

CLAUDIA BATITUCCI DOS SANTOS-DAROZ

**INFLUÊNCIA DO TIPO DE FONTE FOTOATIVADORA E
MEIOS DE ENVELHECIMENTO SOBRE A DUREZA E
INTEGRIDADE MARGINAL DE RESTAURAÇÕES EM
RESINA COMPOSTA**

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de Piracicaba, da Universidade Estadual de Campinas, para obtenção do Título de Mestre em Clínica Odontológica, Área de Concentração Dentística.

Orientadora: Profa. Dra. Giselle Maria Marchi Baron

PIRACICABA

2007

**FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA
BIBLIOTECA DA FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA**
Bibliotecário: Marilene Girello – CRB-8ª. / 6159

Sa59i Santos-Daroz, Claudia Batitucci dos.
Influência do tipo de fonte fotoativadora e meios de envelhecimento sobre a dureza e integridade marginal de restaurações em resina composta. / Claudia Batitucci dos Santos-Daroz. -- Piracicaba, SP : [s.n.], 2007.

Orientador: Giselle Maria Marchi Baron.
Dissertação (Mestrado) – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba.

1. Dentística. 2. Resinas compostas. 3. Propriedades físicas. 4. Adesão. I. Baron, Giselle Maria Marchi. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. III. Título.

(mg/fop)

Título em Inglês: Influence of photo-curing devices and aging types on the hardness and marginal integrity of composite resin restorations

Palavras-chave em Inglês (Keywords): 1. Dentistry. 2. Composite resins. 3. Physical properties. 4. Adhesion

Área de Concentração: Dentística

Titulação: Mestre em Clínica Odontológica

Banca Examinadora: Giselle Maria Marchi Baron, Cristiane Mariote Amaral, Luiz Roberto Marcondes Martins

Data da Defesa: 04-04-2007

Programa de Pós-Graduação: Clínica Odontológica



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA



A Comissão Julgadora dos trabalhos de Defesa de Dissertação de MESTRADO, em sessão pública realizada em 04 de Abril de 2007, considerou a candidata CLAUDIA BATITUCCI DOS SANTOS DAROZ aprovada.

A handwritten signature in black ink, appearing to read "Giselle-Maria Marchi Baron".

PROFa. DRa. GISELLÉ-MARIA MARCHI BARON

A handwritten signature in black ink, appearing to read "Cristiane Mariote Amaral".

PROFa. DRa. CRISTIANE MARIOTE AMARAL

A handwritten signature in black ink, appearing to read "Luis Roberto Marcondes Martins".

PROF. DR. LUIS ROBERTO MARCONDES MARTINS

Dedicatória ...

Em especial, dedico este trabalho àqueles que sempre acreditaram na minha vitória e nunca mediram esforços em prol do meu crescimento: **meus pais, José Maria e Lúcia**. Não tenho como expressar em palavras toda gratidão que tenho por vocês. Se não fosse o apoio, ajuda e amor de vocês, hoje eu não estaria aqui.

Esta vitória é para vocês.... Amo muito vocês!!!

Também dedico este trabalho para àquele que em todos os momentos sempre esteve comigo, seja na grande torcida, na longa espera, no essencial auxílio, no apaziguante conforto, no forte estímulo, no enorme carinho, no infinito suporte.... enfim, **meu braço direito, meu grande e eterno amor.... Luiz Gustavo**, obrigada por existir e principalmente por me amar!!!! Você sabe que esta conquista também é sua!

Agradecimentos Especiais...

Agradeço, primeiramente a **Deus**, por esta grande conquista e realização. Obrigada, Senhor, por sempre estar comigo, em todas as situações, iluminando meu caminho. Obrigada, por me dar forças para sempre continuar em busca dos meus sonhos e ideais, e principalmente, permitir que se tornem realidade!

Em especial, a minha orientadora, **Profa. Dra. Giselle Maria Marchi Baron**, por todos os ensinamentos, não apenas relacionados com o lado profissional e científico, mas principalmente, com o lado pessoal, humano. Te admiro pela forma como nos orienta, sempre serena e compreensiva, como uma amiga ou uma mãe. Obrigada por me escolher para ser sua orientada. Obrigada por acreditar na minha capacidade e permitir que este sonho se torne realidade.

Também em especial, agradeço ao **Prof. Dr. Marcelo Giannini**, que primeiro me acolheu nesta renomada instituição, permitindo que eu desfrutasse de seu inestimável conhecimento, respeitável projeto e sinceros ensinamentos. Muito obrigada por esta oportunidade de trabalhar e aprender com você. Obrigada também por suas contribuições para o enriquecimento deste trabalho durante o exame de qualificação. Meus sinceros agradecimentos.

Aos meus tios e padrinhos, **Eduardo e Gilda Batitucci**, grandes mestres e profissionais da área de Odontologia. Vocês são o exemplo de competência, profissionalismo e generosidade que quero seguir. É praticamente impossível expressar em poucas palavras todo carinho, gratidão e admiração que tenho por vocês. Só tenho a agradecer por toda ajuda e apoio que vocês sempre me deram. Muito obrigada por tudo!!!

Agradecimentos...

À **Faculdade de Odontologia de Piracicaba – FOP/UNICAMP**, nas pessoas do seu Diretor, Prof. Dr. Francisco Haiter Neto, e do Diretor Associado, Prof. Dr. Marcelo de Castro Meneghini, pela oportunidade de realização deste Curso de Pós-graduação de renome nacional.

Ao **Prof. Dr. Mário Alexandre Coelho Sinhoreti**, Coordenador Geral dos Cursos de Pós-Graduação, pela competência e seriedade com que conduz todos seus trabalhos e, principalmente, pela grande contribuição durante o exame de qualificação.

À **Profa. Dra. Renata Cunha Matheus Rodrigues Garcia**, Coordenadora do Curso de Pós-Graduação em Clínica Odontológica, pela seriedade dos seus trabalhos e atenção prestada.

À **Universidade Federal do Espírito Santo (UFES)**, em especial a todos professores do Curso de Odontologia, pela forma com que conduzem de forma tão séria e digna a graduação. Obrigada pela minha formação acadêmica.

Ao **Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq)**, pela concessão da bolsa de mestrado sempre essencial.

À **Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo (FAPESP)**, pelo importante Auxílio à Pesquisa, que viabilizou a execução da fase experimental deste trabalho.

Ao **Centro de Óptica e Fotônica do Instituto de Física da Universidade de São Paulo - USP - Campus São Carlos**, na pessoa do Prof. Cléber Renato Mendonça, que tão gentilmente nos recebeu e nos auxiliou durante a verificação dos aparelhos. Sua ajuda foi fundamental para a execução deste trabalho. Obrigada!

Ao **Eng. Agr. Marcelo Corrêa Alves**, que tão gentilmente fez a análise estatística deste trabalho. Sua participação foi fundamental! Muito obrigada pela disponibilidade e esclarecimentos.

A todos Professores da Área de Dentística da FOP/UNICAMP, **Marcelo Giannini, Luís Roberto Marcondes Martins, Flávio Henrique Baggio Aguiar, José Roberto Lovadino e Luís Alexandre Maffei Sartini Paulillo**, pelo convívio e todos ensinamentos relacionados à Dentística.

Em especial ao **Prof. Dr. Flávio Henrique Baggio Aguiar**, que participou de forma tão satisfatória no meu exame de qualificação. Obrigada pelas sugestões que, com certeza, vieram enriquecer este trabalho.

Ao **Prof. Dr. Luiz André Freire Pimenta**, por ter nos cedido muito dos equipamentos necessários para a execução da fase laboratorial deste trabalho.

Em especial, ao **Prof. Dr. Marcelo Ferraz Mesquita**, da Área de Prótese Total, pela utilização da Máquina de Ciclagem Térmica, essencial para a realização deste trabalho. Obrigada também pelo convívio, amizade, conselhos e principalmente, por nos acolher de forma tão carinhosa em seu laboratório. Tenho grande respeito e admiração pelo seu trabalho.

Aos **Profs. Drs. Guilherme Elias Pessanha Henriques e Mauro Antônio de Arruda Nóbilo**, da Área de Prótese Fixa, por todo carinho, risadas e bons momentos compartilhados. É muito bom saber que podemos contar com o apoio e amizade de vocês.

Aos Professores da Área de Materiais Dentários, **Lourenço Correr Sobrinho, Simonides Consani, Mário Fernando de Góes, Mário Alexandre Coelho Sinhoreti, Marcela Rocha de Oliveira Carrilho e Regina Maria Puppini-Rontani**, por serem sempre solícitos em nos ajudar. Obrigada pelo convívio, ensinamentos e disponibilidade dos equipamentos e laboratórios.

Ao **Prof. Dr. Roger William Fernandes Moreira**, pela seriedade com que conduz seus trabalhos e principalmente, por toda ajuda e torcida em prol do nosso sucesso. Obrigada por tudo!!!

Aos responsáveis pela Microscopia Eletrônica de Varredura da FOP/UNICAMP, **Eliene A. O. Narvaes Romani e Adriano Luís Martins**, por toda ajuda, atenção e solidariedade durante as análises microscópicas. Muito obrigada!

Ao técnico do laboratório de Materiais Dentários, **Marcos Blanco Cangiani**, sempre disposto a nos ajudar nos momentos de aflição, quando algum equipamento resolve parar de funcionar... Obrigada pela eficiência e solidariedade constantes!

À querida amiga, **Selma Domingos do Nascimento**, suas palavras de fé e esperança foram um acalento nos momentos de maior aflição e desânimo. Suas orações e carinho de mãe me deram força para continuar, amenizando a saudade de casa. Muito obrigada!

Aos Funcionários da Área de Dentística, **Fernanda, Mônica e “Seu” Pedro**, obrigada por toda ajuda, carinho, convívio e atenção.

A todos os colegas de Pós-Graduação da Dentística, em especial, **André Mineiro, Thiago Valentino, Cristiane Franco, Rodrigo Bilac, Cecília, Débora, Larissa Fragoso, Larissa Cavalcanti, Vanessa Arias, Vanessa Cavalli, Vanessa Bueno, César, André Reis, Denise, Maria, Marina, Adriano, Giu e Marcela**, obrigada por todo carinho com que me receberam. Agradeço também pelo convívio prazeroso, toda ajuda e conselhos sempre bem-vindos! Meus sinceros agradecimentos!

Ao casal de amigos, **Andréa e Marcelo Oliveira**, meus sinceros agradecimentos... À Andréa, por toda colaboração durante a fase experimental deste trabalho, além dos conselhos e apoio constantes durante todo o mestrado. E ao Marcelo, minha eterna gratidão por primeiro me acolher e me introduzir ao laboratório, de forma tão singela e eficiente. Obrigada pela amizade e companheirismo!

Ao grande casal, **Alessandra e Fabinho**, por toda ajuda e orientação, desde o início, seja na elaboração do projeto até a fase laboratorial inicial. Obrigada por me ensinarem os primeiros passos. Apesar do pouco tempo de convívio, ele foi intenso e prazeroso. Nunca esquecerei toda atenção e carinho. Muito obrigada!

Às amigas, **Teca e Ana Paula**, pela amizade, alegria do encontro e convívio. Obrigada por confiarem em mim. Sou muito grata por ter participado do trabalho de vocês!

Aos grandes amigos da Prótese, **Luciana Valadares, Márcia Nakaoka, Andréa Lira, Maurício Carrielo e Wagner Fragoso**, por todos os momentos de alegria e descontração. Com certeza, a saudade de casa era amenizada na companhia de vocês.

A todos os colegas e amigos da Pós-Graduação da FOP/UNICAMP, em especial a **Fabricia**, por todas as palavras de apoio e amizade. É muito bom ter alguém de “casa” por perto. Obrigada por ser nossa amiga!

Aos meus amigos de Vitória, em especial **Érika e Tom Storch, Iza Kill e Paula Baião**, por todos os bons momentos de reencontro e de carinho. Apesar da distância, sei que vocês estão por perto, torcendo... Obrigada pelo apoio e amizade!

A todos os meus familiares, **tios, tias, primos, primas, cunhados e concunhados**, guardo todos vocês em meu coração e agradeço pelo carinho constante de cada um. A lembrança do convívio e sorriso de cada um me motivaram a seguir em frente! Obrigada!

A um casal especial de “primos-tios”, **Ricardo e Zezé Pinto**, por todo carinho, ajuda e hospitalidade. Com certeza, a vinda para Piracicaba nos trouxe muito mais do que conhecimento científico e profissional, nos trouxe a oportunidade de conviver e conhecer melhor pessoas como vocês. Seremos eternamente gratos! Obrigada!

À minha nova família, Dias Daroz, em especial, aos meus sogros, **Miguel e Marialva**, por toda ajuda, suporte e carinho. As lembranças dos momentos de alegria e comemoração foram constantes e estimulantes na busca do sonho. Obrigada por esta alegria em viver e comemorar a união em família!

À minha irmã, **Fabiana**, por toda torcida e apoio, não apenas para a realização deste grande sonho, mas de todos os outros... Sua garra e determinação me estimulam a sempre continuar em frente! Obrigada por tudo!

À minhas avós, **Íris e Maria**, por todas as orações, palavras de carinho e mimos. A saudade foi imensa, mas a fé em continuar também. Só tenho a agradecer por vocês serem especiais em minha vida e me transmitirem força para continuar. Amo vocês!

Aos meus amigos especiais do Mestrado, **Leonardo Vieira e Fernanda Voltarelli**, é impossível esquecer todo carinho e apoio de vocês. Nossa amizade e cumplicidade foram instantâneas. A você, Léo, desejo toda a felicidade e sucesso aonde quer que esteja. Obrigada por toda a torcida! E a você, Fer, não tenho como expressar minha gratidão. Formamos uma equipe, uma dupla, e juntas, acertando ou errando, aprendemos muito! Só tenho a agradecer pelas palavras de estímulo e força desde o início! E é claro, por toda ajuda também durante a fase experimental deste estudo! Valeu!!!

À minha grande amiga, **Juliana Malacarne**, que por ordem do destino, nos recebeu com tamanho carinho em sua casa de Piracicaba. Invadimos sua vida de forma tão inesperada e hoje, você faz parte das nossas vidas. Realmente, palavras não são capazes de expressar todo carinho, admiração e gratidão que temos por você; eles são eternos. Sinceros são os sentimentos e votos de felicidade para você, Lucas e Lara. Muito obrigada!

"De tudo, ficaram três coisas:

A certeza de que estamos sempre começando...

A certeza de que precisamos continuar...

A certeza de que seremos interrompidos antes de terminar...

Portanto devemos:

Fazer da interrupção um caminho novo...

Da queda um passo de dança...

Do medo, uma escada...

Do sonho, uma ponte...

Da procura, um encontro..."

Certeza (Fernando Pessoa)

RESUMO

Atualmente no mercado, muitos são os aparelhos utilizados para fotoativação das restaurações em resina composta. Uma polimerização adequada é essencial para obtenção de restaurações com propriedades físico-mecânicas ideais e resistentes aos desafios encontrados no meio bucal. Os objetivos deste estudo foram avaliar a influência do tipo de fonte fotoativadora e meios de envelhecimento sobre a propriedade de dureza Knoop e integridade marginal de restaurações em resina composta. Cavidades proximais (4,5x6,0x1,5mm) com margem cervical em dentina foram confeccionadas em uma das faces proximais de 240 incisivos bovinos. Estes dentes foram divididos em 6 grupos (n=40) conforme o meio de envelhecimento a ser empregado após restauração: C – sem envelhecimento (controle); TC – envelhecimento térmico (1000 ciclos: $5\pm 2^{\circ}\text{C}$ / $55\pm 2^{\circ}\text{C}$); CM – envelhecimento mecânico (200.000 ciclos: 75N / 2Hz); CM/TC – associação de envelhecimento mecânico e térmico; 1A – estocagem por 1 ano em solução de Hank; e CM/TC/1A – associação de envelhecimento mecânico, térmico e estocagem por 1 ano em solução de Hank. Posteriormente, os dentes foram sub-divididos em 4 grupos (n=10) de acordo com aparelho fotoativador utilizado: HAL – Lâmpada Halógena – Optilux 501 (Demetron); LED – LED azul – Elipar FreeLight 2 (3M ESPE); LAS – Laser de Argônio – AccCure 3000 (LaserMed) e PAC – Arco de Plasma de Xenônio – Apollo 95E Elite (DMD). O tempo de fotoemissão foi calculado para cada aparelho, para que a densidade de energia emitida fosse de $6,04\text{J}/\text{cm}^2$. As restaurações foram realizadas utilizando o sistema adesivo Single Bond (3M ESPE) e a resina composta microhíbrida Filtek Z250 (3M ESPE) em 3 incrementos. Após 24h, realizou-se o acabamento e polimento das restaurações. Moldes em silicone de adição Aquasil ULV (Dentsply DeTrey) foram realizados antes e depois das restaurações serem submetidas aos meios de envelhecimento para obtenção de réplicas em resina epóxica para análise do tamanho (μm) e presença (%) de fenda na margem cervical através de microscopia eletrônica de varredura (500-1000x). Os dados foram registrados e

submetidos à análise de variância em parcela subdividida e teste não paramétrico para dados pareados. Em seguida, os dentes foram segmentados com disco diamantado sob refrigeração para obtenção de fatias. Nestas fatias foi realizada a análise de microdureza Knoop (25g; 20s) em profundidade, nos seguintes terços da restauração: (C) cervical, (M) médio e (O) “oclusal”. Os dados obtidos foram submetidos à análise de variância em parcela sub-subdividida. Não houve diferença entre as fontes de luz quanto aos valores de dureza das restaurações, sendo que, em relação à profundidade de polimerização, temos que $O > M > C$ (ANOVA/Tukey; $\alpha=5\%$). Antes do envelhecimento, não houve diferença entre as fontes de luz em relação ao tamanho e porcentagem de fendas. Após envelhecimento, houve aumento significativo no tamanho e porcentagem de fendas (Wilcoxon das ordens assinaladas; Teste t de Student). PAC e LAS apresentaram maior porcentagem de fendas que HAL; e PAC maior tamanho de fendas que LED e HAL (ANOVA/Tukey; $\alpha=5\%$). Nenhuma fonte de luz foi capaz de polimerizar, com a mesma proporção, as diferentes profundidades das restaurações em resina composta e manter a qualidade do selamento marginal em dentina após os meios de envelhecimento.

Palavras-chave: fontes de luz, contração de polimerização, integridade marginal, meios de envelhecimento, dureza

ABSTRACT

At present, many light curing devices used in composite restorations are available in the market. Sufficient polymerization is crucial in order to obtain restorations with proper physical and mechanical properties, and resistance against oral environment challenges. The aims of the present study were to evaluate the influence of photo-curing devices and aging types on Knoop microhardness and marginal integrity of composite resin restorations. Proximal cavities (4.5x6.0x1.5mm) with cervical margin in dentin were prepared in 240 bovine incisors. These teeth were allocated into 6 groups (n=40) according to the type of aging applied after composite built up: C – no aging (control); TC – thermal aging (1000 cycles: $5\pm 2^{\circ}\text{C}/55\pm 2^{\circ}\text{C}$); CM – mechanical aging (200,000 cycles: 75N/2Hz); CM/TC – association between mechanical and thermal aging; 1A – one year storage in Hank solution and CM/TC/1A – association of mechanical and thermal aging with one year of storage in Hank solution. Further, the teeth were subdivided in 4 groups (n=10), according to the unit used for light curing: HAL – Halogen Lamp – Optilux 501 (Demetron); LED – Blue LED– Elipar FreeLight 2 (3M ESPE); LAS – Argon Laser – AccCure 3000 (LaserMed) and PAC – Xenon Plasma Arc – Apollo 95E Elite (DMD). The time of light emission was calculated for each device, so that the energy density was $6,04\text{J}/\text{cm}^2$. The adhesive system Single Bond (3M ESPE) and the composite resin Filtek Z250 (3M ESPE) were used for the restorations. The composite resin was applied in 3 increments of 2mm each. After 24h, restorations were finished and polished. Aquasil ULV (Dentsply DeTrey) addition silicone impressions were taken from the restorations before and after each type of aging, so that epoxy resin replicas could be obtained for marginal gap evaluation at SEM (500-1000x) in terms of length (μm) and incidence (%). The data were registered and submitted to repeated variance analysis and non parametric test. Then, teeth were cut in slabs with a diamond disc under water cooling. The slab was used for Knoop microhardness test (25g; 20s) in depth, related to the following restorations thirds: (C) cervical, (M) middle and (O) occlusal.

The data were submitted to repeated variance analysis. Microhardness results did not show any difference among the photo-curing devices, however, it was dependent on the cavity depth: O>M>C (Repeated measures ANOVA/Tukey; $\alpha=5\%$). Prior to aging, there was no difference among curing light sources related to gaps length and incidence. Following aging, there was significant increase on gaps length and incidence (Wilcoxon signed rank; Student's t). PAC and LAS showed gap percentage higher than HAL; also, PAC presented gap length greater than HAL and LED (ANOVA/Tukey; $\alpha=5\%$). None of the curing light sources was able to polymerize with the same proportion the different depths of composite restorations, as well as, to maintain the quality of marginal sealing in dentin after aging.

Key Words: light sources, polymerization shrinkage, marginal integrity, types of aging, hardness

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	1
2 REVISÃO DA LITERATURA	5
3 PROPOSIÇÃO	27
4 MATERIAL E MÉTODOS	29
5 RESULTADOS	49
6 DISCUSSÃO	55
7 CONCLUSÃO	65
REFERÊNCIAS	67
ANEXO	79

1. INTRODUÇÃO

A alta demanda por restaurações estéticas tem elevado o número de procedimentos adesivos minimamente invasivos. Dessa forma, as resinas compostas fotopolimerizáveis passaram a ocupar grande parcela dos procedimentos restauradores diretos, devido as suas propriedades estéticas, adesivas e de polimerização relativamente rápida (Bayne *et al.*, 1994; Franco & Lopes, 2003). Uma polimerização adequada é essencial para obtenção de uma restauração com propriedades ideais, conseqüentemente, a busca por aparelhos fotoativadores cada vez mais eficientes tornou-se indispensável (Leonard *et al.* 2002).

A fotopolimerização das resinas compostas ocorre devido à presença de fotoiniciadores capazes de absorver luz em determinados comprimentos de onda (Burgess *et al.*, 2002). O fotoiniciador comumente usado é a canforoquinona, que absorve energia dentro da faixa azul do espectro de luz visível, com pico de absorbância em 468nm (Nomoto, 1997). A formação de radicais livres desencadeada pela excitação da canforoquinona, permite a conversão dos monômeros resinosos livres em cadeias poliméricas complexas (Rueggeberg, 1999). Quanto maior o número de monômeros resinosos convertidos em polímeros, melhores serão as propriedades físico-mecânicas do material formado (Feilzer *et al.*, 1995; Yoon *et al.*, 2002; Price *et al.*, 2003). Contudo, como a conversão de monômeros em polímeros gera uma contração volumétrica do material, quanto maior este grau de conversão, maior será a contração resultante (Rueggeberg, 1999). Como resultado, uma tensão decorrente desta contração pode contribuir para o insucesso das restaurações de resina composta, pelo rompimento da união entre dente/restauração, microinfiltração, sensibilidade pós-operatória e cárie secundária (Davidson *et al.*, 1984; Eick & Welch, 1986; Feilzer *et al.*, 1995; Carvalho *et al.*, 1996; Christensen *et al.*, 1999).

O tempo de foto emissão, a intensidade e o comprimento de onda da fonte de luz utilizada para a polimerização do material resinoso são fatores importantes que determinam seu grau de conversão, e conseqüentemente, a

contração (Feilzer *et al.*, 1995; Christensen *et al.*, 1999; Rueggeberg, 1999; Burgess *et al.*, 2002; Yoon *et al.*, 2002; Leonard *et al.*, 2002; Price *et al.*, 2003). Há uma grande variedade no mercado de unidades fotoativadoras, com intensidades e espectros de emissão luminosa variados (Small, 2001; Franco & Lopes, 2003). O tipo de aparelho fotoativador mais utilizado e com maior tempo de mercado são aqueles de lâmpadas com filamento de quartzo-tungstênio em ambiente de gás halógeno (QTH). Estes aparelhos emitem luz branca que é filtrada para redução da radiação infravermelha e para restringir o feixe de luz à faixa onde a absorbância do fotoiniciador é máxima (Rueggeberg, 1999; Burgess *et al.*, 2002). Com o tempo de uso, estes aparelhos apresentam diminuição gradual da intensidade de luz emitida, devido, principalmente, à degradação do bulbo e seu refletor, rompimento do filtro e danos às pontas de fibra óptica (Burgess *et al.*, 2002; Franco & Lopes, 2003).

Os aparelhos de arco de plasma (PAC) surgiram para reduzir o tempo de fotoativação das restaurações de resina, já que apresentam uma alta intensidade de luz (Small, 2001). Estes aparelhos produzem amplo espectro de luz que é filtrado para obtenção de comprimentos de onda adequados (Rueggeberg, 1999; Coelho Santos *et al.*, 2002). Mesmo apresentando um custo elevado, o PAC também tende a perder intensidade com o tempo (Burgess *et al.*, 2002), e o possível desenvolvimento de altas tensões de contração é uma preocupação (Feilzer *et al.*, 1995; Davidson-Kaban *et al.*, 1997). Outra unidade fotoativadora é o laser de argônio, que emite comprimentos de onda específicos (454-497nm) que coincidem com as necessidades de absorbância da canforoquinona (Kelsey *et al.*, 1989). Uma das vantagens das fontes de laser de argônio é que praticamente não produzem energia na região do infravermelho. Contudo, são aparelhos caros, de vida útil limitada (finita) e com espectro de luz estreito, podendo não atingir outros fotoiniciadores além da canforoquinona (Rueggeberg, 1999; Burgess *et al.*, 2002). Os aparelhos de diodos emissores de luz (LED) utilizam semicondutores à base de nitrato de gálio para geração de luz azul (Yoon *et al.*, 2002). O espectro de luz produzido é estreito, mas com o pico próximo do ideal para ativação dos materiais que empregam a canforoquinona (Price *et al.*, 2003). Estes aparelhos requerem

menos energia para operar, não se degradam com o tempo e nem necessitam de refletores e filtros (Burgess *et al.*, 2002; Leonard *et al.*, 2002; Franco & Lopes, 2003).

Quando uma resina composta recebe uma quantidade inadequada de energia total, a dureza é adversamente afetada, independente da intensidade emitida pela fonte de luz (Price *et al.*, 2003; Vandewalle *et al.*, 2004). Nas áreas mais profundas da restauração de resina composta, a atenuação da intensidade de luz pode levar a uma diminuição do grau de polimerização do material, fazendo com que a resina apresente propriedades inferiores nesta região em relação ao topo da restauração. Dessa forma, a base da restauração, insuficientemente polimerizada, pode levar à deterioração da integridade marginal entre dente e restauração ao longo do tempo em consequência da ação repetida de tensões cíclicas – térmicas e mecânicas – e da ação contínua da saliva e solventes orgânicos (Larsen & Munksgaard, 1991; Ferracane, 1994; Lucena-Martin *et al.*, 2001; Vandewalle *et al.*, 2004; Yap *et al.*, 2004).

Dessa forma, a efetividade de polimerização é fator fundamental para obtenção e, conseqüentemente, manutenção das propriedades físicas e mecânicas do material restaurador resinoso e da própria integridade marginal ao longo do tempo. Entretanto, a diversidade de fontes de luz fotoativadoras comercialmente disponíveis – cada qual com características muito peculiares com relação à intensidade, faixa de emissão, ergonomia ou mesmo custo de aquisição e manutenção – têm gerado questionamentos sobre qual o melhor equipamento ou a melhor tecnologia a se oferecer aos pacientes. Em vista do exposto, os objetivos principais da presente investigação foram verificar a performance de polimerização promovida por diferentes fontes de luz e a ação de diversos meios de envelhecimento sobre a dureza e integridade marginal de restaurações proximais em resina composta.

2. REVISÃO DA LITERATURA

2.1 Aspectos relacionados à polimerização das resinas compostas fotoativáveis

As resinas compostas odontológicas são basicamente compostas por três componentes fundamentais; a matriz orgânica resinosa, as partículas de carga inorgânica e o agente de união, normalmente os organossilanos, responsável pela união química entre as partículas de carga e a matriz resinosa. Basicamente, a matriz orgânica resinosa é compreendida por um sistema de monômeros, que irá determinar suas propriedades físicas e mecânicas; um sistema iniciador responsável pela polimerização a partir de radicais livres e por inibidores, para aumento do tempo de trabalho do material e manutenção da estabilidade química durante armazenamento da resina não reagida (Peutzfeldt, 1997; Rawls & Esquivel-Upshaw, 2005).

O primeiro sistema monomérico a ser produzido foi o metacrilato de metila, um éster produzido a partir do ácido metacrílico. Sua polimerização ocorre por meio de mecanismos de adição, através das ligações duplas de carbono para formar o poli(metacrilato de metila). A partir da descoberta do sistema iniciador/ativador químico, peróxido de benzoíla/amina terciária, foi possível a polimerização do metacrilato de metila à temperatura ambiente, tornando-o o primeiro material resinoso utilizado para restaurações diretas (Peutzfeldt, 1997; Rawls & Esquivel-Upshaw, 2005). No entanto, as restaurações resinosas produzidas por este sistema monomérico apresentavam grandes problemas, como alta contração de polimerização, alto coeficiente de expansão térmico, manchamentos e alta incidência de cárie secundária (Peutzfeldt, 1997).

Atualmente, o monômero mais comum encontrado nas resinas compostas é o BisGMA [2,2-bis(4-2hidroxi-3metacrilóiloxipropoxifenil)propano], que foi sintetizado por Bowen em 1956 (citado por Peutzfeldt, 1997), primeiramente, a partir da reação entre o bisfenol A e o glicidil metacrilato e posteriormente, a partir do bisfenol-A diglicidil éter (resina epóxica) e o ácido metacrílico. Este monômero

se assemelha a resina epóxica, exceto pelo fato que os dois grupamentos epóxi foram substituídos por dois grupamentos de metacrilato. Assim, a reação de polimerização deste monômero ocorre através da quebra das ligações duplas dos carbonos presentes nos grupamentos de metacrilato (Peutzfeldt, 1997).

Este monômero apresenta propriedades físicas e mecânicas superiores em relação ao metacrilato de metila, por possuir maior estrutura química e molecular, sendo assim, menos volátil e apresentando uma reação de polimerização mais rápida e com menor contração. Desta forma, produz resinas mais rígidas e resistentes que as compostas apenas por metacrilato de metila (Peutzfeldt, 1997).

Para que seja possível a incorporação de partículas de carga na matriz resinosa a base de Bis-GMA, é necessária a diminuição de sua viscosidade pela adição de monômeros dimetacrilato. Os monômeros dimetacrilato mais comumente utilizados para diluição do Bis-GMA são o EGDMA (etilenoglicol dimetacrilato) e o TEGDMA (trietilenoglicol dimetacrilato) (Peutzfeldt, 1997). A incorporação de partículas de carga como quartzo, vidro e sílica coloidal ou amorfa, é importante principalmente para reforçar a matriz resinosa, conferindo maior dureza, resistência, diminuição do desgaste por abrasão e coeficiente de expansão térmica. Além disso, a matriz inorgânica também apresenta papel fundamental na redução da contração de polimerização, sorção de água, amolecimento e manchamento do material. Estes benefícios são conseguidos apenas quando as partículas de carga se encontram fortemente unidas à matriz resinosa (Rawls & Esquivel-Upshaw, 2005).

No entanto, a adição de monômeros diluentes a matriz de BisGMA também pode gerar efeitos negativos, como uma maior contração de polimerização do material. Isto porque, estes monômeros apresentam menor peso molecular, sendo assim, mais reagentes que o BisGMA, de maior peso molecular. Dessa forma, quanto maior for a diluição do BisGMA para incorporação de partículas de carga, maior será a contração de polimerização do material pela

maior quantidade de monômeros dimetacrilato disponíveis para reagir (Asmussen, 1975).

Durante a reação de polimerização, ocorre uma contração inerente do material resinoso, pela formação de uma rede em cadeia macromolecular composta de pequenos monômeros (Christensen *et al.*, 1999; Rawls, 2005). Para isto, é necessária a quebra das ligações duplas de carbono (C=C) dos grupamentos de metacrilato para formação de polímeros com ligações simples de carbono (C-C). Esta reação envolve a conversão de uma distância de 0,3-0,4nm entre as moléculas de monômero para a formação de ligações covalentes de aproximadamente 0,15nm de comprimento; dessa forma, há o encurtamento da distância entre os átomos de carbono (Peutzfeldt, 1997). Além disso, durante a reação de polimerização, há, inicialmente, a formação de um polímero linear e à medida que essa cadeia polimérica é aumentada, ela torna-se enrolada em si mesma e com as outras cadeias vizinhas, por meio de ligações mais simples e fracas de ponte de hidrogênio ou forças de van der Waals, formando cadeias cruzadas, contribuindo assim, para uma maior contração do material pela redução da distância física entre as cadeias poliméricas (Rueggeberg, 1999; Rawls & Esquivel-Upshaw, 2005).

Apesar de um material resinoso com maior quantidade de TEGDMA apresentar um maior grau de conversão de monômeros em polímeros, isto não traz grandes benefícios para as propriedades finais de dureza ou resistência do material polimerizado, além de contribuir para uma maior contração de polimerização. Isto porque, a molécula de TEGDMA é muito mais flexível que a do BisGMA. Assim, mesmo que haja uma diminuição no grau de conversão de monômeros em polímeros pelo aumento no conteúdo de BisGMA, o material resultante é mais resistente, pois o BisGMA é uma molécula muito mais rígida, por apresentar grupamentos aromáticos na sua parte central que impedem a rotação próximo as ligações ou uniões entre carbonos (Peutzfeldt, 1997).

A polimerização das resinas compostas fotoativáveis ocorre devido à presença de fotoiniciadores capazes de absorver energia da luz (fótons) em

determinados comprimentos de onda (Burgess *et al.*, 2002). O fotoiniciador mais comum presente nas resinas compostas é a canforoquinona (CQ), a qual absorve energia dentro da faixa azul (450-490nm) do espectro de luz visível, com pico de absorbância em 468nm (Nomoto, 1997). Ao absorver a energia da luz (fótons), a CQ passa do estado latente para o estado excitado ou terciário e assim, reage com a amina terciária para a formação de radicais livres, que procurarão estabelecer ligações covalentes mais estáveis reagindo com as ligações duplas dos carbonos (C=C) do grupamento metacrilato dos monômeros resinosos livres. Isto gera a formação de novos radicais monômeros que, conseqüentemente, reagirão com os demais monômeros livres até o estabelecimento de cadeias poliméricas lineares. A reação também ocorre por mecanismo de adição (Rueggeberg, 1999; Franco & Lopes, 2003; Rawls & Esquivel-Upshaw, 2005).

É de se esperar que quanto maior for o grau de conversão dos monômeros resinosos em polímeros, melhores serão as propriedades finais do material como resistências ao desgaste, à compressão, maior estabilidade de cor e durabilidade ao longo do tempo (Yoon *et al.*, 2002; Price *et al.*, 2003; Vandewalle *et al.*, 2004). Contudo, cerca de 25 a 50% dos grupamentos de metacrilato ficam sem reagir, destes aproximadamente um décimo fica presente como monômeros residuais (Ruyter & Oysd, 1987; Ferracane, 1994). Isto acontece, primeiramente, pelo fato de que o próprio oxigênio presente no ar é um inibidor da reação. Segundo, a reação acontece em diferentes velocidades na massa resinosa, tendendo a terminar antes da conversão de todos monômeros em polímeros; já que dois radicais monômeros ao se encontrarem podem se combinar e serem desativados pela formação de uma ligação covalente entre si ou pela transferência de um átomo de hidrogênio de uma cadeia em crescimento para outra menor e isto resultar em novas ligações duplas de carbono, desativando os radicais. Além disso, outros fatores como a intensidade de luz, ângulo de iluminação e distância da fonte de luz em relação à resina podem afetar de forma significativa o número de radicais livres a serem formados, tornando o sistema sensível à técnica (Rueggeberg *et al.*, 1993, 1994; Correr Sobrinho *et al.*, 2000; Small, 2001; Coelho Santos *et al.*,

2002; Vandewalle *et al.*, 2004; Rawls & Esquivel-Upshaw, 2005). A presença de monômeros ou de ligações duplas de carbono não reagidas possui um efeito de plastificação do polímero ao longo do tempo, tornando a matriz polimérica mais susceptível às reações de degradação (Larsen & Munksgaard, 1991; Peutzfeldt, 1997; Millar & Nicholson, 2001 ; Rawls, 2005).

Dessa forma, uma das grandes preocupações em relação às unidades fotoativadoras é a dificuldade em polimerizar em profundidade as restaurações de resina (Bennett & Watts, 2004; Ernst *et al.*, 2004). No topo da restauração, a polimerização é mais eficiente por causa da maior quantidade de fótons atingindo a superfície. Contudo, a luz ao ser emitida sobre a superfície da restauração, parte dela é difundida e outra parte é absorvida pelas moléculas fotossensíveis, levando a uma diminuição da sua intensidade à medida que a luz penetra na restauração. Dessa forma, nas áreas mais internas (profundas) da restauração de resina composta, a atenuação da intensidade de luz leva a uma diminuição do grau de polimerização do material, já que menos moléculas fotoiniciadoras estarão sendo atingidas em uma maior profundidade, fazendo com que a resina apresente propriedades mecânicas inferiores nas camadas mais profundas (Rueggeber *et al.*, 1994; Correr Sobrinho *et al.*, 2000; Franco & Lopes, 2003; Vandewalle *et al.*, 2004). Assim, como normalmente o topo da restauração apresenta uma polimerização mais efetiva que a base da mesma, a medição da dureza deve ser realizada no topo e base da restauração de resina de espessura clinicamente relevante para comparação da capacidade de polimerização de diferentes unidades fotoativadoras (Price *et al.*, 2003). Para que uma resina seja considerada adequadamente polimerizada, a relação da dureza Knoop entre base/topo da restauração deve ser de no mínimo 80% (Vandewalle *et al.*, 2004).

Para uma adequada polimerização em profundidade, é indicado um tempo de fotoativação de 60 segundos para fontes de luz com intensidade mínima de 400mW/cm² e aplicação de incrementos de resina com espessura máxima de 2,0mm (Rueggeberg *et al.*, 1994). Porém, em cavidades profundas em que a distância da ponta da fonte de luz pode ficar cerca de 6,0 a 12,0mm em relação aos

primeiros incrementos de resina, há uma redução relativa da intensidade de luz emitida, cerca de 50% ou mais, fazendo com que as porções mais profundas da restauração apresentem menor dureza em relação à superfície (Correr Sobrinho *et al.*, 2000; Price *et al.*, 2000; Meyer *et al.*, 2002; Aguiar, 2004; Ernst *et al.*, 2004). Um aumento no tempo de fotoativação é recomendado (Matsumoto *et al.*, 1986).

Estudos mostram que parece haver uma correlação entre baixo grau de conversão e baixa resistência à fratura, dureza e resistência ao desgaste do material (Ferracane, 1985; Millar & Nicholson, 2001; Small, 2001; Asmussen & Peutzfeldt, 2002). Contudo, uma diminuição do grau de conversão pode ser benéfica e levar a uma diminuição na contração de polimerização e do estresse de contração gerado (Silikas *et al.*, 2000). No entanto, se as propriedades mecânicas da base da restauração podem ser significativamente inferiores em relação às propriedades mecânicas da superfície, um dos problemas que pode ocorrer é a deterioração do selamento e integridade marginal ao longo do tempo em consequência da polimerização insuficiente e ação repetida de tensões cíclicas sobre a interface entre a base da restauração e o dente, o que pode levar a formação de fendas, infiltração marginal, cárie recorrente, efeitos adversos à polpa dental, além de falha total da restauração (Ferracane, 1994; Lucena-Martín *et al.*, 2001; Nikaido *et al.*, 2002; Bedran-de-Castro *et al.*, 2004; Vandewalle *et al.*, 2004). Dessa forma, a dureza da base da restauração pode influenciar significativamente o prognóstico da restauração ao longo do tempo (Hansen & Asmussen, 1993).

Além das tensões cíclicas térmicas e mecânicas que podem ocorrer no meio bucal pela ingestão de líquidos e alimentos, a ação contínua da saliva pode ser outro fator responsável pela degradação química do material resinoso inadequadamente polimerizado, contribuindo para o aumento dos defeitos marginais da restauração (Larsen & Munksgaard, 1991; Vandewalle *et al.*, 2004). A degradação do material resinoso pode ocorrer devido à lixiviação de monômeros residuais que não foram convertidos em polímeros durante a fotopolimerização do material; ação de solventes orgânicos como o álcool, sobre os componentes orgânicos e inorgânicos do material; além da ação de algumas enzimas presentes

na saliva humana capazes de amolecer a superfície de polímeros à base de dimetacrilato, aumentando a hidrofiliabilidade do material e sua susceptibilidade ao desgaste por abrasão e atrição (Larsen & Munksgaard, 1991; Ferracane & Condon, 1999; Yap *et al.*, 2004; Rawls & Esquivel-Upshaw, 2005). Além disso, a própria natureza polar das resinas à base de dimetacrilato faz com que haja a sorção de água proveniente do meio bucal pelo material. A sorção de água também leva ao enfraquecimento do material por provocar a desunião entre matriz e partícula de carga, a qual é susceptível a degradação hidrolítica (Rawls & Esquivel-Upshaw, 2005).

Para tentar reduzir a sorção de água pelos materiais resinosos e aumentar sua longevidade, novos monômeros foram desenvolvidos a partir de reações seletivas nos grupamentos hidroxila da molécula de BisGMA. Removendo os grupamentos hidroxila, foi possível a obtenção de monômeros de natureza hidrófoba (éster – BisMA, BisEMA, BisPMA e uretanos – UDMA, UEDMA). A adição desses monômeros na composição da resina composta pode resultar em uma maior manutenção das propriedades mecânicas do material exposto à água ao longo do tempo (Peutzfeldt, 1997).

Ainda não há um consenso sobre o grau de polimerização mínimo necessário para se obter uma resina adequadamente polimerizada. Estudos têm mostrado que quando uma resina composta recebe uma quantidade inadequada de energia total, a dureza é adversamente afetada, independente da intensidade emitida pela fonte de luz (Coelho Santos *et al.*, 2002; Price *et al.*, 2003). Vandewalle e colaboradores (2004) mostraram, em seu estudo, que houve uma forte correlação entre a microdureza Knoop e o grau de conversão de restaurações de resina composta ($R^2 = 0,99$). No entanto, os valores absolutos de dureza não podem ser usados para se prever o valor absoluto do grau de conversão, pelo fato de que as propriedades mecânicas das resinas compostas serem dependentes da formação da rede polimérica, o que não é equivalente ao grau de conversão do material (Ferracane, 1985). Da mesma forma, a determinação do grau de conversão não prediz a densidade de cadeias lineares ou cruzadas formada, um polímero

com maior densidade de cadeias cruzadas é mais resistente aos meios de degradação (Yap *et al.*, 2004).

Segundo uma revisão publicada por Yearn em 1985, a respeito dos principais métodos de determinação do grau e profundidade de polimerização das resinas compostas, o teste de raspagem, apesar de ser facilmente realizado, não indica a qualidade de polimerização em nenhum ponto específico da superfície da resina composta. Com um tempo de exposição de 20 segundos, os resultados do teste de raspagem podem ser registrados em até 10,0mm ao se utilizar matrizes de teflon, e em até 5,0mm ao se utilizar matrizes metálicas, indicando uma grande variação nos resultados de polimerização. Os testes de dureza são mais específicos, podendo ser realizados ao longo do comprimento de uma amostra para determinação da profundidade de polimerização do material, sendo os testes de dureza Barcol, Vickers e Knoop os mais utilizados. Com relação ao teste de grau de conversão, tanto a espectroscopia de múltipla refração interna quanto a espectroscopia Laser Raman são capazes de determinar quantitativamente o número de grupos metacrilato presentes na resina composta antes e após a exposição à luz. Para o autor, o teste de dureza é mais simples e eficaz na determinação do grau e da profundidade de polimerização. Dentre os fatores determinantes da profundidade de polimerização das resinas compostas, o autor destacou a formulação química do material (fotoiniciadores, tamanho das partículas de carga), condições do aparelho fotoativador, intensidade de luz, comprimento de onda, tempo de exposição e distância entre a fonte de luz e superfície da resina composta.

A intensidade de luz não afeta somente a profundidade de polimerização, mas também os valores de dureza obtidos na superfície que recebe a incidência de luz. Os fatores tempo, assim como a intensidade, influenciam diretamente à profundidade de polimerização do material (Rueggeberg *et al.*, 1994; Mills *et al.*, 1999; Silikas *et al.*, 2000; Small, 2001; Leonard *et al.*, 2002; Bennett & Watts, 2004; Vandewalle *et al.*, 2004).

Um dos grandes problemas relacionados às restaurações em resina composta é a contração de polimerização inerente do material, que pode ocasionar falhas de união devido às tensões geradas na interface dente-restauração, levando ao rompimento da adesão à parede cavitária (Davidson *et al.*, 1984; Feilzer *et al.*, 1995; Carvalho *et al.*, 1996; Davidson-Kaban *et al.*, 1997). Em consequência ao rompimento da união, pode haver a ocorrência de fendas marginais, sensibilidade pós-operatória, microinfiltração e cáries secundárias (Eick & Welch, 1986; Davidson & Feilzer, 1997; Mehl *et al.*, 1997). A probabilidade de rompimento da adesão pela contração de polimerização tende a ser maior em cavidades com margens em dentina, onde não se consegue estabelecer uma união tão efetiva e durável quanto à realizada em margens de esmalte (Unterbrink & Muessner, 1995; Lucena-Marín *et al.*, 2001). Estudos têm mostrado que os valores de resistência de união à microtração são menores quando testados em cavidades de 1,0 a 2,0mm de profundidade em comparação com os resultados da resistência de união em superfícies planas de dentina e que a direção dos túbulos dentinários tem forte influência sobre os valores obtidos (Nikaido *et al.*, 2002; Ogata *et al.*, 2001). Conforme o aumento da profundidade das cavidades, menores são os valores da resistência de união à microtração (Yoshikawa *et al.*, 1997).

Para se avaliar a integridade marginal das restaurações em resina composta pode ser feita uma análise qualitativa, por meio de penetração de corantes na interface dente-restauração (microinfiltração) ou semi-quantitativa, pela observação de fenda marginal através de microscopia eletrônica de varredura (Van Meerbeek *et al.*, 2003). Fontes com menor intensidade de luz (250mW/cm²) podem permitir uma modulação da reação de polimerização, fazendo com que ocorra de forma mais lenta, possibilitando, assim, maior escoamento da resina composta durante a reação, o que pode aliviar o desenvolvimento de tensões de polimerização na interface adesiva, contribuindo para uma melhor integridade marginal da restauração (Feilzer *et al.* 1995 ; Althoff & Hartung, 1996; Mehl *et al.*, 1997; Davidson & de Gee, 2000; Oberholzer *et al.*, 2003; Sakaguchi *et al.*, 2004).

Assim, muitos são os fatores relacionados com grau de conversão do material resinoso e sua contração, como a intensidade da fonte de luz utilizada para a polimerização do material, distância da ponta do aparelho fotoativador em relação ao material (profundidade da cavidade), tempo de fotoexposição, do fator de configuração cavitária (Fator C), espessura e técnica de inserção do material resinoso na cavidade (“bulk fill” ou incrementos oblíquos), além do tipo de material resinoso utilizado com relação à composição monomérica, quantidade, tipo e volume de carga presentes, translucidez e matiz (Eliades *et al.*, 1987; Walls *et al.*, 1988; Rueggeberg & Jordan, 1993; Feilzer *et al.*, 1987, 1995; Unterbrink & Muessner, 1995; Versluis *et al.*, 1996; Davidson-Kaban *et al.*, 1997; Christensen *et al.*, 1999; Rueggeberg, 1999; Suh & Wang, 2001; Burgess *et al.*, 2002; Gagliani *et al.*, 2002; Irie *et al.*, 2002; Yoon *et al.*, 2002; Price *et al.*, 2003; Loguercio *et al.*, 2004; Miguez *et al.*, 2004; Sakaguchi *et al.*, 2004). Contudo, quanto maior o grau de polimerização de uma resina, maior é sua contração, e o estresse resultante desta contração pode ser responsável pela formação de fendas entre o dente e a restauração, deflexão de cúspides, tensão ou fratura do dente/restauração, microinfiltração e sensibilidade pós-operatória pelo rompimento do selamento dos túbulos dentinários (Eick & Welch, 1986; Feilzer *et al.*, 1995; Carvalho *et al.*, 1996; Christensen *et al.*, 1999; Rueggeberg, 1999; Bedran-de-Castro *et al.*, 2004).

2.2 Meios de envelhecimento

A intensidade de luz, comprimento de onda e tempo de exposição adequados são fatores importantes para uma polimerização eficiente da resina composta e, conseqüentemente, manutenção das suas propriedades físicas (Yoon *et al.*, 2002; Price *et al.*, 2003; Vandewalle *et al.*, 2004). Para avaliar a influência da fotoativação sobre o grau de polimerização e adaptação marginal (interface adesiva) de restaurações em resina composta, faz-se necessário uma avaliação a curto e longo prazo.

A avaliação clínica, *in vivo*, é a mais adequada para fornecer informações a respeito da eficiência de certos materiais (Van Meerbeek *et al.* 2003). Entretanto, esse tipo de avaliação demanda muito tempo e dinheiro para sua

realização. Além disso, a rápida evolução dos materiais restauradores e adesivos acaba tornando a avaliação clínica inviável em certos casos. Dessa forma, testes laboratoriais são freqüentemente utilizados para avaliar a eficiência dos materiais e prever sua performance clínica (Vandewalle *et al.*, 2004).

Alguns métodos laboratoriais são propostos para induzir o envelhecimento das amostras, com o objetivo de simular certas condições existentes no meio bucal. Dentre estes, têm-se a fadiga mecânica, realizada através da ciclagem mecânica (Da Cunha Mello *et al.*, 1997; Nikaido *et al.*, 2002; Mitsui *et al.*, 2003); a fadiga térmica, que utiliza a ciclagem térmica (Miyazaki *et al.*, 1998; Lucena-Martín *et al.*, 2001; Bedran-de-Castro *et al.*, 2004b) e a degradação hidrolítica, através do armazenamento das amostras por um período de tempo em meio aquoso (Calais & Soderhölml, 1988; Vandewalle *et al.*, 2004).

Durante o processo mastigatório ocorre à incidência de tensões sobre a restauração, que conseqüentemente, é transferida para interface adesiva, o que pode induzir a degradação da sua integridade marginal (Da Cunha Mello *et al.*, 1997; Lucena-Martín *et al.*, 2001). Além disso, tensões mecânicas, aplicadas repetidas vezes abaixo do limite de proporcionalidade do material, podem afetar a estrutura da resina e provocar micro rachaduras, pela ruptura da união entre as partículas de carga e matriz resinosa. Isto pode provocar o deslocamento das partículas de carga e, conseqüentemente, irregularidades na superfície de resina, tornando também, a matriz mais susceptível ao desgaste por abrasão (Calais & Soderhölml, 1988). De acordo com alguns autores (Prati *et al.*, 1994; Da Cunha Mello *et al.*, 1997; Kubo *et al.*, 2001) a realização da ciclagem mecânica em restaurações adesivas pode ser considerada um teste efetivo para simular os esforços mastigatórios em estudos laboratoriais. Em estudo realizado por Da Cunha Mello *et al.*, 1997, a aplicação de ciclagem mecânica (4.000 ciclos, força crescente de 2N – 125N) teve efeito significativo sobre a integridade marginal de restaurações Classe II em resina composta, verificando-se aumento dos escores de infiltração marginal em relação às restaurações que não foram submetidas a ciclagem mecânica. No entanto, no estudo de Mitsui *et al.*, 2003, não foi possível observar diferença significativa entre

os grupos ciclados e não-ciclados mecanicamente em termos de infiltração marginal de restaurações em resina composta Classe II. Segundo o estudo, a aplicação de 50.000 ciclos de carga a 80N parece não ser suficiente para deteriorar a integridade marginal das restaurações.

No meio bucal, as restaurações também estão sujeitas a variações de temperatura pela ingestão de alimentos e bebidas. Em função da diferença do coeficiente de expansão térmica entre a estrutura dental e o material restaurador, a exposição da restauração a temperaturas extremas pode induzir tensões na interface de união (Lucena-Martín *et al.*, 2001). Além disso, as propriedades físicas e mecânicas do material resinoso também podem ser comprometidas pelas tensões térmicas (Yap *et al.*, 2001). A ISO TR 11450 indica que a ciclagem térmica seja realizada com no mínimo 500 ciclos em água entre 5º e 55 °C. Dessa forma, a ciclagem térmica em estudos laboratoriais tem sido utilizada para simular uma condição que ocorre clinicamente (Miyazaki *et al.*, 1998; Lucena-Martín *et al.*, 2001; Bedran-de-Castro *et al.*, 2004b). Segundo estudo realizado por Lucena-Martín *et al.*, 2001, a infiltração de corante na margem gengival em dentina de restaurações em resina composta Classe V foi significativamente aumentada após termociclagem das mesmas (500 ciclos; 5º a 55º C). No entanto, o mesmo não pôde ser observado para a margem coronária em esmalte, mostrando que a união adesiva ao esmalte é mais resistente às tensões térmicas. No estudo de Miyazaki *et al.*, 1998, a resistência de união de sistemas adesivos de condicionamento ácido prévio e de frasco único à dentina foi diminuída após ciclagem térmica (3.000; 10.000 e 30.000 ciclos; 5º a 60º C). O padrão de fratura mostrou um aumento das falhas coesivas em dentina à medida que se aumentava o número de ciclos térmicos. As observações em microscopia eletrônica de varredura da interface de união resina-dentina mostraram que os grupos que foram termociclados 30.000 vezes apresentaram microfraturas abaixo da camada híbrida.

Alguns estudos procuram fazer a associação entre as ciclagens térmica e mecânica para um maior envelhecimento das amostras e proximidade com as condições *in vivo* (Nikaido *et al.*, 2002; Bedran-de-Castro *et al.*, 2004b). No estudo

realizado por Bedran-de-Castro *et al.*, 2004b, a resistência de união de um sistema adesivo de condicionamento ácido prévio e de frasco único à dentina cervical de restaurações em resina composta Classe II foi significativamente reduzida quando às restaurações foram submetidas à associação de ciclagem térmica (2.000 ciclos; 5º a 55º C) e mecânica (100.000 ciclos; 50N). Em seu estudo, não foi possível observar diferenças nos valores de resistência de união entre os grupos controle, ciclagem térmica e ciclagem mecânica isoladamente. No entanto, em outro estudo também realizado por Bedran-de-Castro *et al.*, 2004a, não foi possível observar influência da termociclagem (2.000 ciclos; 5º a 55º C) ou ciclagem mecânica (50.000 ciclos; 80N) sobre a microinfiltração de restaurações em resina composta Classe II com margem cervical em dentina e nem sobre a resistência de união ao cisalhamento de um sistema adesivo de condicionamento ácido prévio e de frasco único à superfície plana de dentina, mesmo quando foi realizada a associação entre ciclagem térmica e mecânica. Já no trabalho de Nikaido *et al.*, 2002, também não foi possível observar diferença nos valores de resistência de união à microtração de restaurações em resina composta utilizando sistema adesivo autocondicionante à superfície plana de dentina, quando estas foram submetidas à termociclagem (2.000 ciclos; 5º a 55º C), ciclagem mecânica (50.000 ciclos; 50N) e a associação de ambas. No entanto, quando restaurações Classe I foram testadas utilizando-se a mesma resina composta e sistema adesivo, os valores de resistência de união à microtração do sistema adesivo autocondicionante à parede pulpar em dentina foram reduzidos quando as restaurações foram submetidas à associação entre ciclagem térmica e mecânica, a partir de 625 ciclos térmicos e 50.000 ciclos mecânicos. Quando 125 ciclos térmicos e 10.000 ciclos mecânicos foram aplicados, não foi possível observar diferença estatisticamente significativa em relação ao grupo controle, o qual não foi submetido a nenhum tipo de tensão térmica ou mecânica. Assim, pode se observar que a comparação entre estudos que utilizam tensões térmicas e mecânicas para envelhecer as amostras é complicada, já que a variação entre as temperaturas e tempo de imersão para as termociclagens; a carga e frequência

aplicadas para as ciclagens mecânicas, como também, o número total de ciclos para ambas, é muito grande entre os diferentes estudos. Além disso, outros fatores como a forma de preparo da superfície dentária, se com broca ou desgaste com lixa, o fator C, profundidade do preparo e substrato (dentina ou esmalte), além de outros, influenciam de forma significativa os valores de resistência de união e integridade marginal após ciclagem térmica ou mecânica (Nikaido *et al.*, 2002).

Outro método que pode ser empregado para o envelhecimento de amostras é a estocagem a longo prazo em meio aquoso. Alguns autores têm utilizado a água destilada para o armazenamento de espécimes (Calais & Soderholm, 1988). A água pode degradar o material restaurador por meio de hidrólise da matriz resinosa e do agente silano, responsável pela união química entre as partículas de carga e a matriz resinosa, além de permitir a lixiviação dos monômeros não reagidos (Calais & Soderholm, 1988; Ferracane 1994). Além disso, existe a hipótese de que a água causa o amolecimento dos componentes do polímero resinoso através da expansão da rede polimérica e da redução das forças friccionais entre as cadeias. Esse processo de degradação torna-se mais crítico quando o material restaurador se encontra parcialmente polimerizado, ou seja, com baixo grau de conversão e/ou poucas ligações cruzadas (Calais & Soderholm, 1988; Larsen & Munksgaard, 1991; Peutzfeldt, 1997; Millar & Nicholson, 2001; Rawls, 2005). Nestas condições, o material torna-se mais susceptível à absorção de água (Rawls & Esquivel-Upshaw, 2005). No entanto, a absorção de água ocorre até certo ponto na rede polimérica; à medida que o material resinoso absorve água, há a remoção de monômeros não reagidos ou de cadeias lineares curtas, até que se atinja o ponto de saturação ou de equilíbrio, onde não há mais absorção de água e nem lixiviação de seus componentes (Carreiro *et al.*, 2004). Além da água, outras substâncias químicas (enzimas salivares e solventes orgânicos provenientes da alimentação) podem ser responsáveis pela degradação química da resina composta ao longo do tempo, diminuindo suas propriedades físicas (Larsen & Munksgaard, 1991; Ferracane & Condon, 1999; Yap *et al.*, 2004). Sendo assim, a efetividade

de polimerização é de fundamental importância para manutenção da integridade e propriedades físicas do material restaurador.

No estudo de Vandewalle *et al.*, 2004, foi observado que a água teve um papel significativo na dissolução da resina composta com baixo grau de conversão na margem gengival em dentina de restaurações Classe II fotoativadas com uma baixa densidade de energia ($4,0\text{J}/\text{cm}^2$). Em seu estudo, não foi possível observar um efeito significativo da associação entre ciclagem térmica (1.000 ciclos; 5° a 55° C) e mecânica (500.000 ciclos; 18 a 85N) sobre a integridade, exceto para restaurações fotoativadas com densidade de energia de $4,0\text{J}/\text{cm}^2$, ou sobre a microinfiltração da margem gengival em dentina, independentemente da densidade de energia utilizada para fotoativação (4,0 a $72,0\text{J}/\text{cm}^2$). No entanto, a degradação marginal observada nos grupos fotoativados com $4,0\text{J}/\text{cm}^2$ e submetidos à ciclagem térmica e mecânica, também foi observada nos grupos fotoativados com a mesma densidade de energia e armazenados apenas em água. Assim, concluiu-se que a água foi o fator fundamental para degradação da margem gengival em dentina das restaurações com baixo grau de conversão ou dureza, e não as tensões térmicas ou mecânicas. No estudo de Calais & Söderholm, 1988, foi observado que a resistência flexural de três materiais resinosos experimentais, diferindo no tipo de partícula de carga (quartzo, vidro de bário e sílica porosa), foi diminuída após a imersão em água deionizada por 1 até 6 meses, não havendo diferença quanto ao tempo de imersão. No material experimental composto apenas por matriz resinosa (controle), a diminuição da resistência flexural foi ainda maior após imersão em água (cerca de 50%). Dessa forma, os resultados deste estudo indicaram que a água pode ter um efeito degradante maior sobre a matriz resinosa do que sobre a interface de união entre a partícula de carga e a matriz.

No estudo *in vivo* de Hashimoto *et al.*, 2000, foi observado que a resistência de união à microtração de um sistema adesivo de condicionamento ácido prévio à dentina pulpar, de restaurações em resina composta em molares decíduos, foi diminuída após 1 a 3 anos no meio bucal em relação às restaurações

do grupo controle (24h em água a 37° C *in vitro*). Após análise em MEV dos padrões de fratura, foi observado que houve uma degradação tanto da resina composta quanto do sistema adesivo após longo período de tempo no meio bucal, mostrando que as falhas se iniciavam justamente nestas regiões, muitas vezes confirmadas clinicamente pela desunião da restauração ou fraturas do material resinoso. Assim, além da água e das tensões térmicas e/ou mecânicas, outros componentes presentes no meio bucal podem ser responsáveis pela degradação tanto da união resina-dentina quanto do material restaurador. Assim, ácidos e solventes orgânicos presentes nos alimentos e bebidas, assim como algumas enzimas salivares e ácidos produzidos na placa bacteriana, podem acelerar a degradação da resina composta, como também da rede de fibras colágenas desmineralizadas e não encapsuladas pelo sistema adesivo. No estudo de Larsen & Munksgaard, 1991, foi observado que algumas enzimas presentes na saliva humana foram capazes de amolecer a superfície de polímeros de dimetacrilato (TEGDMA) quimicamente polimerizáveis através da hidrólise das ligações éster do metacrilato, liberando assim, o ácido metacrílico (MAA). O MAA pode apresentar um efeito de plastificação sobre a superfície do material, como também o aumento da sorção de água causado pelo aumento da hidrofiliabilidade da matriz resinosa devido à exposição dos grupos hidroxila (OH). Embora o amolecimento do material ocorra superficialmente, diminuindo assim, sua dureza superficial, à medida que há a remoção mecânica da superfície amolecida, uma nova superfície ficará exposta à ação das enzimas salivares, o que pode contribuir para o desgaste *in vivo* das restaurações em resina composta.

A degradação marginal de restaurações em resina composta também é dependente das propriedades mecânicas do material, e não apenas da união entre resina e estrutura dental. No estudo de Ferracane & Condon, 1999, a degradação marginal de restaurações Classe I utilizando um simulador de desgaste oral (OHSU) *in vitro*, foi dependente do tipo de resina composta utilizada, de acordo com o tamanho das partículas de carga e tenacidade à fratura. Embora seja sugerido que a degradação marginal esteja relacionada à resistência à tração

ou fadiga da resina composta, em seu estudo, foi mostrada uma correlação negativa altamente significativa entre a tenacidade de fratura e a degradação marginal ($r^2=0,914$) das restaurações. Esta correlação parece ser coerente, já que a tenacidade à fratura corresponde a capacidade do material em resistir a propagação de uma fenda a partir de uma falha preexistente. Assim, materiais com maior resistência à propagação de fendas ou rachaduras apresentam menor degradação ou fratura marginal. Em seu estudo, também foi observado uma alta correlação entre a degradação das bordas em esmalte das cavidades Classe I e do tipo de material resinoso ($r^2=0,912$). Dessa forma, quando havia grande perda de material resinoso na margem da restauração, também era observada uma extensa degradação do esmalte sem suporte. Já quando o material era mais resistente à atrição ou abrasão, a resina e o esmalte pareciam suportar um ao outro e assim, a degradação ou fratura marginal era mínima. Já no estudo de St-Georges *et al.*, 2002, a resistência ao desgaste de restaurações em resina composta também foi dependente do tipo de material (“Flow” ou híbrida) e da fonte de luz utilizada para fotoativação do material (QTH convencional, QTH “soft-start”, PAC ou Laser de argônio). Em seu estudo, o dispositivo de desgaste do tipo Leinfelder (400.000 ciclos; 75N a 1,2Hz) foi utilizado e réplicas das restaurações em resina epóxica analisadas com profilômetro. Assim, foi observado que as restaurações fotoativadas com laser apresentaram maior desgaste do que as fotoativadas com as outras fontes de luz, assim como as restaurações com resina “flow” em relação à resina do tipo híbrida. Dessa forma, é importante ressaltar que a durabilidade do material ou a manutenção das suas propriedades físicas também é dependente da forma com que a reação de polimerização ocorre, possibilitando ou não a formação de cadeias poliméricas longas, de alto peso molecular e com alto número de ligações cruzadas.

2.3 Aparelhos fotoativadores

A intensidade da luz e o comprimento de onda estão na dependência do tipo de aparelho fotoativador (Leonard *et al.*, 2002). Atualmente no mercado, há

uma grande variedade de unidades fotoativadoras de intensidades variadas e de amplos espectros de onda, dentre eles temos os aparelhos à base de lâmpada halógena de quartzo-tungstênio (QTH), à base de arco de plasma (PAC), laser de argônio e os diodos emissores de luz (LED) (Rueggeberg *et al.*, 1999; Franco & Lopes, 2003).

O aparelho fotoativador mais utilizado e com maior tempo de mercado denominado de unidade fotoativadora convencional é à base de lâmpadas QTH. Este aparelho consiste em um bulbo refletor de luz à base de quartzo preenchido com gás halógeno, o qual envolve o filamento de tungstênio preso em dois eletrodos condutores da corrente elétrica que irá aquecer o filamento e assim, produzir a energia luminosa de amplo espectro de luz (Burgess *et al.*, 2002). Esta luz branca será filtrada por dois filtros. O filtro térmico, para redução da radiação infravermelha produtora de calor e pelo filtro de passagem de banda, que irá restringir o feixe de luz para uma estreita faixa (azul) do espectro de luz visível, onde a absorbância do fotoiniciador é máxima (Rueggeberg, 1999; Burgess *et al.*, 2002). Com o tempo, estes aparelhos apresentam uma diminuição da intensidade de luz produzida devido principalmente à degradação do bulbo e seu refletor, rompimento do filtro e danos às pontas de fibra óptica (Burgess *et al.*, 2002; Franco & Lopes, 2003). Os problemas relacionados com a utilização destes aparelhos podem ser facilmente corrigidos e sem muito custo. Porém, a maioria dos fotoativadores à base de QTH não possui manutenção apropriada, sendo utilizada com uma densidade de potência menor que a necessária para fotoativar de forma adequada às restaurações resinosas (Leonard *et al.*, 2002; Franco & Lopes, 2003). Estes aparelhos devem ser periodicamente testados quanto à intensidade de luz emitida através do uso de um radiômetro (Davidson & de Gee, 2000; Burgess *et al.*, 2002).

Os aparelhos de arco de plasma (PAC) surgiram para reduzir o tempo de fotoativação das restaurações de resina, já que apresentam uma alta intensidade de luz (mW/cm^2), ou seja, maior quantidade de fótons emitida em 1 segundo (mW) por unidade de área (cm^2), capaz de ativar a maior quantidade de fotoiniciadores possíveis para acelerar a reação de polimerização (Cobb *et al.*, 1996;

Small, 2001). A produção de níveis de energia extremamente altos é possível pelo desenvolvimento de um alto potencial elétrico entre os dois eletrodos (positivo e negativo) envoltos por uma câmara pressurizada preenchida com gás inerte eletricamente condutível (xenônio, hélio ou neon). Dessa forma, as fontes PAC produzem um amplo espectro de luz, compreendendo desde irradiação ultravioleta a infravermelha, que é filtrado para obtenção de comprimentos de onda azul necessários para fotoativação da maioria dos materiais resinosos (Rueggeberg, 1999; Burgess *et al.*, 2002). De forma semelhante às fontes QTH, o arco de plasma também tende a perder intensidade com o tempo pela deposição de íons prata no interior da lâmpada (Burgess *et al.*, 2002). Estes aparelhos são caros e apresentam dúvidas quanto ao desenvolvimento de tensões de polimerização e a formação de fendas marginais, além da qualidade final do polímero formado (Rueggeberg *et al.*, 2000; Knezevic *et al.*, 2002). Segundo Millar & Nicholson (2001), a solubilidade e sorção de água de materiais resinosos fotoativados com PAC por um a dois segundos foi maior do que utilizando fonte de luz halógena por 20 a 30 segundos. Isto pode ser atribuído a alterações no processo de polimerização com uma alta intensidade de luz e pouco tempo de foto emissão, atingindo muitas moléculas fotoiniciadoras num curto espaço de tempo, propiciando a formação de cadeias poliméricas de menor tamanho e conseqüentemente, um material de menor peso molecular, sendo assim, mais susceptível a degradação em água.

Segundo Aw & Nicholls (2001), a porcentagem de contração de polimerização de uma resina composta do tipo híbrida fotoativada com aparelhos de PAC de alta intensidade de luz (1200 a 2000mW/cm²) por 3 a 10 segundos não difere daquela obtida por fontes de luz laser (1527mW/cm²; 10 segundos) ou halógena (631mW/cm²; 40 segundos). Apesar de ser interessante a fotoativação do material com tempos mais curtos, os efeitos de uma polimerização rápida com uma alta intensidade de luz pode ser um fator indesejável (Feilzer *et al.*, 1995; Davidson-Kaban, 1997; Sakaguchi & Berge, 1998; Price *et al.*, 2003).

Outra unidade fotoativadora é o laser de argônio que produz energia pela estimulação dos íons de argônio presentes na câmara de ressonância. Os

fótons produzidos pelo aparelho à base de laser possuem características únicas, estão todos na mesma frequência e não sofrem divergência, ou seja, são colimados para um mesmo ponto, assim, a intensidade de luz não é diminuída pelo aumento da distância da ponta em relação ao incremento de resina, sendo bem indicado para restaurações Classe II (Powell & Blankenau, 2000). Dessa forma, o laser de argônio pode emitir comprimentos de onda específicos, sendo conhecido como multi-linhas, dentro da faixa azul e verde (459, 468, 477, 489, 498 e 504nm) ou apenas dentro da faixa azul (476 e 488nm), que coincidem com as necessidades de absorbância da canforoquinona. Dentre estes comprimentos de onda emitidos, normalmente os de 477, 488, 489, 498 e 504nm são os mais intensos (Powell & Blankenau, 2000; Pradhan *et al.*, 2002). Segundo Aw & Nicholls (1997), a quantidade de contração de polimerização linear de duas resinas compostas do tipo híbrida não diferiu em relação à fonte de luz halógena ou laser. Uma das vantagens das fontes de laser de argônio é que ele praticamente não produz energia na região do infravermelho, diminuindo o risco de geração de calor nos tecidos orais e polpa dental (Pradhan *et al.*, 2002). Alguns trabalhos mostram que a resina composta fotoativada a laser pode apresentar propriedades físicas (resistência à tração diametral, resistência compressiva e flexural) e mecânicas (dureza) superiores ou semelhantes à fonte de luz halógena com um menor tempo de foto exposição (Kelsey *et al.*, 1989; Powell *et al.*, 1995; Cobb *et al.*, 1996; Vargas *et al.*, 1998), para isto, é recomendado uma potência mínima de 250mW (Kelsey *et al.*, 1992). No entanto, são aparelhos grandes que ocupam muito espaço, caros, com ventiladores barulhentos por produzirem muito calor, de vida útil limitada (finita) e com um espectro de luz estreito, podendo não atingir outros fotoiniciadores além da CQ (Fleming & Maillet, 1999; Rueggeberg, 1999; Burgess *et al.*, 2002).

A tecnologia do diodo emissor de luz (LED) foi introduzida como uma fonte de energia alternativa para a polimerização dos materiais restauradores na odontologia. Ao invés de utilizar um filamento aquecido como nas fontes QTH, os LEDs utilizam semicondutores à base de nitrato de gálio para geração de luz azul (Rueggeberg, 1999; Burgess *et al.*, 2002; Yoon *et al.*, 2002). O espectro de luz produzido é

estreito, com comprimentos de onda entre 450 e 490nm, e pico a 460nm, próximo do ideal para ativação dos materiais que empregam a canforoquinona como fotoativador (Price *et al.*, 2003). Os primeiros LEDs lançados, apresentavam uma baixa intensidade de luz, incapazes de polimerizar as resinas compostas adequadamente em profundidade, resultando em restaurações com propriedades mecânicas reduzidas (Dunn & Bush, 2002; Uhl *et al.*, 2002a; Ernst *et al.*, 2004).

Todavia, outros trabalhos mostram melhor eficácia do LED, como no trabalho de Mills *et al.* (1999), em que a fonte de luz LED apresentou melhor profundidade de polimerização para três tipos de resina composta (Silux Plus, P50 e Z100) em relação ao aparelho de luz halógena com intensidade de 300mW/cm². Já no trabalho realizado por Bennet & Watts (2004), o LED apresentou menor profundidade de polimerização em relação à fonte de luz halógena, sendo que a eficácia de ambos os aparelhos foi reduzida com aumento da distância da ponta da fonte de luz à restauração. Quanto maior o tempo de fotoativação, melhor foi a profundidade de polimerização para ambas as fontes de luz. Em estudo realizado por Meyer *et al.*(2002), a intensidade de luz emitida pelas fontes de luz LED foi significativamente reduzida pelo aumento da distância (cerca de 10mm) da ponta da fonte para o radiômetro em comparação com fonte halógena. Segundo Leonard *et al.* (2002), para que as restaurações em resina composta do tipo híbrida ou microparticulada fotoativadas com LED apresentassem grau de dureza semelhante às fontes halógena, seria necessário um aumento no tempo de fotoativação utilizando-se luz LED. Dessa forma, há muita controvérsia entre os trabalhos a respeito da eficácia da fonte de luz LED (Asmussen & Peutzfeldt, 2002; Leonard & Swift Jr., 2003; Tsai *et al.*, 2004; Uhl *et al.*, 2002b; 2004a).

Com o lançamento dos LEDs de segunda geração, com alta intensidade de luz, procurou-se contornar este problema de baixo grau de polimerização em profundidade, melhorando assim as propriedades físicas e mecânicas dos materiais (Park *et al.*, 2005). No estudo realizado por Ernst *et al.* (2004), os aparelhos LED de segunda geração foram capazes de polimerizar a base de blocos de uma resina composta do tipo híbrida de forma semelhante a

fonte de luz halógena com uma distância de 7mm da ponta ao topo da restauração, simulando uma situação clínica de Classe II, porém o mesmo não foi observado para os LED de primeira geração. No entanto, como o espectro de luz é reduzido, estas fontes de luz se limitam às resinas compostas que apresentam a CQ como principal sistema fotoiniciador, não sendo capazes de fotoativar sistemas que apresentam outros co-iniciadores como BAPO e PPD (fenil propadiona), os quais absorvem luz com menor comprimento de onda (<410nm) (Burgess *et al.*, 2002; Uhl *et al.*, 2002a, 2004b).

Como vantagens, estes aparelhos requerem menos energia para operar, podendo ser utilizados com pilhas recarregáveis e eliminam a necessidade de um ventilador para o resfriamento já que o espectro de luz é estreito, eliminando os comprimentos de onda infravermelhos; sendo assim, aparelhos silenciosos, podendo ser portáteis e relativamente mais leves. Além disso, os LEDs apresentam degradação mínima da intensidade emitida com o tempo de uso, podendo ter vida útil de mais de 100.000 horas e ainda não necessitam de refletores e filtros, ao contrário das fontes halógena e PAC (Burgess *et al.*, 2002; Leonard *et al.*, 2002; Franco & Lopes, 2003). Segundo estudo de Mills *et al.* (2002), resinas compostas de cor A2 apresentaram profundidade de polimerização similar ao utilizar fonte de luz LED em comparação com a luz halógena, no entanto, a resina de cor mais escura (A4) apresentou menor profundidade de polimerização utilizando-se fonte de luz LED, levando-se em consideração que as resinas utilizadas apresentavam a CQ como fotoiniciador. Para materiais que utilizam outro tipo de sistema fotoativador, a efetividade do LED ainda é questionada. Para contornar estes problemas, os últimos LEDs lançados no mercado, de terceira geração, apresentam um espectro de emissão luz mais abrangente, podendo atingir outros sistemas fotoiniciadores que não utilizam a CQ, porém sua eficácia ainda precisa ser comprovada.

3. PROPOSIÇÃO

No presente estudo, restaurações proximais em resina composta foram fotoativadas com diferentes fontes de luz – halógena, LED, laser de argônio e arco de plasma – e submetidas a diversos meios de envelhecimento – ciclagem térmica, ciclagem mecânica, associação entre ciclagem térmica e mecânica, estocagem por 1 ano em solução tamponada de Hank e associação entre ciclagem térmica, mecânica e estocagem por 1 ano – com os seguintes objetivos:

- a)** Verificar, por meio do ensaio de microdureza Knoop, a efetividade de polimerização das diferentes fontes de luz.
- b)** Avaliar a influência dessas fontes de luz sobre a integridade da margem cervical em dentina, por meio de análise quanto à presença (%) e tamanho médio (μm) da maior fenda marginal.
- c)** Analisar a influência desses meios de envelhecimento *in vitro* sobre a propriedade de dureza e integridade marginal das mesmas restaurações em resina composta.

4. MATERIAL E MÉTODOS

4.1 Delineamento experimental

- *Unidades experimentais:* 240 incisivos bovinos, com um preparo proximal cada, distribuídos aleatoriamente em 24 grupos (n=10).

- *Fatores em estudo:*

- 1) Aparelho fotoativador, em quatro níveis: lâmpada halógena; LED; laser de argônio e arco de plasma de xenônio;

- 2) Meios de envelhecimento, em seis níveis: sem envelhecimento (controle); ciclagem mecânica; ciclagem térmica; ciclagem mecânica e térmica; estocagem por 1 ano; ciclagem mecânica, térmica e estocagem por 1 ano.

- *Variáveis de resposta:*

- 1) Fenda marginal – presença (%) e tamanho (μm)

- 2) Microdureza Knoop

4.2 Seleção dos dentes

Foram selecionados 240 incisivos bovinos recém-extraídos, com espessura radicular maior que 4,5mm na porção proximal próxima à junção cimento-esmalte, averiguada com paquímetro digital (Carl Mahr, GmbH, Esslinger, Alemanha). Estes dentes foram armazenados em suspensão de timol a 0,1% (em peso) para desinfecção, a uma temperatura de 4°C, até o momento de sua utilização. A limpeza dos dentes foi realizada com curetas periodontais (Dental Duflex Ltda., Rio de Janeiro, RJ, Brasil) a fim de remover debris orgânicos e inorgânicos. Em seguida, foi feito o polimento com pasta de pedra-pomes (SS White, Rio de Janeiro, RJ, Brasil) e água utilizando escovas tipo Robinson (KG Sorensen, Barueri, SP,

Brasil) montadas em contra-ângulo de baixa rotação (Kavo do Brasil S.A. Ind. e Com., Joinville, SC, Brasil).

4.3 Inclusão dos dentes

Inicialmente, a face proximal mais plana e uniforme de cada coroa dentária foi selecionada para realização do preparo cavitário. Essa superfície foi levemente desgastada para diminuir a convexidade proximal do dente bovino, utilizando-se lixa de carbetto de silício (SiC) (Carborundum Abrasivos, Ribeirão Preto, SP, Brasil) de granulação 120 em politriz elétrica rotativa (Maxigrind – Solotest, São Paulo, SP, Brasil) com refrigeração constante.

Para que fosse possível a adaptação dos dentes na máquina de fadiga mecânica e cortadeira metalográfica, foi necessária a inclusão de parte da porção radicular dos mesmos em resina de poliestireno. O limite da inclusão foi determinado em cada unidade, a 6,0mm da junção cimento-esmalte. Anéis de 1,5cm de altura, obtidos de tubos de PVC (½ polegada), foram fixados em placas de cera utilidade. Em seguida, as raízes dos dentes foram fixadas na placa de cera, de forma que a face proximal a ser preparada ficasse posicionada no centro do anel de PVC (Figura 1A). A resina de poliestireno (Cromex, Piracicaba, SP, Brasil) foi, então, preparada na proporção de 2% (100g de resina para 2g de catalisador) e vertida no interior dos anéis. Após a polimerização da resina, os dentes foram removidos dos anéis de PVC (Figura 1B).

Em seguida, os dentes foram cortados transversalmente na porção coronária, aproximadamente 6,0mm acima do limite amelo-cementário, com discos diamantados dupla-face (#7020, KG Sorensen Ind. Com. Ltda., Barueri, SP, Brasil), para possibilitar a realização de preparos cavitários proximais (Figura 2A). Após o corte, a borda incisal foi planificada em politriz com lixa de SiC de granulação 120 (Figura 2B) até a obtenção de uma altura de 5mm acima do limite amelo-cementário (Figura 2C). Os dentes foram armazenados em água destilada/deionizada em temperatura ambiente até a confecção dos preparos.

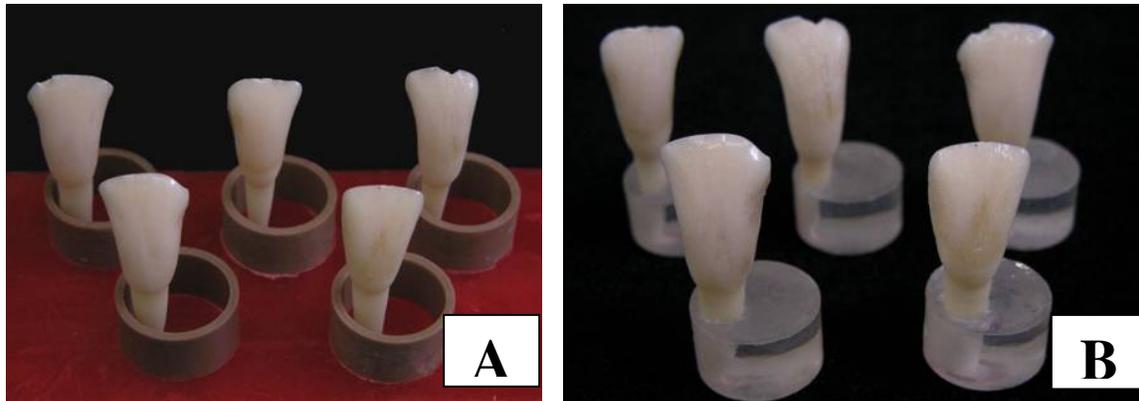


Figura 1. A - Raízes dos dentes fixadas na placa de cera, de forma que a face proximal a ser preparada fique posicionada no centro do anel de PVC; B - Dentes incluídos em resina de poliestireno.

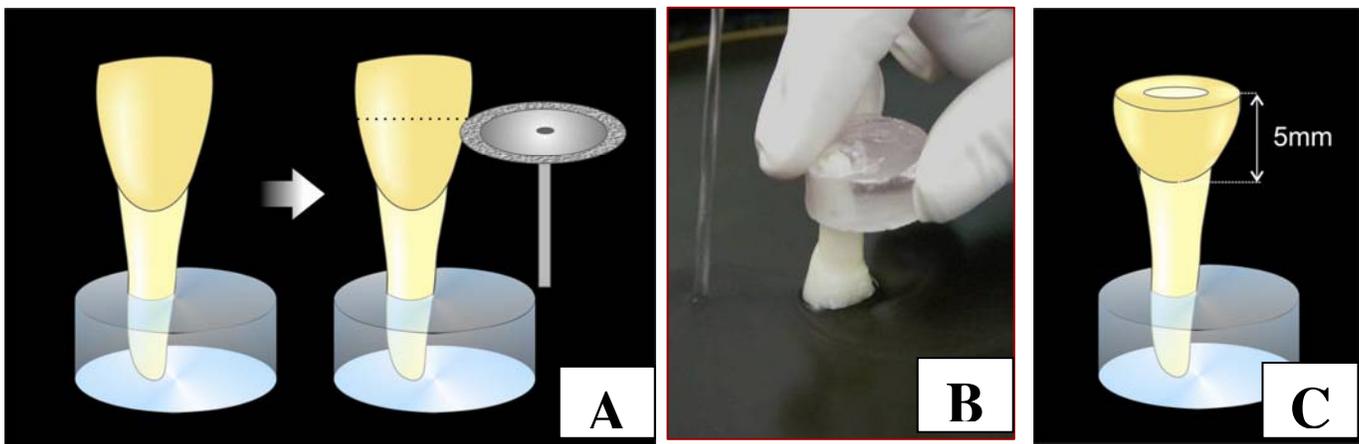


Figura 2. A – Corte da porção incisal com disco diamantado dupla face; B – Planificação da porção incisal em politriz elétrica rotativa sob irrigação constante com lixa de granulação 120; C – Dente apresentando cerca de 5,0 mm de altura a partir da junção cimento-esmalte.

4.4 Confeção dos preparos

Foram realizados preparos proximais, do tipo “slot” vertical, na superfície mesial ou distal de cada dente com margem cervical localizada em tecido dentinário, 1,0mm abaixo da junção cimento-esmalte (Amaral *et al.*, 2002). Os limites das cavidades foram aferidos com paquímetro digital. As dimensões do preparo foram as seguintes (Figura 3):

- Extensão incisivo-cervical: 6,0mm;
- Extensão méso-distal: 1,5mm;
- Extensão vestibulo-lingual (largura): 4,5mm.

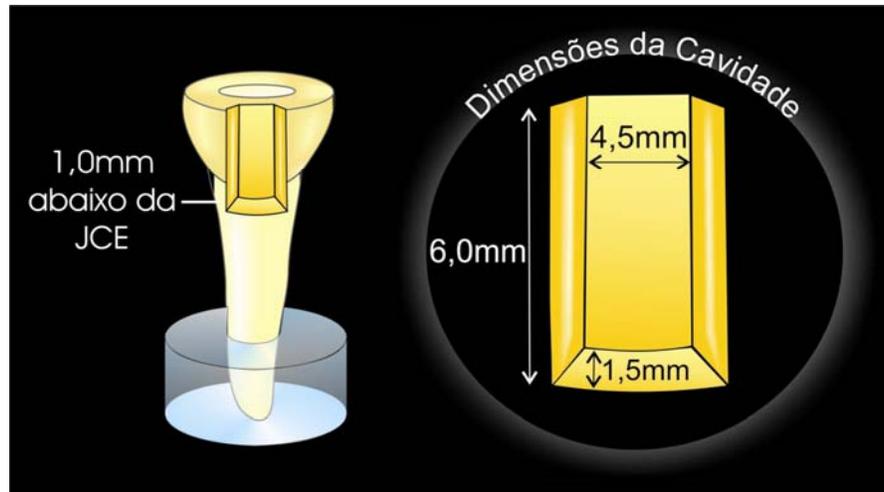


Figura 3. Esquema representativo das dimensões do preparo cavitário, localizado na região proximal do dente, cerca de 1,0mm abaixo da junção cimento-esmalte (JCE) em relação à face vestibular.

O preparo dos dentes foi realizado com brocas n.245 de carboneto de tungstênio – Carbide (KG Sorensen Ind. Com. Ltda. Barueri, SP, Brasil), em turbina de alta rotação (Kavo do Brasil S.A. Ind. e Com., Joinville, SC, Brasil) e sob refrigeração constante. As brocas foram substituídas a cada cinco preparos para garantir a uniformidade das cavidades (Figura 4).

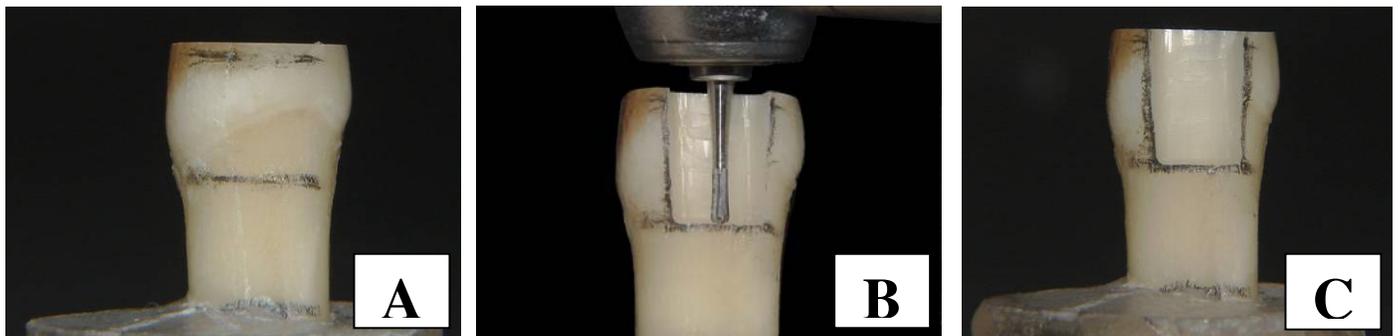


Figura 4. A – Dente incluído apresentando a delimitação inciso-cervical do preparo, antes da planificação da superfície em poltriz; B – Preparo sendo realizado com a broca carbide #245 em turbina de alta rotação; C – Preparo cavitário finalizado.

Após o preparo das cavidades, os dentes foram divididos em grupos, de acordo com o tipo de envelhecimento a ser empregado após restauração; conforme descrito abaixo (Figura 5):

- **Grupo 1:** não envelhecidos (controle);
- **Grupo 2:** envelhecimento térmico, através da termociclagem (TC);
- **Grupo 3:** envelhecimento mecânico, através da ciclagem mecânica (CM);
- **Grupo 4:** associação de envelhecimento mecânico e térmico (CM/TC);
- **Grupo 5:** envelhecimento por meio de estocagem durante o período de 1 ano (1 Ano);
- **Grupo 6:** associação de envelhecimento mecânico, térmico e estocagem durante o período de 1 ano (CM/TC/1Ano).

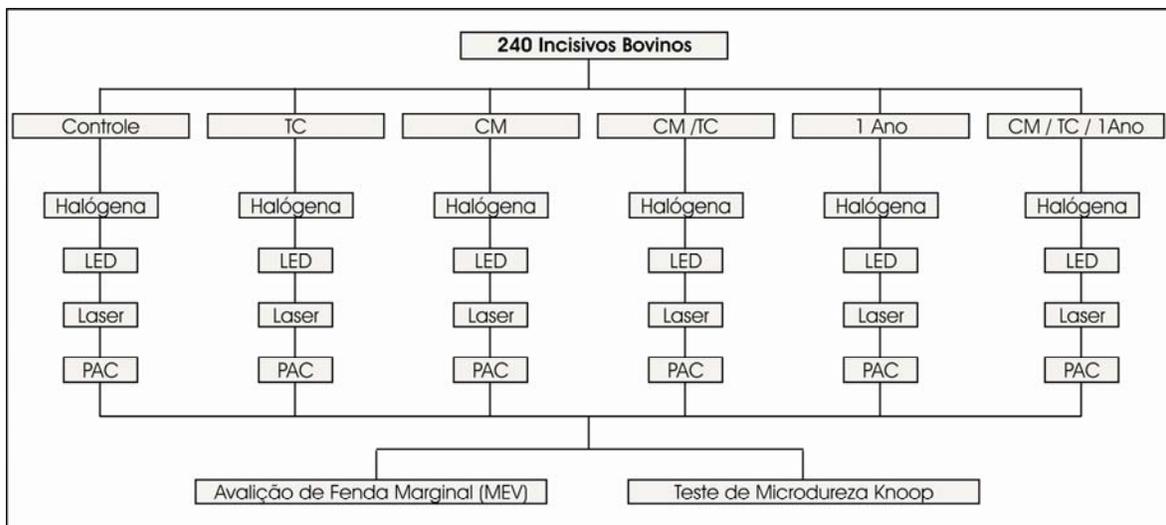


Figura 5. Organograma representativo dos grupos e metodologia.

4.5 Procedimento restaurador

Para a realização das restaurações, foi feito o sorteio aleatório dos aparelhos fotoativadores a serem utilizados. A aplicação do condicionador e sistema adesivo foi realizada de acordo com as instruções do fabricante. A composição dos sistemas adesivo e restaurador encontra-se na Tabela 1.

Tabela 1. Composição dos sistemas adesivo e restaurador utilizados no estudo.

Sistema	Composição
<u>Single Bond (3M ESPE)</u>	
Condicionador	Ácido fosfórico 35%, Sílica como espessante
Adesivo	BisGMA, ácido polialcenóico, co-polímero, dimetacrilatos, HEMA, fotoiniciadores, etanol e água
<u>Z250 (3M ESPE)</u>	BisGMA, UDMA, BisEMA, TEGDMA, silicato de zircônio, fotoiniciadores, inibidores, pigmentos

O condicionamento do esmalte e da dentina dos dentes preparados foi realizado com ácido fosfórico a 35% Scotchbond (3M ESPE Dental Products, St Paul, MN, EUA) por 15 segundos, lavagem com jato de água por 10 segundos e secagem com papel absorvente. Duas camadas consecutivas do adesivo de frasco único Single Bond (3M ESPE Dental Products, St Paul, MN, EUA) foram aplicadas com pincel descartável (KG Sorensen Ind. Com. Ltda. Barueri, SP, Brasil) e, em seguida, foi realizada secagem suave por 5 segundos. O tempo de fotoativação do sistema adesivo variou entre as fontes de luz, conforme as recomendações dos fabricantes para os seguintes aparelhos fotoativadores (Figura 6):

- Laser AccuCure 3000 (LaserMed, West Jordan, UT, EUA): 10 segundos a 250mW de potência
- Apollo 95E Elite (DMD - Dental Medical Diagnostic Systems, Westlake Village, CA, EUA): 9 segundos
- Elipar FreeLight 2 (3M ESPE, Seefeld, Alemanha): 10 segundos
- Optilux 501 (Demetron/Kerr Corp., Orange, CA, EUA): 10 segundos

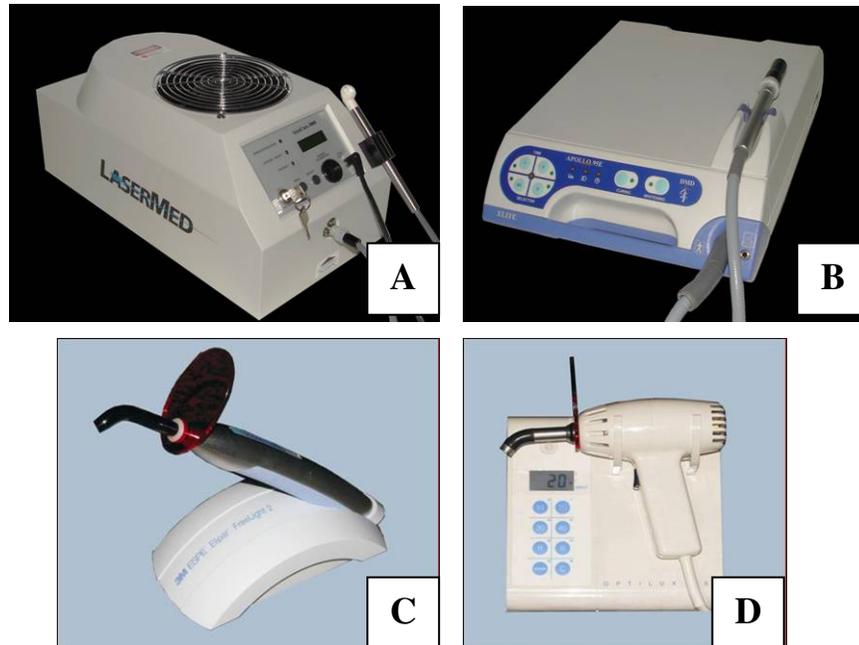


Figura 6. Aparelhos fotoativadores utilizados no estudo. A – Laser de argônio Accucure 3000; B – Arco de plasma de xenônio Apollo 95E Elite; C – Aparelho à base de LED de alta intensidade Elipar FreeLight 2; D – Aparelho de lâmpada halógena Optilux 501.

Este estudo teve o intuito de comparar a capacidade de fotoativação de cada aparelho igualando-se a densidade de energia emitida dentro da faixa de absorção da canforoquinona, principal fotoiniciador encontrado nas resinas compostas. Assim, a real intensidade de luz para cada fonte, dentro da banda de absorção da canforoquinona (450-490nm – Nomoto, 1997), foi avaliada no Centro de Óptica e Fotônica do Instituto de Física da Universidade de São Paulo - USP - Campus São Carlos através do “software” Origin 6.1 (OringinLab Corp., Northampton, MA 01060, EUA). Para isso, o espectro de luz emitido por cada aparelho fotoativador foi averiguado em espectrômetro (USB 2000, Ocean Optics. Inc., Dunedin, FL 64698, EUA) e, a potência, em um potenciômetro (Power Meter Ophir, Ophir Optronics Inc., Danver, MA 01923, EUA). A partir do valor da área da ponta e potência de cada aparelho, calculou-se a intensidade de luz total emitida (Tabela 2). Através do “software” Origin 6.1, correlacionou-se a intensidade total com o espectro de luz anteriormente avaliado e, através de um gráfico, onde o eixo X corresponde ao comprimento de onda e o Y a intensidade de luz, foi possível calcular a intensidade de luz emitida por cada aparelho no comprimento de onda relacionado

à faixa de absorção da canforoquinona, através do cálculo integral da área correspondente a 450-490nm (Gráfico 1). Dessa forma, foi possível aproximar as densidades de energia dos aparelhos através da alteração no tempo de foto-exposição de cada aparelho.

Tabela 2. Valores da área da ponta, potência, intensidade de luz total emitida e intensidade de luz útil dentro da faixa de absorção da canforoquinona para cada fonte de luz.

Fonte de Luz	Área da Ponta (cm ²)	Potência (mW)	Intensidade Total (mW/cm ²)	Intensidade Útil (mW/cm ²)
HALÓGENA	0,933	570-530	610,93	302,08
LED	0,43	373	867,44	570,89
LASER	0,49	136	277,55	204,58
PAC	0,465	620	1333,33	969,73

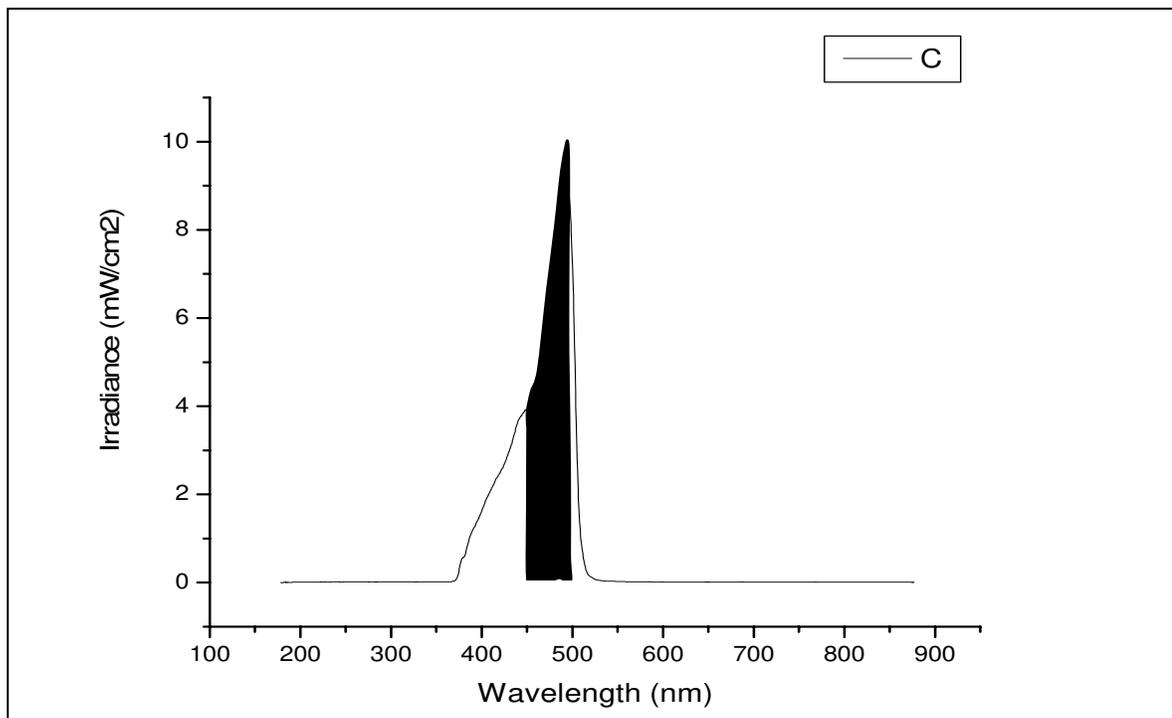


GRÁFICO 1: Representação gráfica do espectro e intensidade luz obtidos no Software Origin 6.1 para o aparelho fotoativador Optilux 501. Através do cálculo da área da região demarcada, utilizando a análise integral, obteve-se a intensidade de luz no comprimento de onda entre 450-490nm. O mesmo procedimento foi feito para os outros aparelhos.

Tendo-se como base a recomendação do fabricante da resina composta Z250 para fotoativação de incrementos de 2,0mm de espessura utilizando-se aparelhos de lâmpada halógena com tempo de exposição de 20 segundos, a densidade de energia de 6,04J/cm², dentro da faixa de absorção da canforoquinona, foi selecionada. O cálculo da densidade de energia (J/cm²) é feito utilizando a seguinte fórmula:

$$DE = (P/A \times t)/1000$$

sendo *DE*, a densidade de energia; *P*, a potência em miliwatts (mW); *A*, a área da ponta do aparelho fotoativador em centímetros quadrado (cm²) e *t*, o tempo de fotoativação em segundos (s). Assim, de acordo com o proposto, os tempos de exposição calculados para cada aparelho, conforme averiguações da intensidade de luz real emitida dentro da faixa de absorção da canforoquinona, foram:

- Laser AccuCure 3000: 30 segundos a 150mW de potência
- Apollo 95E Elite: 6 segundos
- Elipar FreeLight 2: 10 segundos
- Optilux 501: 20 segundos

O procedimento restaurador foi concluído com a inserção da resina composta microhíbrida Filtek Z250 (3M ESPE Dental Products, St Paul, MN, EUA), cor A2, em 3 incrementos horizontais de, aproximadamente, 2 mm (Figura 7) (Eick & Welch), sendo cada um fotoativado pela superfície “oclusal” pelo tempo predeterminado para cada aparelho. Tomou-se o cuidado para que, durante a fotoativação, a ponta do aparelho estivesse posicionada no centro da restauração por “oclusal”.



Figura 7. Restauração realizada em 3 incrementos horizontais utilizando a resina Filtek Z250.

Uma matriz metálica foi adaptada por proximal durante a fotoativação do material simulando as condições clínicas encontradas em restaurações de Classe II. Um excesso “oclusal” de aproximadamente 1,0mm (Figura 8) foi deixado em cada restauração, em função do ensaio de ciclagem mecânica a ser realizado posteriormente, a fim de permitir a aplicação da ponta compressora apenas sobre a restauração (Bedran-de-Castro *et al.*, 2004).

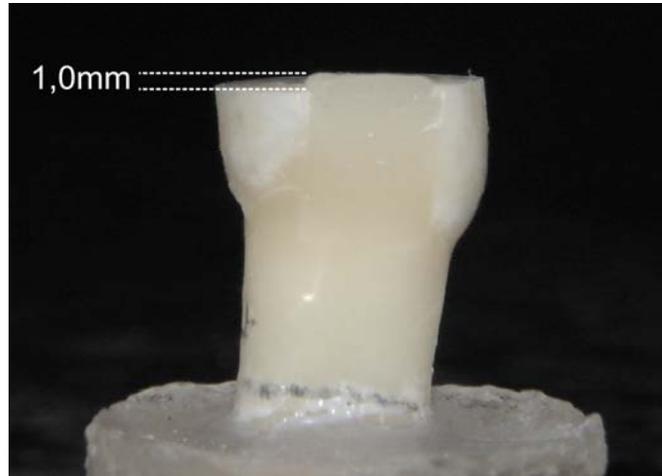


Figura 8. Restauração apresentando excesso de 1,0mm para permitir a aplicação da ponta compressora durante ensaio de ciclagem mecânica.

A intensidade de luz das unidades fotoativadoras Elipar FreeLight 2 e Apollo 95E Elite foi medida periodicamente com radiômetro Hilux (Benlioglu Dental Inc., Istambul, Turquia) (Figura 9A). Para o aparelho Optilux 501, foi utilizado o

radiômetro acoplado ao próprio aparelho e para o Laser AccuCure 3000, um medidor de potência – Laser Check (Coherent Auburn Division, Auburn, CA, EUA) (Figura 9B). Este procedimento foi realizado para verificar a manutenção da intensidade de luz emitida durante os procedimentos restauradores.



Figura 9. A – Radiômetro Hilux; B – Medidor de potência Laser Check.

Após conclusão das restaurações, os corpos de prova foram mantidos em água destilada/deionizada em estufa (Mod. 002CB - Fanem Ltda., São Paulo, SP, Brasil) a 37°C por 24 horas. Após esse período, as margens cavitárias receberam acabamento e polimento com discos de óxido de alumínio do Sistema Sof-Lex Pop-On (3M ESPE Dental Products, St Paul, MN, EUA) usados em seqüência decrescente de abrasividade. Uma lupa esterioscópica (MEIJI 2000, Tokyo, Japão) foi utilizada para verificar a presença de excesso de resina composta sobre a margem cervical em dentina. O acabamento e polimento eram novamente realizados caso excessos de resina permanecessem sobre a margem cervical. Posteriormente, os corpos de prova foram limpos com solução detergente em cuba de ultra-som (Ultrason Clean 1440D - Odontobrás Ind. Com. Equipamentos Médicos Odontológicos Ltda., Ribeirão Preto, SP, Brasil) por vinte minutos para, em seguida, ser realizada a moldagem inicial, antes de submeter os corpos de prova aos meios de envelhecimento.

4.6 Procedimentos de envelhecimento das amostras

Após a confecção, acabamento, polimento e moldagem inicial das restaurações, as amostras foram submetidas aos meios de envelhecimento, conforme citado na página 24.

4.6.1 Ciclagem Térmica

Para o procedimento de envelhecimento térmico, os corpos de prova foram submetidos à termociclagem em 1.000 ciclos ($5-55^{\circ}\text{C} / \pm 2^{\circ}\text{C}$) (Mitsui, 2005), realizados em máquina de ciclagem térmica com controle computadorizado de ciclos (MCT3-Plus, Instrumental, São Paulo, SP, Brasil) (Figura 10). Os corpos de prova foram imersos em água destilada durante um minuto em cada temperatura, com tempo de transferência de cinco segundos entre os banhos.



Figura 10. Máquina de ciclagem térmica MCT3-Plus.

4.6.2 Ciclagem Mecânica

Para a realização da ciclagem mecânica, os dentes foram adaptados na máquina de fadiga mecânica (ER-FOP 10, Erios Internacional, São Paulo, SP, Brasil) (Figura 11). Foi realizado um total de 200.000 ciclos com 2Hz (ciclos/segundo) de frequência e carga de 75N (Mitsui, 2005). Durante o ensaio, os dentes foram mantidos em água destilada a 37°C .



Figura 11. Máquina de ciclagem mecânica ER-FOP 10.

4.6.3 Estocagem por 1 ano

O envelhecimento por meio de estocagem foi realizado por um período de 1 ano, em que os corpos de prova foram mantidos em solução salina tamponada de Hank (Habelitz *et al.*, 2002) (Anexo 1A) dentro de frascos plásticos protegidos da luz, em estufa a 37°C. A solução foi trocada a cada quinze dias até que se completasse um ano de armazenamento.

4.7 Obtenção dos espécimes para avaliação de fenda marginal

Antes e depois de cada procedimento de envelhecimento dos corpos de prova, as margens cervicais das restaurações proximais foram moldadas com silicona de adição Aquasil ULV (Dentsply DeTrey, GmbH, Konstanz, Alemanha), pela técnica de moldagem em 2 etapas: primeiro com material denso em moldeira metálica (Amaral *et al.*, 2004), confecção de alívio e, posteriormente, moldagem com material leve (Figura 12). Réplicas de cada espécime foram obtidas utilizando resina epóxica (Epoxyde Resin, Buehler, Lake Bluff, IL, Estados Unidos) na proporção de 5:1 (5g de resina para 1g de catalisador), para posterior análise da presença de fenda na margem cervical externa em microscopia eletrônica de varredura (MEV) com magnificação de 500x a 1000x.

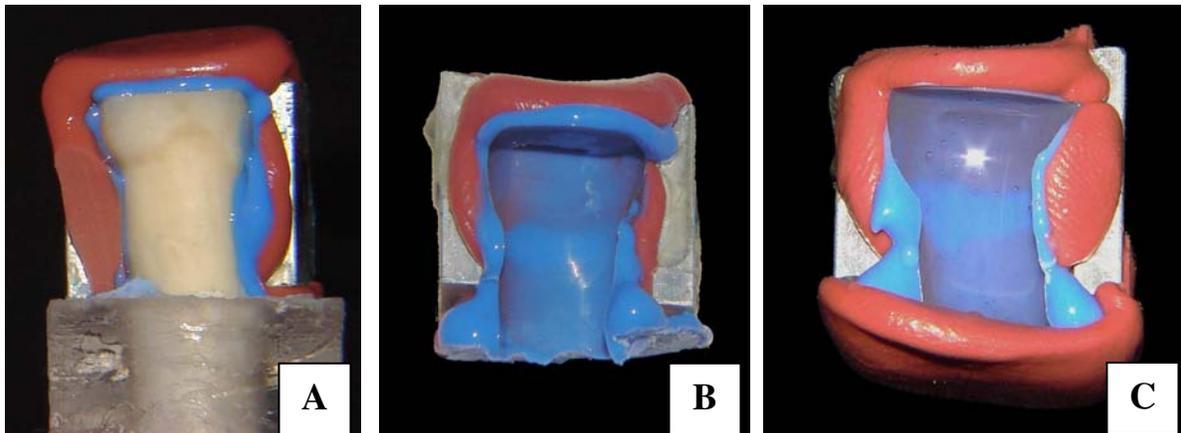


Figura 12. A – Moldagem do dente com silicona de adição Aquasil ULV; B – Molde do dente; C – Resina epóxica já vertida sobre o molde para obtenção de réplica da restauração.

4.8 Obtenção dos espécimes para o teste de microdureza Knoop

Após envelhecimento e moldagem final dos corpos de prova, estes foram montados em um dispositivo da cortadeira metalográfica de precisão (Isomet 1000, Buehler, Lake Bluff, IL, Estados Unidos), para obtenção dos espécimes para o teste de microdureza. Os cortes foram realizados com disco diamantado dupla-face de alta concentração (Extec Corp., Enfield, CT, Estados Unidos), girando em baixa velocidade (400rpm) e sob irrigação constante. Três cortes com espessura de 0,8 a 1,0mm paralelos ao longo eixo do conjunto dente-restauração foram realizados no sentido méso-distal (Figura 13A). O primeiro corte foi realizado a 1,2mm da margem proximal da restauração para garantir a obtenção do espécime com espessura adequada para o teste de microdureza. Depois, o dente foi girado 90° e um novo corte realizado no sentido do longo eixo do dente (Figura 13B). As fatias obtidas foram separadas do restante da restauração com disco diamantado dupla-face #7020, para obtenção dos espécimes para o teste de microdureza Knoop (n=1/dente).

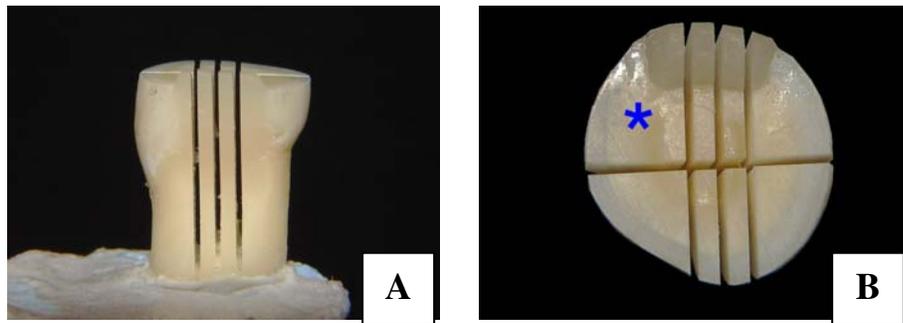


Figura 13. A – Cortes com espessura de 0,8 a 1,0mm paralelos ao longo eixo dente-restauração; B – Corte realizado no longo eixo do dente. Com asterisco, porção do dente utilizada para o teste de microdureza.

4.9 Avaliação da microdureza Knoop

Fatias correspondentes a um mesmo grupo foram agrupadas em pares, devidamente identificadas, para que fosse realizada a sua inclusão em resina de poliestireno para posterior avaliação da microdureza Knoop. As superfícies internas das fatias das restaurações foram posicionadas sobre uma fita adesiva dupla face, em uma placa de vidro, onde também foram posicionados os tubos de PVC de $\frac{3}{4}$ de polegadas, ficando na luz de cada tubo posicionado duas fatias. Os tubos de PVC foram selados em sua periferia com cera pegajosa; em seguida, verteu-se a resina de poliestireno e, após o tempo de presa, a mesma foi separada do tubo de PVC (Figura 14A).

Os corpos de prova incluídos receberam acabamento e polimento utilizando lixas de SiC, com granulações 400, 600 e 1200, montadas em politriz elétrica rotativa, refrigerada com água, em baixa rotação (300rpm). As lixas foram substituídas a cada cinco cilindros de resina. O polimento final foi realizado em politriz, com discos de feltro (Arotec Ind. Com. Ltda., Cotia, SP, Brasil) associados a pastas de diamante (Arotec Ind. Com. Ltda., Cotia, SP, Brasil) de 3 μm e 1 μm , com refrigeração a óleo mineral (Arotec Ind. Com. Ltda., Cotia, SP, Brasil) e velocidade de 300rpm. Após a obtenção de uma superfície lisa e polida, os corpos de prova foram limpos com solução detergente em cuba de ultra-som por vinte minutos (Figura 14B).



Figura 14. A – Esquema ilustrativo dos espécimes incluídos aos pares em resina de poliestireno para ensaio de microdureza Knoop; seqüência de acabamento e polimento; B - Cuba de ultra-som.

O ensaio de microdureza foi realizado utilizando-se um microdurômetro (Future Tech -FM-1E, Tokyo, Japão) e o penetrador tipo Knoop, com carga de 25g e duração de aplicação de vinte segundos. Nove endentações foram feitas para cada fatia, tomando como referência a parede cavitária gengival e a axial. As penetrações estavam localizadas a 100, 2500 e 5000 μ m de distância da margem gengival, e a 100, 750 e 1300 μ m da parede axial (Figura 15) (Amaral *et al.*, 2002). As medidas foram transformadas em número de dureza Knoop e as médias de dureza para cada profundidade e cada grupo experimental calculadas, utilizando a seguinte fórmula:

$$KHN = 14230 \times F/d^2$$

sendo *KHN*, o “Knoop Hardness Number” – número de dureza Knoop; *F*, a força em grammas (25g) e *d*, a média da distância das diagonais em micrômetro (μ m).



Figura 15. Aparelho para realização do teste de microdureza Knoop e esquema representativo das localizações das endentações em cada corpo de prova.

4.10 Avaliação da integridade marginal

A avaliação da integridade marginal das restaurações foi realizada por meio da observação de fendas na margem cervical antes e depois de cada meio de envelhecimento. Após obtenção das réplicas das restaurações em resina epóxica, estas foram montadas em suportes de cobre e metalizadas com ouro (Desk II cold sputter/etch unit, Dentron Vacuum Inc, Moorestown, NJ, Estados Unidos). Em seguida, as margens cervicais foram divididas em 3 regiões (Figura 16) para análise em MEV (JSM 5600SLV, Jeol Datum, Tokyo, Japão) com magnificação de 500x a 1000x, quanto à presença (%) e o tamanho (μm) da maior fenda marginal em cada região.

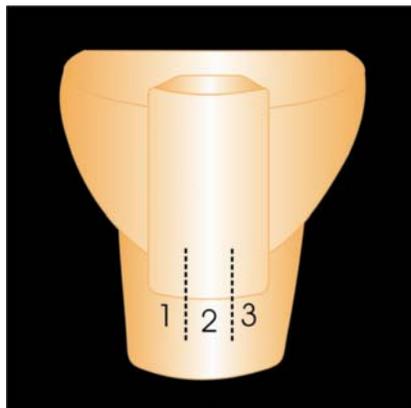


Figura 16. Esquema representativo de réplica metalizada com margem cervical dividida em terços.

Dessa forma, duas análises foram realizadas:

- 1) Quanto à presença (%) de fendas na margem da restauração;
- 2) Quanto ao tamanho médio (μm) das fendas na margem da restauração (Amaral *et al.*, 2004).

4.10.1 Presença de fendas na margem da restauração

Um escore (0 a 3) foi estipulado para determinação da presença de fendas na margem da restauração antes e depois de cada meio de envelhecimento (Tabela 3). Dessa forma, se nenhuma fenda fosse observada em nenhuma das três regiões, registrava-se escore zero. Quando uma fenda fosse observada em qualquer uma das três regiões analisadas, registrava-se escore 1, e assim por diante. A cada escore foi designado um valor aproximado em porcentagem para realização da análise estatística, sendo assim, para o escore 1 foi designada à porcentagem de 33%, para o escore 2, 66% e para o escore 3, 99%.

Tabela 3. Escore para determinação da presença de fendas na margem cervical das restaurações proximais.

Escore	Número de regiões com fenda (Total de 3 regiões)
0	Nenhuma região com fenda. Margem cervical intacta.
1	Pelo menos uma região com fenda.
2	Duas regiões com fenda.
3	Todas regiões com fenda.

4.10.2 Tamanho médio das fendas na margem da restauração

O tamanho (μm) da maior fenda observada em cada uma das três regiões foi registrado. A partir destes valores, foi calculada a média (μm) do tamanho das fendas para cada restauração, antes e após cada meio de envelhecimento.

4.11 Análises estatísticas

4.11.1 Avaliação da microdureza Knoop

Para a análise estatística dos dados de microdureza, utilizou-se a Análise de Variância em esquema de parcela sub-subdividida, sendo a parcela representada pelos meios de envelhecimento e, as subparcelas, pelas fontes de luz e profundidades [100 μ m (terço cervical) , 2.500 μ m (terço médio) e 5.000 μ m (terço “oclusal”)]. Para comparações múltiplas entre os grupos foi utilizado o teste Tukey, ao nível de significância de 5%.

4.11.2 Avaliação da integridade marginal

4.11.2.1 Presença (%) de fendas na margem da restauração

Para análise estatística da presença, em porcentagem, de fendas na margem das restaurações antes de submetê-las ao envelhecimento, foi utilizada a Análise de Variância com um fator, sendo este as fontes de luz.

Para análise estatística da presença de fendas na margem das restaurações depois de submetê-las ao envelhecimento, foi utilizada a Análise de Variância com parcela subdividida com co-variável “psa”, sendo a parcela representada pelos meios de envelhecimento, a subparcela pelas fontes de luz e a co-variável “psa”, o “escore antes” do envelhecimento. Para comparações múltiplas entre os grupos foi utilizado o teste Tukey, ao nível de significância de 5%.

Para comparação dos dados da presença de fendas na margem das restaurações antes e depois de submetê-las ao envelhecimento, foi utilizada a análise não paramétrica para dados pareados, teste de Wilcoxon das ordens assinaladas.

4.11.2.2 Tamanho médio das fendas na margem da restauração

Para análise estatística do tamanho médio (μ m) das fendas na margem das restaurações antes de submetê-las ao envelhecimento, foi utilizada a Análise de Variância com um fator, sendo este as fontes de luz.

Para análise estatística do tamanho médio das fendas na margem das restaurações depois de submetê-las ao envelhecimento, foi utilizada a Análise de Variância com parcela subdividida com co-variável “pfa”, sendo a parcela representada pelos meios de envelhecimento, a subparcela pelas fontes de luz e a co-variável “pfa”, a “fenda antes” do envelhecimento. Para comparações múltiplas entre os grupos foi utilizado o teste Tukey, ao nível de significância de 5%.

Para comparação dos dados do tamanho médio das fendas na margem das restaurações antes e depois de submetê-las ao envelhecimento, foi utilizada a análise não paramétrica para dados pareados, teste de Wilcoxon das ordens assinaladas (para dados sem normalidade) e o teste t de Student (para dados com normalidade).

5. RESULTADOS

5.1 Avaliação da microdureza Knoop

As médias de microdureza para cada grupo de meio de envelhecimento e fonte de luz encontram-se na Tabela 4. A interação fonte de luz e meio de envelhecimento foi estatisticamente significativa (ANOVA; $p < 0,05$). De acordo com os dados obtidos, não pôde ser observada diferença entre as fontes de luz para cada meio de envelhecimento (ANOVA/Tukey; $\alpha = 5\%$). No entanto, quando se comparou cada meio de envelhecimento em relação a cada fonte de luz, puderam ser observadas diferenças em relação aos meios de envelhecimento (ANOVA/Tukey; $\alpha = 5\%$).

Tabela 4. Médias (desvio-padrão) dos valores de microdureza Knoop (KHN) para cada grupo de meio de envelhecimento e fonte de luz.

Meios de Envelhecimento	FONTES DE LUZ			
	HALÓGENA	LED	LASER	PAC
Controle (CON)	110,24(16,96)Aa	108,27(16,02)Aa	107,80(12,24)Aab	109,25(12,71)Aab
Termociclagem (TC)	102,24(10,21)Aa	100,57(11,55)Aab	91,93(7,64)Ac	95,12(10,14)Ab
Ciclagem Mecânica (CM)	111,02(13,62)Aa	109,31(13,17)Aa	105,79(12,07)Aabc	103,08(10,39)Aab
Associação CM/TC	104,93(13,04)Aa	99,36(16,54)Aab	110,22(9,98)Aa	102,58(10,91)Aab
Estocagem de 1 ano (1A)	102,57(13,25)Aa	99,44(7,3)Aab	108,98(9,07)Aab	112,82(13,96)Aa
Associação CM/TC/1A	98,27(8,91)Aa	89,16(13,04)Ab	94,19(6,84)Abc	101,79(12,00)Aab

Médias seguidas de letras diferentes representam significância estatística; maiúsculas comparam as fontes de luz (linhas) e minúsculas os meios de envelhecimento (colunas) (ANOVA/Tukey; $\alpha = 5\%$).

Em relação à fonte halógena, não foi possível observar diferença nos valores de microdureza entre os diversos meios de envelhecimento ($p > 0,05$). Contudo, ao analisarmos a fonte de luz LED, foi possível observar diferença estatisticamente significativa entre os grupos controle ($108,27 \pm 16,02$) e ciclagem

mecânica (CM) ($109,31 \pm 13,17$) em relação ao grupo em que houve a associação entre a ciclagem mecânica, termociclagem e estocagem por 1 ano (CM/TC/1A), o qual apresentou valor de microdureza inferior ($89,16 \pm 13,04$) ($p < 0,05$). Os demais meios de envelhecimento apresentaram valores intermediários de dureza que não diferiram em relação aos grupos anteriormente citados ($p > 0,05$).

Em relação à fonte de luz laser, foi possível observar que o grupo em que houve associação entre a ciclagem mecânica e termociclagem (CM/TC) ($110,22 \pm 9,98$) apresentou valores de microdureza estatisticamente superiores em relação ao grupo CM/TC/1A ($94,19 \pm 6,84$) e ao grupo de termociclagem (TC) ($91,93 \pm 7,64$) ($p < 0,05$), os quais não diferiram entre si ($p > 0,05$). Contudo, não foi possível observar diferença significativa entre os grupos controle (107,80 \pm 12,24), estocagem por 1 ano (1A) (108,98 \pm 9,07) e CM (105,79 \pm 12,07) em relação aos grupos CM/TC e CM/TC/1A ($p > 0,05$). Neste aparelho, o grupo CM também não diferiu do grupo TC ($p > 0,05$).

Para a fonte de luz PAC, só foi possível observar diferença estatisticamente significativa nos valores de dureza entre os grupos 1A (112,82 \pm 13,96) e TC (95,12 \pm 10,14) ($p < 0,05$); no entanto, eles não diferiram dos demais meios de envelhecimento testados.

Com relação à efetividade de polimerização das restaurações proximais de 6,0mm de altura, o fator profundidade foi significativo (ANOVA/Tukey; $\alpha = 5\%$), ou seja, o terço “oclusal” apresentou valores de microdureza significativamente maiores que o terço médio e cervical, sendo também observada diferença entre estes dois últimos terços ($p < 0,05$), independentemente do tipo de fonte e meio de envelhecimento testados (Tabela 5).

Tabela 5. Médias (desvio-padrão) dos valores de microdureza Knoop (KHN) em relação efetividade de polimerização em profundidade, independentemente do tipo de fonte de luz e meio de envelhecimento.

Profundidade (terços)	MICRODUREZA
“Oclusal”	106,58(13,18) A
Médio	104,27 (12,88) B
Cervical	98,94 (13,11) C

Médias seguidas de letras diferentes representam significância estatística (ANOVA/Tukey; $\alpha=5\%$).

5.2 Avaliação da integridade marginal

5.2.1 Presença (%) de fendas na margem da restauração

Não foi possível observar que houve diferença entre as fontes de luz testadas com relação à presença, em porcentagem, de fendas na margem cervical das restaurações proximais na condição inicial, ou seja, antes de submetê-las aos envelhecimentos (ANOVA; $p=0,1118$) (Tabela 6). No entanto, após submetê-las aos meios de envelhecimento, a fonte halógena (81,51%) apresentou menor porcentagem de fenda na margem das restaurações em relação às fontes de luz laser (92,59%) e PAC (92,41%), que não diferiram entre si (ANOVA/Tukey; $\alpha=5\%$). A fonte de luz LED apresentou porcentagem de fenda intermediária (90,80%), não diferindo dos demais aparelhos ($p>0,05$). Não foi possível observar interação entre fonte de luz e meio de envelhecimento (ANOVA; $p=0,8784$).

Tabela 6. Porcentagens de fendas na margem cervical de restaurações proximais fotoativadas com diferentes fontes de luz, antes e depois do envelhecimento.

Fontes de Luz	PRESENÇA (%) DE FENDAS	
	Antes	Depois
HALÓGENA	39,99% Ba	81,51% Ab
LED	51,99% Ba	90,80% Aab
LASER	49,99% Ba	92,59% Aa
PAC	56,66% Ba	92,41% Aa

Porcentagens seguidas de letras distintas representam significância estatística; maiúsculas comparam as condições antes e depois do envelhecimento (linhas) (Teste de Wilcoxon das ordens assinaladas) e minúsculas as fontes de luz (colunas) (ANOVA/Tukey; $\alpha=5\%$).

A análise dos dados para comparação da presença, em porcentagem, de fendas na margem das restaurações antes e depois de submetê-las ao envelhecimento, mostrou que depois do envelhecimento a porcentagem de fendas sempre foi significativamente maior do que antes do envelhecimento, independentemente do tipo de fonte de luz ou do meio de envelhecimento testados (Teste de Wilcoxon das ordens assinaladas).

5.2.2 Tamanho médio (μm) das fendas na margem da restauração

Não foi possível afirmar que houve diferença entre as fontes de luz testadas com relação ao tamanho médio, em micrômetros, das fendas na margem cervical das restaurações proximais na condição inicial, antes do envelhecimento (ANOVA; $p=0,1154$) (Tabela 7; Figuras 16 e 17). No entanto, após o envelhecimento (Figura 18), as restaurações fotoativadas com PAC ($2,49\mu\text{m}$) apresentaram tamanho médio de fendas significativamente maior do que às fontes halógena ($2,08\mu\text{m}$) e LED ($2,19\mu\text{m}$), as quais não diferiram entre si (ANOVA/Tukey; $\alpha=5\%$). As restaurações fotoativadas com a fonte de luz laser apresentaram tamanho médio de fendas intermediário ($2,29\mu\text{m}$), não diferindo dos demais aparelhos ($p>0,05$). Não foi possível observar interação entre fonte de luz e meio de envelhecimento (ANOVA; $p=0,3644$).

Tabela 7. Médias (desvio-padrão) do tamanho (μm) das fendas na margem cervical de restaurações proximais fotoativadas com diferentes fontes de luz, antes e depois do envelhecimento.

TAMANHO (μm) DAS FENDAS		
Fontes de Luz	Antes	Depois
HALÓGENA	0,70(0,88) Ba	2,08(0,69) Ab
LED	0,90(0,70) Ba	2,19(0,60) Ab
LASER	0,95(0,91) Ba	2,29(0,56) Aab
PAC	1,06(0,93) Ba	2,49(0,49) Aa

Porcentagens seguidas de letras distintas representam significância estatística; maiúsculas comparam as condições antes e depois do envelhecimento (linhas) (Teste de Wilcoxon das ordens assinaladas e Teste t de Student) e minúsculas as fontes de luz (colunas) (ANOVA/Tukey; $\alpha=5\%$).

A análise dos dados para comparação do tamanho médio das fendas na margem das restaurações antes e depois de submetê-las ao envelhecimento, mostrou que, depois do envelhecimento, o tamanho médio das fendas sempre foi significativamente maior do que antes do envelhecimento, independentemente do tipo de fonte de luz ou do meio de envelhecimento testados (Teste de Wilcoxon das ordens assinaladas e Teste t de Student).

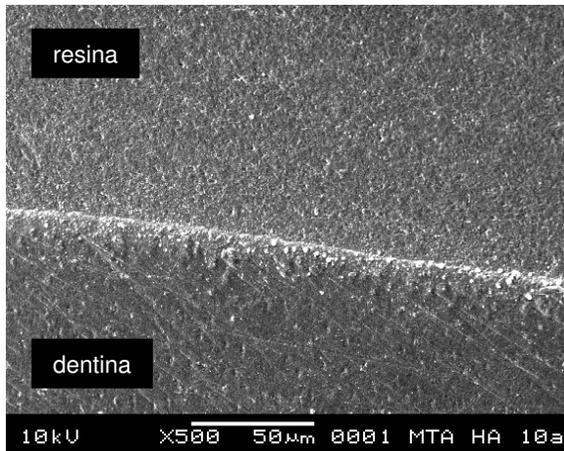


Figura 16. Fotomicrografia representativa de restauração sem fenda marginal, apresentada por uma unidade fotoativada com lâmpada halógena antes de ser submetida à ciclagem mecânica, térmica e estocagem por 1 ano (500x).

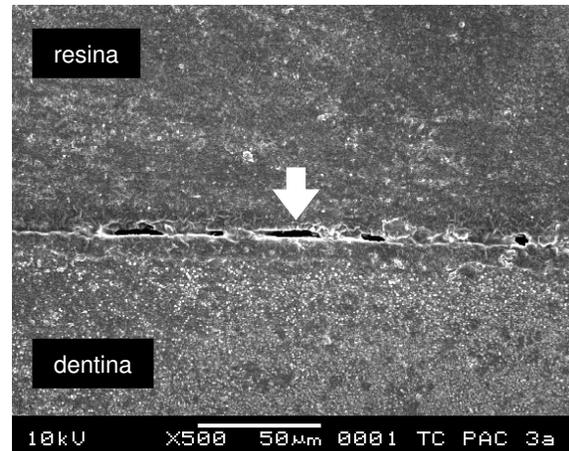


Figura 17. Fotomicrografia representativa de restauração com fenda marginal (seta: 3,0µm), apresentada por uma unidade fotoativada com PAC antes de ser submetida à ciclagem térmica (500x).

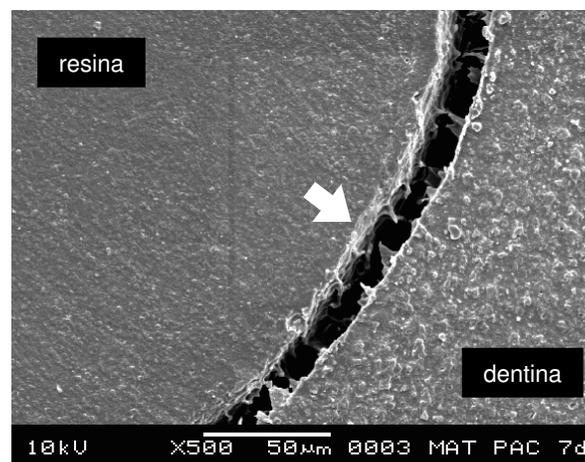


Figura 18. Fotomicrografia representativa de restauração com fenda marginal (seta: 18,0µm), apresentada por uma unidade fotoativada com PAC depois de ser submetida à ciclagem mecânica, térmica e estocagem por 1 ano (500x).

6. DISCUSSÃO

Neste estudo, a composição do material, a distância da ponta à base da restauração (6,0mm) e densidade de energia da fonte de luz (6,04J/cm² dentro da faixa de absorção da canforoquinona) foram padronizados. Dessa forma, qualquer diferença observada na qualidade do polímero formado só pode ser atribuída à variação das fontes de luz, no que diz respeito ao espectro de onda emitido, intensidade e tempo de fotoativação (Yap *et al.*, 2004).

Como a densidade de energia foi a mesma para todos os aparelhos, sendo igualada dentro da faixa de absorção da canforoquinona (450-490nm), não foi possível observar diferenças entre os valores de microdureza Knoop das restaurações em relação às diversas fontes de luz (Tabela 4). A microdureza Knoop é amplamente empregada para determinar, de forma indireta, o grau de conversão de um material resinoso (Yearn, 1985; Vandewalle *et al.*, 2004). Como a intensidade de luz é adversamente afetada com aumento da distância da ponta do aparelho ao incremento de resina composta (Correr Sobrinho *et al.*, 2000; Price *et al.*, 2000; Meyer *et al.*, 2002; Bennett & Watts, 2004), o terço cervical das restaurações proximais (6,0mm) realizadas neste estudo, apresentaram menor dureza em comparação com o terço médio e “oclusal”. Da mesma forma, o terço médio também apresentou valores de dureza inferiores ao terço “oclusal”, com uma distância de 4,0mm da ponta em relação ao incremento de resina. Assim, o terço “oclusal” apresentou valores de dureza significativamente superiores em relação aos outros dois terços (Tabela 5), já que, pela maior proximidade da ponta do aparelho em relação ao último incremento de resina, não houve uma redução da intensidade de luz emitida. Embora a fonte de luz laser tenha a vantagem de não apresentar diminuição da sua intensidade de luz com o aumento da distância da ponta ao incremento de resina (Rueggeberg, 1999; Small, 2001), ainda sim, apresentou valores de dureza reduzidos nos terços cervical e médio das restaurações conforme as outras fontes de luz testadas (Anexo 2). Isto pode ser atribuído ao fato que este aparelho apresentou a menor intensidade de luz (204,58mW/cm²)

dentro da faixa de absorção da canforoquinona, quando comparado com as outras fontes de luz (Tabela 2). Vale lembrar que, a potência do laser foi selecionada (150mW) de acordo com as instruções do fabricante para fotoativação da resina composta Z250.

Embora, em nosso estudo, os valores de microdureza não tenham sido estatisticamente diferentes em relação às fontes de luz devido à padronização da densidade de energia e do tipo de resina composta quanto à quantidade e tamanho de partículas de carga, isto não quer dizer que a reação de polimerização do material tenha ocorrido de forma semelhante para todos os aparelhos fotoativadores. No estudo realizado por Yap *et al.* (2004) foi observado que a dureza Knoop da resina composta foi significativamente reduzida após imersão do polímero em solução de etanol a 75%. Em seu estudo, houve a intenção de estimar a densidade de ligações cruzadas de uma resina composta quando fotoativada com fontes halógena e LED, de alta e baixa intensidade de luz e diferentes modos de fotoativação (“soft-start” e “pulse delay”). Para isso, o teste de dureza Knoop foi empregado sobre os espécimes de resina antes e após sua degradação em etanol, já que as resinas a base de poli(metilmacrilato) são dissolvidas neste solvente orgânico quando apresentam maior quantidade de cadeias lineares. Dessa forma, foi pressuposto que polímeros com maior quantidade de ligações cruzadas seriam mais resistentes à dissolução pelo etanol e, dessa forma, apresentariam menor variação nos valores de dureza antes e depois da imersão. Assim, em seu estudo, as fontes halógena de alta intensidade (1200mW/cm² por 10 segundos) e no modo “soft-start” (100-800 mW/cm² por 15 segundos, seguido de 800 mW/cm² por 25 segundos) apresentaram valores de dureza significativamente superiores em relação às fontes LED e halógena no modo convencional, antes da imersão dos espécimes em etanol. Após a imersão e dissolução em etanol dos espécimes de resina, foi observado que os espécimes fotoativados com lâmpada halógena de forma convencional, em alta ou baixa intensidade de luz (400 ou 800mW/cm² durante 40 segundos) apresentaram menor variação nos valores de dureza. A fotoativação com lâmpada halógena nos

modos “soft-start” e com alta intensidade por curto período de tempo provocou grande variação nos valores de dureza inicial e final, mostrando que estes modos de fotoativação da resina composta podem reduzir de forma significativa a densidade de ligações cruzadas durante a polimerização da resina. Da mesma forma, as resinas fotoativadas com luz LED também apresentaram maior variação nos valores de dureza inicial e final, independentemente do modo de fotoativação empregado, o que pode inferir que a reação de polimerização com luz LED leva a formação de polímeros com menor quantidade de cadeias com ligações cruzadas. Portanto, este trabalho mostrou que polímeros com valores de dureza ou grau de conversão, indiretamente, semelhantes, podem ser diferentes com relação à densidade de ligações cruzadas, e assim, com relação à qualidade da estrutura polimérica final.

Com base na literatura, polímeros com menor densidade de ligações cruzadas ficam mais susceptíveis aos meios de degradação existentes no meio bucal (Larsen & Munksgaard, 1991; Ferracane, 1994; Lucena-Martin *et al.*, 2001; Yap *et al.*, 2004). Em nosso estudo, as restaurações de resina composta fotoativadas com diferentes fontes de luz, igualadas pela emissão de uma mesma densidade de energia dentro da faixa de absorção da canforoquina, foram submetidas a vários meios de envelhecimento, como a ciclagem térmica, a fadiga mecânica, estocagem por 1 ano em solução tamponada de Hank e suas associações. Esses meios de envelhecimento foram utilizados numa tentativa de simulação das condições existentes no meio bucal, como uma forma de avaliar a qualidade da restauração ao longo do tempo.

Embora os valores de microdureza não tenham sido diferentes para as diversas fontes de luz, as restaurações de resina apresentaram comportamentos distintos frente aos diferentes meios de envelhecimento. Uma exceção a isto foi observada para a fonte halógena, em que valores de microdureza das restaurações não diferiram de forma significativa entre os diversos meios de envelhecimento (Tabela 4).

Para as outras fontes de luz, as restaurações submetidas à termociclagem ou associação de todos meios de envelhecimento (ciclagem térmica, mecânica e estocagem por 1 ano) apresentaram os menores valores de microdureza em comparação com os demais meios de envelhecimento. Dessa forma, para uma determinada fonte de luz, um tipo de envelhecimento foi mais prejudicial que outro em termos de dureza do polímero, mostrando que o mecanismo pelo qual a reação de polimerização ocorre varia conforme a fonte de luz utilizada para sua fotoativação. Assim, as tensões térmicas e a ação contínua da água contribuíram de certa forma para a degradação e dissolução de parte da rede polimérica, diminuindo seu grau de dureza pois, quanto menor a extensão da reação de polimerização, maior é a quantidade de monômeros residuais disponíveis para serem lixiviados (Larsen & Munksgaard, 1991; Ferracane, 1994; Peutzfeldt, 1997; Millar & Nicholson, 2001 ; Rawls, 2005). Além disso, uma rede polimérica mal formada, com cadeias lineares mais curtas e com poucas ligações cruzadas, pode ficar mais susceptível a ação da água. Isso ocorre devido a maior quantidade de ligações polares na rede polimérica a base de BisGMA e TEGDMA, determinada pela presença de remanescentes de ligações duplas de carbonos das terminações de metacrilato de metila não reagidas (Ferracane, 1994; Peutzfeldt, 1997; Lucena-Martin *et al.*, 2001).

Embora alguns meios de envelhecimento tenham sido mais prejudiciais em relação à microdureza da restauração de resina composta fotoativadas com determinadas fontes de luz, em nosso estudo, foi observado que todos os meios de envelhecimentos empregados tiveram efeito degradante sobre a integridade marginal de todas as restaurações, independentemente do tipo de fonte de luz utilizada (Tabelas 6 e 7). Isto é comprovado pelo fato de que após o envelhecimento, houve um aumento significativo no tamanho e porcentagem de fendas na margem cervical em dentina das restaurações (Tabelas 6 e 7). De forma geral, como no terço cervical das restaurações foi observado um menor grau de dureza, esta região provavelmente ficou mais susceptível a ação

hidrolítica e de tensões térmicas e mecânicas, que podem ter contribuído para o rompimento da união entre dente/restauração.

Contudo, na condição inicial, ou seja, antes de submeter às restaurações aos meios de envelhecimento, também foi observada a presença de microfendas na margem cervical em dentina, independentemente do tipo de fonte de luz utilizada (Tabela 6). Embora as fontes de luz empregadas neste estudo variassem conforme a intensidade de luz, como por exemplo, o PAC e LED apresentando alta intensidade e o laser e halógena, baixa intensidade; o fator intensidade de luz não parece ter sido determinante para que uma restauração apresentasse maior ou menor quantidade e tamanho de fendas inicialmente. Da mesma forma que para a dureza, a intensidade de luz foi reduzida pela distância da ponta dos aparelhos em relação ao primeiro incremento de resina, correspondente ao terço cervical. Assim, a reação de polimerização ocorreu com uma intensidade de luz reduzida, o que pode ter contribuído para que não houvesse diferença significativa entre os aparelhos com relação à quantidade e tamanho das fendas na condição inicial, antes do envelhecimento (Tabelas 6 e 7). Apesar disso, fendas foram observadas, mostrando que a união à dentina pode ter sido comprometida pela tensão gerada durante a reação de polimerização do material (Davidson *et al.*, 1984; Feilzer *et al.*, 1995; Carvalho *et al.*, 1996; Davidson-Kaban *et al.*, 1997).

No entanto, alguns autores alegam que o grau de contração volumétrica do material resinoso não depende apenas da intensidade de luz emitida por cada aparelho (Aw & Nicholls, 1997, 2001). Segundo seus estudos, a partir do momento que uma quantidade de energia em determinado comprimento de onda (fótons) é capaz de iniciar a polimerização do material resinoso, passando-o de um estado “gel” para um estado “sólido”, a contração do material vai sendo limitada a medida que a estrutura polimérica é formada e, conseqüentemente, vai tornando-se mais rígida (Rawls & Esquivel-Upshaw, 2005). Assim, mesmo que uma intensidade de luz possa produzir um maior grau de polimerização, uma maior alteração dimensional da matéria sólida não é possível ser observada por meio de sua contração. Dessa

forma, um aparelho de alta intensidade pode produzir um grau de contração de polimerização semelhante a uma fonte de baixa intensidade (Aw & Nicholls, 2001; Irie *et al.*, 2002). Contudo, é importante perceber que, mesmo que a quantidade de contração final seja semelhante para aparelhos de alta e baixa intensidade; nos aparelhos de alta intensidade de energia, esta contração ocorrerá de forma mais rápida devido a uma maior velocidade de reação de polimerização (Aw & Nicholls, 2001).

Acredita-se que uma velocidade de reação mais rápida pode levar a geração de uma alta tensão de contração, por não permitir que haja um escoamento do material durante a sua polimerização (Feilzer *et al.* 1995 ; Althoff & Hartung, 1996; Mehl *et al.*, 1997; Davidson & de Gee, 2000; Oberholzer *et al.*, 2003; Sakaguchi *et al.*, 2004). Assim, como não há liberação de parte das tensões geradas, estas podem ser transferidas diretamente para interface de união entre o material e o dente, o que em última instância pode afetar a integridade marginal das restaurações (Davidson *et al.*, 1984; Feilzer *et al.*, 1995; Unterbrink & Muessner, 1995; Carvalho *et al.*, 1996; Davidson-Kaban *et al.*, 1997; Mehl *et al.*, 1997; Davidson & de Gee, 2000). No entanto, na condição inicial (antes do envelhecimento) uma maior ou menor tensão de contração do material parece não ter sido significativa para que houvesse diferença no tamanho ou quantidade de fendas entre as restaurações fotoativadas com os diversos aparelhos.

A contração volumétrica que ocorre durante a reação de polimerização da resina composta também pode ser determinada pela própria composição monomérica do material, com relação aos tipos de monômeros, volume de carga e concentração de fotoiniciadores, os quais o clínico não tem como modificar (Eliades *et al.*, 1987; Walls *et al.*, 1988; Carvalho *et al.*, 1996; Peutzfeldt, 1997; Rawls & Esquivel-Upshaw, 2005). Além disso, outros fatores como o fator de configuração cavitária (Fator C), técnica de inserção do material restaurador e modo de fotoativação, também podem interferir no montante de tensão gerada durante a contração de polimerização da resina composta (Feilzer *et al.*, 1987; Carvalho *et al.*, 1996; Suh & Wang, 2001; Loguercio *et al.*, 2004).

Com relação à quantidade e tamanho das fendas após o envelhecimento das restaurações, estes variaram conforme a fonte de luz utilizada. Em nosso estudo, foi notável que as restaurações fotoativadas com PAC apresentaram uma maior degradação do selamento marginal em dentina em comparação com a fonte halógena (Tabelas 6 e 7). Isto pode ser explicado, em parte, pela maior intensidade de luz emitida pelo PAC, que apesar de ter sido reduzida pela distância da ponta, ainda pode ter sido maior do que a emitida pela lâmpada halógena. Como discutido anteriormente, uma alta intensidade de luz, emitida num curto período de tempo, pode levar a geração de maiores tensões de contração por não permitir que haja um escoamento do material e liberação de parte destas tensões durante a reação de polimerização. Assim, tensões residuais mais elevadas podem ter contribuído de forma significativa para o rompimento do selamento marginal das restaurações, principalmente após a ação contínua de tensões térmicas e mecânicas sobre a margem da restauração (Lucena-Martín *et al.*, 2001; Bedran-de-Castro *et al.*, 2004; Vandewalle *et al.*, 2004). Contudo, também foi observado que as restaurações fotoativadas com laser apresentaram maior porcentagem de fenda na margem cervical em dentina após os envelhecimentos em relação à fonte halógena. Isto pode ser explicado pelo fato do laser ter apresentado a menor intensidade de luz entre os aparelhos utilizados neste estudo. A fotoativação da resina composta com uma baixa intensidade de luz não permite a ativação de uma grande quantidade de moléculas de canforoquinona, tornando a reação muito lenta no que diz respeito à formação de cadeias longas e cruzadas, comprometendo a qualidade do polímero formado, tornando-o mais susceptível aos meios de degradação. Embora o tempo de foto emissão tenha sido prolongado (30 segundos), provavelmente, uma potência maior, acima de 250mW, seja mais recomendada.

Adicionalmente, as restaurações fotoativadas com PAC também apresentaram fendas de maior tamanho em comparação com as fotoativadas com halógena e LED, após ação dos meios de envelhecimento. Fontes de luz de alta intensidade são capazes de ativar maior quantidade de moléculas de

canforoquinona, criando mais sítios de reação (Cobb *et al.*, 1996; Small, 2001; Franco & Lopes, 2003). No entanto, num tempo de foto emissão reduzido, não permitem que as cadeias poliméricas formadas sejam alongadas em tamanho, apresentando, assim, cadeias com menor número de ligações cruzadas. Conseqüentemente, um polímero que apresenta poucas ligações cruzadas e cadeias poliméricas mais curtas, fica mais susceptível aos meios de degradação (Larsen & Munksgaard, 1991; Peutzfeldt, 1997; Millar & Nicholson, 2001 ; Yap *et al.*, 2004; Rawls, 2005). Este fenômeno pode ter sido responsável para que as restaurações fotoativadas com PAC apresentassem fendas de maior tamanho após os envelhecimentos em relação às fotoativadas com lâmpada halógena (Tabela 7). Já em relação à luz LED utilizada neste estudo, que também é de alta intensidade, o tamanho das fendas observadas após o envelhecimento também foi menor em relação ao PAC (Tabela 7). A geração de luz produzida pelo LED é bem próxima do espectro de absorção da canforoquinona, gerando assim, uma potência mais estreita, em torno de 470nm (Price *et al.*, 2003). Dessa forma, a energia emitida por esta fonte de luz é melhor aproveitada para a formação da cadeia polimérica do que para o PAC. Além disso, o tempo de emissão para o LED foi maior (10 segundos) do que para o PAC (6 segundos), o que pode ter contribuído, de certa forma, para a formação de um polímero com maior quantidade de ligações cruzadas em relação ao PAC.

Independentemente do tipo de fonte de luz utilizada, a densidade de energia ($6,04\text{J}/\text{cm}^2$) empregada neste estudo, embora dentro da faixa de absorção da canforoquinona, não foi suficiente para produzir polímeros mais resistentes ao longo do tempo. Isto foi verificado pela dureza reduzida nos terços cervical e médio das restaurações, além de maior quantidade de defeitos marginais na região cervical após os meios de envelhecimento. Esta densidade de energia foi estabelecida de acordo com as instruções do fabricante do material resinoso, que preconiza que cada incremento de 2,0mm de resina seja fotoativado por 20 segundos com uma fonte halógena.

Uma proporção mínima de dureza de 80% entre base e topo da restauração foi considerada ideal para manutenção das propriedades físicas e

mecânicas do material (Vandewalle *et al.*, 2004). Em nosso estudo, procurou-se fazer o mesmo tipo de relação, embora hipotética, entre a dureza do terço cervical e “oclusal”. Embora uma proporção de 92% fosse obtida (Anexo 1B), ou seja, os valores de dureza do terço cervical corresponderam a 92% dos valores do terço “oclusal”, isto não foi suficiente para que houvesse uma manutenção das propriedades do material em relação à integridade marginal após envelhecimento das restaurações. Assim, segundo o trabalho realizado por Vandewalle *et al.*(2004), a densidade de energia ideal para a polimerização adequada de uma restauração Classe II em resina composta Z250, seria em torno de $24,0\text{J}/\text{cm}^2$ ($600\text{mW}/\text{cm}^2$ por 40 segundos). Esta densidade é a mínima recomendada para obtenção de uma margem cervical com propriedades mecânicas satisfatórias (70% de resistência e módulo flexural) e 80% de conversão máxima, permitindo uma melhor manutenção da integridade marginal ao longo do tempo. Em seu estudo, a densidade de energia total de $6,0\text{J}/\text{cm}^2$ também foi capaz de manter a integridade marginal inalterada após ciclagem térmica e mecânica, porém as propriedades mecânicas e a dureza na margem cervical das restaurações foram significativamente inferiores em relação à densidade de energia de $24,0\text{J}/\text{cm}^2$. Em nosso estudo foi possível observar melhor a ação degradante dos meios de envelhecimentos empregados sobre a integridade marginal das restaurações. É importante ressaltar que a densidade de energia de $6,04\text{J}/\text{cm}^2$, utilizada neste estudo, foi calculada dentro da faixa de absorção da canforoquinona, o que corresponde a uma densidade de energia total de 8,0 a $12,0\text{J}/\text{cm}^2$ dependendo do tipo de fonte de luz utilizada. Isto serve como uma advertência para os clínicos de que, em cavidades profundas, onde não é possível um contato maior da ponta do aparelho ao incremento de resina, é aconselhável a utilização de um maior tempo de fotoativação e até mesmo de incrementos ainda menores que 2,0mm para garantir que sua polimerização seja mais eficiente (Aguiar, 2004).

Assim, embora seja válida a busca de novas tecnologias para a fotoativação das restaurações em resina composta, como o desenvolvimento de fontes de luz com diferentes espectros de emissão e intensidades, é importante ter

em mente a real efetividade e custo benefício das novas tecnologias. Dessa forma, a realização de estudos “in vitro” e o acompanhamento clínico da performance de fotoativação das diversas fontes de luz assumem um papel fundamental para definição de qual aparelho utilizar. Isto é importante pelo fato de que nem sempre a tecnologia mais nova ou mais cara, é sinônimo de mais eficiente. Assim, com base nos resultados obtidos em nosso estudo, foi possível observar que a fonte de luz convencional à base de lâmpada halógena ainda é a mais apropriada para fotoativação das restaurações em resina composta.

7. CONCLUSÃO

Diante dos resultados obtidos neste estudo, pôde-se concluir que:

1) Não houve diferença entre as fontes de luz em relação aos valores de microdureza das restaurações.

2) Nenhuma fonte de luz testada (halógena, LED, laser ou PAC) foi capaz de polimerizar com a mesma proporção que o terço “oclusal”, os terços médio (4,0mm) e cervical (6,0mm) das restaurações;

3) Não houve diferença entre as fontes de luz quanto à presença (%) e tamanho médio (μm) das fendas observadas na margem cervical em dentina das restaurações antes de submetê-las aos meios de envelhecimento;

4) Após os envelhecimentos, as restaurações fotoativadas com a fonte de luz PAC e laser apresentaram maior porcentagem de fendas na margem cervical em relação às restaurações fotoativadas com a fonte halógena;

5) As restaurações fotoativadas com a fonte de luz PAC também apresentaram as maiores fendas, em micrômetros, na margem cervical, após os envelhecimentos quando comparadas às restaurações fotoativadas com as fontes halógena ou LED;

6) Em relação aos meios de envelhecimentos, os valores de microdureza das restaurações diferiram conforme a fonte de luz utilizada, exceto para a lâmpada halógena, na qual não foi possível observar diferença nos valores de microdureza das restaurações submetidas aos diferentes meios de envelhecimento;

7) Todos os meios de envelhecimentos foram prejudiciais à integridade marginal das restaurações, independentemente da fonte de luz utilizada para sua fotoativação, ou seja, todas as restaurações apresentaram uma maior porcentagem e tamanho de fendas na margem cervical em dentina após serem submetidas aos diferentes meios de envelhecimento.

REFERÊNCIAS*

Aguiar FHB. Estudo de fatores influentes na dureza superficial de um compósito fotoativado. [tese]. Piracicaba:UNICAMP/FOP; 2004.

Althoff O & Hartung M. Advances in light curing. *Am J Dent.* 2000; 13: 77D-81D.

Amaral CM, Bedran-de-Castro AKB, Pimenta LAF, Ambrosano GMB. Efeito das técnicas de inserção e ativação da resina composta sobre a microinfiltração e microdureza. *Pesqui Odontol Bras.* 2002; 16(3): 257-262.

Amaral CM, Peris AR, Ambrosano GMB, Pimenta LAF. Microleakage and gap formation of resin composite restorations polymerized with different techniques. *Am J Dent.* 2004; 17(3): 156-160.

Asmussen E. Composition versus wall-to-wall polymerization contraction. *Acta Odontol Scand* 1975; 33: 337-344.

Asmussen E & Peutzfeldt A. Light-emitting diode curing: influence on selected properties of resin composites. *Quint Int.* 2002; 34(1): 71-75.

Aw TC, Nicholls JI. Polymerization shrinkage of restorative resins using Laser and visible light curing. *J Clin Laser Med Surg.* 1997; 15(3): 137-141.

Aw TC & Nicholls JI. Polymerization shrinkage of composite resin using plasma-arc photocuring. *Gen Dent.* 2001; 49(5): 473-478.

Bayne SC, Heymann HO, Swift Jr. EJ. Update on dental composite restorations. *JADA* 1994; 125: 687-701.

* De acordo com a norma da UNICAMP/FOP, baseadas na norma do International Committee of Medical Journal Editors – Grupo Vancouver. Abreviatura dos periódicos em conformidade com o Medline.

Bedran-de-Castro AKB, Cardoso PEC, Ambrosano GMB, Pimenta LAF. Thermal and mechanical load cycling on microleakage and shear bond strength to dentin. *Oper Dent.* 2004a; 29(1): 42-48.

Bedran-de-Castro AKB, Pereira PNR, Pimenta LAF, Thompson JY. Effect of thermal and mechanical load cycling on microtensile bond strength of a total-etch adhesive system. *Oper Dent.* 2004b; 29(2): 150-156.

Bennett AW & Watts DC. Performance of two blue light-emitting-diode dental light curing units with distance and irradiation-time. *Dent Mater.* 2004; 20(1): 72-79.

Bowen RL. Dental filling material comprising vinyl-silane treated fused silica and a binder consisting of the reaction product of bisphenol and glycidyl methacrylate. US Patent 1962; 3.066.112. *Apud* Peutzfeldt A. Resin composites in dentistry: the monomer systems. *Eur J Oral Sci.* 1997; 105: 97-116.

Brendan-de-Castro AKB, Cardoso PEC, Ambrosano GMB, Pimenta LAF. Thermal and mechanical load cycling on microleakage and shear bond strength to dentin. *Oper Dent.* 2004; 29(1): 42-48.

Burgess JO, Walker RS, Porche CJ, Rappold AJ. Light curing – an update. *Compendium Cont Edu Dent.* 2002; 23(10): 889-906.

Calais JG & Söderholm KJM. Influence of filler type and water exposure on flexural strength of experimental composite resins. *J Dent Res.* 1988; 67(5): 836-840.

Carreiro AFP, Cruz CASC, Vergani CE. Hardness and compressive strength of indirect composite resins: effects of immersion in distilled water. *J Oral Rehabil.* 2004; 31: 1085-1089.

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

Christensen RP, Palmer TM, Ploeger BJ, Yost MP. Resin polymerization problems – are they caused by resin curing lights, resin formulations, or both? *Compendium Cont Edu Dent.* 1999; 20: 42-54.

Cobb DS, Vargas MA, Rundle T. Physical properties of composites cured with conventional light or argon laser. *Am J Dent.* 1996; 9(5): 199-202.

Coelho Santos JM, Silva e Souza Jr. MHS, Mondelli RFL. Novos conceitos relacionados à fotopolimerização das resinas compostas. *JBD* 2002; 1(1): 14-21.

Correr Sobrinho L, Lima AA, Consani S, Sinhoreti MAC, Knowles JC. Influence of curing tip distance on composite Knoop hardness values. *Braz Dent J.* 2000; 11(1): 11-17.

Da Cunha Mello FST, Feilzer AJ, Gee Aj, Davidson CL. Sealing ability of eight resin bonding systems in a Class II restoration after mechanical fatiguing. *Dent Mater.* 1997; 13: 372-376.

Davidson CL & de Gee AJ. Light-curing units, polymerization, and clinical implications. *J Adhes Dent.* 2000; 2: 167-173.

Davidson CL & Feilzer AJ. Polymerization shrinkage and polymerization shrinkage stress in polymer-based restoratives. *J Dent.* 1997; 25(6): 435-440.

Davidson CL, de Gee AJ, Feilzer A. The competition between the composite-dentin bond strength and the polymerization contraction stress. *J Dent Res.* 1984; 63(12): 1396-1399.

Davidson-Kaban SS, Davidson CL, Feilzer AJ, de Gee AJ, Erdilek N. The effect of curing light variations on bulk curing and wall-to-wall quality of two types and various shades of resin composites. *Dent Mater.* 1997; 13: 344-352.

Dunn WJ & Bush AC. A comparison of polymerization by light emitting diode and halogen-based light-curing units. *JADA* 2002; 133: 335-341.

Eick JD & Welch FH. Polymerization shrinkage of posterior composite resins and its possible influence on postoperative sensitivity. *Quint Int.* 1986; 17: 103-111.

Eick JD & Welch FH. Polymerization shrinkage of posterior composite resin and its possible influence on postoperative sensitivity. *Quintessence Int.* 1986; 7(2): 103-110.

Eliades GC, Vougiouklakis GJ, Caputo AA. Degree of double bond conversion in light-cured composites. *Dent Mater.* 1987; 3: 19-25.

Ernst CP, Meyer GR, Muller J, Stender E, Ahlers MO, Willershausen B. Depth of cure of LED vs QTH light-curing devices at a distance of 7mm. *J Adhes Dent.* 2004; 6: 141-150.

Feilzer AJ, de Gee AJ, Davidson CL. Setting stress in composite resin in relation to configuration of the restoration. *J Dent Res.* 1987; 66(11): 1636-1639.

Feilzer AJ, Dooren LH, De Gee AJ, Davidson CL. Influence of light intensity on polymerization shrinkage and integrity of restoration-cavity interface. *Eur J Oral Sci.* 1995; 103: 322-326.

Ferracane JL. Correlation between hardness and degree of conversion during setting reaction of unfilled dental restorative resins. *Dent Mater.* 1985; 1: 11-14.

Ferracane JL. Elution of leachable components from composites. *J Oral Rehabil.* 1994; 21: 441-452.

Ferracane JL & Condon JR. In vitro evaluation of the marginal degradation of dental composites under simulated occlusal loading. *Dent Mater.* 1999; 15: 262-267.

Fleming MG & Maillet WA. Photopolymerization of composite resin using the argon Laser. *J Canad Dental Assoc.* 1999; 65(8): 447-450.

Franco EB & Lopes LG. Conceitos atuais na polimerização de sistemas restauradores resinosos. *Biodonto* 2003; 1(2): 10-61.

Gagliani M, Fadini L, Ritzmann JM. Depth of cure efficacy of high-power curing devices vs traditional halogen lamps. *J Adhes Dent.* 2002; 4: 41-47.

Habelitz S, Marshall Jr. GW, Balooch M, Marshall SJ. Nanoindentation and storage of teeth. *J Biomech* 2002; 35(7): 995-998.

Hansen EK & Asmussen E. Correlation between depth of cure and surface hardness of a light-activated resin. *Scand J Dent Res.* 1993; 101: 62-64.

Hashimoto M, Ohno H, Kaga M, Endo K, Sano H, Oguchi H. *In vivo* degradation of resin-dentin bonds in humans over 1 to 3 years. *J Dent Res.* 2000; 79(6): 1385-1391.

International Organization for Standardization. ISO TR 11405; 1994: Dental materials – guidance on testing of adhesion to tooth structure.

Irie M, Suzuki K, Watts DC. Marginal gap formation of light-activated restorative materials: effects of immediate setting shrinkage and bond strength. *Dent Mater.* 2002; 18: 203-210.

Kelsey WP, Blankenau RJ, Powell GL, Barkmeier WW, Cavel WT, Whisenant BK. Enhancement of physical properties of resin restorative materials by laser polymerization. *Lasers Surg Med.* 1989; 9(6): 623-627.

Kelsey WP, Blankenau RJ, Powell GL, Barkmeier WW, Stormberg EF. Power and time requirements for use of the argon laser to polymerize composite resins. *J Clin Laser Med Surg.* 1992; 10(4): 273-278.

Knezevic A, Tarle Z, Meniga A, Sutalo J, Pichler G, Ristic M. Photopolymerization of composite resins with plasma light. *J Oral Rehabil.* 2002; 29(8): 782-786.

Kubo S, Yokota H, Sata Y, Hayashi Y. Microleakage of self-etching primers after thermal and flexural load cycling. *Am J Dent.* 2001; 14(3): 163-169.

Larsen IB & Munksgaard EC. Effect of human saliva on surface degradation of composite resins. *Scand J Dent Res.* 1991; 99: 254-261.

Leonard DL & Swift Jr. EJ. Light emitting diode curing lights, part I. *J Esthet Rest Dent.* 2003; 15(2): 123-126.

Leonard DL, Charlton DG, Roberts HW, Cohen ME. Polymerization efficiency of LED curing lights. *J Esthet Restor Dent.* 2002; 14: 286-295.

Loguercio AD, Reis A, Ballester RY. Polymerization shrinkage: effects of constraint and filling technique in composite restorations. *Dent Mater.* 2004; 20(3): 236-243.

Lucena-Martín C, González-Rodríguez MP, Ferrer-Luque CM, Robles-Gijón V, Navajas JM. Influence of time and thermocycling on marginal sealing of several dentine adhesive systems. *Oper Dent.* 2001; 26: 550-555.

Matsumoto H, Gres JE, Maker VA, Okabe T, Ferracane JL, Harvey GA. Depth of cure of visible light-cured resin: clinical simulation. *J Prosthet Dent.* 1986; 55: 574-578.

Mehl A, Hickel R, Kunzelmann KH. Physical properties and gap formation of light-cured composites with and without 'softstart-polymerization'. *J Dent.* 1997; 25: 321-330.

Meyer GR, Ernst CP, Willershausen B. Decrease in power output of new light-emitting diode (LED) curing devices with increasing distance to filling surface. *J Adhes Dent.* 2002; 4: 197-204.

Miguez PA, Pereira PNR, Foxton RM, Walter R, Nunes MF, Swift Jr. EJ. Effects of flowable resin on bond strength and gap formation in class I restorations. *Dent Mater.* 2004; 20: 839-845.

Millar BJ & Nicholson JW. Effect of curing with a plasma light on the properties of polymerizable dental restorative materials. *J Oral Rehabil.* 2001; 28: 549-552.

Mills RW, Jandt KD, Ashworth SH. Dental composite depth of cure with halogen and blue light emitting diode technology. *British Dental J.* 1999; 186(8): 388-391.

Mills RW, Uhl A, Jandt KD. Optical power outputs, spectra and dental composite depths of cure, obtained with blue light emitting diode (LED) and halogen light curing units (LCUs). *British Dent J.* 2002; 193(8): 459-463.

Mitsui FHO, Bedran-de-Castro AKB, Ritter AV, Cardoso PEC, Pimenta LAF. Influence of load cycling on marginal microleakage with two self-etching and two one-bottle dentin adhesive systems in dentin. *J Adhes Dent.* 2003; 5(3): 209-216.

Mitsui FHO. Influência dos ciclos térmicos e mecânicos na resistência de união de restaurações classe II em resina composta confeccionadas com três sistemas adesivos. [tese]. Piracicaba: UNICAMP/FOP; 2005.

Miyazaki M, Sato M, Onose H, Moore BK. Influence of thermal cycling on dentin bond strength of two-step bonding systems. *Am J Dent.* 1998; 11: 118-122.

Nikaido T, Kunzelmann KH, Chen H, Ogata M, Harada N, Yamaguchi S et al. Evaluation of thermal cycling and mechanical loading on bond strength of a self-etching primer system to dentin. *Dent Mater.* 2002; 18(3): 269-275.

Nomoto R. Effect of light wavelength on polymerization of light-cured resins. *Dent Mater J.* 1997; 16(1): 60-73.

Oberholzer TG, Pameijer CH, Grobler SR, Rossouw RJ. Effect of power density on shrinkage of dental resin materials. *Oper Dent.* 2003; 28(5): 622-627.

Ogata M, Okuda M, Nakajima M, Pereira PNR, Sano H, Tagami J. Influence of the direction of tubules on bond strength to dentin. *Oper Dent.* 2001; 26: 27-35.

Park SH, Kim SS, Cho YS, Lee SY, Noh BD. Comparison of linear polymerization shrinkage and microhardness between QTH-cured & LED-cured composites. *Oper Dent.* 2005; 30(4): 461-467.

Peutzfeldt A. Resin composites in dentistry: the monomer systems. *Eur J Oral Sci.* 1997; 105: 97-116.

Powell GL & Blankenau RJ. Laser curing of dental materials. *Dental Clin North Am.* 2000; 44(4): 923-930.

Powell GL, Ellis R, Blankenau RJ et al. Evaluation of argon laser and conventional light-cured composites. *J Clin Laser Med Surg* 1995; 13: 315-317.

Pradhan RD, Melikechi N, Eichmiller F. The effect of irradiation wavelength bandwidth and spot size on the scraping depth and temperature rise in composite exposed to an argon Laser or a conventional quartz-tungsten-halogen source. *Dent Mater.* 2002; 18(3): 221-226.

Prati C, Tao L, Simpson M, Pashley DH. Permeability and microleakage of Class II resin composite restorations. *J Dent.* 1994; 22(1): 49-56.

Price RB, Derand T, Sedarous M, Andreou P, Loney RW. Effect of distance on the power density from two light guides. *J Esthet Dent.* 2000; 12: 320-327.

Price RBT, Ehrnford L, Andreou P, Felix CA. Comparison of quartz-tungsten-halogen, light emitting diode, and plasma arc curing lights. *J Adhes Dent.* 2003; 5: 193-207.

Rawls HR & Esquivel-Upshaw J. Resinas restauradoras In: Anusavice KJ. Phillips – materiais dentários. 11. ed. Rio de Janeiro: Elsevier; 2005. p. 375-417.

Rawls HR. Polímeros Odontológicos. In: Anusavice KJ. Phillips – materiais dentários. 11. ed. Rio de Janeiro: Elsevier; 2005. p.135-162.

Rueggeberg F. Contemporary issues in photocuring. *Compendium Cont Edu Dent.* 1999; 20(25): 4-15.

Rueggeberg FA & Jordan DM. Effect of light-tip distance on polymerization of resin composite. *Int J Prosthodont.* 1993; 6: 364-370.

Rueggeberg FA, Caughman WF, Curtis Jr. JW. Effect of light intensity and exposure duration on cure of resin composite. *Oper Dent.* 1994; 19: 26-32.

Rueggeberg FA, Ergle JW, Mettenburg DJ. Polymerization depths of contemporary light-curing units using microhardness. *J Esthet Dent.* 2000; 12: 340-349.

Ruyter IE & Oysd H. Composites for use in posterior teeth: Composition and conversion. *J Biomed Mater Res.* 1987; 21: 11-23.

Sakaguchi RL, Berge HX. Reduced light energy density decreases post-gel contraction while maintaining degree of conversion in composites. *J Dent.* 1998; 26: 695-700.

Sakaguchi RL, Wiltbank BD, Murchison CF. Contraction force rate of polymer composites is linearly correlated with irradiance. *Dent Mater.* 2004; 20(4): 402-407.

Silikas N, Eliades G, Watts DC. Light intensity effects on resin-composite degree of conversion and shrinkage strain. *Dent Mater.* 2000; 16: 292-296.

Small BW. A review of devices used for photocuring resin-based composites. *Gen Dent.* 2001; 49(5): 457-460.

St-Georges AJ, Swift Jr EJ, Thompson JY, Heymann HO. Curing light intensity effects on wear resistance of two resin composites. *Oper Dent.* 2002; 27: 410-417.

Suh BI & Wang Y. Determining the direction of shrinkage in dental composites by changes in surface contour for different bonding configurations. *Am J Dent.* 2001; 14: 109-113.

Tsai PCL, Meyers IA, Walsh LJ. Depth of cure and surface microhardness of composite resin cured with blue LED curing lights. *Dent Mater.* 2004; 20(4): 364-369.

Uhl A, Mills RW, Jandt KD. Photoinitiator dependent composite depth of cure and Knoop hardness with halogen and LED light curing units. *Biomater.* 2002a; 24: 1787-1795.

Uhl A, Mills RW, Vowles RW, Jandt KD. Knoop hardness depth profiles and compressive strength of selected dental composites polymerized with halogen and LED light curing technologies. *J Biomed Mater Res.* 2002b; 63(6): 729-738.

Uhl A, Michaelis C, Mills RW, Jandt KD. The influence of storage and indenter load on the Knoop hardness of dental composites polymerized with LED and halogen technologies. *Dent Mater.* 2004a; 20(1): 21-28.

Uhl A, Sigusch BW, Jandt KD. Second generation LEDs for the polymerization of oral biomaterials. *Dent Mater.* 2004b; 20(1): 80-87.

Unterbrink GL & Muessner R. Influence of light intensity on two restorative systems. *J Dent.* 1995; 23(3): 183-189.

Van Meerbeek B, De Munck J, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Vijay P et al. Buonocore Memorial Lecture – Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. *Oper Dent.* 2003; 28(3): 215-235.

Vandewalle KS, Ferracane JL, Hilton TJ, Erickson RL, Sakaguchi RL. Effect of energy density on properties and marginal integrity of posterior resin composite restorations. *Dent Mater.* 2004; 20: 96-106.

Vargas MA, Cobb DS, Schmit JL. Polymerization of composite resins: argon Laser vs conventional light. *Oper Dent.* 1998; 23: 87-93.

Verluis A, Douglas WH, Cross M, Sakaguchi RL. Does an incremental filling technique reduce polymerization shrinkage stresses? J Dent Res. 1996; 75(3): 871-878.

Walls AWG, McCabe JF, Murray JJ. The polymerization contraction of visible-light activated composite resins. J Dent. 1988; 16: 177-181.

Yap AUJ, Wee KEC, Teoh SH, Chew CL. Influence of thermal cycling on wear of composite restoratives. Oper Dent. 2001; 26: 349-356.

Yap AUJ, Soh MS, Han VTS, Siow KS. Influence of curing lights and modes on cross-link density of dental composites. Oper Dent. 2004; 29(4): 410-415.

Yearn JA. Factors affecting cure of visible light activated composites. Int Dent J. 1985; 35: 218-225.

Yoon TH, Lee YK, Lim BS, Kim CW. Degree of polymerization of resin composites by different light sources. J Oral Rehabil. 2002; 29: 1165-1173.

Yoshikawa T et al. Effect of C-factor and depth on bond strength to dentin. [Abstract 201] J Dent Res. 1997; 76: 39.

ANEXO 1**A) Composição Química da Solução Salina Tamponada de Hank**

HBSS – “Hank Buffer Saline Solution” (Habelitz et al., 2002).

Para 1 litro de solução:

- **400 mg/l KCl** – Cloreto de potássio
- **60 mg/l KH₂PO₄** – Fosfato de potássio monobásico
- **8000 mg/l NaCl** – Cloreto de sódio
- **1000 mg/l** – Glicose
- **90 mg/l Na₂HPO₄.7H₂O** – Fosfato de sódio dibásico dissódico septahidratado
- **350 mg/l NaHCO₃** – Bicarbonato de sódio
- **140 mg/l CaCl₂** – Cloreto de cálcio
- **100 mg/l MgSO₄.7H₂O** – Sulfato de magnésio heptahidratado
- **100 mg/l MgCl₂.6H₂O** – Cloreto de magnésio hexahidratado

B) Cálculo Hipotético da Proporção de Dureza entre os Terços Cervical e “Oclusal” das Restaurações – *Proporção Mínima de 80%* (Vandewalle et al., 2004).

$$PD = (Base/Topo) \times 100$$

Sendo, *PD*, a proporção de dureza; “*Base*”, o valor médio de dureza correspondente ao terço cervical (98,94) e “*Topo*”, o valor médio de dureza correspondente ao terço “oclusal” (106,58). Assim, o valor hipotético de *PD*, em nosso estudo, foi igual a 92%.

ANEXO 2

Resultados da Análise Estatística

A) Microdureza Knoop

```

D.DUREZA
OBSERVATIONS (N=720): all
ANALYSIS: Multiple regression and ANOVA
RESPONSE: khn
FACTORS: aparelho envelhecimento profundidade Dente
CLASSES: Dente aparelho envelhecimento profundidade
Model: ENVELHECIMENTO, ENVELHECIMENTO*DENTE, APARELHO,
        APARELHO*ENVELHECIMENTO, APARELHO*ENVELHECIMENTO*DENTE,
        PROFUNDIDADE, ENVELHECIMENTO*PROFUNDIDADE, APARELHO*PROFUNDIDADE,
        APARELHO*ENVELHECIMENTO*PROFUNDIDADE
USER-EXCLUDED OBSERVATIONS: none
ASSUMPTIONS VIOLATED:
    Influential observations

```

Potential influential observations: Abs(Dffits) > 2

Observation number	Microdureza Knoop	Aparelho	Envelhecimento	Standard influence on predicted value	Leverage
4	79.25	1	0	-2.20317	0.4
39	98.27	1	1	-2.11579	0.4
89	114.80	1	2	2.45461	0.4
160	97.73	1	5	2.01568	0.4
217	84.63	2	1	-2.09423	0.4
244	121.25	2	2	2.22280	0.4
246	124.29	2	2	2.05932	0.4
351	121.25	2	5	2.01039	0.4
559	135.88	4	0	2.55649	0.4
573	88.55	4	1	2.63849	0.4
593	52.48	4	1	-3.13101	0.4
686	114.80	4	4	2.21898	0.4

Influential Observations

12 observations qualify as influential by exceeding a DFFITS statistic value of +/- 2. The results of the analysis may depend too much upon these observations.

```

D.DUREZA
OBSERVATIONS (N=720): all
  719 observations were used in the analysis
    1 influential observation was excluded by the user
ANALYSIS: Multiple regression and ANOVA
RESPONSE: khn
FACTORS: aparelho envelhecimento profundidade Dente
CLASSES: Dente aparelho envelhecimento profundidade
Model:   ENVELHECIMENTO, ENVELHECIMENTO*DENTE, APARELHO,
         APARELHO*ENVELHECIMENTO, APARELHO*ENVELHECIMENTO*DENTE,
         PROFUNDIDADE, ENVELHECIMENTO*PROFUNDIDADE, APARELHO*PROFUNDIDADE,
         APARELHO*ENVELHECIMENTO*PROFUNDIDADE

USER-EXCLUDED OBSERVATIONS
  Influential observations: #593
ASSUMPTIONS VIOLATED:
  Influential observations

```

```

+LAB: Optimal Power Transformation-----+
| Specify powers: [ -0.5 TO 1.5 BY 0.1 ] |
|                                     |
|                                     | Recalculate
|                                     |      Power
|                                     | Optimal:  0.6
|                                     | To be used: [ 0.6 ] |
+-----+

```

Optimal Power Transformation

The optimal power transformation analysis suggests that the power 0.6 of khn may be more easily modeled; however, this transformation is not appreciably better than its original scale.

```

D.DUREZA
OBSERVATIONS (N=720): all
  719 observations were used in the analysis
    1 influential observation was excluded by the user
ANALYSIS: Multiple regression and ANOVA
RESPONSE: khn**0.6
FACTORS: aparelho envelhecimento profundidade Dente
CLASSES: Dente aparelho envelhecimento profundidade
Model:   ENVELHECIMENTO, ENVELHECIMENTO*DENTE, APARELHO,
         APARELHO*ENVELHECIMENTO, APARELHO*ENVELHECIMENTO*DENTE,
         PROFUNDIDADE, ENVELHECIMENTO*PROFUNDIDADE, APARELHO*PROFUNDIDADE,
         APARELHO*ENVELHECIMENTO*PROFUNDIDADE

USER-EXCLUDED OBSERVATIONS
  Influential observations: #593
ASSUMPTIONS VIOLATED:
  Influential observations

```

Potential influential observations: Abs(Dffits) > 2

Observation number	Original khn variable	Aparelho	Envelhecimento	Standard influence on predicted value	Leverage
4	13.7848	1	0	-2.33446	0.40000
39	15.6838	1	1	-2.04982	0.40000
69	12.3348	1	2	-2.23679	0.40000
89	17.2173	1	2	2.63972	0.40000
157	11.5751	1	5	-2.28545	0.40000
160	15.6321	1	5	2.20857	0.40000
217	14.3389	2	1	-2.15766	0.40000
244	17.7914	2	2	2.19785	0.40000
246	18.0577	2	2	2.02055	0.40000
351	17.7914	2	5	2.00421	0.40000
559	19.0499	4	0	2.44771	0.40000
593	.	4	1	.	0.66667
615	14.0780	4	2	-2.08317	0.40000
686	17.2173	4	4	2.26866	0.40000

Influential Observations

13 observations qualify as influential by exceeding a DFFITS statistic value of +/- 2 after one observation has been deleted. The results of the analysis may depend too much upon these observations.

Análise de Variância - Dados transformados

Class Level Information

Class	Levels	Values
aparelho	4	1 2 3 4
envelhecimento	6	0 1 2 3 4 5
profundidade	3	1 2 3
Dente	10	1 2 3 4 5 6 7 8 9 10

Number of Observations Read 720

Number of Observations Used 719

Dependent Variable: tkhn

Source	DF	Sum of Squares	Mean Square	F Value	Pr > F
envelhecimento	5	150.7374729	30.1474946	14.69	<.0001
Resíduo (A)	54	110.8337361	2.0524766		
aparelho	3	15.45925733	5.15308578	2.12	0.0996
aparelho*envelhecime	15	88.10615988	5.87374399	2.42	0.0034
Resíduo (B)	162	393.6374897	2.4298610		
profundidade	2	64.7907354	32.3953677	48.11	<.0001
envelheci*profundida	10	9.1099721	0.9109972	1.35	0.1999
aparelho*profundidad	6	7.5602689	1.2600448	1.87	0.0843
aparel*envelh*profun	30	23.0015277	0.7667176	1.14	0.2837
Resíduo (C)	431	290.217486	0.673358		
Corrected Total	718	1154.086366			
R-Square	Coeff Var	Root MSE	tkhn Mean		
0.748531	5.089210	0.820584	16.12400		

Tukey's Studentized Range (HSD) Test for tkhn

Means with the same letter are not significantly different.

Tukey Grouping	Mean	N	profundidade
A	16.43589	239	3
B	16.22208	240	2
C	15.71533	240	1
Alpha	0.05		
Error Degrees of Freedom	431		
Error Mean Square	0.673358		
Critical Value of Studentized Range	3.32600		
Minimum Significant Difference	0.1763		
Harmonic Mean of Cell Sizes	239.6657		
NOTE: Cell sizes are not equal.			

Análise de Variância - Dados transformados

Least Squares Means
Adjustment for Multiple Comparisons: Tukey-Kramer

Standard Errors and Probabilities Calculated Using the Type III MS for
aparel*envelhe*Dente as an Error Term

aparelho	envelhecimento	tkhn LSMEAN	LSMEAN Number
1	0	16.5727341	1
1	1	15.8798898	2
1	2	16.6885827	3
1	3	15.7363910	4
1	4	15.6904398	5
1	5	14.7571528	6
2	0	16.7573806	7
2	1	16.0429053	8
2	2	16.8457708	9
2	3	16.2844366	10
2	4	16.0601635	11
2	5	15.6694611	12
3	0	16.5549147	13
3	1	15.0568812	14
3	2	16.3697419	15
3	3	16.7857167	16
3	4	16.6746427	17
3	5	15.2811531	18
4	0	16.6869898	19
4	1	15.3540076	20
4	2	16.1213818	21
4	3	16.0723264	22
4	4	17.0078230	23
4	5	15.9930721	24

Médias - Dados originais

The MEANS Procedure

Analysis Variable : khn Microdureza Knoop

Profundidade	N Obs	Mean	Std Dev	Upper 95% CL for Mean	Lower 95% CL for Mean
1	240	98.9472500	13.1123797	100.6146076	97.2798924
2	240	104.2745417	12.8825624	105.9126760	102.6364074
3	240	106.5812134	13.1891288	108.2618713	104.9005555

Médias - Dados originais

The MEANS Procedure

Analysis Variable : khn Microdureza Knoop

Aparelho	Envelhecimento	N Obs	Mean	Std Dev	Upper 95% CL for Mean	Lower 95% CL for Mean
1		0 30	108.2756667A	16.0267128	114.2601396	102.2911938
		1 30	100.5703333AB	11.5500555	104.8831949	96.2574717
		2 30	109.3160000A	13.1788372	114.2370587	104.3949413
		3 30	99.3626667AB	16.5422610	105.5396484	93.1856849
		4 30	98.4450000AB	7.3762301	101.1993296	95.6906704
		5 30	89.1646667 B	13.0456746	94.0360016	84.2933317
2		0 30	110.2473333A	16.9616580	116.5809205	103.9137462
		1 30	102.2413333A	10.2110430	106.0541994	98.4284672
		2 30	111.0236667A	13.6289177	116.1127882	105.9345452
		3 30	104.9316667A	13.0400000	109.8008827	100.0624506
		4 30	102.5756667A	13.2508182	107.5236035	97.6277298
		5 30	98.2736667A	8.9180408	101.6037178	94.9436155
3		0 30	107.8050000AB	12.2462962	112.3778422	103.2321578
		1 30	91.9333333 C	7.6411578	94.7865885	89.0800781
		2 30	105.7990000ABC	12.0730947	110.3071677	101.2908323
		3 30	110.2210000A	9.9816992	113.9482278	106.4937722
		4 30	108.9853333AB	9.0772260	112.3748252	105.5958414
		5 30	94.1983333 BC	6.8472386	96.7551342	91.6415324
4		0 30	109.2510000AB	12.7177216	113.9998753	104.5021247
		1 30	95.1258621 B	10.1432428	98.9841453	91.2675788
		2 30	103.0876667AB	10.3974721	106.9701465	99.2051868
		3 30	102.5856667AB	10.9135558	106.6608554	98.5104779
		4 30	112.8290000A	13.9665078	118.0441797	107.6138203
		5 30	101.7933333AB	12.0026662	106.2752025	97.3114641

Médias - Dados originais

The MEANS Procedure

Analysis Variable : khn Microdureza Knoop

Envelhecimento	Aparelho	N Obs	Mean	Std Dev	Upper 95% CL for Mean	Lower 95% CL for Mean
0	1	30	108.2756667A	16.0267128	114.2601396	102.2911938
	2	30	110.2473333A	16.9616580	116.5809205	103.9137462
	3	30	107.8050000A	12.2462962	112.3778422	103.2321578
	4	30	109.2510000A	12.7177216	113.9998753	104.5021247
1	1	30	100.5703333A	11.5500555	104.8831949	96.2574717
	2	30	102.2413333A	10.2110430	106.0541994	98.4284672
	3	30	91.9333333A	7.6411578	94.7865885	89.0800781
	4	30	95.1258621A	10.1432428	98.9841453	91.2675788
2	1	30	109.3160000A	13.1788372	114.2370587	104.3949413
	2	30	111.0236667A	13.6289177	116.1127882	105.9345452
	3	30	105.7990000A	12.0730947	110.3071677	101.2908323
	4	30	103.0876667A	10.3974721	106.9701465	99.2051868
3	1	30	99.3626667A	16.5422610	105.5396484	93.1856849
	2	30	104.9316667A	13.0400000	109.8008827	100.0624506
	3	30	110.2210000A	9.9816992	113.9482278	106.4937722
	4	30	102.5856667A	10.9135558	106.6608554	98.5104779
4	1	30	98.4450000A	7.3762301	101.1993296	95.6906704
	2	30	102.5756667A	13.2508182	107.5236035	97.6277298
	3	30	108.9853333A	9.0772260	112.3748252	105.5958414
	4	30	112.8290000A	13.9665078	118.0441797	107.6138203
5	1	30	89.1646667A	13.0456746	94.0360016	84.2933317
	2	30	98.2736667A	8.9180408	101.6037178	94.9436155
	3	30	94.1983333A	6.8472386	96.7551342	91.6415324
	4	30	101.7933333A	12.0026662	106.2752025	97.3114641

B) Presença (%) de Fenda – Escore Antes

```
D.ESCORE
OBSERVATIONS (N=200): all
ANALYSIS: One-way ANOVA
RESPONSE: tpsa
FACTORS: aparelho
CLASSES: aparelho
USER-EXCLUDED OBSERVATIONS: none
ASSUMPTIONS VIOLATED:
  Response scaling
```

INTERPRETATION:

There is not much statistical evidence of a difference among true tpsa means at different levels of aparelho. However, some of the assumptions underlying the analysis are violated. Please explore the assumptions in detail.

```
+LAB: Optimal Power Transformation-----+
| Specify powers: [ -0.5 TO 1.5 BY 0.1           ]
|                                           Recalculate
|                                           Power
| Optimal:      0.5
| To be used: [ 0.5           ]
+-----+
```

Optimal Power Transformation

The optimal power transformation analysis suggests that the square root of tpsa may be more easily modeled.

```
D.ESCORE
OBSERVATIONS (N=200): all
ANALYSIS: One-way ANOVA
RESPONSE: SQRT(tpsa)
FACTORS: aparelho
CLASSES: aparelho
USER-EXCLUDED OBSERVATIONS: none
ASSUMPTIONS VIOLATED: none
```

Análise de Variância - Dados transformados

Class Level Information

Class	Levels	Values
aparelho	4	1 2 3 4
envelhecimento	6	0 1 2 3 4 5
profundidade	3	1 2 3
Dente	10	1 2 3 4 5 6 7 8 9 10

Number of Observations Read	720
Number of Observations Used	719

Dependent Variable: Raiz quadrada(% Fendas Antes + 0,5)

Source	DF	Sum of Squares	Mean Square	F Value	Pr > F
Aparelho	3	66.970039	22.323346	2.02	0.1118
Resíduo	196	2161.282256	11.026950		
Corrected Total	199	2228.252296			
R-Square	Coeff Var	Root MSE	tkhn Mean		
0.030055	53.15655	3.320685	6.246992		

Médias - Escore Antes

Analysis Variable : psa % Fenda antes - **Dados originais**

Aparelho	N Obs	Mean	Std Dev	Upper 95% CL for Mean	Lower 95% CL for Mean
1	50	51.9994800	31.7012391	61.0088725	42.9900875
2	50	39.9996000	35.6344759	50.1268060	29.8723940
3	50	49.9995000	35.1539891	59.9901532	40.0088468
4	50	56.6661000	38.8317698	67.7019669	45.6302331

C) Presença (%) de Fenda – Escore Depois

```

D.ESCORE
OBSERVATIONS (N=200): all
ANALYSIS: Multiple regression and ANOVA
RESPONSE: tpsd
FACTORS: aparelho envelhecimento cp
CLASSES: aparelho envelhecimento cp
Model:   ENVELHECIMENTO, ENVELHECIMENTO*CP, APARELHO,
         APARELHO*ENVELHECIMENTO
USER-EXCLUDED OBSERVATIONS: none

ASSUMPTIONS VIOLATED:
  Response scaling
  Constant variance

```

```

+LAB: Optimal Power Transformation-----
----+
Specify powers:  [ -1 TO 1 BY 0.1          ]
                                     Recalculate
                                     Power
Optimal:      0
To be used:  [ 0          ]
-----
----+
Optimal Power Transformation

The optimal power transformation analysis suggests that the logarithm
of tpsd may be more easily modeled.

```

```

D.ESCORE
OBSERVATIONS (N=200): all
ANALYSIS: Multiple regression and ANOVA
RESPONSE: LOG10(tpsd)
FACTORS: aparelho envelhecimento cp
CLASSES: aparelho envelhecimento cp
Model:   ENVELHECIMENTO, ENVELHECIMENTO*CP, APARELHO,
         APARELHO*ENVELHECIMENTO
USER-EXCLUDED OBSERVATIONS: none
ASSUMPTIONS VIOLATED: none

```

Análise de Variância - Dados transformados

Class Level Information

Class	Levels	Values
aparelho	4	1 2 3 4
envelhecimento	6	0 1 2 3 4 5
profundidade	3	1 2 3
Dente	10	1 2 3 4 5 6 7 8 9 10

Number of Observations Read 720

Number of Observations Used 719

Dependent Variable: Raiz quadrada(% Fendas Antes + 0,5)

Source	DF	Sum of Squares	Mean Square	F Value	Pr > F
Aparelho	3	66.970039	22.323346	2.02	0.1118
Resíduo	196	2161.282256	11.026950		
Corrected Total	199	2228.252296			
R-Square	Coeff Var	Root MSE	tkhn Mean		
0.030055	53.15655	3.320685	6.246992		

Médias - Escore Antes

Analysis Variable : psa % Fenda antes - **Dados originais**

Aparelho	N Obs	Mean	Std Dev	Upper 95% CL for Mean	Lower 95% CL for Mean
1	50	51.9994800	31.7012391	61.0088725	42.9900875
2	50	39.9996000	35.6344759	50.1268060	29.8723940
3	50	49.9995000	35.1539891	59.9901532	40.0088468
4	50	56.6661000	38.8317698	67.7019669	45.6302331

Análise de Variância - Escore Depois

The GLM Procedure

Class Level Information

Class	Levels	Values
aparelho	4	1 2 3 4
envelhecimento	5	1 2 3 4 5

Number of Observations Read 200
 Number of Observations Used 200

Análise de Variância - Escore Depois

The GLM Procedure

Dependent Variable: psd % Fenda depois

Source	DF	Sum of Squares	Mean Square	F Value	Pr > F
psa	1	9911.363434	9911.363434	29.11	<.0001
envelhecimento	4	307.0530900	76.7632725	0.08	0.9850
Resíduo (A)	5	4783.775375	956.755075	2.81	0.0182
aparelho	3	4043.881827	1347.960609	3.96	0.0092
aparelho*envelhecime	12	2251.216863	187.601405	0.55	0.8784
Error	174	59245.50257	340.49139		
Corrected Total	199	97242.49957			

R-Square	Coeff Var	Root MSE	psd Mean
0.390745	20.65589	18.45241	89.33244

Least Squares Means

Adjustment for Multiple Comparisons: Tukey-Kramer

aparelho	psd LSMEAN	LSMEAN Number	Tukey
1	90.8058047	1	AB
2	81.5142320	2	B
3	92.5905092	3	A
4	92.4192141	4	A

Least Squares Means for effect aparelho

Pr > |t| for H0: LSMean(i)=LSMean(j)

Dependent Variable: psd

i/j	1	2	3	4
1		0.0642	0.9627	0.9721
2	0.0642		0.0171	0.0215
3	0.9627	0.0171		1.0000
4	0.9721	0.0215	1.0000	

Médias - Escore Depois

The MEANS Procedure

Analysis Variable : psd % Fenda depois

Aparelho	N Obs	Mean	Std Dev	Upper 95% CL for Mean	Lower 95% CL for Mean
1	50	90.8058047	17.5737691	85.651728	95.959882
2	50	81.5142320	32.2191632	76.302287	86.726177
3	50	92.5905092	18.1825640	87.439960	97.741058
4	50	92.4192141	12.9361351	87.236415	97.602013

Teste para dados pareados

The UNIVARIATE Procedure

Variable: dif

Moments

N	200	Sum Weights	200
Mean	1.19	Sum Observations	238
Std Deviation	0.99944708	Variance	0.99889447
Skewness	0.3117884	Kurtosis	-1.0107151
Uncorrected SS	482	Corrected SS	198.78
Coeff Variation	83.9871499	Std Error Mean	0.07067158

Basic Statistical Measures

Location		Variability	
Mean	1.190000	Std Deviation	0.99945
Median	1.000000	Variance	0.99889
Mode	1.000000	Range	3.00000
		Interquartile Range	2.00000

Tests for Location: Mu0=0

Test	-Statistic-	-----p Value-----
Student's t	t 16.83845	Pr > t <.0001
Sign	M 69.5	Pr >= M <.0001
Signed Rank	S 4865	Pr >= S <.0001

Tests for Normality

Test	--Statistic--	-----p Value-----
Shapiro-Wilk	W 0.860787	Pr < W <0.0001

Teste para dados pareados

----- Aparelho=1 -----

The UNIVARIATE Procedure
Variable: dif

Moments

N	50	Sum Weights	50
Mean	1.18	Sum Observations	59
Std Deviation	0.87341694	Variance	0.76285714
Skewness	0.01669305	Kurtosis	-1.0006393
Uncorrected SS	107	Corrected SS	37.38
Coeff Variation	74.0183843	Std Error Mean	0.12351981

Basic Statistical Measures

Location		Variability	
Mean	1.180000	Std Deviation	0.87342
Median	1.000000	Variance	0.76286
Mode	2.000000	Range	3.00000
		Interquartile Range	2.00000

Tests for Location: Mu0=0

Test	-Statistic-	-----p Value-----	
Student's t	t 9.553124	Pr > t	<.0001
Sign	M 18.5	Pr >= M	<.0001
Signed Rank	S 351.5	Pr >= S 	<.0001

Tests for Normality

Test	--Statistic--	-----p Value-----	
Shapiro-Wilk	W 0.852004	Pr < W	<0.0001

Teste para dados pareados

----- Aparelho=2 -----

The UNIVARIATE Procedure
Variable: dif

Moments

N	50	Sum Weights	50
Mean	1.18	Sum Observations	59
Std Deviation	1.06311057	Variance	1.13020408
Skewness	0.47422454	Kurtosis	-0.9736814
Uncorrected SS	125	Corrected SS	55.38
Coeff Variation	90.094116	Std Error Mean	0.15034654

Basic Statistical Measures

Location		Variability	
Mean	1.180000	Std Deviation	1.06311
Median	1.000000	Variance	1.13020
Mode	1.000000	Range	3.00000
		Interquartile Range	2.00000

Tests for Location: Mu0=0

Test	-Statistic-	-----p Value-----	
Student's t	t 7.848535	Pr > t	<.0001
Sign	M 17	Pr >= M	<.0001
Signed Rank	S 297.5	Pr >= S 	<.0001

Tests for Normality

Test	--Statistic--	-----p Value-----	
Shapiro-Wilk	W 0.845442	Pr < W	<0.0001

Teste para dados pareados

----- Aparelho=3 -----

The UNIVARIATE Procedure
Variable: dif

Moments

N	50	Sum Weights	50
Mean	1.28	Sum Observations	64
Std Deviation	1.03094963	Variance	1.06285714
Skewness	0.21642016	Kurtosis	-1.0956792
Uncorrected SS	134	Corrected SS	52.08
Coeff Variation	80.54294	Std Error Mean	0.1457983

Basic Statistical Measures

Location		Variability	
Mean	1.280000	Std Deviation	1.03095
Median	1.000000	Variance	1.06286
Mode	1.000000	Range	3.00000
		Interquartile Range	2.00000

Tests for Location: Mu0=0

Test	-Statistic-	-----p Value-----	
Student's t	t 8.779252	Pr > t	<.0001
Sign	M 18	Pr >= M	<.0001
Signed Rank	S 333	Pr >= S 	<.0001

Tests for Normality

Test	--Statistic--	-----p Value-----	
Shapiro-Wilk	W 0.86737	Pr < W	<0.0001

Teste para dados pareados

----- Aparelho=4 -----

The UNIVARIATE Procedure
Variable: dif

Moments

N	50	Sum Weights	50
Mean	1.12	Sum Observations	56
Std Deviation	1.04275929	Variance	1.08734694
Skewness	0.4262196	Kurtosis	-1.0374048
Uncorrected SS	116	Corrected SS	53.28
Coeff Variation	93.1035081	Std Error Mean	0.14746843

Basic Statistical Measures

Location		Variability	
Mean	1.120000	Std Deviation	1.04276
Median	1.000000	Variance	1.08735
Mode	0.000000	Range	3.00000
		Interquartile Range	2.00000

Tests for Location: Mu0=0

Test	-Statistic-	-----p Value-----
Student's t	t 7.594846	Pr > t <.0001
Sign	M 16	Pr >= M <.0001
Signed Rank	S 264	Pr >= S <.0001

Tests for Normality

Test	--Statistic--	-----p Value-----
Shapiro-Wilk	W 0.84469	Pr < W <0.0001

Teste para dados pareados

----- Envelhecimento=1 -----

The UNIVARIATE Procedure
Variable: dif

Moments

N	40	Sum Weights	40
Mean	0.85	Sum Observations	34
Std Deviation	0.9486833	Variance	0.9
Skewness	0.88291513	Kurtosis	-0.1437875
Uncorrected SS	64	Corrected SS	35.1
Coeff Variation	111.6098	Std Error Mean	0.15

Basic Statistical Measures

Location		Variability	
Mean	0.850000	Std Deviation	0.94868
Median	1.000000	Variance	0.90000
Mode	0.000000	Range	3.00000
		Interquartile Range	1.00000

Tests for Location: Mu0=0

Test	-Statistic-	-----p Value-----	
Student's t	t 5.666667	Pr > t	<.0001
Sign	M 11	Pr >= M	<.0001
Signed Rank	S 126.5	Pr >= S 	<.0001

Tests for Normality

Test	--Statistic--	-----p Value-----	
Shapiro-Wilk	W 0.801485	Pr < W	<0.0001

Teste para dados pareados

----- Envelhecimento=2 -----

The UNIVARIATE Procedure
Variable: dif

Moments

N	40	Sum Weights	40
Mean	0.9	Sum Observations	36
Std Deviation	0.87119134	Variance	0.75897436
Skewness	0.44575248	Kurtosis	-0.9303412
Uncorrected SS	62	Corrected SS	29.6
Coeff Variation	96.7990383	Std Error Mean	0.13774745

Basic Statistical Measures

Location		Variability	
Mean	0.900000	Std Deviation	0.87119
Median	1.000000	Variance	0.75897
Mode	0.000000	Range	3.00000
		Interquartile Range	2.00000

Tests for Location: Mu0=0

Test	-Statistic-	-----p Value-----	
Student's t	t 6.533696	Pr > t	<.0001
Sign	M 12	Pr >= M	<.0001
Signed Rank	S 150	Pr >= S 	<.0001

Tests for Normality

Test	--Statistic--	-----p Value-----	
Shapiro-Wilk	W 0.822814	Pr < W	<0.0001

Teste para dados pareados

----- Envelhecimento=3 -----

The UNIVARIATE Procedure
Variable: dif

Moments

N	40	Sum Weights	40
Mean	1.275	Sum Observations	51
Std Deviation	0.93335623	Variance	0.87115385
Skewness	0.00460577	Kurtosis	-0.9910399
Uncorrected SS	99	Corrected SS	33.975
Coeff Variation	73.2044099	Std Error Mean	0.14757658

Basic Statistical Measures

Location		Variability	
Mean	1.275000	Std Deviation	0.93336
Median	1.000000	Variance	0.87115
Mode	2.000000	Range	3.00000
		Interquartile Range	1.50000

Tests for Location: Mu0=0

Test	-Statistic-	-----p Value-----	
Student's t	t 8.639582	Pr > t	<.0001
Sign	M 15	Pr >= M	<.0001
Signed Rank	S 232.5	Pr >= S 	<.0001

Tests for Normality

Test	--Statistic--	-----p Value-----	
Shapiro-Wilk	W 0.863627	Pr < W	0.0002

Teste para dados pareados

----- Envelhecimento=4 -----

The UNIVARIATE Procedure
Variable: dif

Moments

N	40	Sum Weights	40
Mean	1.2	Sum Observations	48
Std Deviation	0.99227788	Variance	0.98461538
Skewness	0.23868526	Kurtosis	-1.030072
Uncorrected SS	96	Corrected SS	38.4
Coeff Variation	82.6898231	Std Error Mean	0.15689291

Basic Statistical Measures

Location		Variability	
Mean	1.200000	Std Deviation	0.99228
Median	1.000000	Variance	0.98462
Mode	0.000000	Range	3.00000
		Interquartile Range	2.00000

NOTE: The mode displayed is the smallest of 3 modes with a count of 12.

Tests for Location: Mu0=0

Test	-Statistic-	-----p Value-----	
Student's t	t 7.648529	Pr > t	<.0001
Sign	M 14	Pr >= M	<.0001
Signed Rank	S 203	Pr >= S 	<.0001

Tests for Normality

Test	--Statistic--	-----p Value-----	
Shapiro-Wilk	W 0.863777	Pr < W	0.0002

Teste para dados pareados

----- Envelhecimento=5 -----

The UNIVARIATE Procedure
Variable: dif

Moments

N	40	Sum Weights	40
Mean	1.725	Sum Observations	69
Std Deviation	1.03744014	Variance	1.07628205
Skewness	-0.1338858	Kurtosis	-1.1893357
Uncorrected SS	161	Corrected SS	41.975
Coeff Variation	60.1414576	Std Error Mean	0.16403369

Basic Statistical Measures

Location		Variability	
Mean	1.725000	Std Deviation	1.03744
Median	2.000000	Variance	1.07628
Mode	1.000000	Range	3.00000
		Interquartile Range	2.00000

Tests for Location: Mu0=0

Test	-Statistic-	-----p Value-----	
Student's t	t 10.51613	Pr > t	<.0001
Sign	M 17.5	Pr >= M	<.0001
Signed Rank	S 315	Pr >= S 	<.0001

Tests for Normality

Test	--Statistic--	-----p Value-----	
Shapiro-Wilk	W 0.86056	Pr < W	0.0002

D) Tamanho Médio (μm) das Fendas – Antes do Envelhecimento

```

D.MAIORFENDA
OBSERVATIONS (N=200): all
ANALYSIS: One-way ANOVA
RESPONSE: tfa
FACTORS: aparelho
CLASSES: aparelho
USER-EXCLUDED OBSERVATIONS: none
ASSUMPTIONS VIOLATED:
    Response scaling
    Outliers
    
```

Potential outlier observations: Prob < 0.05

Observation number	tfa	Aparelho	Studentized residual without current obs	P-value for outlier test
151	5.76	4	4.81996	.000576448

Outliers

One observation qualifies as an outlier by exceeding a studentized residual value of +/-3.731063 with an overall significance level less than 0.05. Examine the data for correctness; consider a curvilinear model, a transformation, or deletion of the observation.

```

D.MAIORFENDA
OBSERVATIONS (N=200): all
    199 observations were used in the analysis
    1 outlier was excluded by the user
ANALYSIS: One-way ANOVA
RESPONSE: tfa
FACTORS: aparelho
CLASSES: aparelho
USER-EXCLUDED OBSERVATIONS
    Outliers: #151
ASSUMPTIONS VIOLATED:
    Response scaling
    
```

```

+LAB: Optimal Power Transformation-----+
| Specify powers: [ -1 TO 1 BY 0.1           ]
|                                             |
|                                             | Recalculate
|                                             | Power
| Optimal:   -0.1
| To be used: [ 0           ]
+-----+
    
```

Optimal Power Transformation
 The optimal power transformation analysis suggests that the power -0.1 of tfa may be more easily modeled; however, this transformation is not appreciably better than its logarithm.

```

D.MAIORFENDA
OBSERVATIONS (N=200): all
  199 observations were used in the analysis
  1 outlier was excluded by the user
ANALYSIS: One-way ANOVA
RESPONSE: LOG10(tfa)
FACTORS: aparelho
CLASSES: aparelho
USER-EXCLUDED OBSERVATIONS
  Outliers: #151
ASSUMPTIONS VIOLATED: none

```

Análise de Variância - Dados transformados

Class Level Information

Class	Levels	Values
aparelho	4	1 2 3 4
Number of Observations Read		200
Number of Observations Used		199

Dependent Variable: tfa

Source	DF	Sum of Squares	Mean Square	F Value	Pr > F
Aparelho	3	2.23905568	0.74635189	2.00	0.1154
Resíduo	195	72.79395472	0.37330233		
Corrected Total	198	75.03301040			
R-Square	Coeff Var	Root MSE	Mean		
0.029841	391.8279	0.610985	0.155932		

Fenda máxima - Fenda Máxima Antes

Analysis Variable : pfa Fenda antes - **Dados originais**

Aparelho	N Obs	Mean	Std Dev	Upper 95% CL for Mean	Lower 95% CL for Mean
1	50	0.9038000	0.7023630	1.1034094	0.7041906
2	50	0.7040000	0.8808646	0.9543390	0.4536610
3	50	0.9564000	0.9139972	1.2161551	0.6966449
4	50	1.0610204	0.9343475	1.3293963	0.7926445

E) Tamanho Médio (μ m) das Fendas – Depois do Envelhecimento

```
OBSERVATIONS (N=200): all
  199 observations were used in the analysis
    1 observation with missing values was excluded
ANALYSIS: Multiple regression and ANOVA
RESPONSE: tfd
FACTORS: cp aparelho envelhecimento fa
CLASSES: cp aparelho envelhecimento
Model:   FA, ENVELHECIMENTO, CP*ENVELHECIMENTO, APARELHO,
        APARELHO*ENVELHECIMENTO
USER-EXCLUDED OBSERVATIONS: none
ASSUMPTIONS VIOLATED:
  Response scaling
  Outliers
  Constant variance
  Influential observations
```

```
+LAB: Optimal Power Transformation-----+
| Specify powers: [ -0.5 TO 1.5 BY 0.1           ]
|                                           Recalculate
|                                           Power
|           Optimal: 0.5
|           To be used: [ 0.5           ]
+-----+
Optimal Power Transformation
```

The optimal power transformation analysis suggests that the square root of tfd may be more easily modeled.

```
D.MAIORFENDA
OBSERVATIONS (N=200): all
  199 observations were used in the analysis
    1 observation with missing values was excluded
ANALYSIS: Multiple regression and ANOVA
RESPONSE: SQRT(tfd)
FACTORS: cp aparelho envelhecimento fa
CLASSES: cp aparelho envelhecimento
Model:   FA, ENVELHECIMENTO, CP*ENVELHECIMENTO, APARELHO,
        APARELHO*ENVELHECIMENTO
USER-EXCLUDED OBSERVATIONS: none
ASSUMPTIONS VIOLATED:
  Outliers
  Influential observations
```

Potential outlier observations: Prob < 0.05

Observation number	tfd	Corpo de prova	Aparelho	Studentized residual without current obs	P-value for outlier test
131	4.46766	1	3	3.92888	0.027254

```

D.MAIORFENDA
OBSERVATIONS (N=200): all
  198 observations were used in the analysis
    1 observation with missing values was excluded
    1 outlier was excluded by the user
ANALYSIS: Multiple regression and ANOVA
RESPONSE: SQRT(tfd)
FACTORS:  cp aparelho envelhecimento fa
CLASSES:  cp aparelho envelhecimento
Model:    FA, ENVELHECIMENTO, CP*ENVELHECIMENTO, APARELHO
          APARELHO*ENVELHECIMENTO
USER-EXCLUDED OBSERVATIONS
  Outliers: #131
ASSUMPTIONS VIOLATED: none

```

Análise de Variância - Maior Fenda Depois

The GLM Procedure

Class Level Information

Class	Levels	Values
aparelho	4	1 2 3 4
envelhecimento	5	1 2 3 4 5

Number of Observations Read	200
Number of Observations Used	198

Dependent Variable: pfd Fenda depois

Source	DF	Sum of Squares	Mean Square	F Value	Pr > F
Maior Fenda Antes	1	7.23024783	7.23024783	32.57	<.0001
envelhecimento	4	1.92065920	0.48016480	0.96	0.5029
Resíduo (A)	5	2.50733779	0.50146756		
aparelho	3	2.90069205	0.96689735	4.35	0.0055
aparelho*envelhecime	12	2.92623040	0.24385253	1.10	0.3644
Resíduo (B)	172	38.18806782	0.22202365		
Corrected Total	197	73.60406835			
R-Square	Coeff Var	Root MSE	psd Mean		
0.481169	20.81247	0.471194	2.263998		

Analysis Variable : ppfd

Aparelho	N Obs	Mean	Std Dev	Upper 95% CL for Mean	Lower 95% CL for Mean	Grupo de Tukey (5%)
4	50	2.4926548	0.4918439	2.6324353	2.3528743	A
3	50	2.2939886	0.5681331	2.4571754	2.1308017	AB
1	50	2.1902429	0.6071311	2.3627877	2.0176981	B
2	50	2.0851402	0.6960460	2.2829543	1.8873261	B

Teste para dados pareados

Variable: dif

Moments

N	198	Sum Weights	198
Mean	4.09909091	Sum Observations	811.62
Std Deviation	2.77503815	Variance	7.70083673
Skewness	0.99252881	Kurtosis	1.22963247
Uncorrected SS	4843.969	Corrected SS	1517.06484
Coeff Variation	67.6988681	Std Error Mean	0.19721337

Basic Statistical Measures

Location		Variability	
Mean	4.099091	Std Deviation	2.77504
Median	3.630000	Variance	7.70084
Mode	0.000000	Range	14.86000
		Interquartile Range	3.19000

Tests for Location: Mu0=0

Test	-Statistic-	-----p Value-----	
Student's t	t 20.78506	Pr > t	<.0001
Sign	M 95	Pr >= M	<.0001
Signed Rank	S 9259.5	Pr >= S 	<.0001

Tests for Normality

Test	--Statistic--	-----p Value-----	
Shapiro-Wilk	W 0.940043	Pr < W	<0.0001

Teste para dados pareados

----- Aparelho=1 -----

The UNIVARIATE Procedure
Variable: dif

Moments

N	50	Sum Weights	50
Mean	3.7546	Sum Observations	187.73
Std Deviation	2.78259914	Variance	7.742858
Skewness	0.91010571	Kurtosis	0.65991214
Uncorrected SS	1084.2511	Corrected SS	379.400042
Coeff Variation	74.1117335	Std Error Mean	0.39351894

Basic Statistical Measures

Location		Variability	
Mean	3.754600	Std Deviation	2.78260
Median	3.190000	Variance	7.74286
Mode	0.600000	Range	11.72000
		Interquartile Range	3.21000

Tests for Location: Mu0=0

Test	-Statistic-	-----p Value-----
Student's t	t 9.541091	Pr > t <.0001
Sign	M 24	Pr >= M <.0001
Signed Rank	S 634	Pr >= S <.0001

Tests for Normality

Test	--Statistic---	-----p Value-----
Shapiro-Wilk	W 0.932218	Pr < W 0.0067

Teste para dados pareados

----- Aparelho=2 -----

The UNIVARIATE Procedure
Variable: dif

Moments

N	50	Sum Weights	50
Mean	3.6186	Sum Observations	180.93
Std Deviation	2.88965926	Variance	8.35013065
Skewness	1.71995353	Kurtosis	4.59898286
Uncorrected SS	1063.8697	Corrected SS	409.156402
Coeff Variation	79.8557249	Std Error Mean	0.40865953

Basic Statistical Measures

Location		Variability	
Mean	3.618600	Std Deviation	2.88966
Median	3.435000	Variance	8.35013
Mode	0.000000	Range	14.66000
		Interquartile Range	2.68000

Tests for Location: Mu0=0

Test	-Statistic-	-----p Value-----	
Student's t	t 8.854804	Pr > t	<.0001
Sign	M 22.5	Pr >= M	<.0001
Signed Rank	S 517.5	Pr >= S 	<.0001

Tests for Normality

Test	--Statistic--	-----p Value-----	
Shapiro-Wilk	W 0.859786	Pr < W	<0.0001

Teste para dados pareados

----- Aparelho=3 -----

The UNIVARIATE Procedure
Variable: dif

Moments

N	49	Sum Weights	49
Mean	4.1502048	Sum Observations	203.36
Std Deviation	2.53590343	Variance	6.43080621
Skewness	0.57776697	Kurtosis	0.0239874
Uncorrected SS	1152.6642	Corrected SS	308.678698
Coeff Variation	61.1031019	Std Error Mean	0.36227192

Basic Statistical Measures

Location		Variability	
Mean	4.150204	Std Deviation	2.53590
Median	3.740000	Variance	6.43081
Mode	.	Range	10.45000
		Interquartile Range	3.05000

Tests for Location: Mu0=0

Test	-Statistic-	-----p Value-----	
Student's t	t 11.45605	Pr > t	<.0001
Sign	M 24	Pr >= M	<.0001
Signed Rank	S 588	Pr >= S 	<.0001

Tests for Normality

Test	--Statistic--	-----p Value-----	
Shapiro-Wilk	W 0.966929	Pr < W	0.1822

Teste para dados pareados

----- Aparelho=4 -----

The UNIVARIATE Procedure
Variable: dif

Moments

N	49	Sum Weights	49
Mean	4.88979592	Sum Observations	239.6
Std Deviation	2.7823435	Variance	7.74143537
Skewness	0.87157565	Kurtosis	0.42343762
Uncorrected SS	1543.184	Corrected SS	371.588898
Coeff Variation	56.9010149	Std Error Mean	0.39747764

Basic Statistical Measures

Location		Variability	
Mean	4.889796	Std Deviation	2.78234
Median	4.260000	Variance	7.74144
Mode	4.260000	Range	11.37000
		Interquartile Range	2.90000

Tests for Location: Mu0=0

Test	-Statistic-	-----p Value-----	
Student's t	t 12.30207	Pr > t	<.0001
Sign	M 24.5	Pr >= M	<.0001
Signed Rank	S 612.5	Pr >= S 	<.0001

Tests for Normality

Test	--Statistic--	-----p Value-----	
Shapiro-Wilk	W 0.935573	Pr < W	0.0100

Teste para dados pareados

----- Envelhecimento=1 -----

The UNIVARIATE Procedure
Variable: dif

Moments

N	39	Sum Weights	39
Mean	1.98384615	Sum Observations	77.37
Std Deviation	1.62981209	Variance	2.65628745
Skewness	0.25759624	Kurtosis	-1.4636861
Uncorrected SS	254.4291	Corrected SS	100.938923
Coeff Variation	82.1541573	Std Error Mean	0.2609788

Basic Statistical Measures

Location		Variability	
Mean	1.983846	Std Deviation	1.62981
Median	1.730000	Variance	2.65629
Mode	0.000000	Range	5.10000
		Interquartile Range	2.94000

Tests for Location: Mu0=0

Test	-Statistic-	-----p Value-----	
Student's t	t 7.601561	Pr > t	<.0001
Sign	M 16.5	Pr >= M	<.0001
Signed Rank	S 311.5	Pr >= S 	<.0001

Tests for Normality

Test	--Statistic--	-----p Value-----	
Shapiro-Wilk	W 0.9021	Pr < W	0.0025

Teste para dados pareados

----- Envelhecimento=2 -----

The UNIVARIATE Procedure
Variable: dif

Moments

N	40	Sum Weights	40
Mean	3.47175	Sum Observations	138.87
Std Deviation	1.69904783	Variance	2.88676353
Skewness	0.60580923	Kurtosis	0.30912082
Uncorrected SS	594.7057	Corrected SS	112.583778
Coeff Variation	48.9392332	Std Error Mean	0.26864305

Basic Statistical Measures

Location		Variability	
Mean	3.471750	Std Deviation	1.69905
Median	3.185000	Variance	2.88676
Mode	2.400000	Range	7.94000
		Interquartile Range	2.33500

Tests for Location: Mu0=0

Test	-Statistic-	-----p Value-----	
Student's t	t 12.92328	Pr > t 	<.0001
Sign	M 20	Pr >= M	<.0001
Signed Rank	S 410	Pr >= S	<.0001

Tests for Normality

Test	--Statistic--	-----p Value-----	
Shapiro-Wilk	W 0.964772	Pr < W	0.2430

Teste para dados pareados

----- Envelhecimento=3 -----

The UNIVARIATE Procedure
Variable: dif

Moments

N	40	Sum Weights	40
Mean	4.16125	Sum Observations	166.45
Std Deviation	2.08025539	Variance	4.3274625
Skewness	0.35703711	Kurtosis	-0.1959583
Uncorrected SS	861.4111	Corrected SS	168.771038
Coeff Variation	49.9911179	Std Error Mean	0.32891726

Basic Statistical Measures

Location		Variability	
Mean	4.161250	Std Deviation	2.08026
Median	3.980000	Variance	4.32746
Mode	.	Range	9.00000
		Interquartile Range	2.52500

Tests for Location: Mu0=0

Test	-Statistic-	-----p Value-----	
Student's t	t 12.65136	Pr > t 	<.0001
Sign	M 20	Pr >= M	<.0001
Signed Rank	S 410	Pr >= S	<.0001

Tests for Normality

Test	--Statistic--	-----p Value-----	
Shapiro-Wilk	W 0.981088	Pr < W	0.7298

Teste para dados pareados

----- Envelhecimento=4 -----

The UNIVARIATE Procedure
Variable: dif

Moments

N	39	Sum Weights	39
Mean	3.90641026	Sum Observations	152.35
Std Deviation	2.37629354	Variance	5.64677099
Skewness	0.65737441	Kurtosis	0.73287874
Uncorrected SS	809.7189	Corrected SS	214.577297
Coeff Variation	60.830619	Std Error Mean	0.3805115

Basic Statistical Measures

Location		Variability	
Mean	3.906410	Std Deviation	2.37629
Median	3.740000	Variance	5.64677
Mode	0.000000	Range	10.29000
		Interquartile Range	2.44000

Tests for Location: Mu0=0

Test	-Statistic-	-----p Value-----	
Student's t	t 10.26621	Pr > t 	<.0001
Sign	M 18.5	Pr >= M	<.0001
Signed Rank	S 351.5	Pr >= S	<.0001

Tests for Normality

Test	--Statistic--	-----p Value-----	
Shapiro-Wilk	W 0.95895	Pr < W	0.1645

Teste para dados pareados

----- Envelhecimento=5 -----

The UNIVARIATE Procedure
Variable: dif

Moments

N	40	Sum Weights	40
Mean	6.9145	Sum Observations	276.58
Std Deviation	3.24745182	Variance	10.5459433
Skewness	0.39923636	Kurtosis	-0.4858205
Uncorrected SS	2323.7042	Corrected SS	411.29179
Coeff Variation	46.9658229	Std Error Mean	0.51346722

Basic Statistical Measures

Location		Variability	
Mean	6.914500	Std Deviation	3.24745
Median	6.570000	Variance	10.54594
Mode	6.000000	Range	13.16000
		Interquartile Range	4.47500

Tests for Location: Mu0=0

Test	-Statistic-	-----p Value-----	
Student's t	t 13.46629	Pr > t 	<.0001
Sign	M 20	Pr >= M	<.0001
Signed Rank	S 410	Pr >= S	<.0001

Tests for Normality

Test	--Statistic--	-----p Value-----	
Shapiro-Wilk	W 0.974941	Pr < W	0.5080