

**UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS**  
**FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA**



1290005063

TCE/UNICAMP  
T586i  
FOP

**MARIA CECÍLIA CALDAS GIORGI TOLOSA**

Cirurgiã-Dentista

**INFLUÊNCIA DA FONTE ATIVADORA DO COMPÓSITO  
ODONTOLÓGICO NA RESISTÊNCIA À TRAÇÃO DIAMETRAL.**

Monografia apresentada à Faculdade de Odontologia de Piracicaba, da Universidade Estadual de Campinas, como requisito para obtenção do título de Especialista em Dentística Restauradora.

200

Piracicaba

2002

i

31/8/02

**UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS**  
**FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA**

**MARIA CECÍLIA CALDAS GIORGI TOLOSA**

Cirurgiã-Dentista

**INFLUÊNCIA DA FONTE ATIVADORA DO COMPÓSITO  
ODONTOLÓGICO NA RESISTÊNCIA À TRAÇÃO DIAMETRAL**

Monografia apresentada à Faculdade de Odontologia de Piracicaba, da Universidade Estadual de Campinas, como requisito para obtenção do título de Especialista em Dentística Restauradora.

Orientador: Prof. Dr. Luis Alexandre M. S. Paulillo.

Piracicaba

2002

Unidade - FOP/UNICAMP

TCÉ/UNICAMP

T 586i Ed.

Vol. Ex.

Tombo 5063

C  D

Proc. 16P.134/2010

Preço R\$ 11,00

Data 20/11/10

Registro 775346

#### Ficha Catalográfica

T586i Tolosa, Maria Cecília Caldas Giorgi.  
Influência da fonte ativadora do compósito odontológico na  
resistência à tração diametral. / Maria Cecília Caldas Giorgi Tolosa  
– Piracicaba, SP : [s.n.], 2002.  
viii, 37f. : il.

Orientador : Prof. Dr. Luis Alexandre Maffei Sartini  
Paulillo.

Monografia (Especialização) – Universidade Estadual de  
Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba.

1. Fotopolímeros. 2. Resinas compostas. 3. Propriedades  
mecânicas. I. Paulillo, Luis Alexandre Maffei Sartini. II.  
Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de  
Piracicaba. III. Título.

Ficha catalográfica elaborada pela Bibliotecária Marilene Girello CRB/8-6159, da  
Biblioteca da Faculdade de Odontologia de Piracicaba - UNICAMP.

*Dedico este trabalho aos meus pais, Renato e Elza, pois sem eles nada seria possível.*

*Dedico também ao meu marido Luiz Francisco pelo amor, suporte e incentivo, não só no decorrer do curso mas sim ao longo de nossas vidas.*

*Dedico ainda às minhas irmãs Márcia e Fernanda e à minha sobrinha Ana Carolina.*

*Ao Prof. Dr. Luis Alexandre Maffei Sartini Paulillo, por ter me dado a oportunidade de realizar este trabalho experimental; por todo conhecimento transmitido e por toda seriedade, incentivo e amizade que me foram dedicados ao longo do curso.*

## AGRADECIMENTOS

---

Ao Maj. Dent. Aer. Cláudio Passos Calaza por autorizar a minha participação neste curso de especialização.

Aos professores do curso de pós-graduação, pelos conhecimentos transmitidos durante o curso e pela amizade conquistada.

Aos amigos de curso que me incentivaram a enriquecer meus conhecimentos.

Aos colegas e funcionários do curso de pós-graduação por todo apoio dedicado.

Ao Sr José Antônio Jacob que ao ceder o fotopolimerizador Ultrablue (DMC) possibilitou a execução deste trabalho.

A todos que direta ou indiretamente contribuíram para o desenvolvimento deste trabalho.

*“O futuro pertence àqueles que acreditam na beleza dos seus sonhos.”*

*Eleanor Roosevelt*

## SUMÁRIO

---

Resumo .....	01
Abstract .....	02
Introdução .....	03
Revista de Literatura .....	07
Aparelhos Fotopolimerizadores Convencionais .....	07
Aparelhos utilizando LEDs (Light Emitting Diode) .....	12
Proposição .....	16
Materiais e Método .....	17
Resultados .....	21
Discussão .....	24
Conclusão .....	32
Referências Bibliográficas .....	33

## RESUMO

---

O propósito deste estudo foi avaliar a resistência à tração diametral de três compósitos odontológicos fotoativados através de duas diferentes fontes de luz. Para isso, três resinas compostas foram testadas, micropartícula (*Filtek A110* - 3M), híbrida (*Charisma* - Heraeus-Kuler) e compactável (*Filtek P60* - 3M), todas na cor A3. Foram utilizados dois aparelhos fotopolimerizadores, convencional com lâmpada halógena (*Degulux* - Degussa) e outro utilizando luz visível emitida por LED (*Ultrablue* - DMC). As amostras foram confeccionadas utilizando-se uma matriz de Teflon medindo 3mm de profundidade e 6 mm de diâmetro interno, onde os compósitos foram inseridos em dois incrementos fotoativados por 20 s cada. Depois de armazenados em recipiente escuro contendo água destilada a 37° C por 7 dias, as amostras foram submetidas ao teste de tração diametral. Os dados foram submetidos à Análise de Variância, com delineamento fatorial, em que os fatores foram: Material, Fotopolimerizador e Material X Fotopolimerizador. A ANOVA mostrou efeito estatístico significativo apenas para o fator Material sendo aplicado o teste de Tukey Ajustado (LSMEANS) para esse fator e o resultado foi: P60 555,651MPa a, Charisma 433,233 MPa b, A110 291,255 MPa c. Os resultados permitiram concluir que entre as resinas compostas estudadas a resina compactável P60 apresentou a maior média de resistência à tração diametral e as fontes fotoativadoras com lâmpada Halógena e LED apresentaram o mesmo comportamento.

## ABSTRACT

---

The aim of this study was to evaluate the resistance to the diametrical traction of three light-curing composites through two different light units. In order to do that three composed resins were tested: microfilled (*Filtek A110* - 3M), hybrid (*Charisma* - Heraeus-Kuler) and compactable (*Filtek P60* - 3M), all of them in A3 color. In addition, two light unit curing were used: one conventional with a halogen lamp (Degulux - Degussa) and another one with visible light spread by LED (Ultrablue - DMC). The samples were placed into a matrix made of Teflon, measuring 3mm of depth and 6 mm of internal diameter. The experiment procedure was the following: first the composites were inserted into two increments and cured for 20 seconds each. Afterwards, the samples were immersed in a dark container with distilled water at 37°C for 7 days. Soon after, the diametrical traction tests took place. Then, the data collected was submitted to two way ANOVA and the factors considered were: Composite and Light Unit Curing. Significant difference was found only when the composite factor was considered, specially under Tuckey test adjusted for multiple comparisons applied to least square means, and the result was: P60 555,651MPa **a**, Charisma 433,233 MPa **b**, A110 291,255 MPa **c**. Conclusion: between the studied composite resins the compactable one P60 presented the higher resistance average to the diametrical traction and the light units with halogen lamp and LED presented the same behavior.

## INTRODUÇÃO

---

Os compósitos odontológicos apresentam-se com dois mecanismos básicos de polimerização: os **sistemas quimicamente ativados** e os **sistemas fotoativados**. O sistema quimicamente ativado (pasta base e pasta catalisadora), apresenta uma série de limitações e dificuldades técnicas, sendo que a primeira delas é a necessidade de efetuar uma mistura eficiente de seus componentes instantes antes de sua inserção tornando o produto final heterogêneo a nível molecular e ocorrendo incorporação de ar durante a espatulação, o que enfraquece o produto final uma vez que o oxigênio atuará como inibidor da polimerização (LAMBRECHETS, BRAEM & VANHERLE 1987). Além da incorporação de oxigênio, a resina composta ativada quimicamente apresentava outras desvantagens tais como alta taxa de contração de polimerização, em torno de 8%, ocasionando uma adaptação marginal deficiente e conseqüentemente alto índice de cárie recorrente. Suas pobres propriedades mecânicas resultavam numa alta incidência de fraturas quando sob tensão e uma alta taxa de abrasão quando em função (CHAIN 1995).

Os sistemas fotoativados, em que a exposição do material a uma fonte emissora de luz é que irá romper a união (ligação) do fotoiniciador dando início ao processo de polimerização, possibilitam liberdade de tempo de trabalho, aliado à facilidade de manipulação e melhoria nas propriedades gerais. (CASTRO, CRUZ & ESTRELA 2001). Também permitem polimerização através da estrutura dentária, melhor adaptação marginal, menor contração de polimerização obtida pela técnica de inserção incremental e, ainda, resultados estéticos mais satisfatórios. (CAUGHMAN *et al* 1995).

O primeiro sistema de luz empregado para fotopolimerização foi o ultra-violeta, que utilizava uma radiação luminosa na faixa de comprimento de onda de 320 a 365 nanômetros. Este sistema, no entanto, foi logo substituído pelo sistema de luz visível pois apresentava inconvenientes como prejuízos aos olhos; pouca profundidade de polimerização; a luz não atravessa os tecidos duros levando a uma polimerização incompleta, aumentando a sorção de água e a solubilidade, o que diminui a resistência do material restaurador; tornando-o extremamente perecível. (LOGUÉRCIO *et al* 1998 e. BONA, CASALLI & SCHLEDER 1997 ).

Para superar as dificuldades clínicas do sistema ultra-violeta foi desenvolvido o sistema de luz visível, que utiliza uma luz halógena entre 400 e 520 nanômetros e cuja intensidade deve estar acima de 300 mW/cm<sup>2</sup>, sendo que o pico ideal para a fotopolimerização de resinas compostas encontra-se em 470 nm. (BONA, CASALLI & SCHLEDER 1997).

Devido a isso, a utilização de tempos de exposição à luz de 60 segundos deverão ser utilizadas em aparelhos apresentando intensidade de luz com menos 400 mW/cm<sup>2</sup>. A espessura das camadas não deve exceder 2 mm, sendo que o ideal é incremento de 1 mm, e os aparelhos com intensidade de luz inferior a 233 mW/cm<sup>2</sup> não devem ser utilizados, devido às suas desempenho deficiente. (RUEGGERBERG *et al*, 1994).

Entre os principais fatores responsáveis pelo sucesso das restaurações estéticas realizadas com resinas compostas fotopolimerizáveis estão a emissão suficiente de intensidade de luz, correto comprimento de onda e adequado tempo de exposição. (PEREIRA, PORTO & MENDES 2000)

A polimerização insuficiente da resina composta é um dos principais fatores que levam ao fracasso da restauração estética, caracterizada por uma maior tendência ao manchamento superficial, maior possibilidade de infiltração marginal pela incompleta polimerização das camadas mais profundas na cavidade e maior teor de monômeros residuais. (PEREIRA, PORTO & MENDES 2000). Uma polimerização incompleta pode ser atribuída à penetração insuficiente da luz incidente; tempo de exposição à luz halógena; distância entre a fonte de luz e a superfície de resina composta; direcionamento da luz; condições do aparelho fotopolimerizador e a intensidade da luz (PEREIRA, MANDARINO & RODEIGUES JR. 1997). Fatores como a degradação do bulbo e de seu refletor, filtros danificados, danos na ponta ativa, tonalidade e espessura dos incrementos e a localização e o tamanho das cavidades a serem restauradas também estão relacionados com uma polimerização deficiente. (BONA, CASALLI & SCHLEDER 1997).

A dificuldade de verificação visual da correta intensidade de luz deixa o profissional na incerteza se atingiu o grau ideal de polimerização das resinas compostas. (BARGHI *et al.* 1994). Fatores como desalinhamento das fibras óticas, queda de voltagem, contatos elétricos inadequados não são perceptíveis ao operador e causam queda na intensidade da irradiação do aparelho fotoativador (CASTRO, CRUZ & ESTRELA 2001). É importante citar que a degradação da lâmpada ocorre ao longo de toda vida clínica do aparelho e não apenas no momento da queima. Na verdade, este déficit também não é perceptível visualmente, ou seja, a luz não diminui ou aumenta sua luminescência quando da perda de potência. (LOGUÉRCIO *et al* 1998).

Os aparelhos fotopolimerizadores são compostos basicamente por uma fonte geradora de energia luminosa, um filtro óptico e um condutor de luz. A fonte geradora é

composta por uma lâmpada incandescente, com um bulbo de quartzo de tungstênio envolto por um gás halógeno, sendo que sua correta manutenção torna-se fundamental para o bom funcionamento do aparelho, uma vez que esta fonte de luz tem vida útil limitada, independente da queima definitiva da lâmpada. **(CASTRO, CRUZ & ESTRELA 2001).**

Para contornar os problemas relacionados aos aparelhos fotoativadores com lâmpadas convencionais halógenas, foi introduzido no comércio uma fonte fotoativadora baseada em emissões por LEDs (Light Emitting Diodes) e que se propõe a ser mais confiáveis que as halógenas por apresentarem características como maior vida útil, menor custo, design mais compacto, maior resistência a choques e vibrações e por poderem ser programados para atuar em determinado comprimento de onda. **(MILLS 1995; MILLS, JANDT & ASHWORTH 1999)**

Frente a essa diversidade de mecanismos de ação das fontes geradoras de energia para fotoativação de compósitos odontológicos, se faz necessário estudar comparativamente a efetividade dos aparelhos odontológicos utilizados para iniciar a reação de polimerização.

## REVISTA DE LITERATURA

---

### APARELHOS FOTOPOLIMERIZADORES CONVENCIONAIS:

**CAUGHMAN et al 1995** relatam que as resinas compostas fotopolimerizáveis por luz visível oferecem inúmeras vantagens sobre os sistemas autopolimerizáveis anteriormente utilizados, tais como controle do tempo de trabalho, menor inclusão de bolhas de ar, melhor estabilidade da cor e o fato de não sofrerem inibição da polimerização pelo oxigênio. Entretanto, a sua polimerização depende completamente da incidência da irradiação de luz sobre a sua superfície.

**MILLS 1995** explica em seu artigo que as unidades fotopolimerizadoras convencionais fazem uso de uma lâmpada incandescente e um filtro para gerarem uma luz visível com comprimento de onda na faixa de 470 nm. Questiona a eficiência deste aparelho, uma vez que grande parte da energia utilizada é transformada em calor e que a luz visível produzida apresenta uma grande variedade de comprimentos de onda desnecessários. Ressalta ainda que a efetividade da produção da luz visível diminui com o uso e as lâmpadas degradam, tendo que ser substituídas de tempos em tempos.

**BARGHI, BERRY & HATTON 1994** avaliaram 209 unidades fotoativadoras em consultórios dentários particulares. Relatam que 30% das unidades examinadas apresentaram uma irradiação menor que 200 mW/cm<sup>2</sup>. Observaram que a intensidade de luz é inversamente proporcional à idade do aparelho. Concluíram que

os dentistas de consultórios particulares fazem um uso inadequado de seus aparelhos fotopolimerizadores e que muitos não sabem que a irradiação inadequada de seu aparelho é insuficiente para polimerizar completamente a resina.

**BARATIËRI *et al* 1995** relatam que existe um alto grau de dependência entre o sucesso da restauração e a capacidade de polimerização da luz visível irradiada dentro de um determinado período de tempo fator freqüentemente negligenciado pelo profissional, que mais preocupados em adquirir resinas de última geração, esquecem de averiguar a efetividade de uma de suas principais ferramentas de trabalho, a unidade fotoativadora.

**GROTH, EDUARDO & GONÇALVES 1995** realizaram uma avaliação da intensidade da saída de luz de aparelhos em uso a fim de verificar se estes estavam dentro dos parâmetros ideais de emissão. Foram analisados 100 aparelhos fotoativadores de 14 marcas diferentes. Dentre os aparelhos analisados apenas 8% apresentavam emissões superiores a 300 mW/cm<sup>2</sup> e 69% das unidades analisadas apresentavam intensidade de emissão insatisfatória.

**PEREIRA *et al* 1996** avaliaram as condições de uso e manutenção de 120 aparelhos fotopolimerizadores de diferentes marcas comerciais e tempos de vida útil variável. Registraram os valores de intensidade de luz destes aparelhos com o auxílio de um radiômetro e interrogaram os profissionais proprietários dos aparelhos. Concluíram que os aparelhos de luz não apresentam padronização de desempenho, emitem baixa intensidade de luz e os profissionais ainda não estão conscientizados sobre a importância de sua manutenção periódica.

**BONA, CASALLI & SCHLEDER 1997** avaliaram fotopolimerizadores presentes nos consultórios dentários de Passo Fundo RS, relacionando intensidade de luz e geração de calor com condições do aparelho como refrigeração, filtro, ponta ativa e refletor do bulbo, além de avaliarem informações provindas de um questionário dirigido aos dentistas. Observaram que 73,5% dos aparelhos são utilizados diariamente; 53,3% utilizam o tempo fixo de 40 segundos; 63,6% apresentaram problemas na refrigeração; 81,4% apresentaram problemas no bulbo e 68,6% na ponteira. Apesar destes resultados, a maioria dos dentistas (75%) estavam satisfeitos com o desempenho dos seus fotopolimerizadores. Não foram encontrados problemas no bulbo de 62,1% dos aparelhos fotopolimerizáveis. A intensidade de luz variou de 0 a 650 mW/cm<sup>2</sup>, com uma média de 215 + ou - 152. Pela escala Demetron para intensidade, 60% dos fotopolimerizadores foram considerados inadequados; 20,7% adequados e 19,3% necessitam de tempo adicional. O calor produzido variou de 0 a 300 mW/cm, sendo que 55% produziram um calor menor que 50 mW/cm, considerado adequado.

**ARAÚJO, ARAÚJO & FERNANDES 1997** citam que vários fatores são importantes para a completa polimerização das resinas compostas, entre eles a suficiente intensidade de luz, correto comprimento de onda e adequado tempo de polimerização. Avaliando 105 aparelhos fotopolimerizadores de dezesseis diferentes modelos, sendo 60 considerados novos (menos de 5 anos) e 45 antigos, analisaram a intensidade de luz e o calor desprendido de fotopolimerizadores e verificar a influência do tempo de uso dos aparelhos. Observaram que há uma relação favorável entre a alta intensidade de luz e aparelhos novos. Houve também uma relação favorável entre baixa irradiação de calor e aparelhos novos.

**MIYAZAKI et al 1998** de sua avaliação de 105 (cento e cinco) unidades de luz relatam que as intensidades destes aparelhos variaram de 28 a 1368 mW/cm<sup>2</sup>, sendo que 41,9% entre 0 e 500 mW/cm<sup>2</sup>, 45,7% de 500 a 1000 mW/cm<sup>2</sup>, 12,4% entre 1000 e 1500 mW/cm<sup>2</sup>. Relataram ainda que os aparelhos em uso nos consultórios particulares tem uma perda de 82,1% em comparação à aparelhos sem uso.

**MITTON & WILSON 2001** investigaram os cuidados, o uso e como eram realizadas as manutenções das unidades fotopolimerizadoras dos consultórios da região de Blackburn . Observaram que o uso e os cuidados eram bastante variáveis. Encontraram também que 28% dos aparelhos apresentavam uma inadequada intensidade de irradiação (< 300 mW/cm<sup>2</sup> ). Muitos aparelhos estavam estragados ou já haviam sido consertados (47%). Trinta e cinco por cento (35%) das unidades inspecionadas apresentavam uma variada quantidade de resíduos aderidos na ponteira. .

**MARTIN 1998** avaliando 214 unidades fotopolimerizadoras encontrou que 27% apresentavam uma intensidade de irradiação menores ou iguais a 200 mW/cm<sup>2</sup>, intensidade inadequada para polimerizar incrementos de 2mm de espessura. Vinte e seis por cento (26%) apresentaram irradiação entre 201 e 399 mW/cm<sup>2</sup>, o que seria aceitável para incrementos de 2mm de espessura caso fosse aumentado o tempo de irradiação. Entretanto, 44% dos clínicos utilizam um tempo de cura igual ou menor que 20 segundos.

**SOLOMON & OSMAN 1999** pesquisando sobre a intensidade de luz das unidades fotopolimerizadoras de consultórios particulares, clínicas estatais e clínicas

odontológicas, observaram que 54,3% das unidades funcionavam em intensidades adequadas, 28,6% funcionavam em intensidades entre 150 e 300 mW/cm<sup>2</sup> e 17,1% funcionavam em níveis muito abaixo dos exigidos para se obter uma adequada fotopolimerização. Relatam ainda que todos os clínicos entrevistados expressaram estarem satisfeitos com o desempenho de seus aparelhos, mesmo aqueles que estavam com seus aparelhos abaixo do necessário.

**VIEIRA, ERHARDT E SHROEDER 2000** avaliaram 90 aparelhos fotopolimerizadores utilizados por profissionais de Florianópolis S/C. Encontraram grandes variações nas intensidades de luz emitida por estes aparelhos (de 13 a 556 mW/cm<sup>2</sup>), sendo que 12,2% de 0 a 100 mW/cm<sup>2</sup>; 17,8% de 101 a 200 mW/cm<sup>2</sup>; 28,9% de 201 a 300 mW/cm<sup>2</sup>; 26,7% de 301 a 400 mW/cm<sup>2</sup>; 11,1% de 401 a 500 mW/cm<sup>2</sup> e 3,3% de 501 a 600 mW/cm<sup>2</sup>. Concluíram, portanto, que a intensidade de luz gerada por aparelhos fotopolimerizadores utilizados por profissionais de Florianópolis está abaixo daquela considerada ideal.

**DAVIDSON & GEE 2000** comentam que a completa conversão de monômero em polímero em áreas profundas pode não ser possível se ocorrerem defeitos em um ou mais de um dos vários componentes da lâmpada. Prolongar o tempo de irradiação pode reduzir este risco. Revisões e manutenções regulares da irradiação da luz gerada pelos aparelhos é extremamente recomendado.

## APARELHOS UTILIZANDO LEDs ( LIGHT EMITTING DIODE):

**MILLS 1995** ressalta em seu artigo as vantagens de se utilizar aparelhos fotopolimerizadores com tecnologia LED: por se tratarem de um aparelho de baixo custo, vida útil longa, ser mais resistente a choques e vibrações que lâmpadas incandescentes, e poder ser programado para determinado comprimento de onda.

**MILLS, JANDT & ASHWORTH 1999** relatam que embora a lâmpada halógena seja a mais comumente utilizada nos aparelhos fotopolimerizadores existem algumas desvantagens inerentes a esta tecnologia. O bulbo da lâmpada halógena apresenta uma vida útil curta, em torno de 50 horas. O bulbo, o refletor e o filtro degradam com o uso devido às altas temperaturas geradas pela lâmpada, resultando num decréscimo da efetividade de cura das resinas compostas. Neste trabalho, os autores testaram a hipótese de que os aparelhos LED podem produzir uma profundidade de cura igual aos aparelhos convencionais ajustados para uma irradiação de 300 mW/cm<sup>2</sup>. Obtiveram como resultado que a unidade LED apresentou numa maior profundidade de cura nas três marcas de compósitos testadas. Concluíram que a unidade LED apresenta um potencial para uso odontológico pois sua performance não reduz com o uso (como ocorre com a unidade halógena).

**JANDT et al 2000** realizaram um estudo cujo primeiro objetivo foi testar a hipótese de que a profundidade de cura e a força de compressão dos compósitos polimerizados por aparelhos LED e aparelhos halógenos não diferem significativamente. O segundo objetivo foi caracterizar a irradiação e o espectro da luz

emitida em ambos os aparelhos e posterior comparação entre eles. Os resultados mostraram que as duas unidades promoveram suficiente irradiação para exceder o mínimo recomendado pelo fabricante e pelo estipulado pelo ISSO 4049. A resistência à compressão dos compósitos polimerizados em laboratório com a unidade LED foi estatisticamente equivalente a resistência obtida pela unidade convencional de luz halógena. Relatam ainda que com suas inerentes vantagens estas unidades LEDs apresentam um grande potencial na clínica odontológica uma vez que podem garantir uma melhor qualidade na cura dos compósitos.

**STAHL ET AL 2000** realizaram um estudo para investigar a propriedade flexural de três diferentes compósitos em três cores diferentes, polimerizadas por aparelhos LED e aparelhos convencionais de luz halógena. Obtiveram como resultado que na maioria dos casos não foram encontradas diferenças significantes na força flexural e no módulo entre os compósitos polimerizados com unidade halógena ou unidade LED.

**KURACHI et al 2000** avaliaram a dureza das resinas compostas polimerizadas por unidades de luz a base de LEDs e compararam com as amostras polimerizadas por unidade convencional halógena. Utilizaram para tanto um aparelho LED emitindo uma luz de 470 nm. A resina composta utilizada foi a Z100 na cor A3 por 20, 40, 60, 120 e 180 segundos cada no aparelho LED e por 40 segundos no aparelho fotopolimerizador convencional. As amostras foram preparadas com espessuras de 0.35, 1.25 e 1.8 mm e foram realizadas cinco amostras para cada grupo. A dureza foi medida na face não iluminada da amostra. Como resultado obtiveram que todas as amostras irradiadas pela unidade LED mostraram uma dureza inferior quando comparadas as obtidas pela unidade halógena. Concluíram que apesar da diferença

de irradiação quando comparada a lâmpada halógena, o aparelho LED mostrou ser uma promessa. Futuros aperfeiçoamentos neste aparelho poderão resultar em aparelhos ainda mais eficientes que os convencionais.

**KNEZEVIC et al 2001** realizaram um estudo onde a proposta era comparar o grau de conversão de monômero em polímero e a elevação da temperatura ocorridos em quatro resinas híbridas polimerizadas durante 40 segundos em 1) unidade halógena Heliolux GTE com intensidade de  $600 \text{ mW/cm}^2$  e 2) Elipar Highlight soft-start inicialmente com  $100 \text{ mW/cm}^2$  por 10 segundos e  $700 \text{ mW/cm}^2$  por 30 segundos e 3) por aparelho com 16 LEDs com intensidade de  $12 \text{ mW/cm}^2$ , polimerizados na superfície e a 1mm de profundidade. Os resultados revelaram um grau de conversão um pouco maior para as amostras polimerizadas pelas unidades halógenas mesmo estas apresentando irradiação 66 vezes mais forte. A temperatura encontrada foi duas vezes mais alta nas unidades halógenas que nas unidades LEDs. A temperatura e o grau de conversão obtidos foram maiores na superfície que a 1 mm de profundidade para ambas as unidades testadas. Com base nos resultados obtidos nos testes com LEDs de baixa intensidade e de 470 nm de comprimento, concluíram que estes se mostraram promissores, especialmente no tocante a baixa elevação de temperatura geradas durante a polimerização.

**DUNN & BUSH 2002** investigaram a eficácia da polimerização de unidades fotoativadoras convencionais e halógenas. Para tal, utilizaram dois aparelhos convencionais e dois aparelhos LED para polimerizar as superfícies de amostras de compósitos híbridos e microparticulados. As amostras foram edentadas no topo e na base para determinar a dureza de Knoop. Os resultados obtidos revelaram uma diferença estatisticamente significativa para o fator compósitos, sendo que o híbrido

apresentou maior dureza. Para o fator fotoativador também houve uma diferença estatisticamente significativa, onde os aparelhos halógenos apresentaram um melhor comportamento nas duas faces avaliadas. Concluíram que os aparelhos fotoativadores utilizando LEDS ainda necessitam de modificações para obter o mesmo grau de polimerização obtido pelos aparelhos halógenos.

## PROPOSIÇÃO

---

O propósito deste estudo foi avaliar a resistência à tração diametral de compósitos odontológicos fotoativados - microparticulados, híbridos e compactáveis - através de diferentes fontes de luz, luz halógena e luz visível emitida por diodos.

## MATERIAIS E MÉTODO

### MATERIAIS:

No presente estudo foram utilizados dois aparelhos fotoativadores , sendo um aparelho convencional com lâmpada halógena (Degulux - Degussa) e o outro utilizando emissores tipo LED (Ultrablue - DMC), utilizados pela primeira vez e são apresentados na Tab. 1.

Tabela 1: Aparelhos fotoativadores utilizados no ensaio de resistência à tração diametral de compósito odontológico.

Nome comercial	Características	Irradiação	Fabricante
DEGULUX	Lâmpada halógena	700mW/cm <sup>2</sup>	Degussa
ULTRABLUE	Emissores tipo LED	190 mW/cm <sup>2</sup>	DMC

Além dos fotopolimerizadores foram utilizadas três marcas comerciais de resinas compostas, microparticulada (*Filtek A110* - 3M), híbrida (*Charisma* - Heraeus-Kuler) e compactável (*Filtek P60* - 3M), todas na cor A3, apresentadas na Tab. 2

Tabela 2: Compósitos odontológicos utilizados no ensaio de resistência à tração diametral.

Nome comercial	Fabricante	Cor	Tempo de Fotoativação
Charisma	Heraeus-Kuler	A3	20 s
Filtek A 110	3M	A3	20s
Filtek P60	3M	A3	20s

## **MÉTODO:**

### **Matriz:**

Para a confecção das amostras foi utilizada uma matriz bipartida medindo 50 mm de diâmetro, possuindo em sua porção central três cavidades medindo 6 mm de diâmetro interno e 3 mm de altura. Essa matriz foi posicionada sobre uma base de teflon com o mesmo diâmetro, sem as perfurações, e o conjunto foi encaixado em uma segunda base em acrílico, que permitia que a matriz bipartida ficasse justaposta.

### **Corpos De Prova:**

Para confecção dos corpos de prova foram utilizados três compósitos odontológicos. Cada compósito foi inserido em duas camadas. A primeira camada preenchia aproximadamente a metade da altura da matriz -1,5 mm - e foi fotoativada por 20 segundos, tempo preconizado pelo fabricante, utilizando uma das fontes fotoativadoras, Degulux ou Ultrablue, de acordo com os grupos experimentais.

O segundo incremento foi colocado com volume suficiente para permitir um ligeiro excesso de material e sobre este excesso foi colocada uma tira de poliéster com a finalidade de se obter uma superfície de resina composta totalmente plana. A polimerização desta última camada de material foi realizada aplicando-se a ponta ativa do aparelho diretamente sobre esta tira de poliéster que cobria a superfície da resina composta.

Foram confeccionadas dez amostras para cada condição experimental, totalizando 60 corpos de prova.

Após a polimerização, os corpos de prova foram removidos da matriz e armazenados em água destilada, por meio de potes escuros e à temperatura de  $37^{\circ} \pm 1^{\circ}$  C, durante sete dias.

### Grupos Experimentais:

A seqüência de confecção dos corpos de prova foi aleatorizada por sorteio de acordo com os grupos experimentais.

Tabela 3: Grupos Experimentais utilizados no ensaio de resistência à tração diametral de compósito odontológico.

GRUPO	TIPO DE COMPOSITO	APARELHO
G1	CHARISMA	DEGULUX
G2	CHARISMA	ULTRABLUE
G3	FILTEK A 110	DEGULUX
G4	FILTEK A 110	ULTRABLUE
G5	FILTEK P 60	DEGULUX
G6	FILTEK P 60	ULTRABLUE

### Ensaio Mecânico:

O ensaio de resistência à tração diametral foi realizado de acordo com a norma 26 da American Dental Association (ADA), utilizando uma máquina de ensaio universal INSTRON modelo 4411.

Após o período de armazenamento, o corpo de prova foi posicionado na base da máquina com seu maior diâmetro, 6mm, perpendicular à mesma. Em seguida, a ponta da máquina foi posicionada sobre a face oposta para que o corpo de prova recebesse um carregamento normal de compressão na velocidade de 10 mm/min até ocorrer a fratura. Os dados foram tabulados e submetidos ao tratamento estatístico.

#### **Delineamento Estatístico:**

Delineamento inteiramente ao acaso em um esquema fatorial (2X3), em que os fatores foram Compósitos em três níveis: A110, P60 e Charisma; e Fotopolimerizadores em dois níveis: Degulux e Ultrablue (Tab.4).

**Tabela 4:** Delineamento estatístico para o ensaio de resistência à tração diametral de compósito odontológico

<b>Causa da Variação</b>	<b>Graus de Liberdade</b>
Compósito	2
Fotopolimerizador	1
Compósito X Fotopolimerizador	2
Resíduo	54
<b>Total</b>	<b>59</b>

## RESULTADOS

Com os dados obtidos no ensaio de resistência à tração diametral foram calculados a média e o desvio padrão para todas as condições em estudo (TAB. 5) e, além disso, foi aplicada o Teste de Análise de Variância (ANOVA), e o seu resultado é apresentado na TAB.6. Para a tomada de decisões foi determinado o nível de 5% de significância.

Tabela 5: Média e desvio padrão dos grupos experimentais submetidos ao ensaio de resistência à tração diametral após a fotoativação de compósitos odontológicos submetidos a diferentes fontes de luz.

GRUPO EXPERIMENTAL	N	MÉDIA (MPa)	DESVIO PADRÃO
G1	10	430,941058	67,283202
G2	10	435,524710	105,125906
G3	10	276,500999	62,942447
G4	10	306,008258	65,161007
G5	10	568,287916	60,768362
G6	10	543,014172	83,646410

Tabela 6: Resultado da Análise de Variância para o ensaio de resistência à tração diametral após a fotoativação de compósitos odontológicos submetidos a diferentes fontes de luz.

FV	GL	SQ	QM	F	Pr > F
TRATAMENTOS	5	707982,2214	141596,4443	24,64	0,0001
RESÍDUO	54	310281,3864			
TOTAL	59	1018263,6078			

cv. 17,76%

Pelo fato de ter sido realizada uma análise estatística com delineamento fatorial foi realizada a decomposição da Análise de Variância para se avaliar os fatores e a sua interação (TAB. 7).

Tabela 7: Resultado da decomposição da Análise de Variância para o ensaio de resistência à tração diametral após a fotoativação de compósitos odontológicos submetidos a diferentes fontes de luz.

<b>FONTE de VARIAÇÃO</b>	<b>GL</b>	<b>QM</b>	<b>F</b>	<b>Pr &gt; F</b>
RESINA COMPOSTA	2	350164,9849	60,94	0,0001**
POLIMERIZAÇÃO	1	129,5707	0,02	0,8812
RESINA x POLIM.	2	3761,3405	0,65	0,5237

A decomposição da Análise de Variância mostrou que não houve efeito significativo para o fator polimerização, isso significa que as fontes de luz para fotoativação de compósitos odontológicos utilizadas neste estudo, Luz Halógena e Light Emitting Diodes (LEDs), apresentaram o mesmo comportamento em relação à resistência à tração diametral. Além disso, a decomposição da análise para a interação Resina Composta x Polimerização não apontou efeito significativo, demonstrando que os fatores em estudo não são dependentes.

Por outro lado, a análise da TAB. 5 mostra que houve efeito significativo para o fator Resina Composta. Para evidenciar esse resultado foi aplicado o teste de Tukey Ajustado para comparações múltiplas e o seu resultado é apresentado na TAB. 8.

Tabela 8: Resultado do teste de Tukey Ajustado para o ensaio de resistência à tração diametral após a fotoativação de compósitos odontológicos submetidos a diferentes fontes de luz.

<b>RESINA COMPOSTA</b>	<b>MÉDIA (MPa)</b>	<b>TUKEY</b>
Compactável	555,651044	a
Híbrida	433,232884	b
Micropartícula	291,254628	c

O resultado do teste de Tukey ajustado mostrou que os três compósitos odontológicos utilizados neste estudo apresentaram diferença estatística significativa entre si, sendo que a maior média de resistência à tração diametral foi obtida pela resina composta Compactável e a menor pela resina composta de Micropartícula.

## DISCUSSÃO

---

As resinas compostas ativadas pelo sistema de luz visível gradativamente superaram os materiais resinosos de polimerização química e os do sistema de luz ultravioleta, consagrando-se como material restaurador estético amplamente utilizado na Odontologia (PEREIRA *et al* 1996). Sua reação de polimerização é iniciada e mantida durante todo o processo quando uma intensidade de luz suficiente é irradiada sobre sua superfície, mantendo o componente fotossensível - canforoquinona - em estado tríplice de excitação tornando-o capaz de reagir com o agente de redução - Amina-N - para formar radicais livres, iniciando o processo de polimerização (CAUGHMAN *et al* 1995).

Os aparelhos fotoativadores convencionais utilizam lâmpada com bulbo de quartzo e filamento de tungstênio envolto por um gás halógeno, para iniciar a polimerização das resinas compostas. Noventa e cinco por cento da energia produzida por esta fonte é de raios infravermelhos, os quais são responsáveis pela produção de calor. O calor gerado torna necessária a utilização de filtros para que os raios produzidos fiquem restritos à faixa de luz visível capaz de ativar a canforoquinona, isto é, com comprimento de onda entre 400 a 500 nm (COELHO SANTOS, SILVA E SOUZA JR & MONDELLI 2002).

A lâmpada halógena tem a desvantagem clínica de possuir um tempo de vida útil curto, em torno de 50 horas, pois o bulbo, o refletor e o filtro degradam-se ao longo desse tempo devido ao calor gerado, levando a redução da eficiência da polimerização. A consequência clínica desta ocorrência é a perda das propriedades físicas dos compósitos que levará ao insucesso prematuro das restaurações (STHAL *et al* 2000) e maior risco de agressão pulpar devido às características tóxicas do monômero não polimerizado (FAN *et al* 1987).

Unidades fotoativadoras utilizando LEDs (Light Emitting Diode) tem sido propostas como alternativa para a polimerização das resinas compostas.

Apresentando grande popularidade entre os profissionais que trabalham com a eletrônica, o LED tem sua aplicação mais elementar em indicadores e mostradores luminosos usados em equipamentos eletrônicos, aparelhos de som e vídeo, equipamentos científicos e industriais, relógios, etc. Outra aplicação importante consiste na geração de imagens a partir de um sinal eletrônico, como em cinescópio de monitores de computadores e aparelhos de televisão.

O LED é um componente capaz de gerar um sinal luminoso quando percorrido por uma corrente elétrica. A composição do material utilizado como semicondutor é o que determina o comprimento de onda e a cor da luz emitida. No caso dos LEDs azuis para fotoativação, os semicondutores consistem de nitreto de gálio (InGaN) (MILLS, JANDT & ASHWORTH 1999) (Fig. 1).

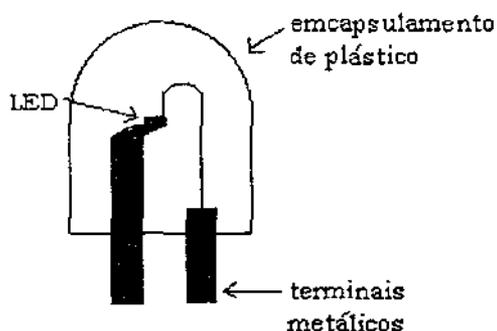


Fig. 1- Desenho esquemático representando a estrutura do LED.

Entre as grandes vantagens apresentadas por esta nova fonte de luz, podemos citar o seu espectro específico, em torno de 450 a 490 nm, que é adequado para a excitação da canforoquinona, evitando assim que a energia gerada em outros espectros seja transformada em calor. Tal característica elimina a necessidade de filtros, o que torna este aparelho mais simples e compacto, facilitando a utilização clínica (MILLS, JANDT & ASHWORTH 1999).

Neste trabalho, avaliou-se a resistência à tração diametral de resinas compostas com diferentes características em relação à viscosidade ativadas através de aparelhos fotopolimerizadores convencional e LED.

O teste de resistência à tração diametral é um método indireto utilizado para avaliar o comportamento mecânico de materiais que exibam predominantemente deformação elástica e pouco ou nenhuma deformação plástica (ANUSAVICE 1998).

Embora uma força compressiva seja aplicada ao longo da porção lateral da amostra, uma resultante de tração é produzida diametralmente levando a amostra à fratura. A resistência à tração é calculada a partir da carga de fratura  $P$ , do diâmetro da amostra  $D$  e da altura  $h$ . (Fig. 2)

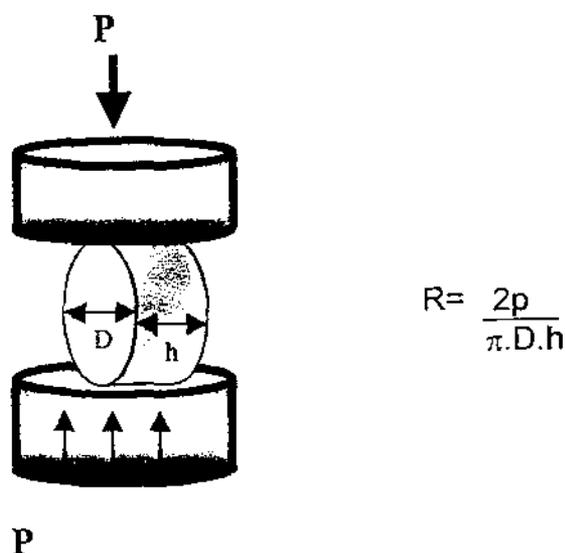


Fig. 2 – Desenho esquemático do ensaio de resistência à tração diametral

Os resultados da análise estatística - ANOVA - mostraram que não houve efeito significativo para fator Polimerização, indicando que as fontes de luz apresentaram o mesmo comportamento mecânico, isto é, as amostras polimerizadas com o aparelho LED mostraram o mesmo comportamento em relação à resistência à tração diametral que as amostras polimerizadas com lâmpada halógena. Apesar do aparelho à base de LED emitir uma intensidade de luz de 190 mW/cm<sup>2</sup> e esta ser considerada baixa, para promover uma adequada polimerização nos aparelhos convencionais, este fato é compensado pelo comprimento de onda específico (470 nm ± 20 nm) emitido pelo aparelho LED. Esse resultado indica que o aparelho LED

pode ser recomendado para a fotoiniciação de resinas compostas até a profundidade de 2 mm, como foi utilizado neste estudo, sem prejuízo das propriedades mecânicas, corroborando os resultados obtidos por **ANDRADE et al 2001**.

Por outro lado, os resultados mostraram um efeito significativo para o fator Resina Composta, sendo que a maior média de resistência à tração diametral foi obtida pela resina composta compactável e a menor pela resina composta de micropartículas, demonstrando que a composição do material tem influência na resistência à tração diametral das resinas compostas (Tab. 9).

Tabela 9. Composição das resinas compostas utilizadas neste estudo.

RESINA	MATRIZ ORGÂNICA	CARGA	% de carga em peso
Filtek A 110	Bis-GMA TEGDMA	sílica	56%
Charisma	Bis-GMA	vidro de bário flúor alumínio	80%
Filtek P 60	Bis-GMA UDMA BIS-EMA	zircônia e sílica	84%

Os compósitos odontológicos apresentam dois componentes principais: a matriz orgânica e as partículas de carga. Além destes dois componentes, substâncias são incorporadas para melhorar a eficácia e a durabilidade do material. Um agente de união, normalmente um organo-silano, é necessário para melhorar a estabilidade mecânica na interface carga/matriz (**SHAJII & SANTERRE 1999**); um ativador-inibidor é necessário para iniciar a polimerização da resina composta e, um inibidor como a hidroquinona para evitar a polimerização prematura, ou seja, no

próprio tubo. O compósito necessita, também, de pigmentos para se aproximar da cor das estruturas dentárias. **(ANUSAVICE 1998)**

As propriedades e, conseqüentemente, a performance das resinas compostas estão na dependência de seus componentes básicos. Algumas propriedades estão principalmente relacionadas com o conteúdo de carga e agente de união, outras estão intimamente ligadas aos monômeros da matriz resinosa. **(PEUTZFELDT 1997)**

Na matriz orgânica, a maioria dos compósitos emprega monômeros, que são substâncias aromáticas ou diacrilatos alifáticos. O bisfenol A glicidilmetacrilato (bis-GMA), o uretanodimetacrilato (UDMA), e o trietilenoglicoldimetacrilato (TEGDMA) são os dimetacrilatos mais comumente empregados nos compósitos.

O alto peso molecular do monômero principalmente do bis-GMA, faz com que esta resina seja altamente viscosa em temperatura ambiente. A utilização de um diluente é essencial para possibilitar a incorporação de uma grande quantidade de carga e produzir uma consistência de pasta que possa ser empregada clinicamente. Os diluentes podem ser monômeros metacrilato, mas geralmente empregam-se monômeros dimetacrilato como o TEGDMA. Porém, a adição do TEGDMA ou outra molécula de baixo peso aumenta a contração de polimerização, fator que limita a quantidade de dimetacrilato de baixo peso molecular que pode ser usada em um compósito **(ANUSAVICE 1998; PEUTZFELDT 1997)**. O aumento da contração de polimerização está relacionado ao aumento de ligações cruzadas promovidas por esse diluente.

A incorporação de partículas de carga à matriz resinosa, entre elas partículas de vidro, quartzo ou sílica, melhoram consideravelmente as propriedades mecânicas dos compósitos, como a resistência à compressão, resistência à tração, resistência à abrasão, coeficiente de expansão térmica e o módulo de elasticidade

(PEUTZFELDT 1997). Além disso, ocorre uma menor contração de polimerização devido ao menor volume de matriz resinosa presente. Partículas de carga inorgânica geralmente constituem 30 a 70% em volume ou 50 a 85% em peso de um compósito.

No caso dos materiais Filtek A110 e Filtek P60 pertencentes ao mesmo fabricante, o tipo de partícula utilizada foi sílica e zircônia/sílica respectivamente, sendo que a zircônia adicionada tem por finalidade melhorar a radiopacidade do compósito (BAYNE, HEYMANN & SWIFT 1994). Grande diferença é observada na porcentagem de carga em peso, onde a A110 apresenta 56% de carga em peso e a P 60 apresenta 84% de carga em peso, o que confere à P 60 uma maior resistência à tração diametral. De acordo com BOWEN (1956, 1963, 1964), o aumento do conteúdo de partículas de carga melhora as propriedades de resistência e os módulos, ao mesmo tempo em que reduz a contração de polimerização e o coeficiente de expansão térmica. Deste modo, maior conteúdo de partículas de carga existente na P60 resulta num compósito que apresenta características mecânicas apropriadas para o uso na região posterior, onde uma maior exigência mecânica estará ocorrendo. Por outro lado, a menor quantidade de partículas de carga da A110 confere ao compósito características de maior lisura de superfície e menor resistência mecânica, sendo, por estes fatores, indicado para restaurações em dentes anteriores.

A resina composta Charisma, classificada como material híbrido, apresenta uma composição intermediária às supracitadas, o que lhe confere propriedades mecânicas para serem utilizadas tanto em áreas anteriores como posteriores, apresentando boa resistência ao desgaste e uma textura superficial e brilho semelhante ao das resinas de micropartículas.

Combinações específicas dos componentes monoméricos resultam em compósitos com características particulares. A composição monomérica incide diretamente no grau de conversão das resinas compostas, no seu potencial citotóxico e na qualidade da restauração (SHAJI & SANTERRE 1999). A P 60 utiliza em sua composição Bis-GMA, Bis-EMA e UDMA, sendo que o Bis-EMA e UDMA são moléculas de maior peso molecular e com melhores propriedades para a difusão de luz visível (MOZNER & SALZ 2001). O Bis-EMA é um monômero hidrofóbico, homólogo ao Bis-GMA, que tem sido utilizado com a finalidade de minimizar a sorção de água pela matriz resinosa, preservando a união entre partículas de carga e matriz resinosa, e ainda a degradação dessas partículas (PEUTZFELDT 1997). A substituição do Bis-GMA ou TEGDMA por UEDMA resulta numa melhora das propriedades mecânicas - resistência à tração e resistência à flexão - quando comparados com resinas compostas baseadas em Bis-GMA. A molécula UEDMA apresenta uma menor viscosidade e uma maior flexibilidade nas ligações de uretano, melhorando a dureza do compósito baseado neste monômero (GLENN 1982). Além disso, existem indicações que maiores graus de conversão são obtidos com o dimetacrilato de uretano quando comparados aos que utilizam TEGDMA, o que acarreta uma melhora na biocompatibilidade do compósito (PEUTZFELDT 1997). Junto aos possíveis efeitos do grau de conversão, o aumento da resistência à tração pode estar associado à habilidade das ligações de uretano em formar pontes de hidrogênio no copolímero, o qual presumivelmente resulta numa restrição de deslizamento dos segmentos do polímero relativos a cada um (ASMUSSEN & PEUTZFELDT 1998).

Dependendo da indicação clínica, propriedades mecânicas distintas podem ser necessárias para restaurar a forma e a função do elemento dentário. A escolha

direcionada das proporções de UEDMA, Bis-GMA e TEGDMA, juntamente com a seleção do tipo de partícula de carga, irá possibilitar o uso de compósitos com propriedades finais que atenderão as necessidades específicas que cada caso.

## CONCLUSÃO

---

- Entre as resinas estudadas, a resina compactável Filtek P 60 (3M) apresentou a maior média de resistência à tração diametral.
- A resina composta Filtek A110 (3M) mostrou os valores mais baixos de resistência à tração diametral.
- As fontes ativadoras halógena e LED apresentaram o mesmo comportamento em relação ao ensaio mecânico de resistência.

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS\*

1. ANDRADE, *et al.* Avaliação da capacidade de polimerização de um novo dispositivo à base de LED à bateria. **J Am Dent Assoc**, São Paulo, v.4, n.6, p.373-377, nov./dez. 2001.
2. ARAÚJO, R.M.; ARAÚJO, M.A.M.; FERNANDES, R.V.B. Efeito da intensidade de luz e irradiação de calor de fotopolimerizadores em função do tempo de uso. **J Bras Odontol Clín**, Curitiba, v.1, n.6, p.50-55, nov./dez. 1997.
3. ANUSAVICE, K.J. **Phillips: materiais dentários**. 10.ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1998. 412p.
4. ASMUSSEN, E.; PEUTZFELDT, A. Influence of UEDMA, BisGMA and TEGDMA on selected mechanical properties of experimental resin composites. **Dent Mater**, Kidlington, v.14, n.1, p.51-56, Jan. 1998.
5. BARATIERI, L.N.; MONTEIRO JUNIOR, S.; ANDRADA, M.A.C. **Estética: Restaurações adesivas diretas em dentes anteriores fraturados**. São Paulo: Santos, 1995. 397 p.
6. BARGHI, N.; BERRY, T.; HATTON, C. Evaluating intensity output of curing lights in private dental offices. **J Am Dent Assoc**, Chicago, v.125, n.7, p.992-996, July 1994.
7. BAYNE, S.C.; HEYMANN, H.O.; SWIFT JR, E.J. Update on dental composite restorations. **J Am Dent Assoc**, Chicago, v.125, n.6, p.687-701, June 1994.

---

\* De acordo com a NBR 6023: Informação e documentação – Referências – Elaboração, de ago. 2000, da Associação Brasileira de Normas Técnicas (ABNT). Abreviatura dos periódicos em conformidade com o "Medline".

8. BONA, A.D.; CASALLI, J.L.; SCHLEDER, P.V. Eficácia dos fotopolimerizadores utilizados em clínicas odontológicas. **Rev Fac Odontol Univ Passo Fundo**, Passo Fundo, v.2, n.1, p.41-50, jan./jun. 1997.
9. BOWEN, R.L. Effect of particle shape and size distribution in a reinforced polymer. **J Am Dent Assoc**, Chicago, v.69, n.4, p.481-495, Oct. 1964.
10. 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.
11. BOWEN, R.L. Use of epoxy resins in restorative materials. **J Dent Res**, Washington, v.35, n.5, p.360-369, June 1956.
12. CASTRO, F.L.A.; CRUZ, C.A.S.; ESTRELA, C. Avaliação da intensidade de energia luminosa e do calor produzidos por aparelhos fotopolimerizadores. **Rev Bras Odontol**, Rio de Janeiro, v.58, n.3, p.204-206, maio/Jun. 2001.
13. CAUGHMAN, W.F.; RUEGGERBERG, F.A.; CURTIS JR, J.W. Clinical guidelines for photocuring restorative resins. **J Am Dent Assoc**, Chicago, v.126, n.9, p.1280-1286, Sept. 1995.
14. CHAIN, M.C.; BARATIERI, L.N. **Restaurações estéticas com resina composta em dentes posteriores**. São Paulo: Artes Médicas, 1998. 176p.
15. COELHO SANTOS, M.J.M.C.; SILVA e SOUZA JR., M.H.; MONDELLI, R.F.L. Novos conceitos relacionados à fotopolimerização das resinas compostas. **JBD**, Curitiba, v.1, n.1, p. 14-21, jan./mar. 2002.
16. DAVIDSON, C.L.; DE GEE, A.J. Light-curing units, polymerization, and clinical implications. **J Adhes Dent**, New Malden, v.2, n.3, p.167-173, Autumn 2000.
17. DUNN, W.J.; BUSH, A.C. A comparison of polymerization by light-emitting diode and halogen-based light-curing units. **J Am Dent Assoc**, Chicago,

v.133, n.3, p.335-341, Mar. 2002.

18. FAN, P.L. *et al.* Irradiance of visible light-curing units and voltage variation effects. **J Am Dent Assoc**, Chicago, v.115, n.3, p.442-445, Sept. 1987.
19. GLENN, J.F. Composition and properties of unfilled and composite resin restorative materials. *In*: SMITH, D.C.; WILLIAMS, D.F. **Biocompatibility of dental materials**. Boca Raton: CRC Press, 1982. v.3. p.98-130. *Apud* ASMUSSEN, E.; PEUTZFELDT A. *Op. Cit. Ref. 4.*
20. GROTH, E.B.; EDUARDO, C.P.; GONÇALVES, J.A. Avaliação da intensidade de emissão de luz de aparelhos fotoativadores e sua influência nas resinas compostas. **Rev Paul Odontol**, São Paulo, v.17, n.1, p.23-24, jan./fev. 1995.
21. JANDT, K.D. *et al.* Depth of cure and compressive strength of dental composites cured with blue light emitting diodes (LEDs). **Dent Mater**, Kidlington, v.16, n.1, p.41-47, Jan. 2000.
22. KNEZEVIC, A. *et al.* Degree of conversion and temperature rise during polymerization of composite resin samples with blue diodes. **J Oral Rehabil**, Oxford, v.28, n.6, p.586-591, June 2001.
23. KURACHI, C. *et al.* Hardness evaluation of a dental composite polymerized with experimental LED-based devices. **Dent Mater**, Kidlington, v.17, n.4, p.309-315, July 2001.
24. LAMBRECHTS, P.; BRAEM, M.; VANHERLE, G. Evaluation of clinical performance for posterior composite resins and dentin adhesives. **Operative Dentistry**, Washington, v.12, n.2, p.53-78, Spring 1987. *Apud* CHAIN, M.C.; BARATIERI, L.N. *Op. Cit. Ref. 14.*
25. LOGUERCIO, A.D. *et al.* Aparelhos de fotopolimerização e o comportamento clínico das restaurações. **J Bras Odontol Clín**, Curitiba,

- v.2, n.8, p.23-33, mar./abr. 1998.
26. MARTIN, F.E. A survey of the efficiency of visible light curing units. **J Dent**, Kidlington, v.26, n.3, p.239-243, Mar. 1998.
  27. MILLS, R.W. Blue light emitting diodes -- another method of light curing? **Br Dent J**, London, v.178, n.5, p.169, Mar. 1995.
  28. 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.
  29. MITTON, B.A.; WILSON, N.H. The use and maintenance of visible light activating units in general practice. **Br Dent J**, London, v.191, n.2, p.82-86.
  30. MIYAZAKI, M. *et al.* Evaluation of curing units used in private dental offices. **Oper Dent**, Seattle, v.23, n.2, p.50-54, Mar./Apr. 1998.
  31. MORO, N.R.N.L. *et al.* Variação de temperatura gerada durante a fotopolimerização de resinas compostas. **J Bras Clín Estet Odontol**, Curitiba, v.3, n.14, p.37-42, 1999.
  32. MOZNER, N.; SALZ, U. New development of polymeric dental composites. **Prog Polym Sci**, Pittsburg, v.4, p.535-576, 2001.
  33. PEREIRA, S.K.; PORTO, C.L.A.; MENDES, A.J.D. Avaliação da dureza superficial de uma resina composta híbrida em função de cor, tempo de exposição, intensidade de luz e profundidade do material. **J Bras Clín Estet Odontol**, Curitiba, v.4, n.23, p.63-67, set./out. 2000.
  34. PEREIRA, S.K. *et al.* Análise de aparelhos fotopolimerizadores: aspectos clínicos relacionados à manutenção, eficiência e emissão da intensidade de luz. **RGÓ**, Porto Alegre, v.44, n.3, p.143-145, maio-jun. 1996.
  35. PEREIRA, S.K. *et al.* Intensidade de luz e profundidade de polimerização de

- aparelhos fotopolimerizadores. **Rev Assoc Paul Cir Dent**, São Paulo, v.51, n.3, p.257-260, maio/jun. 1997.
36. PEUTZFELDT, A. Resin composites in dentistry: the monomer systems. **Eur J Oral Sci**, Copenhagen, v.105, n.2, p.97-116, Apr. 1997.
37. RUEGGERBERG, F.A.; CAUGHMAN, W.F.; CURTIS JR, J.W. Effect of light intensity and exposure duration on cure of resin composite. **Oper Dent**. Seattle, v.19, n.1, p.26/32, Jan./Feb. 1994.
38. SHAJII, L.; SANTERRE, J.P. Effect of filler content on the profile of released biodegradation products in micro-filled bis-GMA/TEGDME dental composite resins. **Biomaterials**, Oxford, v.20, n.20, p.1897-1908, Oct. 1999.
39. SOLOMON, C.S.; OSMAN, Y.I. Evaluating the efficacy of curing lights. **SADJ**, Houghton, v.54, n.8, p.357-362, Aug. 1999.
40. STAHL, F. *et al.* Light-emitting diode (LED) polymerisation of dental composites: flexural properties and polymerisation potential. **Biomaterials**, Oxford, v.21, n.13, p.1379-1385, July 2000.
41. SWIFT JR, E.J. Visible light-curing. **J Esthet Restor Dent**, Hamilton, v.13, n.1, p.16-17, 2001.
42. VIEIRA, R.S.; EDHARDT, A.E.; SHROEDER, L.F. Intensidade de luz de aparelhos fotopolimerizadores utilizados em consultórios particulares. **J Bras Clín Estet Odontol**, Curitiba, v.4, n.22, p.41-44, jul./ago. 2000.
43. YAP, A.U.; LEE, H.K.; SABAPATHY, R. Release of methacrylic acid from dental composites. **Dent Mater**, Kidlington, v.16, n.3, p.172-179, May 2000.