100 Região Média	60	7.08	9.11	1.18	4.73	9.44	0.00	31.94
Antes da Força U-100 Região Apical	60	8.19	13.10	1.69	4.81	11.58	0.00	59.84
Antes da Força ARC Região Cervical	60	8.38	11.17	1.44	5.49	11.26	0.00	36.11
Antes da Força ARC Região Média	60	11.92	8.74	1.13	9.66	14.18	0.00	30.48
Antes da Força ARC Região Apical	60	12.02	11.98	1.55	8.92	15.12	0.00	44.88
Antes da Força All-Cem Região Cervical	60	6.44	9.11	1.18	4.09	8.80	0.00	30.65
Antes da Força All-Cem Região Média	60	11.56	15.03	1.94	7.67	15.44	0.00	56.85
Antes da Força All-Cem Região Apical	60	11.15	14.56	1.88	7.38	14.91	0.00	50.53
Depois da Força U-100 Região Cervical	60	2.06	4.49	0.58	0.90	3.22	0.00	17.46
Depois da Força U-100 Região Média	60	4.58	7.35	0.95	2.68	6.48	0.00	31.43
Depois da Força U-100 Região Apical	60	7.47	7.68	0.99	5.48	9.45	0.00	21.27
Depois da Força ARC Região Cervical	60	5.57	7.29	0.94	3.69	7.46	0.00	22.30
Depois da Força ARC Região Média	60	17.18	14.95	1.93	13.32	21.04	0.00	50.00
Depois da Força ARC Região Apical	60	14.79	18.74	2.42	9.95	19.63	0.00	56.08
Depois da Força All-Cem Região Cervical	60	9.44	21.28	2.75	3.94	14.93	0.00	70.83
Depois da Força All-Cem Região Média	60	11.67	10.48	1.35	8.97	14.38	0.00	39.76
Depois da Força All-Cem Região Apical	60	16.35	16.36	2.11	12.12	20.57	0.00	53.35

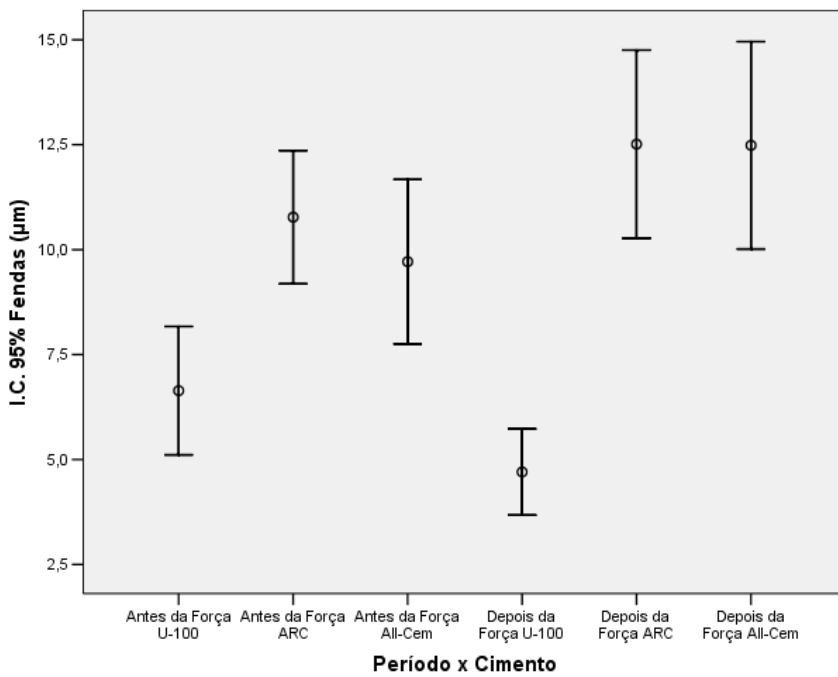
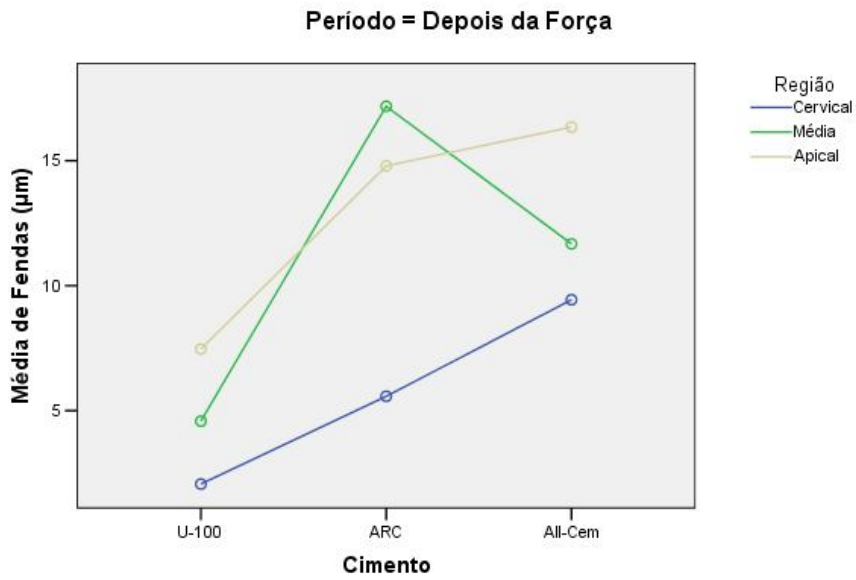
Tests of Between-Subjects Effects
Variável Dependente: Fendas (µm)

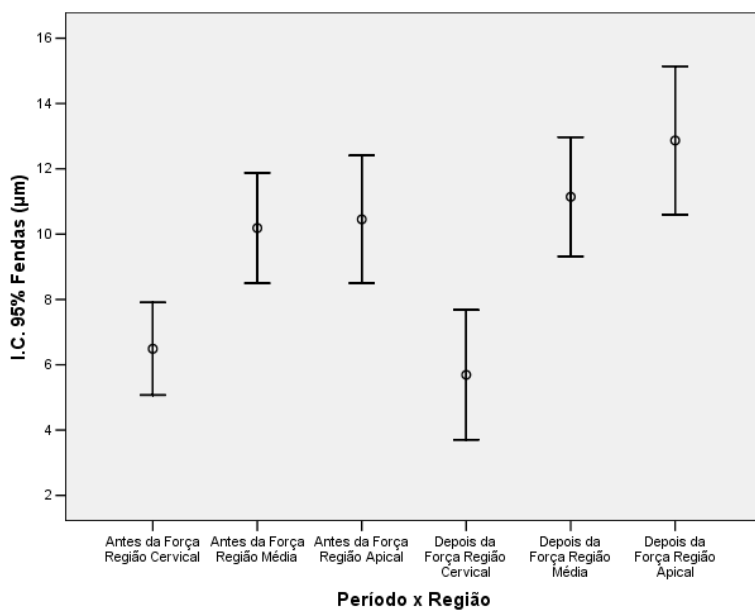
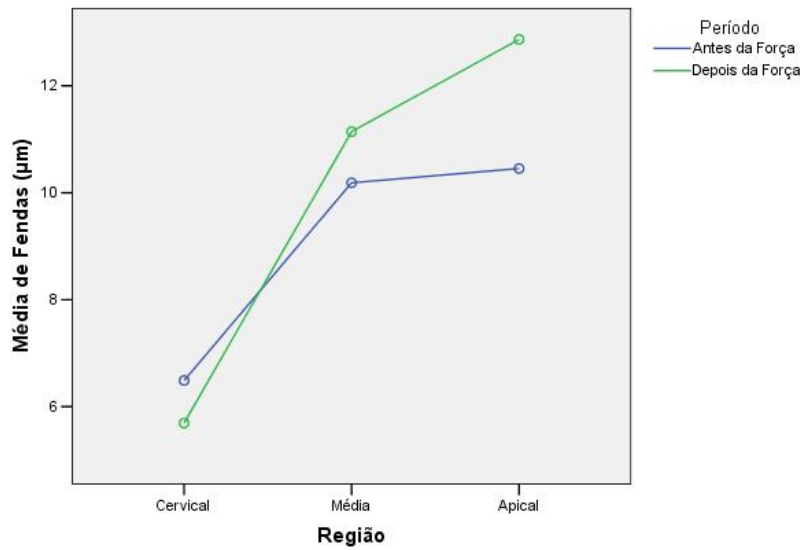
Source	Type III Sum of Squares	df	Mean Square	F	Valor p	Observed Power(a)
Período	198.8930008	1	198.8930008	1.288482213	0.25658	0.205424153
Cimento	7849.978061	2	3924.98903	25.42713183	0.00000	0.999999161
Região	6354.918611	2	3177.459305	20.58443375	0.00000	0.999977719
Período * Cimento	1102.839134	2	551.4195669	3.572243875	0.02843	0.663668284
Período * Região	465.445545	2	232.7227725	1.507640549	0.22191	0.322173344
Cimento * Região	922.4856389	4	230.6214097	1.494027357	0.20178	0.466451708
Período * Cimento * Região	1013.161961	4	253.2904903	1.640883742	0.16170	0.50804686
Error	163932.699	1062	154.3622401			
Corrected Total	181840.421	1079				

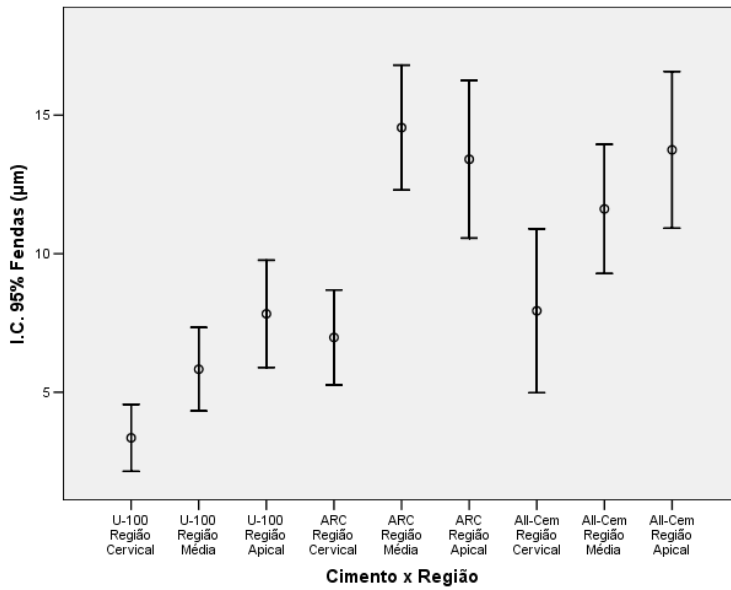
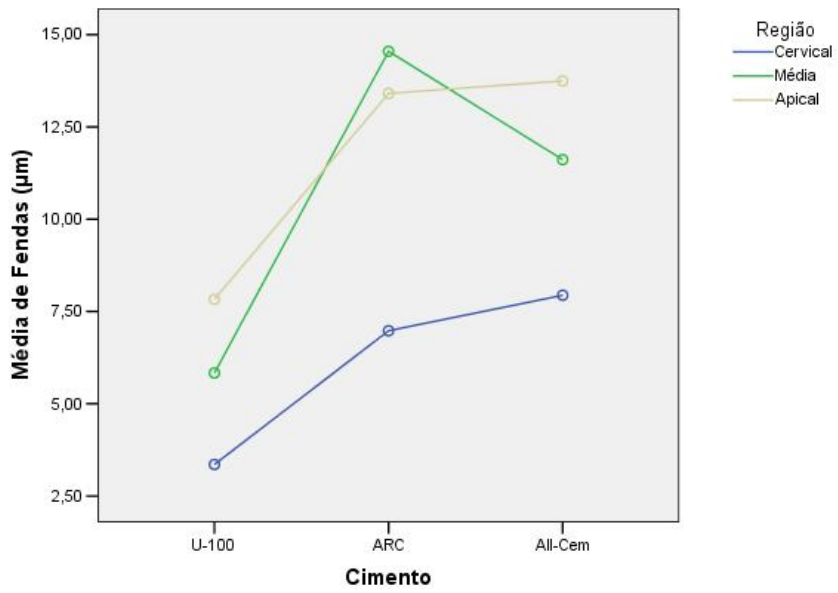


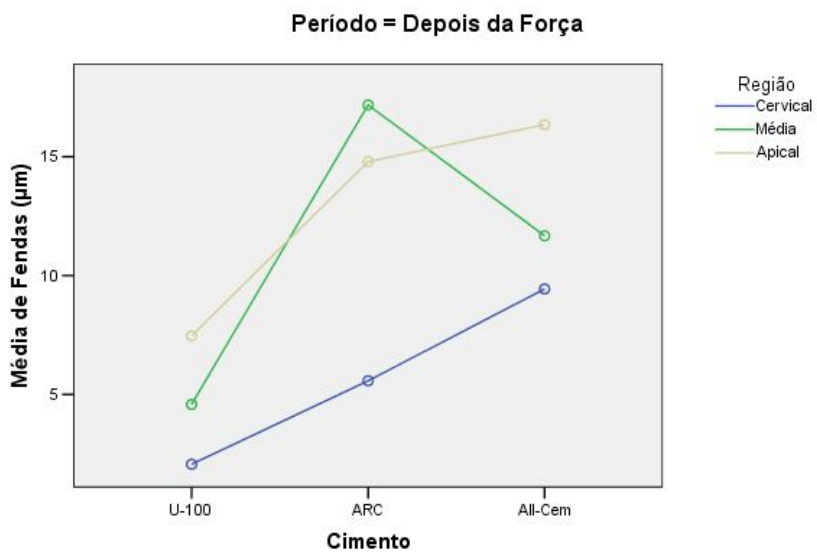
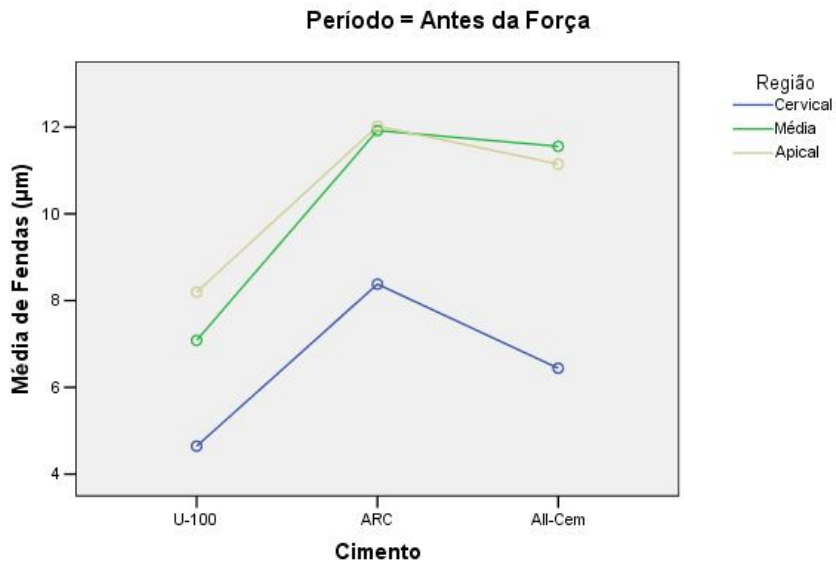
Múltiplas Comparações de Games Howell
 Variável Dependente: Fenda (μm)

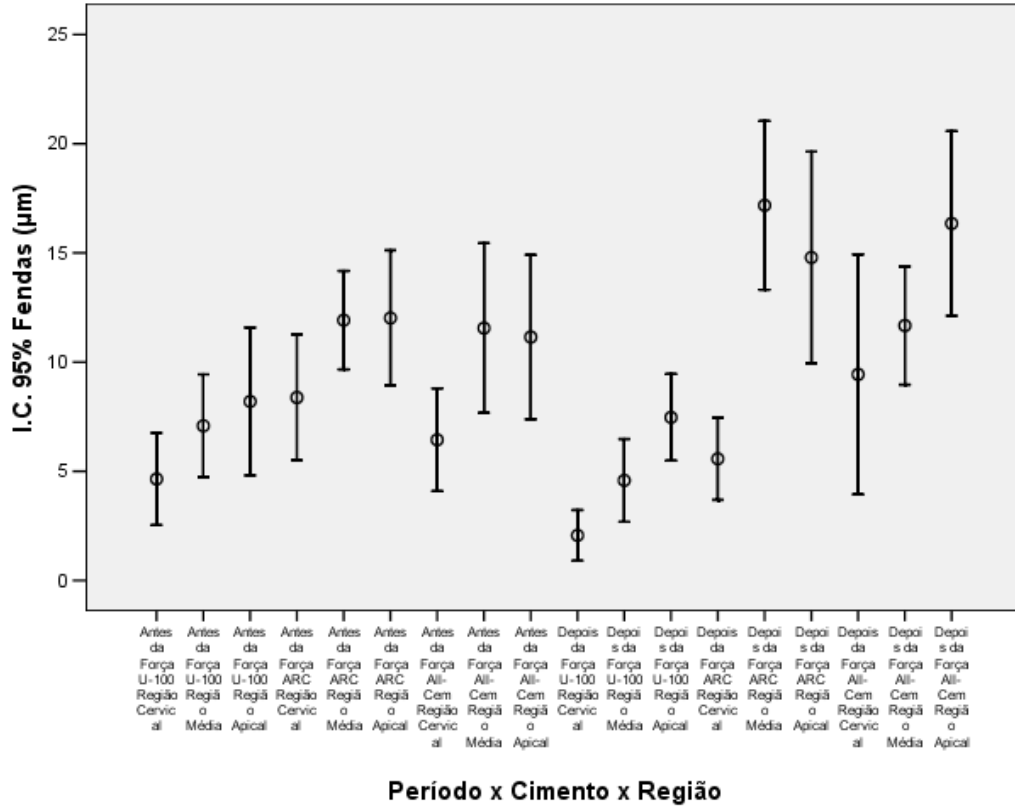












2. Análise da Porcentagem de continuidade adesiva

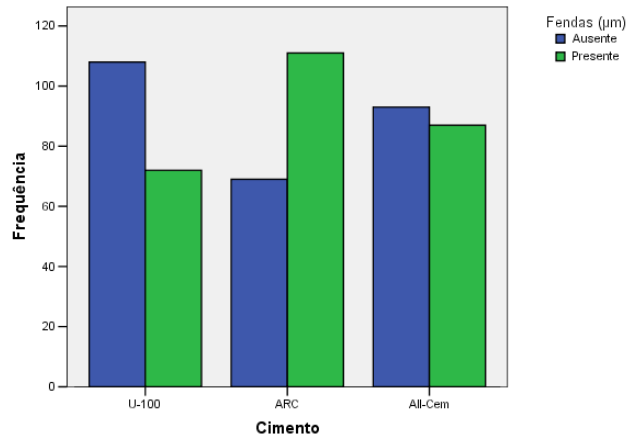
1.2 Resultados Período Antes da Força:

Cimento		Fendas (µm)		Total
		Ausente	Presente	
U-100	Frequência Observada	108	72	180
	Frequência Esperada	90	90	180
	% dentro Cimento	60.00	40.00	100.00
	% dentro Fendas (µm)	40.00	26.67	33.33
ARC	Frequência Observada	69	111	180
	Frequência Esperada	90	90	180
	% dentro Cimento	38.33	61.67	100.00
	% dentro Fendas (µm)	25.56	41.11	33.33
All-Cem	Frequência Observada	93	87	180
	Frequência Esperada	90	90	180
	% dentro Cimento	51.67	48.33	100.00
	% dentro Fendas (µm)	34.44	32.22	33.33
Total	Frequência Observada	270	270	540
	Frequência Esperada	270	270	540
	% dentro Cimento	50.00	50.00	100.00
	% dentro Fendas (µm)	100.00	100.00	100.00

Teste do Qui-Quadrado

	Valor	G.L.	Valor p
Pearson Chi-Square	17.2	2	0.000184106
Likelihood Ratio	17.33974294	2	0.000171681
N of Valid Cases	540		

a. 0 cells (,0%) have Frequência Esperada less than 5. The minimum Frequência Esperada is 90,00.

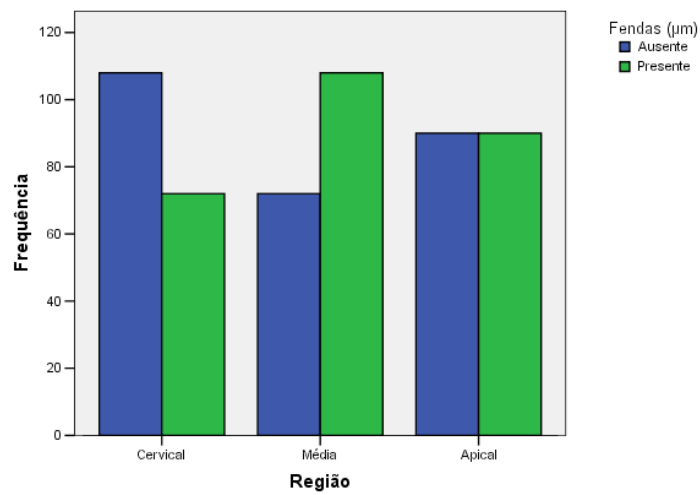


Região	Fendas (µm)		Total	
	Ausente	Presente		
Cervical	Frequência Observada	108	72	180
	Frequência Esperada	90	90	180
	% dentro Região	60.00	40.00	100.00
	% dentro Fendas (µm)	40.00	26.67	33.33
Média	Frequência Observada	72	108	180
	Frequência Esperada	90	90	180
	% dentro Região	40.00	60.00	100.00
	% dentro Fendas (µm)	26.67	40.00	33.33
Apical	Frequência Observada	90	90	180
	Frequência Esperada	90	90	180
	% dentro Região	50.00	50.00	100.00
	% dentro Fendas (µm)	33.33	33.33	33.33
Total	Frequência Observada	270	270	540
	Frequência Esperada	270	270	540
	% dentro Região	50.00	50.00	100.00
	% dentro Fendas (µm)	100.00	100.00	100.00

Teste Qui-Quadrado

	Valor	G.L.	Valor p
Pearson Chi-Square	14.4	2	0.000746586
Likelihood Ratio	14.49756976	2	0.000711038
N of Valid Cases	540		

a. 0 cells (,0%) have Frequência Esperada less than 5. The minimum Frequência Esperada is 90,00.

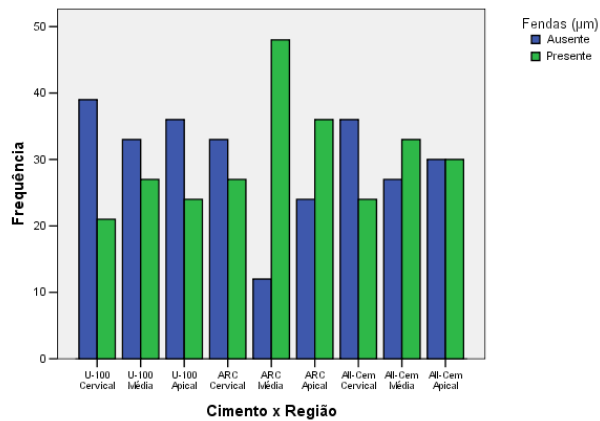


Cimento x Região		Fendas (µm)		Total
		Ausente	Presente	
U-100 Cervical	Frequência Observada	39	21	60
	Frequência Esperada	30	30	60
	% dentro Cimento x Região	65.00	35.00	100.00
	% dentro Fendas (µm)	14.44	7.78	11.11
U-100 Média	Frequência Observada	33	27	60
	Frequência Esperada	30	30	60
	% dentro Cimento x Região	55.00	45.00	100.00
	% dentro Fendas (µm)	12.22	10.00	11.11
U-100 Apical	Frequência Observada	36	24	60
	Frequência Esperada	30	30	60
	% dentro Cimento x Região	60.00	40.00	100.00
	% dentro Fendas (µm)	13.33	8.89	11.11
ARC Cervical	Frequência Observada	33	27	60
	Frequência Esperada	30	30	60
	% dentro Cimento x Região	55.00	45.00	100.00
	% dentro Fendas (µm)	12.22	10.00	11.11
ARC Média	Frequência Observada	12	48	60
	Frequência Esperada	30	30	60
	% dentro Cimento x Região	20.00	80.00	100.00
	% dentro Fendas (µm)	4.44	17.78	11.11
ARC Apical	Frequência Observada	24	36	60
	Frequência Esperada	30	30	60
	% dentro Cimento x Região	40.00	60.00	100.00
	% dentro Fendas (µm)	8.89	13.33	11.11
All-Cem Cervical	Frequência Observada	36	24	60
	Frequência Esperada	30	30	60
	% dentro Cimento x Região	60.00	40.00	100.00
	% dentro Fendas (µm)	13.33	8.89	11.11
All-Cem Média	Frequência Observada	27	33	60
	Frequência Esperada	30	30	60
	% dentro Cimento x Região	45.00	55.00	100.00
	% dentro Fendas (µm)	10.00	12.22	11.11
All-Cem Apical	Frequência Observada	30	30	60
	Frequência Esperada	30	30	60
	% dentro Cimento x Região	50.00	50.00	100.00
	% dentro Fendas (µm)	11.11	11.11	11.11
Total	Frequência Observada	270	270	540
	Frequência Esperada	270	270	540
	% dentro Cimento x Região	50.00	50.00	100.00
	% dentro Fendas (µm)	100.00	100.00	100.00

Teste Qui-Quadrado

	Valor	G.L.	Valor p
Pearson Chi-Square	36	8	0.00002
Likelihood Ratio	37.66523277	8	0.00001
N of Valid Cases	540		

- a. 0 cells (,0%) have Frequência Esperada less than 5. The minimum Frequência Esperada is 30,00.



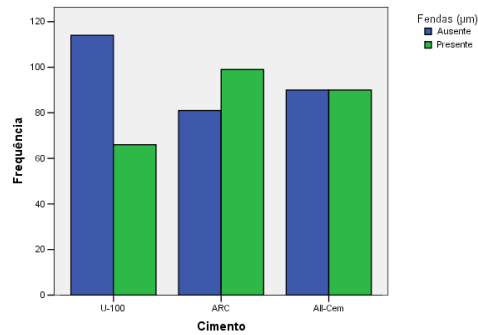
Período Depois da Força

Cimento		Fendas (µm)		Total
		Ausente	Presente	
U-100	Frequência Observada	114	66	180
	Frequência Esperada	95	85	180
	% dentro Cimento	63.33	36.67	100.00
	% dentro Fendas (µm)	40.00	25.88	33.33
ARC	Frequência Observada	81	99	180
	Frequência Esperada	95	85	180
	% dentro Cimento	45.00	55.00	100.00
	% dentro Fendas (µm)	28.42	38.82	33.33
All-Cem	Frequência Observada	90	90	180
	Frequência Esperada	95	85	180
	% dentro Cimento	50.00	50.00	100.00
	% dentro Fendas (µm)	31.58	35.29	33.33
Total	Frequência Observada	285	255	540
	Frequência Esperada	285	255	540
	% dentro Cimento	52.78	47.22	100.00
	% dentro Fendas (µm)	100.00	100.00	100.00

Teste Qui-Quadrado

	Valor	G.L.	Valor p
Pearson Chi-Square	12.97337461	2	0.001523588
Likelihood Ratio	13.09167786	2	0.001436079
N of Valid Cases	540		

a. 0 cells (,0%) have Frequência Esperada less than 5. The minimum Frequência Esperada is 85,00.

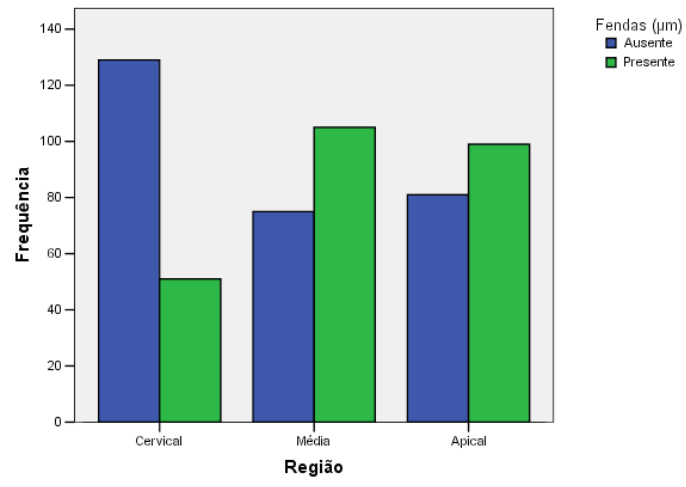


Região	Fendas (µm)		Total	
	Ausente	Presente		
Cervical	Frequência Observada	129	51	180
	Frequência Esperada	95	85	180
	% dentro Região	71.67	28.33	100.00
	% dentro Fendas (µm)	45.26	20.00	33.33
Média	Frequência Observada	75	105	180
	Frequência Esperada	95	85	180
	% dentro Região	41.67	58.33	100.00
	% dentro Fendas (µm)	26.32	41.18	33.33
Apical	Frequência Observada	81	99	180
	Frequência Esperada	95	85	180
	% dentro Região	45.00	55.00	100.00
	% dentro Fendas (µm)	28.42	38.82	33.33
Total	Frequência Observada	285	255	540
	Frequência Esperada	285	255	540
	% dentro Região	52.78	47.22	100.00
	% dentro Fendas (µm)	100.00	100.00	100.00

Teste Qui-Quadrado

	Valor	G.L.	Valor p
Pearson Chi-Square	39.05386997	2	0.00000
Likelihood Ratio	40.10522979	2	0.00000
N of Valid Cases	540		

a. 0 cells (.0%) have Frequência Esperada less than 5. The minimum Frequência Esperada is 85,00.

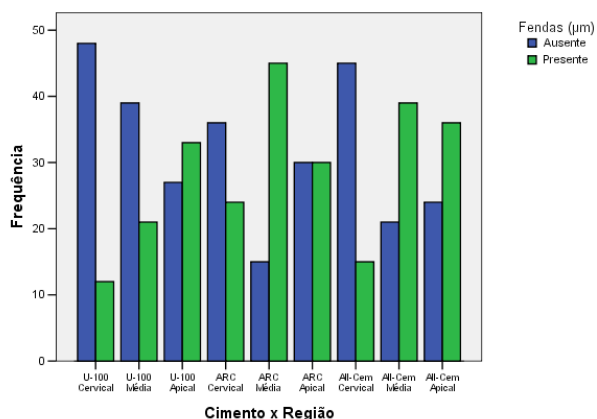


Cimento x Região		Fendas (µm)		Total
		Ausente	Presente	
U-100 Cervical	Frequência Observada	48	12	60
	Frequência Esperada	32	28	60
	% dentro Cimento x Região	80.00	20.00	100.00
	% dentro Fendas (µm)	16.84	4.71	11.11
U-100 Média	Frequência Observada	39	21	60
	Frequência Esperada	32	28	60
	% dentro Cimento x Região	65.00	35.00	100.00
	% dentro Fendas (µm)	13.68	8.24	11.11
U-100 Apical	Frequência Observada	27	33	60
	Frequência Esperada	32	28	60
	% dentro Cimento x Região	45.00	55.00	100.00
	% dentro Fendas (µm)	9.47	12.94	11.11
ARC Cervical	Frequência Observada	36	24	60
	Frequência Esperada	32	28	60
	% dentro Cimento x Região	60.00	40.00	100.00
	% dentro Fendas (µm)	12.63	9.41	11.11
ARC Média	Frequência Observada	15	45	60
	Frequência Esperada	32	28	60
	% dentro Cimento x Região	25.00	75.00	100.00
	% dentro Fendas (µm)	5.26	17.65	11.11
ARC Apical	Frequência Observada	30	30	60
	Frequência Esperada	32	28	60
	% dentro Cimento x Região	50.00	50.00	100.00
	% dentro Fendas (µm)	10.53	11.76	11.11
All-Cem Cervical	Frequência Observada	45	15	60
	Frequência Esperada	32	28	60
	% dentro Cimento x Região	75.00	25.00	100.00
	% dentro Fendas (µm)	15.79	5.88	11.11
All-Cem Média	Frequência Observada	21	39	60
	Frequência Esperada	32	28	60
	% dentro Cimento x Região	35.00	65.00	100.00
	% dentro Fendas (µm)	7.37	15.29	11.11
All-Cem Apical	Frequência Observada	24	36	60
	Frequência Esperada	32	28	60
	% dentro Cimento x Região	40.00	60.00	100.00
	% dentro Fendas (µm)	8.42	14.12	11.11
Total	Frequência Observada	285	255	540
	Frequência Esperada	285	255	540
	% dentro Cimento x Região	52.78	47.22	100.00
	% dentro Fendas (µm)	100.00	100.00	100.00

Teste Qui-Quadrado

	Valor	G.L.	Valor p
Pearson Chi-Square	66.3380805	8	0.00000
Likelihood Ratio	69.25839164	8	0.00000
N of Valid Cases	540		

- a. 0 cells (,0%) have Frequência Esperada less than 5. The minimum Frequência Esperada is 28,33.



Análise conjunta - Período, Cimento, Região

Período * Fendas (µm) Crosstabulation

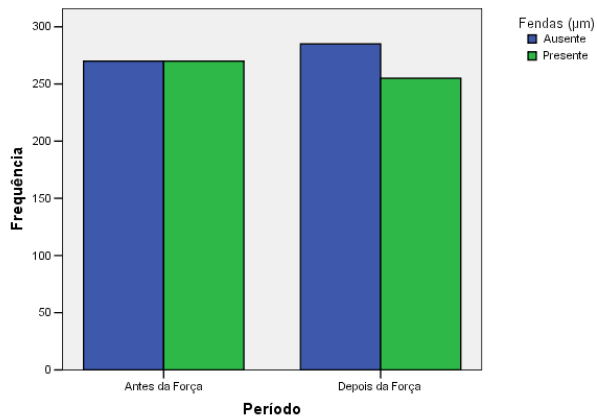
Período		Fendas (µm)		Total
		Ausente	Presente	
Antes da Força	Frequência Observada	270	270	540
	Frequência Esperada	278	263	540
	% dentro Período	50.00	50.00	100.00
	% dentro Fendas (µm)	48.65	51.43	50.00
Depois da Força	Frequência Observada	285	255	540
	Frequência Esperada	278	263	540
	% dentro Período	52.78	47.22	100.00
	% dentro Fendas (µm)	51.35	48.57	50.00
Total	Frequência Observada	555	525	1080
	Frequência Esperada	555	525	1080
	% dentro Período	51.39	48.61	100.00
	% dentro Fendas (µm)	100.00	100.00	100.00

Teste Qui-Quadrado

	Value	df	Valor p
Pearson Chi-Square	0.833976834	1	0.361125101
Likelihood Ratio	0.834084532	1	0.361094097
Fisher's Exact Test			
(a)			0.394034694
N of Valid Cases	1080		

a. Computed only for a 2x2 table

b. 0 cells (,0%) have Frequência Esperada less than 5. The minimum Frequência Esperada is 262,50.



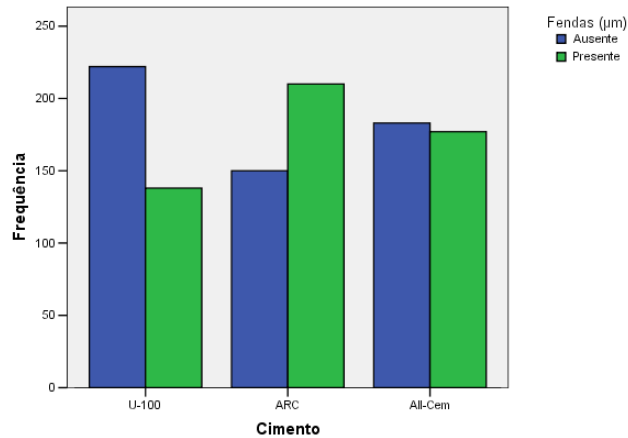
Cimento * Fendas (µm) Crosstabulation

Cimento		Fendas (µm)		
		Ausente	Presente	Total
U-100	Frequência Observada	222	138	360
	Frequência Esperada	185	175	360
	% dentro Cimento	61.67	38.33	100.00
	% dentro Fendas (µm)	40.00	26.29	33.33
ARC	Frequência Observada	150	210	360
	Frequência Esperada	185	175	360
	% dentro Cimento	41.67	58.33	100.00
	% dentro Fendas (µm)	27.03	40.00	33.33
All-Cem	Frequência Observada	183	177	360
	Frequência Esperada	185	175	360
	% dentro Cimento	50.83	49.17	100.00
	% dentro Fendas (µm)	32.97	33.71	33.33
Total	Frequência Observada	555	525	1080
	Frequência Esperada	555	525	1080
	% dentro Cimento	51.39	48.61	100.00
	% dentro Fendas (µm)	100.00	100.00	100.00

Teste Qui-Quadrado

	Value	df	Valor p
Pearson Chi-Square	28.88895753	2	0.00000
Likelihood Ratio	29.0952246	2	0.00000
N of Valid Cases	1080		

a. 0 cells (,0%) have Frequência Esperada less than 5. The minimum Frequência Esperada is 175,00.



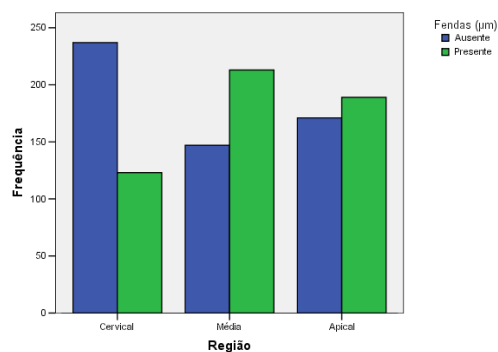
Região * Fendas (µm) Crosstabulation

Região		Fendas (µm)		Total
		Ausente	Presente	
Cervical	Frequência Observada	237	123	360
	Frequência Esperada	185	175	360
	% dentro Região	65.83	34.17	100.00
	% dentro Fendas (µm)	42.70	23.43	33.33
Média	Frequência Observada	147	213	360
	Frequência Esperada	185	175	360
	% dentro Região	40.83	59.17	100.00
	% dentro Fendas (µm)	26.49	40.57	33.33
Apical	Frequência Observada	171	189	360
	Frequência Esperada	185	175	360
	% dentro Região	47.50	52.50	100.00
	% dentro Fendas (µm)	30.81	36.00	33.33
Total	Frequência Observada	555	525	1080
	Frequência Esperada	555	525	1080
	% dentro Região	51.39	48.61	100.00
	% dentro Fendas (µm)	100.00	100.00	100.00

Teste Qui-Quadrado

	Value	df	Valor p
Pearson Chi-Square	48.30393822	2	0.00000
Likelihood Ratio	48.96457098	2	0.00000
N of Valid Cases	1080		

a. 0 cells (,0%) have Frequência Esperada less than 5. The minimum Frequência Esperada is 175,00.



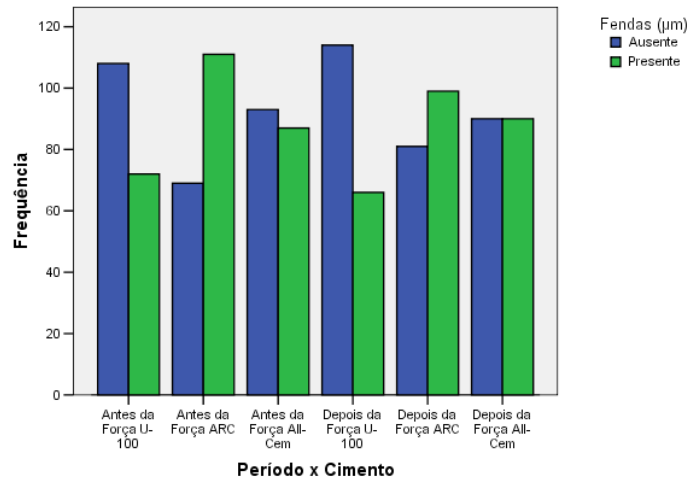
Período x Cimento * Fendas (µm) Crosstabulation

Período x Cimento		Fendas (µm)		
		Ausente	Presente	Total
Antes da Força U-100	Frequência Observada	108	72	180
	Frequência Esperada	93	88	180
	% dentro Período x Cimento	60.00	40.00	100.00
	% dentro Fendas (µm)	19.46	13.71	16.67
Antes da Força ARC	Frequência Observada	69	111	180
	Frequência Esperada	93	88	180
	% dentro Período x Cimento	38.33	61.67	100.00
	% dentro Fendas (µm)	12.43	21.14	16.67
Antes da Força All-Cem	Frequência Observada	93	87	180
	Frequência Esperada	93	88	180
	% dentro Período x Cimento	51.67	48.33	100.00
	% dentro Fendas (µm)	16.76	16.57	16.67
Depois da Força U-100	Frequência Observada	114	66	180
	Frequência Esperada	93	88	180
	% dentro Período x Cimento	63.33	36.67	100.00
	% dentro Fendas (µm)	20.54	12.57	16.67
Depois da Força ARC	Frequência Observada	81	99	180
	Frequência Esperada	93	88	180
	% dentro Período x Cimento	45.00	55.00	100.00
	% dentro Fendas (µm)	14.59	18.86	16.67
Depois da Força All-Cem	Frequência Observada	90	90	180
	Frequência Esperada	93	88	180
	% dentro Período x Cimento	50.00	50.00	100.00
	% dentro Fendas (µm)	16.22	17.14	16.67
Total	Frequência Observada	555	525	1080
	Frequência Esperada	555	525	1080
	% dentro Período x Cimento	51.39	48.61	100.00
	% dentro Fendas (µm)	100.00	100.00	100.00

Teste Qui-Quadrado

	Value	df	Valor p
Pearson Chi-Square	30.99057915	5	0.00001
Likelihood Ratio	31.26550533	5	0.00001
N of Valid Cases	1080		

a. 0 cells (,0%) have Frequência Esperada less than 5. The minimum Frequência Esperada is 87,50.



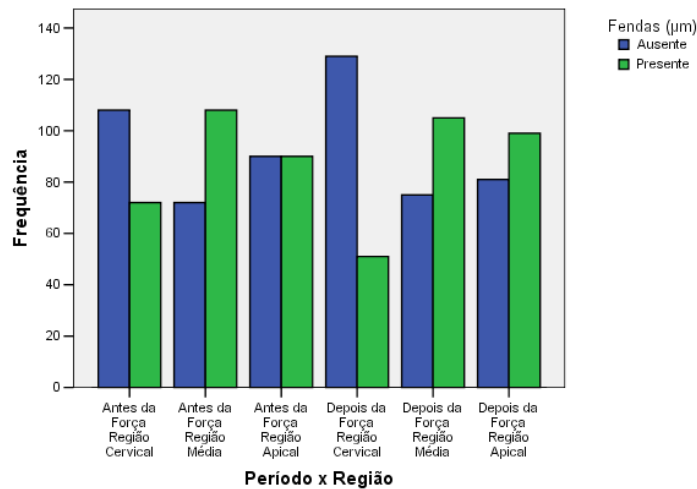
Período x Região * Fendas (µm) Crosstabulation

Período x Região		Fendas (μm)		
		Ausente	Presente	Total
Antes da Força Região Cervical	Frequência Observada	108	72	180
	Frequência Esperada	93	88	180
	% dentro Período x Região	60.00	40.00	100.00
	% dentro Fendas (μm)	19.46	13.71	16.67
Antes da Força Região Média	Frequência Observada	72	108	180
	Frequência Esperada	93	88	180
	% dentro Período x Região	40.00	60.00	100.00
	% dentro Fendas (μm)	12.97	20.57	16.67
Antes da Força Região Apical	Frequência Observada	90	90	180
	Frequência Esperada	93	88	180
	% dentro Período x Região	50.00	50.00	100.00
	% dentro Fendas (μm)	16.22	17.14	16.67
Depois da Força Região Cervical	Frequência Observada	129	51	180
	Frequência Esperada	93	88	180
	% dentro Período x Região	71.67	28.33	100.00
	% dentro Fendas (μm)	23.24	9.71	16.67
Depois da Força Região Média	Frequência Observada	75	105	180
	Frequência Esperada	93	88	180
	% dentro Período x Região	41.67	58.33	100.00
	% dentro Fendas (μm)	13.51	20.00	16.67
Depois da Força Região Apical	Frequência Observada	81	99	180
	Frequência Esperada	93	88	180
	% dentro Período x Região	45.00	55.00	100.00
	% dentro Fendas (μm)	14.59	18.86	16.67
Total	Frequência Observada	555	525	1080
	Frequência Esperada	555	525	1080
	% dentro Período x Região	51.39	48.61	100.00
	% dentro Fendas (μm)	100.00	100.00	100.00

Teste Qui-Quadrado

	Value	df	Valor p
Pearson Chi-Square	54.20849421	5	0.00000
Likelihood Ratio	55.43688408	5	0.00000
N of Valid Cases	1080		

a. 0 cells (,0%) have Frequência Esperada less than 5. The minimum Frequência Esperada is 87,50.



Cimento x Região * Fendas (µm) Crosstabulation

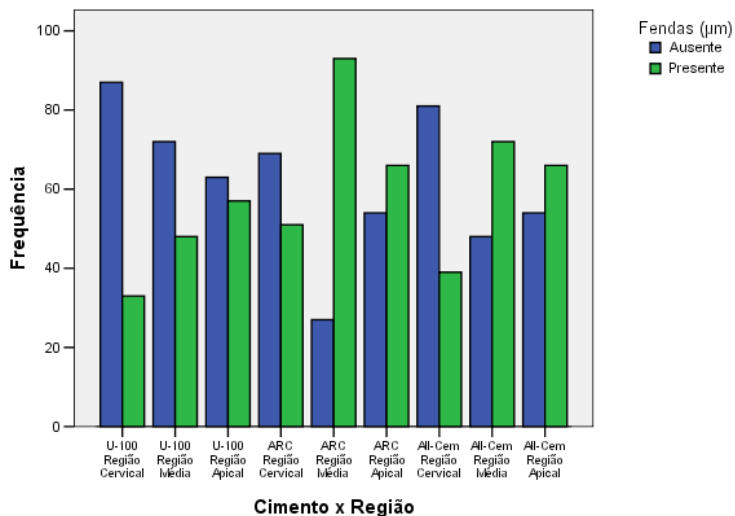
Cimento x Região		Fendas (µm)		
		Ausente	Presente	Total
U-100 Região Cervical	Frequência Observada	87	33	120
	Frequência Esperada	62	58	120
	% dentro Cimento x Região	72.50	27.50	100.00
	% dentro Fendas (µm)	15.68	6.29	11.11
U-100 Região Média	Frequência Observada	72	48	120
	Frequência Esperada	62	58	120
	% dentro Cimento x Região	60.00	40.00	100.00
	% dentro Fendas (µm)	12.97	9.14	11.11
U-100 Região Apical	Frequência Observada	63	57	120
	Frequência Esperada	62	58	120
	% dentro Cimento x Região	52.50	47.50	100.00
	% dentro Fendas (µm)	11.35	10.86	11.11
ARC Região Cervical	Frequência Observada	69	51	120
	Frequência Esperada	62	58	120
	% dentro Cimento x Região	57.50	42.50	100.00
	% dentro Fendas (µm)	12.43	9.71	11.11
ARC Região Média	Frequência Observada	27	93	120
	Frequência Esperada	62	58	120
	% dentro Cimento x Região	22.50	77.50	100.00
	% dentro Fendas (µm)	4.86	17.71	11.11
ARC Região Apical	Frequência Observada	54	66	120
	Frequência Esperada	62	58	120
	% dentro Cimento x Região	45.00	55.00	100.00
	% dentro Fendas (µm)	9.73	12.57	11.11
All-Cem Região	Frequência Observada	81	39	120

Cervical	Frequência Esperada	62	58	120
	% dentro Cimento x Região	67.50	32.50	100.00
	% dentro Fendas (µm)	14.59	7.43	11.11
	Frequência Observada	48	72	120
All-Cem Região Média	Frequência Esperada	62	58	120
	% dentro Cimento x Região	40.00	60.00	100.00
	% dentro Fendas (µm)	8.65	13.71	11.11
	Frequência Observada	54	66	120
All-Cem Região Apical	Frequência Esperada	62	58	120
	% dentro Cimento x Região	45.00	55.00	100.00
	% dentro Fendas (µm)	9.73	12.57	11.11
	Frequência Observada	555	525	1080
Total	Frequência Esperada	555	525	1080
	% dentro Cimento x Região	51.39	48.61	100.00
	% dentro Fendas (µm)	100.00	100.00	100.00

Teste Qui-Quadrado

	Value	df	Valor p
Pearson Chi-Square	89.5357529	8	0.00000
Likelihood Ratio	92.85265927	8	0.00000
N of Valid Cases	1080		

a. 0 cells (.0%) have Frequência Esperada less than 5. The minimum Frequência Esperada is 58,33.



Período x Cimento x Região * Fendas (μm) Crosstabulation

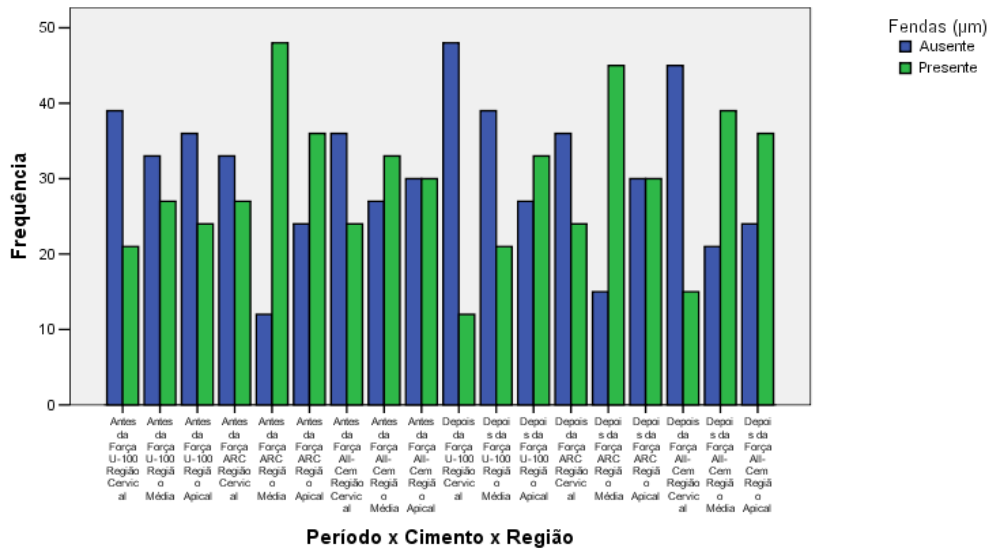
Período x Cimento x Região		Fendas (μm)		
		Ausente	Presente	Total
Antes da Força U-100 Região Cervical	Frequência Observada	39	21	60
	Frequência Esperada	31	29	60
	% dentro Período x Cimento x Região	65.00	35.00	100.00
	% dentro Fendas (μm)	7.03	4.00	5.56
Antes da Força U-100 Região Média	Frequência Observada	33	27	60
	Frequência Esperada	31	29	60
	% dentro Período x Cimento x Região	55.00	45.00	100.00
	% dentro Fendas (μm)	5.95	5.14	5.56
Antes da Força U-100 Região Apical	Frequência Observada	36	24	60
	Frequência Esperada	31	29	60
	% dentro Período x Cimento x Região	60.00	40.00	100.00
	% dentro Fendas (μm)	6.49	4.57	5.56
Antes da Força ARC Região Cervical	Frequência Observada	33	27	60
	Frequência Esperada	31	29	60
	% dentro Período x Cimento x Região	55.00	45.00	100.00
	% dentro Fendas (μm)	5.95	5.14	5.56
Antes da Força ARC Região Média	Frequência Observada	12	48	60
	Frequência Esperada	31	29	60
	% dentro Período x Cimento x Região	20.00	80.00	100.00
	% dentro Fendas (μm)	2.16	9.14	5.56
Antes da Força ARC Região Apical	Frequência Observada	24	36	60
	Frequência Esperada	31	29	60
	% dentro Período x Cimento x Região	40.00	60.00	100.00
	% dentro Fendas (μm)	4.32	6.86	5.56
Antes da Força All-Cem Região Cervical	Frequência Observada	36	24	60
	Frequência Esperada	31	29	60
	% dentro Período x Cimento x Região	60.00	40.00	100.00
	% dentro Fendas (μm)	6.49	4.57	5.56
Antes da Força All-Cem Região Média	Frequência Observada	27	33	60
	Frequência Esperada	31	29	60
	% dentro Período x Cimento x Região	45.00	55.00	100.00
	% dentro Fendas (μm)	4.86	6.29	5.56
Antes da Força All-Cem Região Apical	Frequência Observada	30	30	60
	Frequência Esperada	31	29	60
	% dentro Período x Cimento x Região	50.00	50.00	100.00
	% dentro Fendas (μm)	5.41	5.71	5.56
Depois da Força U-100 Região Cervical	Frequência Observada	48	12	60
	Frequência Esperada	31	29	60
	% dentro Período x Cimento x Região	80.00	20.00	100.00
	% dentro Fendas (μm)	8.65	2.29	5.56
Depois da Força U-100 Região Média	Frequência Observada	39	21	60
	Frequência Esperada	31	29	60
	% dentro Período x Cimento x Região	65.00	35.00	100.00
	% dentro Fendas (μm)	7.03	4.00	5.56
Depois da Força U-100 Região Apical	Frequência Observada	27	33	60
	Frequência Esperada	31	29	60
	% dentro Período x Cimento x Região	45.00	55.00	100.00
	% dentro Fendas (μm)	4.86	6.29	5.56
Depois da Força ARC Região Cervical	Frequência Observada	36	24	60
	Frequência Esperada	31	29	60
	% dentro Período x Cimento x Região	60.00	40.00	100.00
	% dentro Fendas (μm)	6.49	4.57	5.56
Depois da Força ARC Região Média	Frequência Observada	15	45	60
	Frequência Esperada	31	29	60
	% dentro Período x Cimento x Região	25.00	75.00	100.00
	% dentro Fendas (μm)	2.70	8.57	5.56
Depois da Força ARC Região Apical	Frequência Observada	30	30	60
	Frequência Esperada	31	29	60
	% dentro Período x Cimento x Região	50.00	50.00	100.00
	% dentro Fendas (μm)	5.41	5.71	5.56

Período x Cimento x Região		Fendas (µm)		
		Ausente	Presente	Total
Depois da Força All-Cem Região Cervical	Frequência Observada	45	15	60
	Frequência Esperada	31	29	60
	% dentro Período x Cimento x Região	75.00	25.00	100.00
	% dentro Fendas (µm)	8.11	2.86	5.56
Depois da Força All-Cem Região Média	Frequência Observada	21	39	60
	Frequência Esperada	31	29	60
	% dentro Período x Cimento x Região	35.00	65.00	100.00
	% dentro Fendas (µm)	3.78	7.43	5.56
Depois da Força All-Cem Região Apical	Frequência Observada	24	36	60
	Frequência Esperada	31	29	60
	% dentro Período x Cimento x Região	40.00	60.00	100.00
	% dentro Fendas (µm)	4.32	6.86	5.56
Total	Frequência Observada	555	525	1080
	Frequência Esperada	555	525	1080
	% dentro Período x Cimento x Região	51.39	48.61	100.00
	% dentro Fendas (µm)	100.00	100.00	100.00

Teste Qui-Quadrado

	Value	df	Valor p
Pearson Chi-Square	103.0461776	17	0.00000
Likelihood Ratio	107.7577089	17	0.00000
N of Valid Cases	1080		

a. 0 cells (,0%) have Frequência Esperada less than 5. The minimum Frequência Esperada is 29,17.



3. Análise da Espessura da Linha de Cimentação

Tests of Normality - Espessura da Linha de Cimento

Cimento x Região	Kolmogorov-Smirnov(a)		
	Statistic	df	Valor p
U-100 Região Cervical	0.144155239	20	0.20000
U-100 Região Média	0.163465188	20	0.16811
U-100 Região Apical	0.188517286	20	0.06070
ARC Região Cervical	0.233512902	20	0.00556
ARC Região Média	0.243133945	20	0.00307
ARC Região Apical	0.142840345	20	0.20000
All-Cem Região Cervical	0.257840465	20	0.00117
All-Cem Região Média	0.169500808	20	0.13437
All-Cem Região Apical	0.19302115	20	0.05920

Test of Homogeneity of Variance

Levene Statistic	df1	df2	Valor p
2.208479972	8	171	0.02904

Análise Descritiva Espessura da Linha de Cimento

Cimento	N	Mean	Median	Std. Deviation	Std. Error	95% Confidence Interval for Mean		Minimum	Maximum	
						Lower Bound	Upper Bound			
U-100	60	221.94	196.72	86.08	11.11	199.71	244.18	44.56	434.32	1.13
ARC	60	193.73	165.06	91.55	11.82	170.08	217.38	64.52	492.06	1.17
All-Cem	60	209.09	177.63	101.01	13.04	182.99	235.18	57.14	511.90	1.18

Terços Radicular	N	Mean	Median	Std. Deviation	Std. Error	95% Confidence Interval for Mean		Minimum	Maximum	
						Lower Bound	Upper Bound			
Cervical	60	211.58	180.86	113.29	14.63	182.31	240.84	44.56	511.90	1.17
Média	60	203.33	175.80	88.29	11.40	180.53	226.14	73.02	481.65	1.16
Apical	60	209.85	188.71	75.70	9.77	190.29	229.40	98.36	396.79	1.11

	N	Mean	Median	Std. Deviation	Std. Error	95% Confidence Interval for Mean		Minimum	Maximum	
						Lower Bound	Upper Bound			
U-100 Região Cervical	20	197.06	180.86	88.03	19.68	155.86	238.26	44.56	361.52	1.09
U-100 Região Média	20	228.13	200.01	89.18	19.94	186.39	269.87	116.13	434.32	1.14
U-100 Região Apical	20	240.63	214.53	79.02	17.67	203.65	277.61	136.51	393.60	1.12
ARC Região Cervical	20	214.38	185.49	120.18	26.87	158.14	270.63	64.52	492.06	1.16
ARC Região Média	20	172.88	144.67	77.16	17.25	136.77	208.99	73.02	380.65	1.19
ARC Região Apical	20	193.92	174.38	68.74	15.37	161.75	226.09	101.59	358.08	1.11
All-Cem Região Cervical	20	223.29	186.49	131.48	29.40	161.75	284.82	57.14	511.90	1.20
All-Cem Região Média	20	208.99	185.48	92.95	20.78	165.48	252.49	77.41	481.65	1.13
All-Cem Região Apical	20	194.99	177.63	73.02	16.33	160.82	229.16	98.36	396.79	1.10

Apesar de três tratamentos não apresentarem distribuição normal, observa-se que a média e a mediana são próximas, com diferença não ultrapassando 30% (valor máximo de 20% - coluna K), indicando distribuição simétrica. Desta forma é recomendável a utilização do teste ANOVA a dois critérios visando identificar diferença entre cimento, região e cimento x Região.

Tests of Between-Subjects Effects
Dependent Variable: Espessura da Linha de Cimento

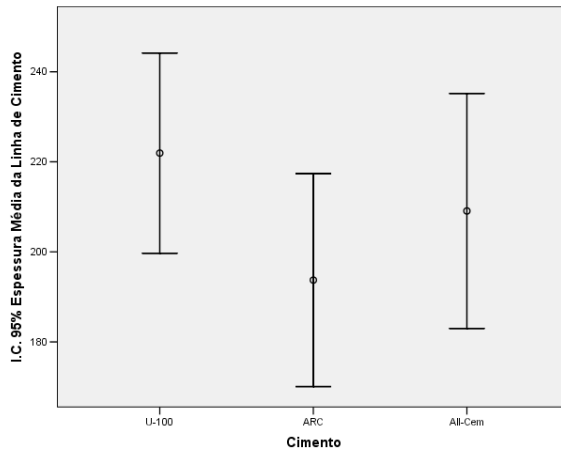
Source	Type III Sum of Squares	df	Mean Square	F	Valor p	Observed Power(a)
Cimento	23941.71095	2	11970.85547	1.375497708	0.255495452	0.293055297
Região	2268.394901	2	1134.197451	0.130323685	0.877898354	0.069768144
Cimento * Região	43093.54645	4	10773.38661	1.237903893	0.296691779	0.382346383
Error	1488200.434	171	8702.926514			
Corrected Total	1557504.086	179				

a. Computed using alpha < ,05

Não existe diferença entre cimento
Não existe diferença entre região
Não existe interação entre cimento e região

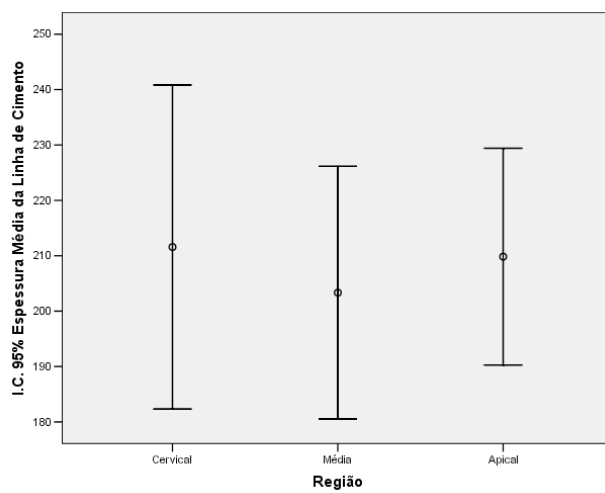
Multiple Comparisons
Dependent Variable: Espessura da Linha de Cimento
Games-Howell

Based on observed means.



Multiple Comparisons
Dependent Variable: Espessura da Linha de Cimento
Games-Howell

Based on observed means.



Multiple Comparisons
Dependent Variable: Espessura da Linha de Cimento
Games-Howell

