

Universidade Estadual Paulista
Faculdade de Odontologia de Araraquara

Elaine Cristina Guerbach Conti

**AVALIAÇÃO POR MICRODUREZA
VICKERS DA PROFUNDIDADE DE
POLIMERIZAÇÃO DE CIMENTOS
RESINOSOS NA CIMENTAÇÃO DE PINOS
DE FIBRA DE VIDRO EMPREGANDO
DIFERENTES FONTES DE LUZ**

Araraquara
2006

ELAINE CRISTINA GUERBACH CONTI

**AVALIAÇÃO POR MICRODUREZA VICKERS DA
PROFUNDIDADE DE POLIMERIZAÇÃO DE
CIMENTOS RESINOSOS NA CIMENTAÇÃO DE
PINOS DE FIBRA DE VIDRO EMPREGANDO
DIFERENTES FONTES DE LUZ**

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia de Araraquara, da Universidade Estadual Paulista "Júlio de Mesquita Filho" - UNESP, como parte dos requisitos para obtenção do título de Doutor em Odontologia – Área de concentração: Dentística Restauradora.

ORIENTADOR: Prof. Dr. José Roberto Cury Saad

**ARARAQUARA
2006**

Conti, Elaine Cristina Guerbach.

Avaliação por microdureza vickers da profundidade de polimerização de cimentos resinosos na cimentação de pinos de fibra de vidro empregando diferentes fontes de luz / Elaine C. Guerbach Conti. - Araraquara: [s.n.], 2006.

190f. ; 30 cm

Tese (Doutorado) – Universidade Estadual Paulista,
Faculdade de Odontologia.

Orientador: Prof. Dr. José Roberto Cury Saad

1. Dureza 2. Cimentos dentários 3. Pinos dentários
4. Fotopolimerizadores 5. LEDs I. Título

ELAINE CRISTINA GUERBACH CONTI

**AVALIAÇÃO POR MICRODUREZA VICKERS DA
PROFUNDIDADE DE POLIMERIZAÇÃO DE
CIMENTOS RESINOSOS NA CIMENTAÇÃO DE
PINOS DE FIBRA DE VIDRO EMPREGANDO
DIFERENTES FONTES DE LUZ**

Banca Examinadora:

Prof. Dr. José Roberto Cury Saad – Presidente e Orientador

Faculdade de Odontologia de Araraquara – UNESP

Profª. Drª. Patrícia dos Santos Jardim – 2º Examinador

Faculdade de Odontologia da Universidade Federal do Rio Grande do Sul -UFRGS

Prof. Dr. Luiz Alberto Plácido Penna – 3º Examinador

Faculdade de Odontologia da Universidade do Ibirapuera – UNIB

Prof. Dr. Osmir Batista de Oliveira Júnior – 4º Examinador

Faculdade de Odontologia de Araraquara – UNESP

Prof. Dr. Marcelo Ferrarezi de Andrade – 5º Examinador

Faculdade de Odontologia de Araraquara – UNESP

ARARAQUARA

2006

DADOS CURRICULARES

Elaine Cristina Guerbach Conti

NASCIMENTO: 25/04/1975 – Araçatuba – SP

FILIAÇÃO: Denir Domingues Conti

Tânia Regina Guerbach Conti

1994/1997 Curso de Graduação em Odontologia

Faculdade de Odontologia de Presidente Prudente –
Universidade do Oeste Paulista.

1998 Curso de Atualização em Dentística Restauradora pela Faculdade
de Odontologia de Araçatuba – UNESP.

1998/1999 Estagiária da Disciplina de Dentística Restauradora, da
Faculdade de Odontologia de Araçatuba – UNESP.

2000/2002 Curso de Pós-Graduação em Odontologia, Área de Dentística Restauradora, nível de Mestrado, pela Faculdade de Odontologia de Araraquara – UNESP.

2002 Prof.^a Responsável pelas Disciplinas de Dentística Operatória e Restauradora das Faculdades Adamantinenses Integradas – FAI.

2003/2006 Curso de Pós-Graduação em Odontologia, Área de Dentística Restauradora, nível de Doutorado, pela Faculdade de Odontologia de Araraquara – UNESP.

Dedico este trabalho:

À Deus,

“Você se fez presente em todos os momentos, firmes ou trêmulos. E passo a passo, pude sentir a Sua mão na minha, transmitindo-me segurança necessária para enfrentar o meu caminho e seguir... A Tua presença é qualquer coisa como a luz e a vida...”

(Vinícius de Moraes)

“A família continua a ser fonte primeira e principal de nossa personalidade e de nossa educação, o lugar onde recebemos esse “pão de carinho” que nos vai fazendo crescer e viver.”

Aos meus queridos pais Denir e Tânia,

“De vocês recebi o dom da vida. Só por ela me sentiria infinitamente grata, mas vocês me presentearam com mais; revestiram-me de carinho, amor e dedicação. Com sua simplicidade e humildade me ensinaram a ser uma adulta com responsabilidade, dedicação e acima de tudo humilde em minhas atitudes”. Trabalharam para que meus sonhos pudessem ser realizados, sacrificando os seus sonhos em favor dos meus; sempre se mostrando fortes e prontos a me estimular nos momentos de fraqueza e insegurança. Compartilho com vocês os méritos dessa conquista, porque ela também vos pertence. Muito Obrigada. EU AMO VOCÊS!

Ao meu irmão Eduardo *“in memoriam”*

“Dú, por mais que o tempo e a distância insistam em me fazer te esquecer, você sempre estará presente em meu coração, em minha memória e em todas as conquistas da minha vida.”

À você, com muito carinho.

Ao meu marido Carlos, jóia preciosa que Deus colocou em minha vida, que dedicou todo o seu amor, incentivo e confiança para que esse e outros objetivos pudessem ser alcançados. Não sei se tais palavras são suficientes para demonstrar minha gratidão, mas essas certamente evidenciam meus mais sinceros sentimentos: EU TE AMO!

Aos meus avós Carlos “*in memoriam*” e Antônia; Orlando e Maria,

Vocês são a base de tudo. O suporte necessário para que pudéssemos ter uma família tão maravilhosa. Muito obrigada pelos exemplos de caráter, dignidade, humanidade, e principalmente pelos gestos de infinito amor e carinho, que foram primordiais para a formação do meu caráter. Vocês estarão sempre guardados no meu coração!

Aos meus tios Carlos, César, Vanir e Marcelo; às minhas tias Sônia, Telma, Alciomar e Joelda; aos primos Carlos Eduardo, Nathália, Carlos Marcelo, Isabella, Guilherme, Débora e Carla, que pelo simples fato de existirem dão mais brilho em minha vida. Vocês sempre estiveram presentes em todos os

momentos, e saibam que essa atitude foi muito importante para a minha segurança e meu conforto. Vocês são pessoas muito importantes para mim. Obrigada pelas palavras de apoio e incentivo. É muito bom saber que sempre posso contar com vocês. Agradeço a Deus pela família maravilhosa que me proporcionou!

À Dra. Mara Antônio M. de Castro (minha querida madrinha), Dr. José Carlos M. de Castro e Dr. Jorge Komatsu, meus queridos pais da Odontologia e constantes incentivadores. Agradeço pelo exemplo de capacidade, profissionalismo, humanidade, e acima de tudo pela amizade, tornando-se pessoas nas quais procuro me espelhar para seguir e alcançar meus objetivos. À vocês serei eternamente grata!

Aos meus sogro e sogra: Ayres e Maria Aparecida, muito obrigada pelo apoio nos momentos de cansaço e pelo constante incentivo. D. Cida, obrigada por me fazer “sentir em casa” nessa fase de grande mudança na minha vida. Vocês são pessoas abençoadas!

À avó Ida; aos meus cunhados: Cleber, Renato e Donizete; cunhadas: Cláudia, Claudete e Maria Aparecida, pela compreensão e apoio, **e sobrinhos: Vinícius, Marcella, Juliana, Maria Eduarda e Anna Clara,** por tornar minha vida mais alegre e colorida.

À Márcia, pela dedicação e paciência com que sempre me ajudou dentro do lar.

Agradecimentos Especiais:

Ao Orientador Prof. Dr. José Roberto Cury

Saad, pelo companheirismo, amizade, e compreensão. Você é um grande exemplo de caráter, competência, e acima de tudo humildade. Obrigada pela confiança depositada em mim e pela atenção demonstrada em todos os momentos necessários para a realização desse trabalho. À você, professor e amigo, a quem tive a grande oportunidade de conhecer, e ter como orientador, expresso minha eterna gratidão, admiração e respeito.

Ao Prof. Dr. Carlos Alberto Botazzo Delbem,

por ter me acolhido de maneira tão prestativa no Departamento de Odontopediatria, da Faculdade de Odontologia de Araçatuba - UNESP, possibilitando a realização do experimento desse trabalho. Agradeço de coração por todo o apoio, orientação, dedicação, e pela confiança a mim dispensada. À você, meus sinceros agradecimentos.

Agradecimentos:

À faculdade de Odontologia de Araraquara, da Universidade Estadual “Júlio de Mesquita Filho”, na pessoa da **Prof^a. Dr^a. Rosemary Adriana Chiérici Marcantônio** (Diretora) e do **Prof. Dr. José Cláudio Martins Segalla** (Vice-Diretor).

À Coordenação do Curso de Pós-Graduação em Dentística Restauradora, da Faculdade de Odontologia de Araraquara – UNESP, nas pessoas do **Prof. Dr. José Roberto Cury Saad** (Coordenador), e do **Prof. Dr. Osmir Batista de Oliveira Júnior** (Vice-Coodenador), pela oportunidade de cursar minha Pós-Graduação nesta Faculdade.

Aos Professores do Curso de Pós-Graduação em Dentística Restauradora: **Prof. Dr. José Roberto Cury Saad, Prof^a. Dr^a. Maria Salete Machado Cândido, Prof. Dr. Sizenando de Toledo Porto Neto, Prof. Dr. Osmir Batista de Oliveira Jr., Prof. Dr. Marcelo Ferrarezi de Andrade, e ao Prof. Dr. Wellington Dinelli**, pela amizade e pelos ensinamentos transmitidos e em especial ao **Prof. Dr. Silas Luiz L. Duarte**

Júnior, por estar sempre pronto a auxiliar nos momentos de necessidade.

Às Faculdades Adamantinenses Integradas – FAI, na pessoa do **Prof. Dr. Neoclair Molina**, Coordenador do curso de Odontologia, pela oportunidade de trabalho, e pelos gestos de compreensão e amizade.

Aos Professores de Dentística Restauradora da Faculdade de Odontologia de Araçatuba: **Prof. Dr. Jorge Komatsu, Prof^a. Mara Antônio M. de Castro, Prof. Dr. Sílvio José Mauro, Prof. Dr. Renato H. Sundfeld, Prof. Dr. Ricardo C. Okida, Prof^a. Dra. Sandra R. Mestrener, Prof. Laumer P.A.S. Quintella**, pelo incentivo e por terem despertado em mim a paixão pela Dentística Restauradora.

Aos meus colegas do Curso de Doutorado: **Pedro, Ricardo Macedo, Taylane, Roberto, Ricardo Faria, Eduardo, Saturnino** pelo, aprendizado, crescimento e amizade, e em especial às grandes amigas **Cristina Magnani e Cláudia Xavier**, pelos momentos alegres, construtivos e fraternos em que passamos nesses anos de convivência.

Aos grandes amigos **Jeferson e Carla**, pela amizade, apoio e incentivo, que fizeram com que minha caminhada fosse

um pouco menos tortuosa. Especialmente ao amigo e colega de trabalho **Jeferson**, pela compreensão na minha ausência, e pelo suporte nos momentos necessários. Vocês têm uma parcela muito grande na realização desse trabalho.

À grande amiga **Yeon**, que sempre esteve com as portas abertas para me acolher em Araraquara, e pelo exemplo de amizade, confiança e companheirismo. Muito Obrigada por tudo!

À amiga **Débora**, pelo grande auxílio que me prestou por ter aberto as portas para que pudesse realizar meu experimento na Faculdade de Odontologia de Araçatuba. Agradeço profundamente sua ajuda.

À amiga **Solange**, pelas palavras de carinho e pelo ombro amigo nos momentos difíceis. Agradeço a sua amizade.

Aos amigos do Departamento de Odontopediatria da Faculdade de Odontologia de Araçatuba: **Fernanda, Carina, Kélio, Antônio, Profa. Dr^a Denise e Profa. Dr^a Kikue** em especial: **à Eliana Rodrigues e Eliana Takeshita**, que não mediram esforços para o auxílio da realização deste trabalho. Obrigada pelas inúmeras horas de paciência, trabalho e amizade. À vocês minha eterna gratidão.

Agradecimentos

À amiga **Roberta Esberard**, pela realização do tratamento endodôntico das raízes bovinas. Sua ajuda foi essencial para a realização desse trabalho.

Às amigadas que construí em Araraquara: **Kina, Claudinha, Cristina, Martin, Darlon, André, Elídio**. Agradeço à todos vocês pelos momentos agradáveis que me proporcionaram na minha passagem por aqui.

Aos funcionários do Departamento de Odontologia Restauradora: **Creusa, D. Cida, Adriana, Cida, Marinho, Cláudio e Vanderlei**, pelos momentos de alegria, auxílio, amparo e coleguismo.

À bibliotecária **Maria Helena**, pela correção das Referências Bibliográficas e estrutura deste trabalho.

À bibliotecária **Marley**, pela confecção da ficha catalográfica.

Aos funcionários da Seção de Pós-Graduação, em especial à **Mara, Rosângela e José Alexandre**, que nunca mediram esforços para nos auxiliar, atendendo sempre com carinho e prontidão à todos os pedidos e necessidades no decorrer do curso. À vocês, meus agradecimentos de coração.

Agradecimentos

Aos funcionários da Biblioteca da Faculdade de Odontologia de Araraquara – UNESP: **Prof^a Maria Helena, Odete, Eliane, Sílvia, Adriano, Marley, Maria Aparecida, Maria Inês**, pelo auxílio, paciência, atenção e carinho transmitidos durante todo o período da pós-graduação. Vocês foram pessoas muito especiais nos momentos de dificuldade.

Aos eternos amigos **Érica, Patrícia, Laura, Roberto, Liz**, que mesmo distantes, sei que torcem muito pela minha felicidade e meu sucesso. Vocês sempre estarão no meu coração.

Aos amigos **Cíntia, Cláudio, Brito e Marcelo**, pelos excelentes e agradáveis momentos vividos em Adamantina.

Às amigas **Idalina, Marli, Renata Calvo, Cristiane, Fernanda e Natália**, e aos amigos de profissão **Idelci, Ângelo, Renato, Milena e Cristina**, que sempre torceram pelas minhas conquistas e meu sucesso.

As amigos **José Antônio, Maria de Belém e Júnior**, pelo apoio e incentivo prestados.

Ao amigo **Prof. Jeferson da Silva Machado**, pelo empréstimo do aparelho Optilux 360.

Agradecimentos

Ao amigo **Paulo Kanda**, por estar sempre pronto a ajudar e pelo empréstimo do aparelho de LED Rádii.

Ao **Prof. Dr. João Carlos Gomes**, pelo empréstimo do aparelho UltraLume 5, e pela maneira prestativa e agradável que nos auxiliou.

Ao **Prof. Dr. Romeu Magnani**, pela realização da análise estatística.

À **3M ESPE**, na pessoa do **Sr. Luis Fernando**, por ceder materiais empregados nesse trabalho.

À **Ângelus** por ceder os pinos de fibra de vidro.

À **CAPES**, pela concessão da bolsa de estudo.

À todos que direta ou indiretamente contribuíram para a realização deste trabalho.

MEUS SINCEROS AGRADECIMENTOS.

SUMÁRIO

INTRODUÇÃO.....	23
REVISÃO DA LITERATURA.....	31
PROPOSIÇÃO.....	107
MATERIAL E MÉTODO.....	109
MATERIAIS.....	109
MÉTODOS.....	114
RESULTADO.....	134
DISCUSSÃO.....	142
CONCLUSÃO.....	166
REFERÊNCIAS.....	169
APÊNDICE.....	181
RESUMO.....	186
ABSTRACT.....	189

INTRODUÇÃO

Os retentores intra-radiculares têm exercido um importante papel na reabilitação de dentes tratados endodonticamente^{9,13,14}. São responsáveis pela retenção de coroas e núcleos de preenchimento, com distribuição das tensões resultantes das cargas mastigatórias⁴⁹. Os pinos metálicos pré-fabricados, predominantes no mercado até então, têm cedido lugar a outros sistemas não metálicos, criados na tentativa de suprir deficiências observadas clinicamente ao longo dos anos. Como exemplo podemos citar os pinos de fibra de vidro^{13,14,49}. Devido às suas propriedades, esses sistemas apresentam algumas vantagens, tais como: resistência à corrosão, adesão à estrutura dental e estética^{13,14,49}. Entretanto a principal característica é o módulo de elasticidade muito próximo ao da dentina, que favorece uma dissipação equilibrada das cargas mastigatórias para a raiz, reduzindo as chances de fratura radicular e conseqüentemente a perda do elemento dental^{13,14,49}.

A técnica de cimentação adesiva empregando cimentos resinosos associados a sistemas adesivos, é a eleita para cimentação dos pinos de fibra de vidro^{9,13,14,20,32,42,49}. Isso pode ser explicado pelo fato desses pinos apresentarem composição química semelhante a dos cimentos resinosos. Esses sistemas de pinos são compostos por fibras de vidro longitudinais, envoltas por uma matriz resinosa de Bis-GMA e partículas inorgânicas^{13,14}. Os cimentos resinosos apresentam

basicamente monômeros de Bis-GMA ou UEDMA, como constituintes principais da fase orgânica, e partículas inorgânicas unidas à matriz resinosa por meio de grupos silanos¹⁸. Essa combinação proporciona uma melhor união entre eles, obtendo uma estrutura homogênea que se interpõe entre pinos e tecidos dentais remanescentes, minimizando assim, alguns efeitos indesejáveis ocasionados por falhas de cimentação⁴⁹.

Quanto ao tipo de polimerização, os cimentos resinosos podem ser classificados em quimicamente ativado, fotopolimerizável ou de dupla polimerização ("dual"). Para a cimentação dos pinos de fibra de vidro, estão mais indicados os quimicamente ativados^{7,35} ou os de polimerização dual^{7,12,15,18,19,28,35}, devido a possibilidade de atenuação ou ausência total da luz em regiões mais profundas do canal radicular, contra-indicando portanto os cimentos fotopolimerizáveis apenas⁹. Nos quimicamente ativados a reação de presa se dá pelo sistema peróxido-amina e não depende da fotoativação para iniciar a polimerização^{4,7,18,19,24,28,30,35}. Nos de ativação dual, o endurecimento é iniciado pela presa química e pela ativação com a luz visível, usando um comprimento de onda entre 400-500 nm, responsável pela excitação da canforoquinona, agente fotoiniciador da polimerização^{4,7,15,18,19,24,28,30,35}. Uma polimerização adequada, em toda a extensão do cimento é fundamental para a obtenção de adequadas propriedades físicas e mecânicas, e um satisfatório desempenho clínico desse material⁷.

Idealmente, o cimento resinoso de dupla ativação deve ser capaz de obter grau de polimerização, por meio da ativação química, similar à alcançada pela dupla ativação¹⁹. Porém, a literatura^{4,7,15,18,19,30,40,43,44,46,48,56} tem demonstrado que apenas a ativação química não é capaz de determinar valores máximos de microdureza ou grau de conversão, sendo, portanto necessária a fotoativação para que isso aconteça. O problema da inadequada polimerização é uma baixa taxa de conversão de monômeros em polímeros, com uma alta quantidade de duplas uniões residuais, que causa propriedades físicas inferiores, aumentando a sorção e solubilidade⁴⁶. Na técnica de cimentação de pinos, esse é um fator relevante, visto que devido à grande profundidade ao longo do canal radicular, a luz do aparelho fotopolimerizador é atenuada ou não consegue alcançar as regiões mais profundas do conduto, determinando menores valores de microdureza do cimento resinoso no terço apical^{20,32,42}.

Sabe-se que a composição química dos cimentos resinosos interfere sobremaneira na sua profundidade de polimerização, entretanto outros fatores inerentes à fonte de luz empregada para a fotopolimerização, tais como: o tipo de fonte de luz, a intensidade de luz, o tempo de exposição à fonte de luz, e o comprimento de onda da luz emitida pelo aparelho fotopolimerizador, são de fundamental importância para a obtenção de adequada polimerização dos compósitos^{29,57}.

Os primeiros aparelhos utilizados para fotopolimerização de compósitos, empregavam a luz ultravioleta (UV), que emitia um comprimento de onda dentro de 340-380nm, agindo como ativador ou desencadeador da reação de polimerização²⁵. O agente iniciador presente nesses compósitos era o éter metílico de benzoíla, o qual absorve energia máxima por volta de 365nm. Esse tipo de luz apresentava alguns inconvenientes como: uma profundidade de polimerização limitada, e possíveis efeitos deletérios dos raios ultravioletas para o paciente e o operador, especialmente para pele e olhos²⁵.

Posteriormente, surgiram as fontes de luz visível para fotopolimerização de materiais resinosos, com a finalidade de contornar as deficiências ou as limitações da luz ultravioleta. As lâmpadas halógenas utilizadas como fonte de luz em unidades fotopolimerizadoras, são lâmpadas incandescentes, compostas basicamente de uma lâmpada com filamento de tungstênio (bulbo e refletor), filtro, sistema de refrigeração (ventilação) e fibras ópticas para condução da luz^{25,26}. O filamento de tungstênio se encontra protegido em uma cápsula de quartzo com gases inertes e conectado a um eletrodo para passagem da corrente elétrica²⁵. Assim, este filamento é submetido a altas temperaturas, produzindo uma luz com energia dentro de uma larga faixa de comprimento de onda, ou seja, com muita radiação na região do infravermelho, a qual é responsável pela geração de calor^{17,29,38}. A temperatura próxima do bulbo eleva-se para aproximadamente 400⁰C. O

dano causado devido à geração de calor chega a 70%, e conseqüentemente, apenas 10% da energia elétrica é usada para emissão da luz visível¹⁷. Como existe uma produção de grande quantidade de luz fora da região espectral de interesse para fotoativação, são utilizados filtros que apresentam a função de barrar estas energias, produzindo uma luz mais específica, dentro de um espectro menor (400 – 500nm), compatível com o pico máximo de absorção da canforoquinona (468nm) que é o agente iniciador mais empregado atualmente nos compósitos^{25,29,31,36,41,58}. Além disso, devido a grande geração de calor, é necessário um sistema de ventilação, pois o calor produzido reduz drasticamente a vida útil e a potência da lâmpada⁴⁶. Mesmo assim, a geração de altas temperaturas leva à degradação do bulbo, refletor e filtro, reduzindo gradativamente a densidade de potência do aparelho, podendo assim comprometer a efetividade de polimerização dos compósitos²⁵.

Em contrapartida, os LEDs (Diodos emissores de luz) são um tipo de semicondutores, que diferem marcadamente das lâmpadas halógenas²⁵. Os primeiros aparelhos de LEDs foram desenvolvidos por Nakamura, em 1993, onde ao invés de um filamento aquecido, como é utilizado nas lâmpadas halógenas, os aparelhos de LEDs são fontes de luz no estado sólido, que usam junções de semicondutores dopados. São dois semicondutores, um do tipo *n*, que tem excesso de elétrons, e o outro do tipo *p*, que tem falta de elétrons. Quando a tensão é aplicada

entre esses dois semicondutores, os elétrons se movimentam na camada *n* para a camada *p* e essa movimentação gera fótons em uma estreita faixa de comprimento de onda, que terá seu valor dependente da composição desses semicondutores^{25,36}. Segundo Uhl et al.⁵², a luz é produzida a partir de semicondutores de Índio-Gálio-Nitrogênio (In-Ga-N). Não há necessidade de uso de filtros porque esses aparelhos emitem a luz em um comprimento de onda convenientemente próximo da excitação da canforoquinona. Essa pureza espectral, o torna altamente eficiente no processo de polimerização dos compósitos, com a vantagem de prevenir o sobreaquecimento³. Além disso, são altamente duráveis e têm um tempo de vida extremamente longo, em torno de 100.000 horas, e um baixo consumo de energia^{31,38,52,58}.

Várias pesquisas recentes^{3,10,26,27,30,31,34,37,44,45,48,50,52,53,58} vêm propondo e demonstrando a utilização do LED (Light Emitting Diode) como uma fonte de luz viável e bastante promissora na polimerização de compósitos, podendo ser utilizado em substituição aos aparelhos que utilizam como fonte de luz uma lâmpada halógena. Entretanto o conhecimento da composição do material, bem como a intensidade de luz e o espectro de comprimento de onda do aparelho fotopolimerizador é de extrema importância para que se consigam polimerizações adequadas para os diversos materiais empregados^{41,57}.

Na clínica odontológica, muitos profissionais têm adotado os aparelhos de LEDs como fonte fotopolimerizadora para todos os

procedimentos adesivos. Entretanto, devido à escassez de trabalhos, muitas dúvidas existem a respeito desses aparelhos na fotoativação de cimentos resinosos duais empregados na cimentação de pinos de fibra de vidro. Portanto torna-se importante o conhecimento científico sobre o assunto para direcionar as atividades clínicas por meio de critérios para escolha de materiais e técnicas que possam ser empregados, disponibilizando informações relevantes para melhorar o desempenho e a longevidade clínica das restaurações.

REVISÃO DA LITERATURA

Year⁵⁷, em 1985, teceu algumas considerações a respeito dos fatores que interferem na polimerização de compósitos fotopolimerizáveis. Dentre os fatores determinantes na profundidade de polimerização, o autor destacou a composição química do material; as condições de operação do aparelho fotopolimerizador; a intensidade de luz e a distância entre a fonte de luz e a superfície do compósito. Relatou que a intensidade de luz não afeta somente a profundidade de polimerização, mas também o valor de microdureza obtido na superfície mais próxima à fonte de luz, havendo uma relação direta entre profundidade de polimerização e a intensidade de luz. Ainda destacou que os testes de microdureza Barcol, Knoop e Vickers podem ser utilizados para avaliar o grau de polimerização dos compósitos. Quanto ao teste do grau de conversão dos monômeros em polímeros, existem dois métodos principais: espectroscopia de múltipla reflexão interna (MIR) e espectroscopia laser Raman. Ambos os métodos são capazes de determinar quantitativamente o número de grupos metacrilatos presentes no compósito antes e após o processo de exposição à luz. Porém, esse método é considerado complexo e inviável para tomadas de medidas de rotina. Os valores de conversão obtidos em diferentes espessuras dos compósitos a partir da superfície externa mais próxima à fonte de luz têm sido similares aos resultados de microdureza. Portanto, o autor concluiu

que o teste de microdureza constitui um método conveniente e eficaz na determinação da profundidade de polimerização.

Hasegawa et al.²⁸, em 1991, avaliaram a microdureza de três cimentos resinosos duais, sob “inlays” de resina composta, pela simulação de diversas situações clínicas. Os cimentos: Dual cement (Vivadent); Dicor light-activated cement (Dentsply); e Duo cement (Còltene) foram espatulados, inseridos em uma matriz, sobre eles colocado uma tira de poliéster e exposto a seis diferentes tempos de fotopolimerização: 0 (nenhuma fotoativação), 5, 10, 20, 40 e 120 segundos. Em seguida os espécimes foram armazenados em ambiente escuro a 37⁰C, e a microdureza Knoop foi medida aos 30 minutos e 24 horas após. Para cada condição experimental, 4 espécimes foram confeccionados. Em uma segunda parte do experimento, foi avaliada a influência de cunhas plásticas fototransmissoras na polimerização dos mesmos cimentos, na porção proximal de inlays de resina composta. Foram confeccionadas 10 amostras para cada situação, sendo que a metade das amostras foi utilizada a cunha e fotopolimerizada por 40 segundos na superfície vestibular e o mesmo tempo na superfície lingual. A outra metade a fotopolimerização foi realizada da mesma forma, porém sem a utilização da cunha. A microdureza Knoop dos cimentos foi medida na região central da parede gengival, em três níveis de profundidade: próximo ao ângulo cavosuperficial, na região média, e próximo à parede

axial, também nos tempos de 30 minutos e 24 horas após a espatulação. Os resultados demonstraram que a dureza final dos cimentos resinosos duais é dependente da quantidade de exposição à fotoativação. As médias de microdureza encontradas nos grupos que não foram fotoativados foram menores que as dos grupos ativados pela luz. Os cimentos mostraram uma diferença marcante com relação à quantidade de componentes químicos e foto. Os cimentos Dual e Dicor apresentaram aos 30 minutos e 24 horas, menores valores de dureza quando não foram fotoativados. Isso indica que esses cimentos apresentam pequenas quantidades de componentes químicos. Em contrapartida, o Duo apresenta grandes quantidades de componentes químicos, visto que mesmo sem a exposição da luz, apresentou altos valores de dureza. A dureza obtida pelos cimentos quando usados sob os inlays foi menor que o controle que foi diretamente exposto pela luz. Os valores de microdureza na parede gengival da região próxima à parede axial foi significativamente menor do que os valores obtidos próximo à margem cavosuperficial para os cimentos Dual e Dicor. A diminuição dos valores de microdureza com a profundidade não foi observada para o cimento Duo, podendo ser atribuída à baixa quantidade de componentes fotoativadores e grande dependência da ativação química. Houve um aumento significativo na microdureza avaliada após 24 horas, comparando com a obtida aos 30 minutos, porém, no tempo de 30 minutos os cimentos já alcançaram de 82% a 87% da dureza final obtida

após 24 horas. Assim os autores concluíram que a fotoativação é um fator importante para o aumento da microdureza final dos cimentos resinosos duais. O tempo de exposição recomendado pelos fabricantes foi insuficiente para compensar a atenuação da luz pelo dente e pelo material restaurador. A cunha reflexiva apresentou um pequeno efeito na microdureza dos cimentos avaliados o que não parece ser necessária nesse tipo de situação.

Com a finalidade de analisar a polimerização de cimentos resinosos sob diferentes condições, Rueggeberg & Caughman⁴⁶, em 1993, realizaram um estudo do grau de conversão dos monômeros presentes em quatro marcas comerciais de cimentos resinosos duais: Ultra-Bond (Dent-Mat), Mirage FLC (Chamelon), Porcelite Dual Cure (Kerr) e Heliolink (Vivadent). Os cimentos resinosos foram sujeitos a quatro situações de polimerização após a mistura das pastas base e catalisadora: 1) Nenhuma exposição à luz halógena (ativação apenas química); 2) Fotoativado diretamente por 60 segundos através de uma tira de poliéster; 3) Fotoativado durante 20 segundos através de um disco de 1,5mm de espessura confeccionado em resina composta; 4) Fotoativado durante 60 segundos através do disco de 1,5mm de resina composta. O grau de conversão foi realizado por meio de espectroscopia por infravermelho nos períodos de 2, 5, 10 e 30 minutos, 1 e 24 horas após a espatulação dos materiais. Os resultados revelaram que o grupo de

ativação exclusivamente química apresentou o menor grau de conversão quando comparado aos demais grupos que receberam alguma ativação por luz, mesmo após 24 horas. Além disso, para os grupos de ativação apenas química, não houve um aumento substancial na conversão de monômeros nos valores obtidos após 24hs, comparando aos obtidos após 60 minutos. Para a maioria dos sistemas testados, a polimerização observada aos dez minutos foi quase equivalente à correspondente às 24 horas, dentro de cada tipo de tratamento. Portanto os autores concluíram que a ativação por luz é necessária para uma adequada polimerização de cimentos resinosos duais.

Darr & Jacobsen¹⁵, em 1995, investigaram a eficiência na polimerização de cinco cimentos resinosos duais: Porcelite (Kerr); Duo (Còltene); Dual (Ivoclar-Vivadent); Universal Zement (Ivoclar-Vivadent); Kulzer (Heraeus Kulzer). Para este experimento, foram confeccionadas 20 amostras para cada tipo de cimento estudado, que foram divididas em dois grupos de 10 amostras cada: G1 – polimerização dual, onde as amostras foram preparadas e fotopolimerizadas com lâmpada halógena, de acordo com a indicação de cada fabricante; G2 – somente polimerização química, pela mistura da pasta base com a catalisadora, sem ativação por luz. A microdureza Vickers foi empregada para analisar o grau de conversão desses cimentos e verificada em diferentes tempos: logo após a fotopolimerização (40 seg.); após 10 min.; 20min.; 30min.,

4h.; 24h. e 28h., realizando 10 marcações em cada espécime com uma carga de 300g durante 15 segundos. Os autores observaram que houve um rápido aumento da microdureza dos cimentos resinosos, imediatamente após a fotopolimerização, sendo que esta tem um efeito marcante nos primeiros 30 min., seguido de um aumento constante da dureza nas próximas 24h. No grupo onde não houve a fotopolimerização, a dureza somente pôde ser observada após 30min., visto que previamente a este período os cimentos não apresentaram dureza o suficiente para ser realizada a medição. Devido à boa correlação existente entre a microdureza de penetração e a resistência flexural, os valores de microdureza foram convertidos em valores de resistência flexural. Os autores concluíram que a polimerização dual foi mais efetiva que a polimerização química apenas, entretanto esta última tem um importante papel em regiões profundas onde o efeito da luz é pequeno ou inexistente.

Com o intuito de investigar a microdureza Knoop de sete cimentos resinosos de dupla polimerização: Dicor MGC (Dentsply); Dual Cement (Vivadent); Duo Cement (Còltene); Indirect Porcelain System Dentist Bond Kit (3M); Porcelite Dual Cure (Kerr); Sono-Cem (Espe); Twinlook (Kulzer); El-Badrawy & El-Mowafy¹⁸, em 1995, realizaram um estudo onde discos de 6 x 2.5mm foram confeccionados para cada tipo de cimento, e divididos em dois grupos: 1) somente polimerização química,

sem a presença da luz; 2) polimerização dual, com fotopolimerização de 60 seg. em apenas uma das superfícies dos espécimes. Além disso, foi analisada a influência da espessura de “inlays” na polimerização de cimentos resinosos duais. Portanto amostras dos diferentes cimentos foram polimerizadas através de espaçadores de cerâmica e de resina composta nas espessuras de 1-6mm. Para todos os grupos, as medições de microdureza Knoop foram obtidas nos intervalos de tempo de 1h, 1 dia e 1 semana, realizando cinco endentações para cada amostra com uma carga de 30g. As médias de microdureza foram calculadas e os dados submetidos à Análise de Variância com nível de significância de 5%. Os autores observaram que os valores de microdureza dos grupos de polimerização química foram significativamente menores que os de dupla polimerização onde receberam ativação pela luz. A maioria dos cimentos apresentou um aumento nos valores de dureza em relação ao tempo, para ambos os métodos de ativação. Além disso, para todos os cimentos, houve uma diminuição dos valores de microdureza com o aumento da espessura dos espaçadores, tanto de resina composta quanto de cerâmica, principalmente para as espessuras maiores que 2 e 3mm.

Com o intuito de estudar as características ópticas de dois tipos de LEDs (diodos emissores de luz azul) como uma alternativa de fonte de luz fotopolimerizadora em comparação com uma luz halógena, bem como, a profundidade de polimerização e o grau de conversão de

uma resina de micropartícula (Silux Plus – 3M) fotopolimerizada por esses aparelhos, Fujibayashi et al.²⁶, em 1998, realizaram um trabalho utilizando 61 LEDs (Nichia Chemical Industries, Ltd., Tokushima) montados em dois aparelhos com diferentes comprimentos de onda: LED 1 – 450nm, LED 2 – 470nm; e uma luz halógena (Philips, Germany), . A distribuição espectral (característica óptica) foi medida entre 300 e 800 nm usando um espectro-radiômetro (LI-1800 Licor, USA) e calculada para cada fonte de luz. Para avaliar a profundidade de polimerização, amostras com 4mm de diâmetro e 8mm de profundidade foram confeccionadas e fotopolimerizadas por 10, 20, 40 e 60 segundos, com a intensidade de luz ajustada em 1,000 W/m² para cada aparelho empregado e medida com um microdurômetro. O grau de conversão da resina composta foi avaliado pelo teste de espectrometria por infravermelho, onde as amostras foram preparadas da mesma maneira já mencionada anteriormente, porém fotopolimerizadas apenas pela luz halógena e LED 2 durante 40 segundos. Os resultados demonstraram que o espectro do LED 2 foi mais estreito (430 – 550nm) com um pico máximo de comprimento de onda de 466nm (mais próximo do específico para absorção do agente iniciador da polimerização das resinas composta - canforoquinona – 470nm), quando comparados à lâmpada halógena (380 – 510 nm, com pico de comprimento de onda de 484 nm), e o LED 1 (380 - 600nm, com pico de 444nm); além disso o LED 2 apresentou uma intensidade de luz maior no pico máximo do comprimento de onda

(466nm) do que as outras fontes de luz. Por esta razão, a profundidade de polimerização e o grau de conversão da resina composta foi maior para o LED 2, comparado às outras fontes fotopolimerizadoras. Assim os autores sugerem que os LEDs são efetivos na polimerização de resinas compostas e podem ser usados como fontes fotopolimerizadoras.

El-Mowafy et al.¹⁹, em 1999, avaliaram a microdureza superficial de oito cimentos resinosos: Adherence (Confidental Products); Choice (Bisco); Duolink (Bisco); Enforce (Dentsply/Caulk); Lute-It (Jeneric/Pentron); Nexus (Kerr); Resinomer (Bisco); Variolink (Vivadent); através da polimerização química somente (sem fotoativação), ou da polimerização dual. Amostras na forma de discos foram confeccionadas com 6mm de diâmetro e 2.5mm de espessura. Os espécimes dos grupos de ativação dual foram fotopolimerizados com luz halógena durante 60 segundos em uma das superfícies apenas, e armazenadas à 37⁰C até o momento da utilização. A microdureza Knoop foi determinada nos períodos de 1 hora, 1 dia e 1 semana após a confecção dos espécimes. Cinco medições foram realizadas em cada amostra, aplicando uma carga de 30g. Em uma segunda parte do experimento, foi determinada a interferência de diferentes espessuras de “inlays” de cerâmica na dureza dos cimentos estudados. As amostras foram confeccionadas nas mesmas dimensões e fotopolimerizadas através de espaçadores de cerâmica com as espessuras de 1, 2, 3, 4, 5 e 6mm. A microdureza superficial foi

avaliada como já descrita anteriormente, nos mesmos intervalos de tempo. Os resultados mostraram que para todos os cimentos, os grupos polimerizados de forma dual apresentaram valores de microdureza estatisticamente mais altos que os grupos polimerizados apenas quimicamente. Todos os cimentos apresentaram um aumento na microdureza com o passar do tempo para ambos os métodos de polimerização. Para os grupos fotopolimerizados através dos espaçadores de cerâmica, os autores observaram uma tendência de diminuição na microdureza com o aumento da espessura dos espaçadores, sendo que para a maioria dos cimentos, os valores foram significativamente reduzidos quando empregados espaçadores acima de 2-3mm, em comparação com os resultados obtidos sem a colocação de espaçador. Além disso, os autores mediram com auxílio de um radiômetro, a intensidade de luz gerada pelo aparelho fotopolimerizador sem a utilização do espaçador e com a interposição dos espaçadores de cerâmica (1-6mm) entre o radiômetro e a ponta fotopolimerizadora. Observaram que através do espaçador de 1mm, a diminuição da intensidade de luz foi de 75%. Acima desta espessura, a intensidade de luz continuou a diminuir gradualmente com o aumento da espessura do espaçador cerâmico até a luz ser totalmente obstruída com o espaçador de 6mm. Os autores concluíram que para três cimentos examinados (Adherence, Duolink e o Variolink), os grupos que tiveram somente polimerização química apresentaram valores de microdureza menores

que 50% em comparação aos obtidos quando a polimerização dual foi utilizada, mesmo após 1 semana de armazenagem. Entretanto o Enforce, além de apresentar os maiores valores de dureza quando os espécimes foram polimerizados somente de forma química, para os três intervalos de tempo, ainda foi substancialmente melhor que os outros cimentos examinados através dos espaçadores, inclusive através de 6mm, apresentando dureza de 50KHN com espaçador de 1mm e 45 KNH com o de 6mm no intervalo de 1 dia.

Mills et al.³⁸, em 1999, avaliaram a profundidade de polimerização de três resinas compostas (Silux Plus, P50 e Z100 – 3M) fotopolimerizadas por dois aparelhos: a) Unidade fotopolimerizadora de luz halógena – Coltolux 4 (Coltene/Whaledent Inc.), com diâmetro da ponta de 8mm; b) Unidade fotopolimerizadora com 25 LEDs (Nichia Chemical Industries Ltd.), e ponta com diâmetro de 6mm. As amostras foram confeccionadas com 4mm de diâmetro e 6mm de profundidade e fotopolimerizadas nos tempos de 40, 60 e 40 segundos respectivamente para cada resina composta mencionada anteriormente, segundo as recomendações do fabricante. A profundidade de polimerização foi medida com auxílio de um penetrômetro. Os resultados mostraram que a luz halógena produziu uma intensidade de 455 mW/cm^2 enquanto que o LED produziu 290 mW/cm^2 . A profundidade de polimerização de todas as resinas fotopolimerizadas pelo LED, foi significativamente maior do que a

obtida pela lâmpada halógena. A resina híbrida Z100 apresentou maiores valores quando comparada às outras resinas. Os autores concluíram que mesmo o sistema LED apresentando 64% da irradiação da luz halógena, alcançou profundidade de polimerização significativamente maior, podendo apresentar potencial para uso na clínica.

A profundidade de polimerização, e a resistência à compressão de uma resina composta (Spectrum TPH – Dentsply), nas cores A2 e A4; bem como a irradiação e o espectro de luz emitido por uma luz halógena (Spectrum 201R – Dentsply – ponta fotopolimerizadora com 9mm de diâmetro), e um dispositivo à base de LED com 27 LEDs azuis (Nichia Chemical Industries Ltd. – Ponta fotopolimerizadora de 6mm de diâmetro), foi objetivo de um estudo piloto realizado por Jandt et al.³¹, em 2000. A avaliação da profundidade de polimerização foi realizada com auxílio de um penetrômetro, onde amostras de resinas compostas de ambas as cores, com 4mm de diâmetro e 8mm de profundidade foram confeccionadas, e fotopolimerizadas por 40 segundos, por ambos os aparelhos. A resistência a compressão foi determinada após 6 e 72 horas da fotopolimerização de amostras com 4mm de diâmetro de 6mm de profundidade, confeccionadas conforme mencionado anteriormente. Os resultados demonstraram que os grupos fotopolimerizados pela luz halógena apresentaram uma profundidade de polimerização significativamente maior que os fotopolimerizados pelo LED, entretanto

ambos os aparelhos fotopolimerizaram os compósitos em profundidades requeridas pela ISSO 4049 e o fabricante. Não foram encontradas diferenças estatisticamente significantes nos valores de resistência a compressão entre as amostras polimerizadas por ambos os aparelhos, entretanto diferenças significantes foram encontradas para as amostras estocadas por 6 e 72 horas e para as diferentes cores. O espectro de luz foi muito diferente para ambos os aparelhos. Para a luz halógena foi encontrado um espectro entre 398 e 507nm, com pico de irradiação de 497nm, e intensidade de 755mW/cm². Para o dispositivo à base de LED, o espectro foi concentrado entre 438 e 501nm, com uma irradiação máxima de 465nm, e intensidade de 350mW/cm². Assim, os autores concluíram que devido algumas vantagens, tais como um constante poder de rendimento sobre o tempo de vida dos diodos, os LEDs têm um grande potencial para alcançar uma qualidade clinicamente consistente na polimerização de compósitos.

Em 2000, Ferrari & Mannocci²¹, realizaram um trabalho, avaliando sob condições clínicas a interface: adesivo / paredes do canal radicular, utilizando um sistema adesivo de passo único (One-Step – Bisco Co), na cimentação de pinos de fibra. Para esse estudo foi utilizado um incisivo central superior que apresentava um tratamento endodôntico realizado há sete anos, e que devido a uma fratura vertical, foi indicado para extração. O canal foi preparado a uma profundidade de 9 mm, o

sistema adesivo aplicado seguindo rigorosamente as instruções do fabricante e fotopolimerizado por 20 segundos com a ponta da fonte de luz colocada no terço cervical do canal radicular. Em seguida o pino de fibra de carbono com 1.4mm de diâmetro foi cimentado com o cimento resinoso químico C&B resin cement (Bisco Co.). Após uma semana, o dente foi extraído e seccionado longitudinalmente no sentido mesio-distal. Uma das partes foi preparada para análise da formação da camada híbrida. A outra metade foi preparada para o estudo da formação de “tags” resinosos e braços laterais de adesivo. Ambas as análises foram realizadas empregando-se MEV. Os resultados demonstraram que houve a formação da camada híbrida na dentina radicular, onde sua espessura variou entre 3 a 5 μm . Os “tags” resinosos apresentaram de 10 a 20 μm e braços laterais de resina também foram observados. Entretanto, no terço coronal, os “tags” resinosos e os braços laterais de resina apresentaram uma densidade maior do que os observados nos terços médio e apical.

Em 2001, Sanares et al.⁴⁷, avaliaram o efeito de sistemas adesivos de frasco único (“one bottle”) com diferentes graus de acidez, na união de resinas compostas quimicamente ativadas e fotopolimerizáveis. Quatro sistemas adesivos: Prime & Bond NT (Dentsply), Optibond Solo (Kerr), Single Bond (3M ESPE) E One-Step (Bisco) foram aplicados sobre a dentina de terceiros molares humanos, previamente condicionadas, segundo recomendação de cada fabricante. A seguir para cada grupo foi

aplicada resina composta fotopolimerizável (Z100 – 3M ESPE) ou uma resina composta de ativação dual (BisFil 2 – Bisco). Após 24 horas de armazenagem em água destilada à 37⁰C, as amostras foram verticalmente seccionadas em palitos de 0.9 x 0.9mm e submetidas ao ensaio de microtração. Os modos de fratura foram classificados em estereomicroscópio. Quatro amostras representativas de cada grupo após o ensaio de microtração, foram preparadas para análise por MEV. Os resultados revelaram que nenhuma diferença estatisticamente significativa foi observada na resistência de união dos quatro sistemas adesivos quando associados à resina composta fotopolimerizável ($p>0.05$). Entretanto eles foram significativamente menores quando usados com a resina composta de ativação química ($p<0.01$). Uma correção positiva foi observada entre a acidez dos adesivos e a resistência de união do compósito quimicamente ativado. As falhas ocorreram predominantemente ao longo da interface adesivo / resina composta. Uma observação ultra-estrutural sugere a presença de uma interação entre os monômeros ácidos não polimerizados, na camada de inibição pelo oxigênio do adesivo, e o componente iniciador do compósito autopolimerizável.

Com a finalidade de avaliar a eficiência da ativação química, dual, ou apenas da fotoativação de cimentos resinosos de dupla polimerização, Hofmann et al.³⁰, em 2001, realizaram um estudo da

resistência flexural, módulo de elasticidade e microdureza Vickers de cinco cimentos resinosos “duais”: Variolink II (Vivadent); Cerec Vita Duo Cement (Còltene); Sono Cem (ESPE); Nexus (KERR). O cimento resinoso Panavia 21 (Kuraray), que apresenta apenas polimerização química foi empregado como grupo controle. Cada tipo de cimento recebeu cinco diferentes formas de polimerização: (1) Apenas polimerização química, pela espatulação da pasta base com a catalisadora; (2) Polimerização “dual”, pela espatulação da pasta base com a catalisadora e fotopolimerização direta por 40 segundos para cada lado, com luz halógena de alta intensidade ($950\text{mW}/\text{cm}^2$); 3) Polimerização “dual”, como descrito no item (2), porém foi inserida entre o corpo-de-prova e a ponta fotopolimerizadora uma lâmina de cerâmica com 2,5mm de espessura; 4) Fotopolimerização direta apenas da pasta base; 5) Fotopolimerização apenas da pasta base, com interposição da lâmina de cerâmica entre o corpo-de-prova e a ponta fotopolimerizadora. Os testes foram realizados 24 horas após a confecção das amostras. Para os ensaios de microdureza Vickers, 10 amostras foram confeccionadas para cada condição experimental, onde três marcações foram realizadas em cada amostra, com uma carga de 4,905N por 30 segundos. As médias foram submetidas à análise estatística onde os autores puderam concluir que para todos os materiais a eficiência da ativação química foi verificada, porém a polimerização “dual” apresentou resultados superiores aos obtidos pela fotopolimerização ou pela polimerização química, em todos

os testes e parâmetros avaliados. Além disso, observaram que para alguns cimentos, apenas a fotopolimerização da pasta base através da lâmina de porcelana, reduziu as suas propriedades mecânicas, ao passo que nesta mesma situação, quando empregada a polimerização dual, esta compensou a falta de irradiação da luz da ponta fotopolimerizadora, proporcionando melhores resultados.

Ferrari et al.²², em 2001, realizaram um estudo para avaliar a eficiência de um novo sistema adesivo e cimento empregado para cimentação de pinos de fibra, na formação da camada híbrida, “tags” de resina, e braços laterais de adesivo. Para este trabalho foram utilizados 30 dentes anteriores extraídos por problemas periodontais. Eles foram endodonticamente tratados, onde se utilizou como solução irrigadora hipoclorito de sódio a 2,5% e como material obturador, cones de guta percha do sistema Obtura (Texceed), que são termoplastificáveis, associados a um cimento obturador a base de hidróxido de cálcio (AH-26, De-Trey). Posteriormente, os canais foram desobturados de 9 a 10 mm a partir da junção cimento-esmalte, e aleatoriamente divididos em 3 grupos de 10 dentes cada, de acordo com o sistema adesivo e cimento utilizado: G1- Sistema adesivo de frasco único fotopolimerizável + cimento resinoso dual: Excite + Variolink II (Vivadent); G2- Sistema adesivo de frasco único dual + cimento resinoso químico: Excite Dual-Self-Curing que foi aplicado com um microbrush experimental + MultiLink (Vivadent); G3- Sistema

adesivo de frasco único fotopolimerizável + cimento resinosos dual: One Step + Dual Link (Bisco) que foi utilizado como controle. Para os grupos 1 e 2, foram cimentados os pinos de fibra FRC Postec fiber post (Ivoclar); e para o grupo 3 foi utilizado o EndoAesthetic fiber post (RTD), nos diâmetros de 1,3 ou 1,8, dependendo do tamanho e da forma das raízes. Todos os procedimentos de cimentação foram realizados seguindo as recomendações dos respectivos fabricantes. Após a polimerização dos cimentos, foram construídas coroas de resina composta para todas as amostras. A seguir elas foram armazenadas em água a temperatura ambiente. Após uma semana, as amostras foram seccionadas no sentido longitudinal, onde uma das secções foi processada para avaliar a formação da camada híbrida utilizando-se MEV, e a outra foi preparada para análise da morfologia e da densidade dos “tags” resinosos e formação de braços laterais de adesivo em três diferentes níveis do canal radicular: 1mm, 4,5mm, e 8mm a partir do ápice. Os dados foram submetidos à análise estatística com nível de significância de 5%. Os resultados demonstraram uma diferença estatisticamente significativa entre o grupo 2 e os demais grupos, nos terços médio e apical do canal radicular. Ainda que em todas as amostras foi observada a formação da camada híbrida, nos grupos 1 e 3, ela se mostrou mais uniforme nos terços médio e cervical e menos evidente no terço apical. Já no grupo 2, a camada híbrida se apresentou uniforme nos três terços. A densidade e o comprimento dos “tags” de resina nos grupos 1 e 3 também foi maior

apenas nos terços cervical e médio em relação ao apical. Ainda nos dois terços coronários, foi observada a formação de braços laterais de adesivo e os tags mostraram características de cone reverso, enquanto que no terço apical, essa morfologia foi vista ocasionalmente. Para o grupo 2, a morfologia dos “tags” foi similar nos três terços e a característica de cone reverso também foi observada no terço apical. Portanto os autores concluíram que o sistema adesivo de ativação dual, mostrou a formação mais uniforme da camada híbrida, de “tags” resinosos e braços laterais de resina ao longo das paredes do canal radicular, quando comparados aos sistemas fotopolimerizáveis, podendo ser utilizado como um confiável procedimento clínico. Além disso, o uso de um fino microbrush como meio para conduzir o sistema adesivo no interior do canal radicular, proporcionou melhores resultados no terço apical.

Com o intuito de analisar se os cimentos resinosos duais podem ser utilizados em todas as situações de cimentação, Caughman et al.¹², em 2001, avaliaram o grau de conversão de cimentos resinosos duais submetidos a cinco diferentes condições de polimerização. Amostras na forma de discos foram confeccionadas para os seguintes cimentos: Calibra (Dentsply), Choice (Bisco), Insure (Cosmedent), Lute-It (Jeneric-Pentron), Nexus (Kerr) e Variolink II (Vivadent), onde receberam os seguintes tratamentos: a) polimerização dual, com fotoativação durante 40 segundos através de uma matriz de poliéster, b) polimerização dual,

com fotoativação pelo mesmo tempo através de uma lâmina de porcelana de 3,0mm de espessura, c) sem fotoativação, havendo apenas a reação química para polimerização dos materiais, d) fotopolimerização apenas da pasta base durante 40 segundos através de uma matriz de poliéster, e) fotopolimerização apenas da pasta base pelo mesmo tempo através de uma lâmina de porcelana de 3,0mm de espessura. O aparelho fotopolimerizador utilizado foi o Spectrum 800 (Dentsply/Calk) com intensidade de 750 mW/cm². Após 7 dias de armazenamento, sem a entrada de luz, o grau de conversão foi determinado pela espectroscopia por infravermelho (FTIR). A análise estatística dos resultados mostrou que em todos os cimentos avaliados, a porcentagem de conversão nos grupos cuja ativação da reação de polimerização foi exclusivamente química foi significativamente menor do que nos duais, fotoativados através de uma tira de matriz, ou através da porcelana, com exceção do cimento Calibra que apresentou igualdade estatística. Os autores observaram que nenhum dos cimentos resinosos estudados podem ser utilizados em todos os casos de cimentação, e que acima de 3mm de profundidade está contra indicado a utilização apenas da pasta base fotopolimerizada, havendo nesse caso a necessidade de um cimento de ativação dual.

Bouillaguet, et al.⁶, em 2001, realizaram um estudo “in vitro” comparando a resistência adesiva de oito sistemas adesivos em dentina radicular bovina pelo teste de microtração. Raízes bovinas tiveram suas

raízes lixadas até a obtenção de uma superfície plana em dentina. Para esse trabalho, foram utilizados dois sistemas adesivos convencionais de três passos: Scotchbond Multi-purpose Plus (3M ESPE) e OptiBond FL (Kerr); quatro sistemas adesivos convencionais de frasco único: Scotchbond 1 (3M); Prime e Bond NT (Dentsply), Excite (Vivadent) e Asba S.A.C. (La maison dentaire); e dois sistemas adesivos autocondicionantes: Clearfil Liner Bond 2V (Kuraray), e Prompt L-Pop (ESPE). Cada agente de união foi aplicado sobre a superfície radicular preparada, seguindo as recomendações dos fabricantes, seguido da aplicação da resina composta (Z-100 – 3M). Imediatamente após, os dentes foram preparados e submetidos aos ensaios de microtração. A análise por MEV dos espécimes fraturados também foi realizada. Os resultados demonstraram que o Scotchbond Multi-purpose Plus exibiram valores de resistência de união significativamente ($p < 0,05$) mais altos (30.3 ± 9.4 MPa) do que todos os outros materiais. A resistência de união obtida com os outros materiais foram (do valor mais alto para o mais baixo): Optibond FL (22.4 ± 4.3 MPa); Scotchbond 1 (18.9 ± 3.2 MPa); Clearfil Liner Bond 2V (18.9 ± 3.0 MPa); Prime & Bond NT (18.3 ± 6.9 MPa); Asba S.A.C. (14.4 ± 2.9 MPa); Excite (13.8 ± 3.7 MPa); e Prompt L-Pop (9.1 ± 3.3 MPa), onde o Optibond FL apresentou valores significativamente maiores que o ASBA, Excite, e Prompt L-Pop; enquanto que o Scotchbond 1 foi apenas significativamente superior ao Prompt L-Pop. O Asba, Excite e Prompt L-Pop não foram

significativamente diferentes. A maior parte das fraturas demonstrou falhas adesivas. Portanto os autores concluíram que os sistemas adesivos convencionais de três passos, apresentaram valores mais altos de resistência de união na dentina radicular que a maioria dos sistemas adesivos convencionais simplificados, e autocondicionantes.

Em 2001, Kurachi et al.³⁶, com a finalidade de desenvolver unidades fotopolimerizadoras com um pequeno número de LEDs, que possibilitem resultados finais compatíveis com os obtidos por lâmpadas halógenas convencionais, realizaram um estudo utilizando cinco dispositivos à base de LEDs: a) 2 LEDs - 25 mW/cm², b) 3 LEDs – 34mW/cm², c) 4 LEDs – 46mW/cm², d) 5 LEDs – 68mW/cm², e) 6 LEDs – 79mW/cm²; e uma lâmpada halógena (K&M – 200R) com intensidade de 475 mW/cm². Para isso, foram confeccionadas 5 amostras para cada grupo, utilizando a resina composta Z100 (3M) na cor A3, com espessuras de 0,35, 1,25 e 1,8mm e fotopolimerizadas com os LEDs nos tempos de 20, 40, 60, 120 e 180 segundos, e com a luz halógena por 40 segundos. A eficiência de polimerização das diferentes fontes de luz foi analisada pelo teste de microdureza Vickers, realizando três marcações na superfície oposta à incidência da luz com uma carga de 50g por 30s. Os resultados mostraram menores valores de microdureza para as amostras fotopolimerizadas com LED, do que para a luz halógena, para todos os arranjos de LEDs. Entretanto, devido à intensidade reduzida dos

dispositivos a base de LED, quando comparado à lâmpada halógena, o dispositivo com 6 LEDs, necessitou de uma maior exposição (100 segundos) ou de menor espessura das amostras para obter valores razoáveis de microdureza.

No mesmo ano, Andrade et al.³, realizaram um estudo para avaliar a capacidade de polimerização de um novo dispositivo à base de LED à bateria, com intensidade de 190 mW/cm², comprimento de onda em torno de 470 nm ± 20nm, e ponta ativa com 0,8mm de diâmetro (ULTRA BLUE III – DMC – Indústria e Comércio Ltda. – São Carlos -SP). Os autores analisaram a microdureza Vickers de amostras confeccionadas de resina composta (Herculite XRV Enamel – cor A4), com 4mm de diâmetro e 2mm de espessura, em função: A) do tempo em que o aparelho permaneceu fora do carregador: GRUPO 1 - Bateria totalmente carregada (T₀), GRUPO 2 – Bateria 5 minutos fora do carregador (T₁), GRUPO 3 – Bateria 10 minutos fora do carregador (T₂), GRUPO 4 – Bateria 15 minutos fora do carregador (T₃); B) da profundidade do material: superfície de topo – voltada para a fonte de luz, e superfície de base – oposta à fonte de luz). Em todos os grupos as amostras foram fotopolimerizadas por 40 segundos. As medidas de microdureza foram obtidas realizando seis endentações em cada superfície da amostra (topo e base) com uma carga de 50gf por 30 segundos. Os resultados mostraram que houve diferenças

estatisticamente significantes entre os quatro grupos analisados, onde os valores de microdureza diminuíram à medida que se aumentou o tempo em que o aparelho permaneceu fora do recarregador. Entretanto, todos os grupos apresentaram adequada polimerização para ambas as superfícies (topo e base), sendo que na superfície de topo, maiores valores de dureza foram obtidos, independente do grupo analisado. Assim, os autores concluíram que esta nova tecnologia a base de LEDs pode ser tranqüilamente utilizada no processo de polimerização das resinas compostas, podendo ser uma alternativa eficiente comparada aos aparelhos que utilizam como fonte de luz uma lâmpada halógena.

Em 2002, Mills et al.³⁹, realizaram um estudo para comparar a dureza Barcol em função da profundidade de polimerização, e a resistência a compressão de uma resina composta fotopolimerizada nos tempos de 20 e 40 segundos, por dois protótipos de unidades à base de LEDs: a) LED 1 (27 LEDs e 561mW/cm^2), LED 2 (54 LEDs e 831mW/cm^2), ambos da mesma empresa (Nichia Chemical Industries Ltd.); uma unidade com 7 LEDs, disponível no mercado: LuxOMax (Akeda Dental), com 122mW/cm^2 ; e um aparelho de luz halógena convencional: Spectrum 201R (Dentsply), com 532mW/cm^2 . Além disso, as propriedades radiométricas dos aparelhos foram caracterizadas. Para avaliação da microdureza, foram confeccionadas amostras com 6mm de

diâmetro, nas profundidades de 1 a 6mm com a resina composta Spectrum TPH nas cores A2 e A4 (Dentsply). Os testes de resistência a compressão, foram realizados após 24 horas de armazenagem, em espécimes com 4mm de diâmetro e 6mm de profundidade, confeccionados com a mesma resina composta e nas mesmas cores mencionadas anteriormente, porém fotopolimerizadas apenas por 20 segundos. Os autores observaram que a microdureza e a profundidade de polimerização foram satisfatórias e similares para as amostras fotopolimerizadas com os dois protótipos de LEDs e com a luz halógena. Porém, os materiais polimerizados com o dispositivo de LEDs LuxOMax, tiveram seus valores de microdureza rapidamente diminuídos em função da profundidade e da redução do tempo de polimerização (20 segundos). Os dois protótipos de LEDs e a unidade de luz halógena formaram um grupo estatisticamente homogêneo, onde não apresentaram diferenças estatisticamente significantes na resistência a compressão para ambas as cores de resina composta. Porém valores estatisticamente inferiores aos outros grupos foram encontrados para as amostras polimerizadas com o aparelho de LEDs LuxOMax. Os autores concluíram que a tecnologia de fotopolimerização com aparelhos de LEDs pode alcançar o desempenho dos aparelhos de luz halógena, porém os primeiros aparelhos a base de LEDs disponíveis no mercado não possui potência necessária para realizar a polimerização dos compósitos com segurança.

Com a finalidade de comparar a efetividade de um aparelho experimental de LED (37 LEDs – SNU, Korea, com intensidade de luz de 400mW/cm^2) e um de arco plasma (Plasma ARC Apollo 95E – DMC, com intensidade de 1472mW/cm^2); em relação a um aparelho de luz halógena (Spectrum 800 – Dentsply, com intensidade de 400mW/cm^2), na fotopolimerização de compósitos, Yoon et al.⁵⁸, em 2002, realizaram um experimento onde foi estudado o grau de conversão de três resinas compostas: Revolution (Kerr), Z250 (3M ESPE), e Surefil (Dentsply). Amostras com 5mm de diâmetro e 5mm de espessura foram confeccionadas e fotopolimerizadas por 20 e 40 segundos para o LED e luz halógena; e por 5 e 10 segundos para o Plasma ARC. Em seguida as amostras foram cortadas a 1, 2, 3 e 4mm do topo e polidas, obtendo-se discos de 50 a 70 μm , sendo que o grau de conversão foi analisado pelo teste de espectroscopia por infravermelho. Os resultados demonstraram que o grau de conversão foi significativamente influenciado pelas três variáveis: profundidade, tipo de luz empregada, e nível de energia. Quando a mesma energia de luz foi empregada, o grau de conversão obtido pelo arco plasma e LED não foi estatisticamente diferente da luz halógena. Porém, quando a energia foi duplicada, nenhuma diferença no grau de conversão foi encontrada até 2mm da superfície, mas diminuiu significativamente a partir de 3mm de profundidade para todos os aparelhos.

Dunn & Bush¹⁷, em 2002, compararam a polimerização de resinas compostas microhíbridas (Z250 – 3M ESPE) e de micropartículas (Renamel – Cosmedent), fotopolimerizadas com duas fontes à base de luz halógena: 1A) Optilux 400 (Demetrom) com intensidade de luz de 900mW/cm^2 , 2A) Optilux 500 (Demetron) com intensidade de 1030mW/cm^2 ; e dois aparelhos à base de 7 LEDs, ambos com intensidade de 150mW/cm^2 : 1B) LumaCure (LumaLite), 2B) Versalux (Centrix). Foi utilizada uma ponta com 8mm de diâmetro para todas as fontes de luz. Foram confeccionadas amostras de 8mm X 2mm e fotopolimerizadas por 40 segundos. Após 24 horas de armazenamento, foi realizado o teste de microdureza Knoop nas superfícies de topo e de base utilizando-se uma carga de 100 gramas por 10 segundos. A relação entre os valores obtidos em ambas as superfícies determinou a porcentagem de polimerização ($\text{KH base/ KH topo} \times 100$). Analisando os resultados, os autores observaram que os valores de microdureza obtidos pela resina microhíbrida, tanto no topo como na base, foram significativamente maiores que os obtidos pela resina de micropartícula, independente da fonte de luz empregada. Em contrapartida, independente do tipo de resina e da superfície analisada, a microdureza obtida nos grupos fotopolimerizados pelas lâmpadas halógenas foi significativamente maior que a obtida pelos fotopolimerizados com dispositivos à base de LEDs. Assim, concluíram que os aparelhos de LEDs disponíveis no mercado, não promovem adequada polimerização dos compósitos, necessitando de

melhorias para mostrarem-se tão eficientes quanto os aparelhos de luz halógena.

Em 2002, Hofmann et al.²⁹, compararam a efetividade de diferentes fontes de luz na microdureza Knoop de três resinas compostas: Herculite XRV (Kerr); Filtek Z250 (3M ESPE) e Definite (Degussa). A Herculite XRV e a Z250 apresentam a canforoquinona como agente fotoiniciador. A Definite contém um fotoiniciador adicional que absorve comprimentos de onda mais curtos do que 450nm. Três aparelhos fotopolimerizadores foram utilizados: um de luz halógena – Elipar Trilight (3M ESPE), com intensidade de 800mW/cm²; um LED 1 Elipar Freelight (3M ESPE), com intensidade de 320mW/cm²; e o LED 2 Luxomax AP 100 (Akeda Dental), com intensidadede 160mW'cm². Amostras das diferentes resinas compostas foram confeccionadas com 1,5mm de espessura e fotopolimerizada por 40 segundos para cada aparelho empregado. A microdureza Knoop foi obtida após 24h de estocagem a 37⁰C, em frascos que não permitem a entrada de luz. As leituras foram obtidas realizando três endentações em cada amostra, com uma carga de 4.905N por 30s. A força cinética de contração de polimerização e a temperatura das resinas também foram avaliadas. Para as resinas Herculite XRV e Filtek Z250 (ambas contém somente a canforoquinona como agente fotoiniciador), a luz halógena e o LED 1 (com maior intensidade de luz), proporcionaram

valores de microdureza semelhantes, e o LED 2 proporcionaram menores valores. Porém, para a resina Definite (contém fotoiniciador adicional), menores valores de microdureza foram observados para ambos os aparelhos de LEDs. A elevação da temperatura durante a polimerização foi mais baixa com os LEDs, comparada às amostras polimerizadas com luz halógena.

Tay et al.⁵¹, avaliaram a resistência de união de alguns sistemas adesivos autocondicionantes à dentina, em função de efeitos adversos promovidos pela demora da fotoativação do compósito, e da umidade da dentina. No experimento I, o sistema adesivo de três passos All Bond 2 (Bisco) foi utilizado como controle em comparação à seis sistemas adesivos autocondicionantes: One-Up Bond F (Tokuyama); Etch&Prime 3.0 (Degussa); Xeno CF Bond (Sankin); AQ Bond (Sun Medical); Reactamer Bond (Shofu) e o Prompt L-Pop (3M ESPE), aplicados em dentina hidratada. Uma resina composta de micropartícula foi colocada sobre os sistemas adesivos previamente fotopolimerizados, e foram divididas em dois grupos: G1) resina composta fotopolimerizada imediatamente após a sua aplicação; G2) resina composta fotopolimerizada após 20 minutos à sua aplicação e armazenagem em ambiente escuro. No experimento II, três sistemas adesivos autocondicionantes (Etch&Prime 3.0; Xeno CF Bond e AQ Bond), foram

aplicados sobre a dentina completamente desidratada, usando o mesmo protocolo de fotopolimerização mencionado anteriormente para a resina composta colocada sobre eles. No experimento III, uma porção de resina foi processada e foi utilizada como um substrato de união para os três sistemas adesivos utilizados no grupo II. A resina composta foi aplicada sobre os sistemas adesivos previamente fotopolimerizados, usando os mesmos parâmetros de fotopolimerização descritos no experimento I (imediate e tardio). Os espécimes foram seccionados e submetidos ao ensaio de microtração. A análise fractográfica dos espécimes foi realizada por MEV. Os resultados mostraram que no grupo da dentina hidratada, a ativação tardia não afetou o sistema adesivo de três passos (All Bond 2 – controle), porém diminuiu significativamente a resistência de união de todos os sistemas adesivos autocondicionantes. Esse efeito adverso da fotoativação tardia não foi observado no sistema adesivo de três passos que foi unida à dentina desidratada ou à resina composta processada. As manifestações morfológicas da fotoativação tardia do compósito quando a dentina hidratada foi empregada como substrato, foram exclusivamente localizadas ao longo da interface compósito-adesivo. Portanto, os autores ressaltam que os clínicos devem estar cientes da diminuição da resistência de união quando há um contato prolongado dos sistemas adesivos autocondicionantes com compósitos antes da fotopolimerização. Dentre outras, os autores concluíram que o uso desses adesivos ácidos

previamente à cimentação de restaurações indiretas ou pinos, utilizando cimento resinoso dual, devem ser evitadas.

Ferrari et al.²³, em 2002, realizaram um trabalho para avaliar a efetividade do microbrush como um condutor do sistema adesivo no interior do canal radicular, na formação de “tags” resinosos, braços laterais de resina e camada híbrida. Vinte dentes humanos tratados endodonticamente, com indicação para extração por problemas periodontais, foram aleatoriamente divididos em dois grupos de dez amostras cada, de acordo com o pincel utilizado na aplicação do sistema adesivo: G1 – One Step (Bisco), aplicado com um pincel do próprio fabricante + Duo-Link resin cement (Bisco); G2 – One Step (Bisco), aplicado com um microbrush + Duo-Link resin cement (Bisco). Os sistemas adesivos e os cimentos resinosos foram utilizados seguindo estritamente as recomendações do fabricante. O sistema adesivo foi fotopolimerizado previamente à cimentação do pino. Pinos de fibra Aestheti-Plus (RTD) com diâmetros entre 1.3 e 1.8mm, dependendo do tamanho e da forma do conduto, foram cimentados no interior do canal radicular. Uma semana após, as raízes foram extraídas e preparadas para avaliação por MEV. Os autores observaram que em ambos os grupos foi possível visualizar a camada híbrida, “tags” resinosos e braços laterais de resina, mas nas amostras do grupo 2, a morfologia da camada híbrida se apresentou mais detectável e uniforme ao longo do canal

radicular. Igualmente, a formação de “tags” e braços laterais de resina foi bem representada em todos os terços. Nas amostras do grupo 1, a formação de “tags” resinosos e da camada híbrida foi menos evidente no terço apical. Diferenças estatisticamente significantes foram encontradas entre os dois grupos no terço apical. Portanto os autores concluíram que o microbrush permitiu uma formação mais uniforme da camada híbrida e “tags” de resina ao longo de toda a extensão do canal radicular, em comparação aos pincéis do próprio fabricante. Assim, o microbrush pode ser rotineiramente utilizado na técnica de cimentação de pinos de fibra de vidro.

Com o objetivo de avaliar a efetividade de três sistemas adesivos de frasco único (“one bottle”) e dois sistemas adesivos de três passos como controle (“three step), na formação de “tags” resinosos, braços laterais de resina e camada híbrida, utilizados na cimentação de pinos de fibra, Vichi et al.⁵⁴, em 2002 realizaram um estudo “in vivo” empregando microscopia eletrônica de varredura para avaliação das diferentes situações. Para esse trabalho foram empregados 50 dentes anteriores humanos endodonticamente tratados, que seriam extraídos por razões endodônticas ou periodontais. Os canais radiculares foram retratados, e posteriormente desobturados para a cimentação dos pinos (Aestheti-Plus – RTD) e aleatoriamente divididos em cinco grupos de 10

amostras cada, a saber: 1) All Bond 2 + C&B resin cement (Bisco); 2) Scotchbond Multipurpose Plus + Opal Luting Composite (3M ESPE); 3) Scotchbond 1 + RelyX ARC (3M ESPE); 4) One-Step + C&B resin cement (Bisco); 5) All Bond Experimental + Post Cement HI-X (Bisco). Os sistemas adesivos e os cimentos resinosos foram utilizados seguindo estritamente as recomendações de cada fabricante. Os sistemas adesivos de frasco único foram fotopolimerizados antes da cimentação dos pinos. Um semana após as raízes foram extraídas e processadas para avaliação por MEV. Os resultados mostraram que todos os sistemas adesivos apresentaram a formação da camada híbrida, tags e braços laterais de resina, entretanto as interface adesivas dos grupos 1 e 2 mostraram uma maior formação da camada híbrida do que os grupos 3, 4 e 5. A morfologia da camada híbrida foi facilmente detectada e uniforme nos primeiros dois terços do canal radicular (cervical e médio), enquanto que no terço apical, ela não esteve uniformemente presente. A morfologia e formação dos “tags” resinosos foram mais detectáveis nos terços cervical e médio em comparação ao terço apical. Nenhuma diferença estatisticamente significante foi encontrada entre os três grupos no terço cervical, enquanto que nos terços médio e apical os sistemas adesivos dos grupos 2 e 3 (“one bottle”) mostraram significativamente menos “tags” resinosos e braços laterais de resina, do que os grupos controles (1 e 2) e o grupo experimental (5). Nenhuma diferença estatisticamente significante foi encontrada entre os três sistemas adesivos de frasco único, nas três

regiões avaliadas. Portanto, os autores concluíram que os sistemas adesivos de três passos foram mais efetivos na formação de uma união micromecânica no terço apical do canal radicular do que os sistemas adesivos de frasco único.

Brito et al.⁹, em 2002, avaliaram “in vitro” a força de remoção por tração de pinos de fibra de vidro (FibreKor Post – Jeneric/Pentron) cimentados com diferentes agentes de cimentação. Para este estudo foram utilizadas 40 raízes humanas de dentes ântero-superiores, as quais receberam tratamento endodôntico e após, foram desobturadas até uma profundidade de 9mm utilizando-se uma broca correspondente ao do pino selecionado (1,5mm). O sistema adesivo foi o mesmo para todos os grupos (Scotchbond Multi Uso Plus (SBMP) – (3M/ESPE) e as raízes foram divididas em quatro diferentes grupos de 10 dentes cada, conforme o agente de cimentação utilizado para cimentação dos pinos: G1 – Cimento resinoso dual RelyX ARC (3M/ESPE); G2 – Cimento fotopolimerizável Lute-It (Jeneric/Pentron); G3 - Cimento resinoso de polimerização química Cement-It! (Jeneric/Pentron); G4 – Apenas o sistema adesivo dual Scotchbond Multi Uso Plus (3M/ESPE) como agente de cimentação. As amostras foram armazenadas em água destilada à 37⁰C por uma semana e submetidos ao teste tração em uma Máquina de Ensaio Universal EMIC DL-2000, com velocidade de 0,5 mm/min. As médias obtidas foram: RelyX ARC (36,72 Kgf); Lute-It (37,76 Kgf);

Cement-It (40,89 Kgf); e SBMP (52,04 kgf). Os resultados foram submetidos aos testes estatísticos de Análise de Variância e de Tukey ao nível de significância de 5%. Os autores concluíram que não houve diferenças estatisticamente significantes para os três tipos de cimentos resinosos utilizados (dupla polimerização, fotopolimerizáveis, polimerização química), entretanto a utilização única de um sistema adesivo dual SBMUP como agente de cimentação, mostrou a maior retenção para os pinos de fibra de vidro, apresentando diferença estatisticamente significativa dos demais cimentos.

Vichi et al.⁵⁵, em 2002, avaliaram a influência de dois tipos de pincéis utilizados para conduzir o sistema adesivo no interior do canal radicular, na cimentação de pinos de fibra. Vinte dentes humanos tratados endodonticamente, extraídos por problemas periodontais, foram aleatoriamente divididos em dois grupos de dez amostras cada, de acordo com o pincel utilizado na aplicação do sistema adesivo: G1 – Scotchbond 1 (3M ESPE), aplicado com um microbrush + RelyX ARC (3M ESPE); G2 – Scotchbond 1 (3M ESPE), aplicado com um fino pincel plástico do próprio fabricante + RelyX ARC (3M ESPE). Os sistemas adesivos e os cimentos resinosos foram utilizados seguindo estritamente as recomendações do fabricante. O sistema adesivo foi fotopolimerizado previamente à cimentação do pino. Pinos de fibra (RTD) com 1.1mm de diâmetro foram cimentados no interior do canal e o cimento resinoso

fotopolimerizado por 20 segundos. Em seguida, as raízes foram preparadas para avaliação por MEV. Os resultados mostraram que o sistema adesivo proporcionou a formação da camada híbrida, “tags” resinosos e braços laterais de resina, entretanto, as amostras do grupo 1, apresentaram uma porcentagem mais alta de formação da camada híbrida, do que a encontrada no Grupo 2. No grupo 1, a camada híbrida foi detectada e uniforme em todos os terços do canal radicular. Porém no grupo 2, a camada híbrida não foi visível no terço apical. Nenhuma diferença estatisticamente significativa foi encontrada entre os dois grupos, nos terços cervical e médio. Porém, no terço apical, o grupo 1 mostrou a formação de “tags” resinosos significativamente maior do que no grupo 2. A característica de cone reverso dos “tags” foram sempre notadas no terço coronal e médio do canal radicular para ambos os grupos e no terço apical do grupo 1. No terço apical do grupo 2, os “tags” mostraram uma morfologia menos uniforme e um comprimento mais curto do que os encontrados nos outros terços. Portanto os autores concluem que os microbrushs são indicados para aplicar o sistema adesivo no interior do canal radicular, na cimentação de pinos de fibra.

Em 2002, Braga et al.⁷, realizaram um estudo da microdureza de cimentos, quando se utiliza diferentes métodos de polimerização, dando uma pequena ênfase na influência desses métodos em algumas propriedades mecânicas. Nesse trabalho foi avaliada a

resistência flexural, o módulo de elasticidade e a dureza Knoop de quatro cimentos resinosos, a saber: Enforce (Dentsply) e Variolink II (Vivadent), que foram testados empregando-se polimerização química, dual e fotopolimerização apenas, sendo que neste último caso, foi utilizada somente a pasta base de cada cimento; RelyX ARC (3M ESPE), com polimerização química e dual; e o C&B (Bisco) que é um cimento ativado quimicamente. Todos os ensaios foram realizados após 24h de armazenamento a 37⁰C em recipientes a prova de luz. A resistência flexural foi obtida pelo teste de flexão de três pontos e o módulo de elasticidade foi calculado pelos valores da carga correspondentes aos deslocamentos específicos (deformação) da amostra durante o ensaio de flexão, antes que ela fosse fraturada. A dureza Knoop foi medida nos fragmentos obtidos após o teste de flexão, realizando cinco marcações em cada amostra, com uma carga de 25g por 15segundos. Os resultados demonstraram para a resistência flexural do RelyX ARC com dupla polimerização apresentou valores estatisticamente maiores que os outros grupos e o Variolink II quimicamente ativado os menores valores, sendo os outros grupo similares entre si, inclusive para o cimento C&B. Em relação à microdureza: o RelyX ARC e o Variolink II necessitam de fotoativação para obter altos valores de dureza, entretanto o Enforce mostrou dureza similar para a polimerização química e dual, sendo que os grupos apenas fotopolimerizados apresentaram menores valores comparados aos outros modos de ativação. Nenhuma diferença

estatisticamente significativa foi encontrada no módulo de elasticidade dos diferentes grupos. Nenhuma correlação foi encontrada entre a resistência flexural e dureza, indicando que outros fatores além do grau de polimerização como volume de carga e tipo de monômero interfere na resistência flexural dos compósitos. Os autores concluíram que os cimentos de ativação dual dependem da fotoativação para obtenção de maiores valores de dureza.

No mesmo ano, Braga et al.⁸, realizaram um estudo com a finalidade de comparar o estresse de contração desenvolvido por cimentos resinosos ativados de forma dual ou química, e investigar a ocorrência de microinfiltração marginal e a formação de fendas em inlays de porcelana cimentados em cavidades de classe I. O estresse de contração dos cimentos resinosos duais: Calibra (Dentsply); RelyX ARC (3M ESPE) e Choice (Bisco) foi testado nas duas formas de ativação: 1) dual (fotopolimerização durante 60s por uma luz halógena com intensidade de 500mW/cm²); 2) química (apenas foi realizada a mistura das pastas base e catalisadora, sem fotoativação), e foram monitorados durante 30 minutos em um tensilômetro. A microinfiltração foi avaliada em inlays de porcelana cimentados em cavidades preparadas na forma de cone, com 3mm de diâmetro no esmalte, 2.8mm de diâmetro na parede pulpar e 2mm de profundidade, em incisivos bovinos, combinando o mesmo adesivo (One-Step – Bisco) para todos os cimentos empregados.

Os modos de ativação química e dual de cada cimento também foram empregados, sendo que nesse último, a fotoativação foi realizada empregando os mesmos parâmetros usados no teste de estresse de contração. Réplicas dos espécimes seccionados foram analisadas por MEV para determinar a porcentagem de descontinuidade das margens. Os resultados mostraram que o estresse desenvolvido no modo de ativação dual foi maior que no modo químico para todos os cimentos. No modo químico, nenhuma diferença estatisticamente significativa de estresse foi encontrada entre os materiais. A microinfiltração dos cimentos Choice e RelyX ARC foi maior no modo dual do que quando a ativação química foi adotada. A formação de fendas apresentou grandes variações e nenhuma diferença foi detectada entre os grupos. Assim, os autores concluíram que o uso de cimento resinoso com uma velocidade de polimerização mais lenta pode ser uma alternativa para reduzir o risco de estresse de contração e conseqüentemente microinfiltração marginal.

Em 2003, Dong et al.¹⁶, estudaram a influência do modo de polimerização de sistemas adesivos, na resistência de união de cimentos resinosos autopolimerizados, à dentina. A resistência de união ao cisalhamento dos cimentos resinosos Calibra (Dentsply/Caulk) e RelyX ARC (3M ESPE) polimerizados apenas pela ativação química, em combinação com os sistemas adesivos Scotchbond Multipurpose Plus (3M ESPE); Prime & Bond NT (Dentsply/Caulk), IntegraBond (Premier) e

Single Bond (3M ESPE) em dentina bovina, foi determinada. Os sistemas adesivos foram utilizados de duas formas: 1) fotoativado – polimerização com uma luz halógena com intensidade de 500 mW/cm^2 ; 2) ativação química, aplicando o catalisador de cada sistema. O Single Bond foi o único agente de união empregado apenas no modo fotopolimerizável. A resistência de união foi avaliada após 24h. O pH de cada sistema adesivo e seus componentes foi medido. Os resultados foram submetidos à análise estatística com nível de significância de 5%. Nenhuma relação consistente foi encontrada entre a resistência de união à dentina e o modo de polimerização dos sistemas adesivos ou o tipo de agente de união (com primer separado ou combinado ao adesivo), quando cimento resinoso químico foi utilizado. Entretanto, algumas combinações de sistemas adesivos e cimentos resinosos produzem menor resistência de união. Quanto maior a acidez do sistema adesivo, menor resistência de união pode ser obtida, quando um cimento resinoso químico é utilizado. Assim os autores concluíram que algumas combinações entre sistemas adesivos e cimentos resinosos levam à diminuição da resistência adesiva à dentina, podendo ser clinicamente significativa.

A resistência à flexão, o módulo de elasticidade, a radiopacidade e o pH de cinco categorias de cimentos odontológicos foram estudadas por Attar et al.⁴, em 2003. Os cimentos avaliados são: 1) um cimento de fosfato de zinco (Flecks – Keystone M); 2) um cimento de

ionômero de vidro convencional (Fuji I – GC Corp); 3) um cimento de ionômero de vidro resinoso (RelyX Vitremer – 3M ESPE); 4) dois cimentos resinosos duais (Calibra – Dentsply e RelyX ARC – 3M ESPE) e um cimento resinoso quimicamente ativado (C&B resin cement – Bisco). As amostras dos cimentos resinosos duais foram ativadas no modo dual, pela fotopolimerização por 60s, com luz halógena de intensidade de 440 mW/cm², e no modo químico, apenas pela misturas as pastas base e catalisadora. A resistência à flexão e o módulo de elasticidade foram obtidos após 24h e três meses de armazenagem em água destilada à 37⁰C. A radiopacidade foi avaliada 24h após a confecção dos corpos-de-prova, e o pH foram medidos imediatamente após e nos períodos de 1, 5, 15 e 30 minutos, 1, 2, 3, 4, 6 e 24 horas. Os autores observaram que todos os cimentos apresentaram resistência flexural superior ao cimento de fosfato de zinco nos dois tempos avaliados. Os cimentos resinosos apresentaram maiores valores de resistência à flexão que os demais cimentos avaliados, sendo que, para não fotoativados, os valores foram estatisticamente inferiores aos fotoativados após 24h ou três meses. Para o cimento RelyX ARC, as amostras com ativação química somente, apresentaram um menor módulo de elasticidade quando comparadas às amostras fotopolimerizadas. O cimento resinoso químico (C&B resin cement) foi o único cimento avaliado que não foi significativamente mais radiopaco que a dentina. O pH do cimento de fosfato de zinco e do cimento de ionômero de vidro convencional foram inicialmente os mais

ácidos, entretanto, após 24h, apresentaram os valores mais básicos. Os autores concluíram que exceto o cimento resinoso químico, todos os cimentos analisados apresentaram radiopacidade suficientemente maior que a dentina, permitindo diagnóstico radiográfico eficaz. Além disso, ambos os cimentos resinosos duais testados mostraram alta resistência flexural, alta rigidez, baixa acidez inicial e adequada radiopacidade, entretanto a fotopolimerização foi necessária para otimizar as propriedades físicas e mecânicas desses materiais.

Com a finalidade de estudar a interação entre diferentes marcas comerciais de sistemas adesivos e cimentos resinosos, Pfeifer et al.⁴³, em 2003, realizaram um trabalho avaliando a resistência de união à extrusão entre pinos de cerâmica e a dentina radicular bovina. Quatro sistemas adesivos foram testados: 1) Prime & Bond NT (frasco único), nas formas de ativação foto e dual; 2) One Step e 3) Single Bond (ambos de frasco único), apenas na versão fotopolimerizável; e 4) Scotchbond Multi-Purpose Plus (múltiplos frascos), apenas com ativação química. Dois cimentos resinosos foram empregados: RelyX ARC e Enforce, ambos avaliados nas formas de polimerização química e dual. Discos de dentina de raízes de incisivos bovinos foram obtidos com 2.5 mm de espessura e tiveram o canal preparado com uma conicidade padronizada (8^0). Cones de porcelana foram torneados com 4mm de comprimento e com o mesmo grau de conicidade do canal para que posteriormente fossem cimentados

com as diferentes combinações de sistemas adesivos e cimentos resinosos. Quando os cimentos resinosos foram testados na forma de polimerização dual, uma fotoativação durante 60 segundos foi utilizada com o aparelho de luz (Optilux 500 – Demetron) com intensidade de 600 mW/cm². O teste de resistência de união à extrusão foi realizado após 48hs de estocagem em água destilada à 37⁰C, utilizando uma Máquina Universal de teste, com uma velocidade de 0,8mm/min. Os valores de resistência de união ficaram em torno de 5.5 MPa a 8.9 MPa quando os cimentos foram testados no modo de ativação dual, e 1.4 MPa a 6.9 MPa quando testados no modo químico. O Scotchbond Multi-Purpose Plus foi o único adesivo que apresentou resultados similares quando associados com os cimentos nos modos químico e dual. Para os outros adesivos, houve uma diminuição na resistência de união de 33 a 76% quando apenas o modo de ativação química dos cimentos resinosos foi empregado. Portanto os autores concluem que nos casos em que cimentos resinosos duais são utilizados na ausência de fotoativação, a seleção de um adesivo dental torna-se crítico, e associações aleatórias entre sistemas adesivos e cimentos resinosos não podem ser realizadas.

Em 2003, Franco & Lopes²⁵, por meio de revisão de literatura realizaram uma ampla abordagem dos conceitos atuais de sistemas restauradores, enfocando a evolução histórica dos materiais resinosos. Dentro deste contexto, apresentaram as características

químicas, a dinâmica de polimerização dos compósitos ativados por luz visível e as características das novas tecnologias de fotopolimerização que envolvem: a luz halógena, arco plasma, laser de argônio e LED. Assim foram descritas as características dos referidos equipamentos, destacando as vantagens, desvantagens e limitações decorrentes de seu emprego na polimerização dos diferentes sistemas resinosos.

Uhl et al.⁵², em 2003 realizaram um estudo para avaliar a microdureza Knoop no topo e na base e a profundidade de polimerização de compósitos fotopolimerizados por aparelhos de LEDs ou de luz halógena. Quatro marcas comerciais de resina foram utilizadas (Z100 – 3M ESPE; TPH Spectrum – Dentsply; Definite – Degussa AG; Solitare 2 – Heraeus Kulzer). Para avaliação da profundidade de polimerização, amostras foram confeccionadas com 4mm de diâmetro e 8mm de profundidade e fotopolimerizadas: com um aparelho de luz halógena (Elipar Trilight – 3M ESPE) com um pico máximo de emissão de 496nm e uma intensidade de 660mW/cm² após 30s, utilizado no modo padrão (intensidade total no início) e na forma de gradual de polimerização (aumento gradual da intensidade nos primeiros 20 segundos); um aparelho de LEDs disponível no mercado (Freelight – 3M ESPE), com 19 LEDs, que apresenta uma pico máximo de emissão de 457nm e uma intensidade de 638mW/cm²; e um protótipo (LED63 – University of Bristol), com 63 LEDs, com pico máximo de emissão de 463nm e uma

intensidade de 270mW/cm^2 . Para os ensaios de microdureza Knoop, foram confeccionadas amostras com 4mm de diâmetro e 2mm de profundidade, fotopolimerizadas pelos mesmos aparelhos mencionados acima. Para ambos os testes as amostras foram fotopolimerizadas nos tempos de 5, 10, 20 e 40 segundos. A profundidade de polimerização foi obtida com auxílio de um penetrômetro e a microdureza Knoop medida nas superfícies de topo e base de cada amostra, utilizando uma carga de 300g por 15s. É importante ressaltar que todas as resinas compostas presentes nesse trabalho apresentam a canforoquinona como fotoiniciador, porém, as resinas Definite e Solitare2 ainda possuem co-iniciadores que atuam em sinergismo juntamente com a canforoquinona no início da polimerização, entretanto apresentam um espectro de absorção de luz diferente da mesma, sendo que neste estudo estão sendo empregadas para verificar o efeito dessa composição quando se utilizam os aparelhos de LED. A profundidade de polimerização obtida com a luz halógena no modo padrão foi estatisticamente maior que os outros grupos para todos os materiais e tempos de polimerização. Pôde-se observar ainda que o protótipo LED63 possibilitou uma profundidade de polimerização estatisticamente maior que o LED comercial (Freelight), para todos os materiais e tempos. Os compósitos que contêm co-iniciadores mostraram valores de microdureza significativamente menor no topo e na base das amostras quando fotopolimerizados com os aparelhos de LED, comparados aos valores obtidos com luz halógena.

Em 2003, Witzel et al.⁵⁶, realizaram um experimento com o objetivo de verificar a influência do modo de polimerização e a ciclagem mecânica precoce, na resistência de união de porcelana à dentina. Dois sistemas de cimentação foram testados: Choice / One-Step (Bisco) e RelyX ARC / Single Bond. Discos de dentina do terço médio de raízes de incisivos bovinos foram obtidos com 2.5 mm de espessura. Uma perfuração correspondente ao canal radicular foi preparada com uma conicidade padronizada (8°). Cones de porcelana foram torneados com 4mm de comprimento e com o mesmo grau de conicidade do canal para que posteriormente fossem cimentados com as diferentes combinações de sistemas adesivos e cimentos resinosos. Em cada sistema, os cimentos resinosos foram empregados no modo dual ou químico (com fotoativação por uma luz halógena de $690\text{mW}/\text{cm}^2$ de intensidade por 60s ou sem fotoativação, respectivamente). Metade dos espécimes de cada grupo foi submetido à ciclagem mecânica por 15 minutos após a cimentação, simulando a situação clínica de ajuste oclusal da restauração. A outra metade (controle) não foram submetidos à ciclagem. Após 24h de estocagem em água destilada à 37°C , os testes de resistência de união à extrusão foram realizados. Os resultados evidenciaram que com ambos os sistemas, alguns espécimes dos grupos que não receberam a fotoativação, deslocaram durante a ciclagem mecânica (RelyX ARC / Single Bond – 47%; Choice / One-Step 13%). As médias de resistência de união no modo de polimerização dual (13.4

MPa) foi significativamente maior do que as médias correspondentes dos espécimes não fotopolimerização – modo químico (5.7 MPa). Nenhuma diminuição na resistência de união foi observada nos espécimes que sobreviveram à ciclagem mecânica. Portanto, os autores concluíram que os cimentos resinosos de dupla polimerização, quando utilizados na forma dual, apresentam valores de resistência de união mais altos que os mesmos, ativados apenas pelo modo químico.

Bouillaguet et al.⁵, em 2003, avaliaram a resistência de união de cimentos resinosos no interior do canal radicular, variando o fator de configuração da cavidade (fator C), o processo de polimerização do cimento e o tipo de cimento empregado. Além disso, os autores observaram a possibilidade de ocorrer uma diminuição da resistência de união na região apical do canal radicular. Caninos e pré-molares humanos tiveram suas coroas seccionadas abaixo da junção cimento/esmalte, onde as raízes ficaram com um comprimento de 12mm. Em seguida os canais radiculares foram tratados endodônticamente, empregando como solução irrigadora hipoclorito de sódio a 3%. A última irrigação foi realizada com água destilada. Para obturação foi utilizado um cimento a base de hidróxido de cálcio (AH Plus – Dentsply). Após 24 horas, os canais foram desobturados 8mm e divididos em 2 grupos: 1) Raízes intactas; 2) Raízes desgastadas longitudinalmente até a exposição de todo o comprimento do canal radicular. Previamente à cimentação os

canais foram lavados por 1 minuto com solução de hipoclorito de sódio e o dobro do tempo com água destilada e em seguida, secos com cones de papel absorvente. Pinos confeccionados com resina composta Z100 (3M ESPE), com 1mm de diâmetro apical, 1,7mm de diâmetro coronal e 10mm de comprimento, foram cimentados nos canais, de acordo com as instruções de cada fabricante, com os seguintes materiais: a) Single Bond/ RelyX ARC (3M ESPE); b) ED Primer/ Panavia F (Kuraray); c) C e B Metabond (Parkell); d) Fuji Plus (GC Co). Para as raízes intactas, os pinos foram cimentados seguindo os padrões clínicos para cada sistema de cimentação. Para as raízes desgastadas, os pinos foram cimentados diretamente sobre o canal radicular exposto. Uma hora após a cimentação, todos os espécimes foram seccionados perpendicularmente ao seu longo eixo, em lâminas de 0,6mm de espessura. A seguir, as amostras foram submetidas ao ensaio de microtração em Máquina Universal de Ensaio, a uma velocidade de 1,0mm/min. Os resultados demonstraram que todos os cimentos apresentaram menores valores de resistência de união para os grupos das raízes intactas, comparando aos valores dos grupos das raízes desgastadas. O Single Bond/ RelyX ARC e o Panavia F não apresentaram diferenças estatisticamente significantes, porém apresentaram valores significativamente menores do que a resistência adesiva produzida pelos cimentos C e B Metabond e Fuji Plus, onde esses dois últimos cimentos, também não foram estatisticamente diferentes entre si. O Single Bond/ RelyX ARC e o Fuji Plus apresentaram

uma significativa diminuição na resistência de união na dentina próxima à região apical do canal radicular. Portanto os autores concluíram que o estresse de contração de polimerização e problemas com o adequado acesso no canal radicular são fatores que dificultam a obtenção de uma alta resistência de união na cimentação de pinos endodônticos com cimentos resinosos. Além disso, observaram que na dentina radicular, os cimentos resinosos não apresentaram altos valores de resistência adesiva para o grupo dos canais intactatos, porém acreditam que as falhas clínicas não são observadas quando uma quantidade suficiente de dentina coronária está presente, auxiliando na retenção do pino intraradicular.

Kreidler et al.³⁴, em 2004 estudaram a microdureza Vickers do cimento resinoso “dual” RelyX ARC (3M/ESPE) em função: A) do tipo de luz ativadora: (U1) - Lâmpada Halógena – Ultralux, ou (U2) - LED – FreeLight; B) da interferência de um material restaurador intermediário entre o cimento e a ponta fotopolimerizadora - (M1) – pastilha de 8mm de diâmetro e 1,5mm de espessura de Cerômero e (M2) – pastilha com as mesmas dimensões de M1, confeccionada em Cerâmica Feldspática Convencional; C) do tempo decorrido após a fotopolimerização: (T1) – 5min., (T2) – 10min., (T3) – 15min., (T4) 1hora. As amostras foram confeccionadas com auxílio de uma matriz metálica com orifício circular de 4mm de diâmetro e 1mm de profundidade e foram divididas em quatro

diferentes grupos: G1- fotopolimerização com luz halógena através da pastilha de cerômero; G2- fotopolimerização com luz halógena através da pastilha de cerâmica; G3- fotopolimerização com LED através da pastilha de cerômero; G4- fotopolimerização com LED através da pastilha de cerâmica. Para todos os grupos, os quatro diferentes tempos de fotopolimerização foram empregados. Foi empregada a análise de variância de três fatores (fonte de luz, material intermediário e tempo). Os autores observaram que o tipo de fonte de luz e o tipo de material intermediário não interferiram nos valores de microdureza Vickers. Concluíram que somente o fator tempo foi significativo para o aumento da dureza do cimento resinoso estudo.

Com o intuito de analisar o comportamento de um protótipo de LED de segunda geração, de alta potência ($900\text{mW}/\text{cm}^2$) que apresenta 1 único LED, comparando a um aparelho de luz halógena Polofil (VOCO), com intensidade de $860\text{mW}/\text{cm}^2$, Uhl et al.⁵³, em 2004, realizaram um estudo da microdureza Knoop e da profundidade de polimerização de três compósitos dentais fotopolimerizados por esses aparelhos: Z100 (3M ESPE); Revolcin flow (Merz Dental) e Admira (VOCO) nas cores A2; A3,5, e A4. Os compósitos Z100 e Admira apresenta canforoquinona como fotoiniciador. O compósito Revolcin apresenta além da canforoquinona, co-iniciadores com absorção da luz em comprimento de onda menor que 410nm. Para a avaliação da

profundidade de polimerização, amostras com 4mm de diâmetro e 8mm de profundidade foram confeccionadas e fotopolimerizadas por 40s. Após a polimerização a profundidade de cura foi medida com um penetrômetro. Para os ensaios de microdureza Knoop, amostras com 4mm de diâmetro e 2mm de profundidade foram confeccionadas e também fotopolimerizadas por 40s. Em seguida foram estocadas em frascos escuros a 37⁰C por 24h. As medidas de microdureza foram realizadas nas superfícies de topo e base de cada amostra, usando uma carga de 200g por 10s. Os resultados mostraram que o protótipo de LED propiciou uma microdureza igual ou significativamente maior que a luz halógena, para os compósitos que apresentam a canforoquinona com agente fotoiniciador (Z100 e Admira). Entretanto, para o compósito Revolcin os valores de microdureza foram estatisticamente menores quando polimerizados com o LED, comparados aos valores de microdureza produzidos pela luz halógena. Os autores concluíram que o LED de segunda geração utilizado neste estudo tem o potencial de substituir as lâmpadas de luz halógena, dependendo do tipo de compósito empregado.

Kumbuloglu et al.³⁵, em 2004, avaliaram a microdureza Vickers e a resistência à flexão por três pontos, e resistência à compressão, dos cimentos Panavia F (Kuraray), Variolink 2 (Ivoclar/Vivadent), RelyX Unicem Applicap (3M/ESPE), RelyX ARC (3M/ESPE), e um cimento de policarboxilato de zinco como grupo controle

– Durelon (3M/ESPE). Os testes foram realizados após uma semana de armazenamento. Além disso, foi investigado o grau de conversão dos cimentos resinosos comparando as formas de ativação química e dual, pelo teste de espectroscopia por infravermelho (FTIR). Os testes de microdureza Vickers foram realizados sob uma carga de 0.1 N durante 10 segundos, realizando 15 endentações em cada amostra. RelyX Unicem Applicap mostrou os maiores valores de dureza (44HV), e o Variolink 2 apresentou os menores (32HV). Os maiores valores de resistência flexural foram obtidos com o Variolink 2 (90Mpa), ao passo que os menores foram obtidos com o Durelon (28Mpa). Os maiores valores de resistência à compressão foram apresentados pelo RelyX Unicem (145Mpa), e os menores pelo Durelon (41 Mpa). Para as duas formas de ativação (química e dual), o RelyX ARC mostrou o maior grau de conversão (81% e 61% respectivamente) e o RelyX Unicem teve os menores valores (56% e 26% respectivamente). Porém, para todos os cimentos resinosos duais, o modo de ativação dual possibilitou um grau de conversão mais alto, que o modo de ativação químico. Os autores concluíram que cimentos com caracterizações químicas semelhantes, se diferem em suas propriedades físicas. Além disso, o método de polimerização influencia no grau de conversão dos cimentos resinosos duais.

Piva⁴⁴, em 2004, realizou dois experimentos com a finalidade de estudar a interferência de alguns fatores na polimerização

de cimentos resinosos duais. No primeiro experimento, avaliou a influência de diferentes espessuras de uma cerâmica feldspática na microdureza do cimento resinoso dual RelyX ARC (3M/ESPE) em diferentes intervalos após a polimerização: imediato e 24hs após, e em diferentes profundidades. Com auxílio de uma matriz de nylon com 5mm de diâmetro e 1mm de profundidade, amostras na forma de disco foram confeccionadas em cimento resinoso, que sofreram diferentes modos de ativação: 1) Apenas ativação química (sem fotopolimerização); 2) Ativação foto/químico (dupla ativação) pela fotopolimerização durante 40 segundos por uma luz halógena com intensidade de luz de $\leq 650 \text{ mW/cm}^2$: a) de forma direta; b) interpondo entre a ponta do aparelho fotopolimerizador e o cimento um disco de cerâmica com 0,7mm de espessura; c) interpondo um disco de cerâmica de 1,4mm de espessura; d) interpondo um disco de cerâmica de 2,0mm de espessura. O teste de microdureza Knoop foi realizado empregando uma carga de 50g durante 15s com aumento de 40X. Três endentações foram realizadas em quatro diferentes profundidades: 100 μm , 300 μm , 500 μm e 700 μm para cada corpo de prova. Para todos os grupos, as leituras de microdureza foram executadas em dois intervalos de pós-ativação do cimento: entre 10-20 minutos (microdureza imediata) e após 24hs de armazenagem a seco a 37⁰C. As médias de microdureza foram submetidas aos testes estatísticos de Análise de Variância e de Tukey com nível de significância de 5%. Os resultados demonstraram que os valores de microdureza tenderam a

diminuir com o aumento da espessura de cerâmica. O grupo que recebeu a fotoativação direta apresentou um grau de microdureza estatisticamente maior que os demais grupos para todas as profundidades avaliadas. Foi observada uma diminuição da microdureza com o aumento da profundidade nos grupos em que a leitura foi realizada imediatamente após a polimerização, entretanto, após 24hs, valores equivalentes foram encontrados entre as diferentes profundidades. O objetivo do segundo experimento foi avaliar a eficiência de três aparelhos de fotoativação: 1) XL 2500 (3M/ESPE) – luz halógena; 2) Ultrablue Is (DMC – Equipamentos) – LEDs; 3) Apollo 95E (DMC – Medical Diagnostic Systems) – Arco de plasma de xenônio, com diferentes dosagens de energia, na fotoativação indireta de um cimento resinoso de dupla ativação (Enforce – Dentsply), interpondo entre a ponta fotopolimerizadora e o cimento um disco de 2mm de espessura de porcelana feldspática. O tempo e a potência foram ajustados de acordo com a intensidade de cada aparelho, de modo a caracterizar a dosagem energética. As dosagens ensaiadas foram: a) 24joules.cm^{-2} com irradiância máxima (1xT), que corresponde a 589mW/cm^2 por 40s – luz halógena, $613,8\text{mW/cm}^2$ por 40s – LED, e 1653mW/cm^2 por 3s – arco de plasma; b) 24joules.cm^{-2} (1/2x2T) com metade da irradiância e o dobro do tempo de irradiação ao anterior, que corresponde a 300mW/cm^2 por 82s – luz halógena, 300mW/cm^2 por 78s – LED, e 825mW/cm^2 por 29s – arco de plasma; c) 48joules.cm^{-2} (1x2T), que corresponde a 589mW/cm^2 por

82s – luz halógena, 613,8mW/cm² por 78s – LED, e 1653mW/cm² por 29s – arco de plasma. Adicionalmente, foi confeccionado um grupo em que não foi realizada a fotopolimerização do cimento, ou seja, a ativação ocorreu apenas pelo modo químico. A microdureza Knoop foi medida na profundidade de 100µm, empregando os mesmos parâmetros descritos no primeiro experimento. As fontes de luz halógena e LED mostraram resultados semelhantes quando usadas de acordo com cada dosagem de energia indiretamente aplicadas. Em duas situações (1x2T e 1/2x2T) o LED foi estatisticamente superior ao arco de plasma de xenônio (p<0,05). A fotoativação através de estrutura de cerâmica, com o aparelho LED e luz halógena usados com máxima intensidade e por tempo prolongado, demonstrou ser satisfatória.

Silva et al.⁵⁰, em 2004, realizaram um trabalho para analisar a microdureza Vickers da resina composta Z250 (3M/ESPE), fotopolimerizadas por quatro diferentes aparelhos: 1) Luz halógena (grupo controle) – Optilux 401 (Demetron); 2) Aparelho de LEDs - UltraLume5 (Ultradent); 3) Aparelho de LEDs - Optilight CL (Gnatus); 4) Aparelho de LEDs - Optilight (Gnatus). Amostras nas dimensões de 5mm de diâmetro e 2mm de espessura foram fotopolimerizadas em um único incremento por 40 segundos. Os testes de microdureza foram realizados nas superfícies de topo e de base de cada amostra, após 24horas de armazenagem. Analisando os resultados os autores observaram que

houve diferenças estatisticamente significantes nos valores de microdureza para todos os grupos, sendo maiores os valores encontrados no topo do que os da base de todas as amostras. Entretanto as superfícies de topo fotopolimerizadas com a luz halógena e com o LED UltraLume5 apresentaram os melhores resultados, e as superfícies de base dos grupos fotopolimerizados pelos aparelhos de LEDs Optilight CL e Optilight, demonstraram os menores valores de microdureza Vickers.

Em 2004, Carvalho et al.¹¹, abordaram fundamentos científicos que orientam a correta aplicação dos sistemas adesivos, apontando detalhes de técnica que determinam seu desempenho em restaurações adesivas. Com relação à técnica de cimentação de pinos intra-radiculares, relatam que talvez esse seja o procedimento adesivo em que mais se manifesta a incompatibilidade entre adesivos e cimentos. Nesses casos, os autores contra-indicam a utilização de sistemas adesivos convencionais de dois passos ou autocondicionantes de passo único, pelo fato de que a falta de polimerização nas regiões mais profundas do canal, determinará a presença de porções gradativamente maiores de monômero ácidos na camada do adesivo e isso poderá ter implicações significantes na posterior união com os cimentos empregados. Também comenta da falta de compatibilidade entre os sistemas adesivos convencionais de dois passos e autocondicionantes de passo único, com os cimentos resinosos químicos, ou a porção química

dos cimentos resinosos duais, diminuindo a resistência de união entre eles. Nesses casos, além da incompatibilidade química, pode haver o fator de permeabilidade do adesivo, que também contribui para a deficiente adesão entre eles. Portanto para contornar esses problemas, os autores recomendam para cimentação de pinos de fibras o uso de sistemas adesivos convencionais de três passos, ou autocondicionantes de dois passos, ressaltando que mesmo assim, as limitações da técnica de aplicação do adesivo e de acesso da fonte de luz para a polimerização do adesivo e cimento, são motivos que comprometem o procedimento.

Fonseca et al.²⁴, em 2004, compararam a influência da ativação química e da ativação dual, na microdureza Vickers de quatro cimentos resinosos duais: Scotchbond Resin Cement (3M - ESPE), Variolink II (Vivadent), Enforce (Dentsply) e Panavia F (Kuraray). Em ambiente escuro, porções iguais de pasta base e catalisadora foram misturadas e inseridas em moldes de resina acrílica com cavidades de 4mm de diâmetro e 2mm de altura. A seguir, as amostras de cada cimento foram divididas em dois grupos: 1) mantidos no escuro, sem fotoativação (ativação somente química); 2) fotopolimerizados com uma fonte de luz halógena com intensidade de 510mW/cm². Para cada condição foram confeccionados 5 amostras e armazenadas em recipientes à prova de luz, em ambiente seco à 37⁰C. A microdureza foi obtida 1 hora, 24 horas e 7 dias após a espatulação dos cimentos. Foram

realizadas 12 endentações para cada amostra, sendo 3 em cada quadrante, com uma carga de 0,3N por 30 segundos. As médias foram calculadas para cada amostra e submetidas à análise estatística. Os resultados mostraram que para todos os cimentos, a microdureza dos grupos quimicamente ativados foi menor que a dos respectivos grupos duais nos tempos de 1 hora e de 24 horas. Aos 7 dias, esse comportamento foi mantido pelo Variolink II e Panavia F, entretanto, nesse mesmo período, para o Scotchbond Resin Cement e para o Enforce não houve diferença estatisticamente significativa entre os dois métodos de ativação. Todos os cimentos mostraram um aumento significativo de dureza de 1 hora para 7 dias, em ambos os métodos de ativação. Dentre os grupos quimicamente ativados, o Scotchbond Resin Cement e o Variolink II mostraram respectivamente a maior e a menor microdureza nos três tempos avaliados. Os autores concluíram que até o período de 24 horas, a ativação exclusivamente química não foi capaz de promover valores de microdureza semelhante às obtidas pela dupla ativação.

Com o intuito de avaliar a influência da profundidade radicular e do tipo de pino pré-fabricado na polimerização de um cimento resinoso dual no interior do canal radicular, Novais, et al.⁴², em 2004, realizaram um trabalho, empregando 12 dentes bovinos, onde tiveram suas coroas eliminadas através de uma secção no sentido transversal,

obtendo raízes com 12mm de comprimento, que foram divididas aleatoriamente em 4 grupos, de acordo com o tipo de pino empregado: G1 – pinos de fibra de vidro (Reforpost – Ângelus); G2 – pinos de fibra de carbono (C-Post – Bisco); G3 – pinos de quartzo (Light-Post – RTD); G4 – pinos de polietileno (Aestheti-Plus – Bisco). Os pinos foram cimentados com o cimento resinoso RelyX ARC (3M-ESPE) e a seguir as amostras foram novamente seccionadas no mesmo sentido, obtendo cinco fatias com diferentes profundidades a partir do limite coronário: P1) 0mm; P2) 2,5mm; P3) 5,0mm; P4) 7,5mm; P5) 10,0mm. As fatias foram incluídas em resina de poliestireno, planificadas e então submetidas ao ensaio de Microdureza Knoop, realizando cinco endentações no cimento ao redor do pino, com uma carga de 25g por 30s. Os dados foram submetidos à análise de Variância e teste de Tukey ($P < 0,05$). Os valores obtidos foram: G1 P1= $53,58 \pm 10,87$; P2= $47,9 \pm 16,23$; P3= $44,69 \pm 18,70$; P4= $43,89 \pm 15,22$; P5= $43,23 \pm 15,61$; G2 P1= $60,95 \pm 21,31$; P2= $52,07 \pm 21,25$; P3= $41,97 \pm 9,55$; P4= $38,93 \pm 16,87$; P5= $38,40 \pm 10,51$; G3 P1= $54,1 \pm 14,1$; P2= $50,62 \pm 5,02$; P3= $50,16 \pm 19,27$; P4= $47,97 \pm 15,03$; P5= $41,23 \pm 4,40$; G4 P1= $60,97 \pm 30,27$; P2= $60,23 \pm 21,52$; P3= $47,22 \pm 21$; P4= $45,65 \pm 15,18$; P5= $38,86 \pm 14,91$. Assim, os autores puderam concluir que o tipo de pino não influencia no grau de polimerização do cimento resinoso de dupla ativação, descartando a capacidade de transmissão de luz através dos mesmos. Porém, o aumento da profundidade radicular reduziu a dureza do cimento.

A influência da interposição de discos de resina composta indireta no grau de polimerização de um cimento resinoso dual, foi estudada por Neppenlenbroek & Cruz⁴⁰, em 2004, realizaram um trabalho onde quinze amostras de cimento resinoso dual Variolink (Ivoclar Vivadent) foram confeccionadas em matriz metálica de aço inoxidável, com cavidade central circular com 4mm de diâmetro e 2mm de profundidade. As amostras foram fotopolimerizadas por 40 segundos com um aparelho de luz halógena (Modelo 2500 – 3M ESPE) com uma intensidade de 452mW/cm^2 nas seguintes situações: 1) de forma direta, sem interposição de disco de resina (controle); 2) interposição de um disco de 2mm de Artglass (Heraeus Kulzer); 3) interposição de um disco de 2mm de Solidex. As leituras de microdureza Vickers foram realizadas, em dois momentos: imediatamente após a fotoativação e 24h após o armazenamento em ambiente seco, ao abrigo da luz. Foram executadas oito endentações em cada amostra, com uma carga de 50gf durante 30s. De acordo com os resultados, os valores de microdureza reduziram significativamente (ao redor de 45%) com a interposição de 2mm de material, independente da resina indireta utilizada (Artglass e Solidex) e do momento da leitura. Os valores médios de microdureza após 24h foram significativamente superiores (ao redor de 60%) aos obtidos imediatamente após a fotoativação, indicando assim, progressão na reação de polimerização. Não houve diferença estatisticamente significativa ($p>0,05$) entre os grupos com interposição de Artglass ou

Solidex, nos dois momentos estudados. Os autores sugerem que a ação do ativador químico na polimerização dos cimentos resinoso duais pode não ser suficiente e, conseqüentemente, seria necessário adotar uma criteriosa exposição à luz quando da utilização desses agentes cimentantes.

Lopes et al.³⁷, em 2004, estudaram a microdureza Vickers de um cimento resinoso dual, fotopolimerizado através de um disco de cerâmica, empregando LED e lâmpada halógena (LH). Para cada fonte de luz, três diferentes tempos de fotopolimerização (60, 80 e 120 segundos) foram empregados. O cimento resinoso dual Enforce (Dentsply) foi inserido em uma matriz de aço de 4mm de diâmetro e 1.2mm de profundidade, o qual foi dividido em dois grupos experimentais, onde a polimerização do cimento resinoso foi realizada através de um disco de cerâmica com 6mm de diâmetro e 2mm de espessura, em três tempos de fotoativação: G1A – LH 60s; G1B – LH 80s; G1C – LH 120s; G2A – LED 60s; G2B – LED 80s; G2C – LED 120s; e dois grupos controles, onde a polimerização foi realizada diretamente sobre o cimento, sem a presença do disco de cerâmica, também nos três tempos de fotoativação mencionados anteriormente: G3A – LH 60s; G3B – LH 80s; G3C – LH 120s; G4A – LED 60s; G4B – LED 80s; G4C – LED 120s. Os aparelhos empregados na fotoativação foram: luz halógena XL 2500 (3M), com 760 mW/cm², e do LED – Ultraled (Dabi-Atlante) com 130 mW/cm². A seguir

as amostras foram armazenadas em um frasco que impedia a passagem de luz a 37°C por 24 horas. A microdureza Vickers foi medida nas superfícies de topo e de base de cada amostra, empregando uma carga de 30g por 30s. Os dados foram submetidos à análise de Variância a quatro critérios, seguido pelo teste de Tukey com nível de significância de 5%. Os autores observaram que todas as amostras fotopolimerizadas pelo LED por 60s mostraram valores de microdureza inferiores quando comparadas aos valores do grupo fotopolimerizado pela luz halógena. Em geral, a fotoativação realizada por 80s e 120s com o LED foi estatisticamente similar à fotoativação com a lâmpada halógena nos tempos de 60 e 80 segundos. Os autores concluíram que os LEDs de primeira geração podem ser uma opção viável para a fotoativação do cimento resinoso sob restaurações indiretas de porcelana, quando o tempo de exposição é aumentado. Entretanto, as novas gerações de LEDs, que apresentam maiores intensidades de luz, são uma opção melhor nessas situações, ao invés de aumentar o tempo de exposição.

Jardim³², em 2004, com o intuito de avaliar a eficácia dos cimentos resinosos de dupla polimerização em regiões muito distantes da fonte de luz, bem como sua compatibilidade química com sistemas adesivos simplificados, realizou um estudo avaliando a dureza superficial de cimentos resinosos, sendo um quimicamente ativado (Bistite II DC - Tokuyama) e um de dupla polimerização (RelyX ARC – 3M ESPE), em

função de diferentes profundidades de polimerização, e diferentes sistemas adesivos; bem como a formação da camada híbrida quando da cimentação de pinos de fibra de vidro no canal radicular de dentes bovinos. Foram utilizadas 40 raízes bovinas, as quais foram tratadas endodônticamente e divididas aleatoriamente em 4 grupos de 10 raízes cada, de acordo com o cimento resinoso e sistema adesivo utilizado para cimentação do pino de fibra de vidro: (GI) Bistite II DC (Tokuyama) + sistema adesivo do próprio sistema; (GII) RelyX ARC (3M ESPE) associado ao Scotchbond Multi-purpose Plus (3M ESPE); (GIII) RelyX ARC (3M ESPE) associado ao Single Bond (3M ESPE); (GIV) RelyX ARC (3M ESPE) associado ao One-Up Bond F (Tokuyama). Após 24 horas da cimentação as raízes foram seccionadas no sentido transversal em três discos radiculares, representando os terços cervical, médio e apical, com profundidades respectivas de 3,0mm; 6,0mm e 9,0mm. Os ensaios de microdureza Vickers foram realizado 48 horas após a cimentação dos pinos, com uma carga de 50g por 30s. Cada secção radicular foi dividida em quadrantes, nos quais foram realizadas três medidas em cada quadrante em diferentes regiões: (M1) próximo da dentina radicular; (M2) região intermediária; (M3) próximo do pino de fibra de vidro, totalizando 12 medidas em cada terço. Os resultados foram submetidos à Análise de Variância e Teste de Tukey. Após o Ensaio de dureza Vickers, as amostras foram submetidas à análise da camada híbrida em Microscopia Eletrônica de Varredura e posterior análise descritivas das

fotomicrografias. A autora concluiu que: o Cimento Resinoso Quimicamente Ativado (GI) apresentou maiores níveis de Dureza Superficial quando comparado ao Cimento Resinoso do tipo “Dual”, (GII, GIII, e GIV), independente da região analisada do canal radicular; dentre os grupos experimentais cujo cimento resinoso foi o de polimerização “dual” (RelyX ARC), somente o Grupo III apresentou menores valores de Dureza Superficial na região próxima ao sistema adesivo (Single Bond); o fator profundidade de polimerização não interferiu na Dureza Superficial do cimento quimicamente ativado (Bistite II DC), enquanto para o cimento resinoso de dupla polimerização (RelyX ARC), os Grupos II e III apresentaram menores valores de dureza a partir de 3,0 mm de profundidade (1/3 médio e cervical); e independente do cimento resinoso, do sistema adesivo e da profundidade de polimerização a formação de camada híbrida foi evidente, apresentando fenda descontínua na interface cimento e sistema adesivo ao longo de todo o canal radicular.

Gomes et al.²⁷, em 2004, avaliaram a microdureza Vickers de uma resina composta – Filtek Z-250 (3M/ESPE) fotopolimerizada por quatro diferentes aparelhos de luz: Optilux 401 (Demetron) – luz halógena – grupo controle; Ultralume 5 /LEDs (Ultradent); Optilight CL /LEDs (Gnatus) e Optilight LEDs (Gnatus). Para confecção das amostras foram utilizadas matrizes metálicas contendo uma cavidade interna com 2mm de

espessura e 5mm de diâmetro. Cinco amostras foram confeccionadas para cada grupo avaliado. A resina composta foi inserida na matriz em incremento único e fotopolimerizada por 40 segundos para todos os aparelhos fotopolimerizadores empregados. Após 24hs, foi realizado o ensaio de microdureza Vickers com o aparelho MMT-3 (Bueheler). Foram feitas oito impressões na superfície de topo e oito impressões na superfície de base de cada amostra, empregando-se uma carga de 50gf durante 30s. Os valores obtidos foram: G1 (Demetron/topo) $69,12 \pm 7,95\text{HV}$; G2 (Demetron/base) $63,80 \pm 9,89\text{HV}$; G3 (Ultralume5/topo) $67,85 \pm 6,78\text{HV}$; G4 (Ultralume5/base) $58,18 \pm 7,66\text{HV}$; G5 (Optilight CL/topo) $60,46 \pm 8,06\text{HV}$; G6 (Optilight CL/base) $52,81 \pm 6,61\text{HV}$; G7 (Optilight/topo) $53,93 \pm 6,17\text{HV}$ e G8 (Optilight/base) $38,06 \pm 8,10\text{HV}$. Os testes ANOVA e de Tukey HSD foram aplicados e mostraram significantes diferenças na microdureza Vickers considerando todos os grupos ($p < 0,0001$). Os autores observaram que o aparelhos de luz halógena (Demetron) e o de LEDs Ultralume 5 apresentaram os melhores resultados de microdureza. Além disso, a superfície de topo apresentou maiores valores de microdureza que a superfície de base para todos os aparelhos fotopolimerizadores testados.

Carlo¹⁰, em 2004, avaliou o efeito de duas diferentes fontes de luz no grau de conversão e na contração de polimerização de duas

marcas comerciais de resinas compostas: Filtek Z250 (3M/ESPE), e Filtek P60 (3M/ESPE). Os aparelhos utilizados para fotopolimerização foram: um à base de luz halógena – Degulux (Degussa), com intensidade aferida em 700 mW/cm^2 ; e um à base de LEDs de alta intensidade – Ultrablue IS (DMC), com intensidade aferida em 500 mW/cm^2 . Amostras de ambas as resinas foram fotopolimerizadas por ambos os aparelhos durante 40 segundos, sendo que neste período o valor de contração linear foi monitorado e a contração final registrada em micrometros (μm). O grau de conversão foi obtido pelo teste de espectrometria no infravermelho por transformações de Fourier (FTIR). Avaliando os resultados os autores puderam concluir que houve diferença estatisticamente significativa entre os valores de contração de polimerização dos materiais, sendo que o menor valor de contração foi encontrado para a resina Filtek P60 quando se utilizou o aparelho Ultrablue IS. Não houve diferenças significantes entre os valores de grau de conversão dos materiais, e o aparelho Ultrablue IS apresentou resultados de contração de polimerização e conversão de monômeros que permitem que seja utilizado em substituição a aparelhos de luz halógena.

Propondo uma nova técnica onde se utiliza corantes orgânicos fluorescentes para averiguar a profundidade de polimerização de compósitos, Andrade², em 2004 realizou um estudo, por meio de

espectroscopia de fluorescência, com a finalidade de verificar a difusão de um corante orgânico em resinas compostas em função dos fatores: 1) Tipo de resina: a) Micropartícula (Filtek A110 – 3M/ESPE), b) Híbrida (Z100 – 3M/ESPE), c) Compactável (P60 – 3M/ESPE); 2) Fonte de luz: a) luz halógena – Optilight Digital (Gnatus), com intensidade de $565\text{mW}/\text{cm}^2$, comprimento de onda entre 377 a 561nm, e pico máximo de emissão de 499nm, b) aparelho com 7 LEDs – LEC 470 II (M & M Optics), com intensidade de luz de $175\text{mW}/\text{cm}^2$, comprimento de onda entre 414 e 532nm, e pico máximo de emissão em 468nm; 3) Tempo de polimerização: 40 e 60 segundos; 4) Tempo de imersão no corante (Solução de Rodamina 6G A 0,1% em etilenoglicol: 0, 24 e 48hs. Assim os resultados mostraram que a resina híbrida obteve os menores valores de difusão quando comparada com as outras. Além disso houve uma tendência da difusão diminuir com o aumento do tempo de imersão de 24 para 48 horas, bem como com o aumento do tempo de polimerização de 40 para 60 segundos. A lâmpada halógena determinou difusão significativamente menor quando comparado com o sistema de LEDs, independente do tipo de resina utilizada, sugerindo que a lâmpada halógena proporcionou uma melhor profundidade de polimerização. Portanto concluiu que a difusão de corante para o interior da massa de resina composta é influenciada pelos fatores que interferem na polimerização das mesmas, e que, quanto menos polimerizada, mais rápida será a difusão do corante estudado.

Com o objetivo de comparar a capacidade de polimerização pelo de uma fonte de luz halógena e um dispositivo de LEDs utilizados na técnica trans-dental, Rastelli⁴⁵, em 2004, realizou um trabalho onde foram confeccionadas amostras de 4mm de diâmetro e 2mm de profundidade com a resina composta microhíbrida Filtek Z-250 (3M/ESPE), fotopolimerizadas por duas fontes de luz: um aparelho de luz halógena convencional – Curing Light 2500 (3M/ESPE), com intensidade de luz de $675\text{mW}/\text{cm}^2$ e pico máximo de comprimento de onda de 487nm; e um dispositivo de LEDs (MM Optics), com intensidade de $270\text{mW}/\text{cm}^2$ e pico máximo de comprimento de onda de 458nm. As amostras foram fotopolimerizadas nos tempo de 40 e 60 segundos para as espessuras de 0 (grupo controle); e através de facetas de estruturas dental nas espessuras de 1, 2, e 3mm. Na etapa de fotoativação das amostras, o aparelho de luz halógena foi utilizado nas condições normais de operação ($675\text{mW}/\text{cm}^2$), e posteriormente, para comparar a efetividade de polimerização de ambos os aparelhos com a mesma intensidade de luz, o aparelho de luz halógena teve sua intensidade alterada para $270\text{mW}/\text{cm}^2$ (igualando a intensidade do LED), por meio de uma variador de voltagem. A profundidade de polimerização foi avaliada pelo teste de dureza Vickers e espectroscopia de fluorescência. Os resultados demonstraram que a fonte de luz halógena testada proporcionou maior profundidade de polimerização pela técnica de fotoativação trans-dental. Entretanto, quando os mesmos parâmetros de intensidade de luz foram utilizados

para ambos os aparelhos, o dispositivo de LEDs promoveu maior profundidade de polimerização. Desta forma, concluiu que na técnica de fotoativação trans-dental, independente da fonte de luz utilizada devemos aumentar o tempo de exposição para 60 segundos e que o teste de difusão de corante através de compósitos demonstra-se eficiente na avaliação da profundidade de polimerização.

Kreidler³³, em 2004, realizou um estudo para avaliar por meio de microtração e de análise do padrão de fratura, o efeito de luz halógena e LED sobre a formação da camada híbrida. Restaurações de resina composta (InTen-S – Ivoclar/Vivadent) foram confeccionadas com auxílio de uma matriz de metal, sobre superfícies planas da dentina de terceiros molares hígidos, previamente preparadas com ácido fosfórico a 37% e sistema adesivo Single Bond (3M/ESPE). A resina foi colocada na matriz em dois incrementos de 2mm cada e fotopolimerizada por um tempo de 40 segundos para cada incremento. As amostras foram divididas em quatro diferentes grupos, de acordo com os aparelhos utilizados para a polimerização, a saber: Grupo G1 – Aparelho de luz halógena – KM-200R (DMC), com intensidade de luz de aferida em 560 mW/cm²; Grupo G2 – Aparelho de primeira geração - com 7 LEDs – Ultraled (Dabi Atlante), com intensidade de luz aferida em 103mWcm²; Grupo G3 – Aparelho de terceira geração - com 5 LEDs – UltraLume

LED5 (Ultradent), com intensidade de luz aferida em $662\text{mW}/\text{cm}^2$; Grupo G4 – Aparelho de segunda geração - com 1 LED – Biolux Single V (BioArt), com intensidade de luz aferida em $479\text{mW}/\text{cm}^2$. Os testes de microfratura foram realizados 24 horas após a confecção das amostras, que ficaram armazenadas em água destilada a 37°C . Os resultados mostraram que as amostras fotopolimerizadas pelo Ultraled, apresentaram média de resistência adesiva significativamente menor que os demais grupos, que foram semelhantes entre si. Os aparelhos Biolux Single V e UltraLume LED5, LEDs de segunda e terceira geração respectivamente, tiveram valores de resistência adesiva semelhantes ao aparelho KM-200R – Luz halógena. As falhas de união foram predominantemente do tipo adesivas, e ocorreram em maior frequência quando utilizado o aparelho LED de primeira geração. Assim os autores concluíram que os aparelhos de LEDs de segunda e terceira geração, avaliados neste trabalho podem ser utilizados como uma alternativa viável à luz halógena.

Com a finalidade de determinar o efeito da intensidade de luz e do tipo de unidade fotopolimerizadora na dureza Knoop de alguns cimentos resinosos e uma resina composta, Santos Jr. et al.⁴⁸, em 2004, realizaram um estudo onde espécimes na forma de disco com 4mm de diâmetro e 2,5mm de espessura foram preparados para cada tipo de cimento a saber: Variolink II (Ivoclar/Vivadent), Calibra (Dentsply), Nexus

2 (Kerr), RelyX ARC (3M/ESPE). As amostras foram fotopolimerizadas por três aparelhos, sendo duas unidades de luz halógena: a) Visilux 2 (3M/ESPE), com intensidade de 550mW/cm^2 , b) Optilux 501 (Kerr), com intensidade de 1360mW/cm^2 ; e uma unidade à base de LEDs: Elipar Freelight (3M/ESPE), com intensidade de 320mW/cm^2 . Para os cimentos Variolink II, Calibra e Nexus 2, a dureza foi avaliada em três formas de ativação: 1) polimerização química, nos tempos de 15, 30, 60 minutos e 24 horas; 2) polimerização dual; 3) fotopolimerização apenas da pasta base; sendo que nas duas últimas formas de ativação, as amostras foram fotopolimerizadas por 10, 30 ou 40 segundos apenas na superfície de topo das amostras. Para o cimento RelyX ARC, foram testadas as formas de polimerização química e dual nos mesmos parâmetros mencionado anteriormente. Ainda foram obtidos valores de dureza nas superfícies de topo e de base de amostras da resina composta XRV Herculite (Kerr) com 2,5mm de espessura, fotopolimerizadas pelos mesmos aparelhos, também nos mesmos tempos mencionados acima. Após análise dos dados os autores observaram que todos os grupos foram estatisticamente diferentes entre si, para todas as formas de polimerização. Altas intensidades da luz fotopolimerizadora resultaram em valores mais altos de dureza Knoop para todos os materiais testados, nos três tempos de fotopolimerização. Para os cimentos, o LED (tanto na ativação dual ou fotopolimerização) resultou em valores de dureza similares aos obtidos pela luz halógena, apenas com algumas exceções. No modo de ativação

dual, o RelyX ARC após 40 segundos de fotopolimerização, apresentou valores similares ou maiores que os outros cimentos. Para todos os cimentos, exceto o Nexus 2, o modo de ativação somente químico resultou em valores inferiores de dureza do que a dupla polimerização. Para o Variolink II, seu mecanismo de polimerização química necessita de um longo tempo de ativação em relação aos outros cimentos.

Com o objetivo de estudar a influência do reembasamento de pinos de fibra de vidro (Reforpost nº 3 – Ângelus) com resina composta (Filtek Z-250 – 3M/ESPE), na profundidade de polimerização do cimento resinoso (RelyX – 3M/ESPE), Faria et al.²⁰, em 2004, realizaram um trabalho onde quinze incisivos bovinos recém-extraídos foram seccionados horizontalmente obtendo raízes com 17mm de comprimento. Seus condutos radiculares foram preparados de forma estandarizada, e divididos em três grupos de cinco raízes cada: G1- pino cimentado em conduto com desgaste padronizado; G2 – pino cimentado em conduto com amplo desgaste na região cervical com ponta diamantada nº 3131; G3 – pino cimentado em conduto com amplo desgaste na região cervical com ponta diamantada nº 3131 e previamente reembasado com resina composta. As amostras foram incluídas em resina de poliestireno, seccionadas longitudinalmente e submetidas à análise de microdureza Knoop. Foi avaliada a microdureza do cimento resinoso localizado no terço cervical e radicular (apical) realizando 10 edentações com carga de

25g por 30s em cada região. Os dados foram submetidos à análise de Variância e teste de Tukey ($p < 0,05$). Os resultados de KHN expressos em Kg/mm^2 foram: terço cervical: G1 – $48,29 \pm 10,49$; G2 – $44,76 \pm 11,84$; G3 – $57,55 \pm 15,50$; terço radicular: G1 – $39,96 \pm 9,4$; G2 – $38,46 \pm 8,26$; G3 – $43,18 \pm 12,31$. Valores maiores de microdureza foram encontrados no terço cervical em comparação ao terço apical em todos os grupos. Os autores observaram que os pinos reembasados com resina composta proporcionaram maior grau de polimerização do cimento resinoso no terço cervical em comparação aos pinos não reembasados. Porém, para todos os grupos analisados, não houve diferença estatisticamente significativa na microdureza do cimento resinoso no terço apical.

Neumann et al.⁴¹, em 2005, compararam o comportamento de dois aparelhos de LEDs e um de luz halógena, na fotopolimerização de materiais que apresentam como fotoiniciadores: canforoquinona (CQ), fenilpropanodiona (PPD), lucerina (monoacylphosphine) e o BAPO (bisacylphosphine oxide). O espectro de absorção dos fotoiniciadores e de emissão dos aparelhos de LED (Ultrabue I e Ultrablue IS - DMC) e de luz halógena (Optilux 401 – Demetron) foi determinado em uma faixa de comprimento de onda entre 360-550nm. Os resultados mostraram que a canforoquinona exibiram uma absorção na região do azul. Apesar da absorção máxima do PPD, lucerina, e BAPO estar na região do infravermelho, sua absorção também se estende para a região de luz visível.

O pico máximo de emissão aparelhos foi de 467nm para o Ultrablue I; 454nm para o Ultrablue IS; e 493nm para o Optilux 401, e as intensidades medidas foram 170mW/cm²; 470mW/cm² e 444mW/cm², respectivamente. Os autores ressaltaram a importância dos fabricantes informarem o perfil de absorção dos compósitos fotopolimerizáveis, bem como o conhecimento por parte dos profissionais do comprimento de onda emitido pelas unidades fotopolimerizadoras, para obtenção de desejáveis níveis de polimerização.

Em 2005, Alencar Júnior¹, avaliou o grau de polimerização do cimento resinoso dual RelyX ARC (3M ESPE), fotopolimerizado por diferentes fontes de luz: uma de luz halógena – KM200R (K&M Ind. Com. Equip. Ltda), com intensidade de 800mW/cm²; e dois aparelhos de LEDs: o Ultraled (Dabi Atlante), com intensidade de 170mW/cm², e o LED GG Dent, com intensidade de 104mW/cm². O cimento resinoso foi inserido no interior de uma matriz metálica, com orifício central de 8mm de diâmetro e 2mm de profundidade, com auxílio de uma seringa centrix. A fotopolimerização foi realizada através de espaçadores de cerâmica (Inceram) e de cerômero (Solidex) com 2mm e 4mm de espessura por 40 segundos. Após 24h de armazenagem na temperatura de 37^oC em recipientes à prova de luz, as amostras foram preparadas e submetidas aos ensaios de microdureza Vickers. Foram realizadas cinco endentações na superfície de topo e de base com uma carga de 50g por 30s. Os dados

foram submetidos à Análise de Variância e teste de Tukey com 5% de significância. O autor observou que a luz halógena proporcionou os melhores resultados em todas as situações analisadas. A interposição de uma pastilha de cerâmica ou de cerômero, reduziu os valores de microdureza obtidos para todos os corpos-de-prova. Os aparelhos de LEDs proporcionaram os menores valores de microdureza, entretanto o GG Dent apresentou resultados melhores que o Ultraled. Houve uma diminuição nos valores de microdureza entre o topo e a base para todas as fontes de luz.

PROPOSIÇÃO

O objetivo desse estudo foi avaliar a microdureza Vickers de cimentos resinosos, na cimentação de pinos de fibra de vidro no canal radicular de dentes bovinos, em função de:

1- Cimentos resinosos:

- a - Quimicamente ativado
- b - Dupla polimerização – “Dual”

2- Profundidade de Polimerização:

- a - $\frac{1}{3}$ cervical
- b - $\frac{1}{3}$ médio
- c - $\frac{1}{3}$ apical

3- Aparelhos Fotopolimerizadores:

- a - Luz Halógena
- b - LEDs:
 - b1 – 2^a Geração
 - b2 – 3^a Geração

MATERIAL E MÉTODO

1. MATERIAIS

Neste estudo foram utilizados pinos pré-fabricados de fibra de vidro Reforpost nº 3 (Ângelus Ind. de Prod. Odontológicos Ltda, Londrina - PR / Brasil), que apresentam 1,5mm de diâmetro e formato paralelo serrilhado com extremidade tronco-cônica (Figura 1); um cimento resinoso de ativação química C&B Cement (Bisco), com seu respectivo sistema adesivo dual – All Bond 2 (Bisco) (Figuras 2 e 3); e um cimento resinoso de ativação dual RelyX ARC (3M ESPE dental products, St Paul / USA), também com seu respectivo sistema adesivo dual Scotchbond Multi-Purpose Plus (3M ESPE dental products, St Paul / USA) (Figuras 4 e 5). A descrição desses materiais está presente nos quadros 1 e 2. Para a polimerização dos cimentos resinosos duais, foram utilizados três diferentes aparelhos de fotopolimerização, um de luz halógena – Optilux 360 (Demetron Research Corp., Danbury, Conn) (Figura 6) e dois LEDs de diferentes gerações: um de 2ª Geração – Rarii (SDI Limited, Bayswater / Austrália (Figura 7); e um de 3ª Geração – UltraLume 5 (Ultradent Products Inc. Utha / USA (Figuras 8), cuja as especificações estão descritas no quadro 3.

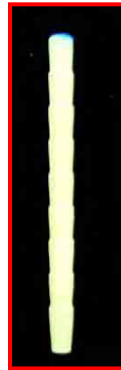


FIGURA 1. Pino de fibra de vidro – Reforpost nº 3.



FIGURA 2. Cimento resinoso químico – C&B Cement (Bisco).



FIGURA 3. Sistema Adesivo Dual – All Bond 2 (Bisco).



FIGURA 4. Cimento resinoso dual – RelyX ARC (3M ESPE).



FIGURA 5. Sistema adesivo dual – Scotchbond Multi-Purpose Plus (3M ESPE).

Quadro 1. Cimentos resinosos empregados para cimentação dos pinos de fibra de vidro.

CIMENTO RESINOSO	FABRICANTE	COMPOSIÇÃO	LOTE
C& B Cement Cor: Natural	Bisco Inc, Schawburg, USA	Etoxilato de Bis-GMA, Tri-EDMA, Bis-GMA	0400007927
RelyX ARC Cor: A3	3M ESPE Dental Products, St Paul, USA	Bis-GMA, TEGDMA, sílica/zircônia (67,5% em peso), canforoquinona, peróxido de benzoíla.	EWFE

Quadro 2. Sistemas adesivos empregados para cimentação dos pinos de fibra de vidro.

SISTEMA ADESIVO	FABRICANTE	COMPOSIÇÃO	LOTE
All-Bond 2	Bisco Inc, Schawburg, USA	UNI-ETCH: Ácido fosfórico a 32% com cloreto de benzalcônio.	0400009260
		Primer A: etanol, acetona, Na-N-tolilglicina glicidilmetacrilato.	0400009144
		Primer B: etanol, acetona, Bisfenil dimetacrilato.	0400008617
		PRE-BOND Resin: bisfenol A diglicidilmetacrilato, trietilenoglicol dimetacrilato, peróxido de benzoíla.	0400008102
Scotchbond Multi-Purpose Plus	3M ESPE Dental Products, St Paul, USA	Ácido (1): Ácido fosfórico a 35%.	5EX
		Ativador (1.5): etanol, sal de ácido sulfínico, fotoiniciador.	4KT
		Primer (2): água, HEMA, copolímeros do ácido polialcenóico.	5AW
		Catalisador (3.5) HEMA, Bis-GMA, peróxido de benzoíla.	3AN
		Ceramic Primer: agente silano hidrolisado em solução etílica.	4WA



FIGURA 6. Lâmpada Halógena e o Aparelho Optilux 360 (Demetron).



FIGURA 7. LED e o Aparelho Radian (SDI).



FIGURA 8. Arranjo de LEDs e o Aparelho UltraLume 5 (Ultradent).

QUADRO 3. Fontes de luz empregadas.

APARELHO DE LUZ	FONTE DE LUZ	INTENSIDADE DE LUZ (Fornecida pelo fabricante)	INTENSIDADE DE LUZ (Medida*)	COMPRIMENTO DE ONDA	DIÂMETRO DA PONTA
OPTILUX 360 (Demetron)	Halógena	> 400 mW/cm ²	600 mW/cm ² ± 10	400 – 500nm	8mm
Radii (SDI)	1 LED 2ª Geração	1400 mW/cm ²	750 mW/cm ² ± 10	440 - 480 µm	10mm
UltraLume 5 (Ultradent)	5 LEDs 3ª Geração	> 800 mW/cm ²	900 mW/cm ² ± 10	370 - 500 µm	18mm x 10mm

* Intensidade de luz medida pelo radiômetro Demetron 100 (Demetron Research Corp., Danbury, Conn).

2. MÉTODOS

2.1 Preparo das amostras para cimentação dos pinos

A. Seleção dos dentes

Para a realização deste estudo foram empregados 40 incisivos centrais inferiores bovinos, recém extraídos de animais jovens, com no máximo quatro incisivos erupcionados, os quais foram limpos com curetas periodontais, seguido de profilaxia com pasta de pedra pomes e água, com auxílio de escova de Robson montada em contra-ângulo. Os dentes selecionados foram armazenados em soro fisiológico a 0,9% com timol (0,1%), em geladeira, até o momento de sua utilização.

Posteriormente, foi realizada uma demarcação à 17mm do ápice radicular (Figura 9), com o auxílio de uma caneta para retroprojeter e paquímetro digital. É importante ressaltar que este comprimento, corresponde ao comprimento médio das raízes dos incisivos centrais superiores humanos³². A separação da coroa e da raiz (Figura 10) foi realizada pela máquina de cortes (Isomet Low Speed Saw – Buehler, Lake Bluff, Illinois, USA), com disco de diamante de dupla face (série 15HC Diamont – n.11-4244 Buehler), sob refrigeração com água deionizada (Figura 11).



FIGURA 9. Delimitação para separação entre coroa e raiz.



FIGURA 10. Separação da coroa e raiz, com 17mm de comprimento.



FIGURA 11. Máquina de Cortes – Isomet Low Speed Saw (Buehler).

B. Tratamento Endodôntico

A seguir foi realizado o tratamento endodôntico, cujo comprimento de trabalho foi estabelecido 1mm aquém do ápice radicular,

ou seja, em média 16mm de comprimento. O preparo biomecânico foi realizado com limas endodônticas do tipo Kerr (Maillefer/Dentsply) da 2ª série, em seqüência crescente, pela técnica escalonada, associada à irrigação com hipoclorito de sódio a 1%, até a lima nº 80. Posteriormente os canais foram lavados abundantemente com soro fisiológico a 0,9% e secos com cones de papel absorvente. A obturação dos canais radiculares foi realizada pela técnica híbrida de Tagger, utilizando cones de guta percha, próprios para essa técnica (TP-Dentsply) associada ao cimento Sealer 26 (Dentsply), cuja composição química é à base de hidróxido de cálcio³². Após a obturação, foram removidos 3,0mm de guta percha na porção cervical da raiz, para colocação do cimento provisório (Cimpat) e as amostras armazenados em soro fisiológico a 0,9% em estufa à 37⁰C por duas semanas (Figura 12).



FIGURA 12. Aspecto radiográfico após o tratamento endodôntico e colocação de cimento provisório no terço cervical.

C. Preparo do Conduto radicular e Cimentação dos pinos

Inicialmente foi realizada a remoção da obturação do canal radicular com brocas Gates Glidden nº 4 (Maillefer/ Dentsply), com uma penetração de aproximadamente 11mm, com o intuito de se manter 5mm de material obturador selando a região apical (Figura 13). Neste momento, foi realizada a condensação vertical para readaptação da obturação ao canal na região apical. Em seguida o conduto radicular foi preparado com brocas de Largo nº 5 (Ângelus Ind. de Prod. Odontológicos Ltda, Londrina - PR / Brasil), em baixa rotação, apresentando o mesmo comprimento já mencionado (Figura 14). É importante ressaltar que a cada 10 dentes, a broca foi substituída – segundo recomendação do fabricante. Após o preparo, o conduto foi lavado com água destilada, e seco com cones de papel absorvente. (Figura 15). O aspecto radiográfico final do canal radicular pode ser observado na figura 16.

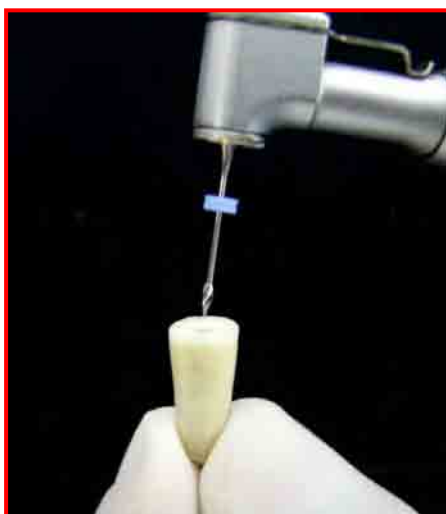


FIGURA 13. Broca Gates Glidden nº4 realizando a penetração inicial com 11mm.

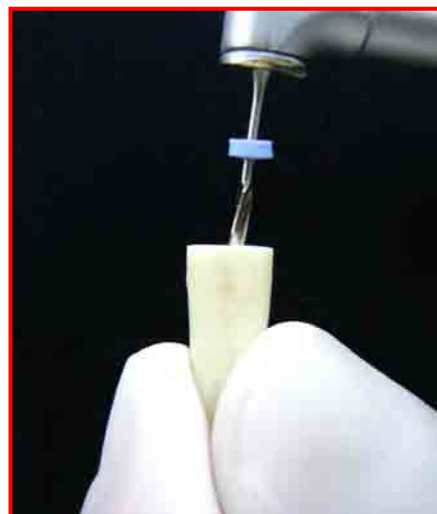


FIGURA 14. Broca Largo nº5 preparando o conduto radicular.

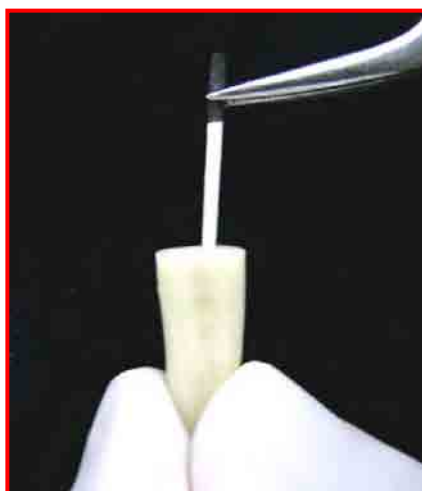


FIGURA 15. Secagem do conduto radicular com cone de papel absorvente



FIGURA 16. Aspecto radiográfico após a preparação do canal radicular para cimentação do pino.

A seguir as raízes foram divididas aleatoriamente em 4 grupos, com 10 dentes cada, de acordo com agente cimentante e o aparelho fotopolimerizador empregado, conforme descrito no Quadro 4.

Quadro 4. Divisão dos grupos de estudos de acordo com o agente cimentante e fontes de luz empregadas.

GRUPOS	SISTEMA ADESIVO	CIMENTO RESINOSO	FONTE DE LUZ
G1 (Controle)	All Bond 2 (Bisco)	C & B Cement (Bisco)	_____
G2	Scotchbond Multi Purpose Plus (3M ESPE)	RelyX ARC (3M ESPE)	Halógena Optilux 360 (Demetron)
G3	Scotchbond Multi Purpose Plus (3M ESPE)	RelyX ARC (3M ESPE)	LED – 2ª Geração Radii (SDI)
G4	Scotchbond Multi Purpose Plus (3M ESPE)	RelyX ARC (3M ESPE)	LED – 3ª Geração UltraLume 5 (Ultradent)

Para todos os grupos, a técnica de cimentação foi realizada seguindo as recomendações de cada fabricante, como descritas a seguir:

GRUPO 1 – Sistema Adesivo All Bond 2 e Cimento Resinoso C&B Cement (Polimerização Química)

A – Preparo do conduto:

Inicialmente, foi realizado o condicionamento do conduto radicular com ácido fosfórico a 32% Uni-Etch por 15 segundos (Figura 17), e em seguida foi retirado com abundante jato de água e seco com cones de papel absorventes. O excesso de água foi removido com auxílio de uma ponta de papel absorvente. Porções iguais do All Bond 2 Primer A e Primer B foram misturadas e duas camadas consecutivas foram aplicadas no interior do conduto radicular com auxílio de um microbrush (fino) (Figura 18). Em seguida, toda a superfície foi seca com jatos de ar por 5-6 segundos. O próximo passo foi a aplicação de uma fina camada do PRE-BOND RESIN com auxílio de um microbrush.



FIGURA 17. Aplicação de ácido fosfórico a 32% - Uni-Etch.



FIGURA 18. Aplicação do Sistema Adesivo All Bond 2 no interior do conduto radicular.

B. Preparo do Pino

Inicialmente foi realizada a limpeza do pino com álcool 70% com auxílio de um pincel, e aplicação do silano - Ceramic Primer (3M ESPE), com um microbrush (Figuras 19 A e B), aguardando 1 minuto para aplicação de suaves jatos de ar. Posteriormente foi aplicada duas camadas do All Bond 2 Primer B (Figuras 19 A e C), com auxílio de um pincel microbrush e seco com jatos de ar.

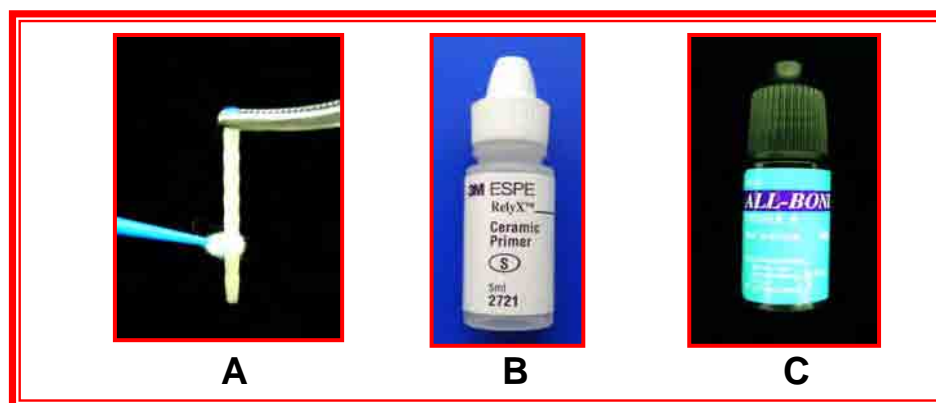


FIGURA 19. Seqüência de tratamento no pino: A) aplicação dos materiais no pino com auxílio de um microbrush; B) Agente silano (Ceramic primer); C) Primer B (All Bond 2).

C. Cimentação propriamente dita

Porções iguais de pasta base e catalisadora do cimento resinoso C&B Cement foram dispensadas e misturadas com espátula plástica sobre uma placa de vidro durante 10 segundos. Logo em seguida, o cimento resinoso foi aplicado no pino e imediatamente adaptado no interior do canal radicular com auxílio de uma pinça clínica, e estabilizado manualmente dentro do conduto radicular (Figura 20). Os excessos foram removidos com um pincel, e o tempo de 7 minutos foi aguardado para a polimerização inicial do cimento. Posteriormente as amostras foram armazenadas em frascos escuros individuais identificados, com soro fisiológico a 0,9%, em estufa a $37^{\circ}\text{C} \pm 1$ por 24 horas.

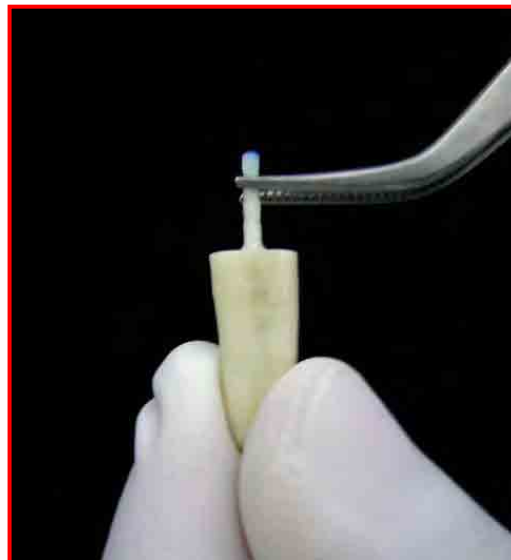


FIGURA 20. Inserção e estabilização do pino no interior do conduto radicular.

GRUPOS 2, 3 e 4 – Sistema Adesivo Scotchbond Multipurpose Plus e Cimento Resinoso RelyX ARC (Polimerização Dual)

A. Preparo do conduto

Inicialmente, foi realizado o condicionamento do conduto radicular com ácido fosfórico a 35% Etchant (frasco 1) por 15 segundos (Figura 21) e lavagem com abundantes jatos de água por 15 segundos. Em seguida o canal radicular foi seco com suaves jatos de ar por 5 segundos e o excesso de água removido com cones de papel absorvente. Posteriormente, foi aplicado o ativador (frasco 1,5) com um pincel microbrush (fino) e seco com suaves jatos de ar por 5 segundos. Na seqüência, o *primer* (frasco 2), foi aplicado da mesma maneira. Como último passo antes da cimentação, foi aplicado o catalisador (frasco 3,5) com auxílio de um microbrush (Figura 22) e o excesso de catalisador removido com cones de papel absorvente.

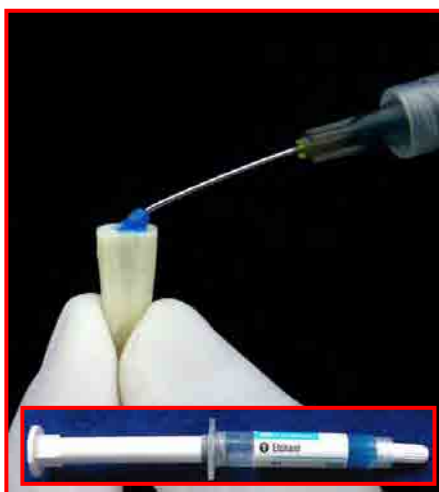


FIGURA 21. Aplicação de ácido fosfórico a 35% - Etchant.



FIGURA 22. Aplicação do Sistema Adesivo Scotchbond Multipurpose Plus no interior do conduto radicular.

B. Preparo do Pino

Inicialmente foi realizada a limpeza do pino com álcool 70% com auxílio de um pincel, e aplicação do silano - Ceramic Primer (3M ESPE), com um microbrush (Figuras 23 A e B), aguardando 1 minuto para aplicação de suaves jatos de ar. Em seguida foi aplicada uma camada de catalisador, também com um microbrush (Figuras 23 A e C).

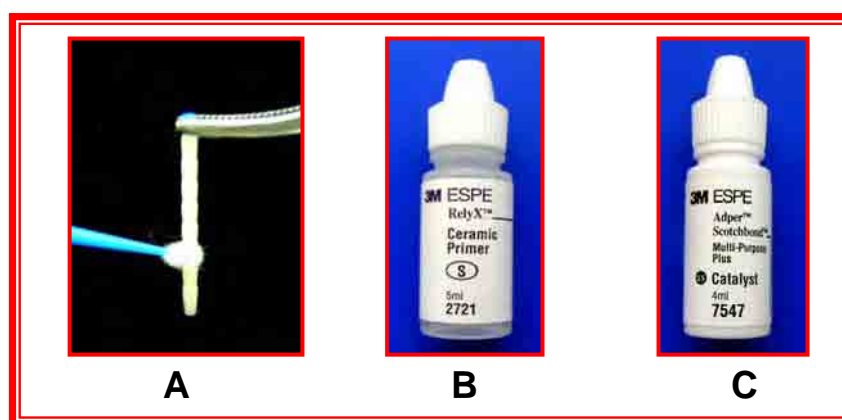


FIGURA 23. Seqüência de tratamento no pino: A) aplicação dos materiais no pino com auxílio de um microbrush; B) Agente silano (Ceramic primer); C) Catalisador.

C. Cimentação propriamente dita

Porções iguais de pasta base e catalisadora do cimento resinoso dual RelyX ARC foram dispensadas e misturadas com espátula plástica sobre uma placa de vidro durante 10 segundos. Logo em seguida, o cimento resinoso foi levado para o interior do canal radicular com uma broca do tipo Lentulo (Maillefer/Dentsply) (Figura 24), e imediatamente após, o pino foi colocado em posição com auxílio de uma pinça clínica e estabilizado manualmente dentro do conduto radicular (Figura 25). Os excessos foram removidos com um pincel, e o cimento

fotopolimerizado por 40 segundos no sentido do seu longo eixo (Figura 26), para todos os aparelhos de luz empregados. Em seguida, os corpos de prova foram armazenados em frascos escuros individualizados para cada grupo, imersos em soro fisiológico a 0,9%, em estufa a $37^{\circ}\text{C} \pm 1$ por 24 horas.



FIGURA 24. Colocação do cimento resinoso no interior do canal com auxílio de uma broca lentulo.

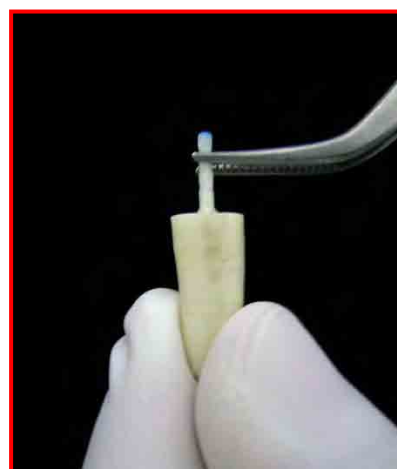


FIGURA 25. Inserção e estabilização do pino no interior do canal radicular.



FIGURA 26. Fotopolimerização do cimento resinoso durante 40 segundos.

2.2. Preparo das Amostras para ensaio de Microdureza Vickers

Após o tempo de armazenamento cada amostra foi fixada em placa de acrílico (4x4cm e 4mm de espessura) com cera pegajosa (Kota Ind. e Com. LTDA.) (Figura 27). As secções radiculares foram obtidas por cortes transversais, com disco de diamante de dupla face (série 15HC Diamont – n.11-4244 Buehler), sob refrigeração com água deionizada, na máquina de cortes (Isomet Low Speed Saw – Buehler, Lake Bluff, Illinois, USA) (Figura 11). A princípio foi realizado um corte de aproximadamente 1,0mm de espessura, na região radicular mais cervical, o qual foi descartado, com o intuito de promover o paralelismo para a realização dos cortes seqüenciais (Figura 28). Em seguida, três cortes transversais de 3,3mm (para descontar a espessura do disco de diamante que apresenta 0,3mm de espessura) foram confeccionados (Figura 29), obtendo secções radiculares de 3,0mm de espessura, correspondentes aos terços: cervical (C); médio (M); e apical (A).



FIGURA 27. Porção radicular fixada em placa de acrílico com cera pegajosa.



FIGURA 28. Corte inicial de 1mm para obtenção de paralelismo para o cortes seqüenciais.

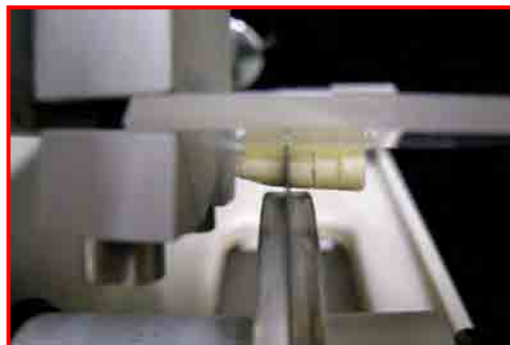


FIGURA 29. Cortes transversais de 3,3 mm de espessura.

Para facilitar a diferenciação, as secções radiculares foram identificadas com canetas coloridas para retroprojctor, de acordo com o terço radicular ao qual pertencem: preto – 1/3 cervical; vermelho – 1/3 médio; azul – 1/3 apical (Figura 30).

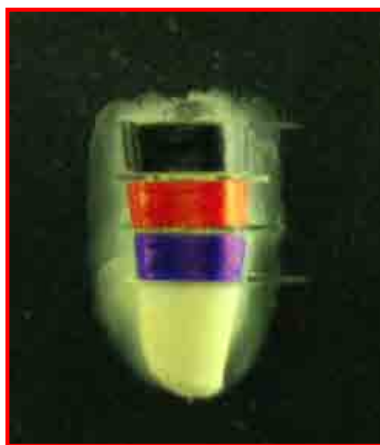


FIGURA 30. Identificação dos terços cervical (preto), médio (vermelho), e apical (azul).

A seguir, as secções transversais de cada amostra foram aderidas com cera pegajosa (Kota Ind. e Com. LTDA), em padrões de

acrílico pré-fabricados com 3cm de diâmetro e 8mm de altura, de modo que a porção mais apical de cada amostra ficou exposta.

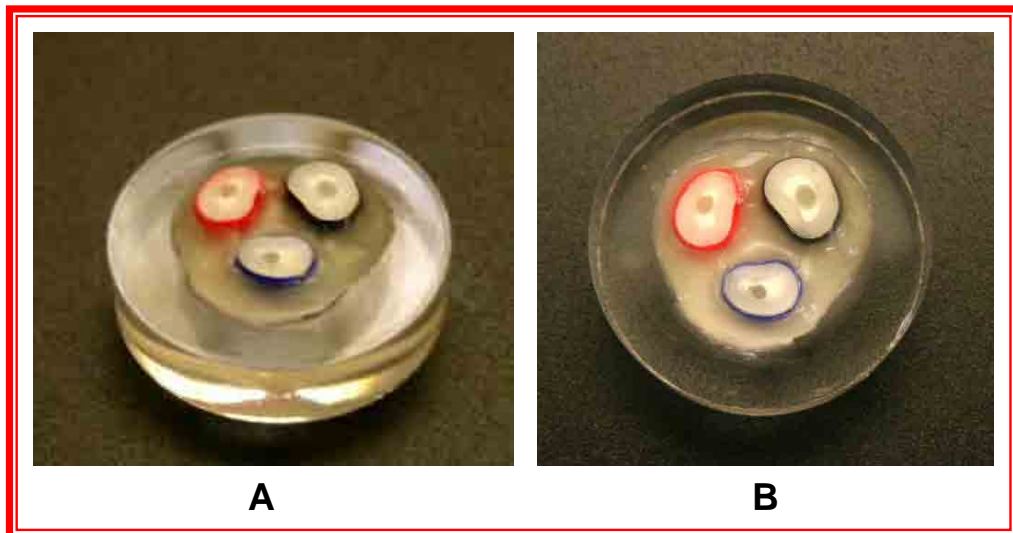


FIGURA 31. Secções radiculares (cervical, média e apical) fixadas em padrões de acrílico com cera pegajosa.

Posteriormente, as amostras foram polidas, em politriz APL-4 AROTEC, com lixas d'água de granulação decrescente, n^{os} 600, 800, 1200, 2000 (3M) com 2 pesos de 85g cada, durante 3 minutos para cada granulação, sob baixa rotação e constante refrigeração (Figuras 32 e 33). É importante ressaltar que entre cada lixa, foi realizada a limpeza das amostras em lavadora ultrassônica (Ultramet Sonic Cleaning Solution – Buehler) com água destilada/deionizada por 2 minutos (Figura 34). O polimento final foi realizado com disco de papel feltro TEXMET 100 (Buehler Polishing Cloth) embebido em suspensão de diamante com 1 micron base-água (Buehler), com 2 pesos por 2 minutos. A seguir foi realizada novamente a limpeza das amostras em lavadora ultrassônica

água destilada/deionizada por 2 minutos e por fim, lavagem durante 30 segundos com jato de água deionizada.



FIGURA 32. Politriz APL-4 (AROTEC)



FIGURA 33. Amostras posicionadas na politriz, para realização do polimento.



FIGURA 34. Lavadora ultrassônica - Ultramet Sonic Cleaning Solution – (Buehler)

Após o polimento, as amostras foram armazenadas em frascos escuros individuais para cada grupo, para que não houvesse a interferência da luz externa na polimerização dos cimentos, imersos em

soro fisiológico a 0,9%, em estufa a $37^{\circ}\text{C} \pm 1$, por 24 horas, para em seguida serem submetidas ao ensaio de Microdureza Vickers.

2.3. Ensaio de Microdureza Vickers

Para os ensaios de Microdureza Vickers, foi utilizado um Microdurômetro Shimadzu Microhardness Tester HMV-2000 (Shimadzu Corporation – Kyoto- Japan) (Figura 35A), acoplado ao Software para análise de imagem CAMSWIN (NewAge Industries, USA) (Figura 35B). As leituras de microdureza foram realizadas 48 horas após a cimentação dos pinos, na superfície de topo de cada terço, com uma carga estática de 200 gramas durante 20 segundos, analisadas em aumento de 10X.

O microdurômetro é um aparelho constituído por uma base móvel, onde se coloca a amostra para realização das mensurações (Figura 35C), uma haste onde está acoplada duas objetivas para visualização e posterior leitura (Figura 35D), e a ponta de diamante para a realização da endentação (Figura 35E). Esta ponta utiliza como penetrador uma pirâmide de diamante com base quadrada, com um ângulo de 136° entre as faces opostas, que produz uma marcação na amostra na forma de um losango com base quadrada (Figura 35F). A mensuração da microdureza é realizada pela demarcação das extremidades desse losango com auxílio e barras horizontais e verticais, onde a média das leituras das duas diagonais em micrometros é

convertida em valor de microdureza Vickers automaticamente pelo Software.

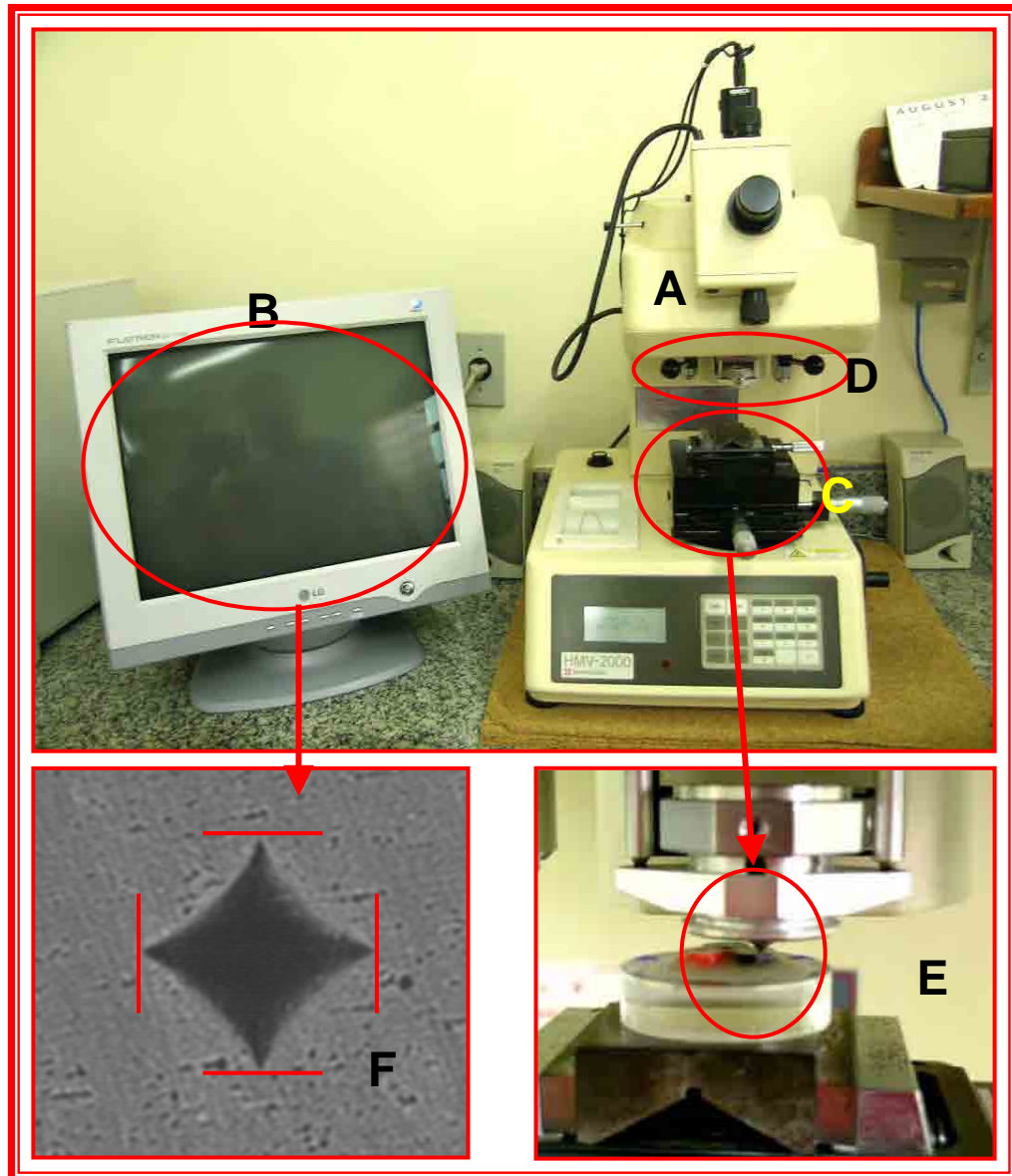


FIGURA 35. A - Microdurômetro Shimadzu MicroHardness Tester HMV-2000, utilizado para realização das medidas de microdureza Vickers; B - Monitor que permite a visualização da penetração; C – Base móvel para colocação da amostra; D – Haste onde estão acopladas as objetivas com aumento; E – Ponta de diamante Vickers no momento da penetração no corpo-de-prova. F – Imagem da edentação realizada pela ponta de diamante Vickers, onde a mensuração é realizada com auxílio de barras verticais e horizontais.

Cada secção radicular (cervical, média e apical) foi dividida em quadrantes, realizando três endentações na porção central do cimento resinoso de cada quadrante (Figura 36), totalizando doze medidas em cada terço radicular de cada amostra.

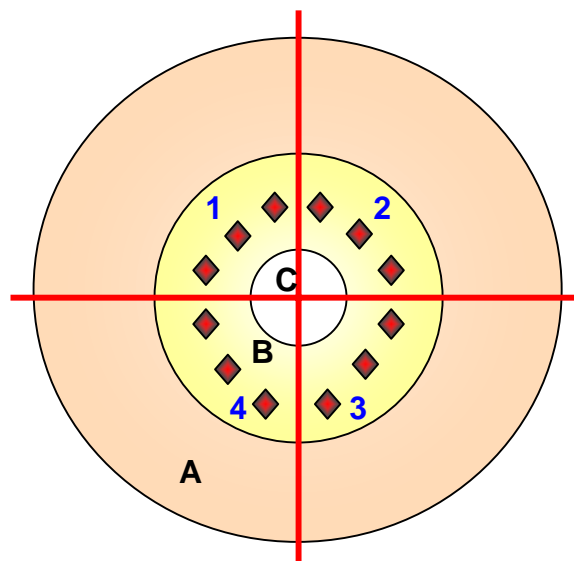


FIGURA 36. Esquema da localização das endentações realizadas em cada quadrante (1, 2, 3 e 4), na porção central do cimento resinoso: A – Dentina radicular; B – Cimento resinoso; C – Pino de fibra de vidro.

2.4. Metodologia Estatística

Neste trabalho, empregou-se a análise de Variância de medidas repetidas para avaliar a microdureza Vickers de grupos experimentais, os quais se diferenciaram pelos cimentos e fontes de polimerização utilizados na cimentação de pinos intra-radulares de fibra de vidro. Há um fator inter-amostras (*cimento e sistema de polimerização*), cujos níveis são os cimentos e sistemas de fontes de

polimerização, e um fator de intra-amostras (*terços*), cujos níveis são as três profundidades de polimerização em uma amostra, determinadas pelos terços: cervical (C), médio (M) e apical (A). A análise de variância foi complementada pelo teste de Tukey, para comparações múltiplas de médias de dureza.

A análise de variância exige a validade, pelo menos aproximadamente, de algumas pressuposições. Os erros experimentais, estimados pelos resíduos, devem ter distribuição normal, avaliada pelo teste de Shapiro-Wilk. No que se refere ao fator intra-amostras (*terços*) deve valer a condição de *esfericidade* da matriz de variâncias e covariâncias, avaliada pelo teste de Mauchly. Para o fator inter-amostras (*cimento e sistema de polimerização*) as matrizes de variâncias-covariâncias dos níveis do fator *terço* devem ser iguais em cada um dos níveis do fator *cimento e sistema de polimerização*, avaliada pelo teste de Box.

Em todos os testes adotou-se o nível de 5% de significância. Complementando as análises, foram determinados intervalos de 95% de confiança para a média populacional de cada grupo experimental. Os intervalos de confiança quantificam as evidências de diferenças significativas entre médias definidas pelos testes de hipóteses.

RESULTADO

No apêndice, na Tabela A1, são dados os valores de microdureza Vickers relativos ao cimento C&B Cement (CB), e na Tabela A2, encontram-se os valores de microdureza Vickers relativos ao Cimento RelyX ARC submetido à: Luz Halógena (RX+H), LED Radian (RX+LR) e LED UltraLume 5 (RX+LU). Todos esses valores estão representados graficamente na Figura A1.

As médias e desvios padrão das medidas de microdureza foram reunidas nas Tabelas 1, relativa aos grupos de amostras com pinos intra-radulares, nos três terços: (C) – Cervical, (M) – Médio e (A) Apical. Essas médias estão representadas graficamente na Figura 1.

Tabela 1 - Média e desvio padrão (DP) de microdureza Vickers relativos aos terços dos sistemas em estudo: cimento C&B Cement (CB) e do cimento RelyX ARC submetido à Luz Halógena (RX+H), LED Radium (RX+LR), LED UltraLume 5 (RX+LU).

Sistema	Estatística	Terço		
		Cervical	Médio	Apical
CB	Média	39,4	39,2	38,2
	DP	0,74	0,84	0,81
RX+H	Média	38,0	33,3	30,3
	DP	0,81	1,09	1,71
RX+LR	Média	37,4	35,2	33,9
	DP	1,40	1,23	1,16
RX+LU	Média	37,1	32,5	29,8
	DP	0,74	1,11	0,84

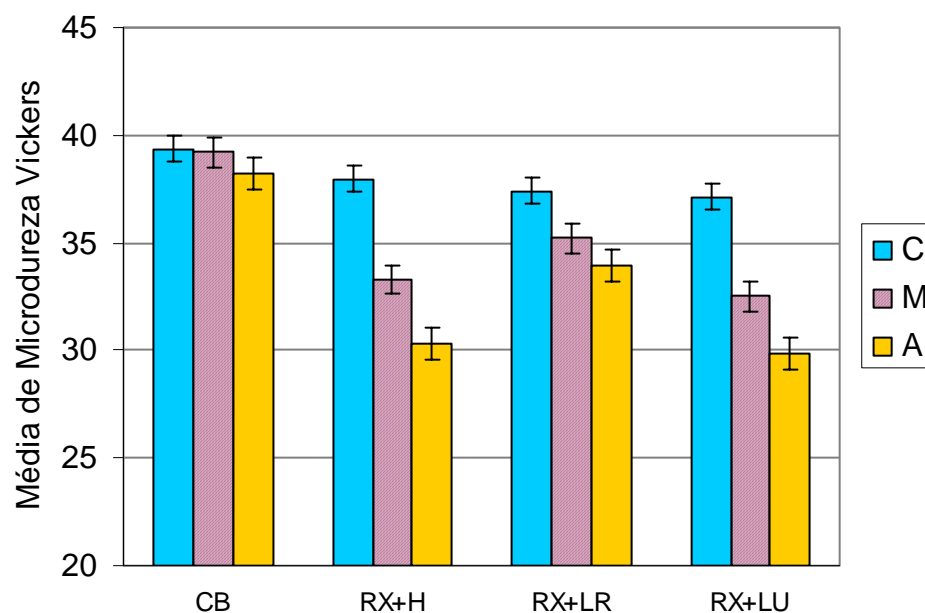


FIGURA 1 - Representação gráfica de médias de microdureza Vickers obtidas nos terços Cervical (C), Médio (M) e Apical (A) de amostras de cimento C&B Cement (CB), cimento RelyX ARC submetido a Luz Halógena (RX+H), LED Rarii (RX+LR), e LED UltraLume 5 (RX+LU). A barra vertical representa um intervalo de 95% de confiança para a média populacional.

A análise de variância de medidas repetidas, cujo sumário se encontra na Tabela 2, aponta significância estatística muito forte para todos os fatores analisados ($p < 0,001$). No rodapé dessa tabela observa-se que as pressuposições foram satisfeitas ($p > 0,05$).

Tabela 2 - Sumário da análise de variância para a avaliação das médias de microdureza.

Efeito	Graus de liberdade	Média Quadrática	F	p
Sistema	3	198,16	99,22	<0,001
Resíduo (1)	36	2,00		
Terço	2	241,89	321,11	<0,001
Terço*Sistema	6	25,79	34,24	<0,001
Resíduo (2)	72	0,75		

Esfericidade (Mauchly) $p = 0,181$
Homogeneidade de variâncias e covariâncias (Box M) $p = 0,355$
Normalidade (Shapiro-Wilk) $p = 0,365$ (Cervical) $p = 0,447$ (Médio) $p = 0,925$ (Apical)

Devido à presença de interação significativa, foram necessárias comparações múltiplas das médias de microdureza, realizadas pelo teste de Tukey. Os valores de probabilidade p para essas comparações são mostrados nas Tabelas 3 (comparação de médias de dureza entre os terços em cada sistema) e 4 (comparação de médias de

dureza entre os sistemas em cada terço) . A Figura 1 auxilia a visualização dos resultados. Quanto maior a sobreposição dos intervalos de confiança desta figura, menor a evidência de diferença entre as médias.

Tabela 3 – Valores de probabilidade p do teste de Tukey para a comparação de médias de microdureza entre os terços em cada sistema.

Sistema	Terço	Cervical	Médio	Apical
CB	Cervical		1,000	0,140
	Médio	1,000		0,305
	Apical	0,140	0,305	
RX+H	Cervical		<0,001	<0,001
	Médio	<0,001		<0,001
	Apical	<0,001	<0,001	
RX+LR	Cervical		<0,001	<0,001
	Médio	<0,001		0,060
	Apical	<0,001	0,060	
RX+LU	Cervical		<0,001	<0,001
	Médio	<0,001		<0,001
	Apical	<0,001	<0,001	

Tabela 4 – Valores de probabilidade p do teste de Tukey para a comparação de médias de microdureza entre os sistemas em cada terço.

Terço	Sistema	CB	RX+H	RX+LR	RX+LU
Cervical	CB		0,559	0,126	0,057
	RX+H	0,559		0,999	0,970
	RX+LR	0,126	0,999		1,000
	RX+LU	0,057	0,970	1,000	
Médio	CB		<0,001	<0,001	<0,001
	RX+H	<0,001		0,132	0,985
	RX+LR	<0,001	0,132		0,007
	RX+LU	<0,001	0,985	0,007	
Apical	CB		<0,001	<0,001	<0,001
	RX+H	<0,001		<0,001	1,000
	RX+LR	<0,001	<0,001		<0,001
	RX+LU	<0,001	1,000	<0,001	

Observando-se os *terços* em cada *sistema*, no Grupo 1 (sistema C&B Cement - controle) não há evidência de diferença significativa entre as médias de dureza nos três terços (cervical, médio e apical). Nos Grupos 2, 3 e 4 (sistema RelyX ARC + luz halógena, LED

Radii e LED UltraLume 5, respectivamente) houve sempre uma tendência da microdureza média diminuir significativamente do terço cervical para o terço apical, exceto no caso do LED Radii (Grupo 3), onde não houve evidência de diferença significativa entre as médias dos terços médio e apical. Observando-se agora as médias de dureza entre os *sistemas*, as médias de microdureza não foram significativamente diferentes entre os terços cervical, médio e apical do sistema C&B Cement e os terços cervicais do sistema RelyX ARC, para todas as fontes de polimerização. Essas médias foram significativamente maiores que as restantes do sistema RelyX ARC nos terços médio e apical. Nos terços médios e apical do sistema RelyX ARC, quando se utilizou o LED Radii, as médias de microdureza Vickers foram maiores e equivalentes às médias dos terços médio e apical do mesmo sistema, fotopolimerizado com luz halógena e LED UltraLume 5. Os menores valores de microdureza foram encontrados nos terços apical do sistema RelyX ARC fotopolimerizado com luz halógena ou com LED UltraLume 5, que também foram equivalentes.

DISCUSSÃO

Os benefícios da utilização das técnicas adesivas para restaurações dentais têm sido relatados na literatura^{5,9}. Dentre os mais importantes fatores podemos citar o reforço da estrutura dental e o aspecto estético final da restauração. Por esta razão, o uso de cimentos resinosos associados a sistemas adesivos tem sido indicado para cimentação de pinos de fibra vidro, em dentes tratados endodonticamente^{9,11,13,14,21,22,49,54}.

A seleção do sistema adesivo tem um papel fundamental na retenção de pinos intra-radulares. Segundo Brito et al.⁹, o fator de maior relevância na técnica de cimentação de pinos de fibra de vidro é a utilização de um sistema adesivo de dupla polimerização, que demonstre altos valores retentivos à dentina radicular e ao pino. Carvalho et al.¹¹, relataram que uma das limitações da técnica da utilização de sistemas adesivos no interior do canal radicular, é a polimerização desse adesivo. A ponta do aparelho fotopolimerizador que é colocada na abertura do conduto radicular na região cervical, emitirá a irradiação, que teoricamente, deveria percorrer toda a extensão do conduto para atingir o adesivo na região apical. Entretanto, sabe-se que isso não ocorre, e que a quantidade de energia oferecida nas regiões mais profundas do canal radicular é insuficiente para a polimerização do mesmo¹¹. Esses relatos foram confirmados por Ferrari & Mannocci²¹, ao utilizarem um sistema

adesivo fotopolimerizável, juntamente com um cimento resinoso, no interior do conduto radicular, para cimentação de pinos de fibra de carbono, onde observaram que no terço cervical (região onde a luz fotopolimerizadora consegue alcançar), os “tags” resinosos e braços laterais de resina apresentaram maior densidade que os encontrados nos terços médio e apical. Porém, Ferrari et al.²², observaram que o sistema adesivo dual, proporcionou a formação mais uniforme da camada híbrida, braços laterais de resina nos três terços do canal radicular (cervical, médio e apical), quando comparados aos sistemas adesivos fotopolimerizáveis. Portanto, a melhor escolha para essas situações é um sistema adesivo de dupla polimerização⁹.

Um outro fator muito importante na técnica de cimentação adesiva é a compatibilidade entre sistema adesivo e cimento, e a forma de ativação do cimento resinoso. Sanares et al.⁴⁷, observaram que ao utilizar sistemas adesivos de frasco único com resina composta fotopolimerizável, esses apresentaram altos valores de resistência de união, entretanto, quando os mesmos adesivos foram empregados sob restaurações de resina quimicamente ativada, os valores de resistência de união reduziram drasticamente, e essa redução foi diretamente proporcional ao aumento da acidez do sistema adesivo, fato também encontrado por Dong et al.¹⁶, em associação a cimentos resinosos duais. O mesmo foi encontrado por Tay et al.⁵¹, ao avaliarem a resistência adesiva à dentina utilizando diferentes sistemas adesivos

autocondicionantes de passo único, sob restaurações de resina composta fotopolimerizadas imediatamente após a sua aplicação ou de forma tardia (vinte minutos após a colocação da resina sobre o substrato). Segundo Carvalho et al.¹¹, as resinas de polimerização química que utilizam aminas terciárias como componente do catalisador da reação, não são compatíveis, ou seja, não se unem adequadamente com a maioria dos sistemas adesivos convencionais simplificados⁴⁷, e com os sistemas adesivos auto-condicionantes de passo único⁵¹. Isso ocorre porque após a aplicação e polimerização desses sistemas adesivos, a camada superficial que se mantém não polimerizada pela inibição do oxigênio contém monômeros ácidos, que ao entrarem em contato com a resina de polimerização química, reagem com as aminas terciárias, que possuem caráter alcalino, consumindo-as e impedindo que elas atuem como catalisadoras (ativadoras) da reação de polimerização da resina¹¹, diminuindo a resistência de união dessas resinas à dentina^{47,51}. Esse fenômeno também pode ocorrer com cimentos resinosos químicos ou duais, principalmente quando são utilizados na técnica de cimentação de pinos¹¹. Sabe-se que na região mais profunda do canal radicular, ocorre uma diminuição da intensidade ou ausência total de luz advinda do aparelho fotopolimerizador. Nessa região, a polimerização do cimento resinoso dual é dependente da ativação química. Nesses casos, se o cimento resinoso dual for utilizado juntamente com um sistema adesivo simplificado: convencional ou autocondicionante pode ocorrer uma

incompatibilidade entre a porção quimicamente ativada do cimento dual e o sistema adesivo, nos terços do conduto onde a luz não alcança, promovendo menores valores de resistência de união, comprometendo a retenção do pino^{11,51}. Bouillaguet et al.⁵, observaram que no terço apical, houve uma diminuição da resistência de união à microtração, quando sistema adesivo de frasco único foi utilizado juntamente com cimento resinoso dual. Pfeifer et al.⁴³, encontraram menor resistência adesiva em dentina radicular bovina, quando sistemas adesivos convencionais simplificados (frasco único) foram associados a cimentos resinosos duais, ativados apenas quimicamente, porém, os maiores valores de resistência de união foram obtidos quando o sistema adesivo convencional de três passos (Scotchbond Multipurpose Plus) foi empregado. Esses resultados estão de acordo com outro estudo de Bouillaguet et al.⁶, que encontraram maiores valores de resistência de união à microtração em dentina radicular, com o sistema adesivo Scotchbond Multi-purpose Plus que a maioria dos agentes de união convencionais simplificados ou autocondicionantes. Vichi et al.⁵⁴, observaram por MEV que os sistemas adesivos de frasco único associados aos cimentos resinosos duais ou químico proporcionaram a formação de uma camada híbrida menos detectável e uniforme no terço apical, além de menor quantidade de “tags” resinosos e braços laterais de resina, porém, quando sistemas adesivos de três frascos foram utilizados com ambos os cimentos, essas estruturas analisadas se apresentaram mais evidentes e uniformes. Jardim³², ao

realizar um estudo da microdureza de um cimento resinoso químico e um dual, nos terços cervical, médio e apical do canal radicular, após cimentação de pinos de fibra de vidro, também avaliou a possível interferência de diferentes sistemas adesivos sobre a microdureza Vickers desses cimentos, em três diferentes regiões de cada terço: próxima à dentina radicular, região intermediária e próxima ao pino. A autora observou que quando um sistema adesivo convencional simplificado foi utilizado em conjunto com um cimento resinoso dual, menores valores de microdureza do cimento resinoso foram encontrados na região próxima à dentina radicular onde foi aplicado o sistema adesivo, principalmente no terço apical, evidenciando a incompatibilidade química entre os mesmos. Entretanto os sistemas adesivos de três passos, e o autocondicionante de 2 passos, associados ao cimento resinoso dual, não demonstraram diferenças estatísticas entre as diferentes regiões avaliadas. Além de todos os fatores discutidos até o presente momento, Dong et al.¹⁶, e Pfeifer et al.⁴³, ainda ressaltam que a associação aleatória entre sistemas adesivos e cimentos resinosos não podem ser realizados. Materiais do mesmo fabricante constitui uma opção mais sensata.

Tendo em vista essas considerações, no presente estudo, foram utilizados sistemas adesivos duais de três passos. Cada sistema adesivo foi empregado com o cimento resinoso de seu respectivo fabricante, evitando incompatibilidade química entre os materiais, ou seja,

G1 – All Bond 2 (Bisco) + C&B Cement (Bisco), e G2, G3 e G4 – Scotchbond Multi-purpose Plus + RelyX ARC.

A forma de aplicação do sistema adesivo no interior do canal radicular também tem sido um outro fator que interfere na adesão. A literatura^{22,23,55}, mostra que o ideal é a utilização de um fino microbrush, que seja capaz de conduzir o sistema adesivo até às regiões mais profundas do canal radicular, visto que, alguns pincéis provenientes do próprio fabricante do sistema adesivo, não conseguem levar o agente de união no terço cervical no conduto⁵⁵. Isso explica o fato que para todos os grupos do nosso trabalho foi empregado um microbrush compatível com o diâmetro do conduto radicular.

A escolha do cimento resinoso também constitui um importante papel na técnica de cimentação de pinos de fibra de vidro¹⁴. Segundo Kumbuloglu et al.³⁵, a seleção do cimento é dependente da situação clínica associada às propriedades físicas, biológicas e de manipulação do material. Um agente cimentante deve promover uma durável união entre o dente e a superfície da restauração, com adequados valores de microdureza, resistência à tensão e compressão, além de apropriado módulo de elasticidade e resistência à fratura, para prevenir deslocamentos por falhas coesivas do material. Além disso, deve ter um filme com espessura adequada e viscosidade para assegurar o completo assentamento do material que está sendo cimentado, ser

resistente à desintegração na cavidade oral, ser compatível e demonstrar adequado tempo de trabalho e de presa³⁵.

O sucesso de cimentação de pinos de fibras depende da obtenção de uma união efetiva e durável entre pino/ cimento resinoso/ dentina radicular¹¹. A magnitude dessa união é dependente da obtenção de um adequado grau de polimerização do cimento. Muitos estudos^{7,12,15,18,19,24,28,30,35,37,40,44,46} têm sido realizados com a finalidade de avaliar a efetividade das várias formas de ativação dos cimentos resinosos, a profundidade de polimerização de compósitos, e suas interferências nas propriedades físicas e mecânicas desses materiais. Segundo Year⁵⁷, os métodos mais utilizados para esta análise são os testes de microdureza Vickers, Knoop e Barcol; e a avaliação do grau de conversão dos monômeros por teste de espectroscopia por infravermelho. Alguns trabalhos recentes^{2,33,45} têm utilizado testes de espectroscopia de fluorescência pela difusão de corantes orgânicos para essa avaliação. De acordo com Rueggeberg & Caughman⁴⁶ e Year⁵⁷, uma avaliação direta do grau de polimerização dos compósitos pela técnica de espectroscopia por infravermelho, não é um método facilmente realizado. Assim, uma avaliação indireta usando a microdureza como parâmetro para indicar o grau de polimerização ou de conversão é amplamente aceito⁵⁷. Além disso, é uma técnica simples e confiável¹⁵. O termo dureza indica “resistência à penetração” e é baseada na habilidade da superfície do material resistir à penetração por uma ponta, sob uma carga específica⁵⁷.

Existem no mercado, inúmeras marcas comerciais de cimentos resinosos. Entretanto de acordo com a forma de polimerização, eles podem ser classificados em fotopolimerizáveis, químicos ou duais.

Os cimentos resinosos fotopolimerizáveis são compostos apenas por uma pasta base, que apresenta agentes iniciadores de polimerização, geralmente a canforoquinona, necessitando de uma fonte de luz, que coincida com seu pico máximo de absorção (468-470nm) para sua ativação^{7,18,25,30,35}. São usados para cimentação de laminados e inlays, entretanto, o aumento da espessura da peça, causa atenuação da luz fotopolimerizadora, diminuindo a profundidade de polimerização, fator que limita sua utilização, contra-indicando seu emprego na cimentação de pinos^{7,18,25,30,35}.

Nos cimentos resinosos químicos, a polimerização é realizada apenas pela mistura das pastas base e catalisadora, ativando o sistema peróxido-amina, não sendo necessário a exposição por nenhum tipo de luz^{4,7,18,25,28,35}. Eles apresentam um limitado tempo de trabalho e um prolongado tempo de cura (presa final do material se dá apenas após 24horas), sendo mais adequados na cimentação de pinos, coroas e próteses, ou seja, nas situações em que pode ocorrer ausência total de luz ou a atenuação de sua intensidade.^{4,7,18,25,28,35}

Nesse trabalho, uma das hipóteses estudada foi a microdureza Vickers de um cimento resinoso químico, nos terços cervical,

médio e apical do canal radicular, na cimentação de pinos de fibra de vidro.

No Grupo 1 (controle), que foi empregado um cimento resinoso químico – C&B Cement, os resultados demonstraram que não houve diferenças estatisticamente significantes entre os valores médios de microdureza do cimento, nos três terços do canal avaliados: cervical, médio e apical, com 3.0, 6.0 e 9.0mm de profundidade. Esses resultados estão de acordo com os obtidos por Jardim³², onde observou que na técnica de cimentação de pinos de fibra de vidro, o fator profundidade não interferiu no grau de polimerização de um cimento resinoso de polimerização química, demonstrando valores similares de microdureza Vickers nos três terços do canal radicular. Isso é explicado pelo fato do cimento resinoso apresentar ativação química, não necessitando da presença de fotoativação para a polimerização. Dessa forma, uma polimerização uniforme pôde ser observada ao longo do canal radicular, demonstrando que os cimentos resinosos químicos são adequados para cimentação de pinos de fibra de vidro. Uma outra vantagem dos cimentos resinosos químicos foi observada por, Bouillaguet et al⁵. ao relatar que o fator C de contração de polimerização no interior do conduto radicular é muito alto. Nesses casos materiais que apresentam uma polimerização mais lenta, pode reduzir o stress na interface de união, porque a presa lenta permite o escoamento do material, atenuando o estresse de polimerização⁸ e conseqüentemente a microinfiltração marginal⁵. Esse

fato foi observado pelos autores^{5,8}, onde dois cimentos quimicamente ativados apresentaram menor incidência de falhas espontâneas na interface cimento resinoso/dentina radicular que os cimentos resinosos duais quando fotoativados, sendo que nesses últimos o alto estresse da polimerização pôde promover a desunião do cimento resinoso à dentina⁵ e maiores níveis de microinfiltração marginal⁸.

Os cimentos resinosos duais foram desenvolvidos para conciliar as características favoráveis dos cimentos quimicamente ativados e dos fotoativados. Assim, apresentam duas formas de ativação: polimerização química (sistema peróxido-amina), quando os componentes das pastas base e catalisadora são misturados; e ativação pela luz (fotopolimerização), quando os agentes iniciadores (canforoquinona) são ativados pela presença de uma luz azul^{4,7,12,15,18,24,28,30,35,46}. Foram desenvolvidos na tentativa de solucionar os problemas de polimerização dos cimentos fotoativados. Assim, o processo de fotopolimerização é importante para promover um avanço inicial na polimerização, e a ativação química continua este processo em locais onde a luz não consegue atingir¹⁵. Esses cimentos têm sido recomendados para cimentação de inlays de cerâmica ou de resina composta e cimentação de pinos de fibra, para compensar a diminuição do efeito da polimerização da luz e permitir igualmente a completa polimerização do cimento nas regiões mais profundas, quando o acesso da luz polimerizadora é limitado^{7,12,15,18,19,28,35}.

Segundo El-Mowafy et al.¹⁹, o ideal é que os cimentos resinosos duais fossem capazes de adquirir um grau de microdureza através da polimerização apenas química similar, ou pouco menor que o obtido através da polimerização dual. Isso asseguraria uma adequada polimerização do cimento resinoso em regiões mais profundas de técnicas restauradoras que são inacessíveis à chegada de luz. Entretanto, diversos autores^{4,7,15,18,19,30,40,43,44,46,48,56} observaram que apenas a ativação química não é capaz de promover uma adequada polimerização dos cimentos resinosos duais, ressaltando que para obtenção das máximas propriedades desses cimentos, é necessário que ambas as formas de ativação (química e foto) estejam presentes no processo de cimentação^{4,7,15,18,19,30,40,43,44,46,48,56}.

Nas cimentações de pinos, a polimerização dos cimentos se torna um pouco mais complicada, devido à grande profundidade ao longo do canal radicular, dificultando o alcance da luz fotopolimerizadora nas regiões mais profundas.

No presente trabalho, ao avaliar a microdureza Vickers de um cimento resinoso dual – RelyX ARC (Grupos 2, 3 e 4), nos três diferentes terços do canal radicular (cervical – 3.0mm; médio – 6.0mm e apical – 9.0mm), ficou evidente que no terço cervical, onde a luz fotopolimerizadora consegue alcançar, o cimento resinoso apresentou maiores valores de microdureza, entretanto, nos terços médio e apical, a diminuição dos valores de microdureza foi diretamente proporcional ao

aumento da profundidade. Esses resultados corroboram com os achados de Faria et al.²⁰, Jardim³², Novais et al.⁴², que encontraram uma redução nos valores de microdureza de cimentos resinosos duais, após cimentação de pinos de fibra de vidro em regiões mais profundas (terços médio e apical) do canal radicular, provavelmente devido à atenuação da intensidade ou ausência de luz. Essa diminuição nos valores de microdureza também foi observada por Caughman et al.¹²; El-Badrawy & El-Mowafy¹⁸; El-Mowafy et al.¹⁹; Hofmann et al.³⁰; Lopes et al.³⁷ e Piva⁴⁴, quando a intensidade de luz foi atenuada por espaçadores de cerâmica, com espessuras acima de 3mm, ou por Hasegawa²⁸; Rueggeberg & Caughman⁴⁶; Neppelenbroek et al.⁴⁰, utilizando espaçadores de resina composta. Nossos achados também estão de acordo com Attar et al.⁴; Braga et al.⁷; Caughman et al.¹²; Darr & Jacobsen¹⁵; El-Badrawy & El-Mowafy¹⁸; El-Mowafy et al.¹⁹; Fonseca et al.²⁴; Hasegawa et al.²⁸; Hofmann et al.³⁰; Jardim³², Kumbuloglu et al.³⁵; Neppelenbroek et al.⁴⁰; Pfeifer et al.⁴³; Piva⁴⁴, Rueggeberg & Caughmann⁴⁶; Santos Jr et al.⁴⁸; Witzel et al.⁵⁶; que mais uma vez demonstram que os cimentos resinosos duais dependem da fotoativação para alcançar seus valores máximos de grau de conversão ou microdureza, evidenciando que o componente de ativação química dos mesmos não é capaz de determinar a completa polimerização nas regiões mais profundas, onde a intensidade de luz é insuficiente.

A completa polimerização do cimento resinoso na cimentação de pinos de fibra de vidro é essencial para a estabilidade, o sucesso clínico e a longevidade da restauração¹¹. A diminuição dessa polimerização causada pela atenuação da luz, diminui significativamente a resistência de união. Sabe-se que na técnica de cimentação de pinos de fibra de vidro, microdureza e a resistência de união do cimento resinoso é maior no terço cervical que no apical^{16,20,21,32,54,42}. Portanto o terço cervical é o maior responsável pela retenção dos pinos estéticos adesivos cimentados com cimentos resinosos duais, uma vez que a fotopolimerização dessa área é mais facilmente obtida e a quantidade de túbulos dentinários é maior que no terço apical, favorecendo assim a união²¹. Além disso, a união ainda é mais favorecida, quando uma quantidade suficiente de dentina coronária está presente, auxiliando a retenção do pino intrarradicular⁵.

A composição química, o tipo e o conteúdo das partículas de carga, também são fatores que interferem na polimerização dos cimentos resinosos. Braga et al.⁷; El-Mowafy et al.¹⁹; e Hasegawa et al.²⁸, encontraram uma grande variedade de valores de microdureza quando compararam diferentes formas de ativação de diversos cimentos resinosos duais. Nos resultados de microdureza obtidos apenas no modo de ativação química, alguns cimentos apresentaram altos valores de dureza ao passo que outros apresentaram valores muito baixos, testados nos mesmos parâmetros. El-Mowafy et al.¹⁹, explicam que a provável

razão dessa variabilidade é a forma com que esses cimentos são formulados. Quando uma quantidade suficiente de iniciador químico é incorporada ao material, eles permitem que o cimento encontre um adequado valor de microdureza na ausência de luz. Em contrapartida, se a quantidade de iniciador químico for deficiente, a microdureza máxima do cimento fica comprometida, obtendo níveis insuficientes de polimerização. Portanto, sugerem que alguns fabricantes modifiquem a formulação dos cimentos resinosos, com o intuito de otimizar a eficiência do componente químico¹⁹. Entretanto ressaltam que esse procedimento deve ser realizado com cuidado, a fim de evitar a incorporação excessiva de iniciadores químicos, que possam induzir a um significativo encurtamento do tempo de trabalho do cimento e conseqüentemente problemas na inserção da peça no momento da cimentação¹⁹.

O tipo de fonte de luz, o tempo de exposição a esta fonte; a intensidade de luz e o comprimento de onda emitido pelo aparelho fotopolimerizador, também são alguns dos fatores que interferem na polimerização de compósitos^{30,57}.

Até pouco tempo atrás, a fonte de luz empregada para polimerização de compósitos era a luz halógena (quartzo/ tungstênio). Devido alguns inconvenientes apresentados por este aparelho, tais como produção de calor, degradação dos componentes do aparelho o que promove a diminuição da eficiência do mesmo, novas fontes de luz surgiram no mercado com o intuito de solucionar suas deficiências²⁵.

Como exemplos podemos citar: arco plasma, laser de argônio e mais recentemente os dispositivos à base de LEDs^{25,58}.

Os diodos emissores de luz (LEDs) compensaram algumas desvantagens das lâmpadas halógenas, devido à eliminação de bulbos e filtros, aumentando o tempo de vida útil para aproximadamente 100.000 horas, com pouca degradação^{3,31,38,52,58}, oferecendo maior resistência a choques e vibração, menor geração de calor²⁹, e menor consumo de energia³⁸. Adicionalmente, uma de suas características mais favorável é a maior seletividade e especificidade do comprimento de onda de luz emitido, oferecendo adequado nível de conversão dos monômeros em polímeros, visto que os LEDs geram luz em um comprimento de onda que coincide com o pico máximo de absorção da canforoquinona (468-470nm)^{26,31,38,39}. Entretanto, os primeiros aparelhos a base de LEDs, chamados de LEDs de primeira geração, apresentam intensidades de luz bem menores que as dos aparelhos de luz halógena. Segundo Mills et al.³⁹, esses aparelhos não possuem intensidade de luz suficiente para realizar a polimerização dos compósitos com segurança. Isso foi comprovado por Alencar Júnior¹; Dunn & Bush¹⁷; Hofmann et al.²⁹; Kreidler et al.³⁴; Kurachi et al.³⁶; Neppelenbroek et al.⁴⁰, que ao avaliarem a efetividade de polimerização de uma luz halógena comparada a LEDs com baixas intensidades de luz, a maior profundidade de polimerização foi obtida quando a luz halógena foi utilizada, concluindo que esses aparelhos de LEDs, não promovem adequada polimerização dos

compósitos, não fornecendo intensidade luminosa suficiente para que haja a conversão de monômeros em polímeros. Portanto, Kurachi et al.³⁶, indicam a necessidade do aumento do tempo de exposição da luz para até 100 segundos, ou a diminuição da espessura dos incrementos de resina composta, com o intuito de otimizar a polimerização. Este fato tornou inviável e duvidoso o uso clínico desses aparelhos^{25,36}. Com base nesses estudos, ficou evidente que não só a pureza espectral da luz azul é importante para o processo de polimerização dos compósitos, mas também a intensidade de luz produzida por eles^{26,31,46,48,57}. Rueggeberg et al.⁴⁶, afirmaram que para a luz halógena, intensidades de luz abaixo de 233 mW/cm² não devem ser utilizadas, sendo mais adequado intensidades em torno de 400mW/cm².

Assim, novos aparelhos de LEDs foram desenvolvidos, com intensidades maiores de luz. Esses LEDs são classificados como de segunda geração, por apresentarem apenas 1 LED com diâmetro bem maior, e intensidade de luz mais alta que a dos LEDs de primeira geração¹⁰, proporcionando resultados iguais ou superiores aos produzidos pelos aparelhos de luz halógena⁵³. Uhl et al.⁵³, observaram que um LED de segunda geração proporcionou uma profundidade de polimerização significativamente maior que os aparelhos de luz halógena. Comparando a profundidade de polimerização de um aparelho de LEDs e de luz halógena, observa-se que quando intensidades de luz são reguladas nos mesmos valores para ambos os aparelhos, os LEDs podem proporcionar

uma polimerização até mais efetiva dos compósitos, do que a luz halógena²⁶. Rastelli⁴⁵, observou que mesmo utilizando um aparelho de LED com intensidade de luz inferior a luz halógena, esta última demonstrou uma maior profundidade de polimerização. Entretanto, quando as intensidades de luz foram as mesmas para ambos os aparelhos, os LEDs promoveram uma maior profundidade de polimerização. O mesmo foi verificado por Mills et al.³⁸, ao utilizar um LED com irradiação inferior (64% da irradiação da luz halógena), obteve profundidade de polimerização significativamente maior. Esta maior efetividade, mesmo com os LEDs apresentando menores intensidades de luz, provavelmente ocorra devido o espectro de comprimento de onda ser mais estreito (450-500nm), com pico máximo de emissão muito próximo, ou coincidindo com o pico máximo de absorção da canforoquinona (468nm), sistema fotoiniciador da maioria dos compósitos^{26,29,38,39}. Esse fato pode ser visto como uma grande vantagem sobre a luz halógena quando os compósitos que serão polimerizados apresentam a canforoquinona como fotoiniciador. Entretanto, existe no mercado odontológico, compósitos que apresentam outros fotoiniciadores, que são ativados em diferentes espectros, tais como a lucerina (430nm), PPD (fenil-propadiona – 410nm) e o BAPO (bis-acryl-phosphinoxide – 430nm)^{25,41}. Para esses tipos de compósitos a fotopolimerização por esses tipos de LEDs (2ª geração) é ineficiente por atuar em faixas de comprimento de onda que não coincidem com esses espectros de

absorção^{29,53}. Nesse sentido, a luz halógena leva vantagem sobre os LEDs, por apresentar um espectro mais amplo de comprimento de onda, sendo capazes de fotopolimerizar esses compósitos. Portanto, é extremamente importante o conhecimento da energia necessária para a polimerização de cada compósito de acordo com os componentes presentes na sua composição, bem como da intensidade de luz e o espectro de comprimento de onda dos aparelhos utilizados nas clínicas odontológicas^{53,41}. Esse conhecimento se torna mais necessário para o uso de aparelho do tipo LED, que geralmente polimeriza materiais apenas quando o fotoiniciador é a canforoquinona^{25,29}.

Por esse motivo, na literatura já existem relatos de LEDs de terceira geração^{27,34,50}. Esses aparelhos são assim classificados por apresentarem altas intensidades de luz, e um maior espectro de comprimento de onda. Podemos citar como exemplo o aparelho UltraLume 5 (Ultradent), que apresenta um espectro entre 370 – 500nm e intensidade de luz em torno de 800mW/cm², sendo capazes portanto de polimerizar compósitos que apresentam outros fotoiniciadores além da canforoquinona²⁵. Silva et al.³¹, avaliaram a efetividade de um aparelho de LED de terceira geração na microdureza Vickers de resinas compostas, comparando com outros tipos de LEDs e uma luz halógena. Os autores puderam constatar que o LED de terceira geração e a luz halógena apresentaram os melhores valores de microdureza. Kreidler³⁴, avaliaram por microtração o efeito da luz halógena e LEDs de primeira, segunda e

terceira geração na formação da camada híbrida, e observaram que os aparelhos de segunda e terceira geração apresentaram valores de resistência adesiva semelhantes aos da luz halógena, entretanto o de primeira geração apresentou médias de resistência adesiva inferiores aos outros grupos, concluindo que os LEDs de segunda e terceira geração podem ser empregados como uma alternativa segura na polimerização de compósitos em substituição a luz halógena.

Assim, aparelhos de LED de alta intensidade: Radian (G3 - segunda geração) e UltraLume 5 (G4 - terceira geração) foram utilizados em nossa pesquisa em comparação à uma luz halógena (G2), avaliando a efetividade desses aparelhos no grau de polimerização de cimentos resinosos, na técnica de cimentação de pinos de fibra de vidro. Analisando o gráfico da Figura 1, observa-se que a luz halógena (G2) e o LED UltraLume 5 (G4) apresentaram comportamentos semelhantes no grau de polimerização do cimento resinoso dual, nos terços cervical, médio e apical. Esses achados estão de acordo com os de Gomes et al.²⁷, e Silva et al.⁵⁰, onde a luz halógena e o aparelho de LED UltraLume 5, não proporcionaram valores de microdureza estatisticamente diferentes na polimerização de compósitos. Porém, nossos resultados mostram que para ambos os aparelhos (G2 e G4), houve uma diminuição gradativa nos valores de microdureza Vickers com o aumento da profundidade (do terço cervical para o apical), corroborando com os resultados de Gomes et al.²⁷, que obtiveram maiores valores de microdureza Vickers na superfície de

topo que na superfície de base de compósitos para ambos os aparelhos. Em contrapartida, o LED Radian (G3), apresentou diminuição dos valores de microdureza apenas do terço cervical para o terço médio. Entre os terços médio e apical, os valores médios de microdureza foram estatisticamente semelhantes e superiores aos obtidos pelos outros aparelhos (Grupos 2 e 4), demonstrando uma melhor profundidade de polimerização. Isso pode ser explicado pelo fato de que o cimento resinoso dual RelyX ARC apresenta como agente fotoiniciador a canforoquinona, com pico máximo de absorção entre 468-470nm. O LED Radian, apresenta uma emissão espectral mais estreita que os aparelhos fotopolimerizadores empregados nesse estudo, emitindo irradiação em uma faixa de comprimento de onda mais específico (440-480nm), com pico máximo de emissão em 460nm, ou seja, muito próximo ao exibido pela absorção da canforoquinona. Portanto, praticamente toda a luz emitida é aproveitada no processo, se tornando mais eficiente para ativar a reação de polimerização do cimento resinoso dual. Já a luz halógena (G2) e o LED UltraLume 5 (G4) utilizados nesse estudo, emitem irradiação em uma faixa maior de comprimento de onda: entre 400-500nm e 370-500nm respectivamente. Assim, apresentam uma menor pureza espectral, desperdiçando parte da luz irradiada. Provavelmente esse seja o motivo pelo qual demonstraram menor profundidade de polimerização.

No presente estudo, acredita-se que uma outra hipótese que pode ter interferido na diferença entre os resultados obtidos pelos

aparelhos de LEDs é o tamanho e a forma da ponta desses equipamentos. O LED Radian (Figura 7) apresenta uma ponta circular com 10mm de diâmetro, o que para a técnica de cimentação de pinos de fibra de vidro, possibilita uma maior concentração dos feixes de luz sobre o pino e o cimento resinoso, intensificando a polimerização. Porém, LED UltraLume 5 (Figura 8) apresenta uma ponta retangular com as extremidades arredondadas, o que provavelmente promove uma maior dispersão dos feixes de luz, diminuindo sua capacidade de polimerização. Essa pode ser uma provável explicação dos resultados obtidos, onde mesmo o LED UltraLume 5 (G4) apresentando uma maior intensidade de luz, promoveu uma menor profundidade de polimerização que o LED Radian (G3).

Um fato interessante é que o Radian é um aparelho à base de LED operado por bateria, sendo portátil. Franco & Lopes²⁵, ressaltam a necessidade desses aparelhos apresentarem um sinalizador para indicar o carregamento da bateria, visto que a sua intensidade de luz pode reduzir drasticamente quando se encontram descarregada. Andrade et al.³, avaliaram a profundidade de polimerização de um dispositivo à base de LEDs à bateria, com ela totalmente carregada, e após 5, 10 e 15 minutos fora do carregador. Os autores observaram que os valores de microdureza diminuíram significativamente à medida que se aumentou o tempo fora do carregador. No presente estudo, tomou-se o cuidado de adaptar o aparelho de LED (Radian) ao carregador após a

fotopolimerização de cada corpo-de-prova, certificando que o aparelho estava sendo utilizado com a máxima intensidade. Provavelmente esse também tenha sido um outro fator que contribuiu para os resultados obtidos no Grupo 3.

Como mencionado anteriormente, uma adequada polimerização do cimento resinoso ao longo de todo o canal radicular, é determinante para a obtenção de adequadas propriedades físicas e mecânicas, além de melhor retenção do pino. Nesse sentido, o cimento resinoso de ativação química (C&B Cement), demonstrou nesse estudo uma coerência em todas as profundidades, não havendo diminuição da microdureza ao longo do conduto radicular, na cimentação de pinos de fibra de vidro, visto que ele não necessita de fotopolimerização para sua ativação. Além disso, alguns autores^{5,8} relataram como vantagem desses cimentos, o menor estresse de contração de polimerização e conseqüentemente menores níveis de microinfiltração marginal, por apresentarem uma reação de presa mais lenta. Entretanto, uma grande tendência atual, está na utilização de cimentos resinosos duais para técnica de cimentação de pinos de fibra, visto que os cimentos resinosos químicos apresentam um curto tempo de trabalho, o que pode dificultar o correto assentamento do pino e remoção de excessos, além de prolongado tempo de presa, que muitas vezes torna a sua utilização inviável clinicamente. Porém, quando um cimento resinoso dual for empregado, se o seu agente fotoiniciador for a canforoquinona, o

aparelho de luz mais indicado para sua fotopolimerização, parece ser os LEDs de alta intensidade, que emita irradiação dentro de uma faixa de comprimento de onda mais curto, próximo do pico máximo de absorção da canforoquinona (468-470nm), em decorrência dos melhores resultados na profundidade de polimerização do cimento resinoso dual, encontrados nesse estudo com a utilização do LED Radii.

CONCLUSÃO

De acordo com a proposição, metodologia e condições experimentais do presente estudo, foi possível concluir que:

1. Não houve diferença estatisticamente significativa nos valores médios de microdureza Vickers entre os terços cervical, médio e apical do cimento resinoso quimicamente ativado (G1 - controle) e o terço cervical do cimento resinoso dual, independente da fonte fotopolimerizadora empregada (G2, G3 e G4).
2. Entre os terços cervical e médio, houve uma diminuição estatisticamente significativa na microdureza dos cimentos resinosos duais, para todos os aparelhos fotopolimerizadores (G2, G3, e G4).
3. O aparelho de luz halógena (G2) e o LED UltraLume 5 (G4) apresentaram comportamento semelhante no fator profundidade de polimerização do cimento resinoso dual, entre os terços médio e apical, proporcionando uma diminuição significativa nos valores de microdureza.
4. O LED Radian (G3), proporcionou valores de microdureza maiores e estatisticamente semelhantes entre si para o cimento resinoso dual, entre os terços médio e apical, quando comparados aos valores dos

terços médio e apical dos grupos fotopolimerizados com luz halógena (G2) e o LED UltraLume 5 (G4).

REFERÊNCIAS*

1. ALENCAR JÚNIOR, E.A. **Microdureza superficial do cimento resinoso ativado por três diferentes fontes de luz com interposição de cerômero e porcelana.** 2005. 83f. Tese (Doutorado em Dentística Restauradora) – Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista, Araraquara, 2005.
2. ANDRADE, L.E.H. **Estudo da difusão de um corante orgânico em resinas compostas polimerizadas com duas fontes de luz. Avaliação através de espectroscopia de fluorescência.** 2004. 116f. Tese (Doutorado em Dentística Restauradora) - Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista, Araraquara, 2004.
3. ANDRADE, M.F.; RASTELLI, A.N.S.; SAADI, R.S.; SAAD, J.R.C. Avaliação da capacidade de polimerização de um novo dispositivo à base de LED à bateria. **J. Am. Dent. Assoc.**, São Paulo, v. 4, p. 373-377, nov./dez. 2001. Edição em língua portuguesa.
4. ATTAR, N.; TAM, L.E.; McCOMB, D. Mechanical and physical properties of contemporary dental luting agents. **J. Prosthet. Dent.**, St Louis, v.89, n.2, p.127-134, Feb. 2003.
5. BOUILLAGUET, S.; TROESCH, S.; WATAHA, J.C.; KREJCI, I.; MEYER, J.M.; PASHLEY, D.H. Microtensile bond strength between

* ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. **NBR 6023:** informação e documentação – referências – elaboração. Rio de Janeiro, 2002. 24p.

- adhesive cements and root canal dentin. **Dent. Mater.**, Kidlington, v. 19, n.3, p.199-205, May 2003.
6. BOUILLAGUET, S.; GYSI, P.; WATAHA, J.C.; CIUCCHI, B.; CATTANI, M.; GODIN, C.; MEYER, J.M. Bond strength of composite to dentin using conventional, one-step, and self-etching adhesive systems. **J. Dent.**, Guildford, v.29, n.1, p.55-61, Jan. 2001.
 7. BRAGA, R.R.; CEZAR, P.F.; GONZAGA, C.C. Mechanical properties of resin cements with different activation modes. **J. Oral Rehabil.**, Oxford, v.29, n.3, p.257-262, Mar. 2002.
 8. BRAGA, R.R.; FERRACANE, J.L.; CONDON, J.R. Polymerization contraction stress in dual-cure cements and its effect on interfacial integrity of bonded inlays. **J. Dent.**, Guildford, v.30, n.7-8, p.333-340, Sep./Nov. 2002.
 9. BRITO, A.A.; CONCEIÇÃO, E.N.; SILVA, R.B. Resistência à remoção por tração de pinos de fibra de vidro utilizando-se diferentes agentes de cimentação. **Rev. Odonto Ciência**, Porto Alegre, v. 17, n. 38, p. 409-414, out./dez. 2002.
 10. CARLO, H.L. **Estudo da contração de polimerização e grau de conversão de resinas compostas em função de diferentes aparelhos fotopolimerizadores**. 2004. 126f. Dissertação (Mestrado em Dentística Restauradora) – Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista, Araraquara, 2004.

-
11. CARVALHO, R.M.; CARRILHO, M.R.O.; PEREIRA L.C.G.; GARCIA, F.C.P.; MARQUESINI Jr., L.; SILVA, S.M.A.; KUSSMAUL, A.P.M. Procedimentos clínicos sujeitos aos fenômenos de incompatibilidade entre adesivos e resinas. **Biodonto**, Maringá, v.2, n.1, p.58-64, jan./fev. 2004.
 12. CAUGHMAN, F.; CHAN, D.C.N.; RUEGGERBERG, F.A. Curing potential of dual-polymerizable resin cements in simulated clinical situations. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.85, n. 5, p.479-484, May 2001
 13. CONCEIÇÃO, E.N.; CONCEIÇÃO, A.B. Pinos intra-radulares de fibra de vidro, carbono e cerâmicos. In: **Estética**. São Paulo: Artes médicas, 2002. cap.9, v.3, p.169-184.
 14. CONCEIÇÃO, E.N.; CONCEIÇÃO, A.B.; BRAZ, R. Pinos intra-radulares diretos estéticos. In: _____. **Restaurações estéticas: compósitos, cerâmicas e implantes**. Porto Alegre: Artmed, 2005. cap.7, p. 175-197.
 15. DARR, A.H.; JACOBSEN, P.H. Conversion of dual cure luting cements. **J. Oral Rehabil.**, Oxford, v. 22, n. 1, p. 43-47, Jan. 1995.
 16. DONG, C.C.S.; McCOMB, D.; ANDERSON, J.D.; TAM, L.E. Effect of mode of polymerization of bonding agent on shear bond strength of autocured resin composite luting cements. **J. Can. Dent. Assoc.**, Ottawa, v. 69, n. 4, p. 219-224, Apr. 2003.

-
17. DUNN, W.J.; BUSH, A.C. A comparison of polymerization by light-emitting diode and halogen-based light-curing units. **J. Am. Dent. Assoc.**, Chicago, v. 133, n. 3, p. 335-341, Mar. 2002.
18. EL-BADRAWY, W.A.; EL-MOWAFY, O.M. Chemical versus dual curing of resin inlay cements. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 73, n. 6, p. 515-524, June. 1995.
19. EL-MOWAFY, O.M.; RUBO, M.H.; EL-BADRAWY, W.A. Hardening of new resin cement cured through a ceramic inlay. **Oper. Dent.**, Seattle, v. 24, n. 1, p. 38-44, Jan./Feb. 1999.
20. FARIA, K.O.; ARAÚJO-FILHO, G.C.; MENEZES, M.S.; FONSECA, R.B.; SOARES, C.J. Influência do reembasamento de pinos de fibra de vidro na profundidade de polimerização de cimento resinoso. **JBD: Rev. Ibero-Am. Odontol. Estet. Dent. Oper.**, Curitiba, v.3, n.12, p. 435, out./dez. 2004. Resumo 67.
21. FERRARI, M.; MANNOCCHI, F. A "one-bottle" adhesive system for bonding a fibre post into a root canal: an SEM evaluation of the post-resin interface. **Int. Endod. J.**, Oxford, v.33, n.4, p.397-400, July 2000.
22. FERRARI, M.; VICHI, A.; GRANDINI, S.; GORACCI, C. Efficacy of a self-curing adhesive-resin cement system on luting glass-fiber posts into root canals: an SEM investigation. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v.14, n.6, p.543-549, Nov./Dec. 2001.
23. FERRARI, M.; GRANDINI, S.; SIMONETTI, M.; MONTICELLI, F.; GORACCI, C. Influence of a microbrush on bonding fiber post into root

- canals under clinical conditions. **Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.**, St. Louis, v.94, n.5, p.627-631, Nov. 2002.
- 24.FONSECA, R.G.; CRUZ, C.A.S.; ADABO, G.L. The influence of chemical activation on hardness of dual-curing resin cements. **Braz. Oral Res.**, São Paulo, v.18, n.3, p.228-232, July/Sept. 2004.
- 25.FRANCO, E.B.; LOPES. L.G. Conceitos atuais na polimerização de sistemas restauradores resinosos. **Biodonto**, Maringá, v. 1, n. 2, mar./abr. 2003.
- 26.FUJIBAYASHI, K.; ISHIMARU, K.; TAKAHASHI, N.; KOHNO, A. Newly developed curing unit using blue lighth-emitting diodes. **Dent. Jpn.**, Tokyo, v. 34, p. 49-53, Mar. 1998.
- 27.GOMES, J.C.; SILVA, H.A.; GOMES, O.M.M.; BRAGANHOLO, C.C.; GOMES, G.M. Avaliação da microdureza de uma resina composta, utilizando quatro aparelhos de fotopolimerização (luz halógena X LEDs). **JBD: Rev. Ibero-Am. Odontol. Estet. Dent. Oper.**, Curitiba, v.3, n.12, p. 434, out./dez. 2004. Resumo 61.
- 28.HASEGAWA, E.A.; BOYER, D.B.; CHAN, C.N. Hardening of dual cured cements under composite inlays. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 66, n. 2, p. 187-192, Aug. 1991.
- 29.HOFMANN, N.; HUGO, B.; KLAIBER, B. Effect of irradiation type (LED or QTH) on photo-activated composite shrinkage strain kinetics, temperatue rise, and hardness. **Eur. J. Oral Sci.**, Copenhagen, v.110, n.6, p.471-479, Dec. 2002.

-
30. HOFMANN, N.; PAPSTHART, B.; HUGO, B.; KLAIBER, B. Comparison of photo-activation versus chemical or dual-curing of resin-based luting cements regarding flexural strength, modulus and surface hardness. **J. Oral Rehabil.**, Oxford, v. 28, n. 11, p. 1022-1028, Nov. 2001.
31. JANDT, K.D.; MILLS, R.W.; BLACKWELL, G.B.; ASHWORTH, S.H. Depth of cure and compressive strength of dental composites cured with blues light emitting diodes (LEDs). **Dent. Mater.**, Kidlington, v.16, n.1, p.41-47, Jan. 2000.
32. JARDIM, P.S. **Avaliação da dureza de cimentos resinosos após cimentação de pinos de fibra de vidro. efeito de profundidade de polimerização e sistemas adesivos.** 2004. 155f. Tese (Doutorado em Dentística Restauradora) – Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista, Araraquara, 2004.
33. KREIDLER, M.A.M. **Efeito das fontes de luz halógena e LEDs sobre a formação da camada híbrida: Estudo por microtração e padrão de fratura.** 2004. 136f. Dissertação (Mestrado em Dentística Restauradora) – Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista, Araraquara, 2004.
34. KREIDLER, M.A.M.; OLIVEIRA, L.C.A.; OLIVEIRA JÚNIOR, O.B.; MESQUITA, L.; JORGE, J.R.P.; RODRIGUES, C.D.T.; CAMPOS, R.E. Influência da fonte de luz fotopolimerizadora e material restaurador na

- microdureza do cimento resinoso. **Braz. Oral Res.**, São Paulo, v. 18, supl., p. 182, set. 2004. Resumo Pb206.
35. KUMBULOGLU, O.; LASSILA, L.V.J.; USER, A.; VALLITTU, P.K. A study of the physical and chemical properties of four resin composite luting cements. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v. 17, n. 3, p. 357-363, May/June 2004.
36. KURACHI, C.; TUBOY, A.M.; MAGALHÃES, D.V.; BAGNATO, V.S. Hardness evaluation of a dental composite polymerized with experimental LED-based devices. **Dent. Mater.**, Kidlington, v. 17, n. 4, p. 309-315, July. 2001.
37. LOPES, L.G.; FRANCO, E.B.; NETO, A.N.; HERRERA, F.S.; KURACHI, C.; CASTAÑEDA-ESPINOSA, J.C.; LAURIS, R.P. Polymerization of a dual-cured cement through ceramic: LED curing light vs halogen lamp. **J. Appl. Oral Sci.**, Bauru, v.12, n.4, p. 312-316, Dec. 2004.
38. MILLS, R.W.; JANDET, K.D.; ASHWORTH, S.H. Dental composite depth of cure with halogen and blue light emitting diode technology. **Br. Dent. J.**, London, v. 186, n. 8, p. 388-391, Apr. 1999.
39. MILLS, R.W.; UHL, A.; BLACKWELL, G.B.; JANDET, D. High power light emitting diode (LED) arrays versus halogen light polymerization of oral biomaterials: Barcol hardness, compressive strength and radiometric properties. **Biomaterials**, Guildford, v. 23, n. 14, p. 2955-2963, July. 2002.

-
40. NEPELENBROEK, K.H.; CRUZ, C.A.S. Cimentação de restaurações estéticas indiretas em posteriores. Efeito da interposição de resinas compostas indiretas sobre o grau de polimerização de um cimento resinoso dual. **RGO**, Porto Alegre, v.52, n.3, p. 161-164, jul./ago./set. 2004.
41. NEUMANN, M.G.; MIRANDA Jr., W.G.; SCHMITT, C.C.; RUEGGERBERG, F.A.; CORREA, I.C. Molar extinction coefficients and the photon absorption efficiency of dental photoinitiators and light curing units. **J. Dent.**, London, v. 33, n.6, p. 525-532, July 2005.
42. NOVAIS, V.R.; VERÍSSIMO, A.G.; MENEZES, M.S.; FONSECA, R.B.; QUAGLIATTO, P.S.; SOARES, C.J. Influência da profundidade radicular e do tipo de pino no grau de polimerização do cimento resinoso. **JBD: Rev. Ibero-Am. Odontol. Estet. Dent.**, Curitiba, v.3, n.12, p. 458, out./dez. 2004. Resumo 180.
43. PFEIFER, C.; SHIH, D.; BRAGA., R.R. Compatibility of dental adhesives and dual-cure cements. **Am. J. Dent.**, San Antonio, v.16, n.4, p.235-238, Aug. 2003.
44. PIVA, E. **Efeito da espessura de uma cerâmica feldspática e da dosagem de energia com diferentes aparelhos fotoativadores sobre a microdureza de cimentos resinosos de dupla ativação.** 2004. 89f. Tese (Doutorado em Materiais Dentários) – Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Campinas, Piracicaba, 2004.

-
45. RASTELLI, A.N.S. **Avaliação de um aparelho de luz halógena e um dispositivo LEDs na técnica de fotoativação trans-dental. Estudo da profundidade de polimerização pelos testes de dureza e espectroscopia de fluorescência.** 2004. 287f. Tese (Doutorado em Dentística Restauradora) – Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista, Araraquara, 2004.
46. RUEGGEBERG, F.A.; CAUGHMAN, W.F. The influence of light exposure on polymerization of dual-cure resin cements. **Oper. Dent.**, Seattle, v. 18, n.2, p. 48-55, Mar./Apr. 1993.
47. SANARES, A.M.E.; ITTHAGARUN, A.; KING, N.M.; TAY, F.R.; PASHLEY, D.H. Adverse surface interactions between one-bottle light-cured adhesives and chemical-cured composites. **Dent. Mater.**, Kidlington, v.17, n.6, p.542-556, Nov. 2001.
48. SANTOS Jr., G.C.; EI-MOWAFY, O.; RUBO, J.H.; SANTOS, M.J.M.C. Hardening of dual-cure resin cements and a resin composite restorative cured with QTH and LED curing units. **J. Can. Dent. Assoc.**, Ottawa, v. 70, n. 5, p. 323-328, May 2004.
49. SCOTTI, R.; FERRARI, M. **Pinos de fibra: considerações teóricas e aplicações clínicas.** São Paulo: Artes Médicas, 2003. 132p.
50. SILVA, H.A.; GOMES, O.M.M.; BRAGANHOLLO, C.C.; GOMES, J.C.; SANTOS, F.A.; GOMES, S.M. Avaliação da microdureza de uma resina composta, utilizando quatro aparelhos de fotopolimerização (luz

- halógena versus LEDs). **Braz. Oral Res.**, São Paulo, v.18, supl., p. 80, set. 2004. Resumo Ib 106
51. TAY, F.R.; PASHLEY, D.H.; SUH, B.I.; CARVALHO, R.M.; ITTHAGAUN, A. Single-step adhesives are permeable membranes. **J. Dent.**, London, v.30, n.8, p. 371-382, Sep./Nov., 2002.
52. UHL, A.; MILLS, R.W.; JANDT, K.D. Photoinitiator dependent composite depth of cure and Knoop hardness with halogen and LED light curing units. **Biomaterials**, Guildford, v. 24, n. 10, p. 1787-1795, May 2003.
53. UHL, A.; SIGUSCH, B.W.; JANDT, K.D. Second generation LEDs for the polymerization of oral biomaterials. **Dent. Mater.**, Kidlington, v. 20, n. 1, p. 80-87, Jan. 2004.
54. VICHI, A.; GRANDINI, S.; DAVIDSON, C.L. FERRARI, M. An SEM evaluation of several adhesive systems used for bonding fiber posts under clinical conditions. **Dent. Mater.**, Kidlington, v.18, n.4, p.495-502, Aug. 2002.
55. VICHI, A.; GRANDINI, S.; FERRARI, M. Comparison between two clinical procedures for bonding fiber posts into root canal: a microscopic investigation. **J. Endod.**, Baltimore, v.28, n.5, p.355-360, May 2002.
56. WITZEL, M.F.; BRAGA, R.R.; SINGER, J.M.; AZEVEDO, C.L.N. Bond strength between polymer resin-based cement and porcelain-dentin

surfaces: influence of polymerization mode and early cyclic loading.

Int. J. Prosthodont., Lombard, v.16, n.2, p. 145-149, Mar./Apr. 2003.

57. YEARN, J.A. Factors affecting cure of visible light activated composites. **Int. Dent. J.**, London, v.35, n.3, p.218-225, Sept. 1985.

58. YOON, T.H.; LEE, Y.K.; LIM, B.S.; KIM, C.W. Degree of polymerization of resin composites by different light sources. **J. Oral Rehabil.**, Oxford, v. 29, n. 12, p.1165-1173, Dec. 2002.

APÊNDICE

Tabela A1 – Valores de microdureza Vickers relativos às amostras do Grupo 1 - cimento C&B Cement (CB).

Corpo-de-prova	Terço		
	Cervical	Médio	Apical
1	39,3	39,4	37,3
2	39,8	39,0	37,3
3	40,7	39,7	37,6
4	39,7	38,3	37,6
5	39,9	41,1	39,3
6	38,9	39,8	38,6
7	39,7	38,4	37,8
8	38,1	38,8	38,8
9	38,5	38,6	38,3
10	39,1	39,0	39,5

Tabela A2 – Valores de microdureza Vickers relativos às amostras dos Grupos 2, 3 e 4 - Cimento RelyX submetido à: Luz Halógena (RX+H), LED Radium (RX+LR) e LED UltraLume 5 (RX+LU))

Sistema	Corpo-de-prova	Terço		
		Cervical	Médio	Apical
RX+H	1	37,4	33,3	27,8
	2	38,5	35,1	32,3
	3	36,9	33,8	32,3
	4	38,1	32,3	29,9
	5	39,4	33,4	31,5
	6	38,5	34,3	32,1
	7	37,5	32,3	30,3
	8	38,3	33,8	28,2
	9	36,8	31,3	30,4
	10	38,3	33,4	28,6
RX+LR	1	36,3	36,1	34,4
	2	36,3	34,3	32,3
	3	38,8	35,8	34,4
	4	36,0	35,0	34,0
	5	35,0	33,0	33,4
	6	37,7	33,7	32,7
	7	39,1	36,4	36,3

	8	37,8	35,3	33,3
	9	38,6	35,9	35,0
	10	38,4	36,8	33,7
RX+LU	1	36,6	32,5	29,8
	2	36,8	32,9	29,3
	3	37,4	33,6	30,6
	4	38,1	33,4	29,6
	5	37,6	33,2	29,6
	6	35,9	31,7	28,3
	7	38,1	33,5	30,7
	8	37,5	30,1	30,9
	9	36,3	32,8	30,5
	10	37,1	31,6	29,1

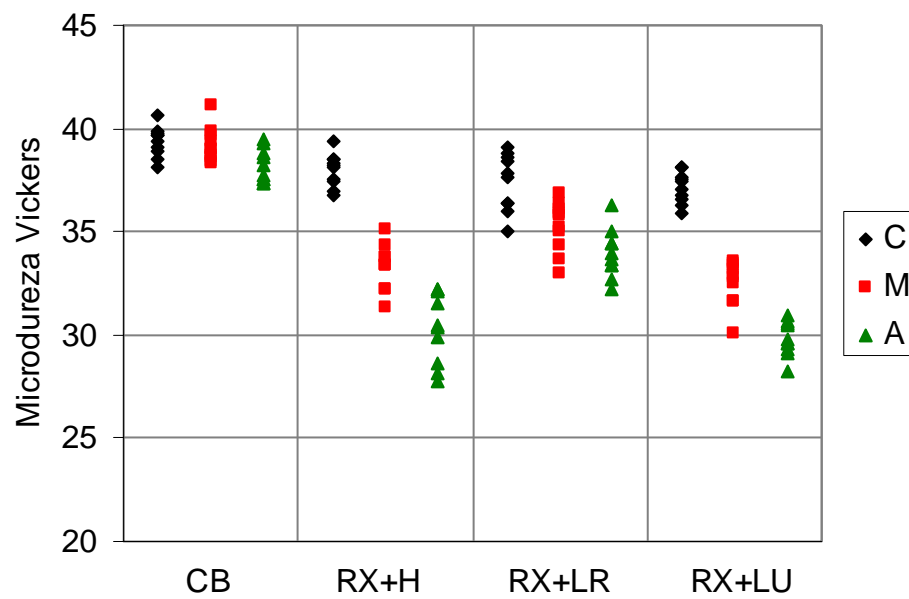


Figura A1 - Representação gráfica dos valores de microdureza Vickers obtidas nos terços Cervical (C), Médio (M) e Apical (A) de amostras de cimento C&B Cement (CB), Luz Halógena (RX+H), LED Radii (RX+LR), LED UltraLume 5 (RX+LU).

CONTI, E.C.G. **Avaliação por microdureza Vickers da profundidade de polimerização de cimentos resinosos na cimentação de pinos de fibra de vidro empregando diferentes fontes de luz.** 2006. 190f. Tese (Doutorado em Dentística Restauradora) – Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista, Araraquara.

RESUMO

O objetivo desse estudo foi avaliar a microdureza Vickers de um cimento resinoso químico (C&B Cement - Bisco) e um de ativação dual (RelyX ARC – 3M ESPE), fotopolimerizado por diferentes fontes de luz, em função de diferentes profundidades do canal radicular, na cimentação de pinos de fibra de vidro. Os aparelhos fotopolimerizadores empregados foram: Optilux 360 (Demetron) - luz halógena; Raddi (SDI) - LED; UltraLume 5 (Ultradent) – LED. Quarenta raízes de incisivos centrais inferiores bovinos tiveram seus condutos radiculares tratados endodônticamente previamente à cimentação de pinos de fibra de vidro Reforpost nº3 (Ângelus), e foram divididas em quatro grupos de dez raízes cada, de acordo com o cimento resinoso e o aparelho fotopolimerizador utilizado para cimentação dos pinos: G1) All Bond 2 / C&B Cement, sem fotopolimerização (controle); G2) Scotchbond Multipurpose Plus (SBMP) + RelyX ARC, fotopolimerizado por luz halógena; G3) SBMP + RelyX ARC, fotopolimerizado pelo LED Raddi; G4) SBMP + RelyX ARC, fotopolimerizado pelo LED UltraLume 5. Após 24 horas de armazenagem em água destilada à 37⁰C, as raízes foram seccionadas transversalmente, em três diferentes profundidades: 3.0mm; 6.0mm e 9.0mm, correspondendo aos terços: cervical, médio e apical do canal radicular. As medidas de microdureza Vickers foram obtidas 48 horas após a cimentação, realizando 12 endentações em cada secção radicular, na porção central do cimento ao redor do pino, com uma carga de 200g por 20 segundos. As médias de microdureza foram submetidas à

Análise de Variância e Teste de Tukey, com nível de significância de 5%. Nenhuma diferença estatisticamente significativa foi observada nos valores de microdureza Vickers, dos terços cervical, médio e apical do canal radicular, para o cimento resinoso químico (G1), e os terços cervicais do cimento resinoso dual, para todos os aparelhos fotopolimerizadores (G2, G3 e G4) ($p>0.05$). Porém, o aparelho de luz halógena (G2) e o LED UltraLume 5 (G4) apresentaram comportamentos semelhantes, proporcionando uma diminuição gradativa nos valores médios de microdureza do cimento resinoso dual, do terço cervical para o apical ($p<0.001$). Para o LED Radium (G3), essa diminuição foi observada apenas entre os terços cervical e médio ($p<0.001$). Entre os terços médio e apical, não houve evidência de diferenças significativas na microdureza superficial ($p>0.05$), e foram estatisticamente maiores que as restantes do cimento RelyX ARC nos terços correspondentes, fotopolimerizados pela luz halógena e LED UltraLume 5, demonstrando uma melhor profundidade de polimerização que os demais aparelhos avaliados. Os menores valores de microdureza foram encontrados nos terços apical do sistema RelyX ARC fotopolimerizado com luz halógena ou com LED UltraLume 5.

Palavras-chave: Dureza, cimentos dentários, pinos dentários, fotopolimerizadores, LEDs.

CONTI, E.C.G. **Evaluation of Vickers microhardness on the curing depth of resin cements employed for luting of glass fiber posts with utilization of different light curing units.** 2006. 190f. Tese (Doutorado em Dentística Restauradora) – Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista, Araraquara.

ABSTRACT

This study evaluated the Vickers microhardness of a chemically cured resin cement (C&B Cement – Bisco) and a dual cure cement (RelyX ARC – 3M ESPE), light cured by different light sources, according to the different root canal depths, for luting of glass fiber posts. The light curing units employed were Optilux 360 (Demetron) – halogen lamp; Radium (SDI) - LED; UltraLume 5 (Ultradent) – LED. Forty roots of bovine mandibular central incisors were submitted to root canal treatment before luting of glass fiber posts Reforpost n. 3 (Ângelus) and were divided into four groups with ten roots each, according to the resin cement and light curing unit employed for post luting: G1) All Bond 2 / C&B Cement, without light curing (control); G2) Scotchbond Multipurpose Plus (SBMP) + RelyX ARC, light cured by halogen lamp; G3) SBMP + RelyX ARC, light cured by LED Radium; G4) SBMP + RelyX ARC, light cured by LED UltraLume 5. After 24-hour storage in distilled water at 37⁰C, the roots were transversely sectioned at three different depths: 3.0mm; 6.0mm and 9.0mm, corresponding to the cervical, middle and apical root canal third. Vickers microhardness measurements were achieved at 48 hours after luting, by 12 indentations on each root section, at the central portion of cement around the post, with a 200-g load for 20 seconds. Microhardness measurements were submitted to analysis of variance and to the Tukey test at a significance level of 5%. No statistically significant difference was observed in Vickers microhardness values at the cervical, middle and apical root thirds for the chemically cured resin cement (G1), and at the

cervical third for the dual resin cement, for all light curing units (G2, G3 and G4) ($p>0.05$). However, the halogen lamp unit (G2) and LED UltraLume 5 (G4) presented similar performance, providing gradual reduction in mean microhardness values for the dual resin cement from the cervical to the apical third ($p<0.001$). Concerning the LED Radian (G3), this reduction was observed only between the cervical and middle thirds ($p<0.001$). There were no significant differences in surface microhardness between the middle and apical thirds ($p>0.05$), which were statistically higher than the others for the cement RelyX ARC at the corresponding thirds, light cured by halogen lamp and LED UltraLume 5, demonstrating better curing depth than the other units. The lowest microhardness values were found at the apical third for the system RelyX ARC light cured with halogen lamp or LED UltraLume 5.

Key words:, Hardness, dental cements, dental posts, light curing units, LEDs.