



Universidade Norte do Paraná

UNOPAR

CENTRO DE CIÊNCIAS BIOLÓGICAS E DA SAÚDE
MESTRADO EM ODONTOLOGIA

LILIAM LUCIA CARRARA PAES DE MELLO

**MICRODUREZA DE CIMENTOS DE IONÔMERO DE VIDRO
MODIFICADOS POR RESINA FOTOATIVADOS COM
DIODOS EMISSORES DE LUZ**

Londrina
2005

LILIAM LUCIA CARRARA PAES DE MELLO

**MICRODUREZA DE CIMENTOS DE IONÔMERO DE VIDRO
MODIFICADOS POR RESINA FOTOATIVADOS COM
DIODOS EMISSORES DE LUZ**

Dissertação apresentada à Universidade
Norte do Paraná como parte integrante dos
requisitos para obtenção do título de Mestre
em Odontologia.

Orientadora:
Prof^ª. Dr^ª. Daniela Francisca Gigo Cefaly

Co-orientadora:
Prof^ª. Dr^ª. Linda Wang

LONDRINA
2005

LILIAM LUCIA CARRARA PAES DE MELLO

Filiação	Aruvaldes Carrara Isaura Minussi Carrara
Naturalidade	São Paulo – SP
Nascimento	18 de setembro de 1947
1967 – 1970	Graduação – Faculdade Estadual de Odontologia de Londrina
2001-2005	Professora do curso de Aperfeiçoamento em Dentística Restauradora Estética – EAP – Associação Odontológica do Norte do Paraná
2004-2006	Curso de Pós-Graduação na área de Dentística, nível Mestrado, na Universidade Norte do Paraná - UNOPAR
Associações	ABO – Associação Brasileira de Odontologia Sociedade Brasileira de Pesquisa Odontológica – SBPqO Associação Odontológica do Norte do Paraná

Dados Internacionais de catalogação-na-publicação
Universidade Norte do Paraná
Biblioteca Central
Setor de Tratamento da Informação

M479m Mello, Liliam Lucia Carrara Paes de.
Microdureza de cimentos de ionômero de vidro modificados
por resina fotoativados com diodos emissores de luz / Liliam Lucia
Carrara Paes de Mello. Londrina : [s.n], 2005.
xvi; 67p.

Dissertação (Mestrado). Odontologia. Dentística Preventiva
Universidade Norte do Paraná.
Orientadora: Profª Drª Daniela Francisca Gigo Cefaly

1- Odontologia - dissertação de mestrado - UNOPAR 2-
Dentística preventiva 3- Cimentos de ionômero de vidro
modificados por resina 4- Diodos emissores de luz I- Cefaly,
Daniela Francisca Gigo II- Universidade Norte do Paraná

CDU 616.314-089.27/.28

Dedicat3ria

Dedicatória

Dedico este meu trabalho a todos aqueles que me apoiaram e me incentivaram a iniciar esta jornada num estágio da vida em que muitos pensam em parar, em diminuir o ritmo. No entanto, com seu carinho, auxílio e companheirismo, me ampararam e acompanharam, dando-me o estímulo e a força de que eu tanto precisava para concretizar este desafio.

Ao meu marido, **Edgard**, meu amor e companheiro de todas as horas, tanto as fáceis como as difíceis, me ajudando e amparando, você é único e insubstituível. Eu amo você. Obrigada.

A minha filha **Ana Carolina**, embora longe, sempre perto do meu coração, e sempre disponível para tudo que eu pedisse.

A minha filha **Maria Augusta**, meu grudinho indispensável, querida e amada, você é única, e este trabalho não existiria sem você.

Vocês, **minhas filhas**, moram no meu coração...

A Meu pai **Aruvaldes**, graças a você eu existo, e aqui estou. Seu exemplo de integridade me norteou.

A minha mãe **Isaura**, embora hoje mentalmente desligada deste mundo, sempre foi uma batalhadora e incentivadora das filhas, para que construíssem e ocupassem um lugar próprio. Seu exemplo sempre me guiou, na vida e no trabalho, me fez crescer e me estimulou a ocupar o meu lugar.

Aos Meus genros, quase filhos, **Luis Afonso e Danilo**, meus consultores técnicos. Vocês, com paciência e bom humor, tornaram mais fácil minha missão. Agradeço do fundo do coração.

As minhas orientadoras **Daniela** (orientadora) e **Linda** (co-orientadora), não posso separá-las. Minhas mestras, minhas alunas, minhas filhas, minhas mães, minhas iniciadoras na ciência da pesquisa, minhas amigas... Vocês descortinaram um novo mundo para mim, marcaram intensamente o meu coração e vão morar lá para sempre. Obrigada por tudo.

Ao meu amigo e parceiro **Valter Scalco**, Deus me deu um presente quando eu o conheci, pois você me abriu para um novo mundo profissional, que só me deu alegria e satisfação.

Aos meus companheiros de curso, **Adriana, Fabiana, Patrícia Lanza, Patrícia Navarro, Tereza, Viviane, Hebert, Hermes, Flávio, Walter Busch**, amigos eternamente inesquecíveis.

Agradecimientos

Agradecimentos Especiais

Agradeço a **Deus**, em cujas mãos está o nosso destino.

Ao coordenador do curso de pós-graduação, **Professor Luiz Reynaldo de Figueiredo Walter**, meu mestre desde os primeiros passos na Odontologia, um exemplo que norteou minha vida como profissional e como pessoa, um amigo para sempre.

À **Professora Cássia Cilene Dezan Garbelini**, amiga e mestra, me incentivando sempre a romper barreiras e enfrentar desafios, sua colaboração foi inestimável.

À minha amiga **Eliani Fontana Schlieper**, cuja contribuição para a pesquisa literária foi de inestimável valor.

A **todos os amigos e parentes** que contribuíram para que este trabalho chegasse a bom termo.

Agradecimentos

Agradeço

À **Universidade Norte do Paraná**, UNOPAR, representada pelo Chanceler, **Sr. Marco Antonio Laffranchi**, e pela Reitora, **Prof^a Elisabeth Bueno Laffranchi**.

À **Pró-Reitoria de Pesquisa e Pós-Graduação**, representada pelo **Prof. Dr. Aloísio José Antunes**.

Ao **Centro de Ciências Biológicas Saúde**, representada pelo **Prof. Ruy Moreira da Costa Filho**.

À **Coordenadoria do Curso de Odontologia**, representada pelos **Profs. Drs. Luiz Reynaldo de Figueiredo Walter e Fernão Hélio Campos Leite Júnior**.

À **Coordenadoria de Pesquisa**, representada pelo **Prof. Hélio H. Suguimoto**.

Aos **professores do Curso de Mestrado.**

Aos **funcionários do Curso de Odontologia**, representados por **Vera Martins.**

À **todos os funcionários da UNOPAR**

Por terem possibilitado a realização desta Dissertação

Agradeço ainda

À **Faculdade de Odontologia de Bauru**, representada pela
Prof.^a Dr.^a Maria Fidela de Lima Navarro, pela disponibilização do laboratório de
Bioquímica para a realização da parte experimental deste trabalho.

***A mente que se abre a uma nova idéia
jamais voltará ao seu tamanho normal***

(Albert Einstein)

Resumo

MELLO, L.L.C.P. **Microdureza de cimentos de ionômero de vidro modificados por resina fotoativados com diodos emissores de luz.** 67p. Dissertação de Mestrado. (Odontologia) – Centro de Ciências Biológicas e da Saúde, Universidade Norte do Paraná, Londrina, 2005.

RESUMO

A tecnologia baseada em diodos emissores de luz (LEDs) vem sendo bastante utilizada na fotoativação de resinas compostas e é grande o número de estudos publicados a este respeito. Entretanto, não são encontradas na literatura pesquisas com cimentos ionômero de vidro modificados por resina, que também necessitam de fotoativação. Assim, este estudo analisou a microdureza de cimentos de ionômero de vidro modificados por resina fotoativados com LEDs. Desta forma, confeccionou-se 5 corpos-de-prova cilíndricos (3,0mm x 2,0mm) de cada material (Fuji II LC Improved – F e Vitremer - V) para cada unidade de fotoativação (LED: Ultrablue IS-LED e Halógena: Curing Light XL 3000 - Hal). A resina Filtek Z250 (Z) foi utilizada como controle. Foram preparados 6 grupos, combinando-se material e unidade de fotoativação. Os espécimes foram armazenados em recipientes à prova de luz por 24h e, a seguir, realizou-se o teste de Microdureza Knoop. Foram realizadas 6 indentações aleatórias, com 25g por 5s, em cada corpo-de-prova, sendo 3 no topo e 3 na base. Os dados obtidos foram analisados através de ANOVA a três critérios e do teste de Tukey para comparações múltiplas ($p < 0,05$). Para o topo, não houve diferença estatisticamente significativa na microdureza entre as unidades de fotoativação para todos os materiais utilizados. Na base, a microdureza do VHal foi maior que VLED e FHal foi menor que FLED. Não houve diferença entre ZHal e ZLED. Comparando-se a microdureza do topo e base para cada grupo, não foi observada diferença significativa para VLED, VHal, FLED e FHal. Em relação à resina Filtek Z250, a microdureza do topo foi maior que a da base para ambas as unidades de fotoativação ($p < 0,05$). Em relação à microdureza, a unidade LED apresentou pior comportamento que a unidade halógena na polimerização do Fuji II LC Improved, na superfície base.

Palavras-chave: Cimentos de ionômero de vidro modificados por resina. Diodos emissores de luz. Microdureza.

Abstract

MELLO, L.L.C.P. **Microhardness of resin-modified glass-ionomer cement photoactivated with light emitting diodes**. 2005. 67p. Dissertação de Mestrado. Universidade Norte do Paraná, Londrina.

ABSTRACT

The Light Emitting Diodes (LED) technology has been used to photoactivate composite resins and there are a large number of published studies in this area. However, there are no studies regarding resin-modified glass-ionomer, which also need photoactivation. Therefore, this study analyzed the microhardness of resin-modified glass-ionomer cements photoactivated with LEDs. Five cylindrical specimens (3.0mm in diameter and 2.0mm in high) were made from each material (Fuji II LC Improved – F e Vitremer - V) for each curing unit (LED: Ultrablue IS – LED e Halogen: Curing Light XL 3000 - Hal). The composite resin Filtek Z250 (Z) was used as control. Six groups were prepared combining material and cure unit. Specimens were stored into lightproof recipients for 24h and Knoop microhardness test was performed. Six randomized indentations with 25g for 5s were performed in each specimen, being 3 on top and 3 on bottom. Data were analyzed by three-way ANOVA and Tukey test for multiple comparisons ($p < 0.05$). At top surface, there was no statistically significant difference in microhardness between LED and halogen curing units for all materials. At bottom surface, microhardness of VHal was higher than VLED and FHal was lower than FLED. There was no significant difference between ZHal and ZLED. Comparing top and bottom microhardness, there was no difference for VLED, VHal, FLED and FHal. For Z, top microhardness was higher than bottom for both curing units. Regarding microhardness, LED presented worse performance than halogen unit to cure Fuji II LC Improved at bottom surface.

Key words: Resin-modified glass-ionomer cements. Light emitting diodes. Microhardness

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1	Aparelhos de fotoativação utilizados	42
Figura 2	Quadro demonstrativo dos aparelhos fotoativadores utilizados.....	43
Figura 3	Materiais utilizados.....	43
Figura 4	Quadro demonstrativo das características dos materiais utilizados.....	44
Figura 5	Sequência da confecção dos corpos-de-prova.....	46
Figura 6	Quadro demonstrativo dos grupos estudados.....	47
Figura 7	Sequência da leitura de dureza Knoop	48
Figura 8	Microdureza Knoop dos grupos estudados.....	52

LISTA DE ABREVIações

BAPO - bis-acyl- phosphonoxide

CIV - Cimentos de ionômero de vidro

CIVMR – Cimentos de ionômero de vidro modificados por resina

F – Fuji II LC Improved (cimento de ionômero de vidro)

Hal – Aparelho de fotoativação por luz halógena

InGaN – Nitreto de gálio

KHN – Knoop Hardness Number (microdureza Knoop)

LEDs – Light emitting diodes (diodos emissores de luz)

PPD – fenil propanodiona

V –Vitremmer (cimento de ionômero de vidro)

Z – Filtek Z250 (resina composta)

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO.....	17
2 REVISÃO DE LITERATURA.....	21
2.1 Cimentos de ionômero de vidro.....	21
2.2 Aparelhos para fotoativação.....	25
2.2.1 Aparelhos com lâmpada halógena.....	25
2.2.2 Unidades a base de LEDs.....	29
2.3 Avaliação da polimerização.....	34
2.4 Cimentos de ionômero de vidro modificados por resina fotoativados com LEDs	38
3 PROPOSIÇÃO.....	40
4 MATERIAL E MÉTODO.....	42
4.1 Aparelhos para fotoativação.....	42
4.2 Materiais utilizados.....	43
4.3 Confeção dos corpos-de-prova.....	44
4.4 Avaliação da microdureza.....	47
4.5 Análise estatística.....	49
5 RESULTADOS.....	51
6 DISCUSSÃO.....	55
7 CONCLUSÕES.....	62
REFERÊNCIAS.....	64

1 Introdução

1 INTRODUÇÃO

Os cimentos de ionômero de vidro (CIV) foram introduzidos na Odontologia em 1972, por WILSON; KENT⁴³. Sua adesão química à estrutura dental, a liberação de flúor e sua biocompatibilidade indicavam seu futuro promissor como material de forramento, restauração e cimentação (MCCABE, 1998²¹). No entanto, o acompanhamento clínico e as pesquisa laboratoriais mostraram que estes materiais apresentavam degradação marginal e descoloração muito precoces (GOLDMAN¹³, 1985).

Assim, alterações na composição dos cimentos de ionômero de vidro convencionais foram realizadas visando superar suas limitações e melhorar seu comportamento clínico (MATHIS; FERRACANE¹⁹, 1989; MITRA²⁴, 1991; UNO et al.⁴⁰, 1996; MC CABE²⁰, 1998). Desta forma, os chamados cimentos de ionômero de vidro modificados por resina (CIVMR) foram desenvolvidos e são caracterizados por apresentarem dois mecanismos de presa: a reação ácido/base e a polimerização (química, física ou ambas) (WILSON⁴², 1990; MC CABE²⁰, 1998).

Atualmente, a fotoativação dos materiais resinosos, entre eles os CIVMR, tem sido realizada, na maioria dos casos, através de unidades a base de lâmpada halógena. Porém, as lâmpadas halógenas têm o seu tempo de vida efetivo limitado a 50-100 horas. Isto se deve ao fato de que o calor dissipado pela lâmpada gera temperaturas elevadas que provocam uma progressiva degradação dos filtros, lâmpadas e sistemas condutores, produzindo, invariavelmente, uma diminuição da intensidade de luz emitida ao longo do tempo (BARGHI et al.³, 1994; MARTIN¹⁷, 1998; MIYAZAKI et al.²⁵, 1998). Conseqüentemente, são

observados a diminuição da profundidade de polimerização dos materiais e um decréscimo de suas propriedades físicas e mecânicas (SWARTZ et al.³⁷, 1983; MC CABE; CARRICK²¹, 1989). Outra particularidade é o fato de que o aquecimento do filamento de tungstênio obriga a utilização de um sistema de refrigeração, aumentando o ruído do aparelho e o gasto de energia.

Para superar as limitações relacionadas às unidades de fotoativação com lâmpadas halógenas, a tecnologia baseada em diodos emissores de luz (LEDs) foi proposta para a fotoativação de materiais resinosos (MILLS²², 1995). Segundo DUKE⁷ (2001), os LEDs com aplicação odontológica são semicondutores sólidos, que convertem energia elétrica diretamente em luz azul visível capaz de excitar a canforoquinona, o iniciador da polimerização da maioria dos materiais resinosos.

Comparativamente aos aparelhos com lâmpada halógena, os aparelhos com LEDs apresentam um espectro de irradiância coincidente com a absorvância da canforoquinona, o que os tornam ideais para os materiais que contenham este fotoiniciador na sua composição (MILLS et al.²³, 1999; UHL; MILLS; JANDT³⁸, 2003). A quantidade de energia emitida pelas lâmpadas halógenas sobre toda a região espectral é maior do que a emitida pelos LEDs. No entanto, na região de interesse, entre 450 e 470 nm, o pico de energia dos LEDs pode atingir o dobro daquele das lâmpadas halógenas. Esta é a razão apontada por alguns autores para explicar a maior eficiência dos LEDs (mesmo com densidade de potência menor) na fotoativação de resinas compostas, resultando em materiais com propriedades semelhantes às aquelas obtidas com a fotoativação com unidades halógenas (STAHL et al.³⁶, 2000).

A literatura é abundante em trabalhos que utilizam LEDs na fotoativação de resinas compostas (JANDT et al.¹⁴, 2000; STAHL et al.³⁶, 2000; DUNN; BUSH⁸, 2002; UHL; MILLS; JANDT³⁸, 2003; BALA; OLMEZ; KALAYCI², 2005). No entanto, não foram encontrados estudos sobre CIVMRs, que também necessitam de fotoativação.

Diferentes testes são indicados para a avaliação da polimerização de materiais resinosos. Entre eles destaca-se o teste de microdureza, que tem sido bastante utilizado para o estudo indireto da polimerização dos materiais resinosos e, conseqüentemente, da eficiência da fonte ativadora, devido à relativa simplicidade do método (KURACHI et al.¹⁵, 2001; ELLAKURIA et al.⁹, 2003; SOH ; YAP; SIOW³⁵, 2003; UHL; MILLS; JANDT³⁸, 2003).

Desta forma, este estudo se propõe a avaliar, através do teste de microdureza, a capacidade de um aparelho com LED em polimerizar cimentos de ionômero de vidro modificados por resina, comparando-o com um aparelho com lâmpada halógena.

***2 Revisão de
Literatura***

2. REVISÃO DE LITERATURA

2.1 Cimentos de ionômero de vidro

O cimento de ionômero de vidro foi desenvolvido na década de 70, por WILSON; KENT⁴³ e, desde então, sua aplicação e utilização pelos cirurgiões-dentistas vêm se ampliando.

O CIV convencional é formado quando o pó, composto basicamente por sílica (SiO_2), alumina (Al_2O_3) e fluoreto de cálcio (CaF_2) é aglutinado ao líquido, composto por uma solução aquosa de ácidos polialcenóicos, iniciando uma reação ácido-base. A primeira fase dessa reação é caracterizada pelo deslocamento dos íons Na^+ , Ca^{+2} , Al^{+3} e F^- . A presa inicial ocorre em poucos minutos com a formação de policarboxilato de cálcio. A presa continua com a formação do policarboxilato de alumínio que é mais estável e melhora as propriedades mecânicas do material. O estado final do cimento é caracterizado por partículas de vidro que ficaram sem reagir, circundadas por um gel de sílica que representa os íons que foram deslocados pelo ácido. Essas partículas estão no meio da matriz de policarboxilato (NAVARRO; PASCOTTO²⁸, 1998).

A adição de componentes resinosos à formulação dos CIV convencionais possibilitou a melhoria nas propriedades mecânicas (MATHIS; FERRACANE¹⁹, 1989; MITRA²⁴, 1991; UNO et al.⁴⁰, 1996) e na sensibilidade

inicial à umidade dos CIV convencionais (MATHIS; FERRACANE¹⁹, 1989 WILSON⁴², 1990), além de aumentar o tempo de trabalho.

MATHIS; FERRACANE¹⁹ (1989) descrevem um experimento no qual foi elaborado um CIV híbrido a partir de uma mistura do líquido de um CIV restaurador comercial (Fuji II), com uma resina experimental semelhante às resinas fotoativadas. Foram testadas a resistência à compressão, tensão de escoamento, módulo de elasticidade, resistência a fratura e resistência a tração diametral, comparados a um CIV tradicional. Também foi testada *in vitro* a solubilidade na água, adesão à dentina e rugosidade superficial. Os resultados demonstraram que após 1 hora a resistência à compressão aumentou (27%), bem como a tensão de escoamento (21%), módulo de elasticidade (27%) e resistência à fratura (33%). Os resultados de 24h mostraram aumento na resistência à tração (39%) e módulo de elasticidade (11%). A adesão à dentina foi similar em ambas as formulações. Os autores concluíram que a adição de 13% de uma resina fotoativada, a um CIV produz um material híbrido com melhora significativa de suas propriedades iniciais, menor solubilidade em água, menor sensibilidade da mistura, e redução da friabilidade. Além disso, a adesão deste material aos tecidos dentinários não foi afetada.

McCABE²⁰ (1998) publicou um artigo fazendo uma revisão do estado dos CIVMR. Nos últimos 25 anos, os dois maiores grupos de materiais para restaurações estéticas diretas têm sido as resinas compostas e os CIV, que são diferentes entre si, com características, propriedades e aplicações diferentes. Os primeiros materiais a apresentar em sua composição CIV e resina deixavam a desejar, mas mostraram ser possível combinar uma reação ácido-base e uma polimerização num mesmo material, inicialmente indicado para forramento e

confeção de bases, depois para restaurações, cimentações, confeção de núcleos ou munhões. Dependendo de sua composição, alguns desses materiais são mais semelhantes às resinas, enquanto outros são mais similares aos CIV. Em relação à composição, o CIV tradicional é aquele material que apresenta uma reação ácido-base entre vidro lixiviável e um políácido aquoso, apresentando as propriedades de adesão e liberação de flúor. O termo cimento de ionômero de vidro modificado por resina implica que as características do CIV são mantidas, mas modificadas pela presença de resina. O autor subdivide os materiais em 3 categorias: 1: as resinas modificadas, que apresentam apenas mecanismo de polimerização, mas contém íons de vidro responsáveis pela liberação de flúor (Variglass); 2: os produtos híbridos, apresentando reação ácido-base e polimerização (por luz e/ou quimicamente ativada). Como exemplos, destaca-se o Fuji II LC e o Vitremer; 3: Compômeros: que contém a maioria dos componentes das resinas e dos CIV, com exceção da água, representados pelo Dyract e Compoglass.

Embora a maioria dos CIVMRs sejam ativados por luz, alguns não possuem o longo tempo de trabalho das resinas fotoativadas. Existem duas possíveis explicações, a primeira relaciona-se ao fato de a reação ácido-base ser iniciada imediatamente após a mistura, e a segunda à sensibilidade de alguns materiais à luz ambiente. A adição do componente resinoso, 2-hidroxietilmetacrilato (HEMA) não afetou negativamente outras propriedades dos CIV convencionais como, por exemplo, a liberação de flúor que é equivalente (FORSTEN¹¹, 1995) ou maior (CHADWICK; GORDON⁵, 1995) nos CIVMRs.

Devido à adição de componentes resinosos, os CIVMR apresentam, além da reação ácido-base, a polimerização dos componentes

resinosos. Esta polimerização pode ser ativada quimicamente, por luz ou por ambos. Neste último caso o material apresenta presa tripla ou “trial”, ou seja, a presa é caracterizada pela reação ácido-base, pela ativação química dos componentes resinosos e ainda pela fotoativação destes componentes.

WILSON⁴², 1990, discute sobre os CIVMRs, fazendo uma comparação com os CIV convencionais, e afirma que os CIVMRs tem a vantagem de um longo tempo de trabalho combinado com uma presa rápida, maior resistência, além de se aderirem facilmente às resinas. No entanto, compartilham com as resinas compostas a desvantagem de possuírem monômeros livres e não terem a biocompatibilidade dos CIV convencionais.

MITRA²⁴, 1991, realizou estudo com objetivo de determinar a adesão à dentina e as propriedades físicas do Vitrebond Light Cure Glass Ionomer Liner/Base e comparar os valores com os de um material convencional, 3M Glass Ionomer Liner (self-cure). Não foi encontrada diferença estatisticamente significativa nos valores de resistência à compressão e tração diametral imediatamente após a fotoativação e após longa estocagem em água. No entanto, os valores para o material ativado por luz foram superiores àqueles que não receberam fotoativação. O efeito da luz, juntamente com a reação química, aumenta as forças coesivas do material. A longa estocagem mostrou que a adesão entre o material e a dentina é estável. Assim, como a literatura mostra *in vitro* que nem sempre materiais forradores à base de hidróxido de cálcio suportam condensações sob amálgama, o CIVMR se mostrou um forrador potencial.

De acordo com MOUNT; PATEL; MAKINSON²⁶, 2002, apenas três materiais disponíveis no mercado, podiam receber a denominação de CIVMRs: Fuji II LC, Vitremer e Photac Fil. Estes materiais têm uma reação ácido/base, mas

também contém uma quantidade limitada de monômeros que irão se polimerizar através de uma irradiação. A profundidade de polimerização relacionada à fotoativação será limitada pela profundidade de penetração da luz. Entretanto, existe um terceiro mecanismo, a polimerização iniciada por meio da incorporação de um sistema “redox”, similar aquele utilizado nas primeiras resinas compostas. Esta polimerização irá evitar a presença de monômeros de HEMA não polimerizados pela ativação da luz. Porém, foi verificado que somente a reação ácido-base e a polimerização química não são suficientes para produzirem materiais tão resistentes quanto àqueles que foram fotoativados. Assim, os autores concluem que a presença de um componente autopolimerizável é um fator adicional de segurança para o estabelecimento da presa nas regiões mais profundas da cavidade. No entanto, devido ao fato do material que não foi fotoativado não ser tão resistente quanto o que recebeu fotoativação, a técnica incremental de restauração é recomendada para toda situação onde a fonte de luz está a mais de 3 mm de distância da parede de fundo da cavidade.

2.2 Aparelhos para fotoativação

2.2.1. Aparelhos com lâmpada halógena

Assim como para todos os materiais resinosos, os aparelhos utilizados para a fotoativação dos CIVMR têm sido aqueles constituídos por lâmpada halógena. O desenvolvimento das resinas compostas fotoativáveis estabeleceu uma nova etapa na área da Dentística Restauradora. Paralelamente, a utilização da luz visível tornou-se imprescindível para a prática diária da Odontologia, tornando os aparelhos de lâmpada halógena bastante populares.

Os aparelhos de fotoativação mais usados na prática odontológica têm sido os que utilizam lâmpadas halógenas, por sua efetividade comprovada e seu custo relativamente baixo. As lâmpadas halógenas produzem luz por incandescência, num largo espectro de emissão, onde está contida a porção azul, que é a de interesse na ativação de iniciadores da polimerização de materiais resinosos. Para selecionar apenas esta região azul são usados filtros para bloquear a emissão de comprimentos de onda indesejáveis (MILLS; JANDT; ASHWORTH²³, 1999). Estes aparelhos emitem um espectro de luz com comprimento de onda entre 400 e 500nm (SOH; YAP; SLOW³⁵, 2003) e ativam a canforoquinona, que é o iniciador da polimerização presente na maioria das resinas compostas e que apresenta pico máximo de absorção de energia em 468nm. Outros iniciadores como PPD (fenil propanodiona) e BAPO (bis-acyl-phosphinóxide) que absorvem energia fora do espectro entre 450-490nm também serão ativados, o que se constitui numa vantagem³⁸.

Entretanto, como existe uma produção de grande quantidade de luz fora da região espectral de interesse, estes aparelhos apresentam o problema da emissão de calor. O calor leva à limitação da vida útil dos componentes do aparelho, como bulbo, refletor, condutores e filtro, levando, invariavelmente, a uma diminuição da densidade de potência e comprometimento da polimerização (BARGHI; BERRY; HATTON³, 1994; MARTIN¹⁷, 1998; MIYAZAKI et al.²⁵, 1998; JANDT et al.¹⁴ 2000). A utilização de sistema de refrigeração não evita a degradação dos componentes dos aparelhos, além de causar ruídos incômodos.

A manutenção das unidades de fotoativação, com a substituição freqüente dos componentes danificados deve ser realizada periodicamente para garantir a densidade de potência adequada, o que leva também a uma

polimerização adequada. A correta polimerização dos materiais resinosos influencia diretamente na longevidade dos tratamentos restauradores (BALA; ÖLMEZ; KALAYCI², 2005). Uma maior quantidade de monômeros residuais pode existir quando o aparelho fotoativador não for adequado, podendo traduzir-se clinicamente em profundidade de polimerização e grau de conversão inadequados (FERRACANE¹⁰, 1994; UHL; MILLS; JANDT³⁸, 2003). Esta deficiência também pode acelerar a degradação da restauração ao longo do tempo, uma vez que contribui no estabelecimento de um gradiente osmótico, que favorece a constituição de um meio hipertônico, levando a maior sorção de água (GARCIA et al.¹², 2003).

O maior problema das unidades de fotoativação com lâmpadas halógenas é, na verdade, o operador. BARGHI; BERRY; HATTON³ realizaram em 1994 uma pesquisa em consultórios particulares no estado do Texas (USA), para avaliar o desempenho das unidades fotoativadoras, já que o sucesso das restaurações fotoativadas depende diretamente do grau de polimerização induzido pela intensidade da luz. Neste artigo, são citados alguns problemas já relatados na literatura, que podem ocorrer nestes aparelhos diminuindo sua eficiência, tais como: queda na voltagem, degradação do bulbo e refletor, filtros danificados ou quebrados e quebra das fibras óticas ou da ponteira. Outros fatores que influem no grau de polimerização são a direção, localização e tamanho da ponteira, movimento da ponteira, método e espessura do incremento, e tempo de polimerização. Também o uso de desinfetantes à base de glutaraldeído danifica a haste de vidro da ponteira do aparelho. A pesquisa foi efetuada em 122 consultórios de 3 áreas metropolitanas no Texas. Foram examinadas 209 unidades de 40 modelos e 20 fabricantes. Os fatores

investigados foram o tipo de unidade, fabricante, frequência de uso, condições da unidade, idade, frequência da troca de bulbo, voltagem do bulbo e satisfação do dentista com o desempenho do aparelho. Os resultados mostraram que 30% das unidades apresentava densidade de potência menor que 200mW/cm^2 , ou seja, inadequada para um grau de polimerização desejado. Muitos dentistas ignoravam que a potência de sua unidade era inadequada para uso em consultório. A intensidade da luz era inversamente proporcional à idade da unidade. Um total de 10% apresentava filtros quebrados ou danificados. Além disso, muitos dentistas nunca tinham trocado o bulbo de suas unidades.

MIYAZAKI et al.²⁵ (1998) avaliaram a intensidade de luz de 105 aparelhos fotoativadores usados em consultórios particulares da região de Tóquio. Os dentistas respondiam a um questionário sobre o ano de fabricação, frequência de uso, e frequência com que checavam a potência de seu aparelho. A eficiência de polimerização dos aparelhos foi verificada por meio da análise da resistência à compressão de resina. A intensidade da luz era medida com um radiômetro ajustado com um filtro que limitava a resposta aos mais efetivos comprimentos de onda ($470 \pm 40\text{nm}$). Depois disso as unidades tiveram suas lâmpadas, filtros e feixe de fibras óticas trocados e suas intensidades de luz foram medidas novamente. A maior intensidade encontrada foi 1.364W/m^2 e a menor 28W/m^2 . A distribuição das intensidades foi: 41,9% apresentavam intensidade entre 0 a 500W/m^2 , 45,7% entre 500 e 1000 e 12,4% entre 1000 e 1500. Após a troca dos componentes, todas as unidades apresentaram melhor desempenho. Nos resultados de resistência à compressão, os menores valores estavam relacionados a menores intensidades da luz. Os autores concluíram que é

necessário checar regularmente as unidades de luz e repor os componentes que estiverem degradados.

2.2.2. Unidades à base de LEDs

Com o objetivo de superar as limitações dos aparelhos de fotoativação com lâmpada halógena, as unidades de fotoativação com LEDs foram introduzidas no mercado. A descoberta do LED azul se deve aos trabalhos de NAKAMURA, 1991²⁷. Em 1995, MILLS²² sugeriu a utilização da tecnologia LED como uma alternativa técnica para a fotoativação de materiais resinosos.

Segundo DUKE⁷ (2001), os LEDs com aplicação odontológica são semicondutores sólidos que convertem energia elétrica diretamente em luz azul, a qual é capaz de excitar a canforoquinona. Comparativamente aos aparelhos com lâmpada halógena, os aparelhos com LEDs apresentam um espectro de irradiância coincidente com a absorbância da canforoquinona, o que os tornam ideais para os materiais que contenham este fotoiniciador na sua composição. O autor ainda discute sobre os diversos tipos de aparelhos fotoativadores (à base de lâmpadas halógenas tradicionais, Laser, lâmpadas de xenônio de alta intensidade) lançados no mercado, querendo conquistar posições, mas usando mais o marketing do que evidências científicas.

Unidades de fotoativação com lâmpadas halógenas possuem um amplo espectro de emissão, ficando em torno de 360 a 560nm (MILLS, JANDT, ASHWORTH²³, 1999). Isto pode representar uma vantagem na polimerização de materiais que contenham, além da canforoquinona, outros iniciadores. No entanto, na região de interesse, entre 450 e 470nm, onde se encontra o espectro

de absorção da canforoquinona, o pico de energia dos LEDs pode atingir o dobro daquele das lâmpadas halógenas. Esta é a razão apontada por alguns autores para explicar a maior eficiência dos LEDs na fotoativação de resinas compostas que contenham este iniciador (STAHL et al.³⁶, 2000).

A fonte de luz ativadora ideal deveria ser aquela triplamente programável: tempo de irradiação, energia e distribuição espectral . Atualmente, fontes de luz baseadas na tecnologia LED são as que têm as melhores perspectivas de se tornarem fontes fotoativadoras ideais para a prática odontológica (DAVIDSON⁶, 2001).

Desde da descoberta dos LEDs azuis e da possibilidade da sua aplicação na Odontologia, vários aparelhos foram desenvolvidos e diversos estudos foram realizados, buscando comparar seu desempenho com o dos aparelhos de lâmpadas halógenas. Assim, a literatura é abundante a respeito de trabalhos que utilizam LEDs na fotoativação de resinas compostas.

Um dos primeiros estudos foi realizado por KURACHI et al.¹⁵ (2001) que avaliaram a dureza de uma resina composta fotoativada por aparelhos a base de LEDs e o compararam a uma unidade de fotoativação convencional. Os LEDs emitiam picos de 470nm. O material utilizado foi a resina Z100, fotoativada por 20, 40, 60, 120 e 180s com cada aparelho a base de LEDs (compostos por 2, 3, 4, 5 ou 6 LEDs) e por 40s com a luz halógena. As amostras tinham 0,35, 1,25 e 1,8mm de espessura. A avaliação da microdureza Vickers foi realizada na base da amostra com 3 indentações para cada amostra. Os resultados mostraram por meio do uso de um espectrofotômetro que o máximo de irradiância do LED ocorre em torno de 470nm e da halógena em torno de 460nm. É importante notar que o comprimento de onda mais eficiente para excitar a canforoquinona é de 470nm.

Como resultado final, apenas o aparelho com 6 LEDs conseguiu profundidade de polimerização suficiente.

JANDT et al.¹⁴ (2000) testaram a hipótese de que a profundidade de polimerização e a resistência à compressão de resinas compostas fotoativadas com unidade a base de LEDs (27 LEDs) ou lâmpada halógena não diferem. Como segundo objetivo estudou-se a irradiância e o espectro de luz de ambas as fontes de fotoativação. A profundidade de polimerização de 10 amostras de um compósito de 4mm de diâmetro e 8mm de profundidade foi determinada com penetrômetro. A resistência à compressão foi determinada depois de 6 e 72hs, em 6 amostras de 4mm de diâmetro e 6mm de profundidade de cada cor (A2 e A4), com ativação por 40s. A unidade com lâmpada halógena produziu resina com maior profundidade de polimerização que a unidade com LEDs. Não houve diferença significativa na resistência à compressão das amostras entre as fontes de luz. A unidade com lâmpada halógena apresentou uma ampla distribuição dos comprimentos de onda, com pico em 497nm, enquanto o LED emitiu a maioria da luz gerada a 465nm. A unidade com LEDs produziu uma irradiância total de 350mW/cm², enquanto a halógena produziu o total de irradiância de 755mW/cm². Ao final, os resultados encontrados excederam os valores requeridos pelas especificações dos fabricantes para ambas as fontes de luz.

STAHL et al.³⁶ (2000) testaram as propriedades flexurais de 3 compósitos diferentes com 3 cores, fotoativados com unidades LED e halógena. Não houve diferença na resistência flexural entre as resinas fotoativadas com LED ou halógena. Os autores apresentam um modelo para a avaliação da efetividade de polimerização baseado no espectro de absorção da canforoquinona, fotoiniciador presente nas resinas, e no espectro de emissão dos

LEDs. Os autores também discutem que, apesar da relativa menor irradiância dos LEDs, sua eficiência está próxima das halógenas convencionais com mais do dobro da irradiância.

CEFALY et al⁴ (2005) testaram um sistema LED experimental, comparando-o com duas fontes halógenas. Foi utilizada uma resina composta em 2 cores para 3 avaliações: a primeira analisou a influência de diferentes fontes de luz na profundidade de polimerização das resinas; a segunda analisou a profundidade de polimerização após o desgaste da unidade de fotoativação (simulando aproximadamente 1 mês de uso com 13 restaurações realizadas ao dia); finalmente a terceira avaliação verificou a temperatura gerada pelas unidades de fotoativação. Os resultados mostraram que o sistema LED produziu a menor profundidade de polimerização, o que pode ser explicado pela menor densidade de potência da unidade ($100\text{mW}/\text{cm}^2$), contra 510 e $790\text{mW}/\text{cm}^2$ das unidades halógenas. O desgaste não influenciou o comportamento dos aparelhos. Quanto à temperatura, o LED mostrou o menor aumento, enquanto as unidades halógenas mostraram maior aumento.

UHL; SIGUSCH; JANDT³⁹ (2004) realizaram estudo com o objetivo de testar um protótipo de unidade de fotoativação (FSU Jena) contendo um LED de alto poder de irradiância ($901\text{mW}/\text{cm}^2$) comparado a uma unidade de fotoativação convencional halógena (Polofil – VOCO), com $860\text{mW}/\text{cm}^2$. O protótipo consistia em um único LED de InGaN (Nitreto de gálio, semicondutor que produz luz azul) que apresentava múltiplos emissores em um mesmo substrato, com dissipação rápida do calor gerado. O LED foi montado em uma lente plástica preenchida com gel de silicone com aproximadamente 8mm de diâmetro, e pode ser facilmente montado em dispositivos tipo caneta para

aplicação dental. Três resinas foram testadas: Z 100 e Revolcin Flow (à base de dimetacrilatos) e Admira, à base de uma cerâmica organicamente modificada. A Z100 e a Admira contêm como fotoiniciador a canforoquinona. O Revolcin contém, além da canforoquinona, co-iniciadores que absorvem luz em comprimentos de onda menores que 410nm. Duas tonalidades foram utilizadas: clara (A2) e escura (A3.5 ou A4). Os corpos-de-prova foram polimerizados por 40s. Os corpos-de-prova destinados à análise da profundidade de polimerização apresentavam diâmetro de 4mm e profundidade de 8mm. Aqueles utilizados para avaliação da Dureza Knoop possuíam diâmetro de 4mm e profundidade de 2mm. A dureza foi verificada 3 vezes no topo e base, com carga de 200g por 10s. A ANOVA mostrou resultados melhores na dureza Knoop da Z100 e Admira fotopolimerizadas com sistema LED do que com lâmpada halógena. O Revolcin mostrou diferença estatisticamente significativamente menor para o sistema LED do que para halógena.

BALA; ÖLMEZ; KALAYCI² (2005) comparam a eficiência de um aparelho a base de LEDs no grau de conversão de materiais resinosos. Foram utilizadas duas resinas híbridas (Esthet X e Z250), 4 resinas condensáveis (P60, Prodigy, Surefil e Solitaire) e um cerômero (Admira). As fontes de luz usadas foram o sistema LED Elipar Freelight com 19 LEDs, irradiância de 400mW/cm² e comprimento de onda de 440-490nm; e uma unidade halógena Hilux Ultra Plus com irradiância de 600mW/cm² e 450-520nm de comprimento de onda. O tempo de exposição foi de 40s. O sistema à base de LEDs foi melhor que a luz halógena, exceto para Surefill e Z250, onde não houve diferença estatisticamente significativa.

2.3 Avaliação da polimerização

A profundidade de polimerização, o grau de conversão, a microdureza e algumas propriedades mecânicas têm sido as principais propriedades estudadas para a avaliação da polimerização dos materiais resinosos (STAHL et al.³⁶, 2000; UHL; SIGUSCH; JANDT³⁹, 2004; BALA; ÖLMEZ; KALAYCI², 2005).

O teste de microdureza tem se destacado para o estudo indireto da polimerização destes materiais e, conseqüentemente, da eficiência da fonte ativadora, devido à relativa simplicidade do método (KURACHI et al.¹⁵, 2001; ELLAKURIA et al.⁹, 2003; SOH; YAP; SIOW, 2003³⁵; UHL; MILLS; JANDT³⁸, 2003). O conceito mais comum de dureza ou flexibilidade de um material é a resistência relativa que ele oferece a uma indentação. Assim, a dureza pode ser definida como a resistência a uma indentação ou penetração permanente.

Os estudos que avaliam a polimerização buscam elucidar os profissionais sobre a influência que os materiais, unidades de fotoativação e técnicas restauradoras podem exercer no comportamento das restaurações. Desta forma, várias pesquisas podem ser encontradas a este respeito na literatura científica e o conhecimento destes trabalhos muito colaboram para o aprimoramento do trabalho do cirurgião-dentista.

SWARTZ; PHILLIPS; RHODES³⁷ (1983) testaram o sistema Prisma Fill- Prisma-Light e Visio-Dispers com Elipar Light. Os espécimes de 7mm de diâmetro foram preparados com espessura de 1, 2 e 3mm. Imediatamente após a fotoativação (20s) era realizada a leitura de dureza Knoop. A seguir eram realizadas medidas e leituras após 24 horas e 7 dias. O efeito da distância da luz foi testado colocando-se anéis de plástico no topo da amostra para servir de espaçador entre a luz e a resina. Os resultados mostraram que o grau de

polimerização das resinas diminui conforme aumenta a distância entre a resina e a fonte de luz. Os autores indicam a ativação por vestibular e lingual e a utilização da técnica incremental em cavidades profundas.

RUEGGERBERG; CAUGHMAN; CURTIS³³ (1994) investigaram, por meio da espectroscopia infravermelha, a interdependência da duração da exposição e intensidade das fontes fotoativadoras na polimerização de várias profundidades no interior de uma restauração simulada de resina composta. Os espécimes de resina foram preparados num molde de tal maneira que as fatias podiam ser removidas do topo ou de distâncias de 1, 2, ou 3mm abaixo da superfície. Foram utilizadas resinas de micropartículas e híbridas de cores universal e cinza. Os resultados indicaram o efeito da profundidade na polimerização das resinas. Em profundidades acima de 2mm a polimerização é deficiente e muito suscetível às mudanças na intensidade da luz e duração da exposição. Recomenda 60s de exposição com intensidade de no mínimo 400mW/cm². Os incrementos não devem exceder 2mm, sendo que 1mm é o ideal. Fontes de luz com menos de 233mW/cm² não devem ser usadas por resultar em resinas com propriedades pobres. Nestes casos, recomenda-se a troca do bulbo.

Corroborando com estes resultados, POSKUS; PLACIDO; CARDOSO³¹, 2004 encontraram que a técnica incremental promove uma polimerização mais uniforme das resinas, resultando em materiais com maior dureza do que quando fotoativados em incremento único.

MARTINS et al.¹⁸ (2002) realizaram um estudo sobre a microdureza Knoop em função da intensidade da luz e cor de uma resina composta. A resina usada foi Fill Magic (Vigodent), nas cores A3, B3, C3, D3 e I. Os corpos-de-prova tinham 2mm de espessura por 6mm de diâmetro. O aparelho

fotopolimerizador foi o Elipar Trilight (3M) calibrado para emitir 3 intensidades de luz: MED (média) = 450mW/cm², STD (standard) = 800mW/cm², EXP (progressiva) = intensidade de luz gradativa de 100mW/cm² a 800mW/cm², durante 40s. A microdureza foi testada em microdurômetro sob carga de 100g durante 10s, total de 10 penetrações por superfície da amostra, sendo 5 no topo e 5 na base. A intensidade de luz progressiva obteve o maior valor de dureza Knoop (53,10kp/mm²), a MED obteve a menor média (49,77kp/mm²), enquanto que a STD obteve valor intermediário (49,77kp/mm²). Porém, não houve diferença estatisticamente significativa entre a intensidade EXP e a STD. Também não houve diferença em relação à cor. No entanto, as cores C3 e D3 apresentaram menores valores que as demais, enquanto que a cor A3 obteve maior grau de dureza que as demais.

ASMUSSEM; PEUTZFELDT¹ (2003) estudaram a influência do diâmetro dos espécimes na relação entre a profundidade de subsuperfície e dureza de resinas compostas fotoativadas. A dureza da resina composta estudada foi medida em função da profundidade de subsuperfície para espécimes cilíndricos de 3,0, 4,0 e 6,0mm de diâmetro. Os resultados encontrados mostraram que a resina apresentou-se menos dura a 0,5mm de profundidade que a 1,0 mm ou a 1,5 mm independente do diâmetro da amostra. As causas poderiam ser a inibição da polimerização pelo oxigênio do ar e a alta proporção de polimerização do material a profundidades pequenas. Também foi encontrado que a partir de 3,0mm de profundidade, a dureza aumentou com o aumento do diâmetro dos espécimes. Os autores explicam que o aumento de temperatura durante a polimerização das resinas é maior em espécimes de tamanho maior. Para profundidades de até 2,5mm não houve diferença na dureza para os três

diâmetros. Provavelmente, devido à influência da temperatura ser mais pronunciada em casos onde o grau de conversão é relativamente baixo, como, por exemplo, nas partes mais profundas da resina composta. Outra explicação está relacionada à luz refletida do interior da resina. Assim, quanto maior o espécime, mais luz é captada e refletida.

SOH; YAP; SIOW³⁵ (2003) avaliaram, por meio da determinação da microdureza Knoop, a profundidade de polimerização associada a duas unidades à base de LEDs e três Halógenas de intensidades diferentes (convencional, alta intensidade e altíssima intensidade), com diferentes modos de exposição. Os autores concluíram que a profundidade de polimerização é dependente das características das unidades LED e halógenas e também do modo de exposição.

UHL; MILLS; JANDT³⁸ (2003) investigaram a dependência do tempo na dureza Knoop e a profundidade de polimerização de resinas polimerizadas com unidade halógena (Trilight) e LEDs (Freelight e um protótipo). A unidade halógena foi usada nos modos soft-start e standard. Quatro compósitos foram usados (Z100, Spectrum, Definite e Solitaire 2). Dois deles tinham co-iniciadores juntamente com a canforoquinona (Definite, Solitaire 2). A profundidade de polimerização obtida com a fonte halógena no modo standard foi estatisticamente maior que as obtidas pelos LEDs para todos os materiais e tempos utilizados. O LED protótipo (com 63 LEDs) resultou em maior profundidade de polimerização que outro LED estudado para todos os materiais e tempos. As resinas contendo co-iniciadores apresentaram menor dureza se fotoativadas com LED do que com a unidade halógena. As fontes de luz com

LEDs devem ser usadas cuidadosamente em resinas que contenham iniciadores que absorvem a menores comprimentos de onda que os emitidos pelos LEDs.

2.4 Cimentos de ionômero de vidro modificados por resina fotoativados com LED

As unidades de fotoativação a base de LED estão disponíveis no mercado em várias marcas, modelos e intensidades e muitos profissionais estão adquirindo esses equipamentos para a fotoativação das resinas compostas que utilizam.

É verdade que os trabalhos têm demonstrado não haver diferença significativa nas propriedades das resinas entre as unidades com LED e as com lâmpada halógena, principalmente quando as gerações mais recentes de unidades com LEDs são utilizadas (UHL; SIGUSCH; JANDT³⁹, 2004; BALA; OLMEZ; KALAYCI², 2005; PRICE; FELIX; ANDREOU³², 2005). No entanto, não foram encontrados estudos com os CIVMRs fotoativados com unidades com LEDs. Este é um importante aspecto a ser considerado, uma vez que os profissionais que estão utilizando unidades com LEDs para a fotoativação de resinas compostas também estão utilizando o mesmo aparelho para a fotoativação dos CIVMRs.

Desta forma, este estudo propõe-se a avaliar, por meio do teste de microdureza, a capacidade de um aparelho à base de LEDs em polimerizar cimentos de ionômero de vidro modificados por resina, comparando-o com um aparelho com lâmpada halógena.

3 Proposição

3 PROPOSIÇÃO

O presente estudo propõe-se a avaliar a microdureza de cimentos de ionômero de vidro modificados por resina fotoativados com diodos emissores de luz, comparando-a com aquela obtida com um aparelho com lâmpada halógena, utilizando uma resina composta como controle.

As seguintes hipóteses nulas foram testadas:

1. Não há diferença na Microdureza Knoop de cimentos de ionômero de vidro modificados por resina entre os espécimes fotoativados por aparelho com LED e os fotoativados por aparelho com lâmpada halógena.

2. Não há diferença na Microdureza Knoop entre as superfícies topo e base dos espécimes.

4 Material e

Método

4 MATERIAL E MÉTODO

Foram testados três materiais restauradores: dois CIVMRs e uma resina composta fotoativável, como grupo controle. A Microdureza Knoop foi avaliada 24 horas após a fotoativação dos materiais.

4.1 Aparelhos para fotoativação

Para a realização do presente estudo foram utilizados dois aparelhos para fotoativação (Figura 1), sendo um contendo diodos emissores de luz azul (LEDs) e outro contendo lâmpada halógena. As características dos aparelhos podem ser observadas na Figura 2. A densidade de potência dos aparelhos utilizados foi verificada com radiômetro (Curing Radiometer - Demetron Research Corporation).

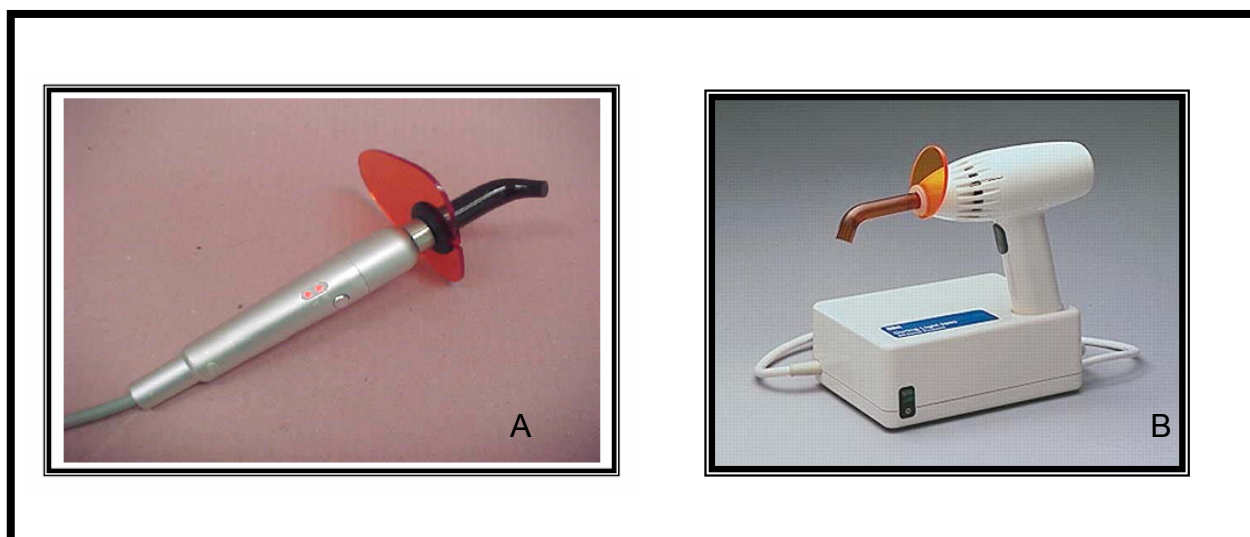


Figura 1- Aparelhos de fotoativação utilizados: A: Ultrablue IS, B: Curing Light XL 3000

Aparelho	Tipo	Número de série	Fabricante	Densidade de potência (mW/cm ²)
Ultrablue IS	LED	0144	DMC	
			Equipamentos Ltda	600
Curing Light	Lâmpada	207739	3M ESPE	
XL 3000	halógena			600

Figura 2- Quadro demonstrativo dos aparelhos fotoativadores utilizados

4.2 Materiais utilizados

Foram utilizados dois cimentos de ionômero de vidro modificados por resina: Fuji II LC Improved (GC) e Vitremer (3M ESPE), e como controle uma resina composta Filtek Z250 (3M ESPE) (Figura 3).



Figura 3- Materiais utilizados

A cor utilizada foi a A3 para todos os materiais. Informações sobre os materiais utilizados estão apresentadas na Figura 4.

Material	Categoria	Composição básica	Apresentação	Cor	Lote
Fuji II LC Improved (GC)	Cimento de vidro modificado por resina	Vidro de fluoraluminossilicato; ácido poliacrílico; HEMA; água	Pó e líquido	A3	0305071
Vitremer (3M ESPE)	Cimento de vidro modificado por resina	Vidro de fluoraluminossilicato; persulfeto de potássio e ácido ascórbico; copolímero do ácido polialcenóico HEMA; água, fotoiniciadores	Pó e líquido	A3	23084
Filtek Z250 (3M ESPE)	Resina composta	Bis-GMA, UDMA Bis-EMA; Canforoquinona; zirconia e sílica	Seringa	A3	4 AF

Figura 4- Quadro demonstrativo das características dos materiais utilizados

4.3 Confeção dos corpos-de-prova

Foram confeccionados cinco corpos-de-prova de cada material para cada unidade de fotoativação, num total de 30 corpos-de-prova. Para sua confecção foi utilizada uma matriz de aço inoxidável desmontável, sobre cuja base são acopladas duas partes, cada uma com um pequeno desgaste central com formato de meia lua, que ao se juntarem formam um pequeno cilindro de 3,0mm de diâmetro por 2,0mm de espessura, no qual foram inseridos os materiais. Uma tira de poliéster foi colocada entre a base e as partes

desmontáveis da matriz para evitar o contato do material com a base. A matriz foi previamente isolada com vaselina sólida.

A proporção dos cimentos ionoméricos foi obtida em peso, para uma maior padronização dos espécimes, evitando-se a influência de bolhas ao se dispensar o líquido, e diferentes volumes de pó ao se utilizar a colher dosadora que acompanha os materiais. Foi utilizada uma proporção pó/líquido de 3,2g para o Fuji II e de 2,5g para o Vitremer, conforme recomendação dos fabricantes.

Após a manipulação, os materiais foram acondicionados em pontas plásticas e, com o auxílio de uma seringa (Centrix) foram inseridos na matriz. A inserção foi realizada com ligeiro excesso. Sobre o material uma tira de poliéster foi adaptada e sobre esta uma lamínula de vidro, na qual aplicou-se uma ligeira pressão digital para o extravasamento do excesso do material, previamente a fotoativação.

A fotoativação foi realizada seguindo as recomendações dos fabricantes: 20 segundos para o Fuji II LC Improved, 40 segundos para o Vitremer, e 20 segundos para a resina controle Filtek Z250, apenas na superfície topo das amostras.

Os corpos-de-prova foram removidos das matrizes, receberam uma marcação para a identificação da superfície de topo e de base e em seguida foram acondicionados em recipientes plásticos de cor escura e armazenados em estufa a $37 \pm 1^\circ\text{C}$ por 24 horas. A seqüência da confecção dos corpos-de-prova pode ser observada na Figura 5.

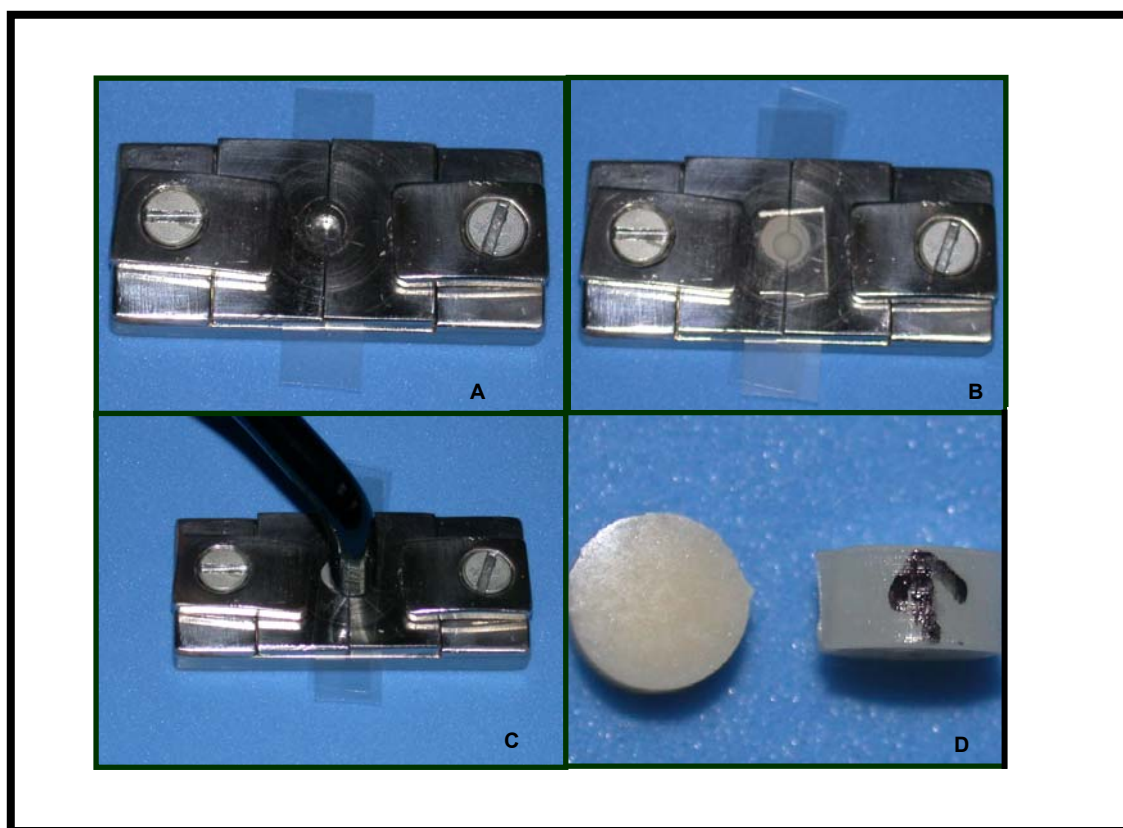


Figura 5- Sequência da confecção dos corpos-de-prova: A) Matriz preparada; B) Material inserido na matriz com excesso; C) Fotoativação; D) Corpos-de-prova e identificação das superfícies topo e base.

Desta forma, os grupos estudados estão apresentados na Figura 6.

GRUPO	MATERIAL	FONTE DE LUZ
I - FHal	Fuji II LC Improved	Lâmpada halógena
II - FLED	Fuji II LC Improved	LED
III - VHal	Vitremer	Lâmpada halógena
IV – VLED	Vitremer	LED
V – ZHal	Filtek Z250	Lâmpada halógena
VI - ZLED	Filtek Z250	LED

Figura 6- Quadro demonstrativo dos grupos estudados

4.4 Avaliação da microdureza

Os corpos-de-prova foram submetidos à avaliação da microdureza, 24 horas após sua confecção. Foi utilizada uma base acrílica plana para o apoio das amostras. A avaliação foi realizada na superfície de topo e, em seguida, na superfície de base das amostras e conduzida em microdurômetro (HMV Microhardness Tester - SHIMADZU) com indentador Knoop. Em cada superfície foram realizadas três indentações com 25g por 5 segundos, que foram lidas a seguir pelo programa CAMS-WIN (New Age Industries, USA), perfazendo-se 30 leituras para cada grupo, num total de 180 leituras (Figura 7).

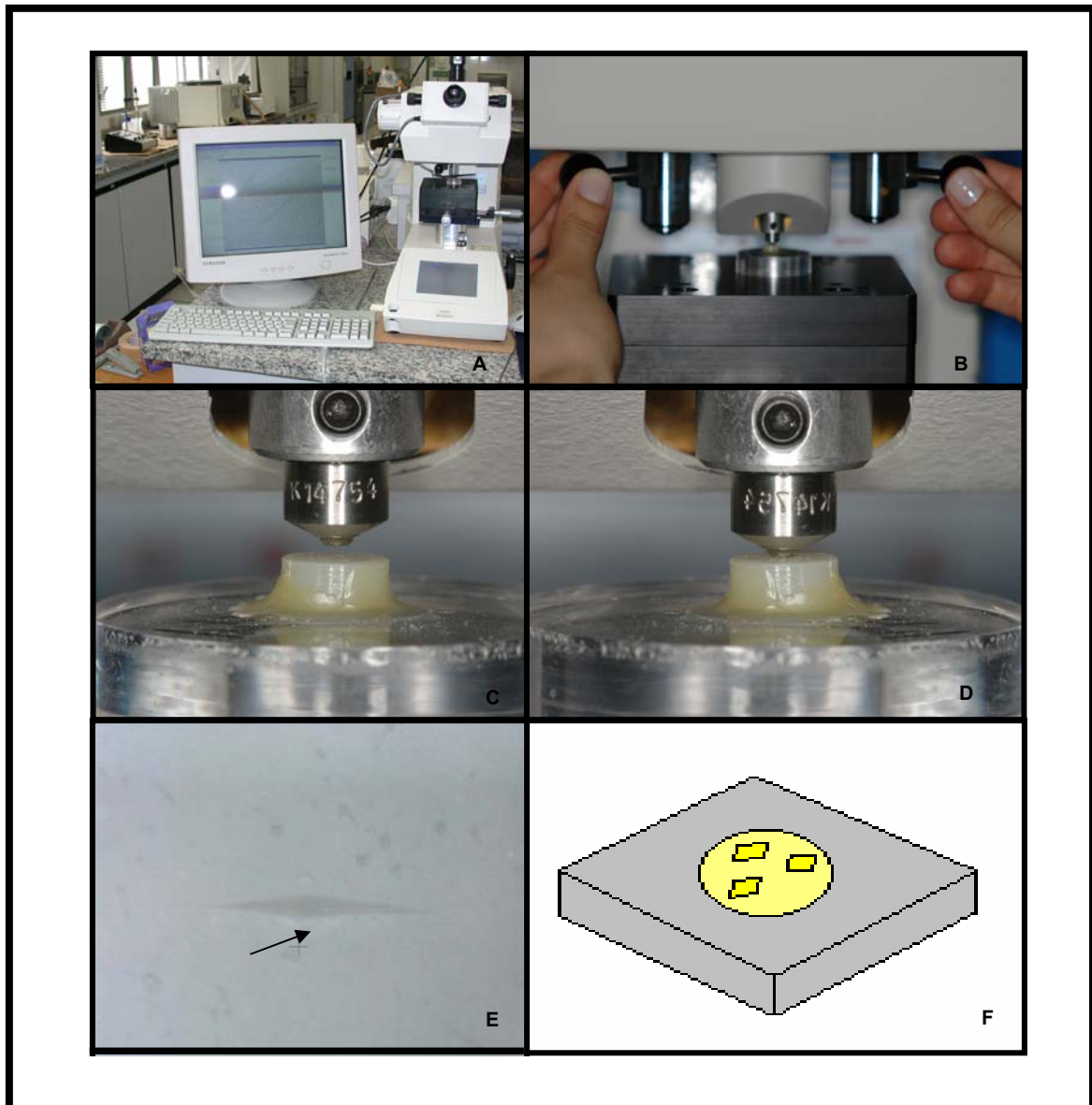


Figura 7- Seqüência da leitura de dureza Knoop: A) Microdurômetro; B) Posicionamento do corpo-de-prova; C) Indentador aproximando-se da superfície do corpo-de-prova; D) Indentador fazendo a marcação; E) Imagem da marcação no corpo-de-prova; F) Desenho esquemático mostrando as três marcações.

4.5 Análise estatística

Os dados obtidos foram submetidos a ANOVA a três critérios (material, fonte de luz e superfície) e ao teste de Tukey para comparações múltiplas com 5% de significância.

5 Resultados

5 RESULTADOS

Para melhor compreensão dos resultados, estudaram-se as diferenças entre os grupos para as superfícies topo e base, separadamente. Também foi comparada a microdureza entre topo e base para cada grupo.

Os resultados de microdureza podem ser observados na Tabela 1 e Figura 8.

Tabela 1- Médias (Desvios padrão) da microdureza Knoop (KHN) dos grupos estudados

Grupos	Topo	Base
FHal	89,39 (5,81)	84,85 (5,6)
FLED	95,25 (5,16)	100,10 (1,65)
VHal	80,33 (7,24)	80,56 (6,72)
VLED	70,83 (6,83)	61,05 (4,21)
ZHal	84,59 (5,74)	67,27 (4,24)
ZLED	81,83 (4,29)	66,95 (5,91)

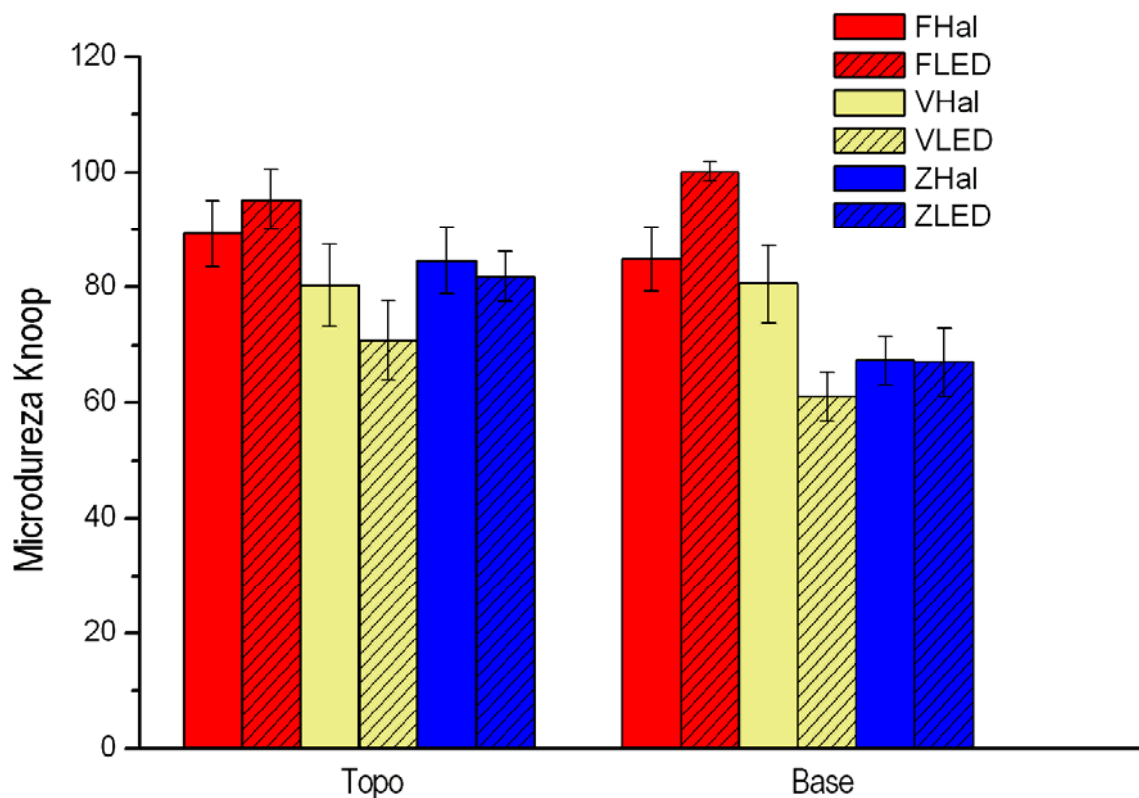


Figura 8- Microdureza Knoop dos grupos estudados

A ANOVA mostrou interação entre os três fatores estudados: material, fonte de luz e superfície.

Em relação à superfície topo, o teste de Tukey não mostrou diferença estatisticamente significativa na microdureza entre as fontes de luz (LED e halógena) para todos os materiais ($p > 0,05$).

Para a superfície base, a microdureza do VHal foi estatisticamente maior que a do VLED e a microdureza do FHal foi menor que a do FLED ($p < 0,05$). Não houve diferença estatisticamente significativa entre ZHal e ZLED ($p > 0,05$).

Comparando-se a microdureza do topo e base para cada combinação material/fonte de luz, não foi observada diferença significativa para V/LED-Hal e F/LED-Hal ($p > 0,05$). Em relação à resina Filtek Z250, a microdureza do topo foi maior que a da base para ambas fontes de luz ($p < 0,05$).

6 Discussão

6 DISCUSSÃO

Os CIVMR foram alvos deste estudo devido a sua ampla indicação e utilização pelos cirurgiões-dentistas e também devido a ausência de estudos envolvendo CIVMRs fotoativados com unidades constituídas por LEDS.

Os cimentos de ionômero de vidro foram introduzidos na prática Odontológica por WILSON; KENT⁴³ (1972). Estes materiais apresentam algumas propriedades como coeficiente de expansão térmica próximo ao da dentina, união química à estrutura dentária, biocompatibilidade e liberação de flúor que possibilitam sua ampla indicação. Desta forma, os CIV podem ser utilizados para restauração, cimentação de restaurações protéticas ou dispositivos ortodônticos ou como material para forramento ou base de restaurações.

Entretanto, os CIV apresentam algumas limitações como sensibilidade inicial à perda e ganho de água, fenômenos conhecidos respectivamente como sinérese e embebição, além de propriedades mecânicas inferiores as do amálgama e da resina composta (NICHOLSON; ANSTICE; MCLEAN²⁹, 1992; NAVARRO; PASCOTTO²⁸, 1998).

O desenvolvimento de cimentos ionoméricos modificados por resina possibilitou a melhoria nas propriedades mecânicas (MATHIS; FERRACANE¹⁹, 1989; MITRA²⁴, 1991; UNO⁰ et al., 1996) e nos problemas relacionados à sensibilidade a umidade inerente aos CIV convencionais (MATHIS; FERRACANE¹⁹, 1989; WILSON⁴², 1990).

Os materiais testados, Fuji II LC Improved e Vitremer são CIVMR que apresentam três mecanismos de endurecimento. A reação ácido-base, comum a todos os tipos de CIV, inicia-se com a aglutinação do pó ao líquido,

porém ocorre de maneira mais lenta porque parte da água, essencial componente para a reação ácido-base, é substituída pelo HEMA. A luz irá ativar a canforoquinona, iniciadora da polimerização do HEMA. A profundidade de polimerização relacionada à fotoativação será limitada pela profundidade de penetração da luz. Entretanto, existe um terceiro mecanismo, a polimerização iniciada por meio da incorporação de um sistema “redox”, similar aquele utilizado nas primeiras resinas compostas. Esta polimerização irá evitar a presença de monômeros HEMA não polimerizados pela ativação da luz (MOUNT; PATEL; MAKINSON²⁶, 2002).

Assim, os CIVMRs devem endurecer mesmo sem a fotoativação, devido à reação ácido-base e à polimerização química da fase resinosa. Porém, no presente estudo não foi utilizado grupo controle sem fotoativação. Isto porque foi demonstrado que a resistência dos CIVMRs foi maior para os espécimes fotoativados. Após 24 h, os espécimes de Fuji II LC e Vitremer fotoativados foram 50% mais resistentes que aqueles que não receberam fotoativação (MOUNT; PATEL; MAKINSON²⁶, 2002).

O grupo controle foi representado pela resina Filtek Z250. A resina foi escolhida como controle porque os estudos com LEDs presentes na literatura envolvem a utilização de resinas compostas (JANDT et al.¹⁴, 2000; DUNN, BUSH⁸, 2002; UHL; SIGUSCH; JANDT³⁹, 2004; BALA; OLMEZ; KALAYCI², 2005). Além disso, a aplicação da tecnologia LED para a fotoativação de resinas compostas parece estar bastante consolidada. Assim, diferentemente dos primeiros estudos (KURACHI et al.¹⁵, 2001; DUNN, BUSH⁸, 2002), as pesquisas mais recentes têm demonstrado que as novas gerações de LEDs podem até mesmo resultar em resinas com propriedades superiores às aquelas obtidas com

lâmpadas halógenas (UHL; SIGUSCH; JAND³⁹, 2004; BALA; OLMEZ; KALAYCI², 2005; PRICE; FELIX; ANDREOU³², 2005). Desta forma, a resina representa um adequado parâmetro para a comparação com os CIVMRs na avaliação da efetividade do LED.

Os resultados do presente estudo mostraram comportamento diferente das unidades de fotoativação para o topo e base dos espécimes. Analisando-se a microdureza do topo, não foi observada diferença entre os dois tipos de fonte de luz, independentemente do material. A explicação pode estar relacionada a mesma densidade de potência dos dois aparelhos, 600mW/cm², verificada com o radiômetro Curing Radiometer, Demetron Research Corporation. Além disso, o trabalho de RUEGGBERG et al³⁴, 1993, mostrou que na superfície (topo) não há atenuação da luz causada pelas camadas de resina e até mesmo uma baixa densidade de potência é capaz de proporcionar adequada polimerização.

No entanto, considerando a microdureza da base, houve diferença entre as fontes para os CIVMRs. Assim, a microdureza do grupo FLED, foi maior que a do grupo FHal. Este resultado provavelmente esteja relacionado à maior eficiência dos LEDs na ativação da polimerização dos materiais resinosos. A maioria dos materiais a base de resina possuem a canforoquinona como o iniciador da polimerização, a qual é sensível à luz na região azul do espectro visível. De acordo com NOMOTO³⁰, 1997 o espectro de absorção da canforoquinona é em torno de 470nm. As lâmpadas halógenas presentes nas unidades de fotoativação tradicionais emitem um espectro de irradiância entre 360 a 500nm. O pico de emissão dos LEDs odontológicos está em 470nm e,

conseqüentemente, possuem uma maior eficiência na ativação da canforoquinona.

Já para o outro CIVMR, a microdureza da base do grupo fotoativado com lâmpada halógena, VHal, foi maior que a do grupo fotoativado com LED, VLED. A temperatura gerada pela fonte de luz pode estar relacionada a esta constatação. O trabalho de YAP; SOH⁴¹, 2003 mostrou que as unidades LEDs estudadas apresentaram menor aumento de temperatura que as unidades halógenas. Comparando-se inclusive aparelhos com densidade de potência semelhantes (LEDs com 600mW/cm² e halógena com 650mW/cm²), verificou-se que a temperatura gerada foi mais que três vezes maior para a unidade halógena que para a unidade LED. Em continuidade à pesquisa de YAP; SOH⁴¹, 2003, no trabalho de SOH; YAP; SLOW³⁵, 2003, que comparou a profundidade de polimerização relacionada a várias fontes de luz, é discutido o fato de que o calor produzido pelas unidades de fotoativação pode ser útil no processo de polimerização. LOVELL et al¹⁶, 2003, também verificaram em seu estudo que o maior grau de conversão da resina ocorreu devido a uma combinação de maior densidade de potência e maior temperatura gerada pela unidade de fotoativação.

Um outro fator que deve ser considerado neste caso é o tipo de fotoiniciador presente no material. Acredita-se que em ambos os CIVMRs a canforoquinona seja o fotoiniciador utilizado, porém a bula dos materiais não contém essa informação. Este questionamento foi feito aos fabricantes, mas não ficou claro se este é o único fotoiniciador ou se existe uma associação de diferentes fotoiniciadores. Estudos têm demonstrado que unidades a base de LED são deficientes na fotoativação de iniciadores diferentes da canforoquinona, resultando em resinas com propriedades inferiores àquelas conseguidas quando

lâmpadas halógenas são utilizadas (UHL; MILLS; JANDT³⁸, 2003; CEFALY et al.⁴, 2004).

Vale ainda destacar que os tempos de fotoativação utilizados para o Fuji II LC Improved e Vitremer foram de 20s e 40s, respectivamente, de acordo com as recomendações dos fabricantes. RUEGGEBERG; CAUGHMAN; CURTIS³³, 1994 encontraram uma grande alteração na polimerização da resina dependendo da intensidade e da duração da fotoativação na profundidade de 2mm. Assim, especula-se que, devido a maior efetividade do LED na ativação da canforoquinona, o tempo de 20s tenha proporcionado uma maior polimerização, resultando na diferença encontrada na base entre FLED e FHal (FLED > FHal).

Comparando-se topo e base, não foi encontrada diferença estatisticamente significativa para os grupos FHal, FLED, VHal e VLED. Desta forma, a luz de ambos os aparelhos fotoativadores foi capaz de atingir a base dos espécimes. Nos grupos ZHal e ZLED, a microdureza do topo foi maior que a da base. A explicação deste resultado também pode estar fundamentada nos trabalhos de RUEGGEBERG et al³⁴, 1993 onde se encontrou que a intensidade da luz e duração da fotoativação influenciam a polimerização da resina na profundidade de 2mm ou mais.

Diante dos resultados do presente estudo, a hipótese testada foi parcialmente aceita, pois a unidade LED mostrou comportamento diferente da unidade halógena para um dos CIVMR, Fuji II LC Improved. Assim, o cirurgião-dentista deve estar atento para as pesquisas com os novos equipamentos existentes no mercado antes da sua aquisição.

Apesar das limitações das unidades com lâmpadas halógenas, evidenciadas em muitos trabalhos, a sua utilização vem, durante anos, prestando-

se muito satisfatoriamente às finalidades para a qual são destinadas. O declínio da irradiação, com o passar dos anos, podendo causar polimerização inadequada dos materiais resinosos, na realidade, somente irá ocorrer quando o profissional for negligente com a manutenção de seu equipamento. Quando a verificação da densidade de potência de seu aparelho de fotoativação é realizada periodicamente e as substituições de componentes danificados são feitas, o problema da queda de densidade de potência é eliminado. É verdade que a tecnologia baseada em LEDs possui várias características vantajosas e os estudos apontam para o seu maior desenvolvimento. Porém, a substituição de uma tecnologia com comprovada eficácia científica somente é aceitável quando a outra proporciona, no mínimo, materiais com as mesmas propriedades. Assim, o cirurgião-dentista deve sempre buscar embasamento científico antes da substituição, seja de equipamento, material ou técnica que vem utilizando com sucesso durante anos.

7 Conclusões

7 CONCLUSÕES

A partir dos resultados obtidos, as seguintes conclusões foram estabelecidas:

A Hipótese 1 foi parcialmente aceita, pois houve diferença na Microdureza Knoop dos cimentos de ionômero de vidro modificados por resina entre os corpos-de-prova fotoativados com aparelho com LED e os fotoativados com aparelho com lâmpada halógena, considerando-se a superfície base. A microdureza do VHal foi maior que a do VLED e a microdureza do FHal foi menor que a do FLED. Não houve diferença considerando-se a superfície topo.

A Hipótese 2 foi aceita, pois não foi encontrada diferença na Microdureza Knoop entre as superfícies topo e base dos espécimes.

Referências

REFERÊNCIAS

1. ASMUSSEM, E.; PEUTZFELDT, A. Influence of specimen diameter on the relationship between subsurface depth and hardness of a light-cured resin composite. **Eur J Oral Sci**, v.111, n.6, p.543-6, Dec. 2003.
2. BALA, O.; OLMEZ, A.; KALAYCI, S. Effect of LED and halogen light curing on polymerization of resin-based composites. **J Oral Rehabil**, v.32, n.2, p.134-40, Feb. 2005.
3. BARGHI, N.; BERRY, T.; HATTON, C. Evaluating intensity output of curing lights in private dental offices. **J Am Dent Assoc**, v.25, n.6, p.992-6, Jul. 1994.
4. CEFALY, D.F.G; FERRAREZI, G.A.O.; TAPETY, C.M.C; LAURIS, J.R.P.; NAVARRO, M.F.L. Microhardness of resin-based materials polymerized with LED and halogen curing units. **Braz. Dent. J.**, v.16, n.2., p.98-102, May/Aug. 2005.
5. CHADWICK, S.M.; GORDON, P.H.H. An investigation into the fluoride release of a variety of orthodontic bonding agents. **Br. J. Orthodont.**, v.22, n.1, p.29-33, Feb. 1995.
6. DAVIDSON, C.L. New developments in restorative material's photopolymerization. In: "Clinical Alternatives in Restorative Dentistry". **Societá Italiana di Odontoiatria Conservatrice**, March 8-9/ 2001.
7. DUKE, E.S. Light-emitting diodes in composite resin photopolymerization. **Contin Educ Dent**, v.22, n. 9, p.722-5, Sep. 2001.
8. DUNN, W.J.; BUSH, A.C. A comparison of polymerization by light-emitting diode and halogen-based light-curing units. **J Am Dent Assoc**, v.133, n.3, p.335-41, Mar. 2002.
9. ELLAKURIA, J.; TRIANA, R.; MÍNGUEZ, N.; SOLER, I.; IBASETA, G.; MAZA, J.; GARCÍA-GODOY, F. Effect of one-year storage on the surface microhardness of resin-modified versus conventional glass-ionomer cements. **Dent Mater**, v.19, n.4, p.286-90, Jun. 2003.
10. FERRACANE, J.L. Elution of leachable components from composites. **J Oral Rehabil**, v.21, n.4, p.441-52, July 1994.

11. FORSTEN, L. Resin-modified glass ionomer cements: fluoride release and uptake. **Acta Odontol. Scand.**, v.53, n.4, p.222-5, Aug. 1995.
12. GARCIA, F.C.P.; WANG, L.; PEREIRA, L.C.G.; TAY, F.R; PASHLEY, D.H; CARVALHO, R.M. O paradoxo da revolução dos sistemas adesivos. **Rev. APCD**, v.57, n.6, p.449-53, Nov/Dez 2003.
13. GOLDMAN, M. Fracture properties of composite and glass ionomer dental restorative materials. **J Biomed Mater Res**, v.19, n.7, p.771-83, Sep. 1995.
14. JANDT, K.D.; MILLS, R.W.; BLACKWELL, G.B.; ASHWORTH, S.H. Depth of cure and compressive strength of dental composites cured with blue light emitting diodes (LEDs). **Dent Mater**, v.16, n.1, p.41-7, Jan. 2000.
15. KURACHI, C.; TUBOY, A.M.; MAGALHÃES, D.V.; BAGNATO, V.S. Hardness evaluation of a dental composite polymerized with experimental LED-based devices. **Dent Mater**, v.17, n.4, p.309-15, Jul. 2001.
16. LOVELL, L.G.; NEWMAN, S.M., DONALDSON, M.M.; BOWMAN, C.N. The effect of light intensity on double bond conversion and flexural strength of a model unfilled dental resin. **Dent. Mater.**, v.19, n.6, p.458-65, Sep. 2003.
17. MARTIN F.E. A survey of the efficiency of visible light curing units. **J Dent**, v.26, n.3, p.239-43, Mar. 1998.
18. MARTINS, F.; DELBEM, A.C.; SANTOS, L.R.; SOARES, H.L.O; MARTINS, E.O.B. Microdureza de resinas em função da cor e luz halógena. **Pesqui Odontol Bras**, v.16, n.3, p.246-50, Jul/Sep. 2002
19. MATHIS, R.S.; FERRACANE, J.L. Properties of a glass-ionomer/resin-composite hybrid material. **Dent Mater**, v.5, n.5, p.355-8, Sep. 1989
20. MC CABE, J.F. Resin modified glass-ionomer. **Biomaterials**, v.19, n.6, p.521-7, Mar. 1998.
21. MC CABE, J.F.; CARRICK, T.E. Output from visible-light activation units and depth of cure of light-activated composites. **J Dent Res**, v. 68, n.11, p.1534-9, Nov. 1989.
22. MILLS, R.W. Blue Light emitting diodes – another method of light curing. **Brit Dent J**, v.178, n.5, p.169, Mar. 1995. (carta ao editor)

23. MILLS, R.W.; JANDT, K.D.; ASHWORTH, S.H. Dental composite depth of cure with halogen and blue light emitting diode technology. **Br Dent J**, v.186, n.8, p.388-91, Apr. 1999.
24. MITRA, S.B. Adhesion to dentin and physical properties of a light-cured glass-ionomer liner/base. **J Dent Res**, v.70, n.1, p.72-4, Jan. 1991.
25. MIYAZAKI, M.; HATTORI, T.; ICHIISHI, Y.; KONDO, M.; ONOSE, H. MOORE, B.K. Evaluation of curing units used in private dental offices. **Oper Dent**, v.23, n.2, p.50-4, Mar/Apr. 1998.
26. MOUNT, G.J.; PATEL, C.; MAKINSON, O.F. Resin modified glass-ionomers: strength, cure depth and translucency. **Aust Dent J**, v.47, n.4, p.339-43, Dec. 2002.
27. NAKAMURA, S.; MUKAI, T.; SENOH, M. High-power GaN P-N junction blue light emitting diodes. **Jpn J Appl Phys**, v.30, p.L1998-L2001, 1991 apud UHL, A.; SIGUSCH, B.W.; JANDT, K.D. Second generation LEDs for the polymerization of oral biomaterials. **Dent Mater**, v.20, n.1, p.80-7, Jan. 2004.
28. NAVARRO, M.F.L.; PASCOTTO, R.C. **Cimentos de ionômero de vidro: aplicações clínicas em odontologia**. São Paulo: Artes Médicas, 1998.
29. NICHOLSON, J.W.; ANSTICE, H.M.; Mc LEAN, J.W. A preliminary report on the effect of storage in water on the properties of commercial light-cured glass ionomer cements. **Br Dent J**, v. 173, n. 3, p. 98-101, Aug. 1992.
30. NOMOTO, R. Effect of light wavelength on polymerization of light-cured resins. **Dent Mater J**, v. 16, n. 1, p. 60-73, Jun. 1997.
31. POSKUS, L.T.; PLÁCIDO, E.; CARDOSO, P.E.C. Influence of placement techniques on Vickers and Knoop hardness of Class II composite resin restorations. **Dent Mat**, v. 20, n.8, p. 726-32, Oct. 2004.
32. PRICE, R.B.T; FELIX, C.A.; ANDREOU, P. Knoop hardness of ten composites irradiated with high-power LED and quartz-tungsten-halogen lights. **Biomaterials**, v.26, n.15, p.2631-41, May 2005.
33. RUEGGERBERG, F.; CAUGHMAN, W.F.; CURTIS Jr, J.W. Effect of light intensity and exposure duration on cure of resin composite. **Oper Dent**, v.19, n.1, p.26-32, Jan/Feb. 1994.

34. RUEGGERBERG, F.; CAUGHMAN, W.F.; CURTIS Jr, J.W.; DAVIS, H.C. Factors affecting cure at depths within light-activated resin composites. **J Dent.**, v.6, n.2, p.91-5, Apr. 1993.
35. SOH, M.S.; YAP, A.U.J.; SIOW, K.S. The effectiveness of cure of LED and halogen curing lights at varying cavity depths. **Oper Dent**, v.28, n.6, p.707-15, Nov/Dec. 2003.
36. STAHL, F.; ASHWORTH, S.H.; JANDT, K.D.; MILLS, R.W. Light-emitting diode (LED) polymerization of dental composites: flexural properties and polymerization potential. **Biomaterials**, v.21, n.13, p.1379-85, Jul. 2000.
37. SWARTZ, M.L.; PHILLIPS, R.W.; RHODES, B. Visible light-activated resins. Depth of cure. **J Am Dent Assoc**, v.106, n.5, p.634-7, May 1983.
38. UHL, A.; MILLS, R.W.; JANDT, K.D. Photoinitiator dependent composite depth of cure and Knoop hardness with halogen and LED light curing units. **Biomaterials**, v. 24, n.10, p.1787-95, May 2003.
39. UHL, A.; SIGUSCH, B.W.; JANDT, K.D. Second generation LEDs for the polymerization of oral biomaterials. **Dent Mater**, v.20, n.1, p.80-7, Jan. 2004.
40. UNO, S.; FINGER, W.J.; FRITZ, U. Long-term mechanical characteristics of resin-modified glass ionomer restorative materials. **Dent Mater**, v.12, n.1, p.64-9, Jan. 1996.
41. YAP, A.U.J; SOH, M.S. Thermal emission by different light-curing units. **Oper Dent**, v.28, n.3, p.260-6, May/June. 2003.
42. WILSON, A.D. Resin-modified glass-ionomer cements. **Int J Prosthodont**, v.3, n.5, p.425-9, Sep/Oct. 1990.
43. WILSON, A.D.; Kent, B.E. A new translucent cement for dentistry. The glass ionomer cement. **Br Dent J.**, v.132, n.4, p.133-5, Feb, 1972.