

**Cassius Rebelatto**

**INFLUÊNCIA DO MÉTODO DE ATIVAÇÃO SOBRE A RESISTÊNCIA  
FLEXURAL DE UM CIMENTO RESINOSO DE DUPLA POLIMERIZAÇÃO**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-graduação em Odontologia da Universidade Federal de Santa Catarina, como requisito para a obtenção do título de Mestre em Odontologia, área de concentração: Materiais Dentários.  
Orientador: Prof. Dr. Luiz Henrique Maykot Prates

**Florianópolis  
2003**

## FICHA CATALOGRÁFICA

R289i      Rebelatto, Cassius  
              Influência do método de ativação sobre a resistência flexural de um cimento resinoso de dupla polimerização / Cassius Rebelatto ; orientador Luiz Henrique Maykot Prates. – Florianópolis, 2003.  
              101f.

              Dissertação (Mestrado) – Universidade Federal de Santa Catarina, Centro de Ciências da Saúde, Programa de Pós-Graduação em Odontologia, 2003.

              Inclui bibliografia.

              1.Cimento resinoso. 2. Resistência dos materiais - Odontologia. 3. Porcelana dentária. I. Prates, Luiz Henrique Maykot. II. Universidade Federal de Santa Catarina. Programa de Pós-Graduação em Odontologia. III. Título. CDU 615.46

Catologação na fonte por: Vera Ingrid Hobold Sovernigo CRB-14/009

CASSIUS REBELATTO

**“INFLUÊNCIA DO MÉTODO DE ATIVAÇÃO SOBRE A RESISTÊNCIA FLEXURAL DE UM CIMENTO RESINOSO DE DUPLA POLIMERIZAÇÃO”**

Esta dissertação foi julgada adequada para obtenção do título de Mestre em Odontologia – área de concentração Materiais Dentários e aprovada em sua forma final pelo Programa de Pós-graduação em Odontologia – UFSC.

Florianópolis, 28 de agosto de 2003

---

Prof. Dr. Mauro Caldeira de Andrade

Coordenador do Programa de Pós-graduação em Odontologia

**BANCA EXAMINADORA**

---

Prof. Dr. Luiz Henrique Maykot Prates  
Orientador

---

Prof. Dr. Marcelo Carvalho Chain  
Membro

---

Prof. Dr. Hugo Mitsuo Silva Oshima  
Membro

*Dedico este trabalho à minha maravilhosa família:*

*Aldo, meu pai, constante orientador e exemplo de vida,  
Amelia, minha querida, fantástica e amada mamãe,  
Marlon, meu grande irmão e ídolo-mor,  
Gustavo, meu maninho e grande amigo!*

## AGRADECIMENTOS

Durante o curso de Mestrado em Materiais Dentários, tive a feliz oportunidade de aumentar ainda mais minha paixão pela Odontologia, por desenvolver um desejo que mantive constante durante toda a graduação, o desejo de lecionar. Somado à docência, a possibilidade de fazer ciência através da pesquisa fez-me olhar a Odontologia de outra maneira, o que certamente contribuiu para meu amadurecimento profissional. Para a realização e concretização desta etapa, várias pessoas ajudaram-me a torná-la possível e gostaria de deixar aqui os meus mais sinceros agradecimentos.

Em primeiro lugar gostaria de agradecer e parabenizar imensamente o amigo e orientador **Prof. Dr. Luiz Henrique Maykot Prates**, por sua exímia e fundamental orientação deste trabalho. O Prof. Prates foi intensamente participativo ao longo de todo o curso, fazendo realmente valer o papel de orientador, não apenas pelo conhecimento oferecido, mas também pela presteza incondicional, dedicação e paciência com que conduziu a orientação. Certamente se algum dia eu estiver na função de orientador, seguirei seu belo exemplo.

Gostaria de agradecer também aos professores da disciplina de Materiais Dentários, **Prof. Dr. Marcelo Carvalho Chain**, pelo conhecimento transmitido e pela gentileza e prontidão no fornecimento de seus equipamentos e materiais, e o **Prof. Dr. Hamilton Pires Maia**, pelas bem-vindas exigências e ensinamentos providos.

Quero deixar meus agradecimentos aos demais professores do mestrado pelas lições prestadas; ao coordenador do Programa de Pós-Graduação em Odontologia, **Prof. Dr. Mauro Amaral Caldeira de Andrada**, pelo empenho em manter a qualidade deste Programa; aos professores **Sérgio Fernando Torres de Freitas e Maria Cristina Marino Calvo** pelo auxílio na elaboração da análise estatística; ao grande amigo **Prof. Márcio Rastelli**, pelo constante incentivo; à bibliotecária **Vera Ingrid Sovernigo** pela colaboração na catalogação deste trabalho; à secretária **Ana Maria Frandalozo** pela gentileza em dispor nossas solicitações. Agradeço também a **Anadélia Borges Soares**, representante da empresa 3M do Brasil, pela doação de material utilizado nesta pesquisa e ao técnico em prótese, **Carlos dos Santos Júnior**, pelo auxílio na confecção da peça cerâmica.

Foi neste curso de mestrado que também tive a oportunidade de fazer novas e belas amizades. Aos colegas **Cleonice, Fábio e Luana**, meu agradecimento pelo bom convívio e companheirismo. Aos colegas das demais áreas do mestrado, meu muito obrigado pela amizade, auxílio e troca de conhecimento.

Finalmente, agradeço de todo coração meus preciosos **amigos**, que talvez nem saibam o quanto me motivaram para o cumprimento desta jornada.

Muito obrigado!

REBELATTO, Cassius. **Influência do método de ativação sobre a resistência flexural de um cimento resinoso de dupla polimerização**. 2003. 101f. Dissertação (Mestrado em Odontologia – opção Materiais Dentários) – Programa de Pós-graduação em Odontologia, Mestrado Acadêmico – Universidade Federal de Santa Catarina.

## RESUMO

O propósito deste estudo foi avaliar a influência da fotoativação através da porcelana sobre a resistência flexural de um cimento resinoso dual, cuja polimerização foi efetuada sob diferentes métodos de ativação. Dentre estes métodos de ativação, procedeu-se a ativação apenas química do cimento resinoso Rely-X ARC (3M- Dental Products) e à fotoativação deste material com três diferentes unidades fotoativadoras para comparação da efetividade destes sistemas. As unidades fotoativadoras empregadas, seus respectivos tipos e intensidades foram: 1) XL-2500/ 3M (Luz halógena,  $450\text{mW}/\text{cm}^2$ ); 2) Ultrablue/DMC (LED,  $150\text{ mW}/\text{cm}^2$ ) 3) LEDemetron I/ Kerr-Demetron (LED,  $600\text{ mW}/\text{cm}^2$ ). A peça cerâmica utilizada foi confeccionada com cerâmica injetável (IPS – Empress / Ivoclar-Vivadent) com 12,30mm de lado e 2,25mm de espessura. Para a confecção dos corpos-de-prova e aplicação do teste de resistência flexural, foram observadas as normas da ISO 4049. Foram confeccionadas 82 amostras divididas em sete grupos, assim distribuídos: 1) fotoativação com LEDemetron I; 2) fotoativação com Ultrablue; 3) fotoativação com XL-2500; 4) fotoativação com LEDemetron + porcelana; 5) fotoativação com Ultrablue + porcelana; 6) fotoativação com XL-2500 + porcelana; 7) ativação apenas química. Os valores médios de resistência flexural em MPa e seus desvios-padrão foram: Grupo 1: 130,5 (13,66) ; Grupo 2: 120,88 (14,85); Grupo 3: 118,10 (22,68); Grupo 4: 123,91 (13,75); Grupo 5: 112,66 (13,82); Grupo 6: 121,75 (18,38); Grupo 7: 86,56 (10,33). A análise pelo teste de ANOVA demonstrou não haver diferença entre os valores de resistência flexural, quanto à influência das diferentes unidades fotoativadoras e da fotoativação através da porcelana. Deste modo, a porcelana não exerceu influência sobre a polimerização do cimento testado e as três unidades fotoativadoras não diferiram estatisticamente de forma significativa. Com relação ao método de ativação, a ativação apenas química teve os menores valores de resistência flexural, diferindo estatisticamente dos demais métodos de ativação, demonstrado pelo teste de Tukey para comparações individuais.

Palavras-chave: Cimentos resinosos, Resistência de materiais - Odontologia, Porcelana dentária.

REBELATTO, Cassius. **Influência do método de ativação sobre a resistência flexural de um cimento resinoso de dupla polimerização**. 2003. 101f. Dissertação (Mestrado em Odontologia – opção Materiais Dentários) – Programa de Pós-graduação em Odontologia, Mestrado Acadêmico – Universidade Federal de Santa Catarina.

## ABSTRACT

The purpose of this study was to evaluate the effect of light-curing through porcelain on the flexure strength of a dual cure resin cement, polymerized under different methods of activation. The modes of activation included only chemical activation of a resin cement Rely-X ARC (3M-Dental Products) and its photo-activation with three different light curing units, in order to compare their effectiveness. The light-curing units used, its types and irradiance were: a) XL-2500/ 3M (halogen lamp, 450mW/cm<sup>2</sup>); b) Ultrablue/DMC (LED, 150 mW/cm<sup>2</sup>) c) LEDemetron 1/ Kerr-Demetron (LED, 600 mW/cm<sup>2</sup>). The ceramic sample was manufactured by pressable ceramic technique (IPS – Empress / Ivoclar-Vivadent) being with 12,30 mm wide and 2,25 mm thick. The samples and flexure strength test application were made according to ISO 4049. Eighty-two samples were made and divided into seven groups: 1) light curing with LEDemetron 1; 2) light curing with Ultrablue; 3) light curing with XL-2500; 4) light curing with LEDemetron + porcelain; 5) light curing with Ultrablue + porcelain; 6) light curing with XL-2500 + porcelain; 7) chemical activation. The flexure strength mean values in MPa and its standard deviation were: Group 1: 130.5 (13.66); Group 2: 120.88 (14.85); Group 3: 118.10 (22.68); Group 4: 123.91 (13.75); Group 5: 112.66 (13.82); Group 6: 121.75 (18.38); Group 7: 86.56 (10,33). Statistical analysis by ANOVA test did not show differences in the flexural strength values, among light-curing units and photoactivation through porcelain. Porcelain did not affect the resin polymerization and the three light curing units tested did not differ statistically. Regarding activation method, only chemical activation yielded the lowest flexural strength values, which were statistically different than the other methods.

Key-words: Resin cements, Materials strength – Dentistry, Dental porcelain.

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1A – Cimento resinoso dual (Rely-X ARC- 3M Dental Products).....	52
Figura 1B – Unidade fotoativadora por LED (L.E.Demetron I – Kerr / Demetron).....	53
Figura 1C – Unidade fotoativadora por LED (Ultrablue – DMC).....	53
Figura 1D – Unidade fotoativadora por luz halógena (XL-2500 – 3M Dental Products) .....	54
Figura 1E – Peça cerâmica de IPS-Empress (Ivoclar-Vivadent) e sua respectiva espessura.....	55
Figura 1F – Peça cerâmica de IPS – Empress (Ivoclar-Vivadent) e suas respectivas dimensões.....	56
Figura 2A – Matriz metálica bipartida utilizada para obtenção dos corpos-de-prova.....	58
Figura 2B – Matriz posicionada sobre uma lâmina metálica com uma película de poliéster interposta.....	59
Figura 2C – Inserção do cimento resinoso na matriz, devidamente proporcionado e misturado.....	59
Figura 2D – Matriz preenchida e preparada para a fotoativação.....	60
Figura 2E – Fotoativação do material com aparelho de luz halógena.....	61
Figura 2F – Remoção do corpo-de-prova da matriz metálica.....	61

Figura 2G –	Corpo-de-prova com excessos de cimento.....	62
Figura 2H –	Polimento do corpo-de-prova com lixa de granulação 320.....	62
Figura 2I –	Corpo-de-prova aparado e polido, pronto para a armazenagem.....	63
Figura 2J –	Fotoativação do cimento resinoso através da porcelana.....	64
Figura 2K –	Conjunto matriz/ lâminas metálicas fixadas com grampo e pronto para a armazenagem .....	65
Figura 2L –	Máquina de ensaios Instron modelo 4444.....	66
Figura 2M –	Peças utilizadas para o teste de resistência flexural.....	66
Figura 2N –	Corpo-de-prova posicionado para o ensaio.....	67
Figura 2O –	Execução do teste de resistência flexural de três pontos .....	67
Figura 3A –	Representação gráfica dos valores médios de resistência flexural para todos os grupos testados .....	70
Figura 3B –	Representação gráfica dos valores médios de resistência flexural de acordo com o método de ativação do cimento resinoso.....	72
Figura 3C –	Representação gráfica dos valores médios de resistência flexural da variável unidade fotoativadora.....	74
Figura 3D –	Representação gráfica dos valores médios de resistência flexural da variável influência da porcelana.....	75

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1	–	Características das unidades fotoativadoras.....	54
Tabela 2	–	Divisão dos grupos e número de amostras.....	57
Tabela 3	–	Valores médios e desvios-padrão da resistência flexural (MPa) do cimento resinoso Rely – X ARC para todos os grupos.....	68
Tabela 4	–	Valores médios de resistência flexural (MPa) para os métodos de ativação.....	71
Tabela 5	–	Valores médios de resistência flexural (MPa) para as unidades fotoativadoras.....	73
Tabela 6	–	Valores médios de resistência flexural (MPa) da fotoativação com e sem porcelana.....	75

## LISTA DE ABREVIATURAS E SÍMBOLO

Bis-GMA

TEGDMA

LED

MPa

°C

mm

mm/ min

mW/cm<sup>2</sup>

N

nm

μm

et al

Bisfenol-A glicidil metacrilato

Trietilenoglicol dimetacrilato

Light emitting diodes

Megapascals

Graus Celsius

Milímetros

Milímetros por minuto

Miliwatts por centímetro cuadrado

Newtons

Nanômetros

Micrometros

Et alli

## SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO.....	13
2 REVISÃO DA LITERATURA.....	18
3 PROPOSIÇÃO.....	51
4 MATERIAIS E MÉTODOS .....	52
4.1 Materiais.....	52
4.2 Divisão dos grupos.....	56
4.3 Confeção dos corpos-de-prova.....	57
4.3.1 Dupla ativação sem porcelana.....	60
4.3.2 Dupla ativação, com fotoativação na presença de porcelana.....	63
4.3.3 Ativação química.....	64
4.4 Ensaio.....	65
5 RESULTADOS.....	69
6 DISCUSSÃO.....	77
7 CONCLUSÕES.....	89
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS .....	90
ANEXOS.....	95

# 1 INTRODUÇÃO

A utilização clínica dos cimentos resinosos tem aumentado significativamente nos últimos anos (EI BADRAWI; EI MOWAFY, 1995; CAUGHMAN; CHAN; RUEGGEBERG, 2001). O surgimento da técnica de condicionamento ácido (BUONOCORE, 1955), dos sistemas adesivos por Buonocore, Wileman e Brudevold (1956) e das resinas compostas com Bowen (1963) favoreceram não apenas o surgimento deste cimento, mas também seu aperfeiçoamento e amplitude de indicações (WHITE, 1993; PLATT, 1999; BRAGA, BALLESTER, CARRILHO 1999). As razões que têm conduzido a um aumento nas indicações desses materiais estão relacionadas à superioridade de suas propriedades, quando comparadas às dos cimentos convencionais, no que diz respeito à resistência ao desgaste, menor solubilidade (ANUSAVICE, 1998) união a diferentes substratos, menor microinfiltração e superioridade estética (PLATT, 1999; WHITE *et al.*, 1992; LEE; SWARTZ, 1972).

De acordo com Braga, Ballester e Carrilho (1999), os cimentos resinosos podem ser divididos em três grupos, conforme o método de ativação: autopolimerizáveis, fotopolimerizáveis e cimentos resinosos duais ou de dupla polimerização, que envolvem a ativação química e física. Segundo Caughman, Chan e Rueggeberg (2001), a seleção do cimento resinoso é baseada primariamente na forma de uso pretendida, pois nem todos os cimentos polimerizam adequadamente em qualquer situação clínica. Os cimentos resinosos que, atualmente, mais preenchem a maioria das indicações clínicas são os cimentos resinosos duais, pois a ação dos dois sistemas de ativação aumenta o

grau de conversão dos monômeros em polímeros e melhora as propriedades físicas do cimento (EL MOWAFY; RUBO 2000). Além disso, estão particularmente indicados para situações em que o acesso de luz para a fotoativação esteja dificultado ou impedido (PEUTZFELDT, 1995; BRAGA; CESAR; GONZAGA, 2002). Tais situações são bastante comuns em procedimentos cimentantes de restaurações cerâmicas e poliméricas, cuja espessura e coloração são suficientes para atenuar a transmissão de luz necessária para a fotoativação do cimento resinoso, principalmente na base da cavidade (EL MOWAFY; RUBO 2000).

Dentre os aparelhos de fotoativação utilizados para a polimerização de compósitos, tais como o cimento resinoso, a luz halógena é sem dúvida o meio mais amplamente usado pelos profissionais. Isso se deve principalmente à sua comprovada efetividade, ao custo relativamente baixo à sua boa potência e ao amplo espectro de luz (BURGESS *et al.*, 2002). No entanto, de acordo com Martin (1998), o sucesso dos materiais fotoativados, referentes às propriedades físicas, depende do correto funcionamento da unidade de luz visível. As lâmpadas halógenas possuem alguns problemas relacionados ao seu tempo de uso, como a diminuição da intensidade, alteração na voltagem, degradação da lâmpada e filtro, e aquecimento interno (STAHL *et al.*, 2000).

Recentes avanços tecnológicos têm ampliado as opções de fotoativação através de diferentes aparatos, como o laser argônio, o arco de plasma de xenônio e o aparelho LED (*Light Emitting Diodes*), que emite luz através de diodos (DUKE, 2001). Dentre esses novos aparelhos, o LED vem se popularizando por oferecer vantagens potenciais

em relação à luz halógena, como menor aquecimento, baixa voltagem, vida útil longa sem degradação significativa do fluxo de luz (JANDT *et al.*, 2000; FUJIBAIASHI *et al.*, 1998) e um comprimento de onda com maior especificidade (KURACHI *et al.*, 2001), o que repercute em maior aproveitamento energético. Os LEDs são capazes de emitir um espectro de luz de 450 a 490 nm, que se concentra exatamente dentro da faixa de maior absorção pela canforquinona, o principal fotoiniciador dos compósitos (STANSBURY, 2000; STAHL, 2000). De acordo com Nomoto (1994), o comprimento de onda mais eficiente para a conversão polimérica do compósito, quando a canforquinona é utilizada como fotoiniciador, é de 450-490 nm. Fora deste intervalo, a taxa de polimerização é pouco influenciada pela irradiação. O fotoiniciador é uma molécula capaz de absorver a luz e gerar direta ou indiretamente compostos reativos (radicais livres) que iniciam a polimerização (STANSBURY, 2000). Quando a canforquinona é ativada, passa para um estado excitatório tornando-se apta para reagir com a amina terciária, formando um radical livre. Quanto mais moléculas de fotoiniciador forem excitadas, maior disponibilidade haverá para reagir com a amina e, portanto, maior será a formação de radicais livres (SMITH; WILSON, 1979). Dessa forma, alta absorção energética do fotoiniciador e tempo de exposição adequados, são fundamentais para que a reação prossiga e atinja um grau de conversão elevado. Na seqüência do processo de polimerização, o composto canforquinona-amina quebra a dupla ligação de carbono do monômero, tornando-o igualmente reativo que, desencadeando uma reação em cadeia, obtém como produto final, ligações cruzadas entre as longas cadeias poliméricas de alto peso molecular (STANSBURY, 2000) .

Grande parte das pesquisas realizadas com LEDs até o momento utilizaram a primeira geração destes aparelhos, cuja intensidade luminosa apresenta valores geralmente inferiores aos das lâmpadas halógenas. Assim, as poucas pesquisas realizadas até o momento, apresentam resultados bastante conflitantes no que diz respeito às propriedades dos compósitos fotoativados por LED, dada a variedade de aparelhos que tem surgido. Encontra-se no mercado uma segunda geração de LEDs que possuem intensidades iguais ou até mesmo superiores às das unidades halógenas, o que sugere um aproveitamento energético ainda maior desses aparelhos.

Frente a estas novas tendências da Odontologia, torna-se útil medir a resistência flexural de um cimento resinoso, para que a efetividade dessas novas fontes para fotoativação seja avaliada. O teste de resistência flexural de três pontos constitui-se numa forma adequada de avaliar as propriedades mecânicas de um material, visto que este teste engloba tensões de compressão, tração e cisalhamento (BAN e ANUSAVICE, 1990).

Na maioria das vezes, quando os cimentos resinosos são utilizados, sua fotoativação é procedida através de estruturas poliméricas ou cerâmicas, como nos casos de restaurações indiretas e coroas protéticas. O sucesso desta técnica depende da obtenção de uma forte e durável adesão entre o material e o cimento resinoso e entre este e a estrutura dental, sendo que para isso, adequada polimerização é fundamental. Entretanto, de acordo com Strang (1987), 40 a 50% da luz emitida pela unidade fotoativadora é absorvida pela porcelana, o que pode influenciar nas propriedades do agente cimentante. Embora neste estudo não se objetivou comparar o

efeito de variáveis sobre as propriedades mecânicas, sabe-se que cores mais claras permitem uma maior transmissão de luz do que restaurações escuras, tanto nas cerâmicas como nos compósitos (ARIKAWA *et al.*, 1998). Segundo Kanca (1986), os pigmentos utilizados para prover coloração à porcelana absorvem a passagem da luz e prejudicam a completa polimerização. No entanto, no estudo de O'Keefe *et al.* (1991), avaliando as variáveis que afetam a transmissão de luz através da porcelana, verificaram que a espessura da porcelana foi o principal fator redutor da irradiação e não a opacidade da mesma.

Sabendo-se da importância da intensidade de luz para a adequada polimerização dos compósitos e levando-se em consideração as inúmeras variáveis que afetam tal intensidade, propõe-se também, avaliar o efeito que a fotoativação através de uma peça cerâmica causa na resistência flexural de um cimento resinoso.

## 2 REVISÃO DA LITERATURA<sup>1</sup>

Foi com Buonocore em 1955 que a Odontologia adesiva tomou seus rumos para que muitos dos procedimentos hoje realizados fossem possíveis. Em seu estudo, avaliou-se a adesão de resina acrílica ao esmalte dental, através da modificação da superfície deste por diferentes tratamentos químicos com ácidos. Os resultados demonstraram aumento na adesão do acrílico ao esmalte dental, cujos fatores relacionaram-se basicamente ao aumento da área superficial devido ao efeito do tratamento ácido, à exposição da estrutura inorgânica do esmalte para adesão do acrílico, à remoção de uma camada de esmalte inerte expondo uma superfície mais reativa e à presença de grupos fosfatos altamente polares na superfície do esmalte, devido à utilização de ácido. A forma de tratamento de superfície que proveu melhores resultados foi com o ácido fosfórico a 85%, o mesmo ácido atualmente utilizado, porém numa concentração superior aos 37% normalmente empregados. O tratamento ácido demonstrou que uma simples descalcificação da superfície do esmalte foi capaz de produzir uma superfície mais receptiva para a adesão.

Buonocore, Wileman e Brudevold (1956) demonstraram em seu estudo que uma resina acrílica adesiva foi capaz de aderir-se à superfície de dentina úmida em dentes extraídos. Perceberam também que quando a dentina passava por tratamento ácido antes da aplicação do adesivo esta adesão era aproximadamente o dobro comparado à

---

<sup>1</sup> Baseada na NBR 10520: 2002 da ABNT

superfície não tratada. A adesão obtida foi relativamente resistente à imersão em água, sendo que a dentina atacada por ácido apresentou valores superiores de resistência de união em relação à dentina não tratada, após cinco meses de armazenagem em água. Este estudo sugeriu que a adesão à dentina era uma possibilidade e que essa adesão devia-se a uma combinação química entre os constituintes do material adesivo e a matéria orgânica da dentina, sendo que isso significaria um grande avanço na tentativa de se aderir materiais resinosos à estrutura dental. Os autores enfatizaram que os resultados desta pesquisa foram obtidos sob condições puramente laboratoriais e que ainda não poderiam ser aplicados em meio oral.

Bowen (1963) em seu clássico estudo avaliou diversas propriedades físicas de uma resina reforçada por sílica, por ele desenvolvida, e que norteia a fabricação dos compósitos utilizados atualmente. O polímero Bisfenol glicidil metacrilato, abreviadamente conhecido a partir de então como Bis-GMA, foi reforçado com sílica, cujas partículas foram tratadas com vinilsilano como agente de cobertura. Dentre as propriedades, estudou-se o tempo de polimerização, contração de polimerização, solubilidade e desintegração, sorção de água, coeficiente de expansão térmica, estabilidade de cor, resistência à tração e compressão, módulo de elasticidade entre outras. O autor observou que a incorporação da sílica tratada com vinilsilano realmente reforçou a resina, resultando em propriedades superiores às dos cimentos de silicato e outros materiais restauradores. No entanto, constatou-se que a mesma resina não tendo a superfície da sílica tratada com vinilsilano, repercutiu em propriedades inferiores após imersão em água. Já alertara o autor que a alteração nos parâmetros

dos materiais utilizados neste estudo, como o tipo de tratamento de superfície das partículas, distribuição das partículas quanto ao seu tamanho e forma e a própria natureza da resina poderiam levar a resultados ainda melhores, o que se pode perceber atualmente dado às inúmeras formulações de compósitos existentes no mercado.

Em um estudo avaliando as propriedades de um cimento resinoso, Lee e Swartz (1972) encontraram valores superiores para este material com relação a outros cimentos convencionais. O cimento avaliado, baseado em Bis-GMA e metacrilato, pareceu preencher os requisitos como agente cimentante de próteses fixas. As propriedades avaliadas neste experimento envolveram tensões de compressão e de tração.

Smith e Wilson (1979) compararam a performance clínica de um compósito fotopolimerizável (Fotofil) e um compósito de ativação química (Adaptic), através das características funcionais e de manuseio. Dentre essas características, avaliaram a facilidade de inserção do material na cavidade, a necessidade e o tempo de polimento, adaptação marginal, manchamento marginal, forma anatômica entre outras. No estudo, foram restaurados dentes anteriores contra-laterais aos pares de 51 pacientes selecionados, sendo que um dente de cada par de lesões cariosas foi restaurado com Fotofil e o outro com Adaptic. Os resultados obtidos não demonstraram qualquer diferença estatística significativa entre as propriedades dos materiais avaliados.

Brodbelt, O'Brien e Fan (1980) avaliaram a translucidez de cinco porcelanas odontológicas e cinco de suas respectivas cores. A translucidez foi avaliada através dos

métodos de transmissão direta e de transmissão total, sendo que esta considerava também a dispersão da luz através das amostras. Tanto a transmissão direta como a transmissão total de luz foram medidas em comprimentos de onda entre 400 e 700nm. A transmissão de luz com diferentes espessuras de porcelanas também foi avaliada. A quantidade de luz transmitida através da porcelana foi definida baseando-se numa equação que leva em consideração a intensidade da luz incidente, intensidade transmitida pela porcelana, a espessura da amostra e o coeficiente de transmissão, cujo valor é obtido pela razão entre luz incidente e luz transmitida pela porcelana. Os coeficientes variaram de 0,18 a 0,384, com uma média de 0,268. A análise de variância demonstrou a existência de diferenças estatísticas significantes para os valores percentuais de transmissão total de luz entre os grupos. No entanto, não houve diferenças estatísticas significantes entre as amostras de cada grupo. Os autores concluíram que a transmissão de luz através da porcelana foi dependente de sua espessura, diminuindo com o aumento da mesma e que as porcelanas avaliadas transmitem luz 200 vezes mais por transmissão total do que por transmissão direta. Perceberam ainda que a transmissão total foi maior quanto maiores os comprimentos de onda utilizados pela fonte de luz., estando de acordo com a equação de difusão de Rayleigh. Afirmaram que muitas porcelanas odontológicas possuem opacificadores como o óxido de estanho, que agem como centro de dispersão para prover uma aparência translúcida melhorando a estética da restauração cerâmica.

A avaliação da influência da espessura e cor de quatro resinas compostas através de um teste de dureza, foi o objetivo de um experimento de Kanca (1986). Tal influência dessas variáveis foi registrada pela diferença entre a dureza do topo e da base de cada

amostra. As amostras foram testadas tendo-se como variáveis de cada compósito as cores claras e escuras, espessuras de 2 e 3 mm e o distanciamento de zero e de 4 mm da ponteira óptica à amostra. Todas as amostras foram fotoativadas por 40 segundos, sendo que o teste de dureza foi realizado cinco minutos após a exposição. Os piores resultados foram obtidos com as amostras cujas espessuras eram de 3mm, combinadas com a cor escura do compósito e o afastamento da ponteira óptica de 4mm. A pigmentação utilizada para prover a coloração escura ao compósito, segundo o autor, absorve a luz que atravessa a resina impedindo uma polimerização adequada. O autor sugere que, para otimização da cura do compósito, camadas de não mais do que 2 mm sejam utilizadas.

Matsumoto *et al.* (1986) pesquisaram a profundidade de cura de resinas fotoativadas através de uma simulação clínica com dentes extraídos. Foram preparadas cavidades cilíndricas nas superfícies oclusais dos segundos molares extraídos. Sete compósitos foram avaliados, incluindo diferentes cores e um compósito quimicamente ativado foi utilizado como controle. As resinas foram inseridas nos preparos cavitários e fotoativadas conforme as recomendações dos fabricantes. Após armazenagem, procedeu-se o teste de dureza Knoop, através do qual calculou-se a variação dos valores desta propriedade para que desta forma a profundidade de cura fosse obtida. As endentações foram feitas em 0,5 e 1mm de distância da interface dente/ restauração em profundidades de 1, 2 ,3 e 4mm. A análise estatística não demonstrou diferenças significantes de dureza nas distâncias de 0,5 e 1mm da interface. Todos os compósitos fotoativados demonstraram menor dureza quanto maior a profundidade. Os autores afirmaram que, geralmente, os tempos de exposição recomendados pelos fabricantes

são inadequados para garantir uma polimerização eficiente e que a aplicação da resina em camadas é o melhor método de preenchimento de cavidades que se estendem de 3 a 4 mm de profundidade.

Strang (1987) investigou o efeito da absorção de luz pela porcelana sobre o tempo de presa de um cimento resinoso dual e um fotoativado. Inicialmente mediu-se o percentual de absorção de luz pela porcelana através de uma fotocélula sensível à luz azul. Os resultados mostraram uma absorção da porcelana de 40-50% da luz emitida pela unidade fotoativadora. Com relação ao efeito dessa absorção sobre o tempo de presa dos compósitos estudados, o autor encontrou que o tempo de presa do cimento apenas fotoativado foi menor do que o cimento resinoso de dupla ativação. Entretanto ele ressalta que o experimento foi realizado em temperatura ambiente e que em temperatura bucal a parte quimicamente ativada teria um efeito maior. Segundo o autor, o experimento fê-lo concluir que o tempo de exposição recomendado pelos fabricantes deve ser relevado, uma vez que a fotoativação através da porcelana necessitou um tempo maior para polimerizar o cimento adequadamente.

Chan e Boyer (1989) determinaram os tempos de exposição necessários para a fotoativação de um cimento resinoso através de diversas espessuras de porcelana. Além disso, um objetivo secundário deste experimento foi estabelecer uma relação entre a dureza máxima do compósito, a intensidade da fonte de luz e o tempo de exposição. Os resultados encontrados sugerem que a dureza do compósito decresce aproximadamente de forma linear com o aumento da espessura. Esse decréscimo na dureza ocorreu até uma certa espessura, que dependeu basicamente da cor da

porcelana e do tempo de exposição. Após este ponto a dureza caiu rapidamente. O experimento permitiu concluir que quanto mais claras as cores da porcelana, maiores eram os valores da dureza do compósito e que esta foi sempre maior 24 horas após a fotoativação do compósito do que decorridos 30 minutos da exposição. A partir dos valores de dureza e aplicando-se a lei de Lambert-Beer, os autores determinaram uma equação para prever o tempo de exposição necessário para a cura ideal de um compósito sob uma restauração cerâmica. Essa equação levava em conta o tempo recomendado pelo fabricante para a fotoativação do compósito ( $t_0$ ), o coeficiente de transmissão da porcelana ( $c$ ) e a espessura da porcelana ( $e$ ), ou seja  $t = t_0 \cdot c^{-e/2}$ . Assim, consideraram 0,25 como um valor de coeficiente de transmissão médio, e o tempo de exposição necessário para a cura do compósito sob porcelana ficou estabelecido como sendo o produto entre o tempo recomendado pelo fabricante para a cura do compósito ( $t_0$ ) e a espessura da porcelana ( $e$ ) como potência de 2 ( $t = t_0 \cdot 2^e$ ). Para uma peça cerâmica de 2mm, por exemplo, o tempo de exposição para a cura do compósito deveria ser o quádruplo do tempo recomendado pelo fabricante do cimento resinoso.

Chung e Greener (1990) procuraram estabelecer uma correlação entre o grau de conversão e a concentração de carga de resinas compostas com suas propriedades mecânicas. As propriedades avaliadas foram a resistência à tração diametral, resistência a compressão e dureza Knoop. O grau de conversão das resinas compostas variou de 43,5% a 73,8%, não sendo verificada nenhuma correlação com as propriedades estudadas. Já a resistência à tração diametral e a dureza Knoop correlacionaram-se positivamente com a concentração volumétrica de carga inorgânica, demonstrando que a concentração de partículas de carga cumprem um importante

papel na determinação das propriedades das resinas compostas posteriores. Conforme constatado pelos autores, as propriedades dos compósitos são mais influenciadas pela quantidade de carga do que pelo teor de matriz resinosa, fato também observado por inúmeras outras pesquisas.

Ban e Anusavice (1990), através de três diferentes testes, avaliaram a falha por estresse de quatro materiais considerados frágeis: fosfato de zinco, porcelana de corpo, porcelana opaca e resina composta fotoativada. Os testes utilizados foram de resistência à tração diametral, resistência flexural bi-axial e resistência flexural de quatro pontos. Neste estudo os autores ressaltam a importância da resistência mecânica para o sucesso clínico das restaurações, destacando ainda a relação que determinados materiais odontológicos possuem com os testes para sua avaliação. Para os materiais frágeis, por exemplo, o teste de resistência a tração tem um significado maior do que o de resistência à compressão, principalmente para avaliar o potencial de falha de restaurações. Mencionam que a principal vantagem dos testes de resistência flexural é o estado de tensão pura que pode ser estabelecido sobre um lado do espécime, apesar de relatarem que é extremamente difícil se induzir uma tensão pura de um tipo apenas em um corpo. Os resultados mostraram que a resistência à tração diametral de todos os materiais foi significativamente menor do que os valores de resistência flexural bi-axial. Concluíram que o teste bi-axial é mais simples de se proceder e provê uma melhor simulação clinicamente relevante, uma vez que o tamanho das amostras e os procedimentos de preparo são mais similares às condições clínicas.

Blackman, Barghi e Duke (1990) verificaram a influência da espessura da cerâmica sobre a polimerização de cimentos resinosos fotoativados. Para a realização dos testes utilizaram dois tipos de porcelana, uma feldspática e uma cerâmica vítrea. Dois tipos de cimentos resinosos também foram utilizados, sendo um deles de ativação física e outro de dupla ativação. Com amostras de 11 mm<sup>2</sup>, foram usadas cinco diferentes espessuras de porcelana (0.5, 1, 2, 3 e 4 mm). Já as amostras de cimentos resinosos possuíam 0,5 mm de espessura por 6mm de diâmetro e foram fotoativadas através da porcelana por tempos variando de 30 à 120 segundos, com intervalos de 30 segundos. O grau de polimerização dos cimentos resinosos foi obtido através do teste de dureza Knoop. Os resultados demonstraram que ambos cimentos atingiram sua cura máxima dentro dos recomendados 60 segundos de exposição de luz sob porcelanas de espessuras de 0,5 e 1mm. Com espessuras de 3 e 4 mm, os cimentos tiveram melhor polimerização quando a fotoativação foi feita através da cerâmica vítrea, ao passo que a porcelana feldspática não permitiu adequada polimerização dos cimentos resinosos mesmo quando o tempo de exposição recomendado foi duplicado.

No estudo de Hasegawa, Boyer e Chan (1991) foi determinada a extensão pela qual os cimentos resinosos duais endurecem, quando fotoativados sob inlays de resinas compostas em condições clínicas simuladas. Foram utilizados neste experimento três cimentos resinosos, sendo dois deles de dupla polimerização. Os três cimentos diferiram significativamente nos valores de dureza. Um aumento significativo na dureza de 30 minutos para 24 horas após a fotoativação foi relatado para todos os cimentos testados. No entanto, nenhum dos cimentos polimerizou completamente em 24 horas quando o tempo de exposição utilizado foi igual ou maior que o tempo

recomendado pelo fabricante. Isso demonstra que o componente de ativação química do cimento resinoso dual não polimerizou adequadamente nas situações do presente estudo, devido à redução do fluxo de luz através da restauração e estrutura dental. Conseqüentemente, cimentos resinosos de dupla polimerização deveriam ser tratados como materiais de ativação física, para os quais os tempos de exposição são aumentados para compensar a espessura e opacidade da restauração e a própria estrutura dental. Os autores concluíram que a dureza final dos cimentos resinosos depende da quantidade de luz que atinge o compósito e que os tempos de exposição recomendados pelos fabricantes foram insuficientes para compensar a diminuição da transmissão de luz através do dente e da restauração.

Segundo O'Keefe *et al.* (1991), facetas de porcelana podem ser produzidas de diversas espessuras e opacidades selecionadas de acordo com as necessidades estéticas da estrutura dental. Em seu estudo, avaliaram a transmissão espectral de laminados cerâmicos em três diferentes espessuras e opacidades. As espessuras utilizadas foram de 0,50 , 0,75 e 1 mm e as opacidades de 25, 75 e 100%, sendo que a mesma cor foi utilizada para todas as amostras. As medidas de transmissão espectral foram registradas na faixa de 430 a 600nm, em intervalos de 10nm. Obtidos os valores de transmissão espectral, concluiu-se que a espessura da porcelana teve um efeito substancial sobre a transmissão de luz através das facetas, enquanto as diferentes opacidades das amostras demonstraram pequenas diferenças significantes. As possíveis razões para tal fato podem estar relacionadas ao processo de mistura das diferentes cores necessárias para se determinar a opacidade, o que pode representar possibilidade de erro humano. Além disso, pode haver erros nas recomendações do

fabricante para as três diferentes fórmulas de opacidade. Os valores percentuais de transmissão foram representadas em um gráfico relacionando tempo de presa com intensidade, para estimar o tempo de presa de um cimento resinoso sob uma amostra cerâmica. Encontraram que a presença da porcelana, desconsiderando-se sua espessura e opacidade, aproximadamente dobrou o tempo de presa do cimento resinoso exposto a uma máxima intensidade de luz.

White *et al.*(1992) mediram a microinfiltração in vitro de diversos agentes cimentantes, incluindo fosfato de zinco, cimento de ionômero de vidro e cimento resinoso. O cimento de fosfato de zinco exibiu a maior microinfiltração dentre os cimentos avaliados e os cimentos resinosos tiveram a maior resistência à microinfiltração. Os autores afirmam que provavelmente a melhor performance obtida com os cimentos resinosos se deve primariamente à capacidade de penetração do compósito nos túbulos dentinários expostos formando os tags resinosos. Os resultados da pesquisa sugerem que a adesão dos cimentos resinosos à dentina foi forte o suficiente para resistir à contração de polimerização e, desta forma, minimizar a microinfiltração. Salientam ainda que a escolha do agente cimentante deve ser baseada em critérios apropriados para uma situação clínica específica.

Cardash *et al.* (1993) verificaram o efeito da cor da porcelana sobre a dureza de um cimento resinoso de ativação física e de um cimento resinoso dual. Oito cores da porcelana Vita foram utilizadas em amostras tendo 10mm de diâmetro e 2mm de espessura. Os autores observaram que a cor da porcelana, na espessura utilizada, afetou acentuadamente a microdureza do compósito de ativação física. Os maiores

valores de dureza foram obtidos com o cimento resinoso dual, sendo que o cimento de ativação física, mesmo com exposição de luz prolongada, não alcançou dureza similar à do dual. Concluíram que a cor da porcelana e maior tempo de exposição não afetam de forma significativa a dureza do cimento resinoso dual, mas afetam a dureza do cimento de ativação física. Desta forma, com relação à dureza, os cimentos resinosos de dupla ativação devem ser os compósitos de escolha para restaurações cerâmicas de 2mm ou mais de espessura.

A influência da exposição de luz sobre a polimerização de quatro cimentos resinosos duais foi o objetivo da pesquisa conduzida por Rueggeberg e Caughman (1993). Para tanto, eles investigaram a conversão polimérica dos compósitos através de espectroscopia infra-vermelha após diversos intervalos de tempo pós-mistura. Após a mistura das pastas dos cimentos resinosos duais, vários tratamentos foram realizados: amostras fotoativadas por 60 segundos, exposição por 20 e 60 segundos através de uma amostra de resina com 1,5 mm de espessura e amostras não fotoativadas. Após obtenção dos resultados, concluíram que o potencial de polimerização dos cimentos resinosos variou bastante de acordo com a marca comercial. O componente de ativação química dos cimentos resinosos foi menos efetivo que as amostras fotoativadas, mesmo 24h após a mistura dos componentes. Além disso, não houve evidência de aumento na conversão monomérica dos cimentos com a reação do componente quimicamente ativado, dentro do intervalo de 60 minutos e 24 horas após a mistura. Para alguns dos compósitos testados, até mesmo no intervalo de 10 minutos a 24 horas não houve aumento substancial na polimerização dos materiais. Estes resultados indicam que não há aumento significativo na cura dos cimentos resinosos

duais após a cura inicial. Segundo os autores, isso se deve a viscosidade adquirida pelo cimento após a fotoativação, que impede a migração dos radicais ativos que seriam responsáveis pela polimerização quimicamente induzida. Com relação ao tempo de fotoativação, 60 segundos de exposição proveu os maiores valores de conversão polimérica.

White (1993) em uma revisão da literatura, destacou as principais propriedades que um agente cimentante deve apresentar para cumprir seu papel no desempenho adequado de restaurações protéticas. Dentre estas propriedades, o autor ressalta que a resistência do cimento é um quesito muito importante, uma vez que o mesmo deve ser capaz de absorver forças de compressão e tração e resistir às forças mastigatórias sem haver falhas. Com relação ao módulo de elasticidade, comenta que os cimentos devem apresentar um valor semelhante ao da estrutura dental, para que a deformação seja também similar. Outras características como a baixa solubilidade, pequena espessura de película, tempo de trabalho adequado, excelente integridade marginal, mínima microinfiltração, fortes adesão e retenção também foram relatadas pelo autor como sendo indispensáveis para o sucesso clínico das próteses e restaurações cimentadas. Dentre os cimentos atualmente disponíveis, os resinosos são os que mais cumprem estes requisitos clínicos, embora muitas indicações de cimentação recaem sobre os cimentos de ionômero de vidro, principalmente quando o acesso à luz é inexistente ou reduzido. O autor conclui seu artigo ressaltando a melhora da performance clínica obtida com os modernos agentes cimentantes adesivos e ionoméricos, mas que, entretanto, são tecnicamente mais sensíveis que os cimentos de fosfato de zinco.

Rueggeberg, Caughman e Curtis (1994) em seu trabalho, salientam que um dos principais problemas dos compósitos fotoativados é que o grau de polimerização destes materiais é proporcional à quantidade de luz a qual eles são expostos. A partir deste princípio propuseram-se avaliar o efeito da intensidade de luz e do tempo de exposição sobre a cura de resinas compostas. Utilizando-se de duas marcas comerciais de resinas compostas e duas de suas respectivas cores, os pesquisadores avaliaram o grau de polimerização através de espectroscopia infra-vermelha. Foram utilizadas diferentes espessuras dos compósitos, tempos de ativação e intensidades de luz. Os autores concluíram que 60 segundos de exposição são recomendados para prover polimerização uniforme e compensar o decréscimo da intensidade de luz. Além disso, ressaltam que os incrementos de resina composta não devem ser maiores que 2 mm para que se tenha uma cura máxima. Para a fotoativação de resinas compostas, uma intensidade mínima de  $400\text{mw/cm}^2$  é recomendada.

Uctasli, Hasanreisoglu, Wilson (1994) pesquisaram o efeito da espessura e opacidade da porcelana sobre a polimerização dos cimentos resinosos. Para este propósito, a polimerização foi avaliada através de medidas de dureza Vickers das amostras dos compósitos, sendo dois deles de dupla ativação e um de ativação física. Tais medidas foram tomadas 5 minutos, 60 minutos e 24 horas após a polimerização das amostras, cujos valores foram obtidos por endentações feitas na parte inferior e superior da amostra. Quanto às amostras de porcelana, estas possuíam espessuras de 0,5 , 1 e 2mm e opacidades variáveis, de acordo com as cores para esmalte, dentina e mistura de esmalte e dentina. Os resultados mostraram que a presença da porcelana afetou a dureza dos cimentos resinosos. Os autores afirmam que os valores de dureza

de cimentos resinosos sob restaurações cerâmicas estão na dependência de fatores como a própria natureza do cimento resinoso, a espessura, translucidez e opacidade da porcelana, a distribuição espectral e a intensidade da fonte de luz, o tempo de exposição e a distância entre a ponteira óptica e a restauração. Concluíram que a redução do fluxo luminoso através da porcelana é dependente da espessura e da opacidade da porcelana e que a composição do cimento resinoso exerce influência no grau de absorção do mesmo pela luz. O compósito microparticulado obteve melhores resultados do que os híbridos, por facilitar a transmissão e absorver melhor a luz. No caso do cimento resinoso híbrido de dupla ativação, a dureza foi maior do que o cimento apenas fotoativado.

Darr e Jacobsen (1995) investigaram a eficiência e taxa de cura de cimentos resinosos duais quando polimerizados de acordo com as recomendações dos fabricantes e em condições pelas quais a fotoativação foi excluída e a polimerização obtida apenas com a reação química. Para medir a conversão polimérica dos cimentos resinosos os autores utilizaram o teste de dureza, sendo que as endentações foram realizadas em diversos intervalos de tempo após a cura inicial. Os valores de dureza demonstraram que a conversão polimérica dos cimentos resinosos foi boa, mas necessitaram 24 horas para que atingissem sua cura máxima. A fotoativação teve um efeito marcante nos 30 minutos iniciais, mas após este período, os compósitos apresentaram valores de dureza similares. Para as amostras apenas quimicamente ativadas, os testes não foram possíveis de ser realizados dentro dos 30 minutos iniciais, visto que o cimento não apresentava resistência à endentação suficiente para a execução do teste. Os resultados sugerem que os cimentos resinosos polimerizam de

forma ineficiente nos primeiros estágios da colocação da restauração. Os autores afirmam que como a cura pelo componente químico é inadequada nos primeiros 30 minutos, as restaurações cimentadas podem ser deslocadas durante os procedimentos de acabamento e polimento. Os autores concluíram que a cura dual foi mais efetiva que a cura química apenas e sugere que os fabricantes deveriam acrescentar maior quantidade de amina terciária para que a polimerização seja melhorada. No entanto, ressalta que para este acréscimo, um equilíbrio deve haver para que se tenha maior conversão polimérica, mas que a instabilidade de cor e degradação não seja afetada.

El-Badrawy e El-Mowafy (1995) compararam o grau de polimerização obtido pela ativação apenas química e pela dupla ativação de sete cimentos resinosos duais. Neste mesmo estudo avaliaram o efeito da espessura de inlays de resinas compostas sobre a cura dos cimentos. As espessuras utilizadas para tal experimento variaram de 1 à 6mm com intervalos de 1mm. O grau de polimerização das amostras dos compósitos foi obtido através de um teste de dureza Knoop, cujas medidas foram tomadas 60 minutos, 24 horas e 7 dias após a mistura dos componentes. Os autores encontraram que três dos cimentos pesquisados, quando apenas quimicamente ativados, tiveram dureza menor do que 25% da dureza obtida com a ativação dupla, mesmo uma semana após a mistura. Independente do material avaliado, ocorreu uma diminuição na dureza dos cimentos, quando a espessura dos inlays de resina foi maior do que 2-3mm. Os resultados demonstraram que mais trabalhos devem ser conduzidos para melhorar a polimerização dos cimentos resinosos duais, de modo que o componente de ativação química destes cimentos atue de forma tão efetiva quanto o componente dual.

Peutzfeldt (1995), avaliaram diversos cimentos resinosos duais com relação ao desgaste in vitro, conteúdo volumétrico e a quantidade de ligações duplas de carbono remanescentes. Além disso, foi verificado o efeito da fotopolimerização dos cimentos sobre estas propriedades. Para a quantificação das ligações duplas remanescentes, o grau de conversão dos cimentos foi medido através de espectroscopia infra-vermelha. O conteúdo volumétrico de carga foi verificado após queima dos compósitos por 30 minutos numa temperatura de 600°C. Já o desgaste do material foi analisado através de uma máquina de simulação apropriada. Com os resultados deste estudo concluiu-se que quanto maior o volume de carga de um cimento resinoso e menor a quantidade de ligações duplas, menor o seu desgaste. Como o grau de conversão é difícil de ser obtido, o autor recomenda que a quantidade de carga seja levada em conta para a seleção de um cimento resinoso, visto que quanto maior seu percentual volumétrico, menor seu desgaste. Entretanto, alta quantidade de carga repercute em um cimento mais viscoso, dificultando seu molhamento. Com relação às oito marcas de cimentos resinosos duais avaliadas, diferenças substanciais foram encontradas entre os compósitos, no que se refere às propriedades estudadas. Conforme esperado, quando se omitia a fotoativação a resistência ao desgaste diminuiu, além da quantidade de ligações duplas remanescentes ter aumentado.

Anusavice (1998) conceitua resistência como sendo a tensão necessária para causar fratura ou uma quantidade específica de deformação plástica. Exemplifica alguns tipos de tensões que ocorrem em boca, como as tensões por flexão, que clinicamente pode ser produzida em uma prótese fixa de três elementos, quando cargas são aplicadas sobre o elemento pântico. Relata ainda que o teste de resistência flexural

é uma mensuração coletiva de tensões de tração, compressão e cisalhamento simultaneamente. No entanto, afirma que para corpos-de-prova finos, as tensões de tração são dominantes e se desenvolvem ao longo da superfície inferior.

Arikawa *et al.* (1998) estudaram as características de transmissão de luz de diversas cores de resinas compostas fotoativadas e o efeito dessa transmissão sobre a cor dos compósitos. Os resultados deste estudo indicaram que houve diferença significativa entre as características de transmissão de luz dos materiais avaliados, uma vez que a transmissão de luz nas resinas compostas de cores mais escuras foi mais baixa em comprimentos de onda curtos que os compósitos de outras cores. Entretanto a transmissão foi quase igual ou superior em comprimentos de onda maiores.

Fujibayashi *et al.* (1998) investigaram uma unidade fotoativadora desenvolvida com diodos emissores de luz azul, mais conhecidos como LEDs. Assim, analisaram as características ópticas de três fontes de luz utilizadas no estudo, duas unidades de LEDs e uma unidade fotoativadora por luz halógena. Avaliaram também a profundidade de cura e o grau de conversão de uma resina composta fotoativada por estas unidades, para que fosse feita uma comparação entre tais aparelhos. Uma das unidades de LEDs foi confeccionada de modo que sua luz emitida tivesse comprimentos de onda com pico em 470nm e a outra em 450nm. A unidade fotoativadora por luz halógena tinha 484nm como pico máximo de comprimento de onda. Tendo todas as fontes calibradas com a mesma intensidade de luz, a unidade de LED que apresentava 470nm foi a que teve os resultados superiores com relação ao grau de conversão e a profundidade de cura dentre as três unidades. Os autores

concluíram que os diodos emissores de luz azul são efetivos para a polimerização de compósitos, por apresentar picos de comprimentos de onda similares ao pico de absorção máxima pela canforquinona, fotoiniciador mais comumente utilizado. Os autores salientam ainda as vantagens desse aparelho com relação à sua longevidade e aquecimento reuzido, comparado às lâmpadas halógenas.

Martin (1998) verificou a eficiência das unidades fotoativadoras utilizadas na prática odontológica. As informações colhidas pelo autor para análise dos resultados incluía o tipo e o tempo de uso da unidade, o tempo de exposição utilizado, histórico de manutenção, substituição de componentes e a intensidade de luz do aparelho. Aproximadamente 27% das 214 unidades fotoativadoras avaliadas tiveram intensidade igual ou inferior a  $200\text{mw/cm}^2$ . Já 26% dos aparelhos registraram uma potência entre 200 e 400nm. Segundo o autor, este valor seria aceitável caso a fotoativação fosse compensada por um tempo maior. Entretanto 44% dos entrevistados promovem a ativação por 20 segundos ou menos. Os resultados indicam que pouco mais da metade das unidades fotoativadoras não estavam funcionando satisfatoriamente. O autor ressalta que há uma redução na intensidade de unidades com maior tempo de uso e que, em geral, há um descuido por parte dos dentistas no que se refere à necessidade de manutenção de tais aparelhos.

Rosentiel, Land e Crispin (1998) em sua revisão da literatura, destacam a evolução pela qual os agentes para cimentação têm passado nos últimos anos e que os cimentos resinosos fazem parte desta evolução possibilitando boa performance às restaurações. Relata que os cimentos resinosos superam as desvantagens dos

cimentos de fosfato de zinco com relação a solubilidade e a falta de adesão destes. Quando comentam sobre as propriedades desejáveis dos cimentos resinosos, os autores afirmam que quando se trata de propriedades mecânicas como a resistência à compressão, resistência à tração e resistência flexural, os cimentos resinosos são os agentes cimentantes que geralmente exibem os valores mais altos em comparação aos cimentos convencionais.

Braga, Ballester e Carrilho (1999) executaram um estudo piloto para avaliar a resistência ao cisalhamento da união entre porcelana e dentina usando-se cimentos resinosos duais. De acordo com os autores, o procedimento de cimentação é o passo mais crítico da técnica das restaurações cerâmicas. Compararam-se cimentos resinosos duais e quimicamente ativados quanto à resistência de união ao cisalhamento e observou-se que os cimentos resinosos duplamente ativados obtiveram valores 3 vezes maior que o compósito quimicamente ativado durante os primeiros 90 minutos. Para os três cimentos avaliados, os testes executados uma semana após a confecção das amostras demonstraram valores superiores aos 90 minutos iniciais. Deste modo, os autores recomendam que as restaurações cerâmicas cimentadas não devem ser submetidas a tensões.

Diaz-Arnold *et al.* (1999) revisaram a literatura para expor as vantagens, desvantagens e indicações de cinco agentes cimentantes. Os autores enfatizam que atualmente nenhum cimento preenche todos os requisitos como agente cimentante ideal e universal. Além disso, ressaltam que o clínico deve conhecer as virtudes e problemas de cada tipo de cimento e selecioná-los apropriadamente. Quanto aos

cimentos resinosos, a capacidade que estes possuem de aderir-se a diferentes substratos, alta resistência, insolubilidade no meio oral e disponibilidade de cores, fazem deles os cimentos de escolha para restaurações estéticas. Os cimentos resinosos quimicamente ativados por sua vez, são especialmente úteis para cimentação de próteses com base metálica e pinos intracanaís, onde o acesso à luz é impedido. Mencionam ainda que os cimentos resinosos são úteis quando os preparos carecem de formas de resistência e retenção.

El-Mowafy, Rubo e El-Badrawy (1999) investigaram o grau de polimerização de oito cimentos resinosos duais quando apenas quimicamente ativados e duplamente ativados. Avaliaram ainda o efeito da espessura da porcelana sobre a polimerização dos cimentos resinosos. O grau de polimerização foi verificado com o teste de dureza Knoop em intervalos de 60 minutos, 24 horas e 1 semana. As espessuras de porcelana variaram de 1 a 6 mm. Os resultados demonstraram que em três dos cimentos examinados, a ativação apenas química apresentou menos de 50% da dureza obtida quando tais cimentos foram duplamente ativados. Idealmente, o componente quimicamente ativado dos cimentos resinosos duais deveria ser capaz de propiciar um grau de dureza semelhante, ou não muito menor do que o obtido pela ativação dual. Com relação ao efeito da espessura da porcelana, os autores concluíram que para muitos dos cimentos avaliados, houve valores significativamente inferiores de dureza para espessuras maiores do que 2-3mm.

Suh (1999) em seu estudo sobre contração de polimerização de resinas compostas fotoativadas, afirma que esta característica é inerente às resinas compostas

e não pode ser eliminada mas sim controlada. Este controle deve ser baseado no alívio das tensões induzidas pela contração, que está relacionado com o módulo de elasticidade do compósito e também pela configuração cavitária. Para isso, sugere que o ponto gel da resina, ponto em que a resina obtém uma viscosidade que a impede de deformar-se, seja retardado. Dessa forma, uma baixa intensidade de luz inicial faria com que a polimerização ocorresse de uma forma mais lenta, aliviando a tensão induzida pela contração. Neste estudo, o autor propõe a utilização de um cálculo matemático para que se tenha o tempo de exposição necessário e adequado para cada tipo de compósito, uma vez que estes necessitam uma determinada energia para sua cura. Esse conceito denominado de “energia total”, leva em conta a intensidade da unidade fotoativadora utilizada e o tempo de fotoativação, cujo produto resultaria na energia necessária para polimerizar o compósito adequadamente. Dessa forma, o autor sugere que os fabricantes dos compósitos colocassem nas embalagens de tais produtos a energia total necessária para a polimerização do compósito. Assim o clínico faria o cálculo a partir da intensidade de luz de sua unidade fotoativadora e faria uma cura mais apropriada de suas restaurações. Além da energia total, o autor recomenda ainda que a embalagem indicasse a faixa espectral da fonte de luz para a ativação do fotoiniciador do compósito.

Platt (1999) fez uma revisão da literatura para traçar as tendências, bem como discutir as propriedades dos cimentos resinosos. Destaca que a baixa solubilidade, a resistência ao desgaste e a menor microinfiltração, por serem propriedades importantíssimas de um agente cimentante, fazem dos cimentos resinosos um material com amplas indicações nos procedimentos protético-restauradores. Segundo o autor, a

capacidade de criar uma resistente união à estrutura dental parece melhorar a performance física dos cimentos resinosos e pode aumentar a resistência à fratura dos dentes em alguns procedimentos restauradores. Destaca ainda que os cimentos resinosos duais e fotoativados podem não polimerizar inteiramente quando restaurações cerâmicas de 2 a 3 mm de espessura são utilizadas. Salienta ainda que nenhum cimento resinoso tem demonstrado ser universal, devendo o clínico dessa forma selecionar o tipo de cimento resinoso mais apropriado para cada situação.

Mills, Jandt e Ashworth (1999) propuseram-se a comparar a profundidade de cura de compósitos fotoativados por uma unidade de LED confeccionada para o estudo e uma unidade de luz halógena comercialmente disponível. A distribuição espectral, bem como a intensidade das unidades testadas foi registrada. Assim, a unidade de LED apresentou  $290 \text{ mW/cm}^2$  e a unidade de luz halógena  $455 \text{ mW/cm}^2$ . Entretanto, devido a maior especificidade espectral, a unidade de LED proporcionou uma maior profundidade de cura para os três compósitos testados. Concluíram que mesmo com 64% da potência da unidade halógena, o LED foi superior no que tange a profundidade de cura, demonstrando que a distribuição espectral, juntamente com a intensidade de luz são indicadores de performance das unidades fotoativadoras. Somado a estes resultados favoráveis à unidade de LED, os autores expõem as vantagens destes aparelhos frente às unidades de luz halógena, como a maior durabilidade e resistência a impactos.

Rueggeberg (1999) relatou questões contemporâneas a respeito da fotoativação de compósitos. Nesse sentido, a reação fotoquímica que ocorre após a fotoativação

inicial foi esplanada, identificando-se o papel das unidades fotoativadoras na cura dos compósitos. O autor considera que um problema comumente associado à fotoativação é que a quantidade de luz disponível para excitar o fotoiniciador diminui drasticamente da superfície do compósito para seu interior. Além disso, destaca que a diminuição do fluxo de luz durante a fotoativação resulta em menor número de moléculas do fotoiniciador excitadas, diminuindo-se as chances de iniciar a reação e formar radicais livres. Neste artigo, o autor ainda comenta sobre os diversos tipos de unidades fotoativadoras disponíveis atualmente e expõe as vantagens e desvantagens de cada fonte de luz. O conceito de energia total para polimerização dos compósitos também é abordado, fazendo-se uma analogia aos filmes fotográficos, cujos dispositivos apresentam diferentes sensibilidades e necessitam diferentes tempos de exposição, dependendo da luminosidade do ambiente, para que funcionem corretamente.

As unidades fotoativadoras baseadas em diodos emissores de luz (LEDs) têm sido propostos para a fotoativação de compósitos, por apresentar vantagens que superam os principais problemas das lâmpadas halógenas. Entretanto poucas pesquisas têm avaliado a efetividade destes aparelhos, principalmente no que se refere às propriedades mecânicas de compósitos polimerizados por LED. Foi o objetivo de Stahl et al. (2000) verificar o potencial de polimerização e as propriedades flexurais de compósitos fotoativados por LED. Uma unidade de LED contendo 27 diodos foi utilizada, proporcionando uma intensidade de  $350 \text{ mWcm}^2$ . Já a fonte de luz halógena apresentava uma potência de  $755 \text{ mWcm}^2$ . O teste de resistência flexural foi procedido de acordo com as normas da ISO 4049. Os resultados demonstraram que a resistência flexural de todas as amostras fotoativadas com a luz halógena foi significativamente

maior do que todas as amostras fotoativadas com a unidade de LED. Entretanto, não houve diferença estatística significativa entre os grupos, com exceção para uma cor de um compósito, entre a fotoativação com LED e luz halógena. Os autores relatam que apesar da intensidade da lâmpada halógena ser maior do que o dobro da intensidade do LED, os valores médios de resistência flexural foram similares. Segundo eles, a maior eficiência do comprimento de onda em 470nm, por corresponder ao pico de absorção da canforquinona, é a principal razão para o alto potencial de cura dos LEDs e pelos valores de resistência flexural terem sido similares aos da luz halógena.

Jandt *et al.* (2000) testaram a hipótese de que a profundidade de cura e a resistência à compressão de resinas compostas fotoativadas com unidades de LED e luz halógena não diferem significativamente. Caracterizaram também a irradiação e o espectro de luz de ambas fontes para efeito comparativo. A profundidade de cura foi avaliada com um penetrômetro aplicado em amostras de 4mm de diâmetro por 8mm de profundidade. Para o teste de resistência a compressão utilizou-se amostras de 4mm de diâmetro por 6mm de profundidade. A distribuição espectral da luz e a potência das fontes diferiram bastante entre as unidades. A luz halógena teve como pico máximo 497nm, com uma intensidade de irradiação de  $755 \text{ mW/cm}^2$ . Já a unidade de LED obteve 465nm como pico de distribuição espectral, valor muito próximo do pico máximo de absorção pela canforquinona. Sua intensidade no entanto atingiu  $350 \text{ mW/cm}^2$ . O fato de o LED emitir luz com comprimentos de onda com pico em 465nm favoreceu para que os resultados obtidos fossem considerados estatisticamente equivalentes. Ambas fontes proveram energia suficiente para exceder os requisitos mínimos das normas da ISO 4049 e o fabricante.

EI-Mowafy e Rubo (2000) verificaram a influência da espessura de restaurações do tipo onlay-inlay sobre a polimerização de cimentos resinosos duais. Os autores comentam a importância de que os cimentos resinosos duais sejam formulados de modo que sejam capazes de atingir grau suficiente de cura com e sem fotoativação, para que possam garantir polimerização adequada em regiões onde o acesso à luz é dificultado ou impossível. Foram avaliados oito cimentos resinosos duais, cujos graus de polimerização foram obtidos pelo teste de dureza Knoop. As espessuras das amostras de resina composta variaram de 1 a 6mm com intervalos de 1mm. Para alguns dos cimentos avaliados, quando a espessura das amostras foi maior do que 4mm, a dureza foi reduzida a 50%, mesmo quando a aferição da dureza foi efetuada uma semana após a ativação do cimento. Dentre os materiais testados, o cimento resinoso dual Enforce exibiu os valores mais altos de dureza, sendo que não sofreu considerável redução nesses valores até mesmo com as amostras de 6mm de espessura. Devido aos valores inferiores de dureza para alguns dos cimentos, o autor sugere que os fabricantes modificassem a formulação de seus cimentos resinosos duais a fim de melhorar a eficiência do componente quimicamente ativado destes compósitos. No entanto, ressaltam quanto à quantidade excessiva destes componentes, uma vez que poderia prejudicar o procedimento de cimentação por diminuir o tempo de trabalho do cimento.

Stansbury (2000) através de uma revisão da literatura, explanou sobre a cura de resinas compostas dando ênfase aos fenômenos envolvidos na fotopolimerização. Neste sentido, abordou a interação da luz com os componentes dos compósitos, como a absorção e dispersão que as partículas de carga exercem quando da fotoativação,

fazendo com que a luz incidente seja atenuada. Relata ainda que a absorção de luz pelos fotoiniciadores na região superior do compósito age como um filtro, reduzindo a transmissão de luz para o interior do compósito. O autor discute sobre os mecanismos básicos pelos quais os fotoiniciadores convertem os monômeros em polímeros e compara os diferentes fotoiniciadores utilizados atualmente como o PPD, QTX e a convencionalmente utilizada canforquinona. Pesquisadores e fabricantes estão numa constante busca para melhorar a eficiência da polimerização dos compósitos e, neste sentido, o aprimoramento dos agentes fotoiniciadores para que melhore o grau de conversão é um dos objetivos. Segundo autor, com a melhora na eficiência da polimerização, a performance e durabilidade das restaurações serão aumentadas, bem como a biocompatibilidade e a estabilidade de cor serão melhoradas.

Kurachi *et al.* (2001) avaliaram a dureza de um compósito fotoativado com aparelhos experimentais baseados em LEDs, para compará-los a uma unidade de luz halógena. Cinco unidades de LEDs foram confeccionadas, sendo que possuíam de 2 a 6 diodos cada uma das cinco ponteiros. A unidade de LED com 6 diodos apresentou  $79\text{mW/cm}^2$ , maior potência entre as cinco unidades de LEDs. O compósito foi fotoativado por 20, 40, 60, 120 e 180 segundos com as unidades de LEDs e 40 segundos para a luz halógena. Várias espessuras de compósito foram preparadas e a dureza Vickers foi obtida na face não fotoativada do compósito. Todas as amostras fotoativadas pelas unidades de LED mostraram valores inferiores de dureza em relação à luz halógena. A unidade com seis diodos foi a que demonstrou maior eficiência dentre os aparelhos de LED avaliados. Os autores ressaltam que apesar da intensidade do LED mais eficiente ser  $1/6$  da potência da lâmpada halógena, conseguiu atingir cerca

de 60% da dureza obtida com a luz halógena. Isso se deve, segundo eles, ao fato de a lâmpada halógena emitir mais de 80% de sua energia total, fora do espectro realmente útil à cura. Já a unidade de LED, tem um aproveitamento de 100% de sua energia para a cura do compósito. Apesar da inferioridade dos resultados de dureza dos LEDs em relação à luz halógena, este estudo provê perspectivas futuras promissoras para os LEDs como unidades fotoativadoras dos compósitos.

Jung *et al.* (2001) examinaram a eficiência de cura de três diferentes métodos de polimerização através de restaurações cerâmicas pela determinação da profundidade de cura e a dureza universal de um cimento resinoso. Foram utilizados 36 espécimes cerâmicos (Empress 2 - Ivoclar), cor 300, preparados com 4 mm de diâmetro e 2 mm de altura e inseridas em moldes de aço (4 mm diâmetro e 6 mm de altura) preenchido por um cimento resinoso dual (Variolink II – Vivadent) com e sem catalizador. A polimerização através de 6 espécimes de cada grupo foi feita convencionalmente (40s), pela técnica do início lento (40s), ou por arco de plasma (10s). A profundidade de cura abaixo dos espécimes de cerâmica foi determinada de acordo com a ISO 4049. Adicionalmente, a dureza universal foi determinada em 0.5 e 1 mm da cerâmica usando uma máquina de teste (zwick 14040). A polimerização sem o catalizador, usando ativação convencional e de início lento, resultou em maior dureza em ambas camadas, comparada a do arco de plasma. O uso do catalizador sempre produziu uma maior dureza e profundidade de cura em todos os métodos de polimerização. A profundidade de cura foi sempre maior com a polimerização convencional e de início lento, comparado ao arco de plasma. A eficiência de cura do arco de plasma através da porcelana foi menor, comparada à técnica convencional e de início lento.

No artigo de Duke (2001), as vantagens dos aparelhos de LED como instrumentos de cura são apresentadas. Relata-se que estes equipamentos apresentam uma ótima relação custo benefício, uma vez que apresentam maior durabilidade comparada às halógenas. Além disso, tais aparelhos são compactos e sem-fio, o que os torna bastante atraente para o uso clínico. As unidades de LED geram menos calor do que as lâmpadas halógenas, provendo ainda uma maior longevidade a estes aparelhos e dispensando a necessidade de ventiladores internos. Outra grande vantagem destes equipamentos é sua constante intensidade de luz ao longo do tempo, diferente das lâmpadas halógenas que exigem mais manutenção. O autor considera ainda que as unidades de LED são capazes de prover propriedades equivalentes ou melhores que os compósitos fotoativados com luz halógena. Tais propriedades referidas dizem respeito à resistência à compressão, resistência flexural, dureza, módulo de elasticidade e profundidade de cura. O autor conclui seu artigo afirmando que ainda são necessários dados clínicos para estabelecer convictamente a eficácia destes sistemas de polimerização.

Caughman, Chan e Rueggeberg (2001) examinaram a capacidade dos cimentos resinosos duais polimerizarem sob diferentes situações clínicas. Nesse sentido, o propósito do estudo foi verificar se os seis cimentos resinosos testados poderiam ser classificados como universais, ou seja, capazes de atuar eficientemente em qualquer situação clínica. O grau de polimerização foi medido através de espectroscopia infravermelha, para cinco diferentes situações. Tais situações envolveram a fotoativação direta do componente de ativação apenas física do cimento, fotoativação do componente de ativação apenas física através de porcelana com 3mm de espessura,

fotoativação do cimento dual de forma direta, fotoativação do cimento dual através de 3mm de porcelana e ativação apenas química do cimento dual. De acordo com alguns critérios adotados pelos autores, para que um material seja considerado universal, deve apresentar um grau de conversão, quando apenas quimicamente ativado, equivalente ao cimento fotoativado em profundidades de 3mm. Além disso, a conversão do cimento nas margens da restauração deve ser similar à conversão em profundidades onde a luz é inacessível. Entretanto os resultados demonstraram que nenhum dos cimentos avaliados pode ser considerado universal, uma vez que não preencheram os critérios determinados pelos autores. Concluiu-se que a conversão máxima do cimento dual foi maior do que a conversão do componente de ativação física do cimento resinoso dual. O uso do componente fisicamente ativado deve ser limitado para casos em que a restauração cerâmica não ultrapassa 3mm de espessura. Para a maioria dos cimentos testados, a conversão máxima do componente de ativação física dos cimentos resinosos duais foi equivalente à conversão do componente de ativação química dos cimentos resinosos duais.

Hoffmann *et al.* (2001) compararam a eficiência da ativação química de cimentos resinosos duais à ativação apenas física e à dupla ativação desses cimentos. Diversas situações clínicas foram simuladas. Dentre elas, a ativação apenas química do cimento resinoso dual, a dupla ativação, dupla ativação através da porcelana, ativação do componente de ativação física do cimento dual e ativação deste componente através da porcelana. A eficiência dos cimentos resinosos foi testada através do teste de resistência flexural, módulo de elasticidade e dureza superficial. Para todos os compósitos e parâmetros avaliados, a dupla ativação produziu valores superiores à

ativação física, mesmo quando executada através da porcelana. A fotoativação através da porcelana quando comparada à irradiação direta do cimento resinoso dual, reduziu os valores da maioria dos compósitos e parâmetros estudados. Ao contrário de outros estudos, os autores verificaram que ativação apenas química do material foi eficiente. Além disso, a polimerização através da porcelana foi compensada pela polimerização dual. A ativação pela forma dual convencional proveu propriedades mecânicas superiores às amostras de ativação física.

Albers (2002) ao fazer considerações sobre os radiômetros de cura, relata que estes dispositivos quantificam a luz azul emitida por uma fonte. A maioria dos radiômetros medem a luz no intervalo de 400 a 500nm. No entanto, este espectro é mais amplo do que o necessário para a ativação dos fotoiniciadores, tornando-os pouco confiáveis quando se utiliza fontes de luz como o LED e o Laser, uma vez que estes aparelhos emitem luz em comprimentos de onda bastante específicos. Ele conclui que os radiômetros convencionais não podem ser usados para comparar a eficiência dos LEDs e luz halógena. Um radiômetro apropriado que mensure a potência de luz próximo a 468nm seria o ideal, por ser este valor o comprimento de onda de maior absorção pela canforquinona.

O estudo de Braga, Cesar e Gonzaga (2002) investigou a resistência flexural, módulo flexural e a dureza de quatro cimentos resinosos. Os cimentos avaliados foram o Enforce, Variolink II, Rely - X ARC e C & B. Os dois primeiros foram avaliados através da ativação física, química e dual. O cimento resinoso Rely – ARC foi ativado quimicamente e também sob a forma dual. Já o C & B foi ativado apenas

quimicamente. Para a resistência flexural utilizou-se o teste de três pontos . A dureza Knoop foi medida através dos fragmentos das amostras fraturadas no teste de resistência flexural. O cimento resinoso Rely-X ARC foi o que obteve os maiores valores de resistência flexural. No entanto, juntamente com o Variolink II, para obter altos valores de dureza, estes cimentos dependeram da fotoativação, ou seja, a ativação química não foi efetiva o suficiente. O cimento Enforce sim, obteve valores similares de dureza para os métodos de ativação dual e química apenas. Os autores não encontraram correlação entre resistência flexural e dureza, possivelmente devido às diferentes composições dos cimentos resinosos, como o conteúdo de carga e o tipo de monômero.

Ferreira (2002) determinou a resistência flexural de cimentos resinosos duais variando o método de ativação e o tempo de armazenamento. Os métodos de ativação avaliados foram de dupla ativação e de ativação química somente. Com relação ao tempo de armazenamento, os testes foram realizados 30 minutos e 24 horas após a mistura das amostras. Dentre os três materiais testados, Enforce, Rely-X e Variolink II, o primeiro foi o que obteve o mais alto valor de resistência flexural quando da ativação química somente. O Variolink II obteve os menores valores quando apenas quimicamente ativado. No período de 30 minutos de armazenamento, não foram observadas diferenças estatísticas entre os materiais duplamente ativados. Armazenando-se por 24 horas, não se observou diferenças estatísticas significativas na interação materiais e tipos de ativação.

Burgess *et al.* (2002) através de um levantamento bibliográfico apontam a performance e as limitações de quatro tipos de unidades fotoativadoras. Os autores afirmam que as unidades de luz halógena são as mais populares atualmente, mas que os LEDs serão a tecnologia utilizada no futuro para a fotoativação de compósitos, por ser um aparato que apresenta significativas vantagens comparadas às demais unidades fotoativadoras como a lâmpada halógena, arco de plasma de xenônio e o laser. A unidade de cura ideal, segundo os autores, deveria ter uma alta potência, longa vida útil, profundidade de cura infinita, ser portátil e fácil de usar.

Asmussen e Peutzfeldt (2002) avaliaram a influência de duas unidades de LED sobre algumas propriedades de resinas compostas. Dentre as propriedades, a resistência flexural foi determinada, além da profundidade de cura, contração de polimerização e grau de conversão. No que diz respeito à resistência flexural e à profundidade de cura, todos os compósitos atingiram os requisitos mínimos estabelecidos pela ISO. As unidades de LEDs proveram aos compósitos utilizados propriedades semelhantes ou moderadamente inferiores à luz halógena. Os autores salientam a necessidade desses novos tipos de unidades fotoativadoras passarem por extensivos testes laboratoriais antes de serem recomendados para uso clínico. Segundo eles, polimerização insuficiente resultará em restaurações de qualidade inferior.

### 3 PROPOSIÇÃO

Em virtude da carência de informações relacionadas ao efeito dos diferentes métodos de ativação dos cimentos resinosos duais, bem como a influência da fotoativação através da porcelana na resistência mecânica desses compósitos, o propósito deste estudo foi:

1) avaliar a resistência flexural de um cimento resinoso de dupla polimerização (Rely-X ARC – 3M) submetido às seguintes formas de ativação:

- a) Química
- b) Química e física por luz halógena (XL 2500 – 3M)
- c) Química e física por LED (Ultrablue – DMC)
- d) Química e física por LED (L.E.Demetron I – Demetron-Kerr)

2) avaliar a influência da fotoativação através da porcelana (IPS – Empress-Ivoclar-Vivadent) com três diferentes tipos de unidades fotoativadoras, sobre a resistência flexural do cimento resinoso de dupla polimerização (Rely – X ARC -3M).

## 4 MATERIAIS E MÉTODOS

### 4.1 Materiais

Um cimento resinoso de dupla ativação (Rely X ARC - 3M Dental Products), disponível comercialmente, foi utilizado neste estudo. De acordo com o fabricante, o cimento resinoso selecionado apresenta aproximadamente 67,5% em peso de carga inorgânica (sílica-zircônia), com tamanho médio das partículas de cerca de 1,5 $\mu$ m, contendo basicamente como matriz resinosa o Bis-GMA e TEGDMA. Para o experimento selecionou-se o cimento de coloração A3 (universal) (FIG 1A).



Figura 1A - Cimento resinoso dual (Rely X CRA, 3M Dental Products).

Para a fotoativação das amostras foram utilizados os seguintes aparelhos: duas unidades de LED, L.E.Demetron I (Demetron-Kerr) e Ultrablue (DMC) e também uma

unidade fotoativadora por luz halógena (XL 2500 – 3M Dental Products) (FIG. 1B a 1D).



Figura 1B - Unidade fotoativadora por LED (L.E.Demetron I - Demetron-Kerr)



Figura 1C - Unidade fotoativadora por LED (Ultrablue – DMC).



Figura 1D – Unidade fotoativadora por luz halógena (XL 2500 – 3M Dental Products).

A Tabela 1 indica as intensidades luminosas das unidades fotoativadoras utilizadas neste estudo, medidas com um radiômetro de cura (Demetron Curing Radiometer Model 100 – Demetron Research Co.) e também as medidas dos diâmetros das ponteiros ópticas, aferidos com um paquímetro.

Tabela 1 Características das unidades fotoativadoras

<b>Marca</b>	<b>Fonte</b>	<b>Intensidade</b>	<b>Diâmetro</b>
<b>comercial</b>		<b>(mW/cm<sup>2</sup>)</b>	<b>(mm)</b>
L.E.Demetron I	LED	600	11
Ultrablue	LED	150	8
XL 2500	Luz halógena	450	7

Quando da confecção das amostras dos grupos em que a fotoativação é realizada na presença de porcelana, uma peça foi obtida através da técnica de cerâmica injetável, IPS Empress (Ivoclar North America Inc.), na cor A2 e translucidez TC1, cuja composição, segundo o fabricante, apresenta 87% de leucita. A peça apresentava 12,30mm de lado, suficientes para abranger o diâmetro de todas as ponteiros ópticas utilizadas, e 2,25 mm de espessura, relativo à medida satisfatória para incrustações do tipo onlay-inlay (FIG. 1E e FIG 1F). Para melhor simulação clínica, uma das superfícies da cerâmica foi submetida ao glazamento, cuja superfície ficava em contato com a ponteira óptica.



Figura 1E – Peça cerâmica de IPS Empress (Ivoclar – Vivadent) e sua respectiva espessura.

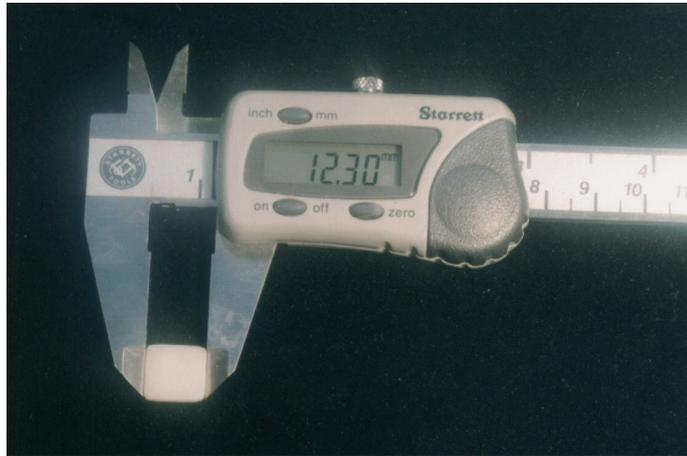


Figura 1F – Peça cerâmica de IPS Empress (Ivoclar – Vivadent) e suas respectivas dimensões.

#### **4.2 Divisão dos grupos**

Foram confeccionados 82 corpos-de-prova, os quais foram divididos em sete grupos, como mostra a Tabela 2. Não foi utilizado o mesmo número de repetições para todos os grupos, por terem sido confeccionadas algumas amostras adicionais por medida de segurança e, em alguns casos, determinados corpos-de-prova foram descartados devido à presença de falhas.

Tabela 2 – Divisão dos grupos e número de amostras

<b>Marca comercial</b>	<b>Ativação</b>	<b>Grupo</b>	<b>Repetições</b>
L.E.Demetron	LED	1	11
Ultrablue	LED	2	12
XL 2500 - 3M	Luz halógena	3	14
L.E.Demetron	LED + porcelana	4	10
Ultrablue	LED + porcelana	5	12
XL 2500 - 3M	Luz halógena + porcelana	6	12
-	Química	7	11

### 4.3 Confeção dos corpos- de- prova

Para a realização da etapa experimental desta pesquisa, a confecção dos corpos-de-prova foi baseada nas normas da ISO (International Organization for Standardization), padrão 4049, referente às especificações dos materiais poliméricos para restauração e cimentação. Conforme tais normas, as amostras para o teste de resistência flexural devem apresentar 25 mm ( $\pm 2,0\text{mm}$ ) de comprimento x 2mm ( $\pm 0,1\text{mm}$ ) de largura e altura, a partir de uma matriz metálica bipartida (FIG. 2A).



Figura 2A – Matriz metálica bipartida utilizada para a confecção dos corpos-de-prova.

Para o preenchimento da matriz com o cimento resinoso, esta era posicionada sobre uma lâmina metálica coberta por uma película de poliéster, para que não houvesse aderência do cimento ao metal (FIG.2B) O cimento era proporcionado e misturado de acordo com a as recomendações do fabricante e então inserido na matriz (FIG.2C). Este procedimento foi comum à confecção dos corpos-de-prova de todos os grupos, diferenciando-se a seqüência conforme a ativação do cimento resinoso, descrita a seguir.



Figura 2B – Matriz metálica posicionada sobre uma lâmina metálica com uma película poliéster interposta.

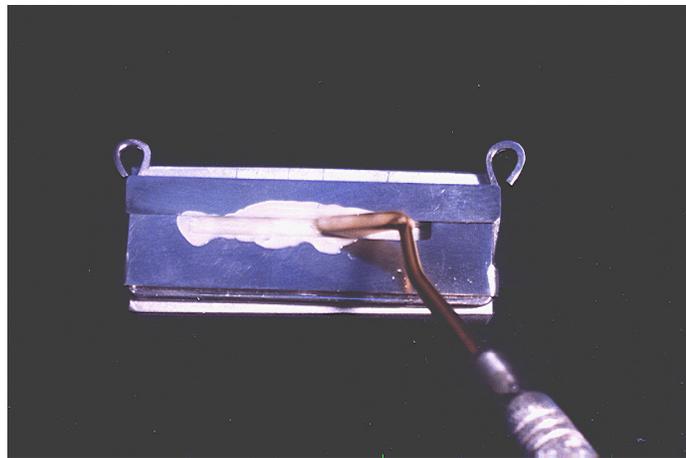


Figura 2C – Inserção do cimento resinoso na matriz, devidamente proporcionado e misturado.

#### 4.3.1 Dupla ativação, sem porcelana.

Depois de preenchida a matriz metálica com o cimento resinoso, posicionou-se sobre a mesma uma segunda película de poliéster e sobre esta uma lâmina de vidro para microscopia de aproximadamente 1 mm de espessura (FIG.2D).

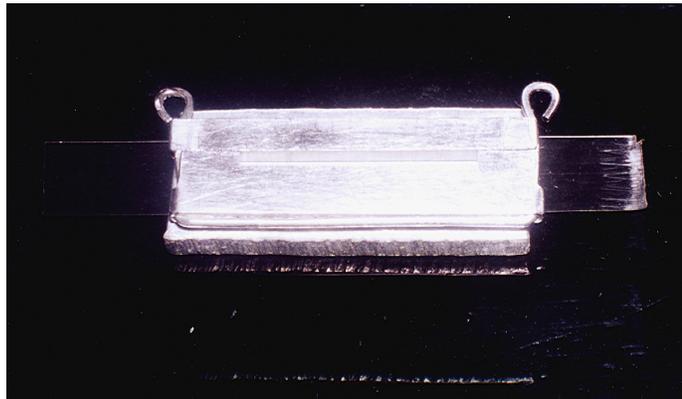


Figura 2D - Matriz preenchida e preparada para a fotoativação.

Em seguida, procedia-se a fotoativação com as unidades fotoativadoras mencionadas, de acordo com as normas da ISO 4049. Pela norma, o material deve ser fotoativado em cinco pontos distintos, a partir do centro da matriz em direção a uma extremidade e em seguida à extremidade oposta, sendo que cada ponto de ativação deve abranger metade da porção anteriormente fotoativada. Após a fotoativação de um lado da matriz, esta era virada e o outro lado da matriz era então polimerizado. O tempo de fotoativação utilizado foi de 40 segundos, conforme as recomendações do fabricante (FIG. 2E).

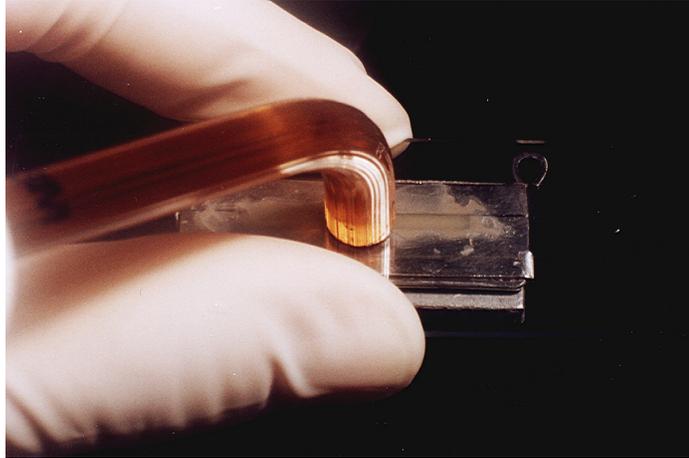


Figura 2E - Fotoativação do material com aparelho de luz halógena.

Depois de polimerizadas as amostras, estas eram mergulhadas em água destilada a 37°C por 15 minutos, após os quais eram então removidas da matriz, aparadas e polidas com lixa de granulação 320 e armazenadas em água destilada a 37°C até o momento do teste (FIG 2F a 2I).



Figura 2F - Remoção do corpo-de-prova da matriz metálica.



Figura 2G - Corpo-de-prova com excessos de cimento.

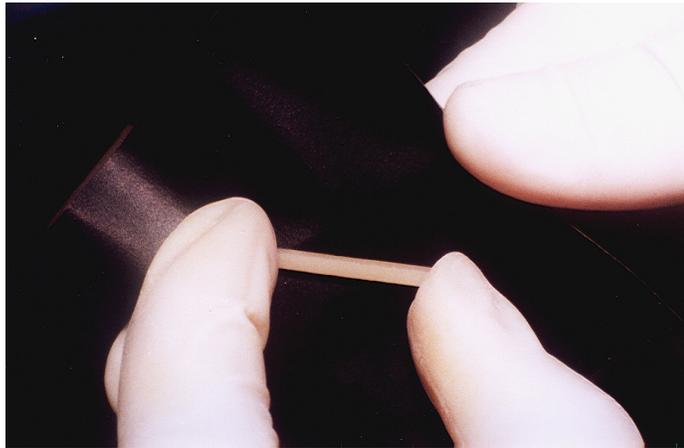


Figura 2H – Polimento do corpo-de-prova com lixa de granulação 320.

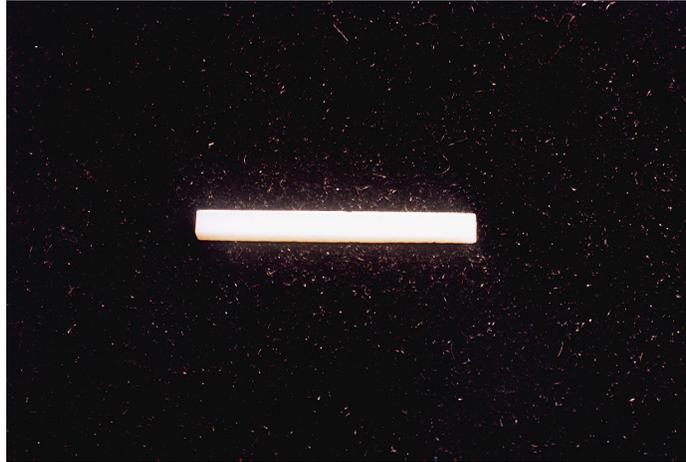


Figura 2I – Corpo-de-prova aparado e polido, pronto para armazenagem.

#### 4.3.2 Dupla ativação, com fotoativação na presença de porcelana.

De forma semelhante aos grupos duplamente ativados, as amostras deste grupo também foram fotoativadas pelo método dos cinco pontos. Entretanto, substituiu-se a lâmina de vidro pela peça cerâmica, cujo artefato era movido juntamente com a ponteira óptica das unidades fotoativadoras, para a fotoativação em diferentes pontos da matriz (FIG.2J).

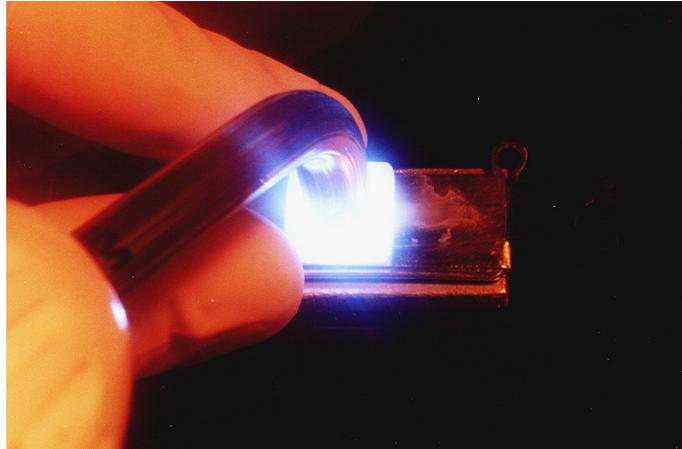


Figura 2J – Fotoativação do cimento resinoso através da porcelana.

Da mesma forma que o grupo de dupla ativação, as amostras eram mergulhadas em água destilada a 37°C por 15 minutos, após os quais eram então removidas da matriz, polidas e armazenadas até o momento do teste.

#### 4.3 Ativação química

A fim de que as amostras deste grupo polimerizassem apenas pela ativação química, o preparo destas excluiu a etapa de fotoativação e, além disso, impediu-se o acesso de luz ambiente ao cimento resinoso, colocando-se uma segunda lâmina metálica sobre a matriz. O conjunto matriz/ lâminas metálicas era então prendido com um grampo (FIG.2K) e mergulhado em água destilada a 37°C por 60 minutos. Após este período o grampo e as lâminas metálicas eram removidas e a amostra era retirada da matriz, para ser polida e armazenada até o momento do teste.

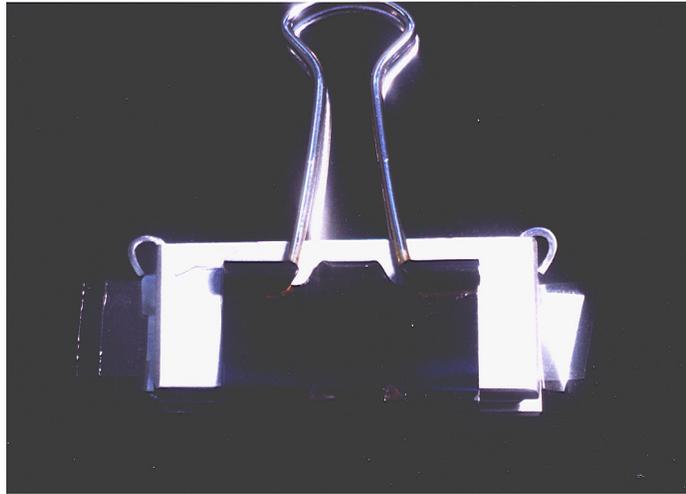


Figura 2K – Conjunto matriz /lâminas metálicas prendidas com grampo e pronto para armazenagem.

#### **4.4 Ensaio**

Os testes foram realizados 24 horas após o início dos procedimentos de confecção dos corpos-de-prova. A resistência flexural do cimento resinoso foi determinada através do teste de três pontos em uma máquina de ensaios, Instron Universal Test 4444 (Instron Corp, Canton, Mass, USA). As peças para a realização do teste atendiam as normas da ISO 4049. Uma das peças era composta por uma base contendo dois cilindros de 2mm de diâmetro, paralelos e distantes 20 mm, sobre os quais posicionava-se o corpo-de-prova. Para a fratura da amostra, uma outra peça contendo um terceiro cilindro, também medindo 2 mm de espessura, descia a uma velocidade de 0,75 mm/min sobre o centro do espécime, até sua fratura (FIG. 2L a 2O).



Figura 2L- Máquina de ensaios Instron, modelo 4444

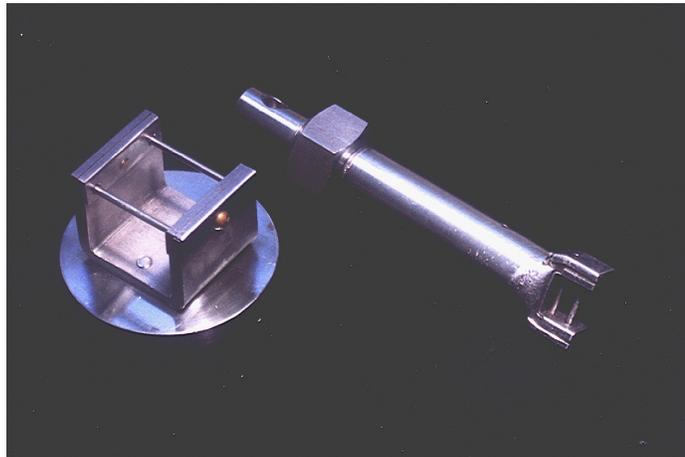


Figura 2M - Peças utilizadas para o teste de resistência flexural.

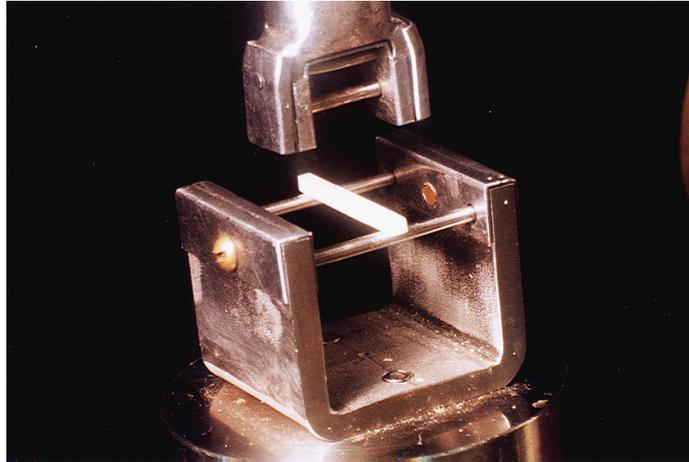


Figura 2N - Corpo-de-prova posicionado para o ensaio.

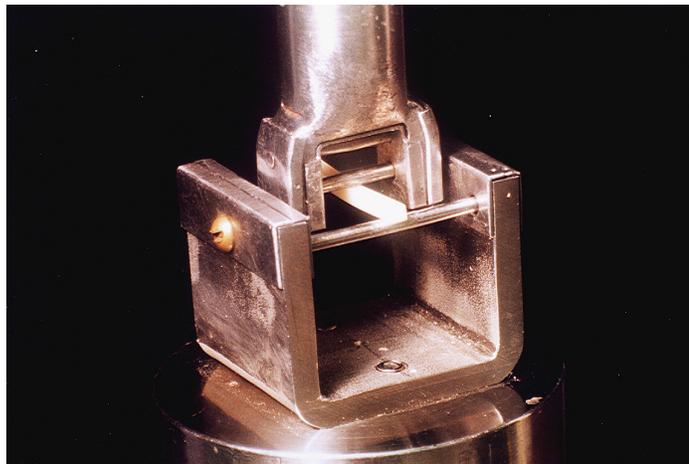


Figura 2O - Execução do teste de resistência flexural de três pontos.

Os valores de fratura eram fornecidos por um painel anexo à máquina de ensaios, sendo que tais valores inicialmente em Newtons (N), foram transformados em megapascals (MPa), através da seguinte equação:

$$\text{Resistência flexural (MPa)} = 3FI/2bh^2$$

Onde:

F= carga máxima exercida na amostra (N)

l = distância entre os suportes (mm)

b = largura da amostra (mm)

h = altura da amostra (mm)

Depois de obtidos os valores de resistência flexural das amostras de todos os grupos, os resultados foram analisados estatisticamente para comparação dos valores e verificação das diferenças estatísticas.

## 5 RESULTADOS

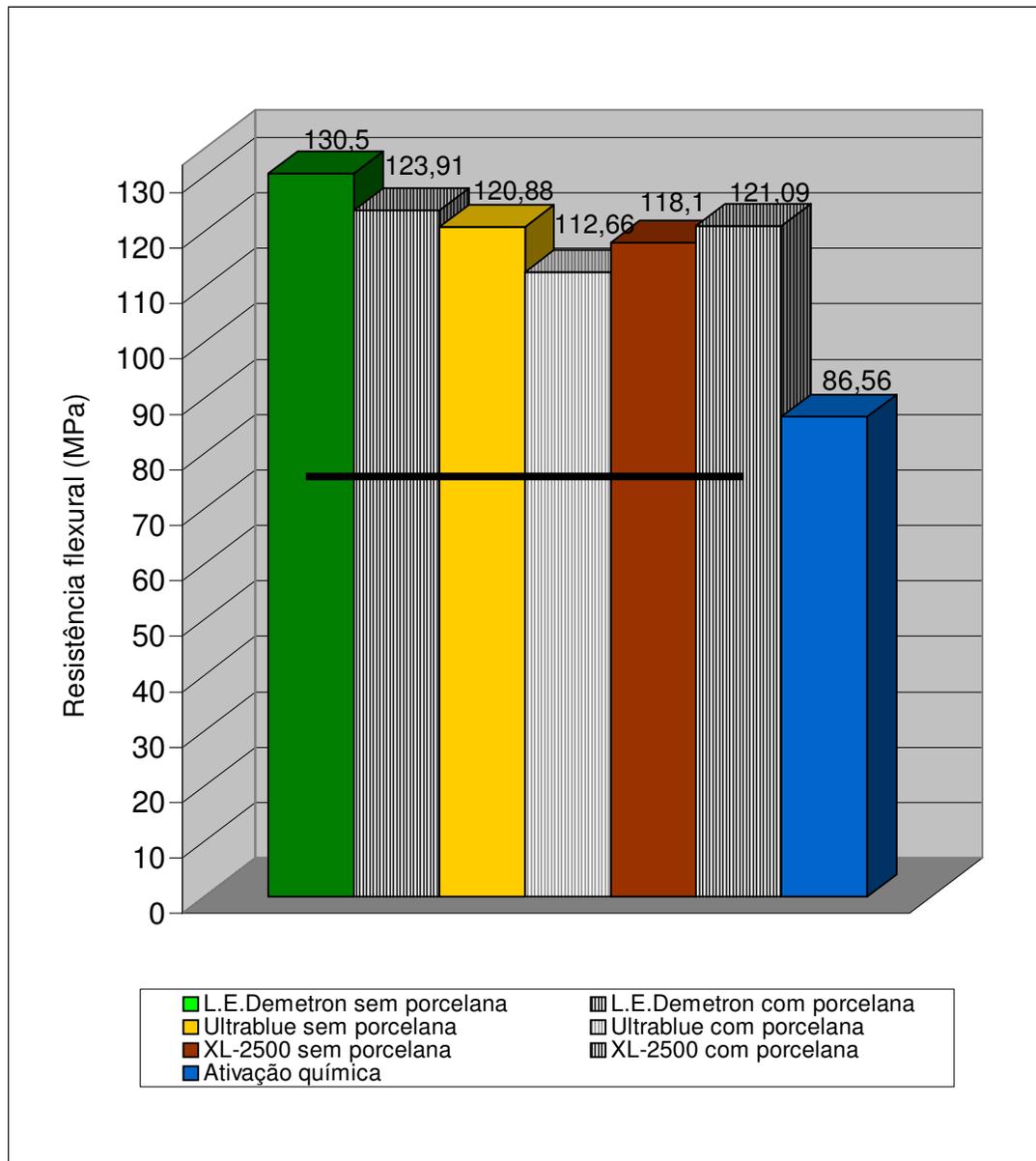
Todos os valores de resistência flexural, em MPa, obtidos na etapa experimental estão descritos nos ANEXOS A a D, de acordo com o método de ativação utilizado. A Tabela 3, a seguir, mostra os valores médios e o desvio padrão para a resistência flexural do cimento resinoso Rely – X ARC, para todas as amostras consideradas nesta pesquisa.

Tabela 3 – Valores médios e desvios-padrão da resistência flexural (MPa) do cimento resinoso Rely – X ARC para todos os grupos.

Grupos	Médias	Desvios-padrão	Repetições
L.E.Demetron	130,50 (a)	13,66	11
Ultrablue	120,88 (a)	14,85	12
XL 2500	118,10 (a)	22,68	14
L.E.Demetron com porcelana	123,91 (a)	13,75	10
Ultrablue com porcelana	112,66 (a)	13,82	12
XL 2500 com porcelana	121,09 (a)	19,13	12
Ativação química	86,56 (b)	10,33	11

Obs.: Letras iguais representam equivalência estatística.

## Média dos valores de resistência flexural



Obs.: As barras horizontais indicam equivalência estatística.

Figura 3A – Representação gráfica dos valores médios de resistência flexural para todos os grupos testados.

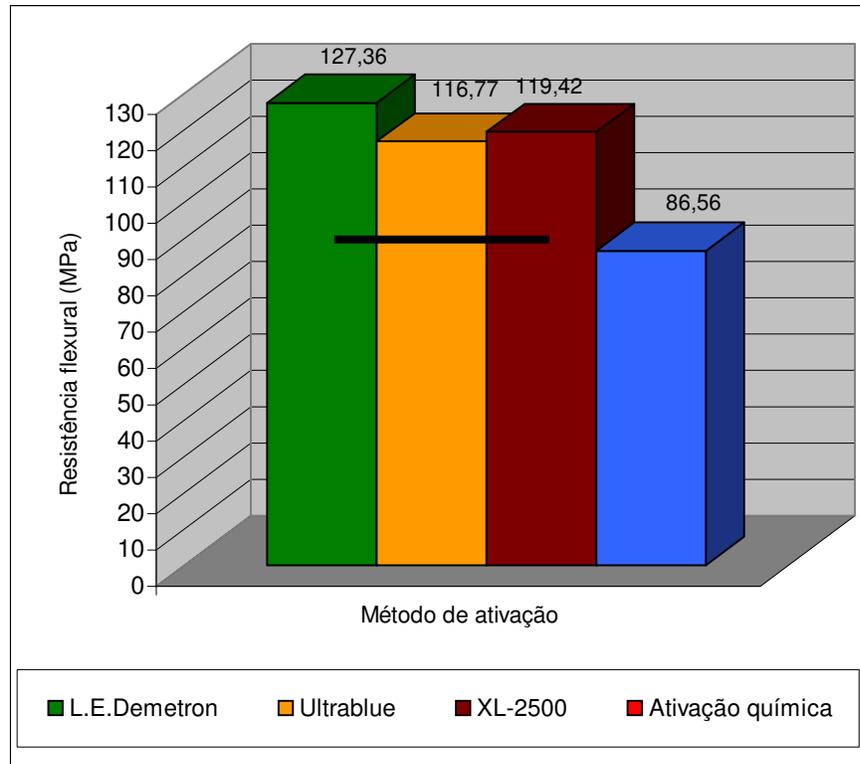
Para a avaliação do efeito do método de ativação (química e dual) sobre a resistência flexural do cimento resinoso pesquisado, utilizou-se o teste de Análise de Variância de um critério (ANOVA 1). Este teste verificou a existência de diferença estatisticamente significativa entre a ativação química e ativação dual (física e química), cujos valores médios estão representados na Tabela 4. Para as comparações individuais entre os grupos e para número diferente de amostras, o teste de Tukey foi utilizado. As comparações individuais revelaram que a diferença estatística encontrada foi devido à média da resistência para a ativação química com relação aos demais métodos, que não apresentaram diferença entre eles. Os valores descritivos da análise estatística estão contidos nos ANEXOS E a G.

Tabela 4 – Valores médios de resistência flexural (MPa) para os métodos de ativação.

Ativação	Repetições	Média
XL- 2500	25	119,42 (a)
L.E.Demetron	22	127,36 (a)
Ultrablue	24	116,77 (a)
Química	11	86,56 (b)

Obs.: Letras iguais representam equivalência estatística.

## Média dos valores de resistência flexural



Obs.: A barra horizontal indica equivalência estatística.

Figura 3B – Representação gráfica dos valores médios de resistência flexural de acordo com o método de ativação do cimento resinoso.

Estes resultados demonstraram que a ativação de forma dual obteve resultados médios superiores ao método de ativação química, com um nível de significância muito alto, independente da influência da porcelana e da unidade fotoativadora utilizada.

Para a avaliação da existência de diferenças estatisticamente significativas no que se refere à influência do tipo de unidade fotoativadora e da porcelana na resistência flexural do cimento resinoso, a Análise de Variância de dois critérios (ANOVA 2) foi

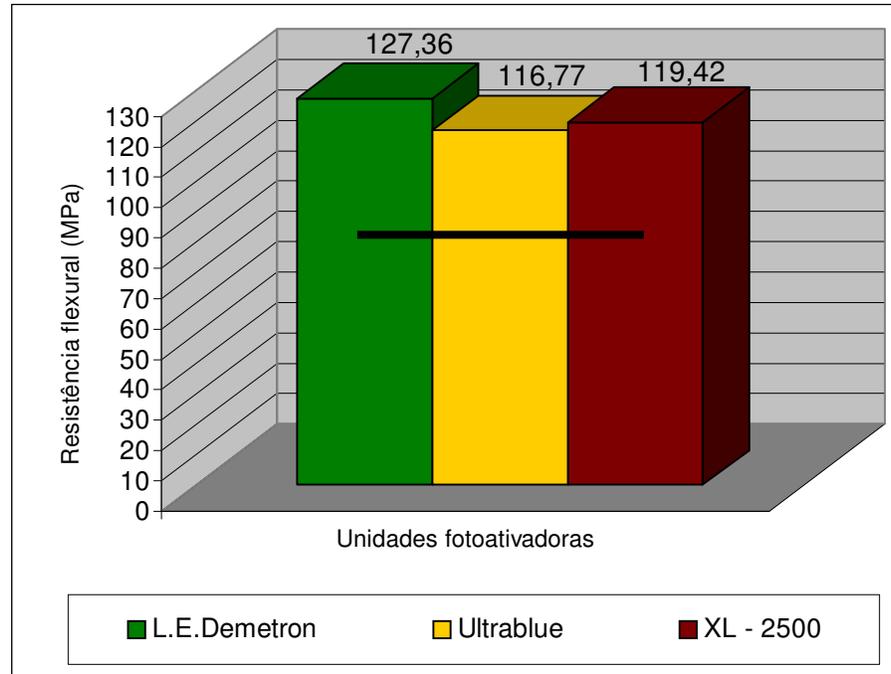
escolhida por melhor verificar duas das variáveis consideradas nesta pesquisa, ou seja, o critério Unidade fotoativadora, contendo três modalidades ( L.E. Demetron, Ultrablue e XL 2500) e a Influência da porcelana, com duas modalidades (presença ou ausência da porcelana). Os resultados da análise estatística revelaram não haver diferença estatisticamente significativa nos valores de resistência flexural entre as três unidades fotoativadoras utilizadas neste estudo. Não houve diferença estatisticamente significativa para a presença ou não da porcelana, bem como na interação entre as variáveis, unidade fotoativadora e influência da porcelana.

Tabela 5 – Valores médios de resistência flexural (MPa) para as unidades fotoativadoras.

Unidade fotoativadora	Repetições	Média	Desvio padrão
XL – 2500	25	119,42 (a)	20,82
L.E. Demetron	24	127,36 (a)	13,77
Ultrablue	22	116,77(a)	14,64

Obs.: Letras iguais representam equivalência estatística.

## Média dos valores de resistência flexural



Obs.: A barra horizontal representa equivalência estatística.

Figura 3C – Representação gráfica dos valores médios de resistência flexural da variável unidade fotoativadora.

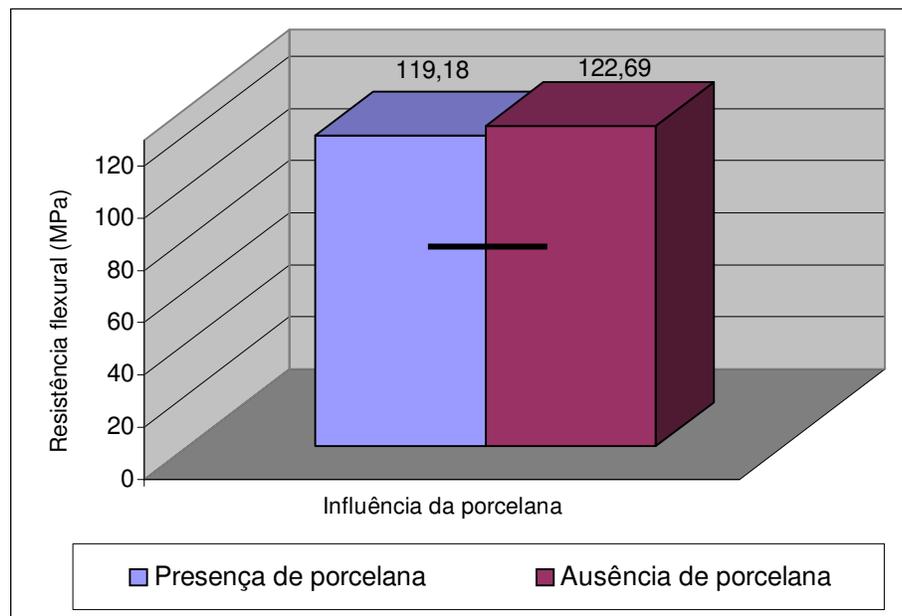
Estes resultados demonstraram não haver diferença estatisticamente significativa entre as unidades fotoativadoras, pois os valores médios de resistência flexural obtidos com tais aparelhos apresentaram equivalência estatística.

Tabela 6 – Valores médios de resistência flexural (MPa) da fotoativação com e sem porcelana.

Porcelana	Repetições	Média	Desvio padrão
Presente	34	119,18 (a)	15,89
Ausente	37	122,69 (a)	18,25

Obs: Letras iguais indicam equivalência estatística

Média dos valores de resistência flexural



Obs.:A barra horizontal indica equivalência estatística

Figura 3D – Representação gráfica dos valores médios de resistência flexural da variável influência da porcelana.

Segundo a análise estatística, não houve diferença estatisticamente significativa para  $p < 0,005$ , com relação à influência da porcelana na resistência flexural do cimento resinoso. Dessa forma, a fotoativação realizada através da peça cerâmica não reduziu de forma significativa os valores de resistência flexural para o cimento resinoso utilizado neste experimento.

## 6 DISCUSSÃO

Dentre os materiais para cimentação encontrados no mercado odontológico atualmente, sem dúvida alguma os cimentos resinosos são os mais pesquisados e os mais aperfeiçoados pela indústria, visto que oferecem inúmeras vantagens frente aos demais agentes cimentantes utilizados em Odontologia. Dentre estas vantagens, está a possibilidade da utilização de um tipo de cimento resinoso que possa ser polimerizado tanto pela fotoativação como pela ativação química, os denominados cimentos resinosos duais (BRAGA; BALLESTER; CARRILHO,1999).

Segundo Darr e Jacobsen (1995), para que os cimentos resinosos duais sejam efetivos, o componente de ativação química deve ser tão eficiente na conversão polimérica quanto o da ativação física. Peutzfeldt (1995) complementa, ressaltando que a parte quimicamente ativada do sistema dual deve ser efetiva para que se tenha reação pulpar mínima , adesão e resistência maximizadas.

Para qualquer compósito utilizado em Odontologia, um ótimo grau de conversão polimérica é uma característica sempre desejável. O grau de conversão exprime em números percentuais a quantidade de ligações duplas de carbono dos monômeros, convertidas em ligações simples dos polímeros (PARK, 1996). Há um consenso na literatura de que uma alta taxa de conversão monômero - polímero é crítica para a otimização das propriedades mecânicas (RUEGGERBERG; CAUGHMAN; CURTIS, 1994).

A resistência flexural é a propriedade mecânica que melhor traduz o conjunto de tensões que ocorrem clinicamente, por envolver forças de tração, compressão e cisalhamento, uma vez que dificilmente alguma dessas tensões ocorre na boca em sua forma pura (BAN e ANUSAVICE, 1990). Neste experimento optou-se por medir a resistência flexural de um cimento resinoso dual, não apenas para avaliar uma de suas propriedades físicas, mas também para medir indiretamente o potencial de polimerização do compósito sob diferentes aspectos. Para essa avaliação indireta do grau de conversão, pesquisadores têm utilizado testes como o de microdureza (CAUGHMAN; CHAN; RUEGGERBERG, 2001) e de resistência flexural (HOFMANN *et al.*, 2001; BRAGA; CESAR; GONZAGA, 2002), para correlacionar com as propriedades físico-mecânicas do cimento.

Ao ser avaliada a influência do método de ativação na resistência flexural do cimento resinoso dual Rely – X ARC, ficou demonstrado que, neste estudo, tal função do componente químico da polimerização não é tão efetiva quanto a ativação pela forma dual. Os valores médios de resistência flexural para a ativação dual foram significativamente superiores aos valores obtidos pela ativação química, que apresentou 86,56 MPa, independente da unidade fotoativadora utilizada. As três unidades fotoativadoras proveram resultados estatisticamente similares, ou seja, 119,42 MPa para a luz halógena (XL-2500), 127,36 MPa e 116,77 MPa para o L.E.Demetron e Ultrablue respectivamente, ambas unidades de LEDs. Esta superioridade da ativação sob forma dual frente à ativação apenas química já foi relatada por várias outras pesquisas (HASEGAWA; BOYER; CHAN, 1991; RUEGGERBERG e CAUGHMAN, 1993; DARR e JACOBSEN, 1995; EL MOWAFY; HUBO; EL-BADRAWY, 1999; FERREIRA,

2002). Como implicância clínica, isso pode representar menor resistência e maior solubilidade dos cimentos resinosos duais quando a fotoativação é omitida, visto que o grau de conversão para obtenção de tais propriedades dificilmente é alcançado. Estes achados tornam agravantes as situações em que se depende exclusivamente do componente químico para a polimerização, tais como a cimentação de peças metálicas. Nestas situações poderia ser indicado um cimento com componente apenas químico de ativação, ou seja, um cimento resinoso quimicamente ativado, já que este compósito contém maior percentual de componentes químicos que desencadeiam a reação de polimerização, como o peróxido de benzoíla e a amina terciária.

Uma das possíveis causas do insucesso da ativação química isolada seja a quantidade insuficiente de agente iniciador no cimento resinoso, fazendo com que a reação química não alcance um grau de conversão suficiente para prover resistência comparável à polimerização dual (EL MOWAFY; HUBO; EL BADRAWY, 1999; EL MOWAFY e HUBO, 2000). Alguns trabalhos confirmam o fato de que baixa conversão polimérica correlaciona-se com propriedades físicas inferiores (UCTASLI; HASANREISOGLU; WILSON, 1994; EL BADRAWY; EL MOWAFY, 1995; HOFMANN *et al.*, 2001). No entanto, no estudo de Chung e Greener (1990) essa correlação não foi verificada com as resinas compostas avaliadas. Braga, Cesar e Gonzaga (2002), não encontraram correlação entre resistência flexural e dureza, indicando que outros fatores além do grau de conversão afetam a resistência flexural de compósitos, como o conteúdo de carga e o tipo de monômero. Caughman, Chan e Rueggeberg (2001) sugerem que mais testes sejam realizados para que uma absoluta correlação entre o grau de conversão polimérica e as propriedades físicas de compósitos seja esclarecida.

Deve-se ponderar também a influência da composição do cimento resinoso sobre a resistência flexural resultante. O tipo de matriz, o tamanho e a quantidade das partículas de carga exercem influência nas propriedades físicas dos compósitos (ROSENTIEL; LAND; CRISPIN, 1998; DIAZ-ARNOLD, *et al.*, 1999). A formulação dos compósitos deve ser considerada principalmente quando se compara diferentes marcas comerciais de cimentos resinosos, o que não foi o objetivo deste estudo. De acordo com estudos de Hofmann *et al.* (2001) e Braga, Cesar e Gonzaga (2002), os materiais poliméricos com maior quantidade de partículas de carga apresentaram maior resistência. Outros estudos constataram que a quantidade de partículas de carga influenciou significativamente nas propriedades físicas dos compósitos estudados (LI *et al.* 1985; CHUNG E GREENER, 1990).

Por ter sido avaliado apenas um cimento resinoso dual neste experimento, não se pode assumir que qualquer marca comercial desse tipo de compósito apresente valores inferiores de resistência flexural, quando polimerizados na ausência de luz. Estudos anteriores mostraram que o cimento resinoso Enforce (Dentsply) obteve, quando apenas quimicamente ativado, valores de resistência flexural similares aos do Variolink II (Ivoclar-Vivadent) duplamente ativado (FERREIRA, 2002). Esses dados já haviam sido confirmados em outros estudos, em que o Enforce apresentou bons resultados quando apenas quimicamente ativado (EL-MOWAFY; HUBO; EL-BADRAWY, 1999; EL MOWAFY E RUBO, 2000; BRAGA; CESAR, GONZAGA, 2002). No estudo de Hofmann, *et al.*, 2001, em que foram avaliados quatro cimentos resinosos duais, sem a participação do Rely-X ARC, os autores verificaram que a ativação química foi eficiente para todos os materiais utilizados na pesquisa.

Com relação à influência da unidade fotoativadora sobre a resistência flexural do cimento estudado, os resultados demonstraram que não houve diferenças estatísticas significantes entre os três aparelhos utilizados para a fotoativação do compósito. Estes resultados mostraram que as intensidades luminosas das unidades fotoativadoras, apesar de apresentarem diferenças significantes, não foram determinantes para a obtenção de valores de resistência flexural estatisticamente diferentes.

Embora tenhamos registrado a capacidade de irradiação de luz para as três unidades fotoativadoras utilizadas neste estudo, levá-las em consideração pelo seu valor puramente numérico para explicar resultados, seria imponderável. Conforme verificado em um radiômetro de cura manual (Demetron 100), as intensidades luminosas para os aparelhos XL-2500, L.E.Demetron e Ultrablue foram de 450, 600 e 150  $\text{mW/cm}^2$  respectivamente. Sabe-se que para a polimerização efetiva de qualquer compósito fotoativado, além de uma energia luminosa com faixa de comprimento de onda específica entre 400 e 500 nm, os compósitos necessitam absorver tal luz com uma intensidade suficientemente alta para promover a fotoiniciação. Esta intensidade, de acordo com Rueggeberg, Caughman e Curtis (1994), deve estar no mínimo entre 400 e 500  $\text{mw/cm}^2$ . No entanto, segundo Albers (2002), a potência de irradiação de aparelhos como o LED, medidas com os radiômetros disponíveis atualmente, não deve ser considerada para efeito de comparação entre tipos diferentes de fontes. Como o espectro de luz desses aparelhos possui apenas uma estreita faixa (450 - 490nm) próxima ao pico de absorção do fotoiniciador (470nm), os radiômetros registram baixas intensidades, pois o curto espectro pouco sensibiliza o medidor do radiômetro, calibrado

para um espectro maior (400-500nm). Portanto os radiômetros atuais não refletem a real eficiência de aparelhos com estreito espectro de luz, como os LEDs. Assim sendo, um radiômetro especializado capaz de medir a intensidade apenas dentro dos 450-490 nm seria o método mais preciso para se medir a potência e, logo, a eficiência das unidades fotoativadoras. Portanto, podemos presumir que não há correlação entre os resultados de resistência flexural encontrados neste estudo, com a intensidade de luz das unidades fotoativadoras utilizadas. Poder-se-ia esperar valores estatísticos significativamente maiores para as amostras fotoativadas com a unidade fotoativadora L.E.Demetron, uma vez que sua intensidade além de ser alta, medida com radiômetro convencional, apresenta especificidade por ser um aparelho de LED. No entanto, isto não foi o observado nesta pesquisa. Segundo Stahl *et al.* (2000), ao invés de se comparar irradiações de unidades fotoativadoras, seria de maior utilidade comparar propriedades mecânicas de compósitos curados com LED ou luz halógena. Em seu estudo, constatou que apesar das diferenças significantes entre as irradiações das unidades fotoativadoras utilizadas, não houve diferenças estatisticamente significantes sobre a resistência flexural das resinas compostas avaliadas. Tal constatação confirma os resultados da presente pesquisa.

Uma vez não encontrada correlação entre intensidade luminosa e resistência flexural, para explicar a similaridade dos resultados obtidos com as diferentes unidades fotoativadoras consideraremos adicionalmente uma recente teoria proposta por Suh (1999). Nesta teoria, o autor relaciona a intensidade luminosa com o tempo de fotoativação, derivando numa propriedade denominada energia total ou energia de polimerização. Assim, a energia de polimerização, medida em Joules, é o produto da

intensidade luminosa do aparelho utilizado ( $\text{mW}/\text{cm}^2$ ) pelo tempo de irradiação (s) a que foi submetido o compósito. No estudo de Suh (1999), verificou-se que diferentes marcas de resinas compostas necessitavam de diferentes valores de energia para alcançarem sua ótima polimerização. Extrapolando esse achado, pode-se comparar esse processo com o que ocorre com os filmes fotográficos, cujo tempo de exposição para a sensibilização da película radiográfica varia com a luminosidade do ambiente e também com a própria sensibilidade do filme utilizado (ASA/ISO) (RUEGGEBERG; 1999). Dessa forma, o autor sugere que, idealmente, as resinas compostas deveriam conter impressas em sua embalagem a quantidade de energia necessária para atingir seus requisitos clínicos mínimos. Assim o clínico faria o cálculo, através da potência de irradiação de sua unidade fotoativadora, para saber o tempo necessário para fotoativar seu compósito de forma adequada.

De acordo com este conceito, pode-se pressupor que a energia de polimerização necessária para a obtenção de propriedades físicas adequadas do cimento resinoso Rely-X ARC foi alcançada pelas unidades fotoativadoras utilizadas. Muito embora, a intensidade de luz dos LEDs utilizados não sejam apropriadamente representadas, como acima descrito, foram respeitadas as recomendações do fabricante com relação ao tempo utilizado para todas as exposições, ou seja, 40 segundos. Assim, hipoteticamente, os valores de intensidade dos três aparelhos foram suficientes para atingir a energia de polimerização mínima, uma vez que houve similaridade de resultados para a resistência flexural do cimento resinoso Rely – X ARC.

Por se tratar de um aparelho de introdução relativamente recente no mercado odontológico, poucas pesquisas referentes às unidades de LEDs encontram-se disponíveis na literatura, sobretudo no que se refere a fotoativação de cimentos resinosos. Além disso, as pesquisas têm mostrado resultados bastante conflitantes. Stahl *et al.* (2000) revelaram que a profundidade de cura e o grau de conversão de resinas compostas foram significativamente maiores com o LED do que o obtido com a luz halógena, quando ambas as fontes estavam reguladas com uma intensidade de  $100\text{mW}/\text{cm}^2$ . Isto indica o maior aproveitamento da irradiação emitida pelo LED, já que as duas fontes testadas possuíam a mesma intensidade. Entretanto, em um outro estudo, obteve-se valores 20% maiores de profundidade de cura para a luz halógena em comparação as dos LEDs. Para esta pesquisa as intensidades foram de 755 e 350  $\text{mW}/\text{cm}^2$  para a luz halógena e LED respectivamente (JANDT *et al.*, 2000). Com relação à dureza de resinas compostas, uma pesquisa conduzida com um LED de intensidade 6 vezes menor de que a luz halógena, alcançou valores de dureza equivalentes a 60% da obtida com a luz halógena. Neste mesmo estudo as amostras fotopolimerizadas com LED necessitavam um tempo maior de exposição para obter a mesma profundidade de cura conseguida com a luz halógena (KURACHI *et al.*, 2001). Para Asmussen e Peutzfeldt (2002), as propriedades do compósitos avaliados polimerizados com LED foram iguais ou inferiores às propriedades proporcionadas pela luz halógena. Entretanto a profundidade de cura e a resistência flexural de resinas compostas fotoativadas com LED preencheram os requisitos da ISO.

Neste estudo, as duas unidades de LEDs avaliadas proporcionaram valores de resistência flexural que não diferiram estatisticamente dos valores obtidos para as

amostras fotoativadas com lâmpada halógena. Mesmo o Ultrablue, que apresentava uma intensidade cerca de três vezes menor que a luz halógena, mostrou-se ser satisfatória em conferir uma resistência flexural adequada para o cimento resinoso. Estes resultados demonstram que a especificidade do LED provavelmente lhe garante um maior aproveitamento energético, o que neste estudo repercutiu em propriedades mecânicas similares às das amostras fotoativadas por luz halógena. Demonstrando que no caso do Ultrablue, possivelmente sua efetividade é maior do que sua suposta intensidade pode significar.

Há que se ressaltar que grande parte das pesquisas realizadas com LEDs até o momento, utilizou os primeiros aparelhos que surgiram no mercado. Provavelmente pesquisas envolvendo a nova geração de LEDs, tenderão a mostrar uma superioridade destes em relação às unidades halógenas, cujos aparelhos podem se tornar obsoletos em curto prazo. Para que esse equipamento seja efetivado como substituto da luz halógena e se popularize, necessita-se apenas de maiores estudos e acessibilidade de custo, uma vez que esta nova geração apresenta um custo bastante superior ao da luz halógena. Esta pesquisa envolveu uma unidade de LED de primeira geração (Ultrablue) e uma unidade de segunda geração (L.E. Demetron). Embora não tenha havido diferenças estatísticas significantes neste experimento, mais pesquisas envolvendo resistência flexural e outras propriedades são necessárias.

Após ter sido verificado nesta pesquisa, que a ativação química isoladamente não proveu resultados satisfatórios no que se refere às propriedades físico-mecânicas do cimento resinoso em estudo, foi investigada a possibilidade de uma peça cerâmica

influenciar de forma semelhante nas propriedades do cimento. Essa suposição parte da idéia de que a composição, espessura e coloração da porcelana reduzem a transmissão de luz através dela, fazendo com que o componente de ativação física do cimento resinoso dual não seja completamente sensibilizado, restando para a ativação química a complementação da polimerização, que isoladamente demonstrou, nesta pesquisa, resultados inferiores ao da dupla ativação

No presente estudo, não foi verificada diferença estatística significativa entre a fotoativação com e sem porcelana. Constatou-se também que a resistência obtida com a fotoativação através da porcelana foi maior que a obtida pela ativação química. Isso demonstra que o fluxo de luz através da porcelana foi suficiente para iniciar a reação de polimerização.

Para que sejam atingidas as máximas propriedades físicas de um compósito sob restaurações cerâmicas, o grau de conversão deve ser o maior possível (JUNG *et al.*, 2001). Para isso, a intensidade de irradiação de luz da unidade fotoativadora não deve ser significativamente baixa e a redução do fluxo de luz através da porcelana deve ser mínima. Como citado, cor, composição e espessura da cerâmica são características diretamente relacionadas com a redução do fluxo luminoso através da cerâmica (BRODBELT; O'BRIEN; FAN, 1980).

A cor da peça cerâmica utilizada neste experimento foi A2, considerada uma cor clara e uma das mais utilizadas clinicamente. Além disso, a peça apresentava uma translucidez correspondente a TC1 da escala do fabricante. Devido a essa translucidez,

não se pode assumir que a equivalência estatística para a fotoativação com e sem porcelana encontrada neste trabalho, seja estendida para outras porcelanas, tanto com relação à opacidade, quanto ao tipo de cerâmica. Com relação à espessura, consideremos a medida de aproximadamente 2,0 mm como sendo a mínima indicada para incrustações do tipo inlay / onlay (CARDASH *et al.*,1993). Assim como a espessura da porcelana, a distância da ponteira óptica ao compósito é outro fator que comprovadamente influencia no grau de conversão do compósito, pois diminui a quantidade de luz disponível para ativar o fotoiniciador (BLACKMAN; BARGHI; DUKE, 1990). De acordo com Rueggeberg (1999), na fotoativação de uma resina composta de cor A2, 50% da energia luminosa emitida pela ponteira óptica é perdida em apenas 0,5 mm de profundidade. Em 1mm, apenas 25% ainda está disponível, a 2mm, tem-se 9% de luz e a 3mm de profundidade, apenas 3% da intensidade inicial ainda está disponível para a ativação do fotoiniciador. Portanto, se levarmos em consideração que a porcelana por si só absorve grande parte da luz, o distanciamento proporcionado por sua espessura é mais um fator que reduz o fluxo luminoso.

Cardash *et al.* (1993) verificaram que o cimento resinoso de ativação física, quando fotoativado através da porcelana, requeria maior tempo de exposição para atingir microdureza similar à alcançada pelo cimento resinoso dual. Chan e Boyer (1989), através de sua pesquisa, sugeriram uma relação que pode predizer o tempo de exposição necessário para polimerizar adequadamente um compósito abaixo da porcelana, onde leva em conta a espessura da porcelana, o tempo necessário para curar o compósito sem a porcelana (tempo recomendado pelo fabricante) e o coeficiente de transmissão da porcelana. No entanto, o critério para determinação

desse tempo de exposição necessário não foi padronizado, visto que cada porcelana e sua cor, apresentam um coeficiente de transmissão específico. Este coeficiente, de acordo com o estudo de Brodbelt, O'Brien e Fan (1980) onde foram avaliadas cinco porcelanas, variou de 0,18 a 0,384. Matsumoto *et al.* (1986) relatam que o tempo de fotoativação recomendado pelos fabricantes para a cura dos compósitos deve ser aumentado quando a intensidade de luz é reduzida pela distância.

Platt (1999) relata que cimentos resinosos ativados por luz e do tipo dual não são totalmente curados quando se usa peças cerâmicas de 2 a 3 mm de espessura, fato não constatado neste estudo, uma vez que os valores de resistência flexural encontrados pela fotoativação através de uma peça cerâmica de 2,25 mm foram satisfatórios. No estudo de Hofmann *et al.* (2001) a polimerização pela forma dual pareceu compensar a transmissão de luz pela porcelana e proveu resultados satisfatórios, assim como a ativação apenas química dos cimentos duais foi eficiente.

Os resultados inferiores para as amostras fotoativadas com os dois LEDs através da porcelana, embora sem significância estatística, podem significar uma tendência à diminuição da resistência flexural do cimento resinoso estudado. Possivelmente, uma peça cerâmica com maior espessura cause diminuição mais significativa da resistência. Em um novo estudo, seria interessante estabelecer a espessura mínima que possa causar uma diminuição significativa da resistência e correlacionar com o aumento do tempo de irradiação levando-se em consideração a cor da porcelana.

## 7 CONCLUSÕES

Após a análise estatística dos resultados obtidos, com relação à resistência flexural do cimento resinoso Rely – X ARC, pode ser concluído que:

- 1) Não houve diferença estatisticamente significativa entre as três unidades fotoativadoras utilizadas para a fotoativação do cimento resinoso pesquisado.
- 2) A resistência flexural do cimento resinoso não demonstrou ser significativamente afetada pela fotoativação com ou sem porcelana.
- 3) A ativação dual foi significativamente mais efetiva que a ativação química, o que ficou evidenciado pela significativa superioridade dos valores de resistência flexural.

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS<sup>2</sup>

ALBERS, H.F. Resin polymerization. In: \_\_\_\_\_. **Tooth colored-restoratives: Principles and techniques**. 9 ed. Hamilton: BC Decker, 2002. cap. 6, p. 106.

ANUSAVICE, K.J. Propriedades mecânicas dos materiais dentários. In: \_\_\_\_\_. **Phillips: materiais dentários**. 10 ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1998. cap. 4, p. 28-43.

ARIKAWA, H. *et al.* Light transmittance characteristics of light-cured composite resins. **Dent. Mater.**, Washington, v. 14, p. 405-411, Nov. 1998.

ASMUSSEM, E.; PEUTZFELDT, A. Light emitting diode curing: Influence on selected properties of resin composites. **Quintessence Int.**, Carol Stream, v.34, n.1, p.71-75, 2002.

BAN, S.; ANUSAVICE, K.J. Influence of test method on failure stress of brittle dental materials. **J. Dent. Res.**, Washington, v.69, n.12, p.1791-1799, Dec. 1990.

BLACKMAN, R.; BARGHI, N.; DUKE, E. Influence of ceramic thickness on the polymerization of light-cured resin cement. **J. Prosthet. Dent.**, St Louis, v.63, n.3, p.295-300. Mar. 1990.

BOWEN, R.L. Properties of a silica-reinforced polymer for dental restorations. **J. Am. Dent. Assoc.**, Chicago, v.66, n.1, p. 57-64, Jan. 1963.

BRAGA, R.R.; BALLESTER, R.Y.; CARRILHO, M.R.O. Pilot study on the early shear strength of porcelain-dentin bonding using dual-cure cements. **J. Prosthet. Dent.** St Louis, v.81, n.3, p.285-289, Mar. 1999.

BRAGA, R.R.; CESAR, P.F.; GONZAGA, C.C. Mechanical properties of resin cements with different activation modes. **J. Oral Rehabil.**, Oxford, v.29, n.3, p.257-262, Mar. 2002.

---

<sup>2</sup> Baseada na NBR 6023: 2002 da ABNT

BRODBELT, R.H.W.; O'BRIEN, W.J.; FAN, P.L. Translucency of dental porcelains. **J. Dent. Res.**, Washington, v.59, n.1, p.70-75, Jan. 1980.

BUONOCORE, M. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. **J. Dent. Res.**, Washington, v.34, n.6, p.849-853, Dec. 1955.

BUONOCORE, M.; WILEMAN, W.; BRUDEVOLD, F. A report on a resin composition capable of bonding to human dentin surfaces. **J. Dent. Res.**, Washington, v.35, n.6, p. 846-851, Dec. 1956.

BURGESS, J.O. *et al.* Light curing – an update. **Compend. Cont. Educ. Dent.**, Jamesburg, v.23, n.10, p. 889-906, Oct. 2002.

CARDASH, H.S. *et al.* A. The effect of porcelain color on the microhardness of luting composite resin cement. **J. Prosthet. Dent.**, St Louis, v.69, n.6, p. 620-623, 1993.

CAUGHMAN, W.F.; CHAN, D.C.N.; RUEGGERBERG, F.A. Curing potential of dual polymerizable resin cements is simulated clinical situations. **J. Prosthet. Dent.**, St Louis, v.85, n.5, p. 479-484, May 2001.

CHAN, K.C.; BOYER, D.B. Curing light-activated composite cement through porcelain. **J. Dent. Res.**, Washington, v.68, n.3, p. 476-480. Mar. 1989.

CHUNG, K.H.; GREENER, E.H. Correlation between degree of conversion, filler concentration and mechanical properties of posterior composite resins. **J. Oral Rehabil.**, Oxford, v. 17, n.5, p.487-497, Sept. 1990.

DARR, A.H.; JACOBSEN, P.H. Conversion of dual cure luting cements. **J. Oral Rehabil.**, Oxford, v.22, n.1, p.43-47, Jan. 1995.

DIAZ-ARNOLD, A.M. *et al.* Current status of luting agents for fixed prosthodontics. **J. Prosthet. Dent.**, St Louis, v.81, n.2, p.131-141, Feb. 1999.

DUKE, S. Light – emitting diodes in composite resin photopolymerization. **Compend. Cont. Educ. Dent.**, Jamesburg, v.22, n. 9, p. 722-725, Sept. 2001.

EL-BADRAWY, W.A.; EL-MOWAFY, O.M. Chemical versus dual curing of resin inlay cements. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.73, n.6, p.515-524, June 1995.

EL-MOWAFY, O.M.; HUBO, M.H.; EL-BADRAWY, W.A. Hardening of new resin cements cured through a ceramic inlay. **Oper. Dent.**, Indianápolis, v.24, n.1, p.38-44, Jan./ Feb. 1999.

EL-MOWAFY, O.M.; RUBO, M.H. Influence of composite inlay/onlay thickness on hardening of dual-cured resin cements. **J. Can. Dent. Assoc.**, Ottawa, v.66, n.3, p.147, 2000.

FERREIRA, A.P.R.B.; **Determinação da resistência flexural de cimentos resinosos comerciais, com variação do sistema de ativação e tempo de armazenamento.** 2002. 82f. Dissertação (Mestrado em Odontologia – opção Dentística) – Programa de Pós graduação em Odontologia, Mestrado Acadêmico Fora da Sede – UNIVILLE, Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis.

FUJIBAIASHI, K. *et al.* Newly developed curing unit using blue light- emitting diodes. **Dent.Jap.**, Tóquio, v. 34,p. 49-53, Mar. 1998.

HASEGAWA, E.A.; BOYER, D.B.; CHAN, D.C.N. Hardening of dual-cured cements under composite resin inlays. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 66, n.2, p.187-192, Aug. 1991.

HOFFMANN, N. *et al.* Comparison of photo activation versus chemical or dual curing of resin-based luting cements regarding flexural strength, modulus and surface hardness. **J. Oral Rehabil.**, Oxford, v.28, n.11, p.1022-1028, Nov. 2001.

International Standard Organization. ISO Standard 4049. Dentistry - Polymer-based filling, restorative and luting materials. Geneva: ISO, 2000.

JANDT, K.D. *et al.* Depth of cure and compressive strength of dental composites cured with blue light emitting diodes (LEDs). **Dent Mat.**, Manchester, v.16, p. 41-47, 2000.

JUNG, H. *et al.* Curing efficiency of different polymerization methods through ceramic restorations. **Clin. Oral Invest.**, v.5, p.156-161, 2001.

KANCA III, J. The effect of thickness and shade on the polymerization of light-activated posterior composite resins. **Quintessence Int.**, Carol Stream, v.17, n.12, p. 809-811, 1986.

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

LEE, H.; SWARTZ, M.L. Evaluation of a composite resin crown and bridge luting agent. **J. Dent. Res.**, Washington, v.51, n.3, p. 756-766, May/ Jun. 1972.

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

MATSUMOTO, H. *et al.* Depth of cure of visible light-cured resin: Clinical simulation. **J. Prosth. Dent.**, St Louis, v.55, n. 5, p. 574- 578, May, 1986.

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.**, London, v.186, n.8, p.388-391. Apr. 1999.

O'KEEFE, K.L. *et al.* Variables affecting the spectral transmittance of light through porcelain veneer samples. **J. Prosthet. Dent.**, St Louis, v. 66, n. 4, p. 434-438, Oct. 1991.

PEUTZFELDT, A. Dual-cure resin cements: in vitro wear and effect of quantity of remaining double bonds, filler volume, and light curing. **Acta Odontol. Scand.**, Oslo, v.53, p.29-34, 1995.

PLATT, J.A. Resin cements: into the 21<sup>st</sup> century. **Compend. Contin. Educ. Dent.**, Jamesburg, v.20, n.12, p.1173-1182, Dec. 1999.

ROSENTIEL, S.F.; LAND, M.F.; CRISPIN, B.J. Dental luting agents: a review of the current literature. **J. Prosthet. Dent.**, St Louis, v.80, n.3, p.280-301, Sept. 1998.

RUEGGEBERG, F.A.; Contemporary issues in photocuring. **Compend. Cont. Educ. Dent.**, Jamesburg, v.20, n.25, p. s4-s14, 1999.

RUEGGERBERG, F.A.; CAUGHMAN, W.F. The influence of light exposure on polymerization of dual-cure resin cements. **Oper. Dent.**, Indianapolis v.18, n.2, p.48-55, Mar/Apr. 1993.

RUEGGERBERG, F.A.; CAUGHMAN, W.F.; CURTIS, J.W.; Effect of light intensity and exposure duration on cure of resin composite. **Oper Dent.**, Indianapolis, v.19, n.1, p. 26-32, 1994.

SMITH, G.A.; WILSON, N.H.F.; A visible light-cured composite restorative. **Br. Dent. J.**, London, v.147, n.2, p.185-187, Oct. 1979.

STAHL, F. *et al.* Light-emitting diode (LED) polymerisation of dental composites: flexural properties and polymerization potential. **Biomaterials**, Liverpool, v.21, p. 1379-1385, 2000.

STANSBURY, J.W.; Curing dental resins and composites by photopolymerization. **J. Esth. Dent.**, Hamilton, v.12, n.6, p. 300-308, 2000.

STRANG, R. The setting of visible-light-cured resins beneath etched porcelain veneers. **Br. Dent. J.**, London, v.163, p.149-151, 1987.

SUH, B.I. Controlling and understanding the polymerization shrinkage-induced stresses in light-cured composites. **Compend. Cont. Educ. Dent.**, Jamesburg, v.20, n.25, p. s34-s41, 1999.

UCTASLI, S.; HASANREISOGLU, U.; WILSON, H.J. The attenuation of radiation by porcelain and its effect on polymerization of resin cements. **J. Oral Rehabil.**, Oxford, v.21, n.6, p.565-575, Nov. 1994.

WHITE, S.N. Adhesive cements and cementation. **J. Calif. Dent. Assoc.**, Sacramento, v.21, n.6, p.30-37, June 1993.

WHITE, S.N. *et al.* Microleakage of new crown and fixed partial denture luting agents. **J. Prosthet. Dent.**, St Louis, v.67, n.3, p. 156-161, Feb. 1992.

## **ANEXOS**

## ANEXO A

<b>Fotoativação com aparelho de luz halógena (Curing light – 3M)</b>	
Espécime	Resistência flexural- MPa
1	69,75
2	81,75
3	132,38
4	137,25
5	117,00
6	120,38
7	101,25
8	138,75
9	95,25
10	141,00
11	130,13
12	133,88
13	135,38
14	119,25

<b>Fotoativação com aparelho de luz halógena (Curing light – 3M) + Porcelana (IPS- Empress – Ivoclar- Vivadent)</b>	
Espécime	Resistência flexural - MPa
1	137,63
2	113,25
3	126,00
4	129,00
5	85,50
6	155,63
7	98,25
8	127,13
9	124,13
10	114,75
11	114,75
12	135,00

## ANEXO B

<b>Fotoativação com aparelho LED (Ultrablue – DMC)</b>	
Espécime	Resistência flexural- MPa
1	117,00
2	123,75
3	127,50
4	131,25
5	118,13
6	115,50
7	133,88
8	125,63
9	113,63
10	117,75
11	143,63
12	82,88

<b>Fotoativação com aparelho LED (Ultrablue – DMC) + Porcelana (IPS- Empress – Ivoclar-Vivadent)</b>	
Espécime	Resistência flexural- MPa
1	82,88
2	120,75
3	111,38
4	95,25
5	125,63
6	121,13
7	112,88
8	101,63
9	129,75
10	116,63
11	125,25
12	108,75

## ANEXO C

### Fotoativação com aparelho LED (L.E.Demetron1 – Kerr/Demetron)

Espécime	Resistência flexural- MPa
1	126,75
2	118,50
3	126,75
4	147,38
5	134,25
6	148,50
7	133,50
8	136,13
9	115,13
10	143,25
11	105,38

### Fotoativação com aparelho LED (L.E.Demetron1 – Kerr/Demetron) + Porcelana (IPS- Empress – Ivoclar-Vivadent)

Espécime	Resistência flexural- MPa
1	115,5
2	108,37
3	100,12
4	129,75
5	114
6	139,5
7	130,5
8	139,5
9	136,5
10	125,4

**ANEXO D**

<b>Ativação química</b>	
<b>Espécime</b>	<b>Resistência flexural- MPa</b>
1	70,13
2	88,13
3	82,50
4	99,75
5	72,38
6	99,75
7	84,38
8	89,63
9	100,13
10	83,63
11	81,75

## ANEXO E

Valores descritivos para a resistência flexural segundo o método de ativação.

Valor de F = 16,17707 e de p= 0,000000028741.

<b>Ativação</b>	<b>Média</b>	<b>N</b>	<b>Soma</b>	<b>Desvio padrão</b>	<b>25%</b>	<b>Mediana</b>	<b>75%</b>
XL-2500	119,79	26	3114,42	20,48	113,25	125,07	135,00
Ultrablue	116,77	24	2802,44	14,64	112,13	117,94	125,63
LEDemetron	127,36	21	2674,66	13,77	115,50	129,75	136,50
Química	86,56	11	952,16	10,33	81,75	84,38	99,75
Todos	116,39	82	9543,68	20,16	101,25	118,88	131,25

Análise pelo teste de Tukey, cujos valores de p em negrito demonstram a diferença estatística.

Método de ativação	{média1}	{média2}	{média3}	{média4}
	M=119,79	M=116,77	M=127,36	M=86,560
XL-2500		0,9160	0,4289	<b>0,0002</b>
Ultrablue}	0,9160		0,1530	<b>0,0003</b>
LEDemetron	0,4289	0,1530		<b>0,0001</b>
Química	<b>0,0002</b>	<b>0,0003</b>	<b>0,0001</b>	

**ANEXO F**

Valores descritivos para a resistência flexural segundo a influência da porcelana.  
Valor de F = 0,741072 e valor de p = 0,392299.

<b>Porcelana</b>	<b>Média</b>	<b>N</b>	<b>Soma</b>	<b>Desvio padrão</b>	<b>25%</b>	<b>Mediana</b>	<b>75%</b>
Ausente	122,69	37	4539,45	18,25	117,00	126,75	134,25
Presente	119,18	34	4052,07	15,89	111,38	120,94	129,75
Todos	121,01	71	8591,52	17,13	113,63	124,13	133,88

## ANEXO G

Valores descritivos para a resistência flexural segundo a presença de porcelana e tipo de ativação:

<b>Ativação</b>	<b>Porcelana</b>	<b>Média</b>	<b>Desvio padrão</b>	<b>N</b>
XL-2500	Não	118,10	22,68	14
XL-2500	Sim	121,75	18,38	12
Ultrablue	Não	120,88	14,85	12
Ultrablue	Sim	112,66	13,82	12
LEDemetron	Não	130,50	13,66	11
LEDemetron	Sim	123,91	13,75	10
Química	Não se aplica	86,56	10,33	11
Todos os grupos		116,39	20,16	82

Valores de F e p para as variáveis e suas respectivas comparações.

<b>Efeito comparativo</b>	<b>Valor de F</b>	<b>Valor de p</b>
Unidades fotoativadoras	2,226211	0,116103
Influência da porcelana	0,853387	0,359013
Unidades fotoativadoras x influência da porcelana	0,902811	0,410451

Valores de p para cada comparação individual realizada entre os grupos.

	XL-2500	XL-2500 com PC	Ultrablue	Ultrablue com PC	LEDemetron	LEDemetron com PC
Médias	118,1000	121,7517	120,8775	112,6592	130,5018	123,9140
XL-2500		1,0000	1,0000	0,9996	0,8124	0,9996
XL-2500 com PC	1,0000		1,0000	0,9641	0,9804	1,0000
Ultrablue	1,0000	1,0000		0,9831	0,9606	1,0000
Ultrablue com PC	0,9996	0,9641	0,9831		0,3037	0,9183
LEDemetron	0,8124	0,9804	0,9606	0,3037		0,9988
LEDemetron com PC	0,9996	1,0000	1,0000	0,9183	0,9988	

