



**Universidade Norte do Paraná**

---

CENTRO DE CIÊNCIAS BIOLÓGICAS E DA SAÚDE  
MESTRADO EM ODONTOLOGIA

JOUBERT ANTONIO SALLUM AL'OSTA

**INFLUÊNCIA DA FONTE FOTOATIVADORA NA RESISTÊNCIA À  
TRAÇÃO DIAMETRAL DE CIMENTOS DE IONÔMERO DE VIDRO  
MODIFICADOS POR RESINA**

---

LONDRINA  
2006

JOUBERT ANTONIO SALLUM AL'OSTA

**INFLUÊNCIA DA FONTE FOTOATIVADORA NA RESISTÊNCIA À  
TRAÇÃO DIAMETRAL DE CIMENTOS DE IONÔMERO DE VIDRO  
MODIFICADOS POR RESINA**

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

Orientadora:  
Prof<sup>ª</sup>. Dr<sup>ª</sup>. Daniela Francisca Gigo Cefaly

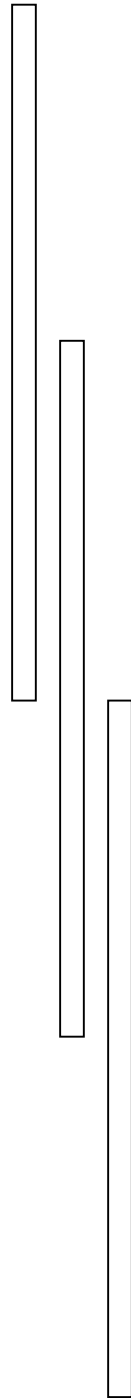
Co-orientadora:  
Prof<sup>ª</sup>. Dr<sup>ª</sup>. Cássia Cilene Dezan Garbelini

LONDRINA  
2006

## JOUBERT ANTONIO SALLUM AL'OSTA

Filiação	Albert Antonio Sallum Mary Assaf Sallum
Naturalidade	Londrina – PR
Nascimento	21 de dezembro de 1962
1980 – 1984	Graduação – Universidade de Marília - SP
1994-1995	Especialização em Dentística Restauradora na Faculdade de Odontologia de Bauru - USP
1992-2006	Professor do Curso de Odontologia, Disciplina de Dentística na Universidade Norte do Paraná – Londrina PR
2005-2007	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

# *Agradecimientos*



## **DEDICATÓRIA**

Dedico este trabalho aos meus pais Mary e Albert, embora já ausentes, suas presenças iluminaram sempre os meus caminhos, me dando força e incentivo para superar os obstáculos e lutar pela vida com sabedoria e perseverança. A vocês meu eterno amor, reconhecimento e gratidão. Saudades...

E a minha esposa Zakie, presente em todos os meus momentos, tanto os bons mas principalmente nos mais difíceis, me estimulando e dando a força de que tanto precisava para concretizar esse trabalho.

Dedico essa vitória a você, exemplo de grande companheira e amor incondicional. Eu amo você. Obrigado.

## **AGRADECIMENTOS**

Ao meu irmão Alfredo e minha cunhada Eneida, porque sempre me apoiaram e acima de tudo, o amor que nos une é muito especial.

## **AGRADECIMENTOS**

As minhas orientadoras Daniela (orientadora) e Cássia (co-orientadora), que me orientaram em todas as etapas desta pesquisa e também nas atividades que desenvolvi durante o mestrado. As suas experiências transmitidas e o nosso convívio me estimularam ainda mais a busca pelo conhecimento. Agradeço do fundo do coração.

A minha amiga Linda Wang, que esteve sempre de coração aberto em me ajudar em todas etapas que precisei, principalmente pelo apoio dado no parte experimental deste trabalho. Posso dizer que tive o privilégio de ter tido três “orientadoras”. Obrigado pelo incentivo e amizade.

Ao querido amigo Walter Busch Pereira, meu maior incentivador em realizar essa pesquisa. Obrigado pela experiência transmitida com tanta dedicação com a qual presenteia todos de seu convívio. Diante de tantas incertezas e dúvidas as quais ficamos diante de tantos estudos e experimentos, pelo menos uma coisa é certa: Não há nada mais comprovado do que a verdadeira amizade. Você é um amigo para sempre... Obrigado.

A minha amiga Liliam Paes de Mello, a qual esse Mestrado me deu a grande alegria de reencontrar. Agradeço a sua disponibilidade total e grande apoio durante a realização dos testes e também de todas as outras etapas em que sempre esteve presente de coração aberto em tudo que precisei. A sua ajuda foi imprescindível.

Aos meus companheiros de curso, Fábio, Luciana, Raphael e “Rose”, que infelizmente só convivemos no início do curso, pelo convívio de amigos que tivemos que ficará para sempre.

Ao coordenador do curso de pós-graduação, Prof. Dr. Luiz Reynaldo de Figueiredo Walter, também meu grande incentivador, pela honra de ter convivido com seu exemplo de determinação, e dedicação profissional. Obrigado pelos conhecimentos transmitidos e pela atenção prestada sempre que precisei.

A D. Vera Martins, com a qual constituí uma grande amizade, e sempre foi prestativa e eficiente em ajudar-me.

### **AGRADEÇO AINDA**

À Faculdade de Odontologia de Bauru, pela disponibilização do laboratório para a realização dos testes piloto deste trabalho.

À Angelus, pela colaboração que me foi dada durante a realização do parte experimental deste trabalho.

## **AGRADECIMENTOS INSTITUCIONAIS**

À Universidade Norte do Paraná, UNOPAR, representada pelo Chanceler, Sr. Marco Antonio Laffranchi, e pela Reitora, Prof<sup>a</sup> 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.

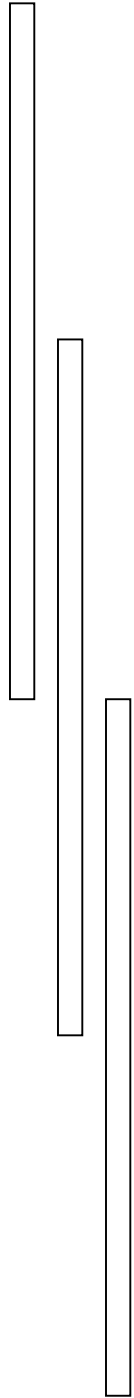
Aos professores do Curso de Mestrado.

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

À todos os funcionários da UNOPAR



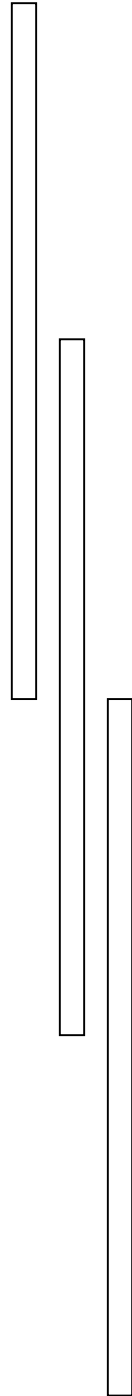
# *Lista de Ilustrações*



## LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1- Materiais utilizados.....	44
Quadro 1- Informações sobre os materiais utilizados.....	45
Figura 2A-B- Aparelhos fotoativadores utilizados: A Elipar Freelight (3M ESPE) e B Curing Light XL 3000 (3M ESPE) .....	46
Quadro 2- Características dos aparelhos fotoativadores utilizados.....	46
Figura 3A-D- Seqüência da confecção dos corpos-de-prova: A-Inserção do material na matriz; B- compressão do excesso do material com a lamínulade vidro; C- remoção dos excessos dos corpos de prova com lâmina de bisturi após a fotoativação; D-Aspecto final do corpo-de-prova	48
Quadro 3- Grupos estudados.....	49
Figura 4– Resistência à Tração Diametral dos grupos estudados.....	52

# *Lista de Abreviações*



## LISTA DE ABREVIACOES

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)

ISO – International Organization for Standardization

KHN – Knoop Hardness Number ( microdureza Knoop )

LED – Light emitting diodes ( diodos emissores de luz )

MPa – Megapascal

PPD – Fenil propanodiona

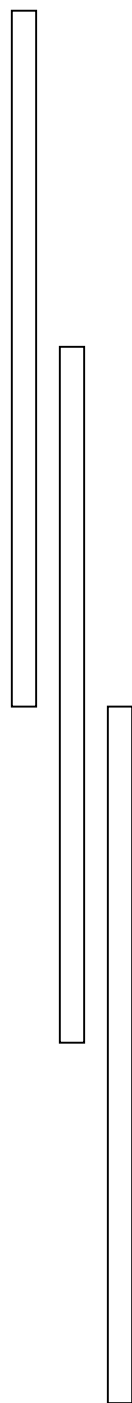
QTH – Quartz –tungstein-halogen (lâmpada de halognio-quartzo-tungstênio)

RTD – Resistência  tração diametral

V –Vitremer (cimento de ionômero de vidro)

Z – Filtek Z250 (resina composta)

# Resumo



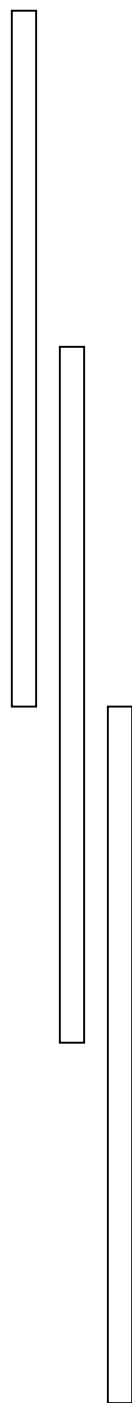
AL'OSTA, J.A.S. **Influência da fonte fotoativadora na resistência à tração diametral de cimentos de ionômero de vidro modificados por resina.** 67p. Dissertação de Mestrado. (Odontologia) – Centro de Ciências Biológicas e da Saúde, Universidade Norte do Paraná, Londrina, 2006.

## RESUMO

Os aparelhos fotoativadores com diodos emissores de luz (LED) estão ganhando espaço no meio odontológico. As pesquisas recentes têm mostrado que resinas fotoativadas com aparelhos LED apresentam propriedades similares ou até mesmo superiores àquelas obtidas com lâmpadas halógenas (QTH), mas ainda existem divergências diante dessa tecnologia. Adicionalmente, não são encontrados na literatura trabalhos com cimentos ionômero de vidro modificados por resina (CIVMR), que também necessitam de fotoativação. Assim, o objetivo deste estudo foi analisar a resistência à tração diametral (RTD) de CIVMR fotoativados com aparelhos com LED, comparando-a com a obtida com lâmpada QTH. Os materiais utilizados foram os CIVMR Fuji II LC Improved – F (GC) e Vitremer – V (3M ESPE). A resina composta Filtek Z250 – Z (3M ESPE) foi usada como grupo de controle. Os materiais foram manipulados de acordo com as instruções dos fabricantes, inseridos em matrizes cilíndricas (6,0mm X 3,0mm) e fotoativados com dois aparelhos: LED (Elipar Freelight - 3M ESPE) e QTH (Curing Light XL 3000 - 3M ESPE). Cinco espécimes de cada material foram preparados para cada unidade de fotoativação. Em seguida, os espécimes foram armazenados por 24h em recipientes à prova de luz contendo água deionizada. Os testes foram realizados em máquina de ensaios universal à velocidade de 0,5mm/min. Os dados obtidos foram submetidos à ANOVA a dois critérios e ao Teste de Tukey ( $p < 0,05$ ). As médias (MPa) obtidas foram: 27,31 FLED; 27,97 FQTH; 43,54 VLED; 37,67 VQTH; 81,44 ZLED e 79,05 ZQTH. Não houve diferença estatisticamente significativa na RTD entre os grupos fotoativados com LED e aqueles fotoativados com lâmpada halógena.

**Palavras-chave:** Cimentos de ionômero de vidro modificados por resina. Diodos emissores de luz. Resistência à tração diametral.

*Abstract*



AL'OSTA, J.A.S. **Influence of curing unit on diametral tensile strength of resin-modified glass-ionomer cements.** 67p. Dissertação de Mestrado. (Odontologia) – Centro de Ciências Biológicas e da Saúde, Universidade Norte do Paraná, Londrina, 2006.

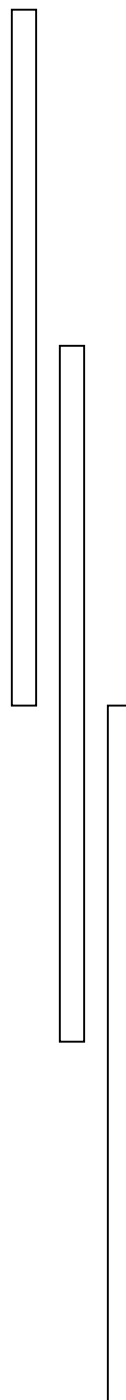
### **ABSTRACT**

Curing units using light emitting diodes (LED) have been frequently used in Odontology. Recent researches have shown similar or higher properties of resins photocured with LED curing units than halogen lamps (QTH), but still there are some divergences regarding this technology. In addition, there is no study with resin-modified glass-ionomer cements (RMGIC) that also need photoactivation. Therefore, the aim of this study was to analyze the diametral tensile strength (DTS) of RMGIC photocured with LED comparing to a QTH unit. The materials used were RMGIC Fuji II LC Improved – F (GC) and Vitremer – V (3M ESPE). The resin composite Filtek Z250 – Z (3M ESPE) was used as control group. Materials were handled according to manufacturer's instructions, inserted into cylindrical matrixes (6.0mm X 3.0mm) and photocured with two units: LED (Elipar Freelight - 3M ESPE) and QTH (Curing Light XL 3000 - 3M ESPE). Five specimens of each material were prepared for each curing unit. After, specimens were stored for 24h into deionized water in lightproof recipients. Tests were conducted in a universal test machine at 0.5mm/min. Data were subjected to two-way ANOVA and Tukey test ( $p < 0.05$ ). The obtained means (MPa) were: 27.31 FLED; 27.97 FQTH; 43.54 VLED; 37.67 VQTH; 81.44 ZLED and 79.05 ZQTH. There was no statistically significant difference in DTS between groups photocured with LED and those photocured with QTH lamp.

**Key words:** Resin-modified glass-ionomer cements. Light emitting diodes. Diametral tensile strength



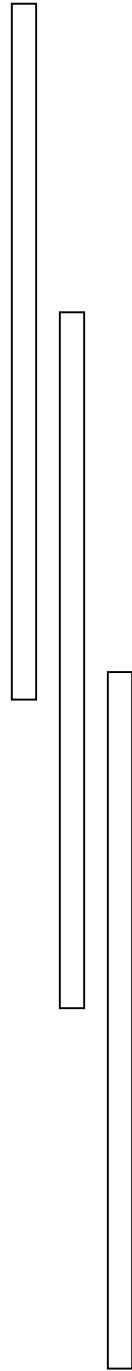
# *Sumário*



## SUMÁRIO

<b>1 INTRODUÇÃO.....</b>	<b>20</b>
<b>2 REVISÃO DE LITERATURA.....</b>	<b>24</b>
2.1Aparelhos Fotoativadores.....	24
2.2Cimentos de Ionômero de vidro Modificados por Resina.....	33
2.3Teste de Resistência à Tração Diametral.....	36
<b>3 PROPOSIÇÃO.....</b>	<b>42</b>
<b>4 MATERIAL E MÉTODO.....</b>	<b>44</b>
4.1Materiais Utilizados.....	44
4.2Aparelhos Fotoativadores.....	45
4.3Confecção dos Corpos-de-prova.....	46
4.4Análise Estatística.....	49
<b>5 RESULTADOS.....</b>	<b>51</b>
<b>6 DISCUSSÃO.....</b>	<b>54</b>
<b>7 CONCLUSÃO.....</b>	<b>61</b>
<b>REFERÊNCIAS.....</b>	<b>63</b>

# *Introdução*



## INTRODUÇÃO

Os aparelhos mais utilizados pelos profissionais da área odontológica para fotoativar materiais resinosos são aqueles com lâmpadas de halogênio – quartzo – tungstênio (RUEGGGERG, 1999; BURGUESS et al., 2002), devido às suas propriedades vantajosas (RUEGGBERG, 1999; PRICE et al., 2003). Porém, algumas limitações desses aparelhos levaram ao desenvolvimento de novas tecnologias, entre elas, os aparelhos com diodos emissores de luz.

Desde a descoberta dos LED 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 QTH. Os primeiros trabalhos mostraram que as propriedades das resinas compostas fotoativadas com aparelhos LED eram inferiores as obtidas com lâmpadas QTH (KURACHI et al., 2001; DUNN, BUSH, 2002). Estudos mais recentes que utilizam gerações de aparelhos com LED com maiores densidades de potência, têm demonstrado não haver diferença significativa entre as propriedades das resinas fotoativadas com LED e QTH (UHL, SIGUSCH, JANDT, 2004; BALA, OLMEZ, KALAYCI, 2005; PRICE, FELIX, ANDREOU, 2005).

Os estudos destinados a avaliar o efeito dos aparelhos LED nos materiais odontológicos têm-se restringido às resinas compostas, embora os cimentos de ionômero de vidro modificados por resina (CIVMR), que também necessitam fotoativação, sejam um dos maiores grupos de materiais restauradores estéticos utilizados na Odontologia nos últimos 25 anos. Desde a introdução dos cimentos de ionômero de vidro (CIV), na Odontologia na década

de 70 por WILSON, KENT (1972) esses materiais vem sofrendo constantes melhorias, o que tem ampliado as suas indicações. Desde seu advento, os CIV despertaram grande interesse nos clínicos, devido as suas boas características, como biocompatibilidade (TOBIAS et Al., 1978; HEYS et al., 1987), adesividade à estrutura dentária (MALDONADO et al., 1987; LACEFIELD, REINDL, RETIEF, 1985), atividade anticariogênica, graças a liberação de íons flúor (MALDONADO et al., 1978; FORSTEN, 1990), e do coeficiente de expansão térmica semelhante ao da estrutura dentária (MCLEAN, GASSER, 1985), o que possibilita estabilidade dimensional entre a restauração e o dente.

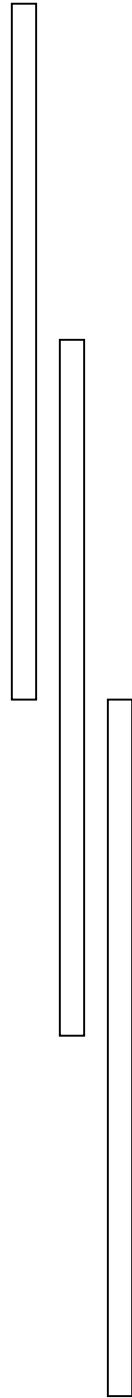
Apesar das várias importantes propriedades, as limitações dos CIV convencionais levaram ao desenvolvimento dos CIVMR, resultando na melhoria das propriedades mecânicas (MATHIS, FERRACANE, 1989; MITRA, 1991; UNO; FINGER; FRITZ, 1996) e dos problemas relacionados à sensibilidade a umidade, inerentes aos cimentos de ionômero de vidro convencionais (MATHIS, FERRACANE, 1989; WILSON, 1990). Devido a adição de componente resinoso, estes materiais apresentam dois mecanismos de presa: a reação ácido/base e a polimerização (química, física ou ambas) (WILSON 1990; MCCABE, 1998).

Vários autores têm utilizado o teste de Resistência à Tração Diametral (RTD) para a avaliação dos CIV (UNO; FINGER; FRITZ, 1996; KERBY; KNOBLOCH; THAKUR, 1997; PEREIRA et al., 2002). Este teste consiste na aplicação de uma força de compressão no longo eixo dos espécimes (diâmetro), gerando uma tensão de tração, o que leva a uma fratura dos mesmos em duas partes iguais. Muitas falhas nas restaurações estão

relacionadas à tensão de tração que as mesmas sofrem durante os esforços mastigatórios. Conseqüentemente, uma alta resistência à tração é uma das condições para o sucesso clínico das restaurações. Assim, por ser um teste simples e confiável, muitos autores estão utilizando o teste de RTD inclusive para a avaliação do efeito da fonte ativadora na polimerização de materiais resinosos (AGUIAR et al, 2005; FONSECA, SANTOS, ADABO, 2005; SOARES et al, 2005).

Diante do exposto, o objetivo deste estudo é avaliar a RTD de CIVMR fotoativados com aparelho LED, comparando àquela obtida com a fotoativação com lâmpada QTH.

# *Revisão de Literatura*



## **REVISÃO DE LITERATURA**

### **Aparelhos Fotoativadores**

Desde o desenvolvimento das resinas compostas, as unidades de fotoativação que se aplicam para a ativação da polimerização destes materiais têm sido aquelas que utilizam lâmpada QTH.

A primeira resina composta fotoativada disponível no comércio foi uma resina ativada por luz ultravioleta, Nuva Fil, introduzida pela Dentsply, em 1972. Ela era polimerizada após exposição com o aparelho Nuva Light. Porém, ocorrem problemas relacionados aos potenciais danos que esse tipo de luz causa à visão humana e à microflora oral. Existem também as limitações envolvendo pequena profundidade de polimerização das resinas e necessidade de espera para o aquecimento do aparelho. Portanto, esses inconvenientes levaram ao desenvolvimento de fontes alternativas para a fotoativação (CHARLTON, 2004).

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 (FERRACANE, 1994; UHL; MILLS; JANDT, 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., 2003 ).



Assim, foram desenvolvidas as unidades de fotoativação com lâmpadas QTH (RUEGGERG, 1999; BURGESS et al., 2002). Essas unidades produzem luz branca e utilizam filtros para bloquear a emissão de comprimentos de onda indesejáveis (MILLS, JANDT, ASHWORTH, 1999), resultando na emissão final de luz azul (400 – 500nm), capaz de ativar a canforoquinona (pico máximo de absorção em 468nm) que é o iniciador do processo de polimerização da grande maioria dos materiais resinosos. Outros iniciadores como fenil propanodiona (PPD) e bis-acyl-phosphinoxide (BAPO) que absorvem energia fora do espectro entre 450-490nm também serão ativados, o que se constitui numa vantagem. Também apresentam a vantagem do baixo custo da tecnologia envolvida na sua produção. No entanto, a degradação dos componentes dos aparelhos levam a uma queda da irradiação ao longo do tempo, culminando com a polimerização inadequada dos materiais resinosos.

BARGHI; BERRY; HATTON em 1994 pesquisaram os fatores que deveriam ser controlados pelo profissional, para se ter uma melhor qualidade das restaurações fotoativadas com sistemas à base de lâmpadas QTH. Segundo os autores, esses aparelhos dependem de cuidados periódicos e observa-se irregularidades nos consultórios quanto a estes fatores, apesar da sua comprovada eficiência. Foram avaliados 209 aparelhos em uso nos consultórios odontológicos. As leituras foram relacionadas ao tipo do aparelho, ao fabricante, à frequência de uso, à condição da unidade, à idade, à frequência de troca do bulbo, à potência em watts do bulbo e à satisfação do profissional com o aparelho. Concluíram que 30% dos aparelhos possuíam uma saída de densidade menor que  $200\text{mW}/\text{cm}^2$ , valor inadequado para propiciar polimerização suficiente. Para as lâmpadas QTH, a densidade de

potência é inversamente proporcional à idade da unidade, 10% possuíam filtros rachados ou com bolhas e muitos dos dentistas nunca haviam trocado a lâmpada de seus aparelhos. O grau de polimerização é, em grande parte, responsável pela qualidade estética e o comportamento clínico do material. Variáveis como cor, tipo de compósito, fonte de luz e distâncias devem ser consideradas quando se examina a intensidade de energia de uma unidade fotoativadora e o grau de conversão dos monômeros.

A importância da densidade de potência na polimerização de resinas composta também foi estudada por SHORTALL, HARRINGTON (1996) que avaliaram a microdureza de três resinas compostas com 2mm de espessura fotoativadas com doze aparelhos fotoativadores. As médias de intensidade de luz variaram de  $34\text{mW/cm}^2$  a  $725\text{mW/cm}^2$ . A composição do material influenciou no grau de polimerização por 40s para espessura de 2mm, sendo que nessas condições menos da metade dos aparelhos fotoativaram adequadamente a resina composta de micropartículas. Apenas um dos aparelhos testados não fotoativou satisfatoriamente a resina composta híbrida com 40s de exposição. Encontrou-se uma correlação significativa entre a dureza de superfície de base e a densidade de potência.

MIYAZAKI et al., em 1998, avaliaram a intensidade de luz de 105 sistemas de fotoativação utilizados em consultórios particulares no Japão. Foram fornecidos questionários aos cirurgiões-dentistas abordando informações sobre a frequência de uso, ano de fabricação e também a frequência com que faziam a checagem da densidade de potência de seus aparelhos. Para verificar a eficiência da polimerização realizou-se a análise da resistência à compressão de resina composta. Foi também utilizado um

radiômetro para medir a densidade de potência e este foi ajustado com um filtro que limitava a resposta aos mais efetivos comprimentos de onda ( $470 \pm 40\text{nm}$ ). Fez-se também a troca das lâmpadas, filtros e feixe de fibras óticas e a densidade de potência foi medida novamente. A maior intensidade encontrada foi de  $1364\text{mWcm}^2$  e a menor  $28\text{mWcm}^2$ . A distribuição das densidades foi: 41,9% apresentavam densidade entre 0 a  $500\text{mWcm}^2$ , 45,7% entre 500 e  $1000\text{mWcm}^2$  e 12,4% entre 1000 e  $1500\text{mWcm}^2$ . Após a troca dos componentes, todas as unidades apresentaram melhor desempenho. Nos resultados de resistência à compressão, os menores valores estavam relacionados à menores densidades de potência. Os autores concluíram que é necessário checar regularmente as unidades de luz e repor os componentes que estiverem degradados.

Com a evolução tecnológica e, principalmente, buscando-se melhorar a qualidade dos materiais odontológicos através da utilização de fontes de ativação mais adequadas, outros tipos de aparelhos têm sido propostos. Entre eles chamam a atenção as lâmpadas de arco de plasma, laser de argônio e LED (VARGAS et al., 1998; RUEGGERBERG, ERGLE, METTENBURG, 2000; KURACHI et al., 2001), sendo os últimos os mais utilizados na atualidade.

MILLS, em 1995, destaca os aparelhos LED como uma alternativa de fonte fotoativadora que possuem um tempo longo de vida útil, utiliza uma baixa voltagem, além de serem compactos e emitirem luz num específico comprimento de onda. Ressalta ainda que são mais resistente a choques e vibrações do que as lâmpadas QTH. O autor conclui a carta vislumbrando um futuro próximo, onde o dentista seria visto usando LED não somente em palestras como ponteira, mas também rotineiramente no consultório.

O desenvolvimento de aparelhos LED azuis superou algumas limitações das lâmpadas QTH. Seus benefícios incluem um espectro estreito de emissão que é bastante coincidente com o de absorção da canforoquinona, iniciador mais utilizado na polimerização de monômeros resinosos (MILLS, JANDT, ASHWORTH, 1999). Como consequência, a luz emitida por unidades LED é muito mais eficiente. Outra vantagem é a vida útil dos aparelhos LED que ultrapassa 10.000 horas, havendo pouquíssima degradação da luz emitida com o tempo (HAITZ, CRAFTORD, WIESSMAN, 1995).

Desta forma, a partir do descobrimento da aplicabilidade dos LED na Odontologia, vários aparelhos foram desenvolvidos e diversos estudos foram realizados, buscando comparar seu desempenho com as lâmpadas QTH.

JANDT et al., em 2000, testaram a hipótese de que a profundidade de polimerização e resistência à compressão das resinas compostas fotoativadas com LED e com lâmpada halógena não difeririam significativamente. O segundo objetivo era caracterizar a irradiância e o espectro de luz emitido por ambas as fontes a fim de permitir comparações entre as mesmas. A irradiância emitida foi de  $755\text{mw/cm}^2$  e  $350\text{mw/cm}^2$  para lâmpada QTH e aparelhos com LED, respectivamente. Observou-se que na região entre 450-470nm, a irradiância dos aparelhos LED foi quase duas vezes a do aparelho de lâmpada halógena. Não houve diferença de intensidade de luz emitida entre os aparelhos, houve apenas uma pequena diferença na profundidade de polimerização resultante sendo a resistência à compressão estatisticamente equivalente. Isso pode ser possivelmente explicado, segundo os autores, pela correlação entre o espectro de absorção da canforoquinona e o espectro de luz

emitido pelo LED. Com suas vantagens inerentes, o LED possui grande potencial de proporcionar boas propriedades às resinas compostas.

Em 2001, KURACHI et al. estudaram a microdureza Vickers de resina composta fotoativada com LED ( $79\text{mW/cm}^2$ ) e com lâmpada halógena ( $475\text{mW/cm}^2$ ). Os resultados mostraram que o LED estudado requeria aproximadamente 100 segundos para produzir a mesma microdureza Vickers que a lâmpada QTH com tempo de 40 segundos numa profundidade de 1,8 mm.

DUNN, BUSH, em 2002, compararam a dureza de resinas compostas híbridas e microparticuladas fotoativadas com dois sistemas de luz a base de aparelhos LED e duas lâmpadas halógenas. Houve diferença estatisticamente significativa entre os dois tipos de resina composta para todas as fontes de luz utilizadas. As resina compostas híbridas tiveram maior dureza. O efeito principal da fonte de luz foi significativa também, independente do compósito utilizado, com as duas lâmpadas halógenas produzindo superfícies mais duras que os dois aparelhos LED utilizados. Concluíram que os sistemas de luz a base de LED estudados necessitam aprimoramento, como o aumento da densidade de potência para produzirem materiais com as mesmas características obtidas com lâmpadas QTH.

UHL; MILLS; JANDT; em 2003 investigaram a dependência do tempo na dureza Knoop e a profundidade de polimerização de resinas fotoativadas com uma lâmpada QTH e aparelhos LED (convencional e um protótipo). A unidade QTH foi usada nos modos soft-start e standard. Quatro compósitos foram usados dois deles tinham co-iniciadores juntamente com a canforoquinona. A profundidade de polimerização obtida com a fonte halógena no modo standard

foi estatisticamente maior que as obtidas pelos aparelhos LED para todos os materiais e tempos utilizados. O aparelho LED protótipo (com 63 LED) resultou em maior profundidade de polimerização que o outro LED estudado para todos os materiais e tempos. As resinas contendo co-iniciadores apresentaram menor dureza se fotoativadas com aparelhos com LED do que com a lâmpada QTH. As fontes de luz com aparelhos LED devem ser usadas cuidadosamente em resinas que contenham iniciadores que absorvem a menores comprimentos de onda que os emitidos pelos aparelhos com LED.

SOH; YAP; SIOW em 2003 compararam a efetividade de polimerização de dois sistemas de luz à base de LED e de lâmpadas halógenas (convencional, de alta intensidade e de altíssima intensidade), em cavidades de várias profundidades. A efetividade de polimerização dos diferentes modos foi determinada pela mensuração da dureza (Knoop hardness number – KHN) das superfícies base e topo de espécimes de compostos de 2mm, 3mm e 4mm de espessura. Para todas as fontes de luz, a efetividade de polimerização diminuiu com o aumento da profundidade da cavidade. Houve diferença estatisticamente significativa em valores de KHN de superfícies base e topo entre diferentes modos de fotoativação da mesma luz e entre aparelhos LED e lâmpada halógena.

Ainda em 2003, YAP; SOH compararam e quantificaram a emissão térmica de três sistemas à base de LED e três lâmpadas halógenas. Avaliou-se a emissão térmica dos LED com o uso de um termômetro digital a distâncias de 3mm e 6mm, comparando-se com uma lâmpada QTH. O aumento de temperatura observado a 3mm foi significativamente mais alto que a 6mm. A 3mm o aumento da temperatura variou de 4,1°C a 12,9°C para os LED,

enquanto que as lâmpadas halógenas mostram uma variação de 17,4°C a 46,4°C. A 6mm, o aumento de temperatura variou de 2,4°C a 7,5°C e 12,7°C a 25,5°C para os sistemas a base de aparelhos LED e para as lâmpadas QTH, respectivamente. A emissão térmica dos aparelhos LED foi significativamente mais baixa que as lâmpadas QTH em ambas as distâncias.

Em 2004, CEFALY et al. avaliaram o comportamento de uma unidade de fotoativação experimental LED, em relação a sua temperatura, eficiência na polimerização de resina composta (por meio do teste de dureza Barcol) e após envelhecimento. A maior profundidade de polimerização foi obtida pelas lâmpadas QTH. Não foi observada uma diminuição na profundidade de polimerização após o envelhecimento dos aparelhos. O aparelho com LED apresentou o menor aumento de temperatura durante o período de ativação. Os autores concluíram que o aparelho LED experimental apresentou um bom comportamento em relação à profundidade de polimerização, aumento de temperatura e envelhecimento.

Ainda em 2004, TSAI; MEYERS; WALSH estudaram a profundidade de polimerização e a microdureza das resinas compostas com 3 tonalidades diferentes, fotoativadas com três aparelhos LED disponíveis no mercado, comparativamente à uma lâmpada QTH de alta densidade e uma convencional. Os resultados mostraram que as lâmpadas QTH apresentaram maiores profundidades de polimerização enquanto os três aparelhos LED tiveram desempenhos similares em todos os parâmetros. A dureza na superfície da resina composta não foi significativamente diferente entre os aparelhos LED e QTH. Os autores ressaltam que os aparelhos LED atingiram os padrões International Organization Standardization - ISO para profundidade de

polimerização e por isso mostram-se adequados para a utilização clínica. Quanto a tonalidade a cor C4 obteve uma profundidade de polimerização maior que a tonalidade mais clara B1. Geralmente tonalidades mais escuras estão associadas a uma menor profundidade de polimerização, pois os pigmentos das tonalidades mais escuras absorvem mais luz e assim reduzem a penetração na resina composta. Um exame direto nas resinas compostas sugeriu que a cor C4 é mais translúcida que a cor B1. Portanto as propriedades óticas das resinas compostas podem ter contribuído para essas diferenças.

OBICI et al., em 2004 avaliaram a profundidade de polimerização e dureza Koop de uma resina composta fotoativada por diferentes fontes de luz. Utilizou-se uma luz halógena contínua, uma exponencial e uma intermitente, um sistema Arco-Plasma e um sistema a base de LED. Os resultados mostraram que a profundidade de polimerização foi maior com a luz intermitente, seguida pela luz contínua, exponencial Arco-Plasma e o sistema LED. Até uma profundidade de 2mm, todos os métodos revelaram valores de dureza similares. Em outras profundidades, o LED demonstrou o valor mais baixo, seguido da luz de Arco-Plasma. A 3mm, o sistema LED apresentou o valor mais baixo e a técnica de luz contínua mostrou um valor intermediário e foi estatisticamente diferente dos outros métodos. Na profundidade de 5mm, os sistemas LED e Arco-Plasma não puderam ser avaliados, pois não atingiram essa profundidade.

Ainda em 2004, UHL; SIGUSCH; JANDT; estudaram a profundidade de polimerização e dureza KNOOP de 3 resinas compostas fotoativadas com um protótipo de aparelho de fotoativação com LED, comparando-o com uma lâmpada halógena. O protótipo LED (densidade de potência  $901\text{mWcm}^2$ )



atingiu uma profundidade de polimerização estatisticamente maior que a lâmpada halógena convencional (densidade de potência de  $860 \text{ mWcm}^2$ ) para todos os materiais. A dureza de dois dos materiais estudados foi maior com o aparelho LED que com a unidade halógena. Para um dos materiais, o qual apresenta, além da canforoquinona, diferentes co-iniciadores, a dureza obtida com a lâmpada halógena foi maior que com o LED.

BALA; OLMEZ; KALAYCI, em 2005, compararam a efetividade de um aparelho com LED e de uma lâmpada QTH no grau de conversão de duas resinas compostas híbridas, quatro resinas compostas condensáveis e um cerômero. Foi utilizado um aparelho com LED com densidade de potência de  $400 \text{ mW/cm}^2$ , e com um comprimento de onda de 440-490nm, e uma lâmpada QTH com densidade de potência de  $600 \text{ mW/cm}^2$ , 450-520nm de comprimento de onda. O tempo de exposição utilizados para ambos os aparelhos foi de 40s. Observou-se que o grau de conversão de monômeros dos materiais fotoativados com aparelhos LED foi maior que o obtido com a lâmpada QTH. Apenas para dois materiais não foi observada diferença estatisticamente significativa no grau de conversão entre os aparelhos LED e QTH.

### **Cimentos de Ionômero de Vidro Modificados por Resina**

Os cimentos de ionômero de vidro convencionais ativados quimicamente apresentam algumas limitações como a sensibilidade inicial a perda e ganho de água, fenômenos conhecidos, respectivamente, como sinérese e embebição, (CAUSTON, 1981; SAITO, 1978) além de propriedades mecânicas inferiores às do amálgama e da resina composta (CATTANI-LORENTE, GODIN, MEYER, 1994; UNO, FINGER, FRITZ, 1996; CHO et al., 1999). O desenvolvimento de

CIVMR possibilitou a melhoria nas propriedades mecânicas (MATHIS, FERRACANE, 1989; MITRA, 1991; UNO et al., 1996) e nos problemas relacionados à sensibilidade a umidade inerentes aos cimentos de ionômero de vidro convencionais (MATHIS, FERRACANE, 1989; WILSON, 1990).

Nas primeiras tentativas na produção de um CIVMR, MATHIS; FERRANCE (1989) adicionaram resina a um CIV convencional. O objetivo era produzir um cimento de ionômero de vidro restaurador híbrido, que pudesse conter flúor, apresentar boa adesão à dentina e possuir melhores propriedades mecânicas que os CIV convencionais. Testaram o módulo de elasticidade a resistência a compressão, tensão de escoamento, resistência a fratura e resistência a tração diametral, comparando-os a um CIV convencional. A adesão a dentina foi similar em ambas as formulações. Após 1 hora a resistência à compressão aumentou 27%, a tensão de escoamento 21%, o módulo de elasticidade 27% e a resistência a fratura 33%. Os autores concluíram que a adesão desse material híbrido não foi afetada e que a adição de 13% de uma resina a um ionômero de vidro produziu um composto híbrido com uma boa melhora nas suas propriedades iniciais com menor sensibilidade em água e menos friável.

MC CABE, em 1998, fez uma revisão da literatura sobre CIVMR, que juntamente com as resinas compostas têm sido bastante utilizados para restaurações estéticas. Os primeiros materiais que surgiram com componente resinoso em sua formulação não apresentaram bons resultados. O cimento de ionômero de vidro convencional apresenta reação ácido/base e apresenta as propriedades de adesão e liberação de flúor. Os CIVMR possuem as mesmas características, porém devido a adição de componente resinoso, esses

materiais apresentam além da reação ácido/base, a polimerização dos componentes resinosos. Esta polimerização pode ser ativada pela fonte de luz, quimicamente ou pelos dois modos, as quais adicionadas à reação ácido/base é chamada de presa tripla.

MOUNT; PATEL; MAKINSON; em 2002 realizaram experimentos para determinar o efeito dos três tipos de reação na resistência, profundidade de polimerização e translucência de CIVMR. Segundo os autores, baseados na classificação sugerida por MCLEAN, WILSON e NICHOLSON (1994), somente 3 materiais existentes no mercado podem ser classificados como cimentos de ionômero de vidro modificados por resina: o Photac Fill, o Vitremer e o Fuji II LC.

Estes materiais apresentam uma reação ácido/base, mas também possuem uma quantidade limitada de monômeros que irão se polimerizar através de uma irradiação. A quantidade de polímero é limitada a tal extensão que não irá interferir com a reação ácido/base e permitirá a troca de íons com a estrutura dentária. Existe ainda uma terceira reação que irá garantir que os monômeros não afetados pela irradiação se polimerizam. No entanto, verificaram que os materiais fotoativados apresentaram maiores resistências que aqueles que não receberam fotoativação. Portanto, concluíram que para cavidades com mais de 3mm de profundidade esses materiais devem ser inseridos em incrementos para permitir uma completa polimerização iniciada por fotoativação.

Ainda estudando-se a literatura pertinente, observa-se uma carência de estudos com os CIVMRs fotoativados com aparelhos LED. MELLO, em 2005, analisou a microdureza do CIVMRs fotoativados com aparelhos LED, fazendo

uma comparação com uma lâmpada QTH. Os resultados mostraram que no topo dos espécimes não houve diferença estatisticamente significativa na microdureza entre as unidades de fotoativação para todos materiais utilizados. Entretanto, considerando a base dos espécimes, a microdureza de um dos CIVMRs foi maior quando a lâmpada QTH foi utilizada. Este é um importante aspecto a ser considerado, uma vez que os profissionais que estão utilizando aparelhos com LED, para fotoativação de resinas compostas, também estão utilizando o mesmo aparelho para fotoativação dos cimentos de ionômero de vidro modificados por resina.

### **Teste de Resistência à Tração Diametral**

Vários autores têm utilizado o teste de RTD, para a avaliação dos CIV (UNO; FINGER; FRITZ, 1996; KERBY; KNOBLOCH; THAKUR, 1997; PEREIRA et al., 2002). Este teste consiste na aplicação de uma força de compressão no longo eixo dos espécimes (diâmetro), gerando uma tensão de tração, o que leva a uma fratura dos mesmos em duas partes iguais.

KERBY; KNOBLOCH em 2002 avaliaram a resistência a compressão e a RTD de cinco CIV, sendo que dois eram CIV reforçados com prata e 3 eram convencionais. Os autores concluíram que não houve diferença estatisticamente significativa entre os materiais testados quanto a resistência a tração diametral.

CATTANI-LORENTE; GODIN; MEYER (1993) avaliaram a resistência a tração, compressão e flexural de 26 CIV disponíveis no mercado. Os materiais foram divididos em 3 grupos: Grupo I, cimentos de ionômero de vidro indicados para cimentação; Grupo II, CIV restauradores e Grupo III, cimentos de

ionômero de vidro indicados como base protetora. As maiores resistências foram obtidos pelos cimentos de ionômero de vidro restauradores, porém, comparados às resinas compostas estes materiais apresentam menores propriedades mecânicas.

Em 1994, DHUMMARUNGRONG; MOORE; AVERY estudaram algumas propriedades de materiais restauradores: compômero, CIVMR, cimento de ionômero de vidro reforçado com prata e resina composta. Os autores verificaram que a resina apresentou maior RTD que os outros materiais testados. O CIVMR teve a segunda maior RTD, seguido pelo compômero CIV quimicamente ativado.

Em 1995, CHO; KOPEL; WHITE estudaram o efeito de diferentes meios de armazenagem e protetores superficiais na RTD de CIV convencionais e modificados por resina. Os autores confirmaram que os cimentos de ionômero de vidro convencionais sofreram sinérese e embebição principalmente na fase inicial de presa, portanto, o uso dos protetores superficiais é bastante indicado. O uso de protetor superficial resultou em um aumento da resistência a tração diametral. Mesmo os CIVMR sendo menos sensíveis à umidade que os convencionais, o uso do protetor superficial é também indicado, pois resultou em maior resistência a tração diametral. Os CIV convencionais apresentaram menor resistência quando armazenado em local seco e os outros materiais apresentaram maior resistência à tração diametral em ambiente seco.

GERDULHO et al., em 1995, testaram as resistências a tração diametral e à compressão de 3 CIV indicados para cimentação. Os corpos-de-prova foram testados após 3 períodos diferentes de armazenagem: 1 hora, 24 horas e 1 semana. Um aumento na RTD foi observado para todos os materiais entre

1 hora e 24 horas, não havendo diferença estatisticamente significativa entre 24 horas e 1 semana.

Em trabalho realizado em 1996, UNO; FINGER; FRITZ testaram CIVMR, CIV convencional, compômero e resina composta. Os resultados mostraram que o CIV convencional apresentou a menor RTD e a resina composta a maior. Os CIVMR apresentaram resistências intermediárias

Em estudo publicado em 1997, KERBY; KNOBLOCH; THAKUR estudaram 3 CIVMR restauradores modificados por resina, uma resina composta e um compômero. Duas condições foram avaliadas: com a fotoativação e sob condições de campo escuro (sem fotoativação). Não houve diferença estatisticamente significativa entre os cimentos de ionômero de vidro modificados por resina. A resistência a tração diametral da resina composta foi a maior em relação a todos os outros materiais. Na condição de campo zero (sem fotoativação) o compômero não mostrou resistência, diferentemente dos cimentos de ionômero de vidro modificados por resina.

Muitas falhas nas restaurações estão relacionadas à tensão de tração que as mesmas sofrem durante os esforços mastigatórios. Conseqüentemente, uma alta resistência à tração é uma das condições para o sucesso clínico das restaurações. Desta forma, por ser um teste simples e confiável, muitos autores estão inclusive utilizando o teste de RTD para a avaliação da polimerização de materiais resinosos (SOARES et al., 2005; FONSECA; SANTOS; ADABO, 2005)

Assim, SOARES et al. em 2005 avaliaram a microdureza e a RTD de duas resinas compostas híbridas fotoativadas com uma lâmpada halógena convencional, as quais foram pós-ativadas com métodos diferentes e

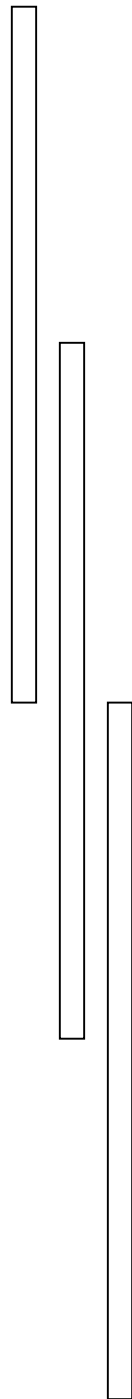
comparadas com uma resina composta de uso em restaurações indiretas. Os métodos de pós-ativação aumentaram a dureza Knoop e a resistência à tração diametral das resinas compostas convencionais. As resinas compostas indiretas mostraram propriedades mecânicas menores que as resinas compostas convencionais. Conclui-se que o uso de métodos pós-cura em resinas compostas convencionais resultou em melhores propriedades mecânicas, comparáveis ou superiores à resina laboratorial, permitindo que sejam usadas em restaurações indiretas e resultando em um custo final de tratamento significativamente mais baixo.

Ainda em 2005 FONSECA; SANTOS; ADABO, avaliaram a influência dos métodos de fotoativação na resistência a tração diametral de cimentos resinosos duais. Foram utilizados quatro tipos de cimentos resinosos duais os quais foram espatulados e inseridos em matrizes metálicas de 4 x 2mm. Após armazenamento por 24 horas em água destilada a 37°C, os espécimes foram testados. Um cimento resinoso de ativação química e o cimento de fosfato de zinco serviram como grupo controle. Os resultados mostraram que três dos cimentos resinosos duais demonstraram diminuição significativa da resistência a tração diametral na ausência de fotoativação, enquanto que dois cimentos resinosos duais apresentam resistência à tração diametral semelhante nos dois modos de fotoativação. Na ausência de luz, todos os cimentos duais apresentaram maior resistência que o cimento de fosfato de zinco e resistência semelhante ao do outro cimento utilizado no grupo de controle. Todos os cimentos resinosos duais quando ativados quimicamente tiveram maior resistência a tração diametral que o cimento de fosfato de zinco.

Diante da análise da literatura consultada, verifica-se a necessidade de estudo avaliando a influência dos aparelhos LED nas propriedades de CIVMR. O teste de RTD se adequa a essa finalidade, conforme demonstrado.



*Proposição*

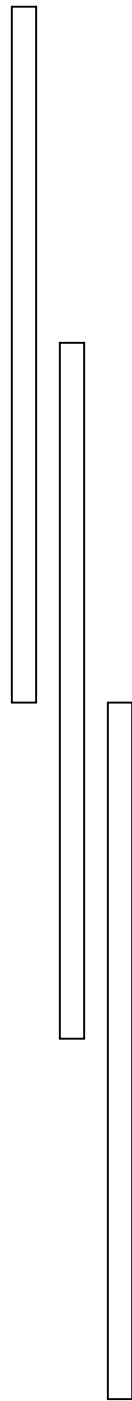


## **PROPOSIÇÃO**

O objetivo deste estudo foi avaliar por meio do teste de resistência à tração diametral, 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.

A hipótese nula estabelecida é de que não existe diferença na Resistência à Tração Diametral entre os grupos fotoativados com aparelhos LED e aqueles fotoativados com lâmpada QTH.

# *Material e Método*



## MATERIAL E MÉTODO

### Materiais Utilizados

Neste estudo foram utilizados dois CIVMR: Fuji II LC (CG) e Vitremer (3M ESPE) e, como grupo controle, uma resina composta: Filtek Z 250(3M ESPE), definida pelo fabricante como um compósito polimerizável por luz e radiopaco, desenvolvido para dentes anteriores e posteriores (Quadro 1). A cor utilizada foi a A3 para todos os materiais. O Quadro 1 apresenta informações sobre os materiais utilizados.



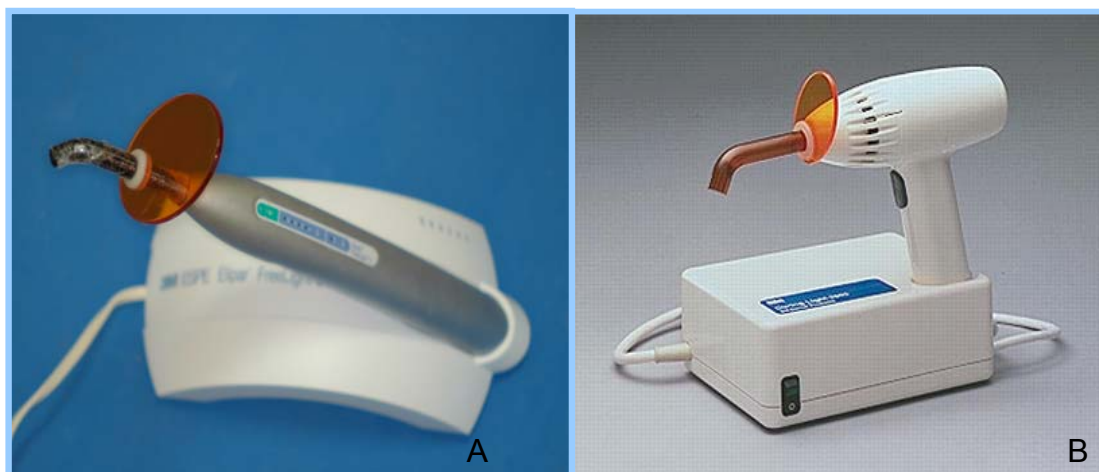
Figura 1- Materiais utilizados

<b>Material</b>	<b>Categoria</b>	<b>Composição básica</b>	<b>Apresentação</b>	<b>Cor</b>	<b>Lote</b>
Fuji II LC Improved- (GC)	Cimento de ionômero de vidro modificado por resina	Vidro de fluoraluminossilicato; ácido poliacrílico; HEMA (2-hidroxietilmetacrilato); água	Pó e líquido	A3	0401151
Vitremer (3M ESPE)	Cimento de ionômero 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	20041001
Filtek Z250 (3M ESPE)	Resina composta	Bis-GMA (Bisfenil-A glicidil metacrilato); UDMA (uretano dimetacrilato); Bis-EMA (bisfenol-A etileno diéter dimetacrilato) e canforoquinona; zirconia e sílica	Seringa	A3	5 CG

### **Quadro 1- Informações sobre os materiais utilizados.**

#### **Aparelhos Fotoativadores**

Para a fotoativação dos materiais, utilizou-se um aparelho LED: Elipar Freelight (3M ESPE) (Figura 2A) e outro com lâmpada QHT: Curing Light XL 3000 (3M ESPE) (Figura 2B). As informações sobre esse aparelhos encontram-se no Quadro 2. As densidades de potência foram verificadas por um radiômetro comercial (Curing Radiometer, número de série 79301324, Demetron Research Corp.), imediatamente antes do uso dos aparelhos.



**Figura 2A-B- Aparelhos fotoativadores utilizados: A Elipar Freelight (3M ESPE) e B Curing Light XL 3000 (3M ESPE)**

Aparelho	Tipo	Número de serie	Fabricante	Densidade de potência (mW/cm <sup>2</sup> )
Elipar	LED	939826	3M ESPE	
Freelight		010258		1200
Curing Light	Lâmpada	207739	3M ESPE	
XL 3000	halógena – QTH			600

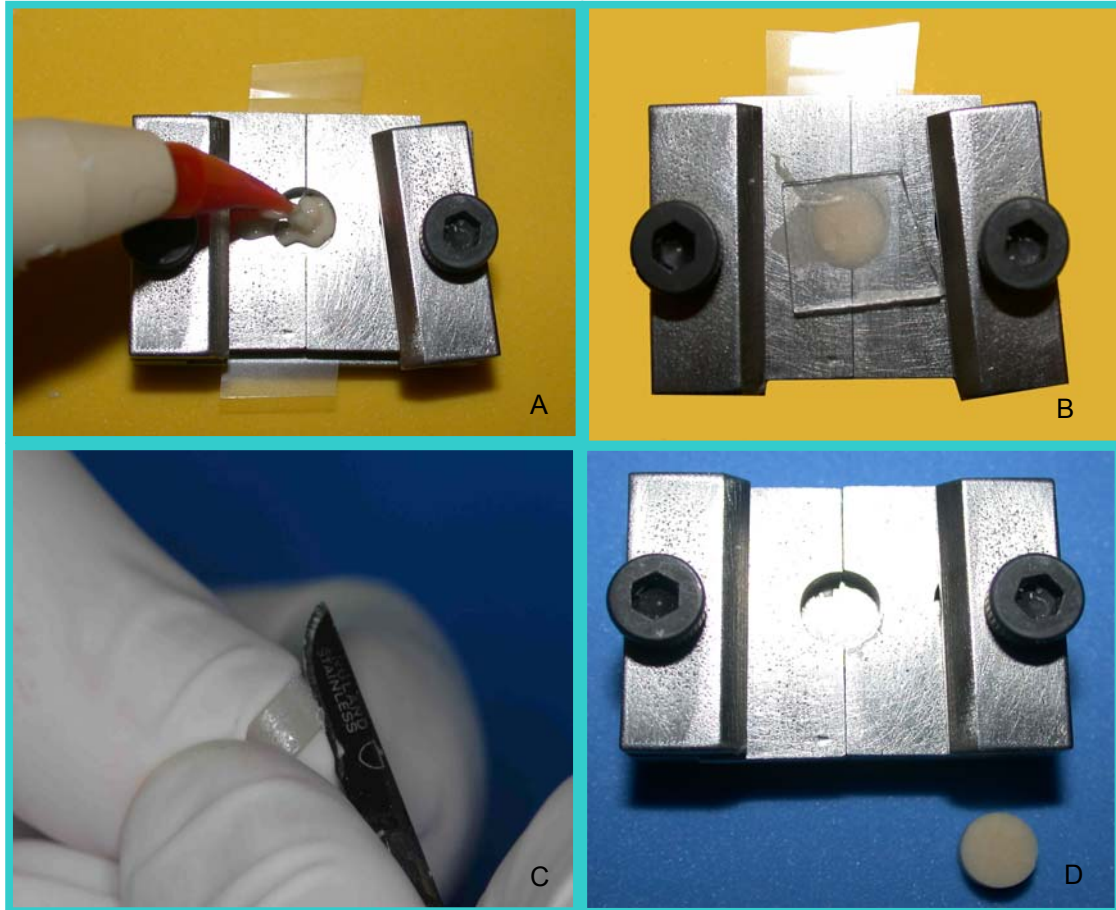
**Quadro 2- Características dos aparelhos fotoativadores utilizados**

### **Confeção dos Corpos-de-prova**

Foram compostos seis grupos, combinando-se material/fonte de luz. Cada grupo possuía 5 espécimes cada, sendo 3 grupos fotoativados com QHT e três com LED, totalizando trinta corpos-de-prova. Para a confecção destes foi utilizada uma matriz de aço inoxidável desmontável, apresentando uma base sobre a qual são acopladas duas partes que formam um pequeno cilindro de

6,0mm de diâmetro e 3,0mm de altura, 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. O proporcionamento pó/líquido dos CIVMR foi realizado em peso, para possibilitar 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. A proporção fornecida pelos fabricantes foi seguida. Foi utilizada uma proporção pó/líquido de 3,2/1g para o Fuji II LC e de 2,5/1g para o Vitremer. Após a manipulação os materiais foram acondicionados em pontas plásticas e, com auxílio de uma seringa (Centrix) foram inseridos na matriz. Após a inserção que foi realizada com ligeiro excesso, uma tira de poliéster foi colocada sobre o material e, sobre essa, uma lâmina de vidro, na qual se aplicou uma ligeira pressão digital até o extravasamento do excesso do material, previamente à fotoativação.

A fotoativação foi realizada com tempo de 40s para todos os cimentos de ionômero de vidro modificados por resina e também para a resina composta utilizada para o grupo de controle. Os corpos-de-prova foram removidos das matrizes e em seguida foram colocados em recipientes plásticos de cor escura em água destilada 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 3.



**Figura 3A-D- Seqüência da confecção dos corpos-de-prova: A-Inserção do material na matriz; B- compressão do excesso do material com a lamínula de vidro; C- remoção dos excessos dos corpos de prova com lâmina de bisturi após a fotoativação; D-Aspecto final do corpo-de-prova**



Desta forma, foram estabelecidos os seguintes grupos, apresentados nos Quadro 3.

GRUPO	MATERIAL	FONTE DE LUZ
FQTH	Fuji II LC Improved	QTH
FLED	Fuji II LC Improved	LED
VQTH	Vitremer	QTH
VLED	Vitremer	LED
ZQTH	Filtek Z250	QTH
VI - ZLED	Filtek Z250	LED

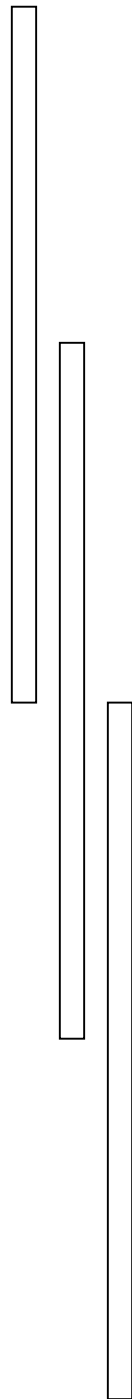
**Quadro 3- Grupos estudados**

Após o período de armazenagem, os testes foram conduzidos em uma máquina de Ensaio Universal Kratos a uma velocidade de deslocamento de 0,5mm/min.

### **Análise Estatística**

Os valores obtidos na fratura foram anotados e submetidos à análise de variância a dois critérios (Two-way ANOVA), e teste de TUKEY para comparações pareadas múltiplas, em nível de significância de 5%.

# *Resultados*



## RESULTADOS

O resumo da análise de variância está apresentado na Tabela 1.

Tabela 1- Análise de variância a dois critérios de classificação (two-way ANOVA)

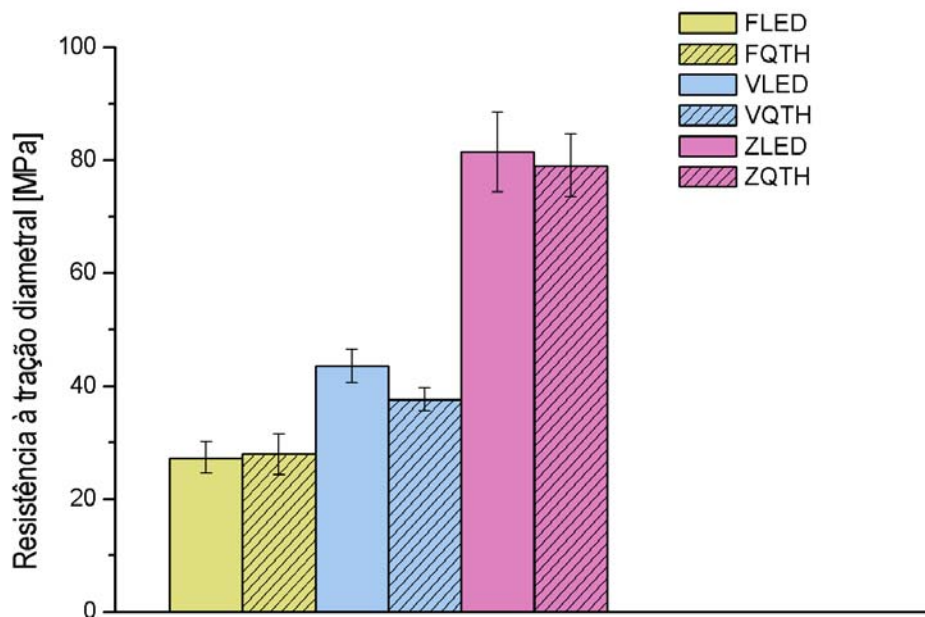
Fonte de variação	Soma dos quadrados	Graus de liberdade	Quadrado médio	"F"	p
<b>Material</b>	15022,956	2	7511,478	398,257	<0,001
<b>Luz</b>	48,108	1	48,108	2,551	0,123
<b>Interação</b>	53,349	2	26,675	1,141	0,263
<b>Resíduo</b>	452,661	24	18,861		
<b>Total</b>	15577,074	29	537,140		

As médias (desvios-padrão) obtidos estão apresentados na Tabela 2. Os resultados também podem ser visualizados na Figura 4.

Tabela 2- Resistência à Tração Diametral (MPa) do grupos estudados

GRUPOS	MÉDIA (DESVIO-PADRÃO)
FLED	27,31 (2,80) <sup>a*</sup>
FQTH	27,97 (3,56) <sup>a</sup>
VLED	43,54 (2,88) <sup>b</sup>
VQTH	37,67 (1,96) <sup>b</sup>
ZLED	81,44 (7,07) <sup>c</sup>
ZQTH	79,05 (5,53) <sup>c</sup>

\*Letras idênticas indicam ausência de diferença estatística

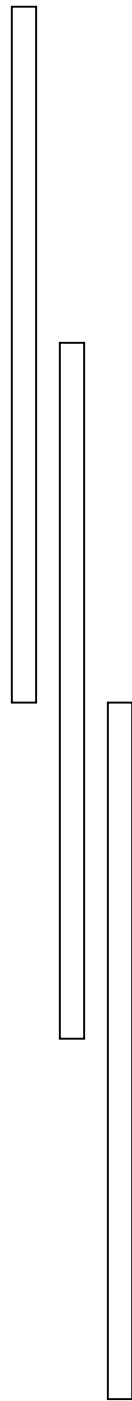


**Figura 4– Resistência à Tração Diametral dos grupos estudados**

A análise estatística dos resultados mostrou ausência de interação entre os fatores estudados.

Independentemente do material, não houve diferença na RTD entre a unidade de fotoativação LED e a QTH. Considerando os materiais, a resina composta apresentou maior RTD que o CIVMR Vitremer e este maior RTD que o CIVMR Fuji II LC Improved.

# *Discussão*



## **DISCUSSÃO**

As lâmpadas QTH têm sido utilizadas desde o desenvolvimento das resinas compostas para a ativação de sua polimerização. Suas vantagens incluem a capacidade de fotoativar materiais resinosos, independentemente do fotoiniciador presente, além do baixo custo da tecnologia envolvida na produção destes aparelhos (RUEGGBERG, 1999; PRICE et al., 2003). Porém, apresentam algumas limitações, como a produção de altas temperaturas e o declínio da irradiância ao longo do tempo, devido a degradação de componentes como bulbo e filtro, o que limita sua vida útil (BARGHI et al., 1994; MARTIN, 1998; MYIASAKI et al., 1998)

Visando superar as limitações envolvendo lâmpadas QTH, novas tecnologias como as lâmpadas de arco de plasma, laser de argônio e diodos emissores de luz têm sido desenvolvidas (VARGAS et al., 1998; RUEGGBERG, ERGLE, METTENBURG, 2000; KURACHI et al., 2001).

Entre essas novas tecnologias, os aparelhos com LED são os mais estudados atualmente. A luz visível dos aparelhos LED é produzida por efeito quântico-mecânico, diferentemente da lâmpada QTH que necessita de aquecimento de filamento metálico. Basicamente, os aparelhos LED são uma combinação de dois diferentes semicondutores. Quando uma voltagem é aplicada, os elétrons de um semicondutor e a ausência de elétrons do outro semicondutor são conectados, resultando em emissão de luz (MILLS, JANDT, ASHWORTH, 1999). As características das unidades a base de LED incluem aparelhos bastante compactos, com perspectiva de duração ilimitada (HAITZ, CRAFORD, WEISSMAN, 1995) e utilização de baixa voltagem. Além disso, a luz emitida é altamente específica para a canforoquinona, iniciador da

polimerização presente na maioria dos materiais resinosos (UHL, SIGUSCH, JANDT, 2004).

Desde a introdução de unidades fotoativadoras a base de LED na Odontologia, várias pesquisas começaram a ser desenvolvidas com o objetivo de comparar sua habilidade na polimerização de resinas compostas com a das lâmpadas halógenas convencionais. Diferentemente dos primeiros estudos (KURACHI et al., 2001; DUNN, BUSH, 2002), investigações mais recentes têm mostrado que as novas gerações de LED produzem resinas composta com propriedades similares ou até mesmo superiores comparadas às fontes halógenas (UHL, SIGUSCH, JAND, 2004; BALA, OLMEZ, KALAYCI, 2005).

Os resultados do presente estudo corroboram com estes estudos mais recentes, ou seja, não foi encontrada diferença significativa na RTD entre os grupos fotoativados com LED e os fotoativados com unidade QTH. Porém, diferentemente do presente estudo, outro trabalho mostrou resultados opostos: a RTD dos espécimes fotoativados com LED foi menor que a dos fotoativados com lâmpada halógena (AL'OSTA, 2006).

Vários fatores podem influenciar a polimerização de materiais resinosos e, conseqüentemente, suas propriedades mecânicas. Estes fatores podem estar relacionados ao material, às características dos corpos-de-prova e também às unidades de fotoativação.

Em relação ao material, foi demonstrado que a composição e as características intrínsecas, como o tipo e tamanho das partículas de carga, além da cor, influenciam na polimerização (FORSTEN, 1984). O trabalho de AL'OSTA et al., 2006, e o presente estudo utilizaram alguns materiais diferentes. No entanto, acredita-se que o fator material não tenha sido o

responsável pela diferença nos resultados entre os dois estudos, uma vez que nos dois estudos o comportamento de todos os materiais foi semelhante para cada fonte de fotoativação. Ainda, tanto no trabalho de AL'OSTA et al., 2006, como no presente estudo, apenas uma cor (A3) foi utilizada, eliminando a influência deste fator na polimerização.

Da mesma forma, em ambos os estudos, os corpos-de-prova foram todos padronizados, com a mesma proporção pó/líquido para cada grupo, determinada em balança de precisão, e com as mesmas dimensões, evitando-se também a influência de tais variáveis.

Assim sendo, a explicação para a diferença encontrada entre os estudos seria as características das unidades de fotoativação utilizadas.

No trabalho de AL'OSTA et al., 2006 as densidades de potência (ou irradiância) dos aparelhos foram, respectivamente,  $400\text{mW/cm}^2$  e  $600\text{mW/cm}^2$  para a unidade halógena e para a unidade LED. Desta forma, poderia ser esperada uma maior RTD dos espécimes fotoativados com LED. No entanto, os espécimes fotoativados com lâmpada halógena apresentaram maior RTD. A temperatura gerada pela fonte de luz pode estar relacionada a esta constatação. O trabalho de YAP, SOH, 2003 mostrou que as unidades LED estudadas apresentaram menor aumento de temperatura que as unidades halógenas. Comparando-se inclusive aparelhos com densidade de potência semelhantes (LED com  $600\text{mW/cm}^2$  e halógena com  $650\text{mW/cm}^2$ ), verificou-se que a temperatura gerada foi mais que três vezes superior para a unidade halógena que para a unidade LED. Em continuidade à pesquisa de YAP; SOH, 2003, no trabalho de SOH, YAP, SIOW, 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 al, 2003 também verificaram em seu estudo que o maior grau de conversão da resina composta estudada ocorreu devido a uma combinação de maior densidade de potência e maior temperatura gerada pela unidade de fotoativação.

Por outro lado, no presente estudo as densidades de potência dos aparelhos foram  $600\text{mW}/\text{cm}^2$  e  $1200\text{mW}/\text{cm}^2$  para a unidade halógena e para a unidade LED, respectivamente. Assim, acredita-se que a maior densidade de potência do LED tenha produzido materiais tão resistentes quanto aqueles fotoativados com a unidade halógena.

O trabalho de MELLO, 2005 também estudou o comportamento de CIVMR fotoativados com de unidades LED e QTH por meio do teste de microdureza. Os resultados 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 autora relaciona este resultado a mesma densidade de potência dos dois aparelhos utilizados,  $600\text{mW}/\text{cm}^2$ . Também é discutido o trabalho de RUEGGBERG et al, 1993 que 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. Segundo MELLO, considerando a microdureza da base, houve diferença entre as fontes para os CIVMR. Para um dos materiais, a microdureza do grupo LED, foi maior que a do grupo QTH. Este resultado é atribuído à maior eficiência dos LED 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 NOMOTO, 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 LED 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 foi maior que a do grupo fotoativado com LED. Segundo a autora, a possível maior temperatura gerada pela unidade halógena pode ser a responsável pela maior microdureza.

Considerando a metodologia utilizada, poderia ser esperada a utilização de um grupo controle de CIVMR sem a fotoativação, uma vez que esses materiais apresentam três mecanismos de presa: reação ácido-base, polimerização ativada com luz e polimerização quimicamente ativada. No entanto, essa possibilidade foi descartada uma vez que o estudo de MOUNT; PATEL; MAKINSON, 2002 demonstrou que os CIVMR fotoativados foram 50% mais resistentes que aqueles que não receberam fotoativação.

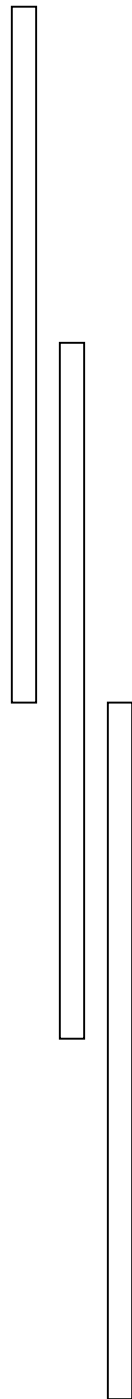
Ainda em relação a metodologia, é importante esclarecer que a resina composta foi escolhida para grupo controle por representar um adequado parâmetro para a comparação com os CIVMR. Isto porque os estudos com LEDs presentes na literatura envolvem a utilização de resinas compostas (JANDT, 2000; DUNN, BUSH, 2002; UHL; SIGUSCH; JANDT, 2004; BALA; OLMEZ; KALAYCI, 2005). Adicionalmente, a efetividade da fotoativação das resinas compostas com novas gerações de LED parece estar consolidada

(UHL; SIGUSCH; JAND, 2004; BALA; OLMEZ; KALAYCI, 2005; PRICE; FELIX; ANDREOU, 2005).

Diante do exposto, fica evidente que é de fundamental importância que o clínico conheça o efeito dos aparelhos LED sobre as propriedades dos materiais resinosos. Em particular, os estudos com CIVMR são essenciais devido a ampla utilização dos mesmos, atribuída a suas várias propriedades vantajosas e também à carência de avaliações do efeito dos LED sobre suas propriedades. Deve-se ainda considerar que aparelhos LED de diferentes marcas e características estão disponíveis no mercado e estão cada vez mais sendo adquiridos por estudantes e profissionais da Odontologia.

A alta densidade de potência do LED estudado provavelmente tenha sido a responsável pelas RTD similares as obtidas com a unidade halógena. No entanto, outras propriedades dos CIVMR necessitam ser investigadas para que os profissionais tenham respaldo científico na utilização de aparelhos LED na fotoativação desses materiais.

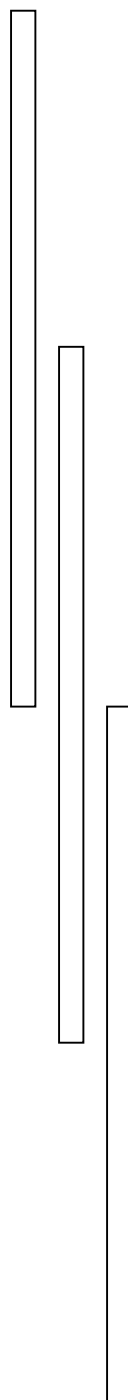
# *Conclusão*



## **CONCLUSÃO**

A hipótese nula estabelecida foi aceita, ou seja, não houve diferença na Resistência à Tração Diametral entre os grupos de cimentos de ionômero de vidro modificados por resina fotoativados com aparelhos LED e aqueles fotoativados com lâmpada halógena.

# *Referências*



## REFERÊNCIAS

AGUIAR, F. H. B. et al. Hardness and diametral tensile strength of a hybrid composite resin polymerized with different modes and immersed in ethanol or distilled water media. **Dent. Mater.**, Oxford, v. 21, n. 12, p. 1098-1103, Dec. 2005.

AL'OSTA, J. A. S. et al. Efeito da fonte fotoativadora na resistência à tração diametral de cimentos de ionômero de vidro modificados por resina. **Braz. Oral Res.**, v.20, supplement, p. 184, 2006.

BALA, O.; OLMEZ, A.; KALAYCI, S. Effect of LED and halogen light curing on polymerization of resin-based composites. **J. Oral Rehabil.**, Oxford, v. 32, n. 2, p. 134-140, Feb. 2005.

BARGHI, N.; BERRY, T.; HATTON, C. Evaluating intensity output of curing lights in private dental offices. **J. Am. Dent. Assoc.**, Chicago, Ill., v. 25, n. 7, p. 992-996, Jul. 1994.

BURGUESS, J. O. et al. Light curing-an update. **Compend. Contin. Educ. Dent.**, Jamesburg, NJ., v. 23: 889-896, 2002.

CAUSTON, B.E. The physico-mechanical consequences of exposing glass ionomer cements to water during setting. **Biomaterials**, v.2, n.3, p. 112-15, 1981.

CATTANI-LORENTE, M. A.; GODIN, C.; MEYER, J. M. Early strength of glass ionomer cements. **Dent. Mat.**, Oxford, v. 9, n. 1, p. 57-62, Jan. 1993.

CATTANI- LORENTE; GODIN, C.; MEYER, J. M. Mechanical behavior of glass ionomer cements affected by long-term storage in water. **Dent. mat.**, v.10, n.1, p. 37-44, Jan.1994.

CEFALY, D. F. G. et al. Evaluation of an experimental Light Emitting Diode (LED) curing unit. **Revista de Pós-Graduação da USP**, São Paulo, v. 11, n. 2, p. 114-118, 2004.

CHARLTON, D. G. **Resin composites**. 21 p. Disponível em: <https://decs.nhgl.med.navy.mil/DMNOTES/composites.pdf>. Acesso em: 08 jul. 2006.

CHO; G.C.; KANEKO.; L.M.; WHITE.; S.N. Diametral and compressive strength of dental core materials. **J. Prosthet dent**, v.82, n.3, p.272-76, Sept.1999.

CHO, E.; KOPEL, H.; WHITE, S.N. Moisture susceptibility of resin-modified glass-ionomer material. **Quintessence Int.**, v.26,n.5, p.351-8, May 1995.

DHUMMARUNGRONG, S.; MOORE, B. K.; AVERY, D. R. Properties related to strength and resistance to abrasion of VariGlass VLC, Fuji II L.C., Ketac-Silver, and Z-100 composite resin. **ASDC J. Dent. Child.**, Chicago, Ill., v. 61, n. 1, p.17-20, Jan-Feb.1994.

DUNN, W. J.; BUSH, A. C. A comparison of polymerization by light-emitting diode and halogen-based light-curing units. **J. Am. Dent. Assoc.**, Chicago, Ill., v. 133, n. 3, p. 335-341, Mar. 2002.

FERRACANE, J.L. Elution of leachable components from composites. **J Oral Rehabil**, v.21, n.4, p.441-52, July 1994.

FERRACANE, J.L.; MARKER, V.A. Solvent degradation and reduced fracture toughness in aged composite. **J. dent. Res.**, v.71, n.1, p.13-9, 1992.

FONSECA, R. G.; SANTOS, J. G.; ADABO, G. L. Influence of activation modes on diametral tensile strength of dual-curing resin cements. **Braz Oral Res.**, São Paulo, v. 19, n. 4, out/dec. 2005.

FORSTEN, L. Short-and long-term fluoride release from glass ionomers and other fluoride-containing filling materials in vitro. **Scand. J. Dent. Res.**, Copenhagen, v. 98, n. 2, p. 179-185, 1990.

GARCIA, F.C.P. et al. O paradoxo da revolução dos sistemas adesivos. **Rev APCD**, v.57, n.6, p.449-53, nov/dez 2003.

GERDULLO, M. L. et al. Resistência à compressão e à tração diametral de ionômero de vidro indicados para cimentação. **Rev. Odont. USP**, São Paulo, v. 9, n. 1, p. 17-22, jan/mar. 1995.

HAITZ, R. H.; CRAFORD, M. G.; WEISSMAN, R. H. Light emitting diodes. In: BASS, M. (Ed.). **Hand book of optics**. New York: Mc Graw Hill, 1995. p.1-39.

HEYS, R. J. et al. An evaluation of a glass ionomer luting agent: pulpal histological response. **J. Amer. Dent. Assoc.**, Chicago, Ill., v. 144, p. 607-611, 1987.

JANDT, K.D. et al. Depth of cure and compressive strength of dental composites cured with blue light emitting diodes ( LEDS). **Dent. Mater.**, Oxford, v. 16, n. 1, p. 41-47, Jan. 2000.

KERBY, R. E.; KNOBLOCH, L. Strength characteristics of glass-ionomer cements. **Oper. Dent.**, Seattle, v. 17, n. 5, p. 170-174, Sep/Oct. 2002.

KERBY, R. E.; KNOBLOCH, L.; THAKUR, A. Strength properties of visible-light-cured resin-modified glass-ionomer cements. **Oper. Dent.**, Seattle, v. 22, n. 2, p. 79-83, Mar./Apr. 1997.



KURACHI, C. et al. Hardness evaluation of dental composite polymerized with experimental LED-based devices. **Dent. Mat.**, Oxford, v. 17, n. 4, p. 309-315, July 2001.

LACEFIELD, W. R.; REINDL, M. C.; RETIEF, D. H. Tensile bond strengths of a glass ionomer cement. **J. Prosth. Dent.**, Saint Louis, Mi, v. 53, p. 194-198, 1985.

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.

MCLEAN, J. W.; GASSER, O. GLass-ionomer cements. **Quintessence Int.**, Berlin, v. 16, p. 333-343, 1985.

MC LEAN, J.W.; NICHOLSON, J.W.; WILSON, A.D. Proposed nomenclature for glass ionomer dental cements and related materials. **Quintessence Int.**, v.25, n.9, p.587-89, Sept.1994.

MCCABE, J. F. Resin modified glass-ionomer. **Biomaterials**, London, v. 19, n. e, p. 531-537, mar. 1998.

MALDONADO, A. et al. An in vitro study of certain properties of a glass ionomer cement. **J. Am. Dent. Assoc.**, Chicago, Ill., n. 96, p. 785-791, 1978.

MARTIN, F. E. A survey of the efficiency of visible light curing units. **J. Dent.**, Oxford, v. 26, n. 3, p. 239-243, mar. 1998.

MATHIS, R. S.; FERRACANE, J. L. Properties of a glass-ionomer/resin-composite hybrid material. **Dent. Mater.**, Oxford, v. 5, n. 5, p. 335-338, Sep. 1989.

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

MILLS, R. W. Blue light emitting diodes: another method of light curing. **Brit. Dent. J.**, London, v. 178, n. 5, p. 169, Mar. 1995.

MILLS, R. W.; JANDT, K. D.; ASHWORTH, S. H. Dental composite depth of cure with halogen and blue light diode technology. **Br. Dent. J.**, London, v. 186, p. 388-391, 1999.

MITRA, S. B. Adhesion to dentin and physical properties of a light-cured glass-ionomer liner/base. **J. Dent. Res.**, Chicago, Ill., v. 70, n. 1, p. 72-4, jan. 1991.

MIYAZAKI, M. et al. Evaluation of curing units used in private dental offices. **Oper. Dent.**, Seattle, v. 23, p. 50-54, 1998.

MOUNT, G. J.; PATEL, C.; MAKINSON, O. F. Resin modified glass-ionomers: strength, cure depth and translucency. **Aust. Dent. J.**, Sidney, n. 4, p. 339-343, Dec. 2002.

NOMOTO, R. Effect of light wavelength on polymerization of light-cured resins. **Dent Mater J**, v.16,n.1, p.60-73, Jun.1997.

OBICI, A.C.; SINHORETI; M.A.C.; SOBRINHO; L.C.; GOES; M.F.; CONSANI; S. Evaluation of depth of cure and knoop hardness in a dental composite photo-activated using different methods. **Braz Dent J**, v.15, n.3, p-199-2003, 2004.

PEREIRA, L. C. G. et al. Mechanical properties and bond strength of glass-ionomer cements. **J. Adhes. Dent.**, New Malden, Surrey, v. 4, n. 1, p. 73-80, 2002.

PRICE, R. B. et al. Comparison of quartz-tungsten-halogen, light-emitting diode, and plasma arc curing lights. **J. Adhes. Dent.**, New Malden, Surrey, v. 5, p. 193-207, 2003.

PRICE, R. B. T.; FELIX, C. A.; ANDREOU, P. Knoop hardness of ten composites irradiated with light-power LED and quartz-tungsten-halogen lights. **Biomaterials**, London, v. 26, n. 15, p. 2631-2641, May 2005.

RUEGGEBERG, F. Contemporary Issues in photocuring. **Compendium**, Newtown, PA, v. 20, suppl. 25, p. 4-5, Nov. 1999.

RUEGGEBERG, F. A., ERGLE, J. W.; METTENBURG, D.J. Polymerization depths of contemporary light-curing units using microhardness. **J. Esthet. Dent.**, Philadelphia, PA, v. 12, p. 340-349, 2000.

SAITO, S. Characteristics of glass ionomer and its clinical application. Relations between hardening reactions and water. **Dent mat**, v.8, n.6, p.1-16,1978.

SHORTALL, A.; HARRINGTON, E. Guidelines for the selection, use, and maintenance of visible light activation units. **Br. Dent. J.**, London, v. 181, n. 10, p. 383-387, Nov. 1996.

SOARES, C. J. et al. Mechanical Properties of light-cured composites polymerized with several additional post-curing methods. **Oper. Dent.**, Seattle, v. 30, n. 3, p. 389-394, May/June 2005.

SOH, M. S.; YAP, A. U. J.; SLOW, K. S. The effectiveness of cure of LED and halogen curing lights and varying cavity depths. **Oper. Dent.**, Seattle, v. 28, n. 6, p. 707-715, Nov/Dec.2003.

TOBIAS, R. S. et al. Pulpal response to a glass ionomer cement. **Br. Dent. J.**, London, v. 144, p. 345-350, 1978.

TSAI, P. C. L.; MEYERS, I. A.; WALSH, L. J. Depth of cure and surface microhardness of composite resin cured with blue LED curing lights. **Dent Mater.**, Oxford, v. 20, n. 4, p. 364-369, May 2004.

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**, London, v. 24, n. 10, p. 1787-1795, May 2003.

UHL, A.; SIGUSCH, B. W.; JANDT, K. D. Second generation LEDS for the polymerization of oral biomaterials. **Dent. Mater.**, Oxford, v. 20, n. 1, p. 80-87, Jan. 2004.

UNO, S.; FINGER, W. J.; FRITZ, U. Long term mechanical characteristics of resin-modified glass ionomer restorative materials. **Dent. Mater.**, Oxford, v. 12, n. 1, p. 64-69, Jan. 1996.

VARGAS, M. A.; COBB, D. S.; SCHMIT, J. L. Polymerization of composite resins: argon laser vs conventional light. **Oper. Dent.**, Seattle, v. 23, n. 2, p. 87-93, Mar. 1998.

WILSON, A. D. Resin-modified glass-ionomer cements. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, Ill., v. 3, n. 5, p. 425-429, Sep/Oct. 1990.

WILSON, A. D.; KENT, B. E. A new translucent cement for dentistry: the glass ionomer cement. **Br. Dent. J.**, London, v. 132, n. 4, p. 133-135, Feb. 1972.

YAP, A.U.J.; SOH, M.S. Thermal emission by different light-curing units. **Oper dent**, v.28, n.3, p.260-6, may/jun.2003.