

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE PONTA GROSSA
PRÓ-REITORIA DE PESQUISA E PÓS-GRADUAÇÃO
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA - DOUTORADO
ÁREA DE CONCENTRAÇÃO: DENTÍSTICA RESTAURADORA

CRISTIAN HIGASHI

O EFEITO DO SISTEMA DE CIMENTAÇÃO ADESIVA E TEMPO DE
ARMAZENAMENTO NOS VALORES DE RESISTÊNCIA DE UNIÃO,
NANODUREZA E MÓDULO DE ELASTICIDADE
NO AMBIENTE INTRA-RADICULAR

PONTA GROSSA
2012

CRISTIAN HIGASHI

O EFEITO DO SISTEMA DE CIMENTAÇÃO ADESIVA E TEMPO DE
ARMAZENAMENTO NOS VALORES DE RESISTÊNCIA DE UNIÃO,
NANODUREZA E MÓDULO DE ELASTICIDADE
NO AMBIENTE INTRA-RADICULAR

Tese apresentada como pré-requisito para a
obtenção do título de Doutor em Odontologia
na Universidade Estadual de Ponta Grossa,
no Curso de Doutorado em Odontologia - Área
de concentração em Dentística Restauradora.

Orientador: Prof. Dr. João Carlos Gomes

Co-orientador: Dr. Milton Domingos Michél

PONTA GROSSA
2012

Catálogo na Fonte
Elaborada pelo Setor Tratamento da Informação BICEN/UEPG

H634e Higashi, Cristian
O efeito do sistema de cimentação adesiva e tempo de armazenamento nos valores de resistência de união, nanodureza e módulo de elasticidade no ambiente intra-radicular/ Cristian Higashi. Ponta Grossa, 2012.
115 f. : il ;

Tese (Doutorado em Odontologia – área de concentração : Dentística Restauradora), Universidade Estadual de Ponta Grossa.

Orientador: Prof. Dr. João Carlos Gomes.

Co-orientador: Prof. Dr. Milton Domingos Michél.

1. Cimento resinoso. 2. Pino de fibra. 3. Dentina radicular. 4. Resistência de união. 5. Nanoindentação. I. Gomes, João Carlos. II. Michél, Milton Domingos. III. Universidade Estadual de Ponta Grossa. Doutorado em Odontologia. IV. T.

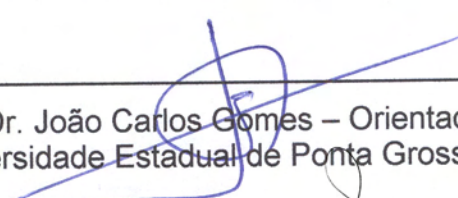
CDD: 617.6

CRISTIAN HIGASHI

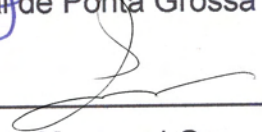
O EFEITO DO SISTEMA DE CIMENTAÇÃO ADESIVA E TEMPO DE
ARMAZENAMENTO NOS VALORES DE RESISTÊNCIA DE UNIÃO,
NANODUREZA E MÓDULO DE ELASTICIDADE
NO AMBIENTE INTRA-RADICULAR

Tese apresentada como pré-requisito para a obtenção do título de Doutor em Odontologia na Universidade Estadual de Ponta Grossa, no Curso de Doutorado em Odontologia - Área de concentração em Dentística Restauradora.

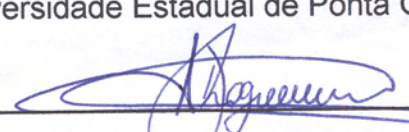
Ponta Grossa, 07 de Dezembro de 2012.



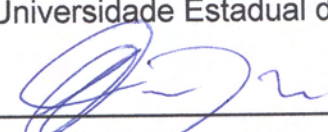
Prof. Dr. João Carlos Gomes – Orientador
Universidade Estadual de Ponta Grossa



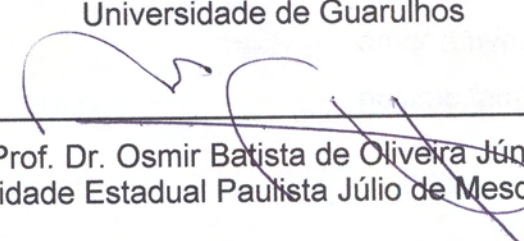
Profa. Dra. Osnara Maria Mongruel Gomes
Universidade Estadual de Ponta Grossa



Prof. Dr. Alessandro Dourado Loguercio
Universidade Estadual de Ponta Grossa



Prof. Dr. André Figueiredo Reis
Universidade de Guarulhos



Prof. Dr. Osmir Batista de Oliveira Júnior
Universidade Estadual Paulista Júlio de Mesquita Filho

Dedico esta tese com todo meu
amor à minha esposa Ariane e a
nossas famílias

Agradecimentos

A Deus, por estar sempre presente na minha vida, me iluminando, me orientando, me dando saúde, força, coragem e proteção para que eu possa alcançar meus objetivos, colher os frutos de meus esforços e continuar seguindo o meu caminho. Agradeço também por colocar na minha vida, pessoas maravilhosas que são fundamentais para o meu crescimento pessoal e profissional.

Aos meus pais, Kazuo Higashi e Neusa T. Sato Higashi, pela minha educação, por todo incentivo e apoio incondicional que têm me dado para eu seguir os meus objetivos. Não tenho palavras para agradecer tudo o que fazem por mim e tudo o que fazem para ver os seus filhos felizes. Tenho muito orgulho de fazer parte desta família. Agradeço todas as noites a Deus pelos meus irmãos Viviane e Fábio que igualmente aos meus pais, sempre me incentivaram, me entenderam e me deram todo amor e carinho que preciso para continuar o meu caminho. À mais nova integrante da família, minha sobrinha e afilhada Gabriela, que nos transmite sempre a alegria mais pura de uma criança. A vocês, meu eterno agradecimento. Eu não seria nada sem a nossa união!!

Ao grande amor da minha vida Ariane L. Dall'Agnol Higashi, que me faz tão feliz somente pelo fato de existir, e que durante mais esses quatro anos me amou incondicionalmente, mesmo nos momentos de ausência, de cansaço, sempre me incentivou e me acompanhou em tudo. O nosso amor, nossa harmonia, paz, e felicidade é que me impulsionam a seguir sempre em frente. Obrigado por estar sempre presente!!!

*Ao meu sogro **Vanderlei**, minha sogra **Ana** e aos meus cunhados **Diogo e Lais**, que sempre me incentivaram e me apoiaram nessa caminhada sem fim. Agradeço todos os dias pela harmonia de nossas famílias.*

A todos nossos familiares, que em conjunto transmitem sempre uma energia positiva para iluminar o meu caminho.

*À **Universidade Estadual de Ponta Grossa**, na pessoa do Magnífico Reitor **João Carlos Gomes** por toda estrutura oferecida e pela oportunidade de realização do curso de Doutorado em suas dependências.*

*Ao **Laboratório de Metalografia e Microscopia Eletrônica de Varredura**, localizado no Centro Interdisciplinar de Pesquisa e Pós-Graduação (CIPP) da **Universidade Estadual de Ponta Grossa**, pela utilização dos equipamentos necessários para a realização deste trabalho.*

*Ao **Laboratório de Propriedades Nanomecânicas da Universidade Federal do Paraná**, pelo aparelho nanodurômetro utilizado nesta pesquisa.*

*À Coordenação do Curso de Pós-Graduação em Odontologia da **UEPG**, na pessoa da **Prof^a. Dr^a. Osnara Maria Mongruel Gomes**, por toda sua preocupação, empenho e dedicação contínua ao curso, além de contribuir muito para realização deste trabalho.*

*À Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior - **CAPES**, pela concessão da bolsa de estudos no Brasil e no Exterior.*

*Ao meu orientador **Prof. Dr. João Carlos Gomes**, pela amizade, apoio, disposição e atenção a qualquer hora do dia, mesmo tendo infinitos assuntos para resolver na sala da Reitoria. Obrigado por me dar os conselhos certos nas horas necessárias e por me dar oportunidades para iniciar minha carreira docente. Agradeço ainda por toda liberdade concedida no desenvolvimento deste trabalho e toda confiança em mim depositada. Espero nunca perder esse laço de amizade.*

*Ao meu Co-orientador **Dr. Milton Domingos Michél**, peça fundamental na realização deste trabalho. Uma pessoa fantástica, que com todo seu conhecimento, humildade e força de vontade sempre esteve disposto a me ajudar no que fosse preciso. Obrigado de coração!*

*Ao Prof. Dr. **Carlos Roberto Berger**, pela ajuda na realização de todos os tratamentos endodônticos das amostras, pelos incentivos e pela amizade.*

*Ao Prof. Dr. **Alessandro Dourado Loguercio** pelas dicas, ajudas, incentivos e pela análise estatística desse trabalho. Sempre com muito entusiasmo explica tudo de uma forma que até parece ser fácil.*

*À **Faculdade de Medicina Dentária da Universidade do Porto (FMDUP)**, na pessoa do Diretor **Prof. Dr. Afonso Pinhão Ferreira** por toda estrutura oferecida e pela oportunidade de realização de uma parte do curso de Doutorado em suas dependências.*

*Ao Prof. Dr. **Mário Jorge Silva** por ter aceitado me co-orientar na FMDUP e junto com a **Profa. Dra. Teresa de Oliveira**, sempre foram muito atenciosos, nunca deixando nos faltar nada, fizeram estes 5*

meses passarem voando, com muitas atividades clínicas, docentes, culturas... contribuíram muito para esta ser uma experiência inesquecível. Espero um dia poder retribuir todas as gentilezas e afetos que recebemos aí em Portugal. Muito Obrigado!!!!

Aos amigos que fizemos na FM DUP: Profs. Paulo Melo, João, Patrícia, Catarina, Joni, Ana Patrícia, Marisa, Diogo, Maria João, Pedro Mesquita e todos os alunos orientados.

Ao Prof. Dr. Ronaldo Hirata, meu irmão por afinidade, uma pessoa formidável, sincera, simples e dono de uma habilidade odontológica inigualável. Agradeço muito pela sua amizade, pelos seus ensinamentos, pelos seus conselhos profissionais e de vida, por ter acreditado no meu potencial e por ter me dado oportunidades para alcançar meus objetivos.

Aos Profs. MSc. Sidney Kina e Dr. Oswaldo Scopin de Andrade, pela amizade, pelos inúmeros conhecimentos transmitidos, por me apoiarem sempre e por me darem a credibilidade para avançar no ensino da Odontologia Estética Restauradora.

Ao Prof. Dr. Emigdio Orellana Jimenez, pelo exemplo de dedicação, vontade e capacidade, além dos inúmeros ensinamentos sobre cultura, política e educação. Obrigado pela sincera amizade e incentivo contínuo à minha carreira.

Ao Prof. Dr. Ulisses Coelho, pela amizade, admiração profissional mútua e companheirismo em todos os momentos.

*À Secretária do Curso de Mestrado em Odontologia da Universidade Estadual de Ponta Grossa, **Morgana**, pela sua incansável ajuda aos seus “filhos adotivos”, por toda sua atenção, colaboração, competência, disposição e amizade. Muito Obrigado!*

Aos demais Professores do Curso de Doutorado em Odontologia da Universidade Estadual de Ponta Grossa, por transmitirem e compartilharem muitos conhecimentos e pelos bons momentos vividos juntos.

Aos funcionários e técnicos da Universidade Estadual de Ponta Grossa, por toda colaboração, apoio e amizade.

*As empresas **3M ESPE, FGM e IVOCLAR VIVADENT, SDI** pela doação dos materiais utilizados nesta pesquisa.*

*Aos meus amigos pessoais, **Nilson (Kakau), Rodrigo Gonzalez** e demais amigos de Foz do Iguaçu, **Alexandre, Dalton, Eduardo, Guilherme, Mathias, Rafael** e demais amigos de graduação, **Antonio, Jimmy, Rodrigo, Márcio** e demais amigos de cursos, **Beatriz, Beto, Camila, Chris, Eugenio (Chuchi), Sérgio, Shelon, Wilmer e Zukinho** e demais amigos do curso de mestrado, muito obrigado por nossas amizades, por me apoiarem sempre, por entenderem minha ausência em vários eventos e por estarem sempre dispostos a ajudar, não importando o momento. Saibam que a recíproca é muito verdadeira.*

*Aos meus colegas de doutorado, **Alessandro Hyczy Lisboa, Ana Cláudia Rodrigues Chibinski, Ana Cláudia Santos de Azevedo Izidoro, Christiana Zander Grande, Douglas Augusto Roderjan, Gislaine Cristine Martins, Lissandra***

Matos Brol Meister, Márcio Cristiano de Souza Rastelli, Michele Bail, Rodrigo Stanislawczuk Grande, Vânia Aparecida de Oliveira Queiroz, pelos momentos alegres e conhecimentos compartilhados.

Aos Profs. Drs. André Figueiredo Reis, Alessandro Dourado Loguercio, Osmir Batista de Oliveira Jr., Osnara M. Mongruel Gomes, por terem aceito o convite para fazer parte da minha banca examinadora e por toda atenção e esmero na leitura e correção deste trabalho.

Aos Profs. Drs. Vinicius di Hipólito e Abraham Lincoln Calixto, por terem aceito o convite como suplente da banca examinadora da minha tese, por todas suas palavras de incentivo e por toda atenção na leitura deste trabalho.

A todos que, embora não citados nominalmente, colaboraram direta ou indiretamente para a realização deste trabalho, o meu Muito Obrigado!

CRISTIAN HIGASHI

NASCIMENTO 08.05.1980	Foz de Iguaçu, Paraná – Brasil
FILIAÇÃO	Neusa Toshico Sato Higashi Kazuo Higashi
1999 – 2003	Curso de Graduação Universidade Federal do Paraná (UFPR) – Curitiba - Brasil
2005 – 2005	Curso de Aperfeiçoamento em Odontologia Estética Avançada. Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico (ILAPEO). Curitiba – Brasil.
2006 – 2008	Curso de Pós-graduação em Odontologia. Área de Concentração em Dentística Restauradora. Nível Mestrado. Universidade Estadual de Ponta Grossa (UEPG). Ponta Grossa – Brasil.
2006 – 2012	Membro ativo da Sociedade Brasileira de Pesquisa Odontológica (SBPqO). São Paulo – Brasil.
2011 – 2012	Membro da International Association for Dental Research.
2011-2012	Estágio de Doutorado (Programa de Doutorado Sanduiche no Exterior) na Faculdade de Medicina Dentária da Universidade do Porto (FMDUP). Porto – Portugal.
2009-2012	Curso de Pós-graduação em Odontologia. Área de Concentração em Dentística Restauradora. Nível Doutorado. Universidade Estadual de Ponta Grossa (UEPG). Ponta Grossa – Brasil.

“O importante é termos a capacidade de sacrificar aquilo que somos para alcançar aquilo que podemos ser”

(Charles Dubois)

RESUMO

Higashi C. **O efeito do sistema de cimentação adesiva e tempo de armazenamento nos valores de resistência de união, nanodureza e módulo de elasticidade no ambiente intra-radicular.** [Tese de Doutorado em Dentística Restauradora – Faculdade de Odontologia]. Ponta Grossa: Universidade Estadual de Ponta Grossa; 2012.

O objetivo deste trabalho foi avaliar a resistência de união, nanodureza e módulo de elasticidade de 3 cimentos resinosos utilizados para cimentar pinos de fibra de vidro. As mensurações foram feitas nos terços cervical [TC], médio [TM] e apical [TA] das raízes, no tempo imediato e após 1 ano de armazenamento em água destilada. Os canais radiculares de 57 dentes humanos unirradiculares foram tratados endodonticamente e preparados para a cimentação dos pinos de fibra de vidro White Post DC (FGM) utilizando os sistemas de cimentação Multilink [MUL] (Ivoclar Vivadent), Variolink II + Excite DSC [VAR] (Ivoclar Vivadent) e RelyX™ Unicem [UNC] (3M ESPE). Para o teste de push-out (n=16), após 24hs de armazenamento em água destilada à 37°C, metade das amostras (n=8) foram cortadas transversalmente em 6 fatias, sendo 2 fatias para cada terço radicular, que foram testadas à velocidade de 0,5 mm/min. A outra metade das amostras cimentadas (n=8) foram mantidas íntegras em água destilada à 37°C por 1 ano, seguidos pelos cortes e mensurações. Para o teste de nanoindentação, as amostras cimentadas (n=3) foram armazenadas em água à 37°C por 24hs e logo após, cortadas longitudinalmente aos seus longos eixos para a realização das mensurações iniciais de nanodureza e módulo de elasticidade do TC até TA. Estas mesmas amostras foram armazenadas em água destilada à 37°C por 1 ano e retestadas. Os dados foram submetidos a uma análise de variância de três critérios e ao teste de Tukey ($\alpha=0,05$). A média e desvio padrão dos valores de resistência de união (MPa) do cimento MUL no TA ($19,9 \pm 3,9$) foi maior do que no TM ($15,1 \pm 4,7$) e TC ($14,9 \pm 4,2$) ($p=0,00007$). A resistência de união imediata do TA ($22,0 \pm 4,9$) diminuiu significativamente após 1 ano de armazenamento em água ($15,1 \pm 4,1$) ($p=0,006$). O cimento MUL obteve maiores valores de módulo de elasticidade (GPa) no TC ($9,2 \pm 1,9$) em comparação ao TM ($6,6 \pm 2,0$) e TA ($5,4 \pm 2,6$) ($p=0,01$). O TA radicular teve os menores valores de nanodureza (GPa) ($0,40 \pm 0,10$) quando comparado com os TM ($0,45 \pm 0,12$) e TC ($0,48 \pm 0,11$) ($p=0,000001$). A nanodureza inicial do cimento UNC ($0,43 \pm 0,12$) diminuiu após 1 ano de armazenamento em água ($0,35 \pm 0,14$) ($p=0,0051$). Concluiu-se que: 1) A resistência do cimento MUL foi maior no TA; 2) O TA dos cimentos sofreu uma maior degradação da união após o armazenamento de 1 ano em água; 3) O módulo de elasticidade do cimento MUL foi maior no TC; 4) O TA de todos os cimentos teve menores valores de dureza; 5) O cimento UNC teve uma diminuição significativa dos valores de nanodureza após 1 ano de armazenamento em água.

Palavras-chave: Cimento resinoso. Pino de fibra. Dentina radicular. Resistência de união. Nanoindentação.

ABSTRACT

Higashi C. **The effect of resin cements system and storage time on the bond strengths, nanohardness and Young's modulus in the intraradicular environment.** [Tese de Doutorado em Dentística Restauradora – Faculdade de Odontologia]. Ponta Grossa: Universidade Estadual de Ponta Grossa; 2012.

The aim of this study was to assess the push-out bond strength, nanohardness and Young's modulus of three resin cements used for luting fiber post. The measurements were taken at cervical (CT), middle (MT) and apical (AT) radicular thirds, at immediate time and after one year of storage in water. Root canals of 57 human teeth were endodontically treated and prepared to cementation of fiber post (White Post DC - FGM) using the cementation systems: Multilink [MUL] (Ivoclar Vivadent), Variolink II + Excite DSC [VAR] (Ivoclar Vivadent) and R RelyXTM Unicem [UNC] (3M ESPE). For the push-out test (n=16), after 24hs of water storage at 37°C, half the sample (n=8) was transversely sectioned into 6 slices, being 2 slices for each radicular third, which were assessed at 0,5 mm/min. The remaining half (N=8) was kept unsectioned in deionized water at 37°C for 1 year, followed by sectioning and measuring. For the nanoindentation test, the cemented samples (n=3) were stored in water at 37°C for 24hs and after were longitudinally sectioned to perform the initial measurements of hardness and elastic's modulus from cervical to apex. These same samples were stored in deionized water at 37°C for 1 year and reassessed. The data were analyzed by three-way ANOVA and Tukey's test ($\alpha=0.05$). The mean and standard deviation of MUL bond strength (MPa) in AT (19.9 ± 3.9) was higher than MT (15.1 ± 4.7) and CT (14.9 ± 4.2) ($p=0.00007$). The immediate bond strength of AT (22.0 ± 4.9) decreased significantly after 1 year of water storage (15.1 ± 4.1) ($p=0.006$). The MUL cement obtained higher values of Young's modulus (GPa) in CT (9.2 ± 1.9) when compared to MT (6.6 ± 2.0) e AT (5.4 ± 2.6) ($p=0.01$). The AT has the lowest values of hardness (GPa) (0.40 ± 0.10) when compared to MT (0.45 ± 0.12) and CT (0.48 ± 0.11) ($p=0.000001$). The initial hardness of UNC cement (0.43 ± 0.12) decreased after 1 year of storage in water (0.35 ± 0.14) ($p=0.0051$). It was concluded that: 1) The bond strength of MUL cement was higher in AT, 2) The AT of the cements suffered higher bond degradation after 1 year of storage water, 3) The Young's modulus of MUL cement was higher in CT, 4) The AT of all cements had lowest hardness values, 5) After 1 year of storage in water, the UNC cement had a significant decreased of hardness values.

Keywords: Resin cement. Fiber post. Root dentin. Bond strength. Nanoindentation.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1	- Materiais utilizados no estudo	72
Figura 2	- Raiz radicular de um canino superior com 15 ± 1 mm da cervical ao forame apical	73
Figura 3	- (a) Esvaziamento e instrumentação do canal com limas endodônticas, (b) Preparo do conduto com a broca do mesmo sistema de pinos, (c) Irrigação do conduto com Hipoclorito de sódio a 0,5% e EDTA-T a 17%, (d) Secagem com cone de papel absorvente, (e) Obturação do terço apical pela técnica de Schilder, (f) Limpeza e regularização do conduto com a broca do sistema, (g) Radiografia do conduto obturado e preparado para pino, (h) Raiz selada e pronta para ser armazenada	74
Figura 4	- Comprimento do pino padronizado com 3mm de distância da cervical da raiz.	75
Figura 5	- Cimentação do pino intra-radicular com o cimento Multilink. Mistura dos líquidos Multilink Primer A e B na proporção de 1:1 (a, b, c), Aplicação do líquido no interior do conduto radicular com um microbrush fino (d), Remoção dos excessos de líquido com cones de papel absorvente (e), Proporção de 1:1 da base e catalisador do cimento a ser manipulado (f), Inserção do cimento no conduto com uma seringa (g), Inserção do pino com cimento (h), Pino cimentado e recoberto com resina fluída, pronto para ser armazenado em 100% de umidade até o momento do teste (i).....	77
Figura 6	- Cimentação do pino com cimento Variolink II. Condicionamento do conduto com ácido fosfórico 37% por 15 s (a), Lavagem com água por 30 s (b), Secagem com cone de papel absorvente (c), Aplicação do adesivo dual Excite DSC após a ativação do mesmo (d), Jato de ar por 10 s para evaporar o solvente (e), Remoção do excesso de adesivo com cone de papel absorvente (f), Fotopolimerização do adesivo por 10 s (g), Inserção com cimento com seringa (h), Inserção do pino com cimento (i), Fotopolimerização do cimento (j), Pino cimentado e recoberto por resina fluída (k), Dente com pino cimentado armazenado em 100% de umidade até o momento do teste (l).....	78

Figura 7	- Cimentação do pino com cimento RelyX™ Unicem. Ativação da cápsula do cimento por 2s (a), remoção do excesso de umidade da dentina com cone de papel absorvente (b), Inserção do cimento no interior do conduto (c), Inserção do pino com cimento (d), Remoção dos excessos e aguardo de 3 min com o pino em posição (e), Fotopolimerização do cimento por 20s (f), Recobrimento do pino com resina fluída e fotopolimerização da resina (g), Pino cimentado e pronto para ser armazenado em 100% de umidade até o momento do teste (h).....	79
Figura 8	- Embutimento do dente em resina acrílica (a), Máquina de corte seriado (b), Corte perpendicular ao longo eixo do dente (c, d), Seis fatias prontas para o teste de <i>push-out</i> (e), Espessura de 1mm para cada fatia (f).....	80
Figura 9	- Mensuração do diâmetro do pino no lado coronal e apical para o cálculo da área de adesão da amostra.....	81
Figura 10	- Fórmula para o cálculo da área de união em cada fatia.....	81
Figura 11	- (a) Máquina de ensaios universais AG-I (Shimadzu), (b) base e atuador do teste de <i>push-out</i> , (c) Força sendo aplicada no sentido apico-coronal da amostra.	82
Figura 12	- Falha do tipo Adesiva entre o Cimento/Dentina (a, b) e entre o Cimento/Pino (c, d).....	83
Figura 13	- Falha adesiva do tipo Mista.....	84
Figura 14	- Falhas Coesivas: no cimento (a, b); na dentina (c, d) e no pino (e, f). Os indicadores apontam para os locais das falhas.....	85
Figura 15	- Figura ilustrativa do corte do dente paralelo ao longo eixo do pino.....	87
Figura 16	- Representação esquemática da curva típica de carga (P) versus profundidade de penetração (h), e as interpretações gráficas. A grandeza S indica a rigidez.....	88
Figura 17	- Vista mais aproximada do dispositivo de ensaios onde se realizam as nano-indentações.....	89
Figura 18	- Desenho esquemático das indentações realizadas na amostra.....	90
Figura 19	- Amostra com pino cimentado para a visualização das diferentes espessuras de cimento resinosos nos três terços radiculares.....	99

LISTA DE TABELAS

Tabela 1	- Médias e desvios padrões dos valores de resistência de união ao teste push-out (MPa) para todas as condições experimentais do estudo.....	92
Tabela 2	- Médias e desvios padrões dos valores de resistência de união ao teste push-out (MPa) para a interação terço vs cimento e análise estatística dos resultados.....	92
Tabela 3	- Médias e desvios padrões dos valores de resistência de união ao teste push-out (MPa) para a interação terço vs tempo e análise estatística dos resultados.....	93
Tabela 4	- Análises dos padrões de falhas das amostras, após o teste de push-out, em tempo imediato e após 1 ano de armazenamento.....	93
Tabela 5	- Médias e desvios padrões dos valores de módulo de elasticidade (GPa) de todas as condições experimentais do estudo.....	94
Tabela 6	- Médias e desvios padrões dos valores de módulo de elasticidade (GPa) para a interação terço vs cimento e análise estatística dos resultados.....	94
Tabela 7	- Médias e desvios padrões dos valores de nanodureza (GPa) de todas as condições experimentais do estudo.....	95
Tabela 8	- Médias e desvios padrões dos valores de nanodureza (GPa) para a interação tempo vs cimento e análise estatística dos resultados.....	95
Tabela 9	- Médias e desvios padrões dos valores de nanodureza (GPa) para o fator principal terço e análise estatística dos resultados.....	96
Tabela 10	- Médias dos valores de nanodureza, módulo de elasticidade e relação entre a nanodureza e módulo de elasticidade (GPa) para o cimento Multilink nos três terços radiculares.....	96

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ANOVA	Análise de Variância
Bis-EMA etoxilado	Bisfenol A Dimetacrilato Etoxilado
Bis-GMA	Bis-Fenol A-Glicidil Metacrilato (Bisphenol A-Glycidyl Methacrylate)
cm	Centímetro
cm ²	Centímetro quadrado
EDX	Energia dispersiva de raio-X
EUA	Estados Unidos da América
ex	Exemplo
FTIR	Fourier Transform Infrared Spectroscopy
g	Gramas
gf	Gramma-força
GPa	Gigapascal
h	Hora
HEMA	2-Hidroxiethylmetacrilato
JAD	Junção amelodentinária
kgf	Quilograma-força
L	Litro
M	Mol
MEDLINE	Base de dados bibliográficas de informações biomédicas
MET	Microscópio eletrônico de transmissão
MEV	Microscópio eletrônico de varredura
MFA	Microscópio de força atômica
mgf	Miligrama-força
min	Minuto
mL	Mililitro
mm	Milímetro
mm ²	Milímetro quadrado
mm/min	milímetro por minuto
mm/s	Milímetros por segundo
mN	Milnewton

MPa	Megapascal
ms	Milisegundo
mW	Miliwatts
mW/cm ²	Miliwatt por centímetro quadrado
m ³	Metro cúbico
n	Número de espécimes
NaOCl	Hipoclorito de sódio
nm	Nanômetro
nm/s	Nanômetros por segundo
nm.s ⁻¹	Nanômetros por segundo
p	Significância
pH	Potencial de hidrogeniônico
Pubmed	Base de dados bibliográficas de informações biomédicas
rpm	Rotação por minuto
s	Segundo
SL	<i>Smear layer</i>
TEM	Microscópio eletrônico de transmissão
UDMA	Uretano Dimetacrilato
UEPG	Universidade Estadual de Ponta Grossa
UFPR	Universidade Federal do Paraná
vs.	versus
µm	Micrometro
°GL	Graus Lussac

LISTA DE SÍMBOLOS

°C	Grau Celsius
%	Porcentagem
#	Número
°	Graus
±	Mais ou menos
≤	Menor ou igual
<	Menor
=	Igual
™	Marca registrada
®	Registrado
X	Aumento da lente óptica
>	Maior
*	Asterisco

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO.....	22
2	REVISÃO DE LITERATURA.....	25
3	PROPOSIÇÃO.....	69
3.1	PROPOSIÇÃO GERAL.....	69
3.2	PROPOSIÇÃO ESPECÍFICA.....	69
4	MATERIAL E MÉTODOS.....	70
4.1	DELINEAMENTO EXPERIMENTAL E MATERIAIS UTILIZADOS.....	70
4.2	PREPARO DAS AMOSTRAS.....	72
4.3	CIMENTAÇÃO DOS PINOS.....	74
4.4	EXPERIMENTO 1: TESTE DE PUSH-OUT.....	79
4.5	EXPERIMENTO 2: TESTE DE NANOINDENTAÇÃO.....	85
4.6	ANÁLISE DOS DADOS.....	90
5	RESULTADOS.....	92
5.1	TESTE DE PUSH-OUT.....	92
5.2	TESTE DE NANOINDENTAÇÃO.....	94
5.2.1	Módulo de elasticidade.....	94

5.2.2	Nanodureza.....	95
6	DISCUSSÃO.....	97
7	CONCLUSÕES.....	104
	REFERÊNCIAS.....	105
	ANEXO A - Aprovação da Comissão de Ética em Pesquisa da Universidade Estadual de Ponta Grossa. COEP UEPG.....	110
	ANEXO B – Artigos requeridos como pré-requisito para a obtenção do título de Doutor em Odontologia na Universidade Estadual de Ponta Grossa.....	112

1 INTRODUÇÃO

Os dentes que apresentam excessiva perda da estrutura coronária devem ser restaurados com o auxílio de retentores intra-radiculares (Cagidiaco et al.¹ 2008, Cheung² 2005). Dentre os retentores existentes, os pinos reforçados por fibras têm sido amplamente utilizados devido a algumas vantagens como propriedade elástica semelhante à dentina (Asmussen et al.³ 1999, Plotino et al.⁴ 2007), redução na incidência de fraturas radiculares, demonstradas tanto *in vitro* (Cormier et al.⁵ 2001), como em estudos clínicos (Fredriksson et al.⁶ 1998; Glazer⁷ 2000; Naumann et al.⁸ 2005), além da possibilidade de união micromecânica com as paredes dos canais radiculares, através dos sistemas de cimentação adesiva (Ferrari et al.⁹ 2001).

Entretanto, apesar dessas vantagens a cimentação adesiva intra-radicular ainda é um grande desafio para os clínicos em geral, pois algumas descolagens têm sido relatadas (Schwartz, Robbins¹⁰ 2004, Ferrari et al.¹¹ 2007) provavelmente devido a dificuldades técnicas relacionadas com a capacidade de desmineralização e infiltração dos sistemas adesivos nas paredes dentinárias (Bitter et al.¹² 2004), o baixo controle de umidade, a influência da densidade e orientação dos túbulos dentinários em diferentes regiões do canal radicular (Ferrari et al.¹³ 2000, Ferrari et al.⁹ 2001), principalmente na região apical (Mjör et al.¹⁴ 2001), a desfavorável configuração cavitária no interior da raiz e a elevada tensão de contração da fina película de resina durante a polimerização (Tay et al.¹⁵ 2005).

Com relação aos cimentos resinosos, inicialmente eram divididos em dois subgrupos, de acordo com o sistema adesivo utilizado para o tratamento da estrutura dental previamente a cimentação. Assim, um grupo utiliza sistemas adesivos com condicionamento prévio por ácido fosfórico e o outro prepara as superfícies dentárias com a utilização de *primers* auto-condicionantes (Radovic et al.¹⁶ 2008). Atualmente, existe um terceiro subgrupo com a denominação de cimentos auto-adesivos, que combinam o uso do adesivo e cimento em uma única aplicação, eliminando a necessidade do pré-tratamento do dente e da restauração (Radovic et al.¹⁶ 2008; 3M ESPE¹⁷).

Os cimentos resinosos que utilizam as técnicas adesivas de múltiplos passos (com condicionamento dentinário por ácido fosfórico ou auto-condicionante) podem ser considerados complexos e sensíveis a pequenas alterações e isso pode comprometer a efetividade de união (Gomes et al.¹⁸ 2012), entretanto, a simplificação da técnica relacionada aos cimentos auto-adesivos ainda não garante total segurança e efetividade, pois na literatura não há um consenso sobre a melhor estratégia de tratamento do substrato dentinário previamente a cimentação de pinos intra-radiculares, visto que existem trabalhos que relatam os maiores valores de união para estes cimentos auto-adesivos (Bitter et al.¹⁹ 2006, Bitter et al.¹⁹ 2009), outros para os cimentos duais que utilizam o condicionamento prévio por ácido fosfórico (Goracci et al.²¹ 2005, Sadek et al.²² 2006) e por fim, um trabalho que demonstra a maior efetividade de união para os cimentos químicos auto-condicionantes (Zicari et al.²³ 2008). Além desses resultados imediatos, quase não há trabalhos verificando o comportamento da adesão desses cimentos após longo tempo de armazenamento (Pedreira et al.²⁴ 2009).

Sabe-se que a polimerização efetiva dos cimentos resinosos é muito importante para a obtenção de propriedades mecânicas suficientes para assegurar a retenção dos pinos no interior dos canais radiculares e com isso, obter um reforço de raízes fragilizadas (Yoldas, Alaçam²⁵ 2005), através de uma maior distribuição de forças quando comparado a pinos metálicos, em regiões sem perda óssea. Estes cimentos resinosos podem ser classificados como fotopolimerizáveis, quimicamente polimerizáveis ou de polimerização dual, sendo estes dois últimos os mais utilizados para as cimentações intra-radiculares. Os cimentos químicos asseguram a polimerização independente da profundidade do espaço criado para o pino, porém possui um tempo de trabalho limitado devido à falta de controle da reação de presa. Os cimentos duais foram desenvolvidos com o objetivo de conciliar as vantagens dos cimentos foto e químicos, dentre elas o efetivo controle do tempo de trabalho e a possibilidade de obtenção de adequado grau de conversão, mesmo na ausência de luz (Braga et al.²⁶ 2002). No entanto, embora as duas formas de ativação estejam presentes, elas são suplementares e se a exposição à luz não for suficiente, a porção fotoativada será afetada e o máximo de polimerização pode ser comprometido

(Rueggeberg, Caughman²⁷ 1993). Alguns estudos evidenciam o significativo decréscimo no potencial de polimerização no ambiente intra-radicular, em virtude da atenuação da luz (Roberts et al.²⁸ 2004; Yoldas, Alaçam²⁵ 2005, Bitter et al.¹⁹ 2006, de Durão Mauricio et al.²⁹ 2007), já outros estudos não apresentam essas diferenças (Bitter et al.²⁰ 2009; Giachetti et al.³⁰ 2009), visto que também não há um consenso sobre a melhor forma polimerização no interior do canal radicular.

A avaliação de algumas propriedades mecânicas pode prover, de forma indireta, a qualidade de polimerização dos compósitos resinosos. Testes de microdureza têm mostrado boa correlação com a análise espectroscópica infra-vermelha de Fourier (Rueggeberg, Craig³¹ 1988), de modo que os valores de dureza aumentam de acordo com o aumento do grau de conversão e vice-versa (DeWald, Ferracane³² 1987). O uso da nanoindentação tem sido especialmente utilizado para a caracterização de quantidades muito pequenas de materiais e também por gerar simultaneamente os valores de dureza e módulo de elasticidade (Van Meerbeek et al.³³ 1993).

Em função do exposto, fica clara a importância de estudos sobre o grau de polimerização e degradação hidrolítica de cimentos resinosos utilizados para a cimentação de pinos pré-fabricados estéticos.

2 REVISÃO DE LITERATURA

Söderholm et al.⁵⁶ (1984) realizaram um estudo para avaliar a degradação hidrolítica de compósitos dentais. Foi utilizado um teste de espectrofotometria atômica de absorção para avaliar a dispersão de partículas de carga de quatro compósitos após armazenamento em água. Os resultados confirmaram outros estudos prévios que a lixiviação de silicone de diferentes compósitos é fortemente dependente da composição de partículas. Considerando a superfície total de carga para cada material resinoso, indicou-se que compósitos contendo quartzo, bem como sílica pirolítica lixiviaram menos silicone do que compósitos contendo partículas de estrôncio e/ou vidro de bário. Uma correlação entre a dispersão e a formação de fenda na matriz pareceu existir para todos os compósitos, exceto para a resina microparticulada. Estas fendas foram explicadas com um resultado da pressão osmótica exercida na interface matriz-partícula devido à degradação hidrolítica das partículas. Dos materiais investigados, a resina microparticulada foi achada ser o material mais estável no ambiente úmido com respeito a formação de fenda. Este achado foi explicado pela composição de partículas, forma das partículas, e estrutura específica da resina de micropartícula.

Ferracane³⁷ (1985) realizou um estudo para avaliar a correlação entre dureza e grau de conversão durante a reação de polimerização de resinas restauradoras sem carga. A dureza Knoop foi correlacionada com o grau de conversão (DC) das ligações duplas de carbono, determinadas por infra-vermelho, durante a reação de polimerização das três resinas dentais sem carga. Para uma resina específica, o aumento na dureza correlacionou bem com aumentos no DC durante a polimerização. Entretanto, um número absoluto de dureza não pode ser usado para prever um DC quando comparando diferentes resinas. As duas técnicas para determinar a extensão de cura nas resinas dentárias não pode sempre ser usada indistintamente, uma vez que cada uma é sensível a diferentes variáveis.

Dewald e Ferracane³² (1987) realizaram um estudo para comparar quatro diferentes técnicas *in vitro* utilizadas para determinar a profundidade de polimerização de três diferentes resinas compostas fotopolimerizáveis. Este estudo foi composto de duas partes. Na primeira com resina composta. Os moldes foram feitos de 1 mm, 2 mm, 3 mm, 4 mm, e 5 mm de profundidade para produzir espécimes de diferentes alturas. Cada amostra destes moldes foi colocada sobre uma tira de matriz plástica e um lado do vidro contendo uma fina película de adesivo entre eles para produzir espécimes para a análise do grau de polimerização. Uma outra matriz cobriu o topo do molde. Os espécimes (n=5) foram então colocados em um fundo escuro e fotopolimerizados por 40 s à 1 mm de distância. O grau de conversão das ligações duplas de carbono para ligações simples nas películas de resina foi examinado por meio de Espectroscopia Infra-vermelha. O grau de conversão da película de resina abaixo do molde é assumido ser proporcional ao grau de conversão na resina composta daquela profundidade. Na segunda parte do estudo, um teste de dureza foi realizado em várias profundidades no espécime polimerizado no molde de alumínio (5 mm de diâmetro x 5 mm de altura). Os moldes foram preenchidos com cada uma das resinas compostas, recoberta com uma tira de matriz, e então fotopolimerizada por 40 s. Os espécimes (n=5 por resina composta) foram removidos dos moldes e deixados para polimerização no escuro por 24 h a 37°C. Cada espécime foi cortado longitudinalmente, produzindo duas metades iguais. As metades foram cuidadosamente polidas. As metades foram examinadas em um stereo-microscópio para determinação da profundidade no qual uma linha translúcida pode ser detectada, significando a demarcação entre o material polimerizado e não polimerizado. O material macio e não polimerizado foi subsequentemente removido e a profundidade da amostra mensurada. A dureza destes espécimes foi então testada em profundidades de 1, 2, 3, 4, e 5 mm ao longo da superfície seccionada. O teste de dureza Knoop (carga de 500 g) foi repetido em dois diferentes lugares para cada profundidade (total n=16-20 por resina composta). Os valores da espectroscopia infra-vermelha e os valores de dureza foram calculados e comparados entre si por análise de regressão de uma via

($p=0,05$). Desta forma, a correlação entre os quatro modos comuns de teste para determinar a profundidade de cura foi avaliada. A dureza Knoop obteve a melhor correlação com o grau de conversão. O mesmo foi drasticamente reduzido com o aumento da profundidade e o grau de conversão parece ser o método mais sensível para avaliar a profundidade de polimerização em resinas compostas fotopolimerizadas.

Rueggeberg e Craig³¹ (1988) realizaram um estudo para comparar a sensibilidade de 4 métodos: Espectroscopia infra-vermelha (FTIR), dureza Knoop, sorção de água, e perda de resina com relação a habilidade de distinguir diferenças entre amostras de resina polimerizadas em diferentes espessuras de resina. O método desenvolvido permitiu a confecção de amostras de resina fotopolimerizadas com controle da conversão de polimerização, e eliminou efeitos de perda de resina durante o polimento ou um acréscimo na conversão como resultado do aumento de temperatura durante o acabamento. A sensibilidade foi maior e igual para espectroscopia FTIR e dureza Knoop, enquanto a perda de resina obteve moderada sensibilidade, e sorção de água nenhuma. A habilidade destes parâmetros em prever a conversão de monômeros como mensurado por espectroscopia FTIR também foi determinado. A dureza Knoop provou ser o melhor, seguido da perda de resina e por último a sorção de água. Os valores da sorção de água não variaram com as mudanças na conversão do espécime.

Söderholm e Roberts⁵⁷ (1990) fizeram um estudo para avaliar a influência da exposição da água na resistência a tração de compósitos. O objetivo do estudo foi avaliar se o armazenamento em água causa um dano permanente nos compósitos, por determinação de como a resistência a tração de nove diferentes compósitos mudam com o armazenamento em água e também com o armazenamento em água, seguido por desidratação. Dezoito amostras de cada um dos nove materiais foram preparados e divididos em três grupos de amostras para cada. Grupo I foi armazenado a seco em água à 60°C, enquanto os Grupos II e III foram armazenados em água destilada à 60°C. Após seis meses, os Grupos I e II foram submetidos

ao teste de tração, enquanto o Grupo III foi transferido para um dissecador e foi desidratado por duas semanas à 60°C antes deste grupo ser testado à tração. As médias, coletadas no grupo do armazenamento, independente do material, revelou uma significativa redução na resistência para os Grupos II e III com relação ao Grupo I ($p < 0,05$). Estes achados provam que a água em um efeito irreversível na maioria dos compósitos dentais. Uma comparação dos resultados do Grupo II com o Grupo III revelou que as amostras que foram envelhecidas em água e testadas (Grupo II) foram significativamente ($p < 0,05$) mais fracas do que as amostras desidratadas (Grupo III). Entretanto, alguns produtos dentro do Grupo III não mostraram nenhuma tendência de recuperação da sua resistência após a desidratação.

Rueggeberg e Caughman²⁷ (1993) realizaram um estudo para avaliar o grau de conversão de monômeros de 4 cimentos resinosos de polimerização dual disponíveis comercialmente. Os produtos foram submetidos a vários tratamentos pós-manipulação (mistura) dos mesmos: não exposição à luz polimerizadora, polimerização por 60 s através de uma tira de poliéster, e polimerização por 20 ou por 60 s através de uma fatia de resina polimerizada de 1,5 mm de espessura. O espectro infravermelho dos espécimes tratados foi anotado nos tempos específicos após a manipulação (mistura) para cada tratamento de polimerização: 2, 5, 10, 30 e 60 min, assim como após 24 h. O grau de polimerização foi então determinado por um espectro infravermelho. Os resultados demonstraram uma larga variedade do potencial de polimerização entre as variadas marcas. Independente da marca, o componente químico de polimerização foi sempre menor do que quando os espécimes foram expostos a alguma condição de luz. Para a maioria dos sistemas resinosos testados, a polimerização observada em 10 min pós manipulação foi quase equivalente a polimerização após 24 h. Apesar dos fabricantes afirmarem, não há evidências para uma substancial polimerização química induzida do cimento resinoso dual após a exposição de luz ser completada.

Van Meerbeek et al.³³ (1993) avaliaram através de nanoindentação, a dureza e o módulo de elasticidade de sucessivas

camadas da interface de união resina-dentina para confirmar o conceito de parede cavitária elástica. Para o estudo, foram utilizados quatro sistemas adesivos diferentes. Para a preparação da amostra para a nano-indentação, as amostras foram individualmente embebidas em uma resina epóxica quimicamente polimerizável. Após 14 h foram metalograficamente polidas por meio de lixas de carbetto de silício de decrescente abrasividade (600, 1200 e 4000) e discos de feltros com suspensões diamantadas de 3 e 1 micras. Os resíduos do polimento e pastas foram ultrassonicamente removidas por 5 min cada. Pelo menos 2 espécimes originados de diferentes dentes foram preparados para cada produto. Uma série de posições de indentação foi individualmente selecionada por um controle de vídeo remoto conectado com a luz do microscópio. Cada procedimento de indentação consiste de seis segmentos. No primeiro segmento, chamado de Segmento de Aproximação, a taxa de aproximação foi de fixada em 5 nm/s. No seguinte Segmento de Carregamento, uma taxa de carregamento de 50 nm/s e uma carga limite de 5 mN foram impostas. Na segunda sessão de medidas, esta carga limite foi diminuída para 1 mN para reduzir o tamanho da indentação, para que estas pudessem ser posicionadas completamente dentro da área da camada híbrida. Tal carga reduzida foi aplicada somente para a zona de inter-difusão dos sistemas adesivos condicionados com ácido fosfórico 40% gel por 60 s. Eles concluíram que a zona de interdifusão resina-dentina juntamente com a camada de adesivo fornece não somente uma adequada união da restauração com a dentina, mas também parece ter uma inerente elasticidade e flexibilidade que contribui para conservar esta união. Este estudo revelou um gradiente do módulo de elasticidade através da área de união resina-dentina, validando assim o conceito de cavidades com paredes elásticas.

Fredriksson et al.⁶ (1998) fizeram um estudo retrospectivo para avaliar o comportamento clínico do sistema de pinos Composipost após 2 a 3 anos de acompanhamento. Um total de 236 pacientes foram tratados por 1 ano por 7 odontólogos Suecos. Daqueles, 146 pacientes consentiram com o estudo e os dados foram coletados das anotações das suas fichas clínicas. Assim, o material composto de 236 dentes restaurados com pinos

reforçados por fibras de carbono, 130 dentes superiores e 106 inferiores, com uma média de tempo de restauração de 32 meses (variou de 27 a 41). Condições periodontais, sinais radiográficos, e resultados protéticos foram anotados. Cinco dentes (2%) tiveram que ser extraídos por razões não relacionadas com o sistema de pino Composipost. Condições periodontais como acúmulo de placa, saúde gengival, sangramento à sondagem, e profundidade do sulco ao redor do dente com pinos Composipost foram similares aos dentes controle. Nenhum deslocamento ou fratura de pino ou de raiz foram observados clinicamente ou nas radiografias. Com isso, concluíram que os resultados após 2 a 3 anos de serviço clínico foram promissores e indicam que este sistema pode ser uma alternativa viável aos sistemas convencionais de pinos e núcleos de preenchimento.

Asmussen et al.³ (1999) fizeram um estudo para determinar a rigidez, o limite elástico e a resistência à deformação de diferentes pinos endodônticos. Foram testados 2 pinos de zircônia (Biopost/Incermed e Cerapost/Brasseler), 1 de Titânio (PCR/Brasseler) e 1 de Fibra de carbono (Composipost/RTD), que foram cimentados em um bloco de metal com o cimento Panavia 21 (Kuraray). Após 24 h à 37°C, os pinos foram testados em um ângulo de 45°, em uma máquina de ensaios universal Instron, à velocidade de 5 mm/min para produzir uma curva de força-deflexão. Da relação entre a força e deflexão anotados, as 3 propriedades mecânicas foram determinadas (n=10 para cada grupo). Os pinos de zircônia foram os mais rígidos e fortes, sem comportamento plástico. O pino de titânio foi tão forte quanto, mas menos rígido que o pino de zircônia. Os pinos de fibra tiveram os menores valores de rigidez, limite elástico e resistência, quando comparados aos outros pinos avaliados. Na discussão do artigo, os autores relacionam este trabalho com outros artigos e relatam que a evidência de que pinos menos rígidos promovem uma distribuição mais uniforme das forças nos dentes e com isso apresentam menores riscos de fraturas radiculares.

Ferrari et al.¹³ (2000) fizeram um estudo para avaliar *in vitro* a morfologia da dentina dentro dos canais radiculares em termos da orientação dos túbulos, densidade e aumento da área de superfície após o

condicionamento ácido. Trinta dentes anteriores foram divididos em 3 grupos aleatoriamente: as amostras do Grupo 1 foram utilizadas para estudar a morfologia tubular em microscopia eletrônica de varredura (MEV). Amostras dos Grupos 2 e 3 foram condicionadas com ácido fosfórico 32%. Os dentes no Grupo 2 foram examinados por MEV sem outros tratamentos. As amostras do Grupo 3 foram tratadas com um sistema adesivo e pinos de fibra foram cimentados dentro do canal. Estes dentes foram então preparados para avaliação da formação da camada híbrida e *tags* de resina dentro dos túbulos dentinários. As observações foram feitas de acordo com a localização da dentina radicular, a densidade dos túbulos foi estimada e o aumento da área avaliável para adesão após o condicionamento ácido foi calculada. As observações revelaram uma variabilidade na densidade e orientação dos túbulos dentro de diferentes áreas de uma mesma amostra. Diferenças estatisticamente significantes na densidade dos túbulos foram encontradas dependendo da localização. A área de superfície dentinária disponível para adesão aumentou em 202% após o condicionamento no terço cervical, 156% no terço médio, e 113% no terço apical da dentina radicular. Amostras do Grupo 3 mostraram que as espessuras da camada híbrida dependem da densidade dos túbulos. No setor com menor densidade dos túbulos, a camada híbrida foi significativamente mais fina do que em áreas com uma maior densidade dos túbulos. O aumento na área de superfície dentinária pode ser responsável por aumentar a resistência de união após o condicionamento ácido, mas nem todas áreas exibiram iguais respostas ao condicionamento ácido.

Glazer⁷ (2000) realizou um estudo clínico prospectivo que foi iniciado em 1995 para avaliar o sucesso de pinos de resina epóxica reforçados por fibras de carbono, usados para restaurar dentes tratados endodonticamente. Todos os dentes do estudo tinham mais que 50% de suas estruturas coronárias perdidas. Cinquenta e nove pinos de fibra Composiposts (Recherches Techniques Dentaire [RTD]) foram cimentados com Metabond e feitos núcleos de preenchimento com Core Paste (Den-Mat Corporation) em quarenta e sete pacientes. Cada dente recebeu uma restauração total com coroa total metalo-cerâmica e foi acompanhado por 6,7

a 45,4 meses (média = 28 meses, desvio-padrão = 10,7). Os resultados para os cinquenta e dois dentes em quarenta e dois pacientes foram analisados. Não houve nenhuma fratura. A taxa de falha geral foi de 7,7% e a taxa cumulativa de sobrevivência foi de 89,6% no final do período avaliado. O único achado estatisticamente significativo ($p=0,04$) foi que os pinos em pré-molares inferiores tiveram maiores riscos de fraturas. Estes pinos de fibra em dentes anteriores estão associados com uma maior taxa de sucesso e durabilidade do que aqueles colocados em pré-molares, principalmente os inferiores. Este estudo contribui com o aumento da evidência que suporta o uso de pinos de fibra em restaurações de dentes tratados endodonticamente.

Urabe et al.³⁴ (2000) determinaram as propriedades físicas entre o esmalte e a dentina na região da junção amelo-dentinária (JAD) de dentes naturais. A JAD é a única interface biológica entre um tecido muito duro, o esmalte, e um tecido muito macio, a dentina. Se os materiais resinosos pudessem se aderir à dentina tão bem quanto o esmalte se adere à dentina na JAD, a performance destes materiais seria suficiente no que se relaciona a resistência de união. Desta forma para desenvolver um melhor entendimento das propriedades mecânicas da JAD, os testes de resistência à tração, nanodureza e módulo de elasticidade foram realizados em dentes bovinos e humanos. Para os testes de nanodureza e módulo de elasticidade, terceiros molares hígidos foram utilizados. Discos de 2 mm de espessura foram cortados da porção coronal média e então embebidos em resina epóxica. Após 24 h, as superfícies foram polidas com lixas d' água de granulações 600, 800, 1000 e com pastas diamantadas de tamanho de partículas 6, 3, 1 e 0,25 μm . Todas as mensurações foram realizadas em espécimes úmidos, com uma ponta de diamante de três lados. O intervalo de cada indentação deve ser cinco vezes o tamanho da indentação para evitar a corrupção do limite. Foram programadas 10 indentações com 5 μm de intervalo através da JAD, do esmalte profundo passando pela dentina, no terço médio da superfície vestibular. Na dentina, as indentações foram realizadas na dentina intertubular e a carga do indentador foi de 400 mgf. Após os testes de indentação, a geometria das marcas da indentação foi confirmada usando um microscópio de escaneamento a laser. Os valores de

resistência coesiva à tração da região JAD de dentes bovinos e humanos foram 47,7 MPa e 51,5 MPa, respectivamente. A nanodureza, dureza dinâmica e módulo de elasticidade da região JAD (2,37; 1,58 e 53,18 GPa respectivamente) mostrou valores intermediários entre os valores do esmalte (4,48, 2,90 e 87,68 GPa) e dentina (0,70, 0,55 e 24,04 GPa) e mostrou ser maior do que aqueles valores encontrados na dentina subjacente ou na dentina impregnada por resina.

Cormier et al.⁵ (2001) realizaram um estudo *in vitro* para avaliar 6 sistemas de pinos em 4 estágios clínicos simulados da restauração do dente para: (1) determinar quantitativamente a resistência à fratura de cada estágio quando uma força de carga estática é aplicada para causar a falha; (2) determinar o modo de falha para cada sistema de pino em cada estágio clínico simulado; e (3) determinar a viabilidade de remoção dos pinos fraturados. Os 6 sistemas de pinos testados foram: Pino de fibra de quartzo e carbono – AesthetiPost, Bisco (AP); Pino de fibra de carbono - C-Post, Bisco (CR); Pino de fibra de vidro – FibreKor Post, Jeneric Pentron (FK); Pino de óxido de zircônio – CosmoPost, Ivoclar Vivadent (CP); Pino metálico de liga de ouro paládio – Cast Metal ParaPost XH, Coltene Whaledent (GP) e Pino de titânio – Para Post XH, Coltene Whaledent (PP). 10 amostras de cada sistema de pino foram testados seguindo os 4 estágios de tratamento clínico simulado: estágio #1: somente o pino, testado usando um modelo de teste de 3 pontos para determinar a resistência transversal e modo de falha para cada sistema; estágio #2: somente o pino, cimentado dentro do dente; estágio #3: pino cimentado dentro do dente com um núcleo de preenchimento; estágio #4: pino com núcleo de preenchimento e coroa total. Para os estágios #2 ao #4, a porção coronal de 60 pré-molares inferiores foram removidas na junção cimento-esmalte, os canais foram endodonticamente tratados, e os espécimes foram montados em blocos de acrílico. Um teste de força foi aplicado nos pinos em 90° com o longo eixo do dente, 4 mm da junção cimento-esmalte. O teste O'Brien para variáveis constantes foi aplicado para o tratamento dos grupos. Para as variáveis não-constante, a análise de variância *Welsh* foi usada para testar a igualdade das médias dos tratamentos. O teste Tukey Kramer determinou quais tratamentos foram

diferentes. Os limiares de falhas para cada sistema de pinos foram significativamente diferentes em cada estágio dos testes. O pino ParaPosts + núcleo de preenchimento resultaram significativamente nos maiores limiares de falha para todos os 4 estágios testados. Este sistema de pinos de titânio também mostrou consistentemente um alto número de fraturas dentárias. O pino de fibra de vidro FibreKor + preenchimento resultou significativamente nos menores valores de limiares de falha nos estágios #2 a #4. Estes pinos não tiveram fraturas de dentes nos estágios #2 e #3 e um número similar de fraturas dentárias desfavoráveis no estágio #4 quando comparados com os outros sistemas. Os outros sistemas testados mostraram uma intermediária resistência a fratura, assim como um moderado número de fraturas dentárias desfavoráveis. Dessa forma, os autores concluíram que os pinos de fibra de vidro avaliados tiveram uma vantagem sobre os pinos convencionais que mostraram um alto número de pinos irrecuperáveis e fraturas dentárias não restauráveis. Os pinos de fibras foram prontamente removidos após a fratura, enquanto que os outros pinos testados não puderam ser recuperados.

Ferrari et al.⁹ (2001) realizaram um estudo *in vitro* para avaliar a influencia de 4 procedimentos adesivos na formação de *tags* de resina, penetração lateral do adesivo nas paredes radiculares e formação da zona de inter-difusão resina-dentina, quando usados para a cimentação de pinos de fibra. Quarenta dentes anteriores, extraídos por razões periodontais e tratados endodonticamente, foram selecionados para o estudo. As amostras foram aleatoriamente divididas dentro de 4 grupos com 10 amostras em cada. Grupo 1: Aplicação do adesivo One Step (Bisco) conforme as orientações do fabricante, com um aplicador pequeno e fotopolimerizado antes da aplicação do cimento resinoso (Dual Link, Bisco); Grupo 2: Aplicação do adesivo One Step igualmente ao grupo 1, porém com um aplicador mais fino, fotopolimerização prévia à aplicação do cimento resinoso (Dual Link, Bisco); Grupo 3: Procedimento igual ao grupo 1, porém o adesivo não foi polimerizado previamente à aplicação do cimento resinoso (Dual Link, Bisco); Grupo 4: Aplicação do adesivo All Bond 2 + cimento resinoso C&B, Bisco (controle). 40 pinos translúcidos de fibra (Endoligth, RTD, França) foram usados. Após a completa polimerização do cimento, coroas foram

feitas com uma resina compsta (Biscore, Bisco). As amostras foram armazenadas em solução aquosa em temperatura ambiente e uma semana após, as raízes foram cortadas paralelas ao longo eixo do dente usando um disco de diamante em uma máquina de corte (Isomet, Buhler, EUA) em baixa velocidade com a presença de água. Logo após as amostras foram preparadas para as observações em microscopia eletrônica de varredura (MEV). As interfaces restauradas de cada grupo foram analisadas e mostraram que o Grupo 1 mostrou uma % maior ($p<0,05$) da zona de inter-difusão resina-dentina do que nas outras amostras. Nos grupos 2, 3, e 4 a morfologia dessa zona foi melhor detectável e mais uniforme nos primeiros dois terços do canal radicular, enquanto que no terço apical essa zona não estava uniformemente presente. Para os *tags* de resina, não houveram diferenças estatisticamente significantes para o terço coronal, entretanto, nos terços médio e apical, o Grupo 1 apresentou mais *tags* de resina do que os outros três grupos. No terço apical dos grupos 2, 3 e 4, os *tags* de resina se mostraram uma morfologia menos uniforme e mais curtos do que os encontrados nos outros dois terços. Assim, pode-se observar que quando um aplicador foi utilizado, o mecanismo de união criado entre a dentina do canal radicular e o sistema adesivo foi uniforme ao longo da parede radicular e mais previsível.

Giannini et al.⁴⁴ (2001) realizaram um estudo para determinar a correlação entre a densidade de túbulos (TD) e a área ocupada pela dentina sólida (ASD) com a resistência de união de um sistema adesivo convencional e um auto-condicionante com a dentina. A coroa de terceiros molares humanos extraídos foi cortada transversalmente com um disco de diamante para expor as dentinas superficial, média ou profunda. Os três grupos das superfícies dentinárias foram aleatoriamente divididas e unidas com os sistemas adesivos Clearfil Liner Bond 2V (LB) ou Prime & Bond 2.1 (PB) de acordo com as recomendações dos fabricantes. Coroas de resinas compostas (10,0 mm de altura) foram incrementalmente construídas nas superfícies aderidas e os dentes foram armazenado em água a 37°C. Após as 24 h de armazenamento, os dentes foram cortados serialmente e verticalmente, nas direções x e y para obter vários palitos unidos de

aproximadamente $0,7 \text{ mm}^2$ de área. Cada palito foi testado em tensão numa máquina de teste EMIC DL-500 a $0,5 \text{ mm/min}$ até a falha. Após o teste, o lado da dentina do espécime fraturado foi gentilmente abrasionado com uma lixa de carbetto de silício de #100, condicionado com ácido fosfórico 37% por 15 s e deixado secar com ar. Micrografias eletrônicas de varredura a 1000x e 4000x de magnificação foram tomadas para permitir o cálculo dos TD (números de túbulos/ mm^2) e ASD (% da área total) no local da fratura. Correlação entre TD e ASD com os resultados de resistência de união foi feita por regressão linear. Todas as análises estatísticas foram feitas com $\alpha = 0,05$. Resistência de união geral (MPa) para LB foi $26,0 \pm 10,2$, e $42,6 \pm 15,2$ para PB. Houve uma relação direta significativa entre a resistência de união e ASD para ambos os materiais ($r^2 = 0,20$, $p < 0,05$ e $r^2 = 0,66$, $p < 0,05$, respectivamente para LB e PB). Resistência de união do PB caiu significativamente assim como o TD aumentou ($r^2 = 0,63$, $p < 0,05$), enquanto LB não foi sensível ao TD ($r^2 = 0,05$, $p > 0,05$). A média de resistência de união do PB foi significativamente maior que LB para a dentina superficial e média ($p < 0,05$), enquanto não houve diferença significativa para a dentina profunda ($p > 0,05$). Variações regionais em TD e ASD podem modificar a resistência de união de ambos os sistemas adesivos, convencional e auto-condicionante. Áreas de união com larga ASD parecem produzir maiores resistências de união independente do tipo de sistema adesivo utilizado.

Mjör et al.¹⁴ (2001) realizaram um estudo para avaliar a estrutura da região apical de dentes humanos com ênfase nos túbulos dentinários e suas ramificações. Este estudo descritivo histológico utilizou amostras desmineralizadas em ácido nítrico 5% e coradas para microscopia por luz, amostras desmineralizadas em ácido nítrico 5% e não coradas para microscopia eletrônica de varredura, e espécimes não desmineralizadas com ácido nítrico 5% e condicionadas com ácido fosfórico 37% por 20 s para análise em microscopia confocal. A porção apical dos dentes humanos mostrou marcadas variações na estrutura, incluindo canais radiculares acessórios, áreas de reabsorção e reabsorções reparadas, variadas quantidades de dentina secundária irregular, e até tecido parecido com cimento forrando as paredes do canal radicular apical. O Apex

frequentemente desviou do longo eixo do canal radicular. Túbulos dentinários primários eram irregulares na direção e densidade. Algumas áreas estavam desprovidas de túbulos. Como conclusão, a irregular e variável estrutura da região apical de dentes humanos representam alterações especiais durante a terapia endodôntica. Técnicas de obturação baseadas na penetração de adesivos dentro de túbulos dentinários são improváveis que sejam bem sucedidos e técnicas adesivas devem depender da impregnação da camada híbrida.

Braga et al.²⁶ (2002) relataram que os cimentos de dupla polimerização (Duais) têm sido estudados em termos da dureza ou grau de conversão alcançados com diferentes modos de polimerização. Entretanto, pouca ênfase é dada à influência do método de polimerização nas propriedades mecânicas. O estudo que eles fizeram avaliou a resistência flexural, módulo flexural e dureza de 4 cimentos resinosos. Os materiais testados foram: Enforce e Variolink II (fotopolimerizado, auto-polimerizado e polimerização dual), RelyX ARC (auto- e polimerização dual) e C&B (auto-polimerizado). Os espécimes foram fraturados usando um teste de flexão por três pontos. A dureza Knoop (KHN) foi mensurada em fragmentos obtidos após o teste flexural. Os testes foram feitos após 24 horas de armazenamento à 37°C. RelyX ARC de polimerização dual mostrou a maior resistência flexural do que os outros grupos. RelyX ARC e Variolink II dependem da fotoativação para conseguir altos valores de dureza. Enforce mostrou durezas similares para os modos dual- e auto-polimerizado. Nenhuma correlação foi encontrada entre a resistência flexural e a dureza, indicando que outros fatores além do grau de polimerização (ex: conteúdo de partícula e tipo de monômeros) afetam a resistência flexural dos compósitos. Nenhuma diferença estatística foi detectada no módulo flexural entre os diferentes grupos.

Gaston et al.⁴² (2002) fizeram um estudo com o objetivo de testar a viabilidade de adaptar uma nova técnica de teste de microtração para mensurar a resistência de união do cimento resinoso aos terços cervical, médio e apical de canais radiculares. Os espaços para os pinos foram

criados em dentes humanos extraídos, e as raízes foram cortadas planas em um lado para expor o canal e permitir uma ideal colocação de um dos dois cimentos resinosos (Panavia 21 ou C&B Metabond). Após 48hs de armazenamento, uma série de cortes de 1 mm de espessura foram feitas para criar 6 a 10 espécimes por raiz. Os três primeiros espécimes foram do terço cervical, os próximos três do terço médio, e os últimos três do terço apical da raiz. Cada espécime de 1 x 1 x 8 mm foi tracionado em uma miniatura de máquina de teste. Os resultados indicaram que ambos os cimentos resinosos produziram altas resistências de união (12-23 MPa), e que as resistências de união do terço apical foram significativamente maiores ($p < 0,05$) do que os terços médio e cervical para ambos os cimentos. Este novo método se mostra promissor para avaliar resistência de união de resina com canais radiculares.

Neves et al.³⁹ (2002) realizaram um estudo para avaliar a correlação entre o grau de conversão e microdureza em resinas compostas, e o efeito do conteúdo de partículas e do tipo de unidade fotoativadora sobre esses parâmetros. Três resinas compostas (Artglass[®], Solidex[®] e Zeta LC[®]) foram polimerizadas em três diferentes unidades laboratoriais (UniXS[®], Solidilite[®] e uma unidade Experimental). Para cada material, quinze corpos-de-prova foram confeccionados em uma matriz metálica, e submetidos às análises do grau de conversão, através de espectroscopia de infravermelho, e da microdureza. O conteúdo de partículas inorgânicas foi determinado por análise termogravimétrica (TGA). O comportamento conjunto das variáveis – grau de conversão e microdureza foi medido através do coeficiente de correlação de Pearson (r). Para a resina Artglass[®], o grau de conversão variou de 37,5% a 79,2%, com valores de microdureza de 32,4 a 50,3 ($r = 0,904$). Para a resina Solidex[®], o grau de conversão variou de 41,2% a 60,4%, com valores de microdureza de 33,3 a 44,1 ($r = 0,707$). Para a resina Zeta LC[®], os valores de conversão e microdureza foram, respectivamente, de 62,0% a 78,0% e de 22,6 a 33,6 ($r = 0,710$). Concluiu-se que o uso das diferentes unidades resultou em variações dos valores de conversão em função das características específicas de cada unidade. Para cada material, uma forte correlação entre conversão e microdureza foi observada. Além

disso, quando materiais diferentes foram comparados, observou-se que o conteúdo de partículas inorgânicas afetou diretamente os valores de microdureza, não interferindo no grau de conversão.

Vichi et al.⁴³ (2002) fizeram um estudo para a efetividade de 3 sistemas adesivos de um frasco e 2 de três passos (controle) na formação de *tags* resinosos, ramificações laterais de adesivo e uma zona de interdifusão resina dentina (ZIRD) quando usados para cimentar pinos de fibra em condições clínicas. Este estudo foi feito utilizando observações de MEV padronizadas e pontuando a formação e densidade dos *tags* resinosos. Quinze dentes com tratamento de canal, marcados para extração por razões endodônticas ou periodontais, foram selecionados para o estudo. Os pacientes foram informados e os termos de consentimentos foram assinados. As amostras foram aleatoriamente distribuídas em cinco grupos de dez amostras em cada. Grupo 1: All Bond 2 com C&B (Bisco); Grupo 2: Scotchbond Multipurpose Plus com Opal Luting Composite (3M); Grupo 3: Scotchbond 1 em combinação com o cimento resinoso Rely X ARC (3M); Grupo 4: One-Step com cimento resinoso C & B (Bisco); Grupo 5: All Bond Experimental com Post Cement HI-X (Bisco). Os sistemas adesivos e cimentos resinosos foram utilizados estritamente de acordo com as recomendações dos fabricantes. A solução primer-adesivo de cada sistema de um frasco foi fotopolimerizado antes de colocar o cimento resinoso e o pino. Quinze pinos Aestheti-Plus (pino de fibra de quartzo branco, RTD, França) foram utilizados. Uma semana após, as raízes foram extraídas e processadas para observações em MEV. Todos os sistemas adesivos mostraram uma ZIRD, *tags* resinosos e formação de ramificações laterais de adesivos. Avaliações microscópicas das interfaces restauradas dos Grupos 1 e 2 mostraram uma alta porcentagem de ZIRD do que os achados nas amostras dos Grupos 3, 4 e 5. A morfologia da ZIRD foi facilmente detectável e uniforme nos dois primeiros terços dos canais radiculares, enquanto no terço apical a ZIRD não esteve uniformemente presente. A formação e morfologia de *tags* resinosos foram significativamente mais detectáveis nas áreas cervical e média do que na zona apical. Não foram encontradas diferenças estatisticamente significantes entre os cinco grupos coronalmente,

enquanto que nos terços apical e médio, dois sistemas de um frasco (Grupos 3 e 4) mostraram significativamente menos *tags* resinosos do que os Grupos controle 1 e 2 e Grupo experimental 5. Não foram encontrados diferenças significantes entre os três sistemas de um frasco nas três áreas avaliadas. As padronização das observações de MEV e marcações da formação de *tags* resinosos permitiram avaliação estatística. Os autores concluíram que os sistemas adesivos de três passos podem criar um maior entrelaçamento micromecânico entre os materiais adesivos e as dentinas condicionadas do que sistemas de um passo.

Bitter et al.¹² (2004) realizaram um estudo para avaliar a interface resina-dentina de diferentes sistemas adesivos e seus correspondentes cimentos propostos para a cimentação de pinos de fibra na dentina do canal radicular. Para este estudo, 50 dentes caninos superiores extraídos e incisivos centrais foram utilizados. Após o tratamento do canal radicular os dentes foram aleatoriamente divididos em 5 grupos de 10 dentes em cada. Pinos de fibra foram inseridos com 5 diferentes sistemas adesivos e seus correspondentes cimentos resinosos. Grupo 1: Clearfil Core/New Bond (Kuraray), Grupo 2: Multilink (Ivoclar Vivadent), Grupo 3: Panavia 21/ED Primer (Kuraray), Grupo 4: PermaFlo DC (Ultradent), e grupo 5: Variolink II/Excite DSC (Ivoclar Vivadent). Os adesivos dos cimentos foram misturados um líquido de 0,1% Rhodamine B isothiocyanate (RITC) para a verificação da amostra em microscopia confocal. Cada raiz foi seccionada em fatias de 2mm de espessura a 1, 4 e 7 mm abaixo da junção cimento-esmalte. Estas medidas representaram respectivamente as partes coronal, média e apical da raiz. A interface resina-dentina foi avaliada usando um Microscópio de Laser Confocal; a espessura da camada híbrida e o número de *tags* resinosos foram mensurados. A análise estatística foi realizada utilizando um teste não paramétrico para comparação entre os grupos: para comparações gerais o teste de Kruskal-Wallis foi usado. Análises internas individuais dentro de cada dente foi feita usando um modelo linear. Como resultado, foi observado que a espessura (μm) da camada híbrida do grupo 1 ($5,45 \pm 1,21$), grupo 4 ($3,36 \pm 1,59$) e grupo 5 ($4,33 \pm 1,19$) foi significativamente maior do que nos outros grupos ($p \leq 0,05$). O número de *tags* resinosos observado no grupo 1 foi

significativamente maior do que no grupo 2 ao 4 ($p \leq 0,05$), mas não foi diferente do grupo 5. Cada grupo mostrou significativamente mais *tags* resinosos no terço coronal e na parte central da raiz do que na parte apical ($p < 0,001$). Como conclusão os autores relataram que o condicionamento da dentina radicular com ácido fosfórico e o uso de adesivos com um ou dois frascos (grupos 1, 4 e 5) gerou uma camada híbrida mais espessa e uniforme com consideravelmente mais *tags* resinosos do que quando observado após o uso de adesivos auto-condicionantes (grupos 2 e 3). Isto pode promover uma união mais durável dos pinos com a dentina radicular.

Goracci et al.³⁵ (2004) realizaram um estudo para comparar as variáveis de vibração e não vibração da técnica de microtração com o teste de “micro”push-out na habilidade de mensurar precisamente a resistência de união dentro dos canais radiculares. Em 15 dentes tratados endodonticamente (Grupo A), pinos de fibra foram cimentados com Excite DSC em combinação com Variolink II (Ivoclar-Vivadent). Em 15 raízes o cimento RelyX Unicem (3M ESPE) foi utilizado para cimentação de pinos de fibra (Grupo B). Dentro de cada grupo, a resistência de união de pinos de fibra cimentados foi testada com a técnica de vibração e sem vibração da microtração, bem como, com o teste de push-out. O grande número de falhas prematuras (16,9% no Grupo A; 27,5% no Grupo B) e os altos desvios-padrões encontrados torna questionável a confiabilidade da técnica de microtração com a vibração do corte da amostra. Com esta técnica sem vibração, apenas cinco palitos foram obtidos de um total de seis raízes. Os espécimes remanescentes falharam de forma prematura durante a fase de corte. Com o teste de push-out não ocorreram falhas prematuras, a variabilidade da distribuição dos dados foi aceitável, e diferenças regionais na resistência de união entre os níveis da raiz puderam ser testadas. Relativamente baixos valores de resistência de união foram, em geral, anotados para os pinos de fibra cimentados. Em conclusão, quando mensurando a resistência de união de pinos de fibra cimentados, o teste de push-out parece ser mais seguro do que a técnica de microtração.

Roberts et al.²⁸ (2004) avaliaram o efeito da transmissão de luz através de pinos na profundidade de polimerização de uma resina composta. Moldes de acetato foram preenchidos com resina composta no qual um pino translúcido foi inserido no centro e fotopolimerizado seguindo as recomendações do fabricante. Moldes idênticos com pino translúcido foram fotopolimerizados de similar maneira e serviu como um grupo controle. Moldes foram seccionados com um disco de diamante e água em distâncias pré-determinadas e a profundidade de polimerização foi determinada utilizando uma dureza Knoop seguindo o critério de relação da base para o topo da amostra. Os dados dentro de cada grupo foram analisados utilizando o teste ANOVA de dois critérios de medidas repetidas (profundidade x distância). Entre os grupos (pino x sem pino) foram avaliados por uma ANOVA de três fatores (2 intra-amostra e 1 entre amostras) com $p=0,05$. A presença dos pinos aumentou ($p<0,001$) os valores de dureza Knoop nas regiões apicais simuladas quando comparado com o grupo controle. Entretanto, não houve diferença na profundidade de polimerização entre os grupos (análise de 3 critérios $p=0,2$) e também quando avaliado usando uma proporção de 80% da base para o topo em dureza Knoop. Para ambas as amostras houve um declínio na dureza proporcional a profundidade no canal simulado. Na discussão desse trabalho os autores citam outros trabalhos e relatam que a atenuação da luz na maior profundidade da resina leva a uma potencial gradativo de polimerização dentro da profundidade do material. Que reduzidos graus de conversão podem diminuir as propriedades mecânicas das resinas compostas. Parecendo ter uma boa correlação entre o decréscimo grau de conversão e decréscimo grau de dureza, resistência a fratura, e resistência ao desgaste abrasivo. É especulado que áreas apicais de resinas polimerizadas incompletamente podem possivelmente faltar propriedades físicas suficientes (ex.: resistência compressiva, módulo de elasticidade) que podem ser requeridos para servir como uma adequada substituição da dentina. Os resultados sugerem que estes pinos podem ter uma limitada utilidade quando sujeitos à dureza Knoop.

Schwartz e Robbins¹⁰ (2004) fizeram uma revisão de literatura sobre a colocação de pinos e as restaurações de dentes tratados

endodonticamente, em que foi abordado alguns tópicos sobre as características dos dentes tratados endodonticamente, os fatores restauradores que afetam o prognóstico do tratamento endodôntico, as indicações para a colocação de pinos em dentes anteriores, molares e pré-molares, os importantes princípios para os pinos, como a retenção e resistência, o modo de falha, a preservação da estrutura do dente, o efeito férula, o retratamento, o prognóstico dos dentes tratados endodonticamente e restaurados com pinos, os tipos de pinos: ativo e passivo, paralelo e cônico, pinos pré-fabricados e núcleos de preenchimento, núcleos metálicos fundidos, pinos de cerâmica e zircônia, pinos de fibra, estudos comparando os sistemas de pinos *in vitro*, a preparação do espaço para o pino, os tipos de cimentos e materiais para o núcleo de preenchimento, algumas questões sobre os pinos não metálicos. Os autores revisaram alguns estudos clínicos presentes na literatura e observaram que o tipo de falha mais comum para os pinos de fibra é a perda de retenção ao longo dos anos. Como conclusão desta revisão, os autores indicaram alguns princípios a serem seguidos para se obter altos níveis de sucesso clínico: Evitar a contaminação por bactérias do canal radicular, realizar recobrimento de cúspide em dentes posteriores, preservar a estrutura radicular e coronal do dente, usar pinos com um comprimento adequado e em fina espessura, promover um adequado comprimento de preparo para obter a retenção do pino, maximizar a forma de resistência mantendo uma adequada férula, usar pinos que permitem a fácil remoção quando necessária.

Cadenaro et al.³⁸ (2005) realizaram um estudo para correlacionar a extensão e cinética de polimerização de adesivos com a permeabilidade pelo uso combinado de uma técnica direta (*Differential Scanning Calorimetry - DSC*) e uma técnica indireta (Microdureza) de avaliação. A permeabilidade dos adesivos foi investigada em dentes terceiros molares humanos extraídos conectados a um serviço de permeabilidade (Microcaps, Fisher Scientific, Atlanta, GA, EUA). Os adesivos testados no estudo foram: um adesivo convencional de três passos Optibond FL (Sybron-Kerr, Orange, CA, EUA), um adesivo convencional de dois passos One-Step (Bisco, Schaumburg, IL, EUA), um adesivo auto-condicionante de dois

passos Clearfil Protect Bond (Kuraray Medical, Tokyo, Japão), um adesivo auto-condicionante de um passo Xeno III (Dentsply DeTrey, Konstanz, Alemanha). As películas de adesivo foram preparadas e fotopolimerizadas com um aparelho fotopolimerizador XL-2500 (XL; 3M ESPE, St Paul, MN, EUA) em 600 mW/cm^2 , por 20, 40 ou 60 s. Para os adesivos não simplificados apenas o adesivo (hidrófobo) foi utilizado para a análise DSC e avaliação da microdureza. A análise DSC foi realizada com um *scanner* de calorimetria diferencial (Q10 TA Instruments, New Castle, DE, EUA), os testes de microdureza foram realizados com um aparelho microdurômetro Leica VMHT (Leica Microsystems, Milano, Itália), equipada com uma ponta *Vickers*. Os resultados mostraram que a extensão de polimerização obtida com a análise DSC foi diretamente correlacionada com a microdureza. O tempo total para cada adesivo alcançar a máxima extensão de polimerização diferiu estatisticamente ($P < 0,05$) entre os adesivos testados, na seguinte seqüência: Optibond FL < Clearfil Protect Bond < One Step < Xeno III. A extensão de polimerização aumentou para todos os adesivos testados ($P < 0,05$) quando o tempo de polimerização foi prolongado (para 40 e 60 s). Apenas o adesivo Optibond FL não revelou diferença na extensão de polimerização entre 40 e 60 s. Os valores de dureza *Vickers* mostraram aumento estatisticamente significativo entre 20 e 40 s para todos os adesivos ($P < 0,05$). Quando esse aumento foi de 40 para 60 s, apenas o Xeno III demonstrou um adicional aumento significativo na dureza ($P < 0,05$). O teste de correlação de Pearson mostrou forte e significativa ($P < 0,05$) correlação entre a extensão de polimerização e a dureza *Vickers* para todos os adesivos em cada tempo de cura. Nos resultados do teste de permeabilidade todos os adesivos exibiram uma redução na porcentagem de permeabilidade dentinária com o aumento do tempo de polimerização ($P < 0,05$). As diferenças entre os adesivos foram: Optibond FL < Clearfil Protect Bond < One-Step < Xeno III. Uma inversa correlação ($P < 0,05$) foi encontrada entre a permeabilidade dentinária e o grau de polimerização e os valores de microdureza. Este estudo suporta a hipótese de que a permeabilidade de adesivos simplificados é correlacionada com a incompleta polimerização dos monômeros resinosos e com a extensão de exposição de luz. Estes adesivos podem se tornar menos permeáveis com o uso de maiores tempos de

polimerização, diferente daqueles recomendados pelos respectivos fabricantes.

Cheung² (2005) fez uma revisão dos princípios para o uso de pinos e preenchimentos e sobre o mais recentes materiais com pinos de fibra e cerâmica. Usando uma busca no MEDLINE e resultando de referências cruzadas, o autor selecionou artigos de pesquisa originais e artigos prévios de revisão no tópico de dentes tratados endodonticamente, assim como pino e preenchimento. O autor revisou os princípios para o uso de pinos em termos de quando são necessários, os diferentes tipos de pinos, vários materiais e desenhos. Finalmente, ele discutiu os princípios para os núcleos de preenchimento, assim como as opções para a restauração final. Essa revisão ajuda os clínicos a tomar decisões baseadas em evidências científicas.

Emami et al.⁴⁹ (2005) criaram a hipótese de que por padronização das variáveis como fonte de luz, tipo de partícula e tratamento de superfície da partícula, seria possível usar a regra de Beer-Lambert para prever a absorção da luz em compósitos dentais fotopolimerizados por luz visível. Uma mistura de 50% em peso de Bis-GMA e 50% em peso de TEGDMA para o fotoiniciador (0,35% em peso de canforoquinona) e um co-iniciador (0,7% em peso de dimetilaminoetilmetacrilato) foi preparado. Três diferentes tipos de partículas (HBB, SBB e KU) foram adicionadas a mistura em oito diferentes porcentagens de volume. Partículas de carga foram silanizadas ou não. Espécimes foram feitos em espessuras de 1-5 mm. O número total de 1200 espécimes foram feitos para o estudo. A transmissão de luz foi obtida de fonte halógena e luz laser, as quais fizeram 2400 observações. Os valores de absorbância de diferentes materiais foram analisados em Matlab com respeito a diferenças na fração de partículas e espessuras das amostras. Os resultados obtidos revelaram que das duas fontes de luz, mais luz foi absorvida pelo compósito quando a luz laser foi utilizada. Entre os diferentes tipos de partículas, a partícula HBB absorveu mais luz e a KU menos. Existiram diferenças significantes ($p < 0,05$) na absorção de luz entre todos três tipos de partículas. Por comparação das

superfícies modeladas geradas por Matlab para diferentes materiais, foi possível determinar como diferentes variáveis como o tipo de partícula, tratamento de superfície da partícula e fonte de luz afeta a absorção de luz, significando que não apenas a composição do compósito precisa ser considerado nos estudos de absorção de luz de compósitos dentais.

Goracci et al.²¹ (2005) fizeram um estudo para avaliar a resistência de união interfacial e a ultraestrutura de cimentos resinosos a base de condicionamento total, auto-condicionantes e auto-adesivos utilizados para cimentar pinos de fibra de vidro endodônticos (FRC Postec, Ivoclar Vivadent). Foi realizado um teste de push-out com finas fatias e microscopia eletrônica de transmissão (TEM). Os cimentos testados foram: Variolink II (Ivoclar Vivadent), Panavia 21 (Kuraray) e RelyX Unicem (3M ESPE). Em cada grupo, 7 raízes foram utilizados para o teste de push-out e 2 foram preparadas para a observação em TEM. A resistência interfacial obtida pelo cimento Variolink II ($10,18 \pm 2,89$ MPa) foi significativamente maior do que a do Panavia ($5,04 \pm 2,81$ MPa) e RelyX Unicem ($5,01 \pm 2,63$ MPa), o quais foram comparáveis um com o outro. As microscopias de transmissão da interface entre Variolink II e a dentina intra-radicular revelou que a *smear layer* foi totalmente removida e uma camada híbrida de 8-10 μ m de espessura foi formada. Nos espécimes dos outros grupos, a *smear layer* não foi completamente removida e *smear plugs* ainda estavam presentes. *Gaps* estavam presentes entre o complexo hibridizado e a camada de adesivo nos espécimes do Panavia 21 e entre a *smear layer* e subjacente a dentina radicular nos espécimes do RelyX Unicem. Resistência de união interfacial e microscópicas observações estavam de acordo e indicaram que o potencial de união dos cimentos resinosos a base de condicionamento ácido total foi maior. Os monômeros resinosos ácidos responsáveis pelo condicionamento do substrato no Panavia 21 e RelyX Unicem pareceram incapazes de remover efetivamente a espessura de *smear layer* criada na dentina radicular durante a preparação do espaço para o pino.

Naumann et al.⁸ (2005) realizaram um estudo clínico prospectivo com o objetivo avaliar a sobrevivência de reconstruções pós-

endodônticas de dentes com variados graus de perda de tecido duro usando pinos de formato cônico ou paralelo. Oitenta e três pacientes receberam 105 pinos reforçados com fibra de vidro cônicos (Luscent Anchors™, Dentatus, Suécia) e paralelos serrilhados (FibreKor®, Jeneric Pentron, EUA). Um cimento híbrido de polimerização dual Compolute® (3M ESPE, Alemanha) foi usado como material de cimentação, EBS® -Multi (3M ESPE) como sistema adesivo e Clearfil® Core (Kuraray, Japão) para o núcleo de preenchimento. As restaurações foram acompanhadas por no mínimo 24 meses. A análise estatística foi feita em uma sub-amostra aleatória de uma restauração por paciente. O teste de Fisher foi usado para comparar a frequência de falhas após 12 e 24 meses. Uma análise de Kaplan-Meier foi usada para analisar o tempo de falha em ambos os grupos. Diferenças do tempo de sobrevivência entre os tipos de pinos foram analisados com o teste log-rank. De todos os pinos cimentados houve somente 1 fratura radicular em 24 meses de avaliação, 3,8% das restaurações falharam após 12 meses e 12,8% após 24 meses. O principal tipo de falha observado foi a fratura do pino. Todos dentes falhados, menos um, puderam ser restaurados. Não houve diferença na frequência de falha entre os dois tipos de pinos após 12 e 24 meses. O teste log-rank mostrou não haver diferenças na sobrevivência entre os dois tipos de pinos ($p=0,37$). Dessa forma, concluíram que pinos de fibra de vidro cônicos ou paralelos resultaram em uma igual taxa de sobrevivência após 2 anos de serviço clínico.

Tay et al.¹⁵ (2005) realizaram um estudo para avaliar as importantes variáveis que influenciam a adesão de materiais obturadores ao canal radicular utilizando um modelo de cone invertido. Os autores lembraram que a configuração do fator cavitário (Fator C) é a relação das superfícies unidas na cavidade com as superfícies livres de união. Em uma cavidade classe I, há 5 vezes mais superfícies aderidas do que livres. Durante a polimerização, o volume dos monômeros é reduzido, o que cria suficiente estresse de contração para descolar o material da dentina, diminuindo assim a retenção e aumentando a infiltração. Relataram que o Fator C dos canais radiculares exibem uma negativa correlação com a espessura do material obturador. Quando se reduz a espessura do adesivo, a

contração volumétrica também é reduzida, o que resulta em uma redução no stress de contração (Fator S). A interação dos dois fatores geometricamente relacionados (Fatores C e S) predizem que a união de materiais adesivos no canal radicular é altamente desfavorável quando comparado com restaurações indiretas intracoronárias com uma mesma espessura de material resinoso.

Yoldas e Alaçam²⁵ (2005) fizeram um estudo para avaliar a profundidade de polimerização de uma resina composta, polimerizada dentro de canais radiculares simulados, por meio de pinos plásticos transmissores de luz, pinos de resina reforçados por fibras de vidro, e método convencional de polimerização por luz. Trinta cilindros plásticos pretos medindo 15 mm de comprimento e 4 mm de diâmetro interno foram divididos em 3 grupos. A resina composta foi inserida dentro dos canais simulados. Os pinos plásticos transmissores de luz e os pinos de resina reforçados por fibras de vidro foram inseridos dentro dos canais simulados e fotopolimerizados por 90 segundos. O grupo controle foi polimerizado diretamente. Para assegurar as mudanças contínuas das propriedades dos materiais, o teste de microdureza de superfície foi feito em 2 mm, 4 mm, 6 mm, 8 mm, 10 mm, 12 mm, e 14 mm da superfície exposta por luz. Os resultados mostraram um significativo aumento na microdureza da resina composta (profundidade de polimerização) para ambos os pinos quando comparados com o grupo controle. A microdureza da resina composta também foi maior para o pino plástico transmissor de luz após 8 mm de profundidade quando comparado com o pino de resina reforçado por fibras.

Bitter et al.¹⁹ (2006) realizaram um estudo para avaliar os efeitos do agente de cimentação e da termociclagem na resistência de união a dentina do canal radicular. Caninos superiores extraídos (n=144) foram tratados endodonticamente e divididos em 6 grupos de 24 dentes em cada. Pinos de fibra (FRC Postec, Ivoclar Vivadent) foram cimentados utilizando 6 agentes cimentantes: Panavia F (Kuraray), Multilink (Ivoclar Vivadent), Variolink II (Ivoclar Vivadent), PermaFlo DC (Ultradent), RelyX Unicem (3M ESPE) e Clearfil Core (Kuraray). Cada raiz foi cortada em 6 discos de 1 mm

de espessura, representando as partes coronal, média e apical do canal radicular. Testes de *push-out* foram feitos 24 horas após a cimentação dos pinos (n=12) assim como após a termociclagem (500x; 5-55 °C, 30 s) (n=12). Uma análise estatística foi conduzida utilizando uma análise de variância (ANOVA) seguida por comparações *pos-hoc* (Tukey-B). A influência da termociclagem na resistência de união foi investigada para cada material e região separadamente usando um *t*-teste. As resistências de união foram significativamente afetadas pelo agente de cimentação ($p<0,001$), a posição da raiz ($p=0,003$) e termociclagem ($p<0,001$; ANOVA de três fatores). RelyX Unicem teve uma resistência de união significativamente maior do que os outros materiais ($p<0,05$; Tukey-B). A região apical do canal radicular teve significativamente maiores valores de resistência de união quando comparada com as regiões média e coronal ($p<0,05$; Tukey-B). Após a termociclagem, um significativo aumento da resistência de união foi detectado para o RelyX nos terços médio e apical da raiz ($p<0,01$; *t*-teste, Bonferroni fator 18). Como conclusão os autores relataram que as resistências de união foram afetadas significativamente pelo agente cimentante e a posição da raiz. O cimento auto-adesivo RelyX Unicem teve os maiores valores de resistência de união quando comparados com os outros materiais. A região apical dos canais foi caracterizada pelos maiores valores de resistência de união.

Ferracane⁵⁵ (2006) realizou um artigo para descrever os fatores associados com os efeitos higroscópicos e hidrolíticos nas redes de polímeros dentais, e para revisar a literatura gerada em torno dos últimos trinta anos ou mais nessa área. As informações foram obtidas de aproximadamente 90 artigos publicados ou resumos encontrados na literatura dental e polimérica. Estudos foram predominantemente identificados através de busca no banco de dados PubMed. Foram incluídos os estudos com evidência direta da absorção solvente por uma rede de polímero e seu subsequente efeito físico ou químico, ou da perda de massa molecular dentro do solvente. Um esforço foi feito para selecionar artigos que estenderam o prazo de aproximadamente 1970 até a data atual (2006) para assegurar que a melhor literatura clássica, bem como, a informação mais recente fosse incluída. A rede de polímeros dentais se mostraram ser susceptíveis aos

efeitos higroscópicos e hidrolíticos, variando a extensão em consequência de suas química e estrutura. A importância destes efeitos no desempenho clínico de polímeros restauradores é amplamente desconhecido, embora diversos pesquisadores tenham alusão ao potencial de vida útil reduzido. Enquanto as propriedades físicas e mecânicas destes materiais podem ser significativamente alteradas pelos efeitos da absorção de solvente e eluição de componentes, o que pode constituir a maior preocupação é a liberação em curto prazo de componentes não reagidos e eluição em longo prazo da degradação de produtos dentro da cavidade oral, ambos os quais devem ser fortemente considerados durante o desenvolvimento de materiais restauradores.

Sadek et al.²² (2006) realizaram um estudo para avaliar a influência do tempo do teste na resistência interfacial dos pinos de fibra com a dentina radicular. Vinte e cinco pinos de fibra foram cimentados nos canais radiculares com cimentos resinosos e um cimento de fosfato de zinco. Imediatamente após o tempo de presa dos materiais, as raízes foram cortadas em fatias e divididas aleatoriamente em 2 subgrupos, dependendo do tempo do teste (imediato x 24 horas após), para o teste de push-out. Os resultados mostraram um aumento na resistência interfacial após 24 horas de armazenamento. Foram utilizados cimentos resinosos que utilizam o condicionamento prévio com ácido fosfórico: Optibond Solo Plus/Nexus e AllBond 2/Duolink, um cimento com adesivo auto-condicionante: Multilink e um cimento auto-adesivo: RelyX Unicem. Quando os dados foram agrupados para cada cimento, a resistência interfacial (MPa) foram: Optibond Solo Plus/Nexus: $10,3 \pm 3,8^a$; Cimento fosfato de zinco: $10,1 \pm 2,7^a$; Multilink: $9,6 \pm 3,8^{ab}$; RelyX Unicem: $7,1 \pm 4,9^{b,c}$; AllBond 2/Duolink: $6,7 \pm 3,5^c$ (grupos com a mesma letra sobrescrita não foram significativamente diferentes). Foi concluído que os valores de resistência de união pode aumentar durante as primeiras 24 horas e que a resistência interfacial é predominantemente contribuída pela retenção friccional.

Ceballos et al.⁴⁰ (2007) fizeram um estudo para avaliar as características mecânicas de cimentos resinosos utilizados para cimentar

pinos de fibra. A influência do modo de cura foi analisado. Técnicas de Nanoindentação foram aplicadas para determinar dureza e módulo de elasticidade de espécimes no formato de discos de três tipos de cimentos de polimerização química, foto e dual, fornecido pela Ivoclar Vivadent. Os resultados obtidos foram comparados com as mensurações feitas dentro do sistema pino-cimento-dentina. Propriedades mecânicas foram avaliadas juntas com microscopias eletrônicas de varredura mostrando as interfaces pino-cimento e dentina-cimento. Diferenças foram detectadas entre as mensurações mecânicas feitas dentro do sistema pino-cimento-dentina e aquelas feitas fora nos espécimes em formato de discos. A presença de limites fechados do pino e dentina teve muita influência nas características do cimento. As mensurações de nanoindentações indicaram que os cimentos fotopolimerizáveis exibem uma alta dureza e rigidez, mas com uma maior tendência a fraturar. O cimento químico é o material com maior habilidade de sofrer deformação sem fraturar, ,entretanto sua dureza e módulo de elasticidade são significativamente menores. Cimentos de polimerização dual apresentam a melhor combinação das propriedades.

de Durão Mauricio et al.²⁹ (2007) realizaram um estudo para comparar a resistência de união regional em diferentes terços do canal radicular, entre pinos endodônticos de fibra de vidro (FRC) cimentados com diferentes cimentos, usando o teste de push-out. Sessenta dentes anteriores humanos extraídos foram tratados endodonticamente com guta-percha e cimento AH Plus®. A porção coronal foi removida, e um espaço para o pino foi preparado. Os dentes preparados foram aleatoriamente distribuídos em 6 grupos (n=10) para a cimentação de pinos de fibra de vidro FRC Postec, com um dos 6 sistemas de cimentos (Ketac™Cem Aplicap™, RelyX™Unicem Aplicap, Variolink® II/Excite DSC, Panavia™ F/ED Primer, cimento C&B™/All-Bond® 2, e Multilink®/Multilink® Primer A/B), usando uma técnica de alinhamento. Os espécimes foram embebidos em resina, e cada raiz foi seccionada em 6 fatias seriadas de 1mm de espessura. Um teste de push-out foi feito para medir a resistência de união regional e para identificar o tipo de falha. Os maiores valores de resistência de união foram encontrados no terço cervical e os menores no terço apical. Os maiores valores foram obtidos

usando os cimentos Variolink II, Panavia F e Multilink, seguidos pelos cimentos C&B e RelyX Unicem. O cimento de ionômero de vidro Ketac Cem mostrou os menores valores. Como conclusão relataram que os maiores valores de resistência de união foram obtidos no terço cervical e com cimentos resinosos.

Faria e Silva et al.⁵⁰ (2007) fizeram um estudo para avaliar o grau de conversão de um cimento resinoso de polimerização dual quando utilizado para cimentar pinos de fibra de vidro com diferentes translucidez. Para mensurar o grau de conversão, moldes de polivinilsiloxano foram preparados para simular os canais radiculares. Os pinos, Aestheti-Post ou Light-Post, foram cimentados nestes moldes e, após fotopolimerizados, foram removidos para obtenção do espectro do cimento resinoso pelo espectroscópio FT-Raman. Os espectros foram aferidos em três profundidades: superficial, média e profunda. Para Light-Post, o cimento resinoso na profundidade profunda mostrou o menor grau de conversão e sem diferença significativa no grau de conversão foi encontrado entre outras profundidades. Para o Aestheti-Post, a profundidade superficial apresentou um maior valor de grau de conversão do que aqueles na profundidades média e profunda, os quais não foram diferentes estatisticamente dos outros. Light-Post exibiu um maior grau de conversão em comparação ao Aestheti-Post apenas no terço médio. A efetividade do Light-Post com relação ao grau de conversão é dependente da profundidade.

Ferrari et al.¹¹ (2007) realizaram uma avaliação retrospectiva de estudos clínicos sobre o desempenho de 3 tipos de pinos de fibra após um período de atividade de 7-11 anos. Foram avaliados 985 pinos: 615 Composiposts, 160 AEsthetic Posts e 210 AEsthetic Plus Posts. Quatro combinações entre adesivos dentinários e materiais para cimentação foram utilizados. Resultados endodônticos e restauradores foram avaliados. Uma taxa de falha de 7-11% foi anotado para os três tipos de pinos. Um total de 79 falhas foram anotadas: 39 devido a razões endodônticas, 01 fratura de raiz, 01 fratura do pino, 17 deslocamentos da coroa e 21 descolagens de pinos. As falhas mecânicas sempre foram relacionadas com a falta de estrutura coronal

do dente. Os resultados indicaram que os pinos de fibra em combinação com materiais de união/cimentação pode ser usado rotineiramente para restaurar dentes tratados endodonticamente. Falhas mecânicas dos dentes restaurados com pinos de fibra podem estar relacionados com a quantidade de estrutura coronal remanescente do dente.

Plotino et al.⁴ (2007) fizeram um estudo para avaliar o módulo de flexibilidade e a resistência flexural de diferentes tipos de pinos endodônticos em comparação com a dentina radicular humana. O parâmetro do módulo de flexibilidade define a flexibilidade da amostra e altos valores indicam maior rigidez, enquanto valores menores indicam maior flexibilidade. A resistência flexural determina a resistência da amostra à fratura. Valores maiores indicam que a amostra é mais resistente à fratura e valores menores indicam uma menor resistência. Três diferentes tipos de pinos reforçados por resina (n=10), três tipos de pinos metálicos (n=10) e vinte barras de dentina (n=20) foram avaliados em um teste de flexão de 3 pontos para determinar o módulo de flexibilidade (GPa) e a resistência flexural (MPa). Os autores selecionaram aleatoriamente 3 pinos de fibra de cada grupo para ilustrar as diferenças no modo de fratura em microscopia eletrônica de varredura (MEV). Os dados foram submetidos a uma análise de variância (ANOVA) de um critério para determinar as diferenças significantes entre cada grupo e um teste *t* de Bonferroni de comparação múltipla foi aplicado para investigar quais valores de média diferiram um do outro com um nível de significância de $p < 0,05$. O módulo de flexibilidade para as barras de dentina foi $17,5 \pm 3,8$ GPa. Os valores para os pinos variaram de $24,4 \pm 3,8$ GPa para os pinos de fibra para $108,6 \pm 10,7$ GPa para os pinos de metal. A resistência flexural para dentina foi $212,9 \pm 41,9$ MPa, enquanto os pinos variaram de $879,1 \pm 66,2$ MPa para os pinos de fibra para $1545,3 \pm 135,9$ MPa para os pinos metálicos. O teste ANOVA revelou diferenças significantes entre os grupos ($p < 0,05$) para os valores médios de módulo de flexibilidade e resistência flexural. E como significância clínica, os autores relataram que os pinos de fibra possuem um módulo de elasticidade que mais se aproxima com a dentina, enquanto que os pinos metálicos apresentam valores muito maiores. A resistência flexural

das fibras e do metal foram respectivamente quatro e sete vezes maiores que os da dentina radicular.

Cagidiaco et al.¹ (2008) fizeram uma revisão de literatura para obter respostas com relação as características clínicas de dentes tratados endodonticamente com pinos de fibra de vidro. Todos os estudos clínicos publicados desde 1990 em revistas indexadas no MEDLINE foram buscados através do PubMed com os termos “fiber posts and clinical studies”. Foram encontrados cinco estudos clínicos randomizados sobre pinos de fibra de vidro. Estudos retrospectivos e prospectivos sem grupos controle também foram analisados. Dos cinco estudos clínicos randomizados, dois indicaram que os pinos reforçados por fibras superam os pinos de metais em restaurações de dentes tratados endodonticamente. Entretanto, esta evidência não pode ser considerada conclusiva, pois estudos clínicos com maior tempo de avaliação são necessários, principalmente levando em consideração a influência da estrutura coronal remanescente nas características clínicas dos diferentes sistemas restauradores. Recentes estudos clínicos prospectivos indicam que a utilização de pinos reforçados por fibras podem proteger os dentes contra falhas na restauração, principalmente em condições de extensa destruição coronal, com pouca ou ausência do efeito férula. O tipo mais comum de falha em pinos reforçados por fibra é a descolagem, enquanto a fratura de raiz é um acontecimento raro.

dos Santos Alvez Morgan et al.⁴⁸ (2008) realizaram um estudo para avaliar de forma quantitativa a energia luminosa transmitida através de diferentes pinos de fibra translúcidos. Após embutir os pinos em resinas pretas, os blocos foram submetidos a cortes sequenciais em uma máquina de precisão, e profundidades de 16, 12, 8, e 4 mm, que foram testadas para a transmissão de luz com um fotômetro digital. A análise quantitativa mostrou diferenças significantes entre os pinos e as profundidades. Além disso, os valores obtidos revelaram que a quantidade de energia luminosa transmitida depende do tipo de pino e que para todos eles houve uma redução significativa para a quantidade de luz transmitida com o

aumento da profundidade. Até sem o pino, a intensidade luminosa dentro do canal pareceu diminuir para níveis que são insuficientes para polimerização, especialmente no terço apical.

Radovic et al.¹⁶ (2008) fizeram uma revisão de literatura com o propósito de resumir pesquisas conduzidas com cimentos auto-adesivos e prover informações sobre as suas propriedades, baseadas nos resultados de artigos científicos originais completos de revistas indexadas listadas no PubMed. A pesquisa foi conduzida utilizando o termo “self-adhesive cement” ou o nome comercial dos produtos disponíveis comercialmente. Até o momento da pesquisa, apenas estudos *in vitro* tinham investigado os dois cimentos auto-adesivos disponíveis comercialmente. Os resultados foram resumidos dentro das seguintes categorias: adesão ao substrato dentário (esmalte, dentina, dentina radicular), adesão aos materiais restauradores (pinos endodônticos, cerâmicas, *abutments* de titânio), adaptação marginal, microinfiltração, propriedades mecânicas, biocompatibilidade, adesão química e liberação de flúor, e avaliações clínicas de uso. Os autores concluíram que baseado nos estudos *in vitro* presentes na literatura, a adesão da maioria dos cimentos auto-adesivos investigados com a dentina e com vários materiais restauradores é satisfatória e comparável com outros cimentos resinosos de múltiplos passos. Um conceito interessante e clinicamente relevante é a possibilidade da resistência de união com a dentina aumentar com uma maior pressão na cimentação. A polimerização por luz promove uma maior resistência de união com a dentina e com vários tipos de materiais cerâmicos, do que quando comparado com uma auto-polimerização. Algumas pesquisas reportaram que o envelhecimento artificial resultou no aumento da resistência de união ao teste de push-out com a dentina radicular e aumentou a resistência de união com vários materiais restauradores de prótese fixa. A adesão ao esmalte parece ser fraca. Embora possa se beneficiar de com um prévio condicionamento com ácido fosfórico, este procedimento é prejudicial para a adesão com a dentina. Portanto, este potencial emprego irá requerer uma extrema precisão na aplicação do ácido somente em esmalte, o que é difícil de se alcançar em condições clínicas normais. A adesão química e a liberação de flúor pode desempenhar um

papel importante na durabilidade e propriedade cariostática desse material, o qual deve ser determinado *in vivo*. Os autores finalizam dizendo que os cimentos auto-adesivos parecem oferecer uma abordagem nova e promissora para procedimentos restauradores indiretos, porém, é importante realizar uma avaliação clínica destes materiais ao longo dos anos antes de recomendar o seu uso.

Soares et al.³⁶ (2008) realizaram um estudo para testar a hipótese de que a distribuição de estresse e a resistência de união de pinos de fibra de vidro com a dentina intra-radicular é influenciada pela metodologia do teste mecânico. Trinta dentes uniradiculares tratados endodonticamente foram preparados para a cimentação de pinos de fibra de vidro cônicos (Reforpost, Angelus) com um sistema adesivo convencional e cimento resinoso (Adper Scotchbond Multi-purpose, Rely X ARC, 3M ESPE). Os dentes foram aleatoriamente divididos (n=10 por grupo) nos grupos: micro-push-out (Mpo), teste de microtração com ampulheta (Mh) e com palito em formato retangular (Ms) antes de serem cortados cada raiz em cinco espécimes de 1 mm de espessura. Durante a preparação dos espécimes para o teste de microtração, 46/50 palitos e 4/50 ampulhetas falharam prematuramente; por este motivo, o grupo Ms não pode ser incluído no teste mecânico. Os espécimes remanescentes foram testados a 0,5 mm/min até a fratura. A distribuição de estresse dentro de cada tipo de espécime para os três métodos de testes mecânicos foi analisada por análise de elemento finito (FEA). Análises qualitativas foram realizadas através de Von Mises, XY e Sy critérios. Mpo e Mh tiveram a média de microtração de $11,89 \pm 6,55$ e $14,98 \pm 12,72$ MPa, respectivamente, os quais não foram diferentes significativamente ($p=0,1311$). O teste de push-out demonstrou uma distribuição de estresse mais homogênea pelo FEA e menos variabilidade nos testes mecânicos. Assim, o método de teste recomendado para a determinação da resistência de união de pinos de fibra de vidro com a dentina intra-radicular é por Mpo.

Teixeira et al.⁴⁵ (2008) realizaram um estudo *in vitro* com o objetivo de avaliar a dureza Vickers (DV) de uma resina composta Light Core

(Bisco) após o reforço da raiz, de acordo com o tempo de exposição de luz, região do reforço intra-canal e distância lateral da transmissão de luz pelo pino de fibra. Quarenta e cinco raízes de 17 mm de comprimento foram utilizadas. Vinte e quatro horas após a obturação, os canais radiculares foram esvaziados até a profundidade de 12 mm e a dentina radicular foi artificialmente cortada para produzir um espaço de 1 mm entre o pino de fibra e os canais radiculares. As raízes foram preenchidas com a resina composta, que foi fotoativada através do pino por 40 s (G1 – controle), 80 s (G2) ou 120 s (G3). Vinte e quatro horas após a cimentação dos pinos, os espécimes foram cortados transversalmente em três fatias nas profundidades de 2, 6 e 10 mm, correspondendo as regiões coronal, média e apical da raiz reforçada. DV do compósito foi mensurada com um média de três indentações (100g/15s) em cada região nas distâncias laterais de 50, 200 e 350 μ m da interface cimento/pino. A análise de variância de três critérios ($\alpha = 0,05$) indicou os fatores tempo, região e distância influenciaram a dureza e que a interação tempo x região foi estatisticamente significativa ($p=0,0193$). O teste de *Tukey* mostrou que a média de DH para G1 ($76,37 \pm 8,58$) e G2 ($74,89 \pm 6,28$) diferiu significativamente do G3 ($79,55 \pm 5,18$). Os autores concluíram que a dureza do compósito resinoso foi significativamente menor nas regiões profundas da raiz reforçada e nas áreas laterais distantes do pino. Em geral, um tempo de exposição de luz de 120 s proveu maior dureza do compósito do que em tempos menores (40 e 80 s).

Zicari et al.²³ (2008) realizaram um estudo para avaliar a resistência de união ao teste de push-out e a habilidade de selamento de 5 cimentos resinosos utilizados rotineiramente para a cimentação de pinos de fibra. Foram utilizados 50 dentes uniradiculares extraídos, que foram divididos aleatoriamente em 5 grupos e restaurados utilizando um pino de fibra Parapost FiberLux e os seguintes cimentos resinosos: Panavia 21 (PAN), Clearfil Esthetic Cement (CLF), Variolink II (VAR), RelyX Unicem (UNI) e um cimento auto-adesivo experimental GC (EGC). Após 1 semana de armazenamento em água à 37°C, 3 fatias (coronal, média e apical) de 2 mm de espessura foram preparadas para cada espécime. A capacidade de selamento foi quantificada com um sistema de filtração de fluídos (Flodec)

durante 10 minutos, após o qual a resistência de união ao teste de push-out foi imediatamente mensurada. Os dados foram analisados com ANOVA (push-out) e Kruskal-Wallis (habilidade de selamento). A resistência de união e a habilidade de selamento não foram significativamente diferentes entre os terços coronal, médio e apical para cada agente de cimentação. Os maiores valores de resistência de união ao push-out foi mensurado para CLF ($14,60 \pm 3,63$ MPa), o qual não foi significativamente diferente do PAN ($12,57 \pm 2,45$ MPa), mas foi significativamente mais alto do que o VAR ($11,09 \pm 4,09$ MPa), UNI ($11,29 \pm 4,31$ MPa) e EGC ($7,65 \pm 4,79$ MPa). Quando avaliado a habilidade de selamento, diferenças significantes não foram encontradas entre PAN, CLF e VAR, e entre UNI e EGC. Os valores do último cimento foi significativamente menor do que os outros. A resistência de união ao teste de push-out foi correlacionada com a habilidade de selamento ($p < 0,001$). Os cimentos auto-condicionantes à base de MDP apresentaram os maiores valores de resistência de união ao teste de push-out. Embora a efetividade de união dos cimentos auto-adesivos pareça ser promissora, suas interações com a dentina radicular pode ser muito fraca para minimizar a microinfiltração na interface pino-cimento-dentina.

Bitter et al.²⁰ (2009) realizaram um estudo para correlacionar as característica morfológicas com a resistência de união de vários cimentos resinosos utilizados para cimentar pinos de fibra na dentina do canal radicular. Cinquenta pinos de fibra de vidro (FRC Postec Plus, Ivoclar Vivadent) foram cimentados nos canais radiculares de dentes anteriores extraídos humanos usando 5 cimentos resinosos (n=10): Panavia F 2.0 (Kuraray), PermaFlo DC (Ultradent), Variolink II (Ivoclar Vivadent), RelyX Unicem (3M ESPE) e Clearfil Core (Kuraray). Antes da inserção dos pinos, os sistemas adesivos foram marcados com fluorescentes e o cimento resinoso foi marcado com rhodamine isothiocyanate. As raízes foram cortadas em três fatias (de 2 mm de espessura), e cada fatia analisada utilizando um microscópio de laser confocal no modo duplo de fluorescência para determinar a espessura da camada híbrida, o número de *tags* resinosos, e o número de *tags* fraturados. As resistências de união foram mensuradas usando um teste de *micro* push-out. As resistências de união com a dentina

do canal radicular, assim como as características morfológicas, foram significativamente afetadas pelos materiais. Porém, estes fatores não se correlacionaram. O cimento resinoso auto-adesivo, o qual mostrou a formação de camada híbrida e *tags* resinosos apenas esporadicamente, teve os maiores valores de resistência de união. Estes resultados indicam que as interações químicas entre o cimento adesivo e a hidroxiapatita pode ser mais crucial para a união com a dentina radicular do que a habilidade do mesmo material em hibridizar com a dentina.

Giachetti et al.³⁰ (2009) realizaram um estudo para comparar por meio do teste de push-out, a resistência interfacial de dois cimentos resinosos duais e um cimento fotopolimerizável quando usado na cimentação de um pino de fibra translúcido. Trinta e nove dentes unirradiculares extraídos humanos bicúspide, tratados endodonticamente foram selecionados. Pinos de fibra de translúcidos (RelyX Fiber Post) foram cimentados nos canais radiculares usando 3 tipos de cimentos resinosos (n=13). Técnica de polimerização Dupla (DC): os espécimes foram tratados com o adesivo Excite DSC e o cimento resinoso RelyX ARC, os quais foram polimerizados simultaneamente através do pino por 60 segundos. Técnica do cimento auto-adesivo e polimerização dupla (SADC): os espécimes foram tratados com RelyX Unicem, o qual foi fotopolimerizado através do pino por 60 segundos. Técnica fotopolimerizada (LC): os espécimes foram tratados com Excite DSC e Tetric Flow, os quais foram fotopolimerizados simultaneamente através do pino por 60 segundos. Os espécimes foram cortados transversalmente em 6 fatias para se realizar o teste de push-out. Os resultados foram analisados por uma ANOVA de dois fatores seguidos por um teste de Tukey-Kramer para comparações post-hoc, com $\alpha=0,05$. Em cada região, os resultados não mostraram nenhuma diferença estatisticamente significativa entre as técnicas DC e LC. Com a técnica LC, os valores de resistência de união foram menores na região apical do que quando comparados com aqueles registrados nas regiões coronal e média. Nas regiões coronal e média, os valores de resistência de união para a técnica SADC foram menores do que aqueles resultantes das outras duas técnicas. Na região apical, não houve

diferença significativa na resistência de união entre as técnicas de cimentação testadas. Os autores concluíram que a resistência interfacial entre cimento fotopolimerizado e o canal radicular é equivalente a resistência do cimento duplo com as paredes do canal radicular. Entretanto, as amostras preparadas utilizando a técnica fotopolimerizada mostraram diferenças regionais na resistência de união resina/dentina dentro do espaço para o pino.

Kim et al.⁵¹ (2009) realizaram um estudo *ex-vivo* para avaliar o grau de conversão de um cimento resinoso de polimerização dual fotopolimerizado através de três pinos dentro de dentes humanos extraídos. Quinze pré-molares inferiores foram tratados endodonticamente e divididos em três grupos. Variolink II foi fotopolimerizado através dos pinos (LP, D.T. Light Post; PP, FRC Postec Plus; SP, Snowpost) dentro do canal radicular. O grau de conversão foi obtido em intervalos de 1 mm nos 9 mm de profundidade longitudinais dos canais radiculares cortados usando um microscópio óptico conectado em um espectrofotômetro FTIR (n=10). A transmissão de luz de cada pino testado foi também examinada usando um espectroscópio UV-Vis. Os resultados foram analisados utilizando ANOVA e teste de *Tukey* ($\alpha = 0,05$). Os resultados foram: Os pinos LP e PP revelaram uma transmissão de luz de 10,2% e 7,7%, respectivamente, enquanto o pino SP exibiu um valor significativamente menor de 0,5%. A média dos valores de grau de conversão variou de 32,78% para 69,73% dependendo da profundidade e do tipo de pino. Para todos os grupos, existiram significantes decréscimos nos valores de grau de conversão para a região média quando comparados com a região cervical ($P < 0,05$). Exceto na profundidade de 1 mm, o grupo SP consistentemente exibiu significativamente menores valores de grau de conversão do que outros grupos ($P < 0,05$). A análise de regressão linear revelou uma forte correlação entre a transmissão de luz do pino e o valor de grau de conversão para cada grupo ($R^2 = 0,9888$). O decréscimo do grau de conversão para o Variolink II com relação à profundidade foi dependente da capacidade de transmissão de luz do pino testado.

Pedreira et al.²⁴ (2009) realizaram um estudo para avaliar a microdureza de 4 cimentos resinosos de polimerização dual utilizados para a

cimentação de pinos de fibra sob as seguintes condições: após 7 dias de armazenamento em água, após mais 24 horas de imersão em 75% de etanol, e após 3 meses de armazenamento em água. Mensurações de dureza foram feitas nos terços cervical, médio e apical ao longo da linha de cimento. Canais radiculares de 40 incisivos bovinos foram preparados para a cimentação dos pinos. Pinos reforçados por fibra de vidro Fibrekor® (Jeneric/Pentron) de 1mm em diâmetro foram cimentados utilizando Panavia F 2.0 (Kuraray), Variolink (Ivoclar Vivadent), RelyX Unicem (3M ESPE) ou Duolink (Bisco) (n=10). Após 7 dias de armazenamento em água à 37°C, metade das amostras (n=5) foi cortada longitudinalmente e a microdureza inicial foi mensurada ao longo da linha de cimento da cervical até o ápice. Estas mesmas amostras foram então imersas em 75% de etanol por 24h e novamente testadas. As metades remanescentes (n=5) foram mantidas em água destilada a 37°C por 3 meses, seguidos pelo corte e mensuração. Os dados foram analisados por uma série de ANOVA dois fatores e teste de Tukey a $\alpha=5\%$. Diferenças estatisticamente significantes foram identificadas entre os cimentos, terços e condições. Interações significantes foram também observadas entre os cimentos e terços e entre cimentos e condições. Panavia F exibiu significativamente os maiores valores iniciais de microdureza do que os outros três cimentos, os quais não mostraram diferenças estatísticas eles mesmos. Variolink e Duolink mostraram maiores valores de dureza no terço cervical, sem diferenças significantes entre os terços para os outros cimentos. A imersão em etanol reduziu significativamente os valores de dureza para todos os cimentos, independente dos terços. Armazenamento em água por 3 meses não influenciou na dureza da maioria dos cimentos, com exceção do Unicem que mostrou um aumento significativo nos valores de dureza após este período. Os resultados mostraram heterogeneidade na microdureza.

Radovic et al.⁴⁶ (2009) fizeram um estudo para investigar o efeito da habilidade de transmissão de luz do pino de fibra na continuidade das interfaces cimento resinoso-dentina radicular (C-RD) e cimento resinoso-pino de fibra (C-FP), no módulo de elasticidade e na dureza de cimentos resinosos de polimerização dual. Mensurações espectrofotométrica foram

aplicadas para a determinação da transmissão de luz em nível coronal, médio e apical, bem como na ponta apical através dos pinos Tech 21 X-OP (TECH) e DT Light Post (DT). Pinos foram cimentados utilizando um cimento dual (Calibra). Raízes foram cortadas longitudinalmente através do pino. Réplicas de resina epóxica foram feitas e utilizadas para avaliar as interfaces C-RD e C-FP em MEV. O módulo de elasticidade (E) e a dureza *Vickers* (VH) das camadas de cimento foram avaliadas. Nenhuma transmissão de luz foi detectada através do TECH. Transmissão de luz através do DT diminuiu de coronal para apical e rosa na ponta apical. TECH apresentou uma significativa baixa porcentagem de interface contínua C-RD e C-FP em comparação ao DT. O terço coronal da interface C-RD nos espécimes TECH tiveram uma porcentagem significativamente alta de continuidade com relação ao terço apical. Não foram achada diferenças regionais na continuidade da interface C-RD nos espécimes DT. E e VH foram significativamente menores quando TECH foi utilizado, e diminuiu de coronal para apical para ambos os pinos. A significância deste trabalho indica que a cimentação dos pinos de fibra sem habilidade de transmitir luz utilizando cimento resinoso de polimerização dual resultou nos menor valores de E e VH na camada de cimento, e menor porcentagem de continuidade das interfaces C-RD e C-FP em comparação com uma cimentação de pino que transmite luz.

Rathke et al.⁵⁹ (2009) fizeram um estudo para investigar os efeitos dos pinos de fibra, silanização, e agentes de união na resistência interfacial de raízes dentinárias com preenchimentos de resina. Canais radiculares de 120 dentes humanos sem coroa foram instrumentados. Três diferentes pinos (opaco e translúcido), com e sem tratamento com silano, foram unidos utilizando agentes de cimentação convencionais, auto-condicionantes e auto-adesivos. As raízes restauradas foram restauradas com compósitos de polimerização dual. Após armazenamento em água por 24h a 37°C, fatias de 2 mm de espessura foram cortadas de cada amostra: uma da restauração de resina e uma da raiz restaurada. A resistência de união interfacial ao teste de push-out dos pinos foram determinados em uma máquina de teste universal. Modos de falha foram analisados utilizando

microscópio eletrônico de varredura. O tipo de pino e o agente de união teve significantes efeitos em ambas resistências pino para a dentina e pino para a resina. A silanização não influenciou significativamente a resistência entre o pino e a dentina, mas aumentou a resistência entre o pino e a resina. Com os cimentos convencionais, a desunião ocorreu predominantemente entre o pino e o cimento, enquanto os agentes auto-condicionante e auto-adesivo mostraram mais falhas na dentina radicular. Nenhuma falha ocorreu entre a resina e o cimento. A combinação de pino translúcido e cimentos resinosos convencionais pode influenciar positivamente na retenção de pinos de fibra nos canais radiculares. Silanização parece ser menos relevante para união dentro do canal radicular, mas pode ter um efeito benéfico na resistência entre o pino e o cimento.

Dimitrouli et al.⁶⁰ (2010) realizaram este estudo para comparar a resistência ao teste de push-out de pinos de fibra de vidro dependendo do cimento resinoso. Cem dentes humanos foram divididos em cinco grupos (n=20). Dois sistemas de pinos de fibra de vidro (DT Light SL (DTSL) e RelyX Fiber Post (RF)) foram utilizados. Pinos DTSL foram cimentados com um sistema convencional “etch & rise” (ER) ou um dos três cimentos resinosos auto-adesivos (SA). Os pinos RF foram cimentados com RelyX Unicem. Depois metade dos espécimes foram termociclados (TC; 5°C/55°C, 5.000 ciclos). O teste de push-out foi feito (velocidade de 1mm/min), os tipos de fraturas foram determinados (magnificações x25 e x40), e a análise estatística foi feita (análise de variância de um critério (ANOVA), teste Scheffe, $p<0,05$). ANOVA de um critério mostrou uma influência significativa dos cimentos resinosos na resistência de união dos pinos de fibra de vidro antes da termociclagem ($p<0,001$). Após TC, nenhuma diferença significativa foi detectada. Avaliações microscópicas mostraram principalmente falhas adesivas entre pino e cimento para ER ou falhas mistas para SA. A resistência de união do pino de fibra cimentado não é dependente do tipo de cimento resinoso após TC. O uso do SA pode chegar a valores de resistência de união comparáveis ao ER. Cimentos resinosos auto-adesivos poderiam ser utilizados apenas com cimentos resinosos com sistemas adesivos “etch & rise” para a cimentação de pinos de fibra de vidro.

da Rosa et al.⁴¹ (2011) realizaram um estudo para avaliar a influência da ciclagem mecânica e espessura do cimento na resistência de união entre pinos de fibra e dentina radicular. Quarenta dentes bovinos foram seccionados (16 mm) e aleatoriamente distribuídos em quatro grupos (n=10). Espécimes dos Grupos 1 e 2 foram cimentados utilizando uma fina camada de cimento, enquanto que dos Grupos 3 e 4 foram cimentados usando uma grossa camada de cimento. Os Grupos 2 e 4 foram submetidos a ciclagem mecânica. Quatro fatias por espécime foram produzidas e submetidas ao teste de push-out. Os valores de resistência de união não foram afetados pela ciclagem mecânica ($p=0,2893$), entretanto a espessura da camada de cimento afetou a resistência de união ($p=0,0059$, fina > grossa). O teste de Tukey mostrou que o Grupo 1 (19,27 MPa) teve uma maior média de resistência de união comparando aos Grupo 3 (12,4 MPa) e Grupo 4 (13,6 MPa), enquanto que o Grupo 2 (15,0 MPa) foi estatisticamente igual a todos os grupos. Estes resultados indicam que a espessura da camada de cimento afetou negativamente a resistência de união ao teste de push-out entre um pino de fibra e a dentina radicular, independente da ciclagem mecânica.

Borges et al.⁵² (2012) fizeram um estudo para avaliar o efeito de cinco métodos de volatilização de solventes no grau de conversão (DC) de nove sistemas adesivos de frasco único utilizando análise de infravermelho transformada de Fourier / reflectância total atenuada (FTIR/ATR). Nove adesivos foram testados: Adper Single Bond 2 (SB), Adper Easy One (EO), One Up Bond F Plus (OUP), One Coat Bond SL (OC), XP Bond (XP), Ambar (AM), Natural Bond (NB), GO e Stae. Os sistemas adesivos foram aplicados em uma paleta de zinco-seleneto e 1) polimerizado sem volatilização de solvente, 2) deixado sem tocar por 10 segundos antes da polimerização, 3) deixado sem tocar por 60 segundos antes da polimerização, 4) seco por ar com um jato de ar por 10 segundos antes da polimerização, e 5) seco por um jato de ar por 60 segundos antes da polimerização. Espectros de FTIR/ATR foram obtidos, e o DC foi calculado por comparação dos picos referentes as ligações alifáticas antes e após a ativação por luz por 10 segundos (FlashLite 1401). As médias de DC de cada material foram analisadas por análise de

variância de um critério e teste de post hoc Tukey ($p < 0,05$). O DC dos sistemas adesivos GO e Stae não foi afetado pelas cinco condições de evaporação. Secagem com ar por 60 segundos antes da polimerização produziu a maior DC para SB, EO, e OC. Um tempo estendido de volatilização do solvente (60 segundos) com ou sem evoporação por ar antes da polimerização proveu o maior DC para AM, NB, XP, e OUP. Assim, a conversão de monômero dos sistemas adesivos foi material dependente. Em geral, os 60 segundos pacíficos ou modo de secagem ativa por ar para volatilizar os solventes antes da polimerização aumentou o grau de conversão para os adesivos simplificados de frasco único.

Ferracane et al.⁵⁸ (2011) realizaram uma revisão de literatura sobre a química, propriedades e considerações clínicas dos cimentos auto-adesivos. Nesta revisão eles relatam que os cimentos resinosos auto-adesivos foram introduzidos na dentística na década passada mas rapidamente ganhou popularidade com mais de uma dúzia de marcas comerciais agora disponíveis. A revisão explora suas composições químicas e seus efeitos na reação de presa e adesão com vários substratos, suas propriedades físicas e biológicas que podem ajudar a prever seu desempenho final e seu desempenho clínico até a data e as características de manipulação. O resultado desta revisão sugere que estes cimentos resinosos auto-adesivos podem ser esperado mostrar desempenhos clínicos similares a outros cimentos dentais a base ou não de resina.

Gomes et al.¹⁸ (2012) fizeram um estudo para avaliar a influência da experiência do operador (dentista x estudante) e do sistema de cimentação (Adper Scotchbond Multi-Purpose [SBMP] + RelyX ARC [1]; Adper Single Bond 2 [SB] + RelyX ARC [2] e RelyX U100 [3]) na resistência de união ao teste de push-out (BS) de pinos de fibra com a dentina radicular. As raízes de 48 dentes incisivos centrais superiores extraídos foram preparadas e divididas dentro de seis grupos ($n=8$), de acordo com as combinações acima. Pinos de fibra de vidro foram cimentados de acordo com as instruções dos fabricantes de cada sistema de cimentação. Após o armazenamento em água a 37°C por uma semana, as raízes foram seccionadas em seis fatias de

1 mm de espessura e o teste de push-out foi realizado (0,5 mm/min). Os resultados foram analisados estatisticamente por uma análise de variância de dois fatores e teste de Tukey ($\alpha=0,05$). Os resultados de BS obtidos pelo dentista e estudante para cada sistema de cimentação foram comparados usando um Student *t*-teste ($\alpha=0,05$). Maiores médias de BS foram observados para os operadores experientes, independente do sistema de cimentação utilizado ($p=0,006$). RelyX U100 mostrou as maiores resistências de união, mas não diferiu do SBMP + RelyX ARC. O Student *t*-teste revelou que apenas RelyX U100 não foi afetado pela experiência do operador. Dentro das limitações deste estudo *in vitro*, pode-se concluir que o cimento auto-adesivo RelyX U100 mostrou os maiores valores de resistência de união ao canal radicular no grupo dos estudantes, e seu desempenho não foi afetado pela experiência do operador.

Baena et al.⁵⁴ (2012) realizaram um estudo para comparar a microdureza de vários cimentos resinosos de polimerização dual e auto-adesivos utilizados para cimentar pinos de fibra, 24 horas e sete dias após a cimentação. Incisivos bovinos foram selecionados para cimentar 15 pinos de fibra de 12 mm de comprimento (FRC Postec Plus, tamanho 3, Ivoclar-Vivadent). Cinco cimentos resinosos foram testados: Multilink Automix (Ivoclar-Vivadent), sem polimerização por luz, e cimentos resinosos auto-adesivos Maxcem Elite (Kerr), RelyX Unicem (3M ESPE), G-Cem (GC), e Smartcem 2 (Dentsply), os quais foram polimerizados por luz por 40 segundos (LED Bluephase, Ivoclar-Vivadent). Cada raiz foi embutida em resina acrílica de polimerização química e armazenada a 37°C por 24 horas. As raízes foram cortadas transversalmente em nove espécimes de 1 mm cada, com três espécimes correspondendo a cada terço radicular. Indentações (100g, 30 segundos) foram feitas em cada sessão no cimento resinoso, em 24 horas e sete dias após a cimentação, usando um microdurômetro digital Vickers (Buehler). Os dados foram analisados por uma análise de variância de dois fatores, um teste de Student-Newman-Keuls, e um teste *t*-pareado ($p<0,05$). Uma significativa influência foi encontrada ($p<0,05$) para o cimento resinoso avaliado, o terço radicular, e suas interações nos valores de microdureza em 24 horas e sete dias após a

cimentação. RelyX Unicem e G-Cem exibiu os maiores valores de microdureza, enquanto Multilink Automix apresentou os menores. Todos os cimentos sofreram um decréscimo na microdureza de acordo com a profundidade do canal, com exceção do Maxcem Elite e Smartcem 2 no terço coronal. Concluíram que a microdureza dos cimentos resinosos auto-adesivos quando utilizados para cimentar pinos de fibra foi material dependente e os maiores valores foram obtidos no terço coronal, revelando suas sensibilidade a irradiação de luz. De acordo com os resultados atuais, os valores de microdureza foram significativamente maiores uma semana após a cimentação dos pinos.

Frassetto et al.⁵³ (2012) realizaram um estudo para avaliar o estresse de contração, microdureza e cinética de polimerização de três cimentos auto-adesivos vs um cimento resinoso convencional de polimerização dual. Os cimentos testados foram: RelyX Unicem (3M ESPE), MaxCem Elite (Kerr), Clearfil SA Cement (Kuraray) e Duolink (Bisco). Cimentos foram irradiados com uma unidade polimerizadora de LED (Bluephase, Ivoclar-Vivadent) por 20 s ou 40 s e as forças de contração (N) geradas durante a polimerização foram continuamente anotadas por 6 h com uma máquina de teste universal. As cinéticas de polimerização foram monitoradas utilizando um espectroscópio micro-Raman e o grau de conversão foi calculado. Dureza Vickers também foi anotada. Todas as mensurações foram feitas em 10 min e 6 h. Os dados foram analisados estatisticamente por ANOVA de três critérios com medidas repetidas e pós-teste de Tukey ($\alpha = 0,05$). Independente do tempo de exposição, a análise do estresse foi ranqueado na seguinte ordem: Clearfil SA Cement < MaxCem < RelyX Unicem $\leq$ Duolink ($p < 0,05$). O estresse foi correlacionado com os valores de microdureza ($p < 0,05$). As curvas cinéticas mostraram que o máximo grau de conversão foi atingido mais rapidamente que o máximo de estresse após a ativação por luz. Os cimentos resinosos convencionais mostraram maiores valores de estresse do que os cimentos auto-adesivos. Os resultados foram material dependente e provavelmente correlacionado com a composição de cada material.

Ilie e Simon⁴⁷ (2012) realizaram um estudo para analisar o efeito da luz nas propriedades micro-mecânicas de oito cimentos resinosos auto-adesivos de polimerização dual por comparação com dois cimentos resinosos convencionais, também duais. Quatro diferentes procedimentos de polimerização foram aplicados: auto-polimerização (polimerização no escuro) e polimerização por luz (unidade LED, Freelight 2, 20 s) por aplicação da unidade diretamente sobre a superfície da amostra, em uma distância de 5 e 10 mm. Vinte minutos após a polimerização, as amostras foram armazenadas por 1 semana em 37°C em água. As propriedades micro-mecânicas – dureza Vickers, módulo de elasticidade, creep e deformação plástica/elástica – foram mensuradas. Os dados foram analisados com ANOVA multivariável seguido pelo teste de Tukey e estatística parcial eta-squared ($p < 0,05$). Uma muito forte influência do material, assim como do volume das partículas e peso nas propriedades micro-mecânicas foi mensurada, enquanto que a influência do procedimento de cura e tipo do cimento – convencional ou auto-adesivo – foi geralmente baixa. A influência da luz no processo de polimerização foi material dependente, com quatro diferentes padrões característicos para serem distinguidos. Como uma categoria de material, propriedades micro-mecânicas significativamente maiores foram mensuradas para os cimentos convencionais comparados com os cimentos resinosos auto-adesivos, embora esta diferença tenha sido baixa. Dentro do grupo dos cimentos resinosos auto-adesivos, as variações nas propriedades micro-mecânicas foram altas. A seleção adequada do cimento resinoso deve ser feita considerando, além das propriedades adesivas, suas propriedades micro-mecânicas e também características de polimerização.

3 PROPOSIÇÃO

3.1 PROPOSIÇÃO GERAL

Avaliar as propriedades mecânicas de três diferentes sistemas de cimentação de pinos de fibra de vidro, em função das regiões radiculares e tempo de armazenamento.

3.2 PROPOSIÇÃO ESPECÍFICA

1. Avaliar a resistência de união de três diferentes sistemas de cimentação de pinos de fibra de vidro através do teste de push-out, nos terços cervical, médio e apical da raiz, em tempo imediato e após 12 meses de armazenamento em água destilada.

2. Avaliar a nanodureza de três diferentes sistemas de cimentação de pinos de fibra de vidro através do teste de nanoindentação, nos terços cervical, médio e apical da raiz, em tempo imediato e após 12 meses de armazenamento em água destilada.

3. Avaliar o módulo de elasticidade de três diferentes sistemas de cimentação de pinos de fibra de vidro através do teste de nanoindentação, nos terços cervical, médio e apical da raiz, em tempo imediato e após 12 meses de armazenamento em água destilada.

4. Avaliar o padrão de fratura das amostras após o teste de push-out, em tempo imediato e após 12 meses de armazenamento em água destilada.

4. MATERIAIS E MÉTODOS

4.1. DELINEAMENTO EXPERIMENTAL E MATERIAIS UTILIZADOS

Este trabalho foi desenvolvido no Programa de Pós-graduação em Odontologia – Doutorado do Departamento de Odontologia com o apoio dos laboratórios de Ensaio Mecânicos, Metalografia e Microscopia Eletrônica de Varredura, localizados no CIPP - Centro Interdisciplinar de Pesquisa e Pós-Graduação da Universidade Estadual de Ponta Grossa (UEPG) e do Laboratório de Propriedades Nanomecânicas da Universidade Federal do Paraná (UFPR).

Para a realização deste estudo foram necessários 57 dentes humanos, caninos superiores unirradiculares, hígidos, cedidos pelo Banco de Dentes Humanos da Universidade Estadual de Ponta Grossa, após a aprovação do projeto pela Comissão de Ética em Pesquisa da Universidade Estadual de Ponta Grossa (COEP-UEPG), sob parecer nº 22/2012 e Protocolo: 16060/09 (Anexo A).

O presente estudo avaliou a resistência de união e a qualidade de polimerização de 3 diferentes sistemas de cimentação (Multilink [MUL], Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein; Variolink II [VAR], Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein; RelyX™ Unicem [UNC], St. Paul, MN, EUA) utilizados para cimentar pinos de fibra de vidro, baseados na região radicular (terço cervical, terço médio e terço apical) e tempo de armazenamento (após 24 horas e após 12 meses de armazenamento em água destilada). A resistência de união foi avaliada através do teste de push-out e foram necessários um total de 48 dentes, sendo 8 dentes para cada tipo de cimento e para cada tempo avaliado. O teste de nanoindentação foi utilizado para avaliar de forma indireta a qualidade de polimerização dos diferentes tipos de cimentos, através da mensuração da nanodureza e módulo de elasticidade. Para este teste, foram necessários 3 dentes para cada tipo de cimento e após 24 horas da cimentação e 12 meses de armazenamento em água

destilada as mensurações foram realizadas na mesma amostra, totalizando 9 dentes.

O pino de fibra de vidro utilizado para todos os testes foi o White Post DC #2 (FGM, Joinville, Santa Catarina, Brasil) (Figura 1). Os sistemas de cimentação utilizados, suas composições, modos de polimerização e método de condicionamento da dentina estão descritos no Quadro 1.

Quadro 1 – Cimentos resinosos utilizados no estudo.

Cimento Resinoso (Composição)	Sistema adesivo (Composição)	Modo de polimerização do cimento	Método de condicionamento da dentina
Multilink [MUL] (Bis-EMA etoxilado, UDMA, Bis-GMA, HEMA, vidro de bário, trifluoreto de itérbio, óxidos mistos esferoidais) Lote: M50521	Multilink primer A (solução aquosa de iniciadores) Lote: M74360 Multilink primer B (HEMA, monômeros de ácido fosfônico e de ácido acrílico) Lote: M71017	Química	Primer auto-condicionante
Variolink II [VAR] (Matriz de monômero - Bis-GMA, dimetacrilato de uretano e trietilenoglicoldimetacrilato. Carga inorgânica - vidro de bário, trifluoreto de itérbio, vidro de fluorsilicato de bário e alumínio e óxidos mistos esferoidais. Catalisadores, estabilizadores e pigmentos) Lote base: N01553 Lote catalisador: N00957	Excite DSC (HEMA, dimetacrilatos, acrilato de ácido fosfônico, dióxido de silício altamente disperso, iniciadores e estabilizadores em um solução alcoólica. O microbrush é revestido com iniciadores) Lote: M69564	Dual	Ácido Condac 37 (FGM) (Ácido fosfórico 37%) por 15 seg. Lote: 060110
RelyX™ Unicem [UNC] (Sílica, vidro, hidróxido de cálcio, éster fosfórico metacrilato, dimetacrilato, acetato) Lote: 372831	sem adesivo	Dual	Cimento resinoso auto-adesivo

Figura 1 – Materiais utilizados no estudo.

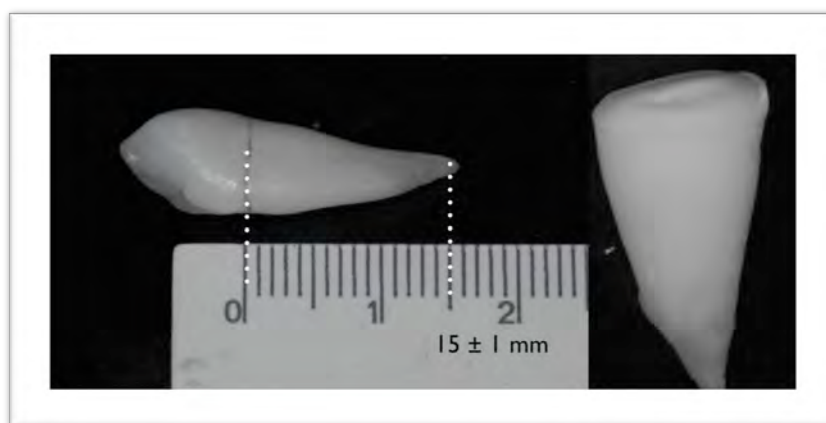


Nota: Em (a) Pino de fibra de vidro (White Post DC #2) com sua respectiva broca; (b) Cimento resinoso de polimerização química (Multilink) e adesivo auto-condicionante de polimerização química (Multilink Primer A e Multilink Primer B); (c) Ácido fosfórico 37% (Condac 37), Adesivo de polimerização dual (Excite DSC) e Cimento resinoso de polimerização dual (Variolink II - base e catalisador); (d) Cimento resinoso auto-adesivo de polimerização dual (RelyX™ Unicem).

4.2. PREPARO DAS AMOSTRAS

As coroas dos dentes foram eliminadas por cortes perpendiculares aos seus longos eixos, com auxílio de um disco de diamante montado em uma máquina de corte ISOMET 1000 (Buehler, Lake Bluff, Illinois, EUA) sob refrigeração constante de água, de modo a criar um acesso direto ao canal radicular e padronizar o comprimento das raízes em 15 ± 1 mm até o forame apical (Figura 2).

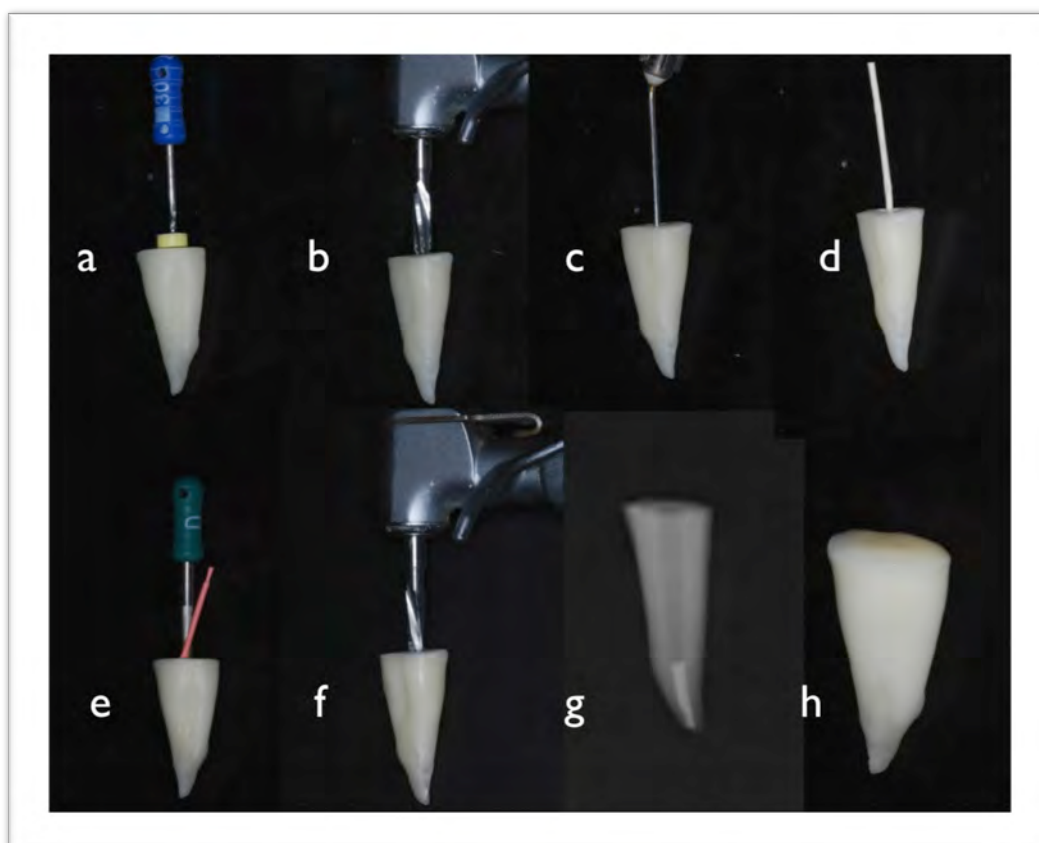
Figura 2 – Raiz radicular de um canino superior com 15 ± 1 mm da cervical ao forame apical.



Os esvaziamentos dos respectivos condutos foram feitos com limas do tipo K (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Suíça), número 10, associada com uma solução de hipoclorito de sódio 0,5% (Asfer, São Caetano do Sul, SP, Brasil). A instrumentação do canal foi realizada 1 mm aquém do forame apical com hipoclorito de sódio 0,5% e limas sequenciais de até 03 diâmetros maiores do que o diâmetro anatômico do forame apical (Figura 3a). Terminada essa instrumentação, os condutos foram preparados com a broca indicada pelo fabricante dos pinos (White Post DC, FGM, Joinville, Santa Catarina, Brasil) (Figura 1d), na profundidade de 10 ± 1 mm, deixando em média de 4-5 mm de espaço para o material obturador na região apical (Figura 3b). Cada broca foi utilizada para o preparo de até 6 dentes. Após isto, o forame foi limpo com uma lima fina, o conduto foi lavado com hipoclorito de sódio 0,5%, aspirado com uma cânula de aspiração e após esse procedimento, foi efetuada a irrigação do conduto com solução de EDTA-T a 17% (Fórmula e Ação, São Paulo, SP, Brasil) por 3 min, nova irrigação com hipoclorito de sódio a 0,5% e aspiração com cânula de aspiração (Figura 3c). Em seguida, os canais foram secos com cones de papel absorvente (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Suíça) (Figura 3d) e obturados somente os terços apicais por meio da técnica de condensação vertical de Schilder (Figura 3e), utilizando-se cones de guta-percha aquecidos (Tanari, Manacapuru, AM, Brasil) e cimento obturador AH Plus (Dentsply Indústria e Comércio Ltda, Petrópolis, RJ, Brasil), o qual foi manipulado de acordo com as instruções do fabricante.

Passada no mínimo 1 hora da obturação, o conduto foi limpo e regularizado com a mesma broca do preparo para a cimentação do pino (Figura 3f). Foi feita uma nova lavagem com hipoclorito de sódio 0,5% e secagem com cânula de aspiração e cones de papel absorvente. Logo após, todos os dentes foram radiografados com um tempo de exposição de 0,3 s à 15 mm de distância do cone ao dente (Figura 3g), foram preenchidos com algodão, selados com resina fluída (Tetric N-Flow A3, Ivoclar Vivadent) (Figura 3h) e armazenados em água destilada a 37°C em 100% de umidade relativa, até serem preparados para a cimentação dos pinos intra-canais.

Figura 3 – (a) Esvaziamento e instrumentação do canal com limas endodônticas, (b) Preparo do conduto com a broca do mesmo sistema de pinos, (c) Irrigação do conduto com Hipoclorito de sódio a 0,5% e EDTA-T a 17%, (d) Secagem com cone de papel absorvente, (e) Obturação do terço apical pela técnica de Schilder, (f) Limpeza e regularização do conduto com a broca do sistema, (g) Radiografia do conduto obturado e preparado para pino, (h) Raiz selada e pronta para ser armazenada em 100% de umidade até o momento da cimentação do pino.



4.3 CIMENTAÇÃO DOS PINOS

Para a cimentação, os pinos foram cortados a 3 mm da raiz para a padronização da distância da ponta do aparelho fotopolimerizador nos cimentos que necessitam de polimerização (Figura 4) e a sequência de cimentação será detalhada no Quadro 2 e Figuras 5, 6 e 7.

Figura 4 - Comprimento do pino padronizado com 3mm de distância da cervical da raiz.



Quadro 2 – Sistemas de cimentação testados (Fabricante) e modo de aplicação dos materiais de acordo com as recomendações dos fabricantes.

(continua)

Cimento resinoso (Fabricante)	Sistema adesivo (Fabricante)	Modo de Aplicação
Multilink [MUL] (Ivoclar Vivadent)	Multilink Primer A e B (Ivoclar Vivadent)	1. Misturar os líquidos Multilink Primer A e B na proporção de 1:1; 2. Aplicar o líquido misturado no interior do canal radicular com um microbrush fino e deixar reagir por 15 s; 3. Remover o excesso de adesivo com cones de papel absorvente. 4. Manipular o cimento Multilink e aplicar sobre o pino intra-canal previamente limpo com álcool 96°GL; 5. Colocar o cimento no interior do canal radicular com uma seringa de insulina. 6. Colocar o pino no interior do conduto e remover os excessos de cimento com um microbrush.

Quadro 2 – Sistemas de cimentação testados (Fabricante) e modo de aplicação dos materiais de acordo com as recomendações dos fabricantes.

(conclusão)

Variolink II [VAR] (Ivoclar Vivadent)	Excite DSC (Ivoclar Vivadent)	1. Condicionar o interior do conduto radicular com ácido fosfórico 37% (Ácido Condac 37) por 15 s; 2. Lavar com água destilada por 30s e remover o excesso de água com cones de papel absorvente; 3. Aplicar o adesivo Excite DSC nas paredes do canal radicular por 10 s, evaporar o solvente por 10 s com jato de ar a 5 mm da entrada do canal e remover os excessos com cones de papel absorvente; 4. Fotopolimerizar o adesivo por 10 s (1200 mW/cm², Bluephase G2, High power, Ivoclar Vivadent); 5. Manipular porções iguais das pastas base e catalisadora do cimento Variolink II e aplicar no pino intra-radicular previamente limpo com álcool 96°GL; 5. Colocar o cimento no interior do canal radicular com uma seringa de insulina. 6. Colocar o pino no interior do conduto, remover os excessos de cimento com um microbrush e fotopolimerizar por 20 s.
RelyX™ Unicem [UNC] (3M ESPE)	não se aplica	1. Ativar a cápsula do material com o ativador (Aplicap® activator, 3M ESPE) por 2 s; 2. Colocar a cápsula ativada em um misturador digital (Ultramat S, SDI) por 15 s; 3. Colocar a cápsula misturada em uma seringa aplicadora (Aplicap® applier, 3M ESPE) e aplicar o cimento diretamente no pino, previamente limpo com álcool 96°GL; 4. Colocar o cimento no interior do canal radicular com a seringa aplicadora; 5. Colocar o pino no interior do canal radicular, aguardar 3 min com o pino em posição, remover os excessos com microbrush e fotopolimerizar o cimento 20 s.

Após a cimentação, os pinos foram recobertos com uma resina fluída Tetric N-Flow A3 (Ivoclar Vivadent) e fotopolimerizados por mais 20 segundos (Figuras 5i, 6k, 7g).

Figura 5 - Cimentação do pino intra-radicular com o cimento Multilink. Mistura dos líquidos Multilink Primer A e B na proporção de 1:1 (a, b, c), Aplicação do líquido no interior do conduto radicular com um microbrush fino (d), Remoção dos excessos de líquido com cones de papel absorvente (e), Proporção de 1:1 da base e catalisador do cimento a ser manipulado (f), Inserção do cimento no conduto com uma seringa (g), Inserção do pino com cimento (h), Pino cimentado e recoberto com resina fluída, pronto para ser armazenado em 100% de umidade até o momento do teste (i).

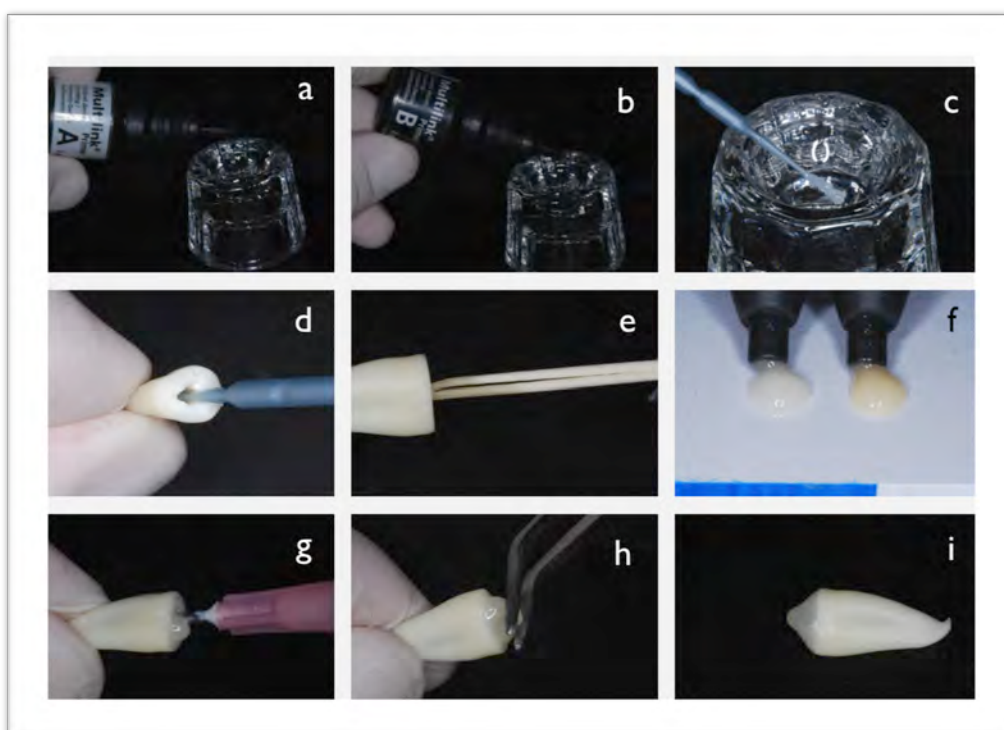


Figura 6 - Cimentação do pino com cimento Variolink II. Condicionamento do conduto com ácido fosfórico 37% por 15 s (a), Lavagem com água por 30 s (b), Secagem com cone de papel absorvente (c), Aplicação do adesivo dual Excite DSC após a ativação do mesmo (d), Jato de ar por 10 s para evaporar o solvente (e), Remoção do excesso de adesivo com cone de papel absorvente (f), Fotopolimerização do adesivo por 10 s (g), Inserção com cimento com seringa (h), Inserção do pino com cimento (i), Fotopolimerização do cimento (j), Pino cimentado e recoberto por resina fluída (k), Dente com pino cimentado armazenado em 100% de umidade até o momento do teste (l).

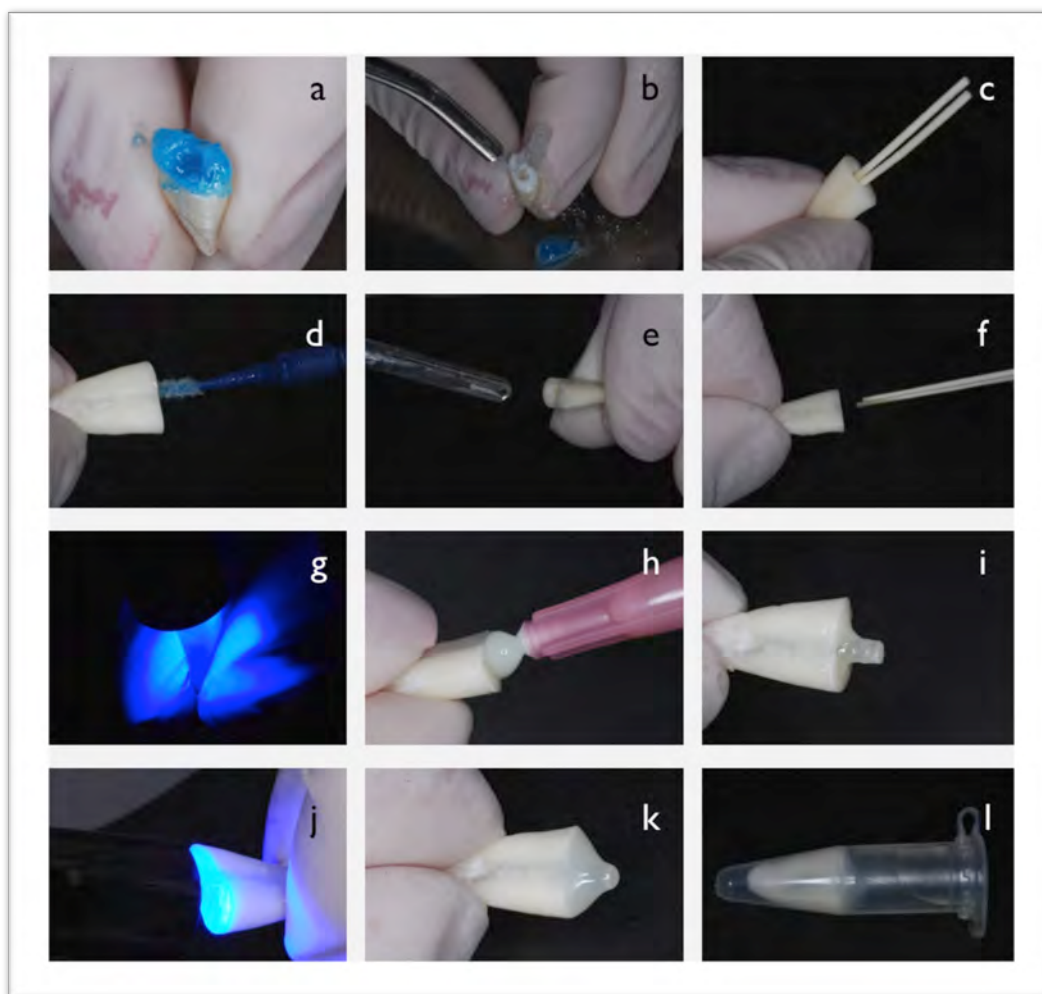
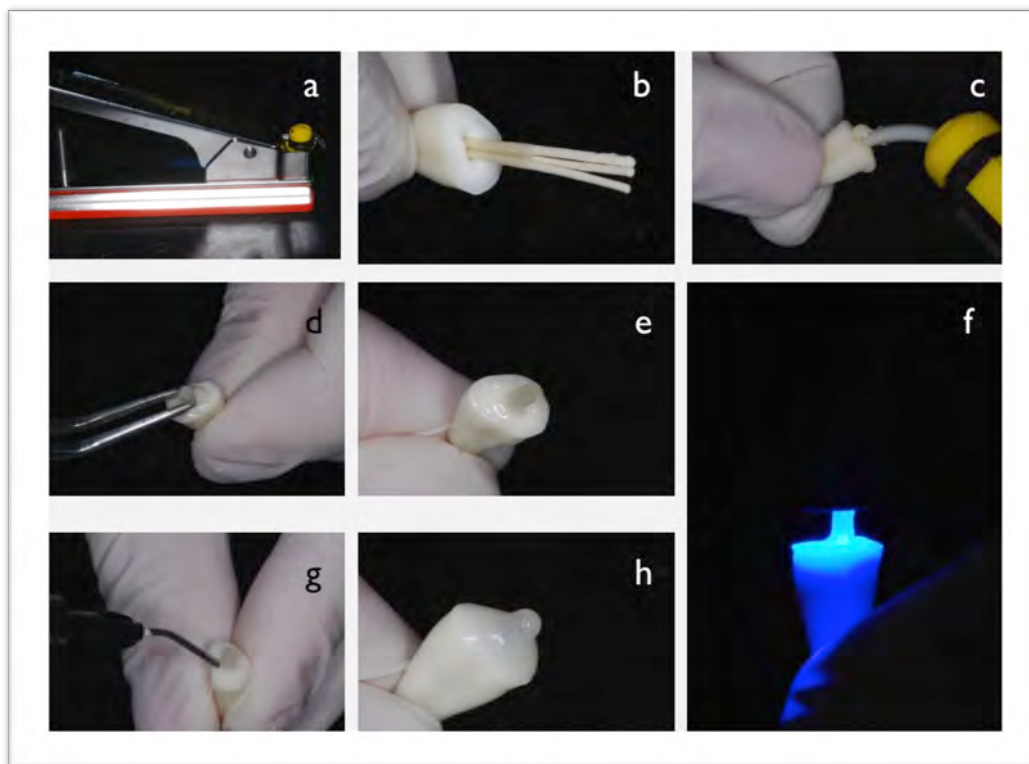


Figura 7 – Cimentação do pino com cimento RelyX™ Unicem. Ativação da cápsula do cimento por 2 s (a), remoção do excesso de umidade da dentina com cone de papel absorvente (b), Inserção do cimento no interior do conduto (c), Inserção do pino com cimento (d), Remoção dos excessos e aguardo de 3 min com o pino em posição (e), Fotopolimerização do cimento por 20 s (f), Recobrimento do pino com resina fluída e fotopolimerização da resina (g), Pino cimentado e pronto para ser armazenado em 100% de umidade até o momento do teste (h).

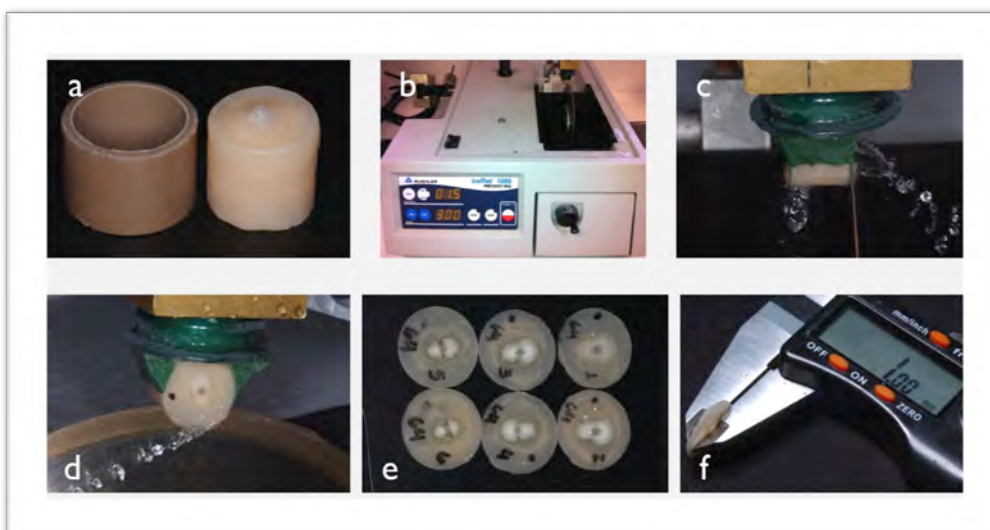


4.4 EXPERIMENTO 1: TESTE DE PUSH-OUT

Os pinos de fibra de vidro cimentados conforme o quadro 2 foram armazenados em água destilada e após 24 horas, as raízes foram incluídas em resina acrílica auto-polimerizável (Dencôr, Clássico Artigos Odontológicos Ltda, São Paulo, Brasil) (Figura 8a) e seccionadas perpendicularmente ao seu longo eixo com o auxílio de um disco de diamante montado em uma máquina de corte ISOMET 1000 (Buehler, Lake Bluff, Illinois, EUA) (Figura 8b) sob refrigeração constante de água (Figura 8c, 8d), obtendo 6 fatias com espessura média de 1 mm cada (Figura 8e), as quais foram verificadas por meio de um paquímetro digital (Figura 8f). No mesmo dente, a primeira fatia é descartada por representar a porção superficial da amostra, as duas fatias subsequentes representam a porção coronal da raiz,

as duas fatias seguintes o terço médio e as duas posteriores o terço apical. A última fatia também é descartada por apresentar a região do conduto preenchido com guta-percha.

Figura 8 - Embutimento do dente em resina acrílica (a), Máquina de corte seriado (b), Corte perpendicular ao longo eixo do dente (c, d), Seis fatias prontas para o teste de push-out (e), Espessura de 1mm para cada fatia (f).



Através de um microscópio óptico (Olympus Bx41, Tóquio, Japão), uma câmera digital (Olympus DP72, Tóquio, Japão) e um programa *Software Cell Sens Standard* foi calculado o diâmetro do pino na porção coronal e apical (Figura 9) para a análise da área de adesão através da fórmula descrita na figura 10, onde $\pi = 3,14$; R = raio do parte coronal do pino; r = raio da parte apical do pino e h = espessura da fatia da raiz.

Figura 9 - Mensuração do diâmetro do pino no lado coronal e apical para o cálculo da área de adesão da amostra.

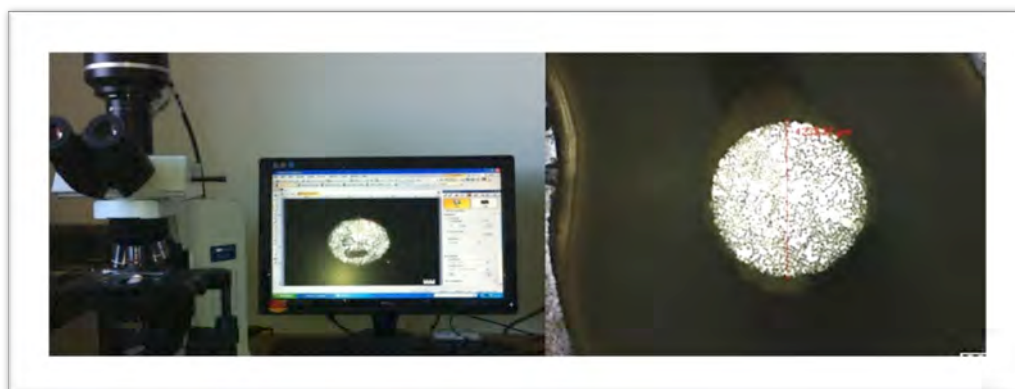
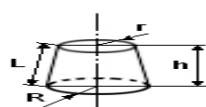


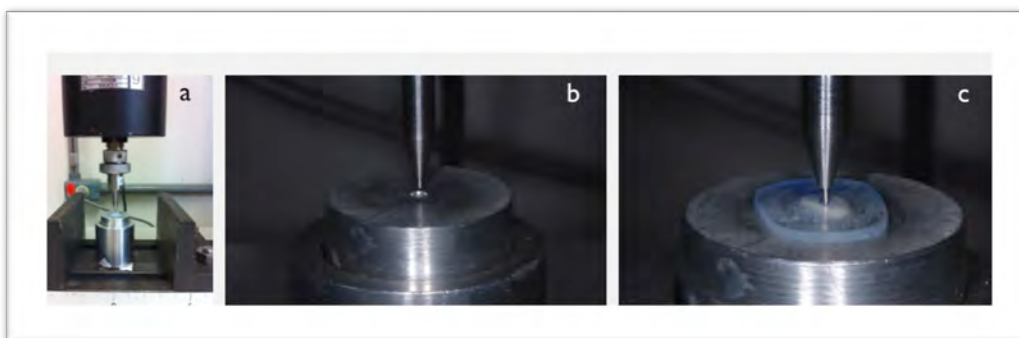
Figura 10 - Fórmula para o cálculo da área de união em cada fatia.



$$S_L = \pi(R + r) \sqrt{h^2 + (R - r)^2}$$

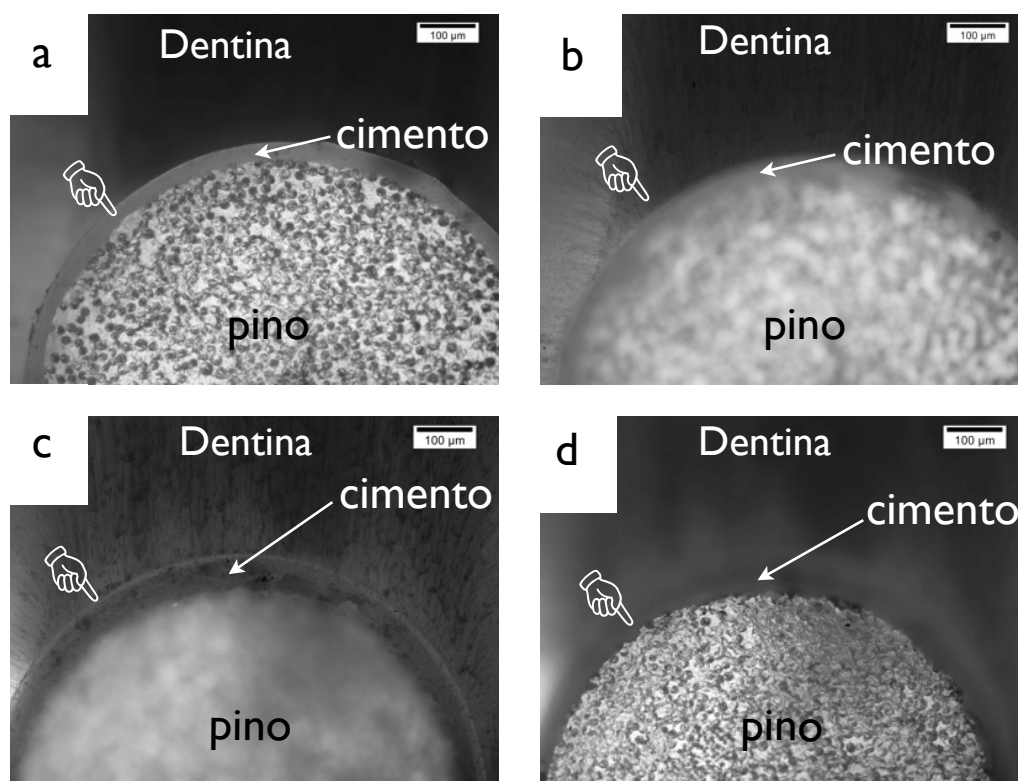
A fatia foi submetida ao teste de push-out, exercendo-se uma força no sentido apico-coronal do pino intra-radicular até seu desprendimento. Foram construídas pontas metálicas retas conforme o diâmetro do pino que foi ensaiado, e estas foram posicionadas no centro de cada fragmento de pino. A carga foi aplicada no sentido apico-coronal, empurrando o pino através da face apical, e a fratura foi constatada pela extrusão do pino do canal radicular. O conjunto foi testado em uma máquina de ensaio universal (AG-I, Shimadzu, Kyoto, Japão) e tracionado a velocidade de 0,5 mm/min até que a fratura ocorra (Figura 11). Em seguida, as cargas foram registradas em Newton e convertidas para MegaPascal. Esta conversão foi realizada utilizando-se a seguinte fórmula: $R = F/A$, onde R = resistência de união em MegaPascal, F = carga de ruptura ou força de descolagem em Newtons e A = área do pino em mm^2 .

Figura 11 – (a) Máquina de ensaios universais AG-I (Shimadzu), (b) base e atuador do teste de push-out, (c) Força sendo aplicada no sentido apico-coronal da amostra.



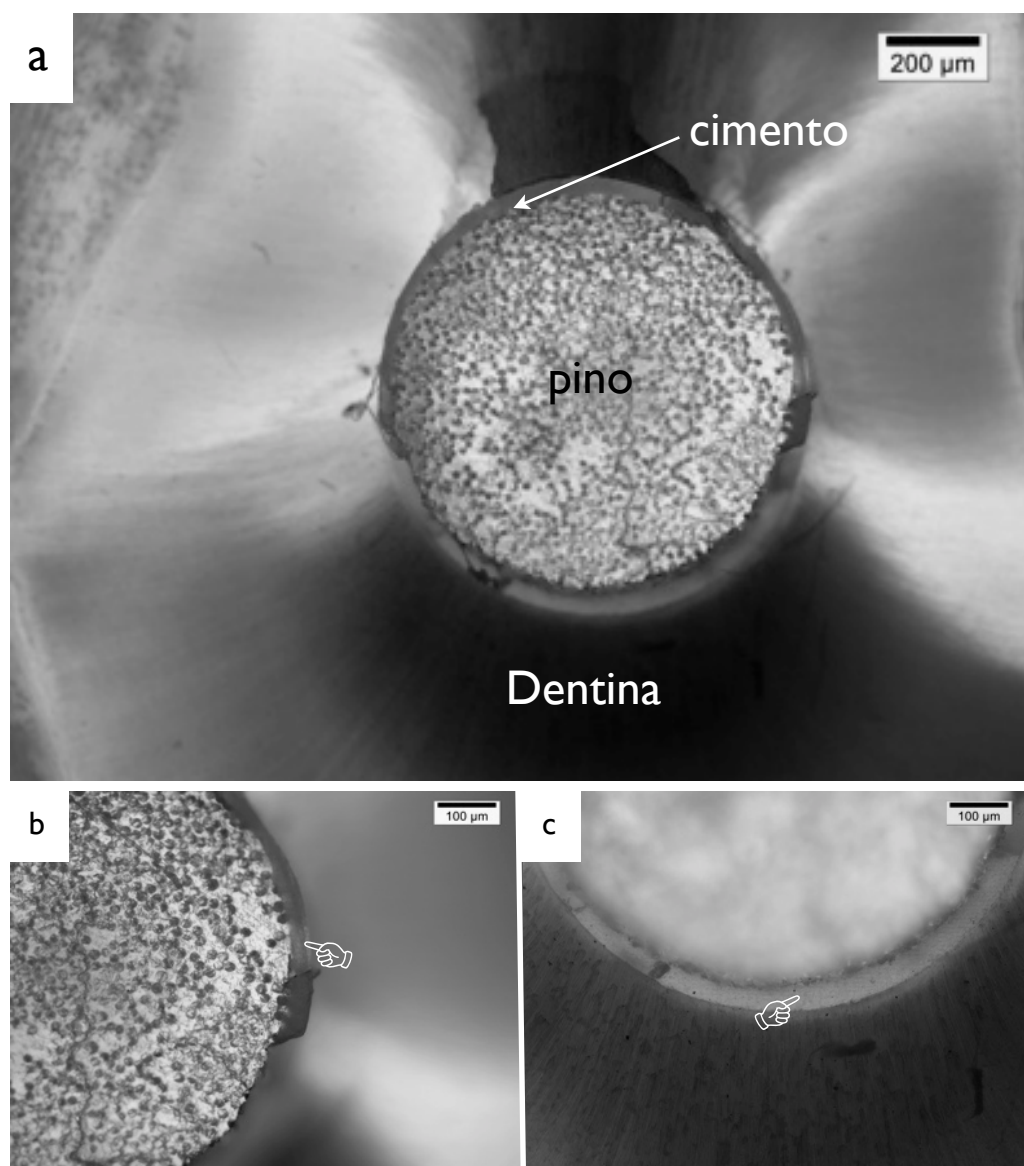
Os tipos de falhas das amostras foram analisados utilizando um microscópio óptico (Olympus Bx41, Tóquio, Japão) com magnificação de 40x, visualizados através de uma câmera digital (Olympus DP72, Tóquio, Japão) e um programa Software Cell Sens Standard (Figura 9) e foram classificados da seguinte maneira: **Tipo 1** – falha adesiva entre o cimento e a dentina (Figuras 12 a, b); **Tipo 2** – falha adesiva entre o cimento e o pino (Figuras 12 c, d); **Tipo 3** – falha adesiva mista (com falha adesiva entre o cimento e a dentina e entre o cimento e o pino) (Figuras 13 a, b, c); **Tipo 4** – falha coesiva no cimento (Figuras 14 a, b); **Tipo 5** – falha coesiva na dentina (Figuras 14 c, d); **Tipo 6** – falha coesiva no pino (Figuras 14 e, f).

Figura 12 – Falha do tipo Adesiva entre o Cimento/Dentina (a, b) e entre o Cimento/Pino (c, d).



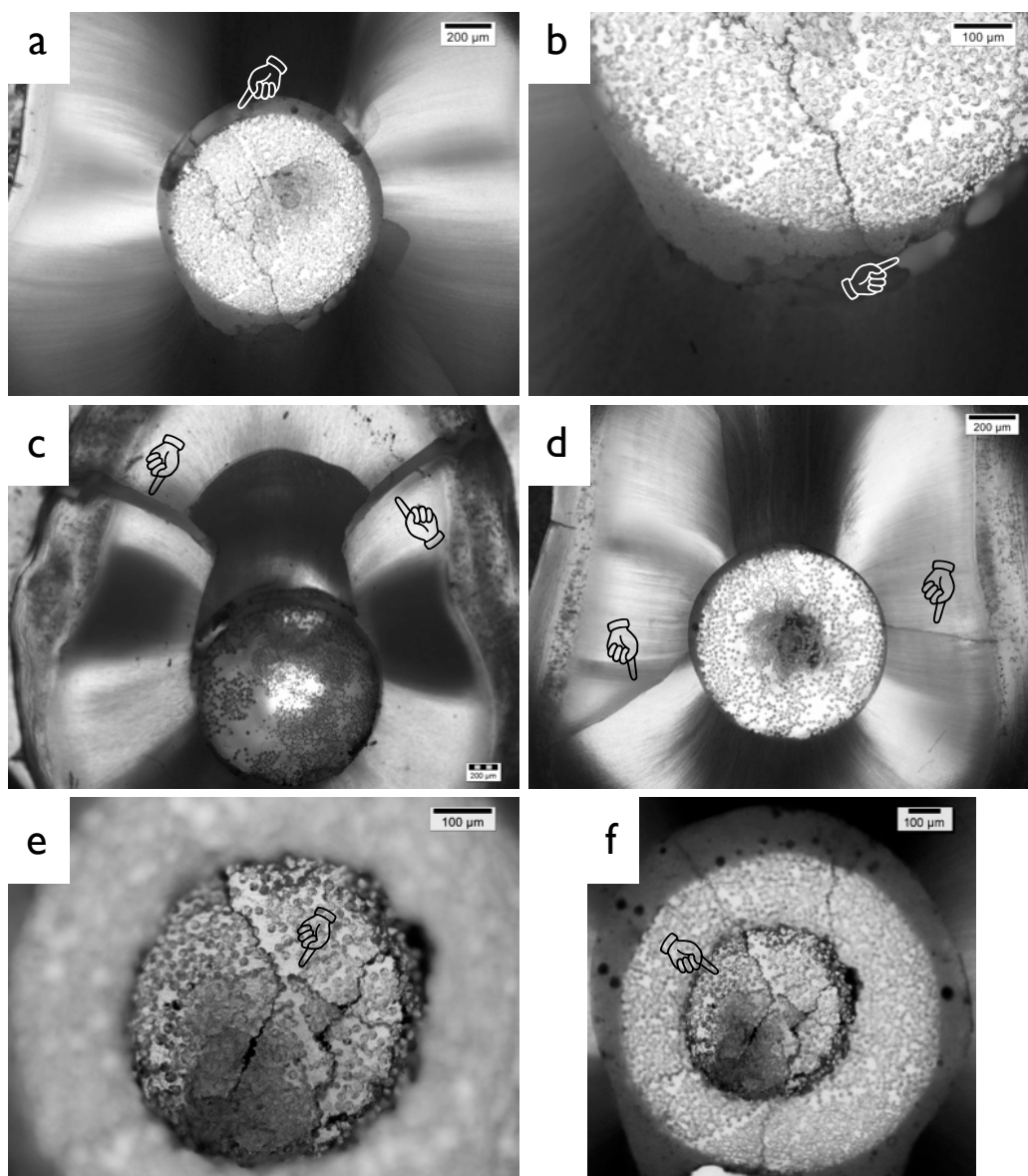
Nota: As figuras a e b indicam que o cimento encontra-se aderido ao pino, pois ambos estão no mesmo plano e quando este é focado, há um desfoque de imagem na região da dentina (a) e quando o foco está na dentina (b), o cimento com o pino fica desfocado. A mesma correlação deve ser feita para as figuras c e d, em que o cimento encontra-se aderido à dentina e falhou entre o cimento e o pino.

Figura 13 – Falha adesiva do tipo Mista.



Nota: Quando observou-se em uma mesma fatia uma falha entre o cimento/dentina e cimento/pino, a falha foi considerada adesiva do tipo mista (a). Na figura (b) o indicador aponta para uma falha adesiva entre o cimento/dentina e na figura (c) o indicador aponta para uma falha adesiva entre o cimento/pino.

Figura 14 – Falhas Coesivas: no cimento (a, b); na dentina (c, d) e no pino (e, f). Os indicadores apontam para os locais das falhas.

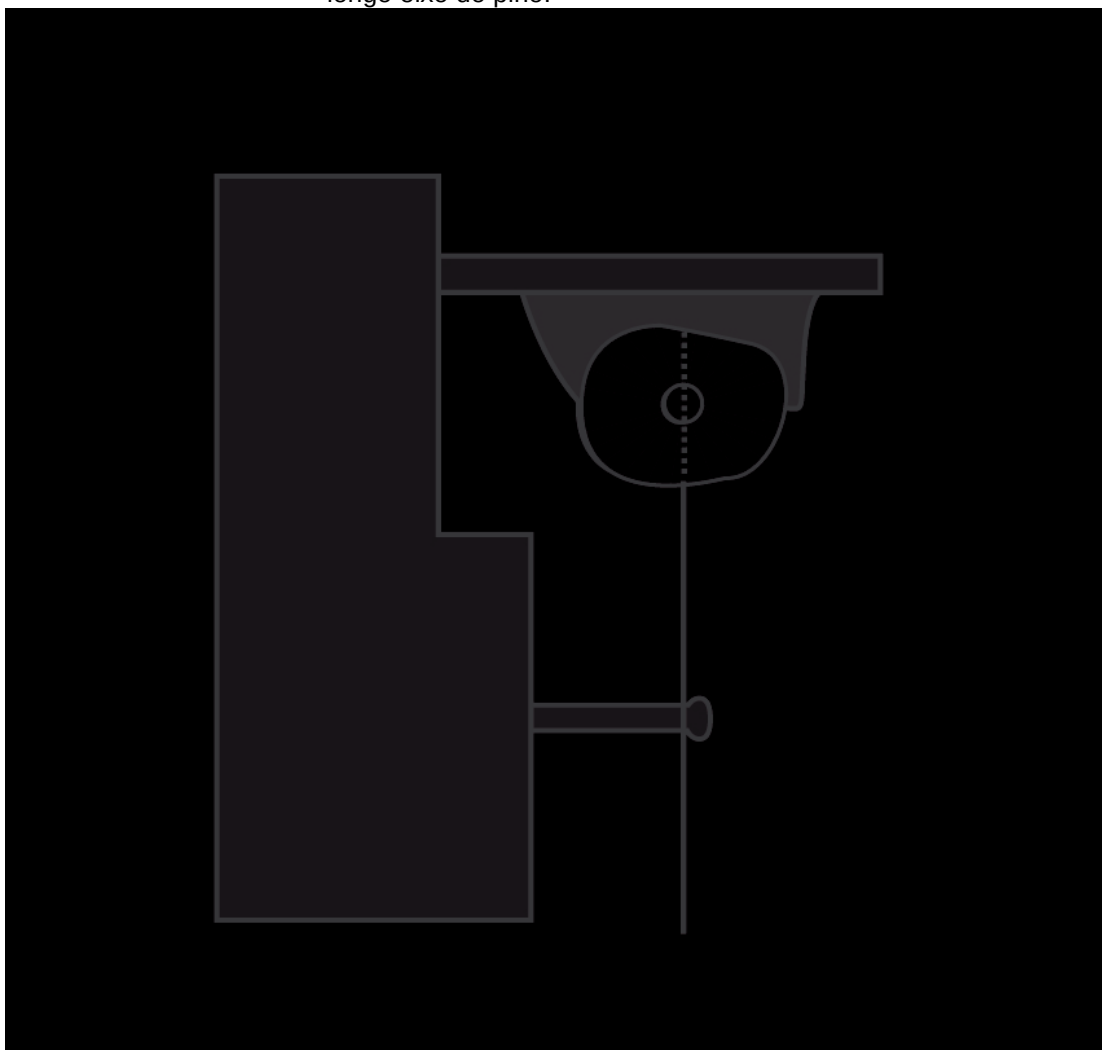


Além dos 24 dentes testados no tempo imediato, foram cimentados pinos de fibra de vidro em outros 24 dentes com a mesma metodologia descrita anteriormente. Logo após, foram armazenados em água destilada, que foi trocada mensalmente durante um período de 12 meses.

4.5 EXPERIMENTO 2: TESTE DE NANOINDENTAÇÃO

Os pinos de fibra de vidro foram cimentados com três diferentes cimentos resinosos, de acordo com as recomendações do fabricante (Quadro 2) e após 24 horas as raízes foram cortadas paralelamente ao seu longo eixo com o auxílio de um disco de diamante montado em uma máquina de corte ISOMET 1000 (Buehler, Lake Bluff, Illinois, EUA) sob refrigeração constante de água (Figura 15). O corte foi feito no meio do pino para expor as linhas de cimento de ambos os lados. Um segundo corte foi realizado no lado oposto da raiz, paralelo ao primeiro corte, para permitir que a superfície fosse analisada perpendicularmente à ponta do indentador (Pedreira et al.²⁴ 2009). A superfície a ser analisada foi polida através de uma sequência de lixas de carbeto de silício de abrasividade decrescente (600, 1000, 1200, 1500 e 2000) em movimentos manuais no sentido longitudinal, com água. Posteriormente, foram utilizados discos de feltro macios, com sucessivas pastas diamantadas, de tamanhos de partículas de 1 e 0,25 μm , em uma máquina politriz Aropol S (Arotec, Cotia, SP, Brasil) em 300 rpm. Entre cada passo do polimento, todas as amostras foram ultrassonicamente lavadas em água destilada por 5 min para limpeza do material removido da matriz e, após o final do polimento todas as amostras foram limpas ultrassonicamente por 20 min.

Figura 15: Figura ilustrativa do corte do dente paralelo ao longo eixo do pino.



Nota: Corte paralelo ao longo eixo da raiz e no meio do pino para expor a linha de cimento de ambos os lados.

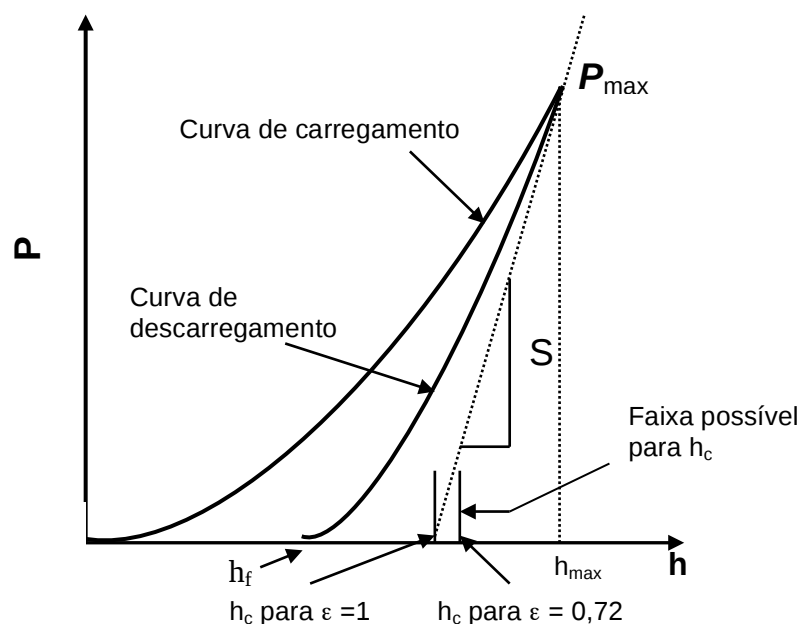
Fonte: adaptado de Pedreira et al.²⁴ 2009.

Todos os experimentos de nanoindentação para obtenção das grandezas nanodureza e módulo de elasticidade das amostras foram realizados usando um Nano Indenter® XP (MTS®, MN, EUA), localizado no Laboratório de Propriedades Nanomecânicas da UFPR.

A técnica de nanoindentação consiste em fazer penetrar uma ponta de diamante no material, controlando e registrando a carga e a profundidade de penetração, a qual é feita em escala nanométrica. Os dados produzidos são colocados num diagrama força-deslocamento, o qual descreve uma curva denominada carga-descarga (Figura 16). Durante a

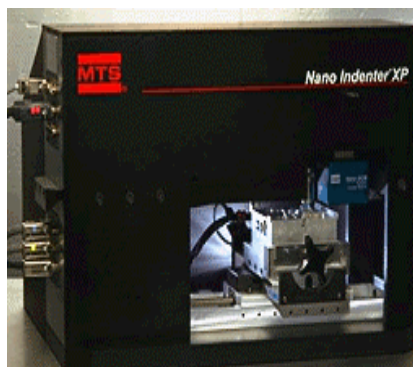
indentação, a carga e a profundidade de penetração são registradas em função do tempo. A curva de carregamento refere-se à penetração do indentador na amostra até uma carga máxima pré-estabelecida e a curva de descarregamento se refere à remoção da carga e diminuição da profundidade de indentação em função do tempo. Estas curvas fornecem as informações sobre um determinado ensaio e servem para caracterizar as propriedades mecânicas das amostras.

Figura 16 - Representação esquemática da curva típica de carga (P) versus profundidade de penetração (h), e as interpretações gráficas. A grandeza S indica a rigidez.



Em estudos piloto foram determinados os procedimentos adequados e necessários para realização dos ensaios de nanoindentação. Cargas de 5 gramas-força (gf) foram aplicadas em um único ciclo de carregamento-descarregamento. Os testes foram realizados em atmosfera e temperatura ambientes ($24 \pm 1^\circ\text{C}$), utilizando uma ponta de diamante piramidal de base triangular denominada Berkovich. As regiões sobre a amostra foram examinadas e selecionadas para indentação utilizando um microscópio óptico e uma mesa móvel (sistema X-Y), instalada dentro do dispositivo do aparelho nanoindentador mostrado na figura 17.

Figura 17 - Vista mais aproximada do dispositivo de ensaios onde se realizam as nano-indentações.



Para a exata mensuração dos valores de nanodureza e módulo de elasticidade, a distância entre cada indentação deve ser de no mínimo cinco vezes o tamanho da deformação plástica formada por cada indentação (Urabe et al.³⁴ 2000). Desta forma, a carga utilizada foi de 5 gf, com intervalo de no mínimo 10 μm entre cada indentação.

As indentações foram feitas a partir de 1 mm da região cervical em direção a porção apical, ao longo dos aproximados 8 mm do espaço radicular preparado para pino. Uma marcação foi realizada com uma carga maior, de 10 gf, no início dos 2 mm do terço cervical e a partir desta, foram realizadas 9 indentações com 5 gf correspondentes à esta porção da raiz. Na sequência, uma nova marcação foi realizada à 4 mm da porção mais cervical da raiz e à partir desta mais 9 indentações foram realizadas correspondentes ao terço médio radicular e por final, uma marcação foi realizada aos 6 mm de distância da porção mais cervical da raiz e 9 indentações foram realizadas correspondentes ao terço apical radicular (Figura 18).

Figura 18 - Desenho esquemático das indentações realizadas na amostra.



Fonte: Adaptado de Pedreira et al.²⁴ 2009.

A velocidade de aproximação do indentador em direção à superfície da amostra foi de 10 nm.s^{-1} . Após o contato, o tempo utilizado durante o ciclo de indentação tanto para o carregamento quanto para o descarregamento foi de 5s. Entre o ciclo de carregamento e de descarregamento a carga foi mantida constante por um período de 2s.

Após estas indentações, as raízes foram armazenadas em água destilada, à temperatura de 37°C por um período de 12 meses. A água destilada também foi trocada mensalmente durante este período. Passado este tempo, as amostras foram lavadas com água e secas para a realização de uma outra série de indentações, paralelas às realizadas anteriormente. Tentativas foram realizadas para que todas as indentações fossem feitas ao longo do mesmo lado da camada de cimento. Quando isto não foi possível, devido a algum problema inerente a cimentação, por exemplo bolhas de ar, indentações foram realizadas no mesmo plano transversal da camada de cimento, no outro lado do pino.

4.7 ANÁLISE DOS DADOS

Para cada um dos testes foi considerado a média dos valores obtidos no mesmo dente para cada terço, ou seja, para cada teste (push-out, nanodureza e módulo de elasticidade) foi feita a média dentro de cada dente para cada terço e este valor foi usado para a análise dos dados. Os valores

de resistência de união ao teste de push-out, nanodureza e módulo de elasticidade das regiões correspondentes ao cimento resinoso foram submetidos a uma análise de variância de medidas repetidas de 3 fatores (Cimento resinoso vs Terço radicular vs Tempo de armazenamento), sendo que os fatores Terço radicular e Tempo de armazenamento foram considerados as medidas repetidas. Para todos os testes, após a aplicação da análise de variância, os dados foram submetidos ao teste de comparações múltiplas de Tukey ($\alpha=0,05$). O programa estatístico utilizado foi o Statistica (Stat Soft[®], Inc. São Caetano do Sul, SP, Brasil).

5 RESULTADOS

5.1 TESTE DE PUSH-OUT

As médias e desvios padrões dos valores de resistência de união ao teste de push-out para todas as condições experimentais do estudo estão apresentados na tabela 1. A análise de variância de 3 fatores para a variável **resistência de união** demonstrou que a interação dupla Terço radicular vs Cimento resinoso ($p=0,00007$), a dupla Terço radicular vs Tempo de armazenamento ($p=0,006$), assim como os fatores principais Terço radicular ($p=0,002$) e Tempo de armazenamento ($p<0,0001$) foram estatisticamente significantes. A interação tripla Cimento resinoso vs Terço radicular vs Tempo de armazenamento ($p=0,44$), a dupla Cimento resinoso vs Tempo de armazenamento ($p=0,24$), bem como o fator principal Cimento resinoso ($p=0,13$) não foram estatisticamente significantes.

Tabela 1 - Médias e desvios padrões dos valores de resistência de união ao teste push-out (MPa) para todas as condições experimentais do estudo.

Cimentos resinosos	Multilink		Variolink II		RelyX™ Unicem	
Terços radiculares	Imediato	1 ano	Imediato	1 ano	Imediato	1 ano
Cervical	17,1 ± 3,9	12,6 ± 4,5	19,0 ± 5,4	17,5 ± 4,5	20,0 ± 2,8	15,2 ± 3,2
Médio	17,9 ± 3,9	12,2 ± 5,4	17,8 ± 5,3	15,1 ± 4,7	21,4 ± 4,0	15,8 ± 3,6
Apical	24,1 ± 3,4	15,6 ± 4,4	21,5 ± 5,0	16,9 ± 5,3	20,5 ± 6,4	12,9 ± 2,6

Sendo assim, as médias e os desvios padrões da interação dupla Terço radicular vs Cimento resinoso foram retabulados e podem ser visualizados na tabela 2. Pode-se verificar que somente para o cimento resinoso Multilink, o terço apical foi significativamente maior do que os terços médio e cervical. Para os outros dois cimentos resinosos, Variolink II e RelyX™ Unicem, não houveram diferenças significantes entre os terços radiculares.

Tabela 2 – Médias e desvios padrões dos valores de resistência de união ao teste push-out (MPa) para a interação terço vs cimento e análise estatística dos resultados (*).

Terços radiculares	Cimentos resinosos		
	Multilink	Variolink II	RelyX™ Unicem
Cervical	14,9 ± 4,2 C	18,3 ± 4,9 A,B	17,6 ± 3,0 A,B
Médio	15,1 ± 4,7 B,C	16,5 ± 5,0 B,C	18,6 ± 3,8 A,B
Apical	19,9 ± 3,9 A	19,2 ± 5,2 A,B	16,7 ± 4,5 B,C

(*) Letras diferentes indicam significância estatística (Teste de Tukey, $p<0,05$)

As médias e os desvios padrões da interação dupla Terço radicular vs Tempo de armazenamento foram retabulados e podem ser visualizados na tabela 3. Pode-se verificar que o tempo de armazenamento diminuiu a resistência de união para todos os terços radiculares, porém, somente no terço apical essa diferença foi estatisticamente significativa.

Tabela 3 – Médias e desvios padrões dos valores de resistência de união ao teste push-out (MPa) para a interação terço vs tempo e análise estatística dos resultados (*).

Terços radiculares	Tempo de armazenamento	
	Imediato	1 ano
Cervical	18,7 ± 4,0 A,B	18,2 ± 4,1 A,B
Médio	19,0 ± 4,4 A,B	14,4 ± 4,6 B
Apical	22,0 ± 4,9 A	15,1 ± 4,1 B

(*) Letras diferentes indicam significância estatística (Teste de Tukey, $p < 0,05$)

Os resultados das análises dos padrões de falhas das amostras após os testes de push-out podem ser visualizados na tabela 4. A falha adesiva (cimento/dentina) foi predominante para todos os cimentos no tempo imediato, porém quando analisados após 1 ano de armazenamento, somente o cimento Multilink manteve a predominância para este mesmo padrão de falha. Uma predominância de falha adesiva (cimento/pino) foi encontrada para o cimento Variolink II após 1 ano e neste mesmo tempo de avaliação, a falha coesiva no pino foi predominante para o cimento RelyX™ Unicem.

Tabela 4 – Análises dos padrões de falhas das amostras, após o teste de push-out, em tempo imediato e após 1 ano de armazenamento.

Cimentos	Tempo	Tipo de falha (%)						Total
		Tipo 1	Tipo 2	Tipo 3	Tipo 4	Tipo 5	Tipo 6	
Multilink	Imediato	50,0	16,7	18,7	7,3	2,1	5,2	100
	1 ano	70,8	16,7	4,2	0	0	8,3	100
Variolink II	Imediato	52,1	13,5	8,3	6,3	11,5	8,3	100
	1 ano	20,8	60,4	0	0	4,2	14,6	100
RelyX™ Unicem	Imediato	50,0	16,7	14,6	6,2	2,1	10,4	100
	1 ano	33,3	15,6	1,0	3,1	5,2	41,7	100

Nota: Falha do Tipo 1: Adesiva (cimento/dentina); Tipo 2: Adesiva (cimento/pino); Tipo 3: Mista (cimento/dentina e cimento/pino); Tipo 4: Coesiva no cimento; Tipo 5: Coesiva na dentina; Tipo 6: Coesiva no pino.

5.2 TESTE DE NANOINDENTAÇÃO

5.2.1 Módulo de Elasticidade

As médias e desvios padrões dos valores do **módulo de elasticidade** para todas as condições experimentais do estudo estão apresentados na tabela 5. A análise de variância de 3 fatores para a variável **módulo de elasticidade** demonstrou que a interação dupla Terço radicular vs Cimento resinoso ($p=0,01$), assim como os fatores principais Terço radicular ($p<0,0001$) e Cimento resinoso ($p<0,0001$) foram estatisticamente significantes. A interação tripla Cimento resinoso vs Terço radicular vs Tempo de armazenamento ($p=0,45$), as duplas Tempo de armazenamento vs Terço radicular ($p=0,68$) e Tempo de armazenamento vs Cimento resinoso ($p=0,20$), bem como o fator principal Tempo de armazenamento ($p=0,08$) não foram estatisticamente significantes.

Tabela 5 – Médias e desvios padrões dos valores de módulo de elasticidade (GPa) de todas as condições experimentais do estudo.

Cimentos Resinosos	Multilink		Variolink II		RelyX™ Unicem	
Terços radiculares	Imediato	1 ano	Imediato	1 ano	Imediato	1 ano
Cervical	$8,7 \pm 2,4$	$9,7 \pm 1,3$	$9,2 \pm 2,7$	$9,5 \pm 1,3$	$8,8 \pm 1,8$	$8,3 \pm 2,0$
Médio	$5,9 \pm 1,6$	$7,2 \pm 2,3$	$8,4 \pm 2,5$	$8,3 \pm 0,9$	$6,5 \pm 2,7$	$7,5 \pm 1,8$
Apical	$4,6 \pm 1,5$	$6,2 \pm 3,6$	$8,6 \pm 2,9$	$7,9 \pm 1,3$	$6,1 \pm 1,4$	$6,7 \pm 2,4$

Sendo assim, as médias e os desvios padrões da interação dupla Terço radicular vs Cimento resinoso podem ser visualizados na tabela 6. Pode-se verificar que os módulos de elasticidade de todos os cimentos resinosos diminuíram de valores no sentido cervical para apical, entretanto, somente para o terço cervical do cimento Multilink a diferença foi estatisticamente significativa.

Tabela 6 – Médias e desvios padrões dos valores de módulo de elasticidade (GPa) para a interação terço vs cimento e análise estatística dos resultados (*).

Terços radiculares	Cimentos resinosos		
	Multilink	Variolink II	RelyX™ Unicem
Cervical	$9,2 \pm 1,9$ A	$9,4 \pm 2,0$ A	$8,6 \pm 1,9$ A,B
Médio	$6,6 \pm 2,0$ B	$8,4 \pm 3,4$ A,B	$7,0 \pm 2,3$ B
Apical	$5,4 \pm 2,6$ B	$8,3 \pm 2,1$ A,B	$6,4 \pm 1,9$ B

(*) Letras diferentes indicam significância estatística (Teste de Tukey, $p<0,05$)

5.2.2 Nanodureza

As médias e desvios padrões dos valores da **nanodureza** para todas as condições experimentais do estudo estão apresentados na tabela 7. A análise de variância de 3 fatores para a variável **nanodureza** demonstrou que a interação dupla Tempo de armazenamento vs Cimento resinoso ($p=0,0051$), assim como todos os fatores principais Tempo de armazenamento ($p<0,0001$), Terço radicular ($p=0,000001$) e Cimento resinoso ($p<0,0001$) foram estatisticamente significantes. A interação tripla Cimento resinoso vs Terço radicular vs Tempo de armazenamento ($p=0,23$), as duplas Tempo de armazenamento vs Terço radicular ($p=0,05$) e Terço radicular vs Cimento resinoso ($p=0,17$) não foram estatisticamente significantes.

Tabela 7 – Médias e desvios padrões dos valores de nanodureza (GPa) de todas as condições experimentais do estudo.

Cimentos Resinosos	Multilink		Variolink II		RelyX™ Unicem	
Terços radiculares	Imediato	1 ano	Imediato	1 ano	Imediato	1 ano
Cervical	$0,53 \pm 0,16$	$0,41 \pm 0,13$	$0,56 \pm 0,12$	$0,58 \pm 0,03$	$0,47 \pm 0,14$	$0,36 \pm 0,12$
Médio	$0,43 \pm 0,13$	$0,43 \pm 0,16$	$0,55 \pm 0,13$	$0,56 \pm 0,03$	$0,41 \pm 0,17$	$0,35 \pm 0,12$
Apical	$0,31 \pm 0,13$	$0,38 \pm 0,16$	$0,45 \pm 0,08$	$0,53 \pm 0,03$	$0,42 \pm 0,06$	$0,34 \pm 0,17$

Sendo assim, as médias e os desvios padrões da interação dupla Tempo de armazenamento vs Cimento resinoso podem ser visualizados na tabela 8. Pode-se observar que o tempo de armazenamento influenciou significativamente apenas os valores de nanodureza do cimento resinoso RelyX™ Unicem.

Tabela 8 – Médias e desvios padrões dos valores de nanodureza (GPa) para a interação tempo vs cimento e análise estatística dos resultados (*).

Tempos	Cimentos resinosos		
	Multilink	Variolink II	RelyX™ Unicem
Imediato	$0,42 \pm 0,14$ B	$0,52 \pm 0,11$ A	$0,43 \pm 0,12$ B
1 ano	$0,41 \pm 0,14$ B	$0,56 \pm 0,03$ A	$0,35 \pm 0,14$ C

(*) Letras diferentes indicam significância estatística (Teste de Tukey, $p<0,05$)

As médias e desvios padrões para o fator principal Terço radicular também foram retabulados e as diferenças estatísticas podem ser

visualizadas na tabela 9. Observa-se que o valor de nanodureza no terço apical foi estatisticamente menor do que nos terços médio e cervical.

Tabela 9 – Médias e desvios padrões dos valores de nanodureza (GPa) para o fator principal terço radicular e análise estatística dos resultados (*).

Terços radiculares		
Cervical	Médio	Apical
0,48 ± 0,11 A	0,45 ± 0,12 A	0,40 ± 0,10 B

(*) Letras diferentes indicam significância estatística (Teste de Tukey, $p < 0,05$)

A relação entre as propriedades de nanodureza e módulo de elasticidade, que indica a habilidade do material em suportar uma deformação elástica sem fraturar (Ceballos et al.⁴⁰ 2007), pode ser visualizada na tabela 10.

Tabela 10 – Médias dos valores de nanodureza, módulo de elasticidade e relação entre a dureza e módulo de elasticidade (GPa) para os três cimentos, nos três terços radiculares.

Cimentos	Terços radiculares	Propriedades mecânicas		
		Nanodureza	Módulo de elasticidade	Nanodureza/Módulo de elasticidade
Multilink	Cervical	0,47	9,2	0,051
	Médio	0,43	6,6	0,065
	Apical	0,34	5,4	0,063
Variolink II	Cervical	0,57	9,4	0,060
	Médio	0,56	8,4	0,065
	Apical	0,49	8,3	0,059
RelyX™ Unicem	Cervical	0,42	8,6	0,048
	Médio	0,38	7,0	0,054
	Apical	0,38	6,4	0,059

6. DISCUSSÃO

É de comum conhecimento que a escolha da metodologia dos testes mecânicos é um dos fatores principais para a realização de uma pesquisa científica, pois esta metodologia pode influenciar diretamente nos resultados obtidos no trabalho. Dessa forma, neste estudo foi escolhido o teste de push-out para a avaliação da resistência de união entre sistemas de cimentação utilizados para cimentar pinos de fibra de vidro no interior de condutos radiculares, pois de acordo com alguns trabalhos esta técnica apresenta um mínimo de falhas prematuras na preparação dos espécimes, uma aceitável variabilidade dos resultados e uma maior homogeneidade na distribuição de esforços durante os testes, quando avaliados através de elementos finitos (Goracci et al.³⁵ 2004, Soares et al.³⁶ 2008).

Para a avaliação da qualidade de polimerização dos diferentes sistemas de cimentação foi realizado o teste de nanoindentação, que apresenta como benefício a capacidade precisa de posicionamento do indentador em regiões muito pequenas como a linha de cimentação no interior de condutos radiculares, além da sensibilidade de profundidade de penetração em escalas nanométricas. O aparelho nanoindentador fornece os valores de nanodureza e módulo de elasticidade do material testado e diferentemente dos testes convencionais de micro-dureza Vickers ou Knoop não é necessária a demarcação da área indentada para o cálculo da dureza, visto que a posição relativa do indentador na superfície do espécime é constantemente monitorada e a área de indentação é calculada de acordo com a profundidade da indentação e da geometria da ponta de diamante do aparelho nanoindentador (Van Meerbeek et al.³³ 1993). Dessa forma, erros devido à mensuração imprecisa do comprimento diagonal de pequenas durezas Vickers ou Knoop podem ser evitados.

O teste de dureza é um confiável indicador indireto do grau de conversão de monômeros em polímeros (Ferracane³⁷ 1985, Rueggeberg, Craig³¹ 1988). Alguns estudos demonstraram uma forte e significativa correlação entre os valores do grau de conversão e os valores de microdureza (Dewald, Ferracane³² 1987, Cadenaro et al.³⁸ 2005). Entretanto, essa correlação não deve ser utilizada para a comparação de diferentes

materiais (Ferracane³⁷ 1985), pois as diferenças do grau de conversão de polimerização podem ser influenciadas pelo tipo de sistema monomérico, tipo e quantidade de partículas de carga inorgânica, qualidade de silanização das partículas, dentre outros aspectos (Neves et al.³⁹ 2002). Consequentemente, no presente estudo é possível relacionar os valores de dureza com a qualidade de polimerização de cada sistema de cimentação, avaliados em diferentes terços radiculares e tempos de armazenamento, porém a mesma correlação não deve ser utilizada para comparar os diferentes sistemas utilizados no trabalho.

Neste trabalho, o teste de nanoindentação indicou uma diferença estatisticamente significativa para a interação dupla Terço radicular vs Cimento resinoso, na variável módulo de elasticidade (Tabela 6), em que o maior valor para o cimento Multilink foi obtido no terço cervical. Um resultado semelhante foi encontrado no trabalho de Ceballos et al.⁴⁰ (2007), que apresentou além dos valores de nanodureza e módulo de elasticidade, uma magnitude determinada pela relação entre estas propriedades. Segundo a autora, o resultado obtido da divisão da nanodureza pelo módulo de elasticidade determina a habilidade do material em suportar uma deformação elástica sem fraturar (Ceballos et al.⁴⁰ 2007). Se fizermos este cálculo e considerarmos esta relação para os resultados deste trabalho (Tabela 10), vamos perceber que na região cervical formou-se um polímero mais rígido, porém, mais friável, mais frágil e com menor habilidade de suportar uma deformação elástica. Isto é, na região cervical do cimento Multilink o limite de deformação antes de um dano permanente foi menor do que nos terços médio e apical.

O terço apical deste cimento apresentou os menores valores de nanodureza e módulo de elasticidade, entretanto, obteve uma melhor relação entre estas duas propriedades quando comparados com o terço cervical (Tabela 10). Isto significa que na região apical houve a formação de um polímero menos duro e rígido, porém, mais flexível, isto é, com maior habilidade de suportar uma deformação elástica sem fraturar (Ceballos et al.⁴⁰ 2007). Provavelmente esta característica contribuiu de certa forma para os altos valores de resistência de união obtidos nesta região (Tabela 2). Além disso, devido à anatomia radicular dos dentes caninos superiores, um menor

diâmetro do conduto é visualizado no terço apical (Figura 19), com isso uma menor espessura do cimento também foi encontrada neste terço e de acordo com o trabalho de da Rosa et al.⁴¹ 2011, quanto menor a espessura do cimento, maior a resistência de união dentro dos condutos radiculares.

Figura 19 – Amostra com pino cimentado para a visualização das diferentes espessuras de cimento resinosos nos três terços radiculares.



Estes resultados foram semelhantes aos encontrados por Gaston et al.⁴² (2001) e Bitter et al.¹⁹ (2006), que também obtiveram maiores valores de resistência de união no terço apical. Segundo estes autores, a explicação para este fato parece estar mais relacionada com a área de dentina sólida para adesão do que com a densidade de túbulos dentinários, pois de acordo com vários estudos, a densidade de túbulos dentinários dentro do canal radicular diminui de cervical para apical (Ferrari et al.¹³ 2000, Mjör et al.¹⁴ 2001) e consequentemente há uma menor formação de *tags* resinosos no terço apical (Ferrari et al.⁹ 2001, Vichi et al.⁴³ 2002, Bitter et al.¹² 2004). Se houvesse uma correlação da resistência de união com a formação de *tags* resinosos, deveria haver uma menor resistência no terço apical, o que de fato não ocorreu neste trabalho. Em virtude disso, acredita-se que a formação da camada híbrida em dentina sólida seja mais importante do que a

formação de *tags* resinosos dentro dos túbulos dentinários para a adesão na região apical (Giannini et al.⁴⁴ 2001, Bitter et al.¹² 2004).

A análise estatística também apontou diferenças significantes para a nanodureza do fator principal terço radicular, onde menores valores foram encontrados para o terço apical de todos os cimentos (Tabela 9). Este resultado concorda com outros trabalhos, que também encontraram menores valores de dureza de cimentos duais no terço apical (Teixeira et al.⁴⁵ 2008, Radovic et al.⁴⁶ 2009, Pedreira et al.²⁴ 2009, Ilie e Simon⁴⁷ 2012). Uma das explicações para este fato pode ser a diminuição da intensidade de luz através do canal radicular, do sentido de cervical para apical (Radovic et al.⁴⁶ 2009), até mesmo quando pinos de fibra translúcidos são utilizados, inclusive o pino White Post DC utilizado neste presente trabalho (dos Santos Alves Morgan et al.⁴⁸ 2008). Além da distância da fonte emissora de luz para o material a ser polimerizado, outros aspectos como a translucidez do pino (Radovic et al.⁴⁶ 2009) e características com relação à absorção e reflexão de luz causada pelas partículas de carga e outros aditivos presentes nos materiais resinosos (Emami et al.⁴⁹ 2005) podem diminuir a profundidade de polimerização dentro do canal radicular, como visto em outros trabalhos, que comprovaram a diminuição do grau de conversão de cimentos duais em terços apicais (Faria e Silva et al.⁵⁰ 2007, Kim et al.⁵¹ 2009). O cimento de polimerização química Multilink também teve uma menor nanodureza no terço apical e este resultado é divergente ao trabalho de Ceballos et al.⁴⁰ (2007), que obtiveram um maior valor de nanodureza para este mesmo cimento neste terço. De acordo com estes autores, somente os valores de nanodureza e módulo de elasticidade não são tão importantes quanto a relação existente entre estas propriedades, conforme descrito anteriormente. O fato de um sistema de cimentação de polimerização química ter menor nanodureza no terço apical pode estar relacionado à dificuldade de se conseguir uma homogeneidade dos componentes do cimento e adesivo em todo o canal radicular, isto é, pode ter havido nesta região uma menor quantidade do iniciador ou do ativador, que influenciaram negativamente na completa polimerização do cimento. Somado a isto, pode ter permanecido uma maior quantidade de água nesta região, em virtude da maior dificuldade de evaporação da solução aquosa do solvente deste cimento, em regiões

mais profundas do conduto radicular e sabe-se que este fator pode influenciar negativamente no grau de conversão de materiais resinosos (Borges et al.⁵² 2012).

Neste mesmo terço radicular (apical) houve uma diminuição significativa da resistência de união, para todos os cimentos, após 1 ano de armazenamento (Tabela 3). Para a avaliação do efeito da longevidade no teste de push-out, após a cimentação dos pinos e confecção das amostras, a região cervical foi selada com resina fluída e todos os dentes foram armazenados em 100% de umidade. O fato da região apical sofrer uma maior degradação da resistência de união pode estar relacionado com uma maior penetração de água através do ápice desta região, que se manteve selado somente pelo cimento endodôntico e guta-percha. Pode-se observar que o terço médio radicular também sofreu degradação, porém essa diferença com relação ao tempo imediato não foi estatisticamente significativa. Além disso, pelo fato de todos os cimentos terem tido menores durezas no terço apical, pode-se entender que nesta região se formaram polímeros mais frágeis, com maiores quantidades de monômeros residuais e com maior suscetibilidade à degradação.

Após 1 ano de armazenamento em água, dentre os cimentos avaliados apenas o cimento RelyXTM Unicem sofreu diminuição significativa da nanodureza (Tabela 8). Este resultado não concorda com os trabalhos de Frassetto et al.⁵³ (2012), Baena et al.⁵⁴ (2012) e Pedreira et al.²⁴ (2009) que observaram um aumento da dureza deste cimento quando armazenado em água destilada por 6 horas, 7 dias e 3 meses, respectivamente. Estes autores afirmam que uma das causas para este efeito pode estar relacionado com a composição e reação de presa do material, que é muito dependente da exposição à luz e contato com a estrutura dentária, pois neste material, durante a reação inicial dos metacrilatos fosforilados com a apatita e as partículas de carga básicas é formada água intermediária, que é reutilizada na reação com os grupamentos ácidos excedentes, que resultam na substituição de propriedades hidrofílicas antes da reação por propriedades hidrofóbicas após a reação de presa, o que torna o material inicialmente mais tolerante à umidade do ambiente (Radovic et al.¹⁶ 2008; Pedreira et al.²⁴ 2009; Baena et al.⁵⁴ 2012).

Porém, sabe-se que a estrutura química dos monômeros rotineiramente utilizados em formulações comerciais revelam a presença de grupos susceptíveis hidroliticamente, como os ésteres, uretanos, éter e grupos hidroxilas, que resultam em polímeros que podem absorver água em maior ou menor extensão, dependendo da densidade de ligações cruzadas e do potencial para a formação de pontes de hidrogênio e interações polares (Ferracane,⁵⁵ 2006). Além disso, a água que entra no polímero através da sorção pode hidrolisar as ligações covalentes da matriz resinosa, da interface entre a matriz e as partículas de carga, ou somente das partículas (Söderholm et al.⁵⁶ 1984) e o efeito dessa hidrólise pode ser a perda de massa, descolamento de partículas, e degradação das propriedades mecânicas do material (Söderholm e Roberts,⁵⁷ 1990). Embora estes fatores possam ser considerados para explicar os resultados deste presente trabalho, não se pode chegar a conclusão de que os mesmos foram determinantes, pois ainda existem poucos estudos que examinaram as propriedades mecânicas dos cimentos auto-adesivos (Ferracane et al.⁵⁸ 2011) e em número ainda mais reduzido, os seus comportamentos após longos períodos de armazenamento. Dessa forma, estes resultados podem ser considerados como um passo inicial para servir de comparação a outros futuros trabalhos relacionados com este assunto.

As análises dos padrões de falhas das amostras deste presente estudo demonstraram que no tempo imediato houve uma predominância de falhas adesivas (cimento/dentina) para todos os grupos avaliados, indicando que o elo mais fraco foi a união entre o cimento resinoso e as paredes do canal radicular. Após 1 ano de armazenamento em água destilada, o elo mais fraco da união do cimento Multilink continuou sendo entre o mesmo e as paredes dos canais radiculares, demonstrando uma boa união deste cimento com os pinos de fibra de vidro. Estes resultados concordam com o trabalho de Bitter et al.¹⁹ 2006. Estes mesmos resultados não foram obtidos para o cimento Variolink II, em que após o tempo de armazenamento apresentou uma predominância de falha adesiva (cimento/pino), demonstrando que esta força de união entre o pino e o cimento foi o fator limitante para os valores de resistência de união mensurados (Bitter et al.¹⁹ 2006), estes resultados concordam com os trabalhos de Rathke et al.⁵⁹ (2009) e Dimitrouli et al.⁶⁰

(2010). Após 1 ano de armazenamento, embora encontrado uma grande quantidade de falha adesiva (cimento/dentina), o padrão de falha predominante para o cimento RelyX™ Unicem foi coesiva no pino, indicando que após este período a união entre o cimento e a dentina continuou sendo um elo fraco, entretanto houve alguma alteração no pino, que reduziu sua resistência coesiva, possivelmente a interação com algum componente do cimento contribuiu para a obtenção destes resultados.

7. CONCLUSÕES

De acordo com a metodologia utilizada e com base nos resultados obtidos neste trabalho, pôde-se concluir que:

1) A resistência de união foi semelhante para todos os sistemas de cimentação avaliados e com relação às regiões radiculares somente o Multilink teve os maiores valores no terço apical.

2) O padrão de falha das amostras foi predominantemente adesiva (cimento/dentina ou cimento/pino), com exceção do RelyX™ Unicem que teve uma grande porcentagem de falha coesiva no pino após 1 ano de armazenamento em água.

3) Somente o cimento Multilink apresentou diferenças estatísticas do módulo de elasticidade com relação à região radicular, sendo maior no terço cervical. Para todos outros sistemas os valores foram semelhantes.

4) A dureza de todos os sistemas de cimentação foi semelhante em cada terço radicular, sendo esta dureza decrescente do terço cervical para apical.

5) O armazenamento das amostras em água por 1 ano diminuiu significativamente a resistência de união do terço apical e a dureza do cimento RelyX™ Unicem.

REFERÊNCIAS *

1. Cagidiaco MC, Goracci C, Garcia-Godoy F, Ferrari M. Clinical studies of fiber posts: a literature review. *Int J Prosthodont.* 2008;21(4):328-36.
2. Cheung W. A review of the management of endodontically treated teeth. Post, core and the final restoration. *J Am Dent Assoc.* 2005;136(5):611-9.
3. Asmussen E, Peutzfeldt A, Heitmann T. Stiffness, elastic limit, and strength of newer types of endodontic posts. *J Dent.* 1999;27(4):275-8.
4. Plotino G, Grande NM, Bedini R, Pameijer CH, Somma F. Flexural properties of endodontic posts and human root dentin. *Dent Mater.* 2007;23(9):1129-35.
5. Cormier CJ, Burns DR, Moon P. In vitro comparison of the fracture resistance and failure mode of fiber, ceramic, and conventional post system at various stages of restoration. *J Prosthodont.* 2001;10(1):26-36.
6. Fredriksson M, Astbäck J, Pamenius M, Arvidson K. A retrospective study of 236 patients with teeth restored by carbon fiber-reinforced epoxy resin posts. *J Prosthet Dent.* 1998;80(2):151-7.
7. Glazer B. Restoration of endodontically treated teeth with carbon fibre posts--a prospective study. *J Can Dent Assoc.* 2000;66(11):613-8.
8. Naumann M, Blankenstein F, Dietrich T. Survival of glass fibre reinforced composite post restorations after 2 years-an observational clinical study. *J Dent.* 2005;33(4):305-12.
9. Ferrari M, Vichi A, Grandini S. Efficacy of different adhesive techniques on bonding to root canal walls: an SEM investigation. *Dent Mater.* 2001;17(5):422-9.
10. Schwartz RS, Robbins JW. Post placement and restoration of endodontically treated teeth: a literature review. *J Endod.* 2004;30(5):289-301.
11. Ferrari M, Cagidiaco MC, Goracci C, Vichi A, Mason PN, Radovic I, Tay F. Long-term retrospective study of the clinical performance of fiber posts. *Am J Dent.* 2007;20(5):287-91.
12. Bitter K, Paris S, Martus P, Schartner R, Kielbassa AM. A Confocal Laser Scanning Microscope investigation of different dental adhesives bonded to root canal dentine. *Int Endod J.* 2004;37(12):840-8.

* De acordo com as normas do Programa de Pós-graduação em Odontologia da UEPG, baseada no modelo Vancouver. Abreviaturas dos periódicos em conformidade com o Medline.

13. Ferrari M, Mannocci F, Vichi A, Cagidiaco MC, Mjör IA. Bonding to root canal: structural characteristics of the substrate. *Am J Dent.* 2000;13(5):255-60.
14. Mjör IA, Smith MR, Ferrari M, Mannocci F. The structure of dentine in the apical region of human teeth. *Int Endod J.* 2001;34(5):346-53.
15. Tay FR, Loushine RJ, Lambrechts P, Weller RN, Pashley DH. Geometric factors affecting dentin bonding in root canals: a theoretical modeling approach. *J Endod.* 2005;31(8):584-9.
16. Radovic I, Monticelli F, Goracci C, Vulicevic ZR, Ferrari M. Self-adhesive resin cements: a literature review. *J Adhes Dent.* 2008;10(4):251-8.
17. 3M ESPE RelyX Unicem - perfil técnico do produto.
18. Gomes G, Gomes O, Reis A, Gomes J, Loguercio A, Calixto A. Effect of Operator Experience on the Outcome of Fiber Post Cementation With Different Resin Cements. *Oper Dent.* 2012 Dec 5. [Epub ahead of print]
19. Bitter K, Meyer-Lueckel H, Priehn K, Kanjuparambil JP, Neumann K, Kielbassa AM. Effects of luting agent and thermocycling on bond strengths to root canal dentine. *Int Endod J.* 2006;39(10):809-18.
20. Bitter K, Paris S, Pfuertner C, Neumann K, Kielbassa AM. Morphological and bond strength evaluation of different resin cements to root dentin. *Eur J Oral Sci.* 2009;117(3):326-33.
21. Goracci C, Sadek FT, Fabianelli A, Tay FR, Ferrari M. Evaluation of the adhesion of fiber posts to intraradicular dentin. *Oper Dent.* 2005;30(5):627-35.
22. Sadek FT, Goracci C, Monticelli F, Grandini S, Cury AH, Tay F, Ferrari M. Immediate and 24-hour evaluation of the interfacial strengths of fiber posts. *J Endod.* 2006;32(12):1174-7.
23. Zicari F, Couthino E, De Munck J, Poitevin A, Scotti R, Naert I, Van Meerbeek B. Bonding effectiveness and sealing ability of fiber-post bonding. *Dent Mater.* 2008;24(7):967-77.
24. Pedreira AP, Pegoraro LF, de Góes MF, Pegoraro TA, Carvalho RM. Microhardness of resin cements in the intraradicular environment: effects of water storage and softening treatment. *Dent Mater.* 2009;25(7):868-76.
25. Yoldas O, Alaçam T. Microhardness of composites in simulated root canals cured with light transmitting posts and glass-fiber reinforced

- composite posts. *J Endod.* 2005;31(2):104-6.
26. Braga RR, Cesar PF, Gonzaga CC. Mechanical properties of resin cements with different activation modes. *J Oral Rehabil.* 2002;29(3):257-62.
 27. Rueggeberg FA, Caughman WF. The influence of light exposure on polymerization of dual-cure resin cements. *Oper Dent.* 1993;18(2):48-55.
 28. Roberts HW, Leonard DL, Vandewalle KS, Cohen ME, Charlton DG. The effect of a translucent post on resin composite depth of cure. *Dent Mater.* 2004;20(7):617-22.
 29. de Durão Mauricio PJ, González-López S, Aguilar-Mendoza JA, Félix S, González-Rodríguez MP. Comparison of regional bond strength in root thirds among fiber-reinforced posts luted with different cements. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2007;83(2):364-72.
 30. Giachetti L, Grandini S, Calamai P, Fantini G, Scaminaci Russo D. Translucent fiber post cementation using light- and dual-curing adhesive techniques and a self-adhesive material: push-out test. *J Dent.* 2009;37(8):638-42.
 31. Rueggeberg FA, Craig RG. Correlation of parameters used to estimate monomer conversion in a light-cured composite. *J Dent Res.* 1988;67(6):932-7.
 32. DeWald JP, Ferracane JL. A comparison of four modes of evaluating depth of cure of light-activated composites. *J Dent Res.* 1987;66(3):727-30.
 33. Van Meerbeek B, Willems G, Celis JP, Roos JR, Braem M, Lambrechts P, Vanherle G. Assessment by nano-indentation of the hardness and elasticity of the resin-dentin bonding area. *J Dent Res.* 1993;72(10):1434-42.
 34. Urabe I, Nakajima S, Sano H, Tagami J. Physical properties of the dentin-enamel junction region. *Am J Dent.* 2000;13(3):129-35.
 35. Goracci C, Tavares AU, Fabianelli A, Monticelli F, Raffaelli O, Cardoso PC, Tay F, 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(4):353-61.
 36. Soares CJ, Santana FR, Castro CG, Santos-Filho PC, Soares PV, Qian F, Armstrong SR. Finite element analysis and bond strength of a glass post to intraradicular dentin: comparison between microtensile and push-out tests. *Dent Mater.* 2008;24(10):1405-11.

37. Ferracane JL. Correlation between hardness and degree of conversion during the setting reaction of unfilled dental restorative resins. *Dent Mater.* 1985;1(1):11-4.
38. Cadenaro M, Antonioli F, Sauro S, Tay FR, Di Lenarda R, Prati C, Biasotto M, Contardo L, Breschi L. Degree of conversion and permeability of dental adhesives. *Eur J Oral Sci.* 2005;113(6):525-30.
39. Neves AD, Discacciati JAC, Oréface RL, Jansen WC. Correlação entre grau de conversão, microdureza e conteúdo inorgânico em compósitos. *Pesqui Odontol Bras.* 2002;16(4):349-54.
40. Ceballos L, Garrido MA, Fuentes V, Rodríguez J. Mechanical characterization of resin cements used for luting fiber posts by nanoindentation. *Dent Mater.* 2007;23(1):100-5.
41. da Rosa RA, Bergoli CD, Kaizer OB, Valandro LF. Influence of cement thickness and mechanical cycling on the push-out bond strength between posts and root dentin. *Gen Dent.* 2011;59(4):e156-61.
42. Gaston BA, West LA, Liewehr FR, Fernandes C, Pashley DH. Evaluation of regional bond strength of resin cement to endodontic surfaces. *J Endod.* 2001;27(5):321-4.
43. Vichi A, Grandini S, Davidson CL, Ferrari M. An SEM evaluation of several adhesive systems used for bonding fiber posts under clinical conditions. *Dent Mater.* 2002;18(7):495-502.
44. Giannini M, Carvalho RM, Martins LR, Dias CT, Pashley DH. The influence of tubule density and area of solid dentin on bond strength of two adhesive systems to dentin. *J Adhes Dent.* 2001;3(4):315-24.
45. Teixeira CS, Silva-Sousa YC, Sousa-Neto MD. Effects of light exposure time on composite resin hardness after root reinforcement using translucent fibre post. *J Dent.* 2008;36(7):520-8.
46. Radovic I, Corciolani G, Magni E, Krstanovic G, Pavlovic V, Vulicevic 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.
47. Ilie N, Simon A. Effect of curing mode on the micro-mechanical properties of dual-cured self-adhesive resin cements. *Clin Oral Investig.* 2012;16(2):505-12.
48. dos Santos Alves Morgan LF, Peixoto RT, de Castro Albuquerque R, Santos Corrêa MF, de Abreu Poletto LT, Pinotti MB. Light transmission through a translucent fiber post. *J Endod.* 2008;34(3):299-302.
49. Emami N, Sjö Dahl M, Söderholm KJ. How filler properties, filler fraction,

- sample thickness and light source affect light attenuation in particulate filled resin composites. *Dent Mater.* 2005;21(8):721-30.
50. Faria e Silva AL, Arias VG, Soares LE, Martin AA, Martins LR. Influence of fiber-post translucency on the degree of conversion of a dual-cured resin cement. *J Endod.* 2007;33(3):303-5.
 51. Kim YK, Kim SK, Kim KH, Kwon TY. Degree of conversion of dual-cured resin cement light-cured through three fibre posts within human root canals: an ex vivo study. *Int Endod J.* 2009;42(8):667-74.
 52. Borges BC, Souza-Junior EJ, Brandt WC, Loguercio AD, Montes MA, Puppini-Rontani RM, Sinhoretto MA. Degree of conversion of simplified contemporary adhesive systems as influenced by extended air-activated or passive solvent volatilization modes. *Oper Dent.* 2012;37(3):246-52.
 53. Frassetto A, Navarra CO, Marchesi G, Turco G, Di Lenarda R, Breschi L, Ferracane JL, Cadenaro M. Kinetics of polymerization and contraction stress development in self-adhesive resin cements. *Dent Mater.* 2012;28(9):1032-9.
 54. Baena E, Fuentes M, Garrido M, Rodríguez J, Ceballos L. Influence of Post-cure Time on the Microhardness of Self-Adhesive Resin Cements Inside the Root Canal. *Oper Dent.* 2012;37(5):548-56.
 55. Ferracane JL. Hygroscopic and hydrolytic effects in dental polymer networks. *Dent Mater.* 2006;22(3):211-22.
 56. Söderholm KJ, Zigan M, Ragan M, Fischlschweiger W, Bergman M. Hydrolytic degradation of dental composites. *J Dent Res.* 1984;63(10):1248-54.
 57. Söderholm KJ, Roberts MJ. Influence of water exposure on the tensile strength of composites. *J Dent Res.* 1990;69(12):1812-6.
 58. Ferracane JL, Stansbury JW, Burke FJ. Self-adhesive resin cements - chemistry, properties and clinical considerations. *J Oral Rehabil.* 2011;38(4):295-314.
 59. Rathke A, Haj-Omer D, Muche R, Haller B. Effectiveness of bonding fiber posts to root canals and composite core build-ups. *Eur J Oral Sci.* 2009 Oct;117(5):604-10.
 60. Dimitrouli M, Geurtsen W, Lühns AK. Comparison of the push-out strength of two fiber post systems dependent on different types of resin cements. *Clin Oral Investig.* 2012 Jun;16(3):899-908.

ANEXO A

**Aprovação da Comissão de Ética em Pesquisa da Universidade
Estadual de Ponta Grossa. COEP - UEPG**



PARECER Nº 22/2012
Protocolo: 16060/09

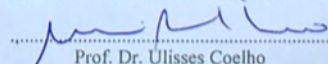
No dia 25 de Abril de 2012, a Comissão de Ética em Pesquisa, APROVOU a solicitação de prorrogação do protocolo de pesquisa intitulado "O efeito do tipo de cimento resinoso e tempo de armazenamento nos valores de resistência de união, nanodureza e módulo de elasticidade no ambiente intra-radicular" de responsabilidade do pesquisador João Carlos Gomes.

Conforme Resolução CNS 196/96, solicitamos que sejam apresentados a esta Comissão, relatórios sobre andamento da pesquisa, conforme modelo (<http://www.uepg.br/coep/>).

Data para entrega do relatório final: Dezembro de 2012.

Ponta Grossa, 25 de Abril de 2012.

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE PONTA GROSSA
COMISSÃO DE ÉTICA EM PESQUISA - COEP


Prof. Dr. Ulisses Coelho
Coordenador

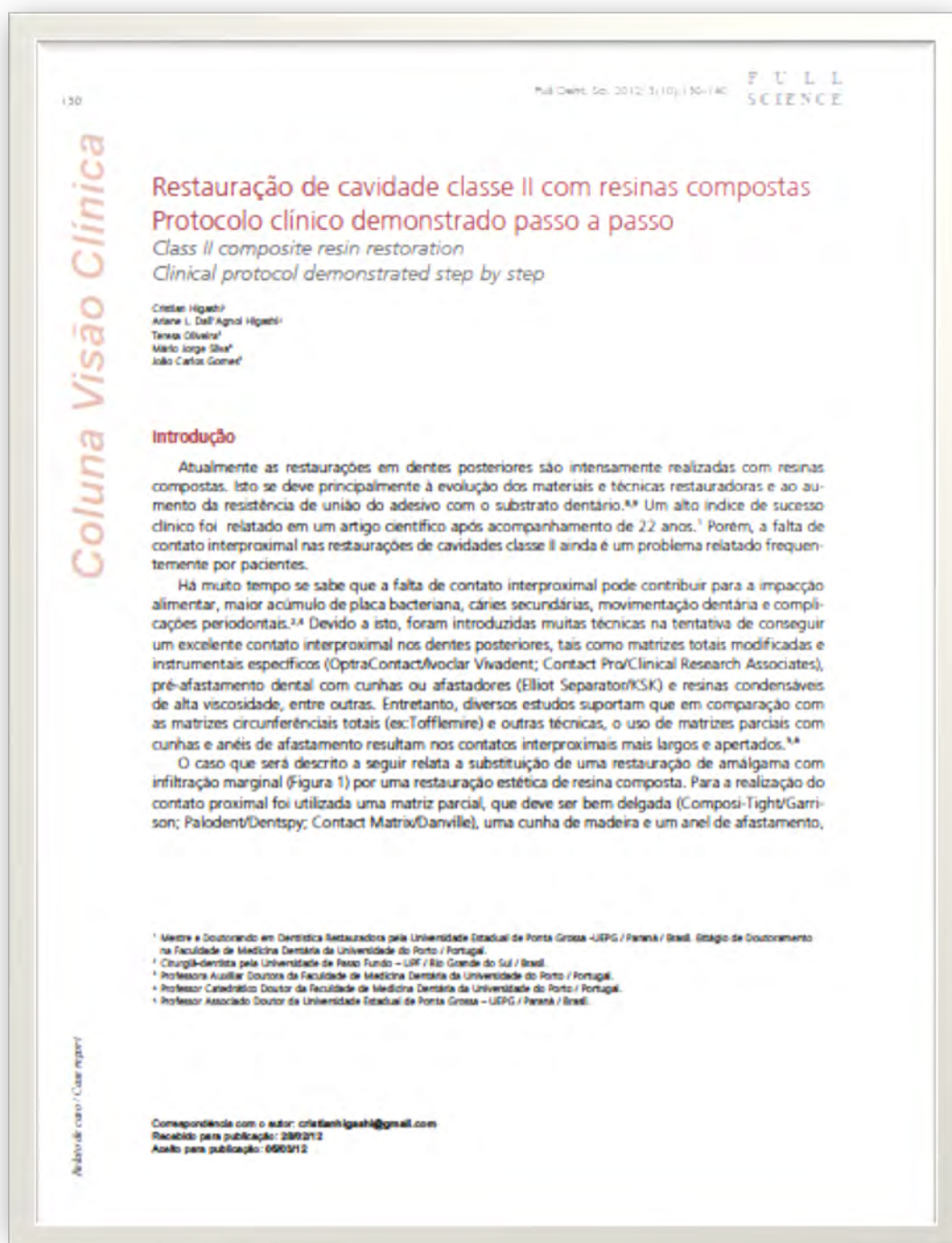
ANEXO B

**Artigos requeridos como pré-requisito para a obtenção do título de
Doutor em Odontologia na Universidade Estadual de Ponta Grossa**

Artigo 1: HIGASHI, C., LIU, J, GOMES, O.M.M., GOMES, J.C. Facetas em Dentes Escurecidos: Uma abordagem alternativa para a estratificação da região incisal. **Full Dentistry in Science**, v.1, n. 3, p.213 - 219, 2010.
ISSN da revista: 2175-7437



Artigo 2: HIGASHI, C., HIGASHI, A.L.D.A., OLIVEIRA, T., SILVA, M.J., GOMES, J.C. Restauração de cavidade classe II com resinas compostas. Protocolo clínico demonstrado passo a passo. **Full Dentistry in Science**, v.3, n. 10, p.130 - 140, 2012.
ISSN da revista: 2175-7437



Artigo 3: HIGASHI, C., GOMES, G.M., GARCIA, E.J., GOMES, O.M.M., GOMES, J.C. Color y características ópticas para restauraciones estéticas de dientes anteriores. *Acta Odontológica Venezolana*, v.49, n.4, p.1-12, 2011. ISSN da revista: 0001-6365

Acta Odontológica Venezolana - VOLUMEN 49 Nº 4 / 2011

ISSN: 0001-6365 - www.actaodontologica.com

Página | 1

Casos Clínicos:

COLOR Y CARACTERÍSTICAS ÓPTICAS PARA RESTAURACIONES ESTÉTICAS DE DIENTES ANTERIORES

Recibido por arbitraje: 12/03/2010

Aceptado para publicación: 03/12/2010

Cristian Higashi^a [DDS, MS], Giovana Mongruel Gomes^b [DDS, MS], Eugenio Jose Garcia^c [DDS, MS], Osnara Maria Mongruel Gomes^d [DDS, MS, PhD], João Carlos Gomes^d [DDS, PhD].

- a. Alumno de Doctorado en Odontología Restauradora de la Universidad Estadual de Ponta Grossa, Paraná, Brasil.
- b. Alumna de Doctorado en Odontología Restauradora de la Universidad Estadual de Ponta Grossa, Paraná, Brasil.
- c. Alumno de Doctorado en Materiales Dentales de la Universidad de São Paulo, São Paulo, Brasil.
- d. Profesores Adjuntos, Departamento de Odontología Restauradora, Universidad Estadual de Ponta Grossa, Paraná, Brasil.

Autor para correspondencia:

Eugenio Jose Garcia

Departamento de Materiales dentários. Faculdade de Odontologia. Universidade de São Paulo.

Av. Professor Lineu Prestes, 2227 - Cidade Universitária.

São Paulo, São Paulo, Brasil. CEP 05508-000

e-mail: eugenegarcia11@hotmail.com

COLOR Y CARACTERÍSTICAS ÓPTICAS PARA RESTAURACIONES ESTÉTICAS DE DIENTES ANTERIORES

Resumen

Las restauraciones estéticas de dientes fracturados del sector anterior con resinas compuestas consisten en un desafío estético, principalmente cuando se trata de un único incisivo central. El aumento en la demanda por parte de los pacientes de restauraciones estéticas con mínima intervención provocó un aumento en las restauraciones directas con resinas compuestas como solución a esa demanda. Sin embargo, la obtención de restauraciones biomiméticas con características ópticas, biológicas y mecánicas óptimas exige experiencia y conocimiento de materiales y de técnicas restauradoras por parte de los clínicos. El objetivo de este trabajo es describir las propiedades del color y las características ópticas de los dientes anteriores para la realización de restauraciones estéticas junto con la presentación de un caso de fractura de un incisivo central superior restaurado con resina compuesta directa donde la forma, textura y color fueron fielmente reproducidos a partir de una secuencia detallada de estratificación y de técnicas de acabado/pulido.

Palabras clave: color, estética dental, resinas compuestas.

COLOR AND OPTICAL PROPERTIES FOR ESTHETIC RESTORATIONS IN ANTERIOR TEETH

Abstract

FUENTE: www.actaodontologica.com/ediciones/2011/4/art17.asp

Acta Odontológica Venezolana - Facultad de Odontología de la Universidad Central de Venezuela

ISSN: 0001-6365 - Caracas - Venezuela