

**JULIANA MARIA HABITH MARTIN**

**INFLUÊNCIA DA DENSIDADE DE ENERGIA NAS PROPRIEDADES MECÂNICAS  
(DUREZA E MÓDULO DE ELASTICIDADE) E NO AQUECIMENTO DE UMA RESINA  
COMPOSTA FOTOPOLIMERIZADA POR LED EXPERIMENTAL**

**CURITIBA**

**2010**

**JULIANA MARIA HABITH MARTIN**

**INFLUÊNCIA DA DENSIDADE DE ENERGIA NAS PROPRIEDADES MECÂNICAS  
(DUREZA E MÓDULO DE ELASTICIDADE) E NO AQUECIMENTO DE UMA RESINA  
COMPOSTA FOTOPOLIMERIZADA POR LED EXPERIMENTAL**

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia da Pontifícia Universidade Católica do Paraná, como parte dos requisitos para a obtenção do Título de Doutor em Odontologia – Área de Concentração em Dentística.

Orientador: Prof. Dr. Rui Fernando Mazur

Co-orientador: Prof. Dr. Paulo César Soares Jr

**CURITIBA**

**2010**

### **Agradecimentos**

Ao meu marido por todo amor, dedicação, companheirismo e apoio durante a realização deste curso. Meu profundo respeito e agradecimento pela compreensão dos meus momentos de afastamento devido ao trabalho.

Em especial ao professor Paulo Cesar Soares Jr, meu profundo respeito e admiração pela competência e dedicação. Pela incansável atenção dispensada na minha formação profissional e contribuições relevantes para o aprimoramento deste trabalho, na qual o conhecimento passado sempre me trouxe a segurança necessária para expor as minhas idéias.

Aos professores Rodrigo Nunes Rached e Rui Fernando Mazur, por suas contribuições relevantes para o aprimoramento desta e de todas as outras pesquisas. Ao professor Sérgio Aparecido Ignácio, pela competência na análise estatística e interpretação dos resultados desta pesquisa.

Aos demais professores docentes do programa de pós-graduação, Sérgio Vieira, Janaína Bertoncelo de Almeida, Danilo Biazetto de Menezes Caldas, Evelise Machado de Souza e Edvaldo Rosa que fizeram parte desta etapa tão importante na minha vida.

À secretária Neide Borges dos Reis pelo carinho e atenção com que sempre me atendeu.

A toda minha família em geral, pela compreensão da minha ausência na maioria dos eventos familiares, em especial meu amado marido, que sempre me apoiou incondicionalmente em todas as minhas decisões.

Muito obrigada.

## Sumário

<b>1. Artigo em português</b> .....	<b>4</b>
1.1. <b>Página título</b> .....	<b>4</b>
1.2. <b>Resumo</b> .....	<b>5</b>
1.3. <b>Introdução</b> .....	<b>6</b>
1.4. <b>Materiais e métodos</b> .....	<b>8</b>
1.5. <b>Resultados</b> .....	<b>10</b>
1.6. <b>Discussão</b> .....	<b>15</b>
1.7. <b>Conclusão</b> .....	<b>18</b>
1.8. <b>Referências</b> .....	<b>19</b>
<b>2. Anexos</b> .....	<b>24</b>
2.1. <b>Revisão de literatura dos artigos presentes no artigo</b> .....	<b>24</b>
2.2. <b>Materiais e métodos completo</b> .....	<b>50</b>
2.3. <b>Estatística completa</b> .....	<b>54</b>
<b>3. Normas da revista</b> .....	<b>71</b>
3.1. <b>Artigo em inglês</b> .....	<b>75</b>

## **1. Artigo em português**

### **1.1. Página título**

Influência da densidade de energia sobre as propriedades mecânicas e sobre o aquecimento de compósito fotopolimerizado por LED

Juliana Maria Habith Martin, Mestre

Aluna de Doutorado do Programa de Pós Graduação em Odontologia, Pontifícia Universidade Católica do Paraná (PUCPR)

Rui Fernando Mazur, C.D., Doutor

Professor Adjunto, Área de Dentística, Curso de Odontologia, Pontifícia Universidade Católica do Paraná (PUCPR)

Paulo Cesar Soares Jr, Doutor

Professor Adjunto, Área de Ciência dos Materiais, Curso de Engenharia Mecânica, Pontifícia Universidade Católica do Paraná (PUCPR)

Palavras chave: irradiância, densidade de energia, nanoindentação, aquecimento, dentística.

## 1.2. Resumo

O objetivo deste estudo foi avaliar a dureza e o módulo de elasticidade de uma resina composta e o aquecimento gerado quando polimerizada com diferentes densidades de energia utilizando um aparelho de LED experimental. Espécimes cilíndricos (2 mm de espessura e 4 mm de diâmetro) de uma resina composta micro-híbrida (Venus, Heraeus-Kulzer) foram polimerizados por 20 a 120 segundos com irradiâncias variando de 200 a 1200 mW/cm<sup>2</sup>. Os espécimes foram armazenados por 24 horas a 37 °C em recipiente escuro sob umidade relativa. Os valores de dureza e módulo de elasticidade foram obtidos no topo e na base dos espécimes (polidos) por meio da técnica de indentação instrumentada. O aquecimento gerado durante o processo de polimerização foi medido usando um termistor acoplado a um multímetro. Os dados foram submetidos à ANOVA e ao teste de Games-Howel ( $\alpha=5\%$ ). Os resultados mostraram que a dureza e o módulo de elasticidade medidos na superfície dos espécimes aumentaram com densidades de energia de até 24 J/cm<sup>2</sup>, permanecendo (aproximadamente) constante para densidades mais altas, exceto para a irradiância de 200 mW/cm<sup>2</sup>. Para as medidas de base, os valores de dureza e módulo de elasticidade foram maiores para as irradiâncias de 600 e 800 mW/cm<sup>2</sup> (o que sugere uma polimerização mais homogênea para os espécimes de 2 mm de espessura). O calor gerado pelo LED durante a polimerização aumentou com a irradiância. Esse aumento foi mais significativo para irradiâncias a partir de 800 mW/cm<sup>2</sup>. Concluiu-se que a condição ideal de polimerização para a resina composta utilizada é uma irradiância intermediária (600 mW/cm<sup>2</sup>) aplicada por tempos de 40s. Além disso, irradiâncias baixas aplicadas por tempos longos não resultam em uma polimerização adequada, mesmo com uma densidade de energia de 24 J/cm<sup>2</sup>. Irradiâncias altas aplicadas por tempos curtos também não propiciam uma polimerização homogênea, além de gerar maior aquecimento.

### 1.3. Introdução

O desenvolvimento das resinas compostas e das técnicas de polimerização se deve à constante busca por melhores propriedades mecânicas e ao controle de fatores relacionados à polimerização, como contração de polimerização, eficiência de polimerização e redução do aquecimento gerado pela luz. Esses fatores dependem também da configuração das unidades fotopolimerizadoras (UF), como: irradiância, tempo de exposição, comprimento de onda e o calor produzido (Cook, 1980; Nomoto, 1997; Vandewalle et al., 2004; Tsai et al., 2004; Uhl et al., 2004; Torno et al., 2008).

As unidades fotopolimerizadoras (UF) de luz halógena (LH) ainda são as mais usadas para a polimerização das resinas compostas. Este tipo de UF tem a vantagem de ser uma tecnologia de baixo custo, e que emite uma radiação no espectro da região azul. A faixa de comprimento de onda da LH está entre 400-500 nm, na região de absorção do fotoiniciador canforoquinona, o fotoiniciador mais comumente usado nas resinas compostas (Nitta, 2005). A desvantagem da LH é que a luz emitida tem que ser filtrada, tem baixa eficiência pois há muita perda de energia na forma de calor e que reduz o tempo de vida útil dos componentes do aparelho a luz emitida. Deve-se considerar ainda que a LH pode gerar danos à polpa dentária (Soares et al. 2005; Wiggins et al. 2004).

Entre as UFs existentes no mercado, os aparelhos com luz emitida por diodo (LED) representam a melhor tecnologia, devido ao seu espectro mais estreito, centrado no pico de máxima absorção da canforoquinona (na faixa de 450 a 470 nm), o que aumenta a eficiência de polimerização (Neumann et al., 2006 e Price et al., 2009). Além disso, o baixo consumo de energia que propicia o uso de baterias, torna-os mais ergonômicos, pequenos, de fácil utilização e com tempo de vida prolongado por várias horas de utilização sem perda significativa de irradiância (Neumann et al., 2006 e Kramer et al., 2008).

Durante o processo de polimerização da resina composta, a formação de cadeias poliméricas depende essencialmente da quantidade de luz absorvida para ativar os fotoiniciadores, do comprimento de onda da luz, do tempo de exposição da resina à luz, e da espessura do incremento (Feng et al., 2009). A densidade de energia está relacionada ao número de fótons transferidos aos fotoiniciadores (Kwon et al., 2006, Chen et al., 2007). Altas irradiâncias podem melhorar a eficiência da polimerização, aumentar o grau de conversão, e diminuir o tempo de irradiação, entretanto, aumentam a contração de polimerização (Watts, 2005).

Enquanto a primeira geração de LEDs não atendia às características ideais de polimerização devido às baixas irradiâncias, a nova geração de LEDs, com altas irradiâncias acima de 1000 mW/cm<sup>2</sup>, estão cada vez sendo mais usadas devido à redução do tempo de polimerização (Yap e Soh, 2005). Entretanto, existem resultados controversos na literatura acerca do uso de LEDs com alta irradiância. Existem trabalhos mostrando os efeitos negativos de uma polimerização rápida, decorrente de uma alta irradiância, como por exemplo os trabalhos de Shortall et al. (2005), Durey et al. (2008) e Santini et al. (2008). Leprince et al. (2010) destacaram que o potencial destes aparelhos em reduzir o tempo de polimerização é limitado pela necessidade de se manter a homogeneidade de polimerização sem gerar aquecimento na polpa.

Portanto, qual é a irradiância ideal, e por quanto tempo deve ser aplicada, ou seja, qual a densidade de energia necessária para propiciar as melhores propriedades mecânicas de uma resina composta, sem causar um aquecimento nocivo ao tecido pulpar? Este estudo teve como objetivos: a) determinar o efeito da densidade de energia sobre a dureza e o módulo de elasticidade de uma resina composta, b) medir o aquecimento gerado durante a polimerização, utilizando um LED experimental com irradiâncias variando de (200 a 1200 mW/cm<sup>2</sup>).



#### 1.4. Materiais e métodos

A resina composta usada neste estudo foi a resina micro-híbrida Venus, na cor A3 (Heraeus-Kulzer, Wehrhein, Alemanha, Lote nº 010125), composta de monômeros convencionais como Bis-GMA e TEGDMA, com a canforoquinona como o sistema fotoiniciador, e carga inorgânica composta por partículas submicrométricas de vidro de bário e sílica. Quatrocentos e noventa e dois espécimes (432 para as medidas de propriedades mecânicas e 60 para as medidas de aquecimento) foram preparados colocando um único incremento da resina em um molde metálico bipartido com um orifício de 4 mm de diâmetro e 2 mm de profundidade assentado sobre uma lâmina de vidro e tira de acetato. Após a inserção da resina no molde, foi colocado uma tira de acetato, e sobre esta uma lâmina de vidro (1 mm de espessura) para assegurar uma superfície plana e padronizar a distância da ponta do LED.

A resina foi então imediatamente polimerizada pelo topo, através da lâmina de vidro e da tira de acetato, com uma fonte experimental de LED (MM Optics, São Carlos, SP, Brazil) com irradiância variável. As irradiâncias foram verificadas através de um radiômetro externo (Optilux, Kerr/Demetron, Danbury, CT, USA), e o comprimento de onda da luz emitida foi obtido usando um espectrofotômetro (USB 4000, Ocean Optics, Dunedin, Florida, USA). Seis irradiâncias diferentes (200 a 1200 mW/cm<sup>2</sup>) foram usadas, e para cada irradiância, o tempo de polimerização foi variado 6 vezes (20 a 120 s), de modo que 18 densidades de energia diferentes foram obtidas (4 a 144 J/cm<sup>2</sup>). O tempo de polimerização recomendado pelo fabricante para esta espessura de incremento é de 20 segundos. A Tabela 1 mostra os 36 grupos experimentais resultantes, divididos de acordo com a irradiância e tempos de fotopolimerização.

Após a fotopolimerização, os espécimes foram removidos da matriz e marcados na superfície de topo. Os espécimes foram armazenados em recipiente

escuro sob umidade relativa por 24h a 37 °C antes das medidas das propriedades mecânicas.

Todos os espécimes foram polidos para remover a camada subpolimerizada, inibida pela presença de oxigênio. Os espécimes foram lixados em ambas as superfícies com lixas de carbetto de silício #1200 (Struers, Dinamarca) e polidos com pasta de diamante (Struers, Dinamarca) com granulometrias decrescentes de 3, 1 e 0,25 µm micrômetros. A seguir, os espécimes foram lavados com água no ultra-som por 10 min para remover as partículas resultantes do polimento.

O módulo de elasticidade e a dureza das superfícies de topo e base dos espécimes foram determinados por meio da técnica de indentação instrumentada, também conhecida como nanoindentação. Cinco indentações foram realizadas nas superfícies de topo e base de cada espécime com um indentador de diamante com geometria Berkovich, usando um Nanoindenter XP (MTS System Corporation, Oak Ridge, TN, EUA). Cada indentação teve um único ciclo completo de carregamento e descarregamento com carga máxima aplicada de 400 mN aplicada por 30 segundos. A partir das curvas de carga versus penetração na amostra foram calculados os valores de dureza e módulo de elasticidade pelo método de Oliver e Pharr (1992).

Os valores médios de dureza e módulo de elasticidade, tanto de topo como da base, foram submetidos ao teste de Levene, à ANOVA e de Games-Howel ( $\alpha=5\%$ ).

O aumento da temperatura durante a polimerização foi medido durante 120 s usando um termistor calibrado (precisão de 0,2 °C) conectado a um multímetro de bancada (34405A, Agilent), posicionado em contato com a superfície de base (2mm) do espécime no interior de uma matriz de teflon, com lâmina de vidro no topo e na base. Para cada irradiância foram realizadas dez medidas de aquecimento. A temperatura foi medida a partir do momento que a UF era ligada até o momento em que era desligada. A diferença de temperatura (aquecimento) foi calculado com relação à temperatura inicial.

## 1.5. Resultados

Os valores médios de dureza e módulo de elasticidade obtidos por indentação instrumentada são mostrados nas Figuras 1 e 2, e descritos na Tabela 1.

Os valores de dureza de superfície de topo dos espécimes (Fig. 1) aumentaram até a densidade de 24 J/cm<sup>2</sup>, e permaneceram com valor aproximadamente constante (~0,8 GPa) para densidades de energia maiores para todas as irradiâncias, exceto para a de 200 mW/cm<sup>2</sup>. Os maiores valores de dureza foram obtidos para as irradiâncias de 400 a 800 mW/cm<sup>2</sup>. Resultados similares foram obtidos para os valores de módulo de elasticidade (Fig. 2). Houve um aumento do módulo de elasticidade com a densidade de energia até um patamar com valor médio de 15 GPa. Os espécimes polimerizados com irradiâncias altas (1000 e 1200 mW/cm<sup>2</sup>) apresentaram valores menores de dureza e módulo de elasticidade que os espécimes polimerizados com irradiâncias intermediárias (600 e 800 mW/cm<sup>2</sup>).

Os valores de dureza e módulo de elasticidade das superfícies de base dos espécimes foram maiores para as irradiâncias de 600 e 800 mW/cm<sup>2</sup> para tempos de polimerização curtos (até 40 s). Quando esse tempo é maior (> 80 s), as irradiâncias altas (1000 e 1200 mW/cm<sup>2</sup>) apresentaram os maiores valores de dureza e módulo de elasticidade.

Com relação às medidas de temperatura, o aquecimento gerado pelo LED durante a polimerização aumenta com o aumento da irradiância (Fig. 3). A temperatura aumentou linearmente com o tempo após 20 segundos de polimerização. Para este tempo, conforme a recomendação do fabricante, não existe diferença entre os aquecimentos gerados pelas irradiâncias de 200, 400 e 600 mW/cm<sup>2</sup>. À medida em que o tempo de polimerização aumentou, houve um aumento significativo do aquecimento com o aumento da irradiância.

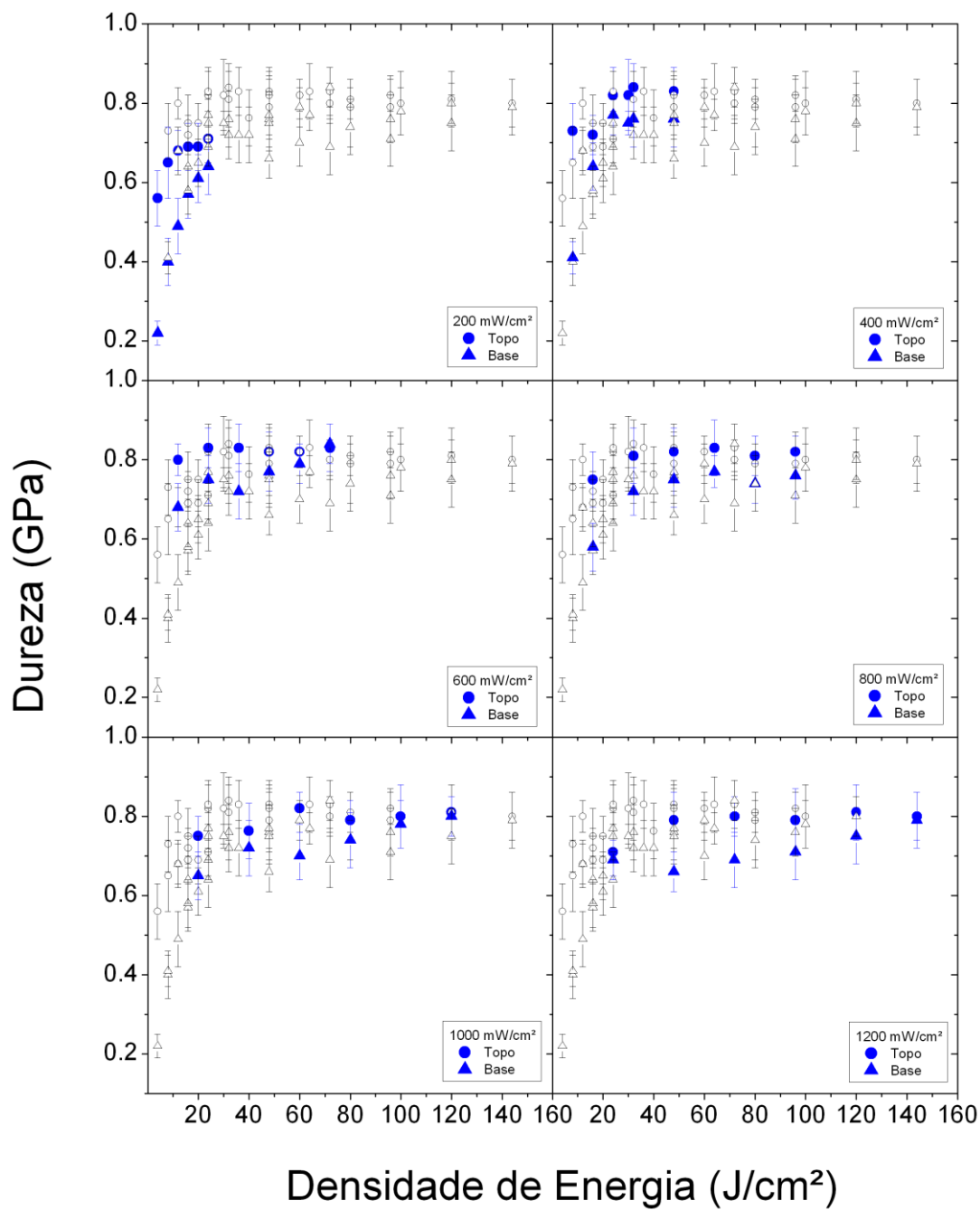


Figura 1. Valores de dureza de topo e base em função da densidade de energia.

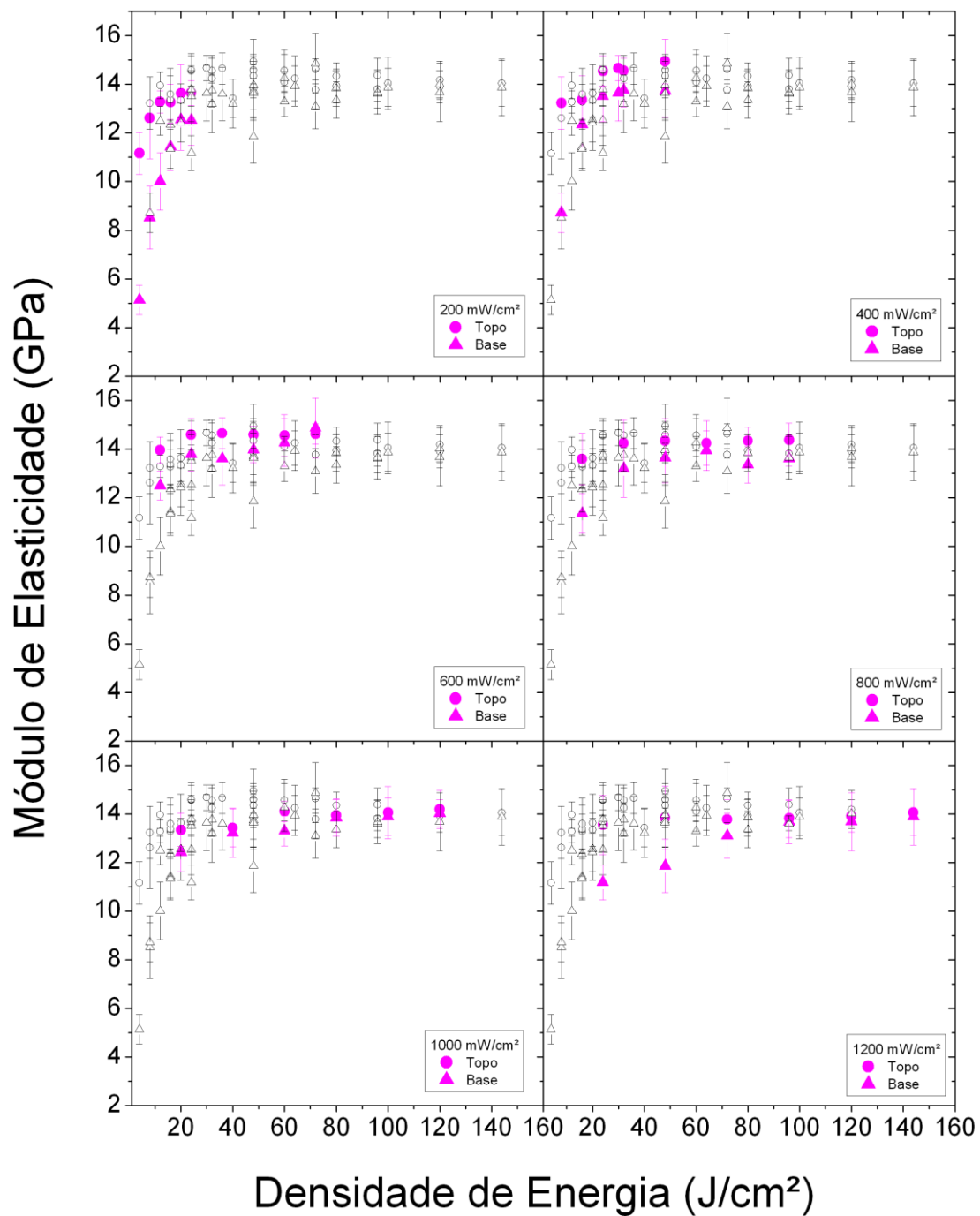


Figura 2. Valores de módulo de elasticidade de topo e base em função da densidade de energia.

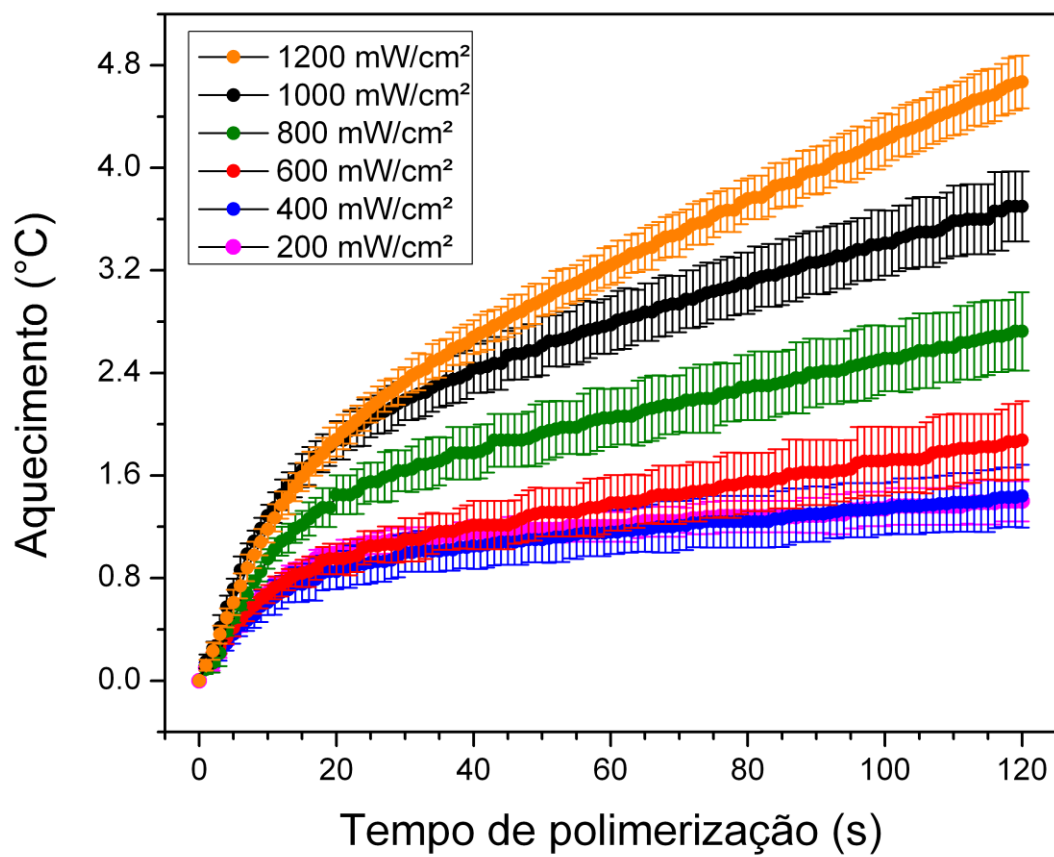


Figura 3. Curvas de aquecimento em função de diferentes irradiâncias e tempos.

Tabela 1. Valores médios (D. P.) de dureza e módulo de elasticidade das superfícies de topo e base dos espécimes em função de diferentes irradiâncias e tempos de polimerização.

GRUPOS		DENSIDADE DE ENERGIA	TOPO		BASE	
IRRADIANCIA	TEMPO		MÓDULO DE ELASTICIDADE	MODULO DE DUREZA	MÓDULO DE ELASTICIDADE	MODULO DE DUREZA
mW/cm <sup>2</sup>	s	J/cm <sup>2</sup>	GPa	GPa	GPa	GPa
200	20	4	11,17 (0,87)	0,56 (0,07)	5,14 (0,61)	0,23 (0,03)
200	40	8	12,62 (1,68)	0,65 (0,09)	8,52 (1,29)	0,40 (0,06)
200	60	12	13,29 (0,46)	0,68 (0,05)	10,01 (1,18)	0,49 (0,07)
200	80	16	13,28 (0,72)	0,69 (0,06)	11,43 (0,97)	0,57 (0,06)
200	100	20	13,63 (1,17)	0,69 (0,06)	12,55 (1,26)	0,61 (0,06)
200	120	24	13,65 (0,51)	0,71 (0,06)	12,53 (1,4)	0,64 (0,07)
400	20	8	13,24 (1,07)	0,73 (0,07)	8,72 (0,81)	0,41 (0,04)
400	40	16	13,37 (0,99)	0,72 (0,05)	12,35 (0,92)	0,64 (0,06)
400	60	24	14,56 (0,61)	0,82 (0,07)	13,52 (1,06)	0,77 (0,05)
400	80	32	14,57 (0,51)	0,84 (0,06)	13,77 (0,69)	0,76 (0,07)
400	100	40	14,67 (0,52)	0,82 (0,09)	13,64 (1,15)	0,75 (0,03)
400	120	48	14,94 (0,91)	0,83 (0,06)	13,73 (1,08)	0,77 (0,07)
600	20	12	13,96 (0,54)	0,80 (0,04)	12,50 (0,59)	0,68 (0,06)
600	40	24	14,59 (0,68)	0,83 (0,05)	13,79 (0,70)	0,75 (0,06)
600	60	36	14,66 (0,64)	0,83 (0,06)	13,61 (1,10)	0,72 (0,07)
600	80	48	14,59 (0,35)	0,82 (0,05)	13,97 (0,52)	0,77 (0,05)
600	100	60	14,57 (0,86)	0,82 (0,04)	14,27 (0,98)	0,79 (0,05)
600	120	72	14,63 (0,42)	0,83 (0,06)	14,87 (1,23)	0,84 (0,05)
800	20	16	13,59 (1,06)	0,75 (0,07)	11,35 (0,81)	0,58 (0,06)
800	40	32	14,25 (0,95)	0,81 (0,07)	13,20 (1,19)	0,72 (0,06)
800	60	48	14,35 (0,90)	0,82 (0,06)	13,65 (1,02)	0,75 (0,07)
800	80	64	14,25 (0,92)	0,83 (0,07)	13,94 (0,82)	0,77 (0,05)
800	100	80	14,34 (0,56)	0,81 (0,05)	13,36 (0,75)	0,74 (0,05)
800	120	96	14,38 (0,69)	0,82 (0,04)	13,61 (0,31)	0,76 (0,06)
1.000	20	20	13,34 (0,68)	0,75 (0,05)	12,44 (0,79)	0,66 (0,06)
1.000	40	40	13,43 (0,79)	0,76 (0,07)	13,22 (1,01)	0,72 (0,07)
1.000	60	60	14,10 (0,42)	0,82 (0,04)	13,3 (0,63)	0,70 (0,06)
1.000	80	80	13,94 (0,69)	0,79 (0,05)	13,84 (0,74)	0,74 (0,07)
1.000	100	100	14,05 (1,07)	0,80 (0,08)	13,88 (0,77)	0,78 (0,06)
1.000	120	120	14,18 (0,78)	0,81 (0,07)	14,02 (0,56)	0,80 (0,05)
1.200	20	24	13,55 (1,22)	0,71 (0,06)	11,18 (0,72)	0,69 (0,05)
1.200	40	48	13,83 (1,31)	0,79 (0,07)	11,86 (1,10)	0,66 (0,05)
1.200	60	72	13,78 (0,80)	0,80 (0,05)	13,10 (0,92)	0,69 (0,07)
1.200	80	96	13,81 (0,79)	0,79 (0,08)	13,66 (0,88)	0,71 (0,07)
1.200	100	120	13,91 (0,67)	0,81 (0,07)	13,68 (1,20)	0,75 (0,07)
1.200	120	144	14,05 (0,94)	0,80 (0,06)	13,88 (1,17)	0,79 (0,07)

## 1.6. Discussão

A polimerização incompleta de resinas compostas pode produzir propriedades físicas indesejadas como descoloração marginal, defeitos na margem da restauração, cáries recorrentes, sensibilidade pós-operatória e eventual deslocamento da restauração (Vandewalle et. al, 2004). Neste estudo, foram avaliadas diferentes condições de polimerização de uma resina composta, variando a densidade de energia, isto é, a quantidade de luz irradiada por um certo tempo de polimerização, utilizando um LED experimental como UF.

A eficiência de polimerização pode ser avaliada por meio de métodos diretos como espectroscopia por FTIR e Raman e indiretos como teste de dureza ou resistência flexural (Park et al , 2002; Kramer et al.,2008). Neste estudo, foram realizadas medidas indiretas por meio de indentação instrumentada (nanoindentação), pela qual foram obtidos valores de dureza e módulo de elasticidade de uma resina composta microhíbrida. As vantagens de se utilizar este teste em relação às técnicas convencionais de microdureza (Vickers e Knoop) são a maior precisão das medidas, e a obtenção adicional do módulo de elasticidade (Van Meerbeek et al, 1993).

Os resultados de indentação instrumentada mostraram que os menores valores de dureza e módulo de elasticidade foram obtidos para a irradiância de 200 mW/cm<sup>2</sup>, mesmo com o tempo de polimerização de 120 segundos, tanto para a superfície de topo quanto para base. Lindberg et al. (2005) mostraram que existe uma relação linear entre a irradiância e a profundidade de cura, e que o efeito de exposições mais longas não garante um alto grau de polimerização. Portanto, a densidade de energia de 24 J/cm<sup>2</sup> para a irradiância de 200 mW/cm<sup>2</sup> não foi suficiente para assegurar uma polimerização adequada.

Emami e Soderholm (2003) relataram que o fotoiniciador precisa de uma certa quantidade de energia para iniciar a reação de polimerização. Os autores sugerem que se um nível fixo de energia produz um certo número de radicais livres, o mesmo



grau de conversão deveria ser obtido tanto com uma UF de baixa irradiância quanto com uma de alta irradiância dependendo do tempo para fornecer a mesma quantidade de fótons. Os resultados do presente estudo mostraram que uma densidade de energia igual a  $24 \text{ J/cm}^2$  não pode ser assumida como uma condição suficiente para uma polimerização adequada, como publicado por vários autores (Emami e Soderholm (2003), Vaidyanathan et al., 1992; Halvorson et al. 2003; Calheiros et al., 2008).

Também foi observado que para altas irradiâncias (1000 e  $1200 \text{ mW/cm}^2$ ) a homogeneidade de polimerização, representada pela dureza e módulo de elasticidade das superfícies de base, foi menor do que para as irradiâncias intermediárias. Esses resultados estão de acordo com os obtidos por Feng et al. (2009), que relataram que a combinação de alta irradiância e baixo tempo de polimerização resultaram em um grau de conversão igual ou menor aos obtidos com irradiâncias menores e tempos mais longos. Peutzfeldt e Asmussen (2005) mostraram que em certa densidade de energia, o grau de conversão diminui linearmente com o aumento da irradiância.

Uma grande vantagem da indentação instrumentada é a possibilidade de se obter os valores do módulo de elasticidade. A resina composta deve ter um módulo de elasticidade similar ao da dentina ( $\sim 18\text{-}20 \text{ GPa}$ ) para evitar a incompatibilidade biomecânica (Craig, 1979). Neste estudo foi demonstrado que os maiores valores de módulo de elasticidade foram obtidos nas superfícies de topo dos espécimes polimerizados com irradiâncias de  $400$  a  $800 \text{ mW/cm}^2$  e densidades de energia acima de  $30 \text{ J/cm}^2$  (Fig. 2). Os valores da superfície de base atingem este valor após tempos longos de polimerização. O mesmo comportamento é observado para os valores de dureza. De acordo com Halvorson et al. (2002) e Calheiros et al. (2008), isto ocorre devido ao aumento da mobilidade das moléculas com o aquecimento, resultando em um aumento do grau de conversão, e conseqüentemente, melhoria nas propriedades mecânicas. Bhamra et al. (2010) concluíram que quanto maior a irradiância, menor a eficiência para ativar a canforoquinona e, portanto, menor a eficiência de

polimerização. Esse efeito foi observado para os resultados obtidos com as irradiâncias de 1000 e 1200 mW/cm<sup>2</sup>. Para tempos curtos, a eficiência da polimerização é reduzida devido à baixa ativação da canforoquinona, mas à medida que o tempo de exposição aumenta, o aquecimento também aumenta permitindo a mobilidade dos monômeros, o que resulta em um alto grau de conversão refletido pelos maiores valores de dureza e módulo de elasticidade.

Entretanto, não somente as propriedades mecânicas ou o grau de conversão devem ser considerados durante o processo de polimerização de uma resina composta. Para o tempo de 20 segundos, as irradiâncias de 200 a 600 mW/cm<sup>2</sup> geraram um aquecimento menor que 1°C, o que está abaixo do limite para causar qualquer dano à polpa (Antonson et al., 2008; Leprince et al., 2010; Millen et al., 2007; Kramer et al., 2008). Um aquecimento maior é gerado para irradiâncias mais altas. Para tempos de polimerização necessárias para promover propriedades mecânicas melhores (> 20 s), o aquecimento aumenta significativamente com a irradiância, sendo maior para irradiâncias de 800 mW/cm<sup>2</sup> ou mais.

De acordo com Dewaele et al. (2009), o impacto de um aumento da irradiância, quando são utilizados LEDs de alta intensidade, tem baixo efeito no grau de conversão. Os autores sugerem que existe uma densidade de energia ideal para cada espessura de incremento da resina e tempo de polimerização. Além dessa condição, qualquer excesso pode causar conseqüências adversas ao paciente.

Irradiâncias moderadas, ativam uma quantidade reduzida de moléculas do iniciador, para formar a rede polimérica mais lentamente. Permitem que o material escoe durante os primeiros estágios de polimerização, reduzindo a tensão interna da resina composta tendo menor contração de polimerização, maior grau de conversão e melhores propriedades mecânicas (Silikas et al., 2000).

## 1.7. Conclusão

Com base nos resultados, sugere-se que para a obtenção de propriedades mecânicas adequadas e homogeneidade de polimerização, a densidade de energia deve ser igual ou maior que  $24 \text{ J/cm}^2$ , com irradiâncias maiores que  $200 \text{ mW/cm}^2$ . Os melhores resultados de dureza e módulo de elasticidade, foram obtidos com o uso de irradiância de  $600 \text{ mW/cm}^2$  e tempo de polimerização de 40 segundos, sem gerar aquecimento significativo .

## 1.8 Referências

Antonson SA, Antonson DE, Hardigan PC. Should my new curing light be an LED? *Oper Dent*. 2008; 33(4):400-7.

Bhamra GS, Fleming GJ, Darvell BW. Influence of LED irradiance on flexural properties and Vickers hardness of resin-based composite materials. *Dent Mater*. 2010; 26(2):148-55.

Calheiros FC, Daronch M, Rueggeberg FA, Braga RR. Influence of irradiant energy on degree of conversion, polymerization rate and shrinkage stress in an experimental resin composite system. *Dent Mater*. 2008; 24(9):1164-8.

Chen YC, Ferracane JL, Prah SA. Quantum yield of conversion of the photoinitiator camphorquinone, *Dent Mater*. 2007; 23(6):655-64.

Cook WD. Factors affecting the depth of cure of UV-polymerized composites. *J Dent Res*. 1980; 59(5):800-8.

Craig RG. Selected properties of dental composites. *J Dent Res*. 1979; 58(5):1544-50.

Dewaele M, Asmussen E, Peutzfeldt A, Munksgaard EC, Benetti AR, Finné G, Leloup G, Devaux J. Influence of curing protocol on selected properties of light-curing polymers: degree of conversion, volume contraction, elastic modulus, and glass transition temperature. *Dent Mater*. 2009; 25(12):1576-84.

Durey K, Santini A, Miletic V. Pulp chamber temperature rise during curing of resin-based composites with different light-curing units. *Prim Dent Care*. 2008; 15(1):33-8.

Emami N, Söderholm KJ. How light irradiance and curing time affect monomer conversion in light-cured resin composites. *Eur J Oral Sci*. 2003 (6); 111:536-42.

Feng L, Carvalho R, Suh BI. Insufficient cure under the condition of high irradiance and short irradiation time. *Dent Mater*. 2009; 25(3):283-9.

Halvorson RH, Erickson RL, Davidson CL. Energy dependent polymerization of resin-based composite. *Dent Mater*. 2002; 18(6):463-9.

Halvorson RH, Erickson RL, Davidson CL. An energy conversion relationship predictive of conversion profiles and depth of cure for resin-based composite. *Oper Dent*. 2003; 28(3):307-314.

Krämer N, Lohbauer U, García-Godoy F, Frankenberger R. Light curing of resin-based composites in the LED era. *Am J Dent*. 2008; 21(3):135-42.

Kwon YH, Jeon GH, Jang CM, Seol HJ, Kim HI. Evaluation of polymerization of light-curing hybrid composite resins. *J Biomed Mater Res B App Biomaterials*. 2006; 76(1):106-13.

Leprince J, Devaux J, Mullier T, Vreven J, Leloup G. Pulpal-temperature rise and polymerization efficiency of LED curing lights. *Oper Dent*. 2010; 35(2):220-30.

Lindberg A, Peutzfeldt A, van Dijken JW. Effect of power density of curing unit, exposure duration, and light guide distance on composite depth of cure. *Clin Oral Investig.* 2005; 9(2):71-6.

Millen C, Ormond M, Richardson G, Santini A, Miletic V, Kew P. A study of temperature rise in the pulp chamber during composite polymerization with different light-curing units. *J Contemp Dent Pract.* 2007; 8(7):29-37.

Neumann MG, Schmitt CC, Ferreira GC, Corrêa IC. The initiating radical yields and the efficiency of polymerization for various dental photoinitiators excited by different light curing units. *Dent Mater.* 2006; 22(6):576-84.

Nitta K. Effect of light guide tip diameter of LED-light curing unit on polymerization of light-cured composites. *Dent Mater.* 2005; 21(3):217-223.

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

Oliver WC, Pharr GM. An improved technique for determining hardness and elastic-modulus using load and displacement sensing indentation experiments. *J Mater Res.* 1992; 7(6): 1564-83.

Park SH, Krejci I, Lutz F. Microhardness of resin composites polymerized by plasma arc or conventional visible light curing. *Oper Dent.* 2002; 27(1):30-7.

Peutzfeldt A, Asmussen E. Resin composite properties and energy density of light cure. *J Dent Res.* 2005; 84(7):659-62.

Price RB, Felix CA. Effect of delivering light in specific narrow bandwidths from 394 to 515nm on the micro-hardness of resin composites. *Dent Mater.* 2009; 25(7):899-908.

Santini A, Watterson C, Miletic V. Temperature rise within the pulp chamber during composite resin polymerisation using three different light sources. *Open Dent J.* 2008; 5(2):137-41.

Shortall AC. How light source and product shade influence cure depth for a contemporary composite. *J Oral Rehabil.* 2005; 32(12):906-11.

Silikas N, Eliades G, Watts DC. Light intensity effects on resin-composite degree of conversion and shrinkage strain. *Dent Mater.* 2000; 16(4):292-6.

Soares CJ, Pizi EC, Fonseca RB, Martins LR. Mechanical properties of light-cured composites polymerized with several additional post-curing methods. *Oper Dent* 2005; 30(3):389-394.

Torno V, Soares P, Martin JM, Mazur RF, Souza EM, Vieira S. Effects of irradiance, wavelength, and thermal emission of different light curing units on the Knoop and Vickers hardness of a composite resin. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2008; 85(1):166-71.

Tsai PC, Meyers IA, Walsh LJ. Depth of cure and surface microhardness of composite resin cured with blue LED curing lights. *Dent Mater.* 2004; 20(4):364-9.

Uhl A, Sigusch BW, Jandt KD. Second generation LEDs for the polymerization of oral biomaterials. *Dent Mater.* 2004; 20(1):80-7.

Vaidyanathan J, Vaidyanathan TK. Interactive effects of resin composition and ambient temperature of light curing on the percentage conversion, molar heat of cure and hardness of dental composite resins. *J Mater Sci Mater Med.* 1992; 3:19-27.

Van Meerbeek B, Willems G, Celis JP, Roos JR, Braem M, Lambrechts P, Vanherle G. Assessment by nano-indentation of the hardness and elasticity of the resin-dentin bonding area. *J Dent Res.* 1993; 72(10):1434-42.

Vandewalle KS, Ferracane JL, Hilton TJ, Erickson RL, Sakaguchi RL. Effect of energy density on properties and marginal integrity of posterior resin composite restorations. *Dent Mater.* 2004; 20(1):96-106.

Yap AU, Soh MS. Curing efficacy of a new generation high-power LED lamp. *Oper Dent.* 2005; 30(6):758-63.

Watts DC. Reaction kinetics and mechanics in photo-polymerised networks. *Dent Mater.* 2005; 21(1):27-35.

Wiggins K L, Hartung M, Althoff O, Wastian C, Mitra S B. Curing performance of a new-generation light-emitting diode dental curing unit. *J Am Dent Assoc.* 2004; 135(10):1471-79.



## **2. Anexos**

### **2.1. Revisão de literatura dos artigos presentes no artigo**

Segundo Cook (1980), as medidas de dureza Knoop de compósitos polimerizados por luz UV, em uma certa profundidade abaixo da superfície, o grau de cura diminui rapidamente. A profundidade de cura foi encontrado para ser extremamente dependente da fonte de UV eo tempo de exposição utilizado. Um modelo teórico foi derivado, que estava de acordo com os resultados quantitativos.

Nomoto (1997) utilizou uma resinas compostas experimental fotopolimerizável, expondo-a a uma luz de banda estreita em um número quântico usando uma constante interferência de banda estreita através de filtros. Os espectros no infravermelho das amostras de resina curada foram medidos antes e após a extração dos monômeros residuais. Grau de conversão (GC) e conversão de polimerização (CP) foram calculados a partir desses espectros. A luz em 410-550 nm pode ser polimerizado. Com uma exposição de curta duração (5 s), GC e CP foram afetados pelo comprimento de onda. O efeito do comprimento de onda entre 410 e 490 nm diminuiu com o aumento da duração da exposição. O comprimento de onda mais eficiente foi 470 nm e o comprimento de onda mais adequado foi na faixa de 450-490 nm. Ocorreu a absorbância da canforoquinona fortemente afetada pela polimerização, especialmente durante a fase inicial. No entanto, a partir da relação entre GC ou CP e energia de exposição, a polimerização dependia não apenas no comprimento de onda da luz, mas também sobre a energia de exposição.

O propósito deste estudo, segundo Vandewalle et. al.(2004) foi determinar a extensão mínima de cura exigido pela base de uma restauração de resina composta Classe 2 (Z250, 3M ESPE, St Paul, MN, EUA) que lhe permite apoiar o resto da restauração e manter a sua vedação marginal em condições simuladas de clínica. Foram utilizadas resina composta (Z250, 3M ESPE, St Paul, MN, EUA) de forma incremental ou a granel em restaurações de Classe 2 preparadas, em dentes molares

humanos extraídos e expostos a diferentes densidades de energia de fotoativação. As restaurações foram submetidas a 1000 ciclos térmicos (5-55 ° C) e 500.000 ciclos de fadiga 18-85 N com uma esfera de aço inoxidável. A integridade marginal foi avaliada por meio de classificação visual (análise ridit) e infiltração. O Grau de conversão (GC) e a dureza Knoop (KHN) foram determinados na superfície oclusal e gengival utilizando um modelo de dente reutilizável com dimensões de preparação idêntica. Percentual de grau de conversão máxima e Knoop foram determinados. As propriedades mecânicas foram testadas em barras de resina composta com valores similares Knoop como a resina composta à margem gengival. Pode-se verificar que a densidade de energia teve um efeito significativo sobre os defeitos da gengiva marginal como determinado pela análise ridit mas não na microinfiltração. A água teve um efeito significativo sobre a dissolução da integridade da margem gengival em níveis muito baixos de conversão e densidades de energia (4000 mJ/cm<sup>2</sup>). Não houve efeito global significativo do termo-mecânico com destaque para a gengiva marginal ou defeitos de infiltração. Os autores puderam concluir que com base na análise ridit, um limite inferior de aceitabilidade recomendado da margem gengival na recuperação em massa cheia resina composta Z250 foi criado por 80% da conversão máxima, 73% da dureza máxima e aproximadamente 70% da resistência à flexão máxima e módulo de elasticidade na área marginal gengival.

Tsai et. al., 2004 avaliaram a profundidade de polimerização e dureza de superfície de resina composta Filtek Z250 (3M-Espe) (tons B1, A3 e C4), quando polimerizadas por três diferentes fotopolimerizadores de LED disponível comercialmente [E-luz ( GC), Elipar Freelight (3M-ESPE), 475H (RF Laboratório de Sistemas)], comparando com uma alta intensidade de halogéneo de quartzo (HQTH) luz (Kerr Demetron Optilux 501) e uma de fonte de luz halogénea de quartzo convencional (QTH) lâmpada (Sirona S1 unidade dental). Foram avaliados os efeitos da fonte de luz e sombra de resina como variáveis independentes. Profundidade da

dureza da polimerização após 40 s de exposição foi determinado utilizando a ISO 4049:2000, e método Vickers determinou a 1,0 mm de intervalo. Verificou-se que HQTH e lâmpadas QTH tiveram a maior profundidade de cura. As três luzes LED apresentaram desempenhos semelhantes em todos os parâmetros, e cada unidade excederam o padrão ISO para a profundidade de cura, exceto GC Elight para sombra B1. Em termos de cor, luzes LED deu maior profundidade de cura com a sombra A3, enquanto QTH e luzes HQTH deu maior profundidade de cura com a sombra C4. Dureza da superfície da resina não foi significativamente diferente entre LED e luzes convencionais de cura, no entanto, abaixo da superfície, dureza reduzida mais rapidamente que as luzes LED, especialmente em profundidades superiores a 3 mm. Os autores concluíram que uma vez que o desempenho das três luzes LED cumpre a norma ISO para a profundidade de polimerização, estes sistemas parecem adequados para a aplicação clínica de rotina para a polimerização da resina.

Uhl et. al., 2004, objetivaram analisar a segunda geração de luz de diodo (LED), também conhecida como nova azul, os quais possuem uma saída de alta potência óptica. Estes LEDs potencialmente encontrar ampla aplicação em comercialmente disponíveis aparelhos de fotoativação (UML). Este estudo, portanto, investigou o desempenho de fotopolimerização de um protótipo LCU contendo um LED de alta potência e uma halógena convencional LCU (Polofil). Para verificar o desempenho da fotoativação foram avaliados através da medição da dureza e profundidade de polimerização dos compósitos. Três compósitos foram selecionados (Z100, Admira e Revolcin Flow) em uma luz (A2) e uma sombra escura (A3.5 ou A4), respectivamente, e foram polimerizados por 40 s cada. Segundo os autores, foi possível constatar que o protótipo LED (901 mW/cm<sup>2</sup> = irradiância) obteve uma diferença estatisticamente significativamente maior ( $p < 0,05$ ), profundidade de polimerização do que o halogênio LCU (irradiância = 860 mW/cm<sup>2</sup>) para todos os compósitos. Geralmente, não houve diferença estatisticamente significante na dureza

Knoop na parte superior e inferior de um disco de 2 mm de espessura para o Z100 e Admira compósitos polymerizados se com o protótipo da unidade halógena ou LED. O compósito Flow Revolcin, entretanto, mostraram, em geral, um aumento estatisticamente significativo de dureza Knoop menor se polymerizados com o LED. O presente estudo mostra que os LEDs de segunda geração têm o potencial de substituir a fotoativação halogênio se os compósitos são selecionados com cuidado. Além disso, este estudo confirmou que a profundidade do teste de polymerização não discriminar entre o desempenho LCU's para os compósitos com co-iniciadores, mas o teste de dureza Knoop não.

Torno et. al. (2008), analisaram os efeitos da irradiação, comprimento de onda de emissão de luz e aquecimento de diferentes aparelhos fotoativadores sobre a dureza Knoop e Vickers de uma resina composta híbrida. As amostras foram irradiadas durante 40 s com dez unidades diferentes de luz de cura, LEDs e lâmpadas halógenas. O espectro de emissão de cada unidade de fotoativação foi avaliada por um espectrômetro, a irradiância foi medida por dois radiômetros comercial, e o aquecimento medido com um termopar. Após 48 h de armazenagem em um recipiente escuro sob uma condição de 100% de umidade, os ensaios de dureza Knoop e Vickers foram realizadas. Os resultados de dureza foram analisados por ANOVA e teste de Tukey HSD ( $p < 0,05$ ). Os resultados mostraram que a dureza superficial da resina composta não depende apenas da irradiância, mas fortemente do comprimento de onda de emissão e de aquecimento das unidades de fotoativação. Foi observada uma correlação linear entre o grau de conversão e a exposição. Além disso, sugere-se que a razão base/topo conhecida ao início convenção relação da dureza superficial de 80-90% não é adequado para avaliar a eficiência de cura de compósitos, uma vez que a superfície superior nem sempre é suficientemente polymerizada.

Nitta (2005) verificou a influência da variação do diâmetro da ponta do LED na polymerização. Foi utilizada uma unidade de LED com três pontas de luz, com

variações de 4, 8 e 10mm de diâmetro e tempos de 10, 20, 30 e 40s. Posterior a exposição a fotopolimerização, foram medidas a profundidade de polimerização das amostras pelo método de raspagem e a dureza foi avaliada em 0,5 mm de intervalo. Foi possível verificar que a uma profundidade de 2 mm, a ponta com diâmetro de 4 mm produziu dureza significante maior que as outras. Os resultados obtidos permitiram concluir que a ponta de 4 mm durante 10s produziram uma profundidade de polimerização similar a ponta de 8mm durante 20s e também a ponta de 10mm durante 30s. Ficou evidente que a polimerização foi afetada pelo tamanho da ponta, sendo considerada a mais efetiva a ponta com 4 mm de diâmetro.

Soares et. al. (2005), verificaram a microdureza e resistência à tração diametral de duas resinas compostas híbridas submetidas a fotoativação convencional, que foram pós-curadas com métodos diferentes, e compararam estes dados com os mesmos dados coletados a partir de uma resina composta indireta. Dois compósitos híbridos (TPH Spectrum e Filtek P60) e uma indireta (Solidex) foram usadas. Os compósitos convencionais foram polimerizadas com: 1) a fotopolimerização convencional por 40 segundos. métodos de cura complementares foram aplicados com 2) a luz do laboratório multi-focal de cura para sete minutos, 3) a cura de microondas por cinco minutos a 500W, 4) forno de cura por 15 minutos a 100 ° C, 5) a cura em autoclave por 15 minutos em 100 graus e C (6) foram polimerizados apenas com uma luz de cura unidade laboratorial em três incremento durante três minutos e pós-polimerizada por sete minutos. O grupo de Solidex foi feito seguindo as instruções dos fabricantes, e o ensaios de dureza e resistência à tração diametral Knoop foram aplicadas para todos os grupos de cinco amostras. Os dados foram comparados usando ANOVA, Tukey e Student-testes ( $p < 0,05$ ) e pode-se verificar que métodos de pós-cura aumentaram a dureza e a resistência à tração diametral de compósitos convencionais. Em geral, Filtek P60 apresentaram maior dureza e resistência à tração

diametral valores de resina TPH Spectrum. A resina composta indireta apresentaram propriedades mecânicas inferiores compósitos convencionais.

Wiggins et. al. (2004) analisaram a eficiência de cura e temperatura de polimerização de pico, ou TP, de uma nova fonte de fotopolimerizador LED. Os autores estudaram quatro fotopolimerizadores, ou VLC, unidades: LED HP (A), a primeira geração de LED (B), halógena convencional (C) e halógena de alta intensidade (D). Eles determinaram a profundidade de cura, ou DOC; adesão e Tp de três tipos de compósitos à base de resina VLC após a exposição a cada luz. A densidade de potência da unidade A foi de 1.000 miliwatts por centímetro quadrado, que era comparável à da unidade D, com carga de turbo. O DOC e adesão obtidos para as três resinas compostas após ser curado por luz. Uma unidade de tempo de exposição de 10 segundos eram equivalentes aos observados após ser fotopolimerizados por unidade D para um tempo de exposição de 10 segundos e aos depois de ser luz curada por unidades B e C para tempos de exposição de 20 segundos. Uma unidade Tps atingido significativamente menor do que os fotoativados por unidade D de cura equivalente, ou a exposição, os tempos e por unidade de C, o dobro do tempo de cura. Os autores descobriram que uma Unidade efetivamente curado da resinas compostas na metade do tempo de cura de unidades de B e C e, ao mesmo tempo como unidade D, mantendo Tp baixo. O LED HP funciona com bateria e o aparelho fotopolimerizador LED pode ser uma alternativa eficaz e de economia de tempo que os dentistas podem usar como fotopolimerizadores de resinas compostas.

Neumann et. al. (2006) verificaram a eficiência da fotopolimerização de resinas odontológicas para saber se a medida de luz emitida pelas unidades de fotoativação é absorvida pela fotoiniciadores. Por outro lado, a eficiência dos fótons absorvidos para a produção de espécies que iniciam o processo de polimerização é também de suma importância. Portanto, o PAE previamente determinados (eficiência de absorção do fóton) é usado em conjunto com os rendimentos quânticos de polimerização para a

fotoiniciadores, a fim de poder comparar o processo total em bases equivalentes. Este parâmetro podem ser usado para identificar o melhor desempenho para o processo fotoquímico com fotoiniciadores específicos. A eficiência do LED (Ultrablue IS) e halógena (Optilux 401) lâmpadas foram testadas comparando seus desempenhos com a fotoiniciadores canforoquinona (CQ); phenylpropanedione (PPD), óxido monoacylphosphine (Lucirin TPO) e óxido de bisacylphosphine (Irgacure 819). A extensão da polimerização por fóton absorvido foi determinada a partir do rendimento quântico de polimerização obtida usando a fotoiniciadores para polimerizar metacrilato de metila e, posteriormente, combinado com o PAEs previamente determinado. Apesar da CQ apresenta um rendimento quântico de polimerização bastante baixa, sua eficiência fotopolimerização é praticamente o mais alto quando irradiado com o Ultrablue LED. Por outro lado, Lucirin é muito mais eficiente do que os outros fotoiniciadores quando irradiado com uma lâmpada halógena, devido ao seu alto rendimento quântico e à sobreposição entre o espectro de absorção e da saída da luz da lâmpada visível. Portanto, os autores puderam concluir que as diferença na eficiência da fotopolimerização surgem quando combinações de fotoiniciadores são usadas, e quando as fontes de LED são usados em preferência para QTH, portanto a compreensão mecanicista é essencial para a formulação de iniciador ideal.

Price e Felix (2009) investigaram a onda de fotossensibilidade dependente de 11 resinas compostas (Admira A2, Heliomolar A2, Herculite XRV A2, Pyramid Dentin A2, Solitaire 2 A2, Z250 A2, AElite LS A2, Vit-I-escence A2, Tetric Ceram Bleach XL, Tetric Ceram A2, Pyramid Enamel Neutral). As resinas compostas com 1,6 milímetros de espessura foram expostas a estreita largura de banda de luz em comprimentos de onda de pico a seguir: 394, 400, 405, 410, 415, 420, 430, 436, 442, 450, 455, 458, 467, 470, 480, 486, 493, 500, 505 e 515 /-5nm. Um espectrorradiômetro foi usado para garantir que a mesma irradiância ( $\text{mW} / \text{cm}^2$ ) e densidade de energia total ( $\text{J} / \text{cm}^2$ ) foi entregue através de cada filtro. Para cada resina composta, três espécimes foram

expostos através de cada filtro. A microdureza Knoop na parte superior e inferior dos compósitos foi então medida. A fotossensibilidade e o comprimento de onda dependente de cada compósito foi analisada e a dureza média obtida em cada comprimento de onda. Os compósitos variaram quando receberam luz através dos filtros de banda estreita. Seis compósitos apresentou um único pico de comprimento de onda de fotossensibilidade-dependente em cerca de 470nm. Quatro resinas compostas tiveram dois picos de onda de fotossensibilidade-dependente em cerca de 470 e cerca de 405nm. Uma resina composta apresentou um único pico de comprimento de onda de fotossensibilidade-dependente em cerca de 405nm e só foi sensível à luz abaixo 436nm. Portanto, os autores concluíram que usando luz fornecida por filtros de banda estreita é um método conveniente para determinar o comprimento de onda de fotossensibilidade-dependente de resinas e pode ser usada para prever o desempenho dos fotopolimerizadores utilizados pelos dentista.

Feng et. al. (2009) investigaram se e quando uma cura de arco de plasma (PAC) tem a tendência a luz undercure a resinas a base de metacrilato ou resinas compostas. Foram utilizadas resinas dimetacrilato modelo comercial, adesivos dentais e resinas compostas comerciais onde foram polimerizadas com uma luz PAC e uma lâmpada halógena com as exposições semelhantes de radiante, mas combinações diferentes de irradiação e tempo de irradiação. O grau de conversão de ligações duplas (CC) foi medida com espectroscopia no infravermelho e analisados em função da exposição radiante. Verificou-se que a luz do PAC produziu um DC inferior à luz halógena para a resina modelo com a menor viscosidade e por três dos quatro adesivos. Com uma alta irradiância, à luz do PAC poderia polimerizar três dos quatro compostos, bem como o seu homólogo de halogéneo. Quando a irradiância foi reduzida, porém, três compósitos apresentaram um DC menor. Os autores concluíram que a polimerização insuficiente por luzes PAC ou qualquer fotopolimerizadores com



irradiância alta é provável que aconteça quando uma irradiação é usada por pouco tempo. E porque, sob maior irradiância, a vida útil dos radicais livres é menor.

Kwon et. al. (2006) verificaram a qualidade da polimerização de resinas compostas híbridas. Para isso, a contração de polimerização, microdureza, o coeficiente de dilatação térmica, e a morfologia da superfície foram avaliados durante ou após a fotopolimerização em conjunto com o processo de termociclagem. Cada produto tem valores de microdureza diferente. O estímulo repetido térmico não tem efeito específico sobre a alteração da microdureza. A diferença de dureza entre os espécimes termociclados e amostras armazenadas somente em água destilada foi menor. As medidas de microdureza apresentaram uma correlação linear com o conteúdo inorgânico (vol%) das amostras testadas. A contração de polimerização aumentou rapidamente apenas durante a fotoativação, e depois atingiu um platô. Entre os espécimes, Z250 apresentou a menor quantidade de perdas para todas as espessuras testadas. Independentemente do produto, a contração de valores aumentados como as amostras se tornaram grossos. O coeficiente de expansão térmica das amostras controle variou entre 42 e 55  $\mu\text{m} / \text{C}^\circ$  na escala de temperatura de 30-80  $^\circ\text{C}$ . O coeficiente mostrou uma correlação inversa. Através do processo de termociclagem, as resinas *Palfique* e *Estelite* mostraram aleatoriamente propagação de rachaduras na superfície e que as cargas maiores apresentaram um descolamento mais aparente do que as cargas menores.

Chen et. al. (2007) estudaram o rendimento quântico de conversão da canforoquinona (CQ), um fotoiniciador de luz azul, em compósitos odontológicos utilizando uma lâmpada LED (3M FreeLight) e uma lâmpada de halogéneo de quartzo tungstênio (QTH) (VIP), como as unidades de fotoativação em cinco diferentes irradiâncias. A reciprocidade do tempo de irradiação e exposição vale para mudanças de absorção CQ coeficiente, isto é, radiação x tempo de exposição (exposição radiante =) = constante. Ambas as lâmpadas LED e QTH rendeu o mesmo limiar de

cura (a exposição radiante quando a absorção CQ cai para  $1/e$ ) e a conversão com mesmo rendimento quântico sob diferentes irradiâncias. Segundo a formulação dos autores, a resina (0,7 wt. CQ% com agentes redutores 0,35 wt.% Dimetilaminoetilo (DMAEMA) e 0,05 em peso.% Butil-hidroxitolueno (BHT)), o rendimento quântico, foi de  $0,07 \pm 0,01$  quando a conversão CQ por fóton absorvido.

Watts (2005) abordou a relação existente, entre os compósitos de fotopolimerização e a rede formada das reações, juntamente com a sua cinética, e o comportamento resultante da transmissão micro-mecânica. Os números de Fótons e as energias foram calculadas e comparadas a um sistema modelo simples de monômero composto. Expressões para irradiação de luz em profundidade dentro dos materiais foram computados e das consequências das hipóteses de estado estacionário em modelos de cinética de conversão e taxa de deformação do encolhimento foram considerados. As propriedades resultantes de estresse de origem são uma função complexa de transporte de fótons, absorção por foto-iniciadores, possivelmente não estado estacionário de radicais livres cross-linking, o colapso do volume livre e o desenvolvimento de uma rede de exibição não-elásticas, de estrutura homogênea, viscoelasticidade e os efeitos do envelhecimento. O autor concluiu que devemos estar conscientes da complexidade desses sistemas, de modo a controlar adequadamente as variáveis experimentais e desenvolver modelos mais sofisticados e hipóteses para a sua validação experimental.

Yap e Soh (2005) investigaram a eficácia da polimerização uma nova geração de LED de alta potência da lâmpada (Elipar Freelight 2 [N]-3M ESPE). A eficácia da polimerização composta com essa nova lâmpada foi comparado ao LED convencional de lâmpada halógena (Elipar Freelight [F], a 3M ESPE, Max [M], Dentsply-Caulk) e de alta potência halógena (Elipar Trilight [T], a 3M- ESPE; Astralis 10 [A], Ivoclar Vivadent) lâmpadas. Em padrão contínuo (NS, FS, TS; MS), turbo (AT) e exponencial (NE, FE, TE) onde os modos de polimerização das várias luzes foram examinados. A

polimerização eficácia das várias luzes e modo foram determinados através da medição da dureza de superfície superior e inferior de 2 mm de espessura, através de amostras compostas (Z100, 3M-ESPE), usando um microdurômetro digital (n = 5; carga = 500 g; tempo de espera = 15 segundos) uma hora após a fotopolimerização. A razão da dureza foi calculado dividindo-se HK (Dureza Knoop) a dureza da superfície inferior pelo HK da superfície superior. Os dados foram analisados usando-se ANOVA / teste de Scheffe s 'e amostras independentes o teste t com nível de significância 0,05. Os resultados da análise estatística foi o seguinte: HK superior - E, FE, NE> NS e NE> AT, TS, FS; HK fundo - TE, NE> NS; relação de dureza - NS> FE e FS, TS > NE. Não houve diferença significativa em HK fundo e relação de dureza foi observada entre os dois modos de Freelight 2 e máx. Os Freelight dois compósitos polimerizados foram tão eficazes como LED convencional de lâmpadas halógenas de halogênio e de alta potência, mesmo com uma redução de 50% no tempo de polimerização. Os modos exponencial de Freelight 2, Freelight e Trilight parecem ser mais eficazes do que as respectivas modalidades padrão.

Leprince et. al. (2010) avaliaram os efeitos das características de luz e tempo de irradiação na microdureza Vickers (VH) de um fotoiniciador duplo composto comercial e no aumento da temperatura na câmara pulpar ( $\Delta T$ ). Quatro recente diodos emissores de luz (LEDs) - bluephaseG2 (BG2), bluephase16i (B16i), G-Light (G) e Freelight2 (F2) - e um controle de luz halógena (XL3000-X) foram testados em dois tons de Tetric EvoCeram (A2 e Bleach XL), cujas formulações comerciais diferentes com base em sua concentração de canforoquinona e TPO lucirin. Três tempos de irradiação foram aplicados - 10, 20 e 40 e VH, e foram medidos nas superfícies superior e inferior de 2 mm de espessura amostras. O  $\Delta T$  foi medido por meio de um termopar tipo K inserido na câmara pulpar de um molar que tinha sido preparado para obter uma espessura de 2 mm de dentina. As medições foram feitas, quer durante a polimerização de um compósito 2 milímetros (ou Bleach Shade A2) ou

com um molde vazio. Os dados foram analisados com ANOVA ( $p < 0,05$ ). Para cor A2, todos, mas uma condição de irradiação (F2-10 segundos, a superfície inferior) gerados valores VH que foram estatisticamente igual ou melhor do que o padrão escolhido para este estudo (X-40 segundos). Para sombra Bleach, o VH valores obtidos com o G-20 e BG2 e 40 segundos foram estatisticamente comparáveis e os X-40 segundos para ambas as superfícies superiores e inferiores. Este não foi o caso com um G-10 e BG 2 segundos ou para todos os procedimentos com fotoativação outras para as quais um VH de pelo menos uma das superfícies foi significativamente inferior ao de referência. Os resultados também destacam as diferenças entre os dois tons material, se a superfície superior ou inferior é considerada. Quanto à medição de temperatura de cor A2,-20-40 B16i segundos, BG2-40 segundos e G-40 segundo induzida  $\Delta T_s$  significativamente maior (3,98, 5,98, 5,21 e 4,95, respectivamente) do que X-40 segundos (3,09). Para cor Bleach, B16i-20 e 40 segundos, F2-20 e 40 segundos, BG2-40 segundos e G-40 segundos gerada  $\Delta T_s$  significativamente superiores aos valores controle (2,70, 4,05, 3,03, 4,58, 2,74 e 2,44, respectivamente) . Os valores obtidos com  $\Delta T$  dentes descobertos foram geralmente maiores que os obtidos com uma camada de 2 mm de compósito. Os autores puderam concluir que esta pesquisa enfatiza que uma correspondência perfeita entre os espectros de luz e material é de importância, tanto para assegurar a polimerização e ideal para limitar aquecimento na câmara pulpar. Alguma redução no tempo de cura é possível, mas somente dentro de certos limites.

Krämer et. al. (2008) efetuaram uma revisão completa acumulando informações sobre novas tecnologias para o estado-da-arte da fotopolimerização de materiais de resina composta. Visível fotopolimerizados resinas compostas permitem ao dentista para navegar no início da etapa de polimerização para cada camada a ser aplicada. A tecnologia de polimerização foi regularmente alterando durante as últimas décadas, mas entretanto a época do LED está completamente estabelecida. Hoje,

quatro tipos de polimerização principais estão disponíveis, ou seja, lâmpadas halógenas, lâmpadas de plasma, laser de argônio, e diodos emissores de luz. Além disso, diferentes protocolos de cura deve ajudar a melhorar a fotopolimerização em termos do menor estresse que está sendo gerado. As conclusões foram: (1) com LED de alta potência de unidades de última geração, o tempo de cura de 2 mm de espessura de resina composta pode ser reduzido para 20 segundos para obter resultados duradouros, (2) a profundidade de cura é fundamentalmente dependente da distância de a resina composta com a fonte de luz, mas isto somente é decisivo quando superior a 6 mm, (3), cinética de polimerização podem ser modificadas para melhorar a adaptação marginal por polimerização softstart, no entanto, na maioria das cavidades isso pode não ser o caso (4); adesivos devem ser fotopolimerizados separadamente durante pelo menos 10 segundos quando a resina é aplicada diretamente; (5) fotopolimerização através de restaurações indiretas, tais como a cerâmica ainda é um problema, portanto, adesivos duais polimerizados e compósitos duais polimerizados e revestimento em resina em qualquer maneira são recomendados, e (6) a geração de calor com as unidades de fotopolimerização de alta potência não deve ser subestimada como um problema biológico para ambos os tecidos gengival e pulpar.

Shortall (2005) verificou que a utilização resina composta ativada por luz são cada vez mais popular para a restauração de cáries em dentes posteriores. Atingir a profundidade adequada de cura é fundamental para o sucesso dessas restaurações. Recentemente, inúmeras luzes de segunda geração diodos emissores de luz (LED) unidades de fotoativação foram comercializadas e o fabricante de um desses produtos, divulgou que sua luz de segunda geração é capaz de curar na metade do tempo do seu antecessor. Este estudo testou esse pedido utilizando um composto compatível do mesmo fabricante. A relação entre a profundidade de cura, as mudanças de cor sobre a polimerização e a opacidade também foram avaliadas. De

acordo com as limitações da investigação em curso, os resultados indicaram que a segunda geração de LED da deste fabricante foi capaz de reduzir pela metade o tempo de cura. A profundidade de cura contactou, comparado com de uma unidade de controle de halogéneo foi na metade do tempo de irradiação 40 s do último. Para testar a profundidade de cura do material, foi necessário utilizar uma resina com grande opacidade.

Durey et. al. (2008) mediram o aumento da temperatura intrapulpar que ocorrem durante a polimerização de tons diferentes de resinas compostas. Foi utilizado o preparo cavitário padronizado com espessura de dentina remanescente e colocação de termopares. As cavidades foram preenchidas com uma das duas tonalidades de RBC (A2 e C4, Z250, 3M ESPE, Seefeld, Alemanha), e polimerizados com duas unidades de LED de alta intensidade (Elipar Freelight2, a 3M ESPE, Seefeld, Alemanha; bluephase, Ivoclar Vivadent , Schaan, Liechtenstein) e uma unidade de luz halógena convencional de polimerização (UCL) como método de controle. Os autores verificaram um aumento da temperatura da polpa durante os resultados que foram sempre superiores durante RBC cura resultados, e estes foram significativos para ambas as luzes LED, mas não para o controle de luz halogena, independentemente da sombra (teste de Mann-Whitney: intervalo de confiança 95%). O aumento da temperatura da polpa foi maior com as luzes LED do que LH. Os autores concluíram que os resultados apóiam a visão de que existe um risco potencial de lesão induzida pelo calor pulpar devido a luz de polimerização. O risco é maior com alta energia, em comparação com sistemas de produção de baixa energia.

Santini et. al. (2008) compararam a elevação da temperatura durante a polimerização de compósitos à base de resina (RBC), com dois aparelhos de fotoativação LED (UML) em comparação com um controle de luz halógena. Quarenta e cinco terceiros molares, de pacientes com 11-18 anos foram utilizados. Termopares (CT) foram colocados em contato com o teto da câmara pulpar utilizando um método

de "split-dente". Os dentes foram colocados em um banho de água com a temperatura da câmara pulpar regulada para  $37^{\circ} / -1^{\circ} \text{C}$ . Grupo 1 (controle): Prismatic ((R)) Lite II (Dentsply DeTrey, Konstanz, Alemanha), uma unidade halógena, intensidade luminosa de  $500 \text{ mW} / \text{cm}^2$ . GRUPO 2: bluephase ((R)) (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein), intensidade de luz  $1.100 \text{ mW} / \text{cm}^2$ . Grupo 3: Elipar Freelight2 (3M ESPE, Seefeld, Alemanha), intensidade de luz  $1000 \text{ mW} / \text{cm}^2$ . As mudanças de temperatura foram continuamente registradas com um registrador de dados conectado a um PC. Foi verificado um aumento significativamente maior temperatura durante o vínculo de cura do RBC de cura em todos os três grupos. (Halogênio,  $p = 0,0003$ : bluephase,  $p = 0,0043$ : Elipar,  $p = 0,0002$ ). As temperaturas mais elevadas foram registradas durante a polimerização das duas Bond e RBC com ambas as fontes LED do que com o controle de halogéneo. Não houve diferença significativa entre os dois LEDs, fotoativação (Bond:  $p = 0,0279$ :  $p = 0,0562$  RBC: Mann-Whitney). Os autores concluíram que ocorre o risco potencial de lesão pulpar durante a polimerização RBC e esta é aumentada se usada unidades de fotoativação com saída de alta energia em comparação com fontes de luz de baixa energia de saída. O aumento é maior quando o agente de polimerização é uma ligação sozinha e os dentistas são aconselhados a estar ciente dos riscos potenciais de trauma térmico à polpa quando utilizar fontes de luz de alta intensidade.

Park et. al. (2002), avaliou a eficácia da polimerização do arco de plasma (PAC) da unidade para a polimerização de compósitos. Para comparar a eficácia de halogéneo de quartzo tungstênio (QTH) fotopolimerizadores, a microdureza de dois compósitos (Z100 e Tetric Ceram) que tinham sido fotopolimerizadas pelas unidades PAC ou QTH, foram comparados de acordo com a profundidade da superfície do compósito. Além disso, a contração de polimerização linear foi comparada utilizando linômetro feito por entre composições que foram fotopolimerizados por unidades PAC ou QTH. Medir a contração de polimerização de duas resinas compostas (Z100 e

Tetric Ceram) foi realizada após a polimerização com ou unidades QTH ou PAC. No caso de polimerização com a unidade do PAC, o compósito foi fotoativado com Apollo 95E para dois (Grupo 1), três (Grupo 2), seis (Grupo 3) ou 2 x 6 (Grupo 4) segundos. Para a fotopolimerização com luz halógena, o compósito foi fotoativado por 60 segundos com Optilux 500 (Grupo 5). A contração de polimerização linear dos compósitos foi determinada no linômetro. Duas resinas foram usados para medir microdureza. Duas amostras mm de espessura foram fotopolimerizados por três segundos (Grupo 1), seis segundos (Grupo 2) ou 12 (2 x 6) segundos (Grupo 3) com o Apollo 95E ou eram convencionalmente fotopolimerizados com Optilux 500 para 30 segundos ( Grupo 4) ou 60 segundos (Grupo 5). Para 3 milímetros de espessura amostras, os compósitos foram fotoativados por seis segundos (Grupo 1), 12 (2 x 6) segundos (Grupo 2) ou 18 (3 x 6) segundos (Grupo 3) com o Apollo 95E ou convencionalmente eram leves polimerizadas com Optilux 500 para 30 segundos (Grupo 4) ou 60 segundos (Grupo 5). Vinte amostras foram atribuídos a cada grupo. A microdureza das superfícies superiores e inferiores foi medida com um instrumento de medição de dureza Vickers sob carga. A diferença na microdureza entre as superfícies superior e inferior em cada grupo foi analisada pelo teste t pareado. Para as superfícies superior ou inferior, uma ANOVA com Tukey. Para Tetric Ceram, a quantidade de contração de polimerização foi menor quando curadas com o Apollo 95E para dois ou três segundos do que quando curado, por seis e 12 (2 x 6) segundos, ou por 60 segundos com Optilux 500 ( $p < 0,05$ ). Para a Z100, a quantidade de contração de polimerização linear foi menor quando curadas com o Apollo 95E para dois, três e seis segundos do que para 12 (2 x 6), segundo com o Apollo 95E ou por 60 segundos com o Optilux 500 ( $p < 0,05$ ). Os resultados do teste de microdureza indicaram que não houve diferença estatisticamente significativa na microdureza entre os grupos para a superfície superior. No entanto, para a superfície inferior, quando os compósitos foram fotoativados com Apollo 95E por três segundos, conforme



recomendado pelo fabricante, dureza da superfície inferior geralmente era menor do que a superfície superior e não polimerizada o suficiente. Conclusivamente, quando comparado com halógena convencional, a unidade do PAC, Apollo 95E não polimeriza adequadamente a superfície inferior composto quando a espessura da camada excedeu 2 mm. Além disso, três segundos do tempo de polimerização, que o fabricante recomenda, não foi suficiente para polimerizar o ideal dos compostos.

Van Meerbeek et al. (1993) verificaram a dureza e módulo de elasticidade das camadas sucessivas em uma área de união dentina-resina foi determinada por indentação nano-dentina de quatro sistemas adesivos comercialmente disponíveis, dois dos quais também foram aplicados com um agente de condicionamento. Com uma técnica de indentação nano-controlado por computador, muitos recortes triangulares foram feitas dentro de uma pequena área de alguns micrômetros de diâmetro "com uma carga de alguns mili-Newtons. A carga e o deslocamento do penetrador foram monitorados continuamente durante a seqüência de carga-descarga, assim dureza e módulo de Young pode ser computada como uma função da geometria do penetrador e a carga aplicada. A dureza da zona de interdifusão resina-dentina foi significativamente menor do que a dentina inalterada. Um gradiente de módulo de elasticidade foi observada a partir da dentina vez mais dura uma zona mais elástica interdifusão dentina-resina e uma camada adesiva de resina no compósito restaurador. Esse gradiente foi mais substancial nos sistemas que produziram camadas de resina relativamente grossa adesivo que forneceu uma de resina de baixa viscosidade, como uma camada intermediária entre a resina adesiva e massa do compósito restaurador. Tal área de colagem elástica pode ter uma capacidade de pressão suficiente para aliviar tensões entre a restauração encolhendo composta e dentina o substrato rígido, melhorando assim a conservação do adesivo e, como consequência, a integridade marginal e retenção da restauração.

Lindberg et. al. (2005) compararam a profundidade de cura obtida com seis luz halógenas de quartzo de tungstênio e LED em diferentes períodos de exposição a luz. Espécimes de resina composta (Tetric Ceram, A3, diâmetro 4 mm, altura de 6 mm) foram expostos a partir de 0 -, 3 - e 6 mm de distância. As unidades de polimerização (200-700 mW/cm<sup>2</sup>) foram utilizadas para o padrão (20 e 40 s), o atraso de pulso modo (exposição inicial de 3 s, 200 mW/cm<sup>2</sup>, seguido por um período de descanso de 3 min e uma exposição final de 10 ou 30 segundos a 600 mW/cm<sup>2</sup>), ou cura de soft-start (40 s; rampa exponencial). A profundidade de cura foi determinada pela medição da dureza Wallace para cada meio milímetro a partir de 0,5 mm da superfície superior. Para cada amostra, um valor médio H (W) foi calculado a partir do H (W) valores determinados nas profundidades de 2,0 mm e inferior (0,5, 1,0, 1,5 e 2,0 mm, respectivamente). A profundidade de cura para cada espécime foi encontrado por determinação do maior profundidade antes de um valor H (W) superior ao valor mínimo de H (W) por 25% ocorreram. Para todas as unidades de cura, um aumento no tempo de exposição levou a profundidade significativamente mais elevadas de cura. Em ambos os tempos de exposição, uma correlação linear significativa foi encontrada entre a densidade de potência determinada das unidades de cura e profundidade de cura dos valores obtidos. Pode ser que os valores absolutos da profundidade de cura encontrados são de um material específico, mas os autores acreditam que existe relações entre as unidades de cura, entre os tempos de exposição, e entre as distâncias de guia de luz.

Emami e Söderholm (2003) avaliaram o grau de conversão de duas resinas compostas polimerizadas com três diferentes irradiâncias. Duas resinas compostas fotopolimerizáveis foram polimerizadas com três valores diferentes de irradiâncias em diferentes tempos. Os espécimes testados foram 2, 4 ou 6 mm de espessura. Os valores de grau de conversão foram medidos com espectroscopia Raman no topo e na base dos espécimes. O valor mais alto de conversão de um dos materiais foi

ligeiramente inferior a 60%, enquanto o valor máximo de conversão do outro material era um pouco abaixo de 65%. Esta diferença de valores de conversão pode estar relacionada às diferenças nos sistemas de monômero utilizado nos dois compósitos. Ao considerar a densidade de energia ( $J\ cm^{-2}$ ) ao invés de irradiação de luz ( $mW\ cm^{-2}$ ), observou-se que os valores de energia equivalente apresentaram valores de conversão semelhantes, para uma espessura determinada na amostra.

Halvorson et. al. (2003) prevendo que a polimerização em toda resina composta (RBC) tenha sido reduzida a um conjunto de variáveis que envolvem irradiação da fonte luminosa, a duração da exposição e propriedades de transmissão de RBC, juntamente com uma relação de conversão de energia (ECR) derivados de Fourier Transform Infrared análise espectroscópica (FTIR) de uma única cor da RBC foto-polimerização. O ECR descreve a densidade de energia localizada necessários para conseguir uma conversão desejada independente da sombra. Usando este ECR, a conversão foi predito e foi comprovada experimentalmente ao longo opacidades diferentes de glóbulos vermelhos com base no conhecimento das suas propriedades de transmissão e a densidade de energia radiante incidente (irradiância vezes o tempo de exposição). Além disso, usando as propriedades de transmissão RBC, uma energia crítica *scrape-back* de aproximadamente  $mJcm^{-2}$  foi determinada a partir de amostras cilíndricas de RBC foto-polimerização em que o material mal polimerizado foi removido. Este valor corresponde a cerca de 22% de conversão. A energia crítica *scrape-back* era então usado para prever comprimentos *scrape-back* obtido a partir de amostras polimerizadas em diferentes densidades de energia. Estes resultados confirmam a relação logarítmica entre a profundidade de cura e de energia de exposição e do relacionamento recíproco entre a radiação e o tempo de exposição.

Calheiros et. al. (2008) avaliaram o grau de conversão (DC), taxa máxima de polimerização (TPmax) e tensão de polimerização (PS), desenvolvido por um composto experimental dental submetido a diferentes energias irradiantes (3, 6, 12, 24

ou 48 J / cm<sup>2</sup>), sob irradiância constante (500 mW/cm<sup>2</sup>). O DC e TPmax foram monitorados durante 10 minutos sobre a superfície inferior de 2 mm de espessura e discos de 150 microns de espessura de filmes (que representa o topo da amostra) com ATR-FTIR. PS foi monitorado por 10 min em 2 mm de espessura discos ligado a dois bastões de vidro ( $\varnothing = 5\text{mm}$ ) conectada a uma máquina universal de ensaios. One-way ANOVA / Tukey foram utilizados e as diferenças em DC e R (p) (max) entre as superfícies superior e inferior foram examinados usando t-estudantes. O teste estatístico foi realizado em um alfa pré-definida de 0,05. Para uma dada superfície, DC mostrou diferenças entre todos os grupos, exceto na parte superior entre 24 e 48 J/cm<sup>2</sup>. TPmax foi semelhante entre os grupos em uma mesma superfície e estatisticamente maior na superfície superior. PS também apresentaram diferenças significativas entre os grupos. Dados de 48 J/cm<sup>2</sup> não foram obtidos devido a falha no modelo de vidro / compósito. Portanto, os autores concluíram que o aumento em exposição irradiante levou a aumentos significativos no CC e PS, mas não teve efeito sobre TPmax.

Peutzfeldt e Asmussen (2005) verificaram que o "conceito total de energia", dos compostos fotopolimerizados são determinados apenas pela densidade de energia por causa de reciprocidade entre a densidade de potência e a duração da exposição. A cinética de polimerização é complexa, e existe a hipótese de que o grau de polimerização, a resistência à flexão e módulo flexural foram influenciados não apenas pela densidade de energia, mas também pela densidade de potência por si só. A resina convencional foi polimerizada em três densidades de energia (4, 8 e 16 J / cm<sup>2</sup>) por 6 combinações de densidade de potência (50, 100, 200, 400, 800 e 1000 mW / cm<sup>2</sup>) e duração da exposição. O grau de polimerização, a resistência à flexão e módulo flexural aumentaram com a densidade energética. Para cada densidade de energia, o grau de polimerização diminuiu com o aumento da densidade de potência. A resistência à flexão e módulo apresentaram um máximo em densidade de potência

intermediária. Dentro da densidade de potência clinicamente relevantes, não só a densidade de energia, mas também a densidade de potência por si só, teve influência significativa sobre as propriedades da resina composta.

Halvorson et. al. (2002) verificaram a relação entre o grau de conversão e a energia radiante (dose) aplicada durante a fotopolimerização de resinas compostas. FTIR foi usado para medir a 5 min e 24 h de conversão de quatro resinas compostas preparadas em uma película fina e polimerizados sob condições de diminuição da intensidade e tempo de exposição constante (30) usando uma luz halógena. A conversão de medidas foi obtida através de uma ampla gama de aplicação de energia radiante. Além disso, as amostras de dois dos materiais foram polimerizados em várias intensidades e tempos de exposição de tal forma que a dose manteve-se constante. Este processo foi realizado em quatro doses representando aproximadamente 75% da faixa de conversão. Os perfis de fotopolimerização (conversão por cento versus energia radiante aplicada) mostram um decréscimo gradual na conversão com a diminuição da energia, seguida de uma descida rápida. Embora haja diferenças na conversão máxima atingida entre os materiais, quando a conversão é representada como uma conversão fracionária em relação ao valor máximo de 24 horas, a sua 5 min e perfis de cura de 24 horas parecem muito semelhantes. Além disso, a conversão muito semelhante foi mensurada quando os filmes foram expostos usando doses equivalentes fornecendo evidências de uma relação recíproca entre irradiância (densidade de potência) e tempo de exposição. Para as medições de 24 horas, equivalência estatística (Fisher LSD protegidos ao nível de 0,05) foi observada para a maioria das combinações de tempo de exposição e a densidade de potência dentro de uma determinada dose. Geralmente, as exceções ocorreram com os menores tempos de exposição. Portanto, segundo os autores existe uma relação recíproca entre o tempo de exposição e a densidade de potência o que acrescenta significado para o estudo da conversão em função da dose total aplicada.

Esta relação estabelece o perfil de polimerização como uma correlação universal entre tempo de exposição e a densidade de potência.

Bhamra et. al. (2010) investigaram o efeito da radiação através da escolha da unidade de fotoativação LED (LCU) e ponta de fibra ótica sobre as propriedades mecânicas de metacrilato de resinas compostas (RBC). Espécimes retangular em forma de barra (25 mm x 2 mm x 2 mm) de quatro RBCs, irradiadas de um lado por vezes recomendado pelo fabricante com uma das duas fotoativação LED, e com um diâmetro de ponta de 8 ou 13 mm, foram testados em três pontos para medir a resistência à flexão e módulo de elasticidade, dureza Vickers foi medida nas superfícies superior e inferior, em modelos de irradiação sobrepostas e não sobrepostas. Os efeitos e interações de todos os fatores foram analisados pela análise de variância. Embora os materiais testados diferiram significativamente para todas as propriedades ( $P < 1 \times 10^{-6}$ ), não houve efeito significativo para a LCU, dica ou irradiância de resistência à flexão ou módulo de elasticidade. Para a dureza, o único efeito global significativo deveu-se a irradiância na superfície inferior. Ambas as fotoativação e as duas pontas poderiam ser usadas para dar dureza adequada topo, mas a espessura do incremento máximo recomendado é grande demais para a cura adequada na parte inferior com a fotoativação testados nos horários recomendados. Um projeto experimental mais complexo seria útil para testar o comportamento de muitas irradiâncias elevadas.

Antonson et. al. (2008), verificaram a nova geração do diodo emissor de luz de polimerização que têm melhorado significativamente a polimerização em comparação com as luzes de primeira geração, e até mesmo de algumas unidades de polimerização segundo o LED de luz. Este estudo comparou o desempenho de 10 fotopolimerizadores de nova geração de diodos de emissor de luz de polimerização (FLASH-lite 1401, LE Demetron 1, Coltolux, Ultra-Lume 5, Mini LED, bluephase, Elipar FreeLight 2, Raios, SmartLite QI e Allegro) para a profundidade de polimerização

contra uma halógena de alta potência de polimerização, unidade de luz (Optilux 501). As profundidade de polimerização foram medições realizadas pela norma ANSI / ADA n ° 27, padrão para detectar diferenças entre as luzes de três intervalos de tempo (10, 20 e 40). Um total de 660 amostras foram preparadas (n = 10/group). A ANOVA fatorial completo e teste de Tukey HSD mostrou FLASH-lite 1401 apresentou um desempenho significativamente melhor do que as outras luzes em 10 - e 20 segundos de intervalos de tempo ( $p < 0,01$ ). Este estudo também demonstrou que um tempo de exposição de 20 segundos ou mais garante uma maior profundidade de polimerização, sendo 40 segundos o tempo de polimerização ideal para todas as unidades de fotoativação.

Millen et. al. (2007) analisaram o aumento da temperatura em comparação de celulose durante a polimerização de resinas compostas (hemácias) e diodo emissor de luz halógena com unidades de fotoativação (UML). Um total de 32 dentes extraídos de pacientes com idade entre 11-18 anos foram utilizados no estudo. Termopares colocados no teto da câmara pulpar, utilizando um novo método "split-dente". No Grupo 1, uma unidade halógena com intensidade de 450 mW cm<sup>-2</sup> foi utilizada e no Grupo 2, uma fonte de luz LED com intensidade de 1100 mW cm<sup>-2</sup> foi utilizada. Os dentes foram colocados em um banho de água com a temperatura regulada até a temperatura da polpa e da temperatura ambiente foram estáveis a 37 ° C. O registro da temperatura contínua foram feitos através de um registrador de dados e computador. O aumento da temperatura da linha de base para o máximo foi calculado para cada amostra durante a polimerização, tanto da ligação do agente e do RBC. O aumento da temperatura da polpa foi significativamente maior com o LED do que com a unidade halógena para colagem e polimerização RBC ( $p < 0,05$ ). Houve aumento significativo da temperatura durante a polimerização do agente de ligação e por sua vez durante a polimerização da RBC, os aumentos foram menores. Os autores concluíram que a polimerização de agentes de ligação deve ser feita com luz de baixa

intensidade e de alta intensidade de ser utilizada apenas para a polimerização RBC independentemente da fotoativação por LED ou luz halógena.

Dewaele et. al. (2009), investigaram o efeito do protocolo de fotoativação no grau de conversão (DC), a contração do volume (C), módulo de elasticidade (E), e temperatura de transição vítrea (T (g)), medido em um polímero modelo. Onde o principal objetivo foi o de correlacionar os valores medidos com os outros. Para o desenvolvimento da pesquisa, diferentes protocolos de fotopolimerização foram utilizados, a fim de investigar a influência da densidade de energia (ED), densidade de potência (PD), e a propriedade do modo de polimerização. Os modos de polimerização eram: contínuo, pulso espessado, e rampa de irradiação. CC foi medida por espectroscopia Raman micro. C foi determinada por picnometria e uma coluna de densidade. E foi medido por um analisador dinâmico-mecânica (DMA), e T (g) foi medido por calorimetria diferencial exploratória (DSC). Os dados foram submetidos a duas e três ANOVA, e as análises de regressão linear. Os resultados obtidos foram que em ED, PD, e modo de polimerização influenciou CC, C, E e T (g) do polímero. Uma significativa correlação positiva foi encontrada entre a ED e DC ( $r = 0,58$ ), DC e E ( $r = 0,51$ ), e ED e T (g) ( $r = 0,44$ ). Tomados em conjunto, ED e PD foram significativamente relacionados com a DC e E. O coeficiente de regressão foi positivo para ED e negativa para PD. Correlações positivas significativas foram detectadas entre CC e C ( $r = 0,54$ ), CC e E ( $r = 0,61$ ), CC e T (g) ( $r = 0,53$ ). As comparações entre os modos contínuo e pulso espessado de polimerização mostrou influência significativa no modo de polimerização: a polimerização pulso espaçado resultou em diminuição da DC, diminuiu a C, e diminuição da T (g). Portanto, ocorre influência do modo de polimerização, quando se comparam os modos contínuo e etapas de polimerização. Mediante os resultados obtidos, os autores verificaram uma relação complexa entre o padrão de polimerização, a microestrutura da resina e as propriedades investigadas. O desempenho geral de um compósito é, assim,



indiretamente afetada pelo protocolo de polimerização adotado, e a desejada redução de C pode ser na verdade uma consequência da diminuição do DC.

Silikas et. al. 2000 investigaram a relação entre o grau de conversão (DC) e valores de contração de dois diferentes representante de resinas compostas quando irradiados por dois níveis de intensidade de luz, por períodos de tempo diferentes. O CC do Z100 e Tetric Ceram foram medidos por espectroscopia de FTIR imediatamente pós-polimerização e os valores de deformação do encolhimento foram obtidas continuamente por 30 min a partir fotoiniciação com a técnica de colagem de disco. Todas as amostras foram fotopolimerizável a uma temperatura inicial de 23 ° C com a unidade Elipar Highlight sob os seguintes modos de intensidade de luz variável (I) s 40 a 750 mW/cm<sup>2</sup>; (II) modo "soft-start" a duas etapas de irradiação s de 10 a 200 mW/cm<sup>2</sup> mais 30 s, a 750 mW/cm<sup>2</sup>; (III) 40 s em 200 mW/cm<sup>2</sup> e (IV) s 10 a 200 mW/cm<sup>2</sup>. Os efeitos da temperatura da luz e exotérmico de polimerização não foram eliminadas. Os resultados apresentaram que o modo II de irradiação não reduzir o DC para cada material, em relação aos valores obtidos com o modo I ( $p > 0,05$ ). Os valores de contração correspondente tensão após 30 min também não foram significativamente diferentes ( $p > 0,05$ ). No entanto, os efeitos da redução dos níveis de intensidade de luz para 10 e 40 s (modos III e IV), estavam de acordo com achados anteriores que implica níveis de tensão reduzido encolhimento. Para ambas as resinas compostas, os dados de todos os tempos de polimerização e intensidades de luz deu uma relação de regressão linear ( $r^2 > 0,99$ ) entre linhagem encolhimento ligado risco versus valores DC. Para as matérias e leve-as intensidades estudadas, a correlação entre DC e valores de deformação do encolhimento significa que algumas reduções nos problemas de retração pode ser obtida por uma redução aceitável em DC. No entanto, este também deve ser consistente com a geração da polimerização e o desempenho adequado na rede de resina. No entanto, a DC não é o parâmetro que

descreve caráter exclusivo da rede e uma compreensão mais completa dos últimos é um objetivo importante da investigação.

## 2.2. Materiais e métodos completo

Para a confecção dos espécimes, foi necessário desenvolver uma matriz metálica de aço inox (Figura 1), permitindo que todos os espécimes fossem idênticos em dimensões. A partir da utilização do molde padrão, foram confeccionados espécimes de resina composta, utilizando a resina Venus na cor A3 (Heraeus Kulzer, Wehrheim, Alemanha). Esta foi inseridas com o auxílio de uma espátula de resina em uma matriz de aço cilíndrica bi-partida, com orifício central de 4mm de diâmetro com 2,0mm de espessura, que por sua vez estavam sobre uma tira de poliéster e uma lamínula de vidro. Após a inserção das resinas no interior da matriz, outra tira de poliéster foi acomodada, e sobre esta, foi posicionada mais uma lamínula para assegurar a espessura desejada e padronizar a distância da ponta do fotopolimerizadora.



Figura 1 – Matriz metálica.

Para garantir a estabilidade e a equidistância das aplicações, foi desenvolvido um braço mecânico para manter o aparelho de Led na posição adequada durante o período de fotoativação. A fotoativação foi realizada imediatamente após a inserção do material à matriz, com um aparelho Led experimental em  $\text{mW/cm}^2$  (Figura 2), posicionando sua ponta ativa diretamente sobre a superfície da lamínula de vidro (Figura 3). Os tempos de polimerização foram 20, 40, 60, 80, 100 e 120s com

irradiâncias variando de 200, 400, 600, 800, 1000 e 1200 mW/cm<sup>2</sup>, perfazendo um total de 36 grupos.



Figura 2 – Led experimental.



Figura 3 – Ponta ativa do Led.

Após a fotoativação, os corpos de prova foram marcados com o auxílio de uma caneta esferográfica na superfície de topo. Foram removidos os excessos do material com o auxílio de uma lâmina de bisturi n.12 e os corpos de prova foram removidos da matriz. Para a armazenagem dos corpos de prova, foram utilizados recipientes escuros, em umidade relativa por 24h.

Foram confeccionados quatrocentos e noventa e dois espécimes (432 para as medidas de propriedades mecânicas e 60 para as medidas de aquecimento). Em relação as propriedades mecânicas e de aquecimento, os grupos foram divididos de acordo com a irradiância e tempos de fotoativação.

Todas os espécimes foram polidos para remover a camada subpolimerizada, inibida pela presença de oxigênio. Os espécimes foram lixados em ambas as superfícies com lixas de carbetto de silício #1200 (Struers, Dinamarca) e polidos com pasta de diamante (Struers, Dinamarca) com granulometrias decrescentes de 3, 1 e

0,25 µm micrômetros. A seguir, os espécimes foram lavados com água para remover as partículas resultantes do polimento.

O módulo de elasticidade e a dureza das superfícies de topo e base dos espécimes foram determinados por meio da técnica de indentação instrumentada, também conhecida como nanoindentação. Cinco indentações foram realizadas nas superfícies de topo e base de cada espécime com um indentador de diamante com geometria Berkovich, usando um Nanoindenter XP (MTS System Corporation, Oak Ridge, TN, EUA). Cada indentação teve um único ciclo completo de carregamento e descarregamento com carga máxima aplicada de 400 mN aplicada por 30 segundos. A partir das curvas de carga versus penetração na amostra foram calculados os valores de dureza e módulo de elasticidade pelo método de Oliver e Pharr (1992).



Figura 4 – Nanoindenter XP.

Os valores de densidade de energia (DE) foram determinados utilizando a seguinte equação: Densidade de energia ( $J/cm^2$ ) = Irradiância ( $mW/cm^2$ ) x tempo (s) / 1000. Os valores médios obtidos de dureza e módulo de elasticidade, tanto do topo e da base foram submetidos à ANOVA e o teste de Games Howell ( $\alpha=5\%$ ).

Em relação a temperatura, as curvas de aquecimento gerado pelo LED foram obtidas utilizando um termistor com resolução de 0,2° C (Figura 5), acoplado a um

multímetro de bancada e um computador. As medidas foram feitas em uma matriz de teflon com 15mm de diâmetro, orifício central de 4mm e 2mm de espessura, sendo medido a temperatura com presença da resina, em todas as condições de irradiância e de tempo. Para cada condição foi calculado a diferença de temperatura com relação à temperatura ambiente.

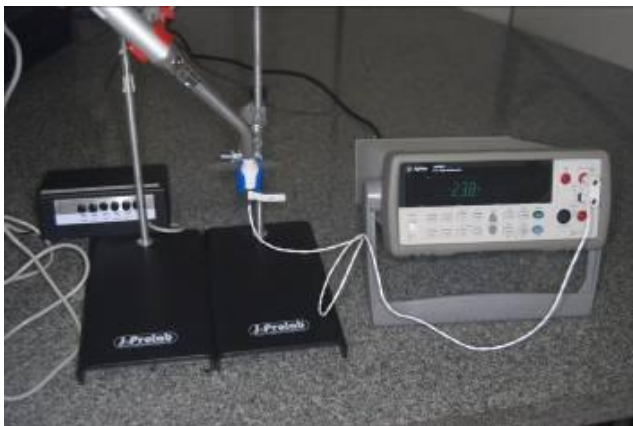


Figura 5 – Termistor.

### 2.3. Estatística completa

#### COMPARAÇÃO ENTRE TOPO E BASE

##### Descriptives

		N	Mean	Std. Deviation	Std. Error	95% Confidence Interval for Mean	
						Lower Bound	Upper Bound
Densidade de Energia de Topo (J/cm <sup>2</sup> )							
	Topo	1080	49,00	35,79	1,09	46,86	51,14
	Base	1080	49,00	35,79	1,09	46,86	51,14
Módulo de Elasticidade de Topo (Gpa)							
	Topo	1080	13,92	1,09	0,03	13,85	13,98
	Base	1080	12,67	2,12	0,06	12,54	12,79
Dureza de Topo (Gpa)							
	Topo	1080	0,78	0,09	0,00	0,77	0,78
	Base	1080	0,68	0,14	0,00	0,67	0,69

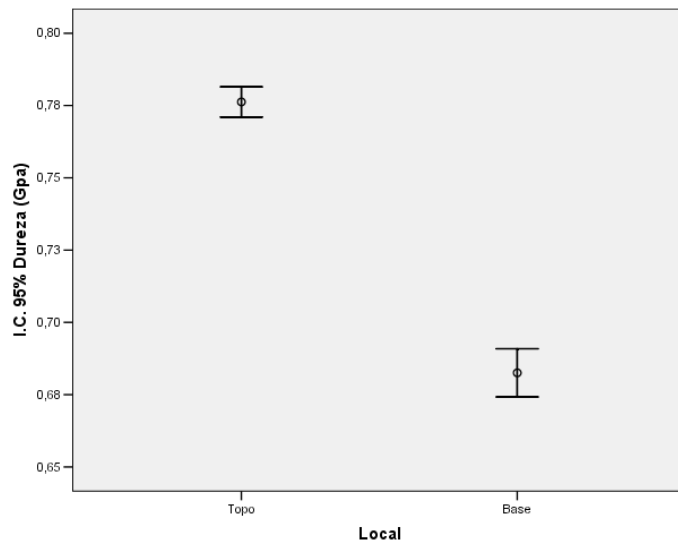
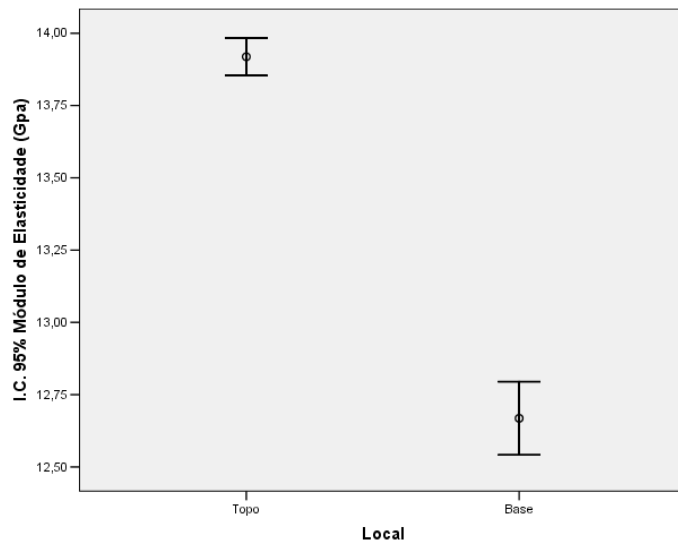
##### Test of Homogeneity of Variances

		Levene			
		Statistic	df1	df2	Sig.
Densidade de Energia de Topo (J/cm <sup>2</sup> )					
		0	1	2158	1,00000
Módulo de Elasticidade de Topo (Gpa)					
		201,971634	1	2158	0,00000
Dureza de Topo (Gpa)					
		116,038876	1	2158	0,00000

## Independent Samples Test

		Levene's		t-test for			
		Test for		Equality			
		Equality of		of Means			
		Variances					
		F	Sig.	t	df	Sig. (2-	
						tailed)	
Densidade de Energia de	Equal						
Topo (J/cm <sup>2</sup> )	variances						
	assumed	0	1,0000	0,0000	2158	1,0000	
	Equal						
	variances						
Módulo de Elasticidade de	not						
Topo (Gpa)	assumed	201,971634	0,0000	17,2406	1.609,3	0,0000	
	Equal						
	variances						
	not						
Dureza de Topo (Gpa)	assumed	116,038876	0,0000	18,6970	1.814,1	0,0000	





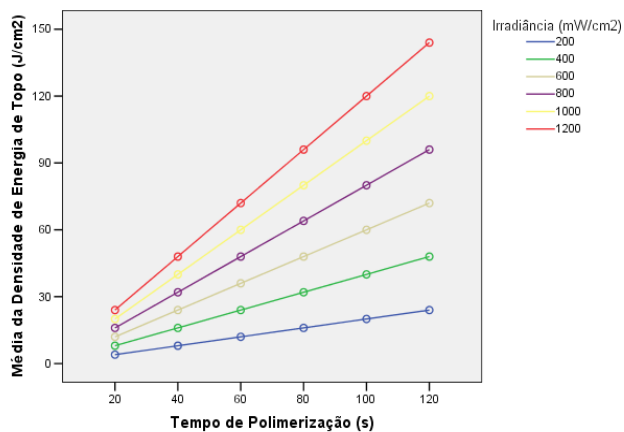
## Descriptives

Irradiância x Tempo de Polimerização	N	Mean	Std. Deviation	Std. Error	95% Conf. Int for Mean		
					Lower Bound	Upper Bound	
Densidade de Energia de Topo (J/cm2)							
200/20	30	4,00	0,00	0,00	4,00	4,00	
200/40	30	8,00	0,00	0,00	8,00	8,00	
200/60	30	12,00	0,00	0,00	12,00	12,00	
200/80	30	16,00	0,00	0,00	16,00	16,00	
200/100	30	20,00	0,00	0,00	20,00	20,00	
200/120	30	24,00	0,00	0,00	24,00	24,00	
400/20	30	8,00	0,00	0,00	8,00	8,00	
400/40	30	16,00	0,00	0,00	16,00	16,00	
400/60	30	24,00	0,00	0,00	24,00	24,00	
400/80	30	32,00	0,00	0,00	32,00	32,00	
400/100	30	40,00	0,00	0,00	40,00	40,00	
400/120	30	48,00	0,00	0,00	48,00	48,00	
600/20	30	12,00	0,00	0,00	12,00	12,00	
600/40	30	24,00	0,00	0,00	24,00	24,00	
600/60	30	36,00	0,00	0,00	36,00	36,00	
600/80	30	48,00	0,00	0,00	48,00	48,00	
600/100	30	60,00	0,00	0,00	60,00	60,00	
600/120	30	72,00	0,00	0,00	72,00	72,00	
800/20	30	16,00	0,00	0,00	16,00	16,00	
800/40	30	32,00	0,00	0,00	32,00	32,00	
800/60	30	48,00	0,00	0,00	48,00	48,00	
800/80	30	64,00	0,00	0,00	64,00	64,00	
800/100	30	80,00	0,00	0,00	80,00	80,00	
800/120	30	96,00	0,00	0,00	96,00	96,00	
1000/20	30	20,00	0,00	0,00	20,00	20,00	
1000/40	30	40,00	0,00	0,00	40,00	40,00	
1000/60	30	60,00	0,00	0,00	60,00	60,00	

	1000/80	30	80,00	0,00	0,00	80,00	80,00
	1000/100	30	100,00	0,00	0,00	100,00	100,00
	1000/120	30	120,00	0,00	0,00	120,00	120,00
	1200/20	30	24,00	0,00	0,00	24,00	24,00
	1200/40	30	48,00	0,00	0,00	48,00	48,00
	1200/60	30	72,00	0,00	0,00	72,00	72,00
	1200/80	30	96,00	0,00	0,00	96,00	96,00
	1200/100	30	120,00	0,00	0,00	120,00	120,00
	1200/120	30	144,00	0,00	0,00	144,00	144,00
Módulo de Elasticidade de							
Topo (Gpa)	200/20	30	11,17	0,87	0,16	10,84	11,49
	200/40	30	12,62	1,68	0,31	12,00	13,25
	200/60	30	13,29	0,46	0,08	13,12	13,46
	200/80	30	13,28	0,72	0,13	13,01	13,55
	200/100	30	13,63	1,17	0,21	13,20	14,07
	200/120	30	13,65	0,51	0,09	13,46	13,84
	400/20	30	13,24	1,07	0,20	12,83	13,64
	400/40	30	13,37	0,99	0,18	13,00	13,74
	400/60	30	14,56	0,61	0,11	14,33	14,79
	400/80	30	14,57	0,51	0,09	14,38	14,76
	400/100	30	14,67	0,52	0,10	14,48	14,87
	400/120	30	14,94	0,91	0,17	14,60	15,28
	600/20	30	13,96	0,54	0,10	13,75	14,16
	600/40	30	14,59	0,68	0,12	14,34	14,85
	600/60	30	14,66	0,64	0,12	14,42	14,90
	600/80	30	14,59	0,35	0,06	14,46	14,72
	600/100	30	14,57	0,86	0,16	14,24	14,89
	600/120	30	14,63	0,42	0,08	14,47	14,79
	800/20	30	13,59	1,06	0,19	13,20	13,99
	800/40	30	14,25	0,95	0,17	13,90	14,61
	800/60	30	14,35	0,90	0,16	14,01	14,68
	800/80	30	14,25	0,92	0,17	13,90	14,59
	800/100	30	14,34	0,56	0,10	14,13	14,55
	800/120	30	14,38	0,69	0,13	14,12	14,63
	1000/20	30	13,34	0,68	0,12	13,09	13,59
	1000/40	30	13,43	0,79	0,14	13,13	13,72

	1000/60	30	14,10	0,42	0,08	13,94	14,25
	1000/80	30	13,94	0,69	0,13	13,68	14,20
	1000/100	30	14,05	1,07	0,20	13,64	14,45
	1000/120	30	14,18	0,78	0,14	13,89	14,47
	1200/20	30	13,55	1,22	0,22	13,09	14,00
	1200/40	30	13,83	1,31	0,24	13,34	14,32
	1200/60	30	13,78	0,80	0,15	13,48	14,08
	1200/80	30	13,81	0,79	0,15	13,51	14,10
	1200/100	30	13,91	0,67	0,12	13,66	14,16
	1200/120	30	14,05	0,94	0,17	13,70	14,40
Dureza de Topo (Gpa)	200/20	30	0,56	0,07	0,01	0,53	0,58
	200/40	30	0,65	0,09	0,02	0,61	0,68
	200/60	30	0,68	0,05	0,01	0,67	0,70
	200/80	30	0,69	0,06	0,01	0,67	0,71
	200/100	30	0,69	0,06	0,01	0,67	0,71
	200/120	30	0,71	0,06	0,01	0,69	0,74
	400/20	30	0,73	0,07	0,01	0,70	0,75
	400/40	30	0,72	0,05	0,01	0,70	0,74
	400/60	30	0,82	0,07	0,01	0,79	0,84
	400/80	30	0,84	0,06	0,01	0,82	0,86
	400/100	30	0,82	0,09	0,02	0,79	0,86
	400/120	30	0,83	0,06	0,01	0,81	0,85
	600/20	30	0,80	0,04	0,01	0,78	0,81
	600/40	30	0,83	0,05	0,01	0,82	0,85
	600/60	30	0,83	0,06	0,01	0,81	0,85
	600/80	30	0,82	0,05	0,01	0,81	0,84
	600/100	30	0,82	0,04	0,01	0,80	0,83
	600/120	30	0,83	0,06	0,01	0,81	0,85
	800/20	30	0,75	0,07	0,01	0,73	0,78
	800/40	30	0,81	0,07	0,01	0,78	0,84
	800/60	30	0,82	0,06	0,01	0,80	0,84
	800/80	30	0,83	0,07	0,01	0,80	0,85
	800/100	30	0,81	0,05	0,01	0,79	0,83
	800/120	30	0,82	0,04	0,01	0,80	0,83
	1000/20	30	0,75	0,05	0,01	0,73	0,77
	1000/40	30	0,76	0,07	0,01	0,74	0,79

1000/60	30	0,82	0,04	0,01	0,80	0,83
1000/80	30	0,79	0,05	0,01	0,77	0,81
1000/100	30	0,80	0,08	0,01	0,77	0,83
1000/120	30	0,81	0,07	0,01	0,79	0,84
1200/20	30	0,71	0,06	0,01	0,69	0,73
1200/40	30	0,79	0,07	0,01	0,77	0,82
1200/60	30	0,80	0,05	0,01	0,78	0,82
1200/80	30	0,79	0,08	0,01	0,76	0,82
1200/100	30	0,81	0,07	0,01	0,79	0,84
1200/120	30	0,80	0,06	0,01	0,78	0,82



Levene

	Statistic	df1	df2	Sig.
Módulo de Elasticidade de Topo (Gpa)	5,83833176	35	1044	0,00000
Dureza de Topo (Gpa)	2,4172765	35	1044	0,00001

Tests of Between-Subjects

Effects

Dependent Variable: Módulo

de Elasticidade de Topo (Gpa)

Source	Type III Sum of Squares	DF	Mean Square	F	Sig.	Observed Power(a)
--------	-------------------------	----	-------------	---	------	-------------------

Irradiância	266,285949	5	53,2571899	74,36585	0,00000	1,00000
Tempo de Polimerização	171,35376	5	34,2707521	47,85407	0,00000	1,00000
Irradiância * Tempo de Polimerização	90,1547712	25	3,60619085	5,035516	0,00000	1,00000
Error	747,66183	1044	0,71615118			
Corrected Total	1275,45631	1079				

Computed  
using alpha

A = ,05

#### Tests of Between-Subjects

#### Effects

Dependent Variable: Dureza de Topo (Gpa)

Source	Type III Sum of Squares	DF	Mean Square	F	Sig.	Observed Power(a)
Irradiância	2,88958417	5	0,57791683	151,4551	0,00000	1,00000
Tempo de Polimerização	0,98160639	5	0,19632128	51,45007	0,00000	1,00000
Irradiância * Tempo de Polimerização	0,40606528	25	0,01624261	4,256714	0,00000	1,00000
Error	3,98365667	1044	0,00381576			
Corrected Total	8,2609125	1079				

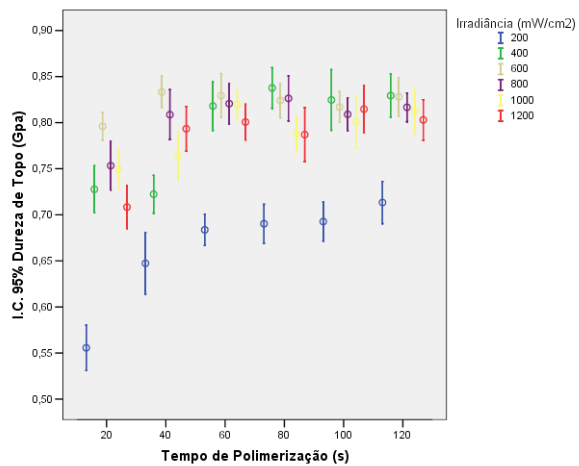
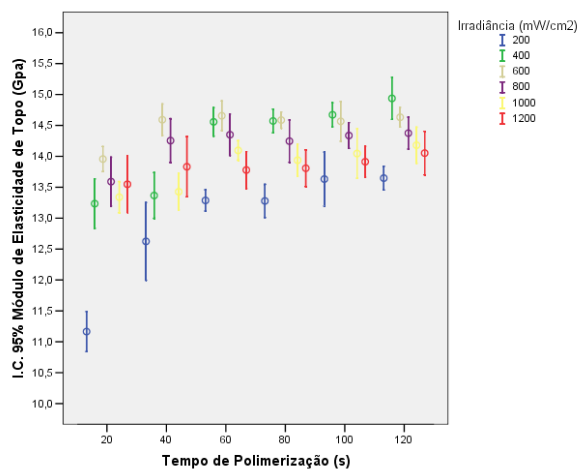
Computed  
using alpha

A = ,05

#### ANOVA

	Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.	Observed Power(a)
Módulo de Elasticidade de Topo (Gpa)	527,794481	35	15,07984	21,0568	0,00000	1,00000
Between Groups						
Within Groups	747,66183	1044	0,716151			
Total	1275,45631	1079				

	Between					
Dureza de Topo (Gpa)	Groups	4,27725583	35	0,122207	32,027	0,00000 1,00000
	Within					
	Groups	3,98365667	1044	0,003816		
	Total	8,2609125	1079			
	Computed					
	using alpha					
A	= ,05					



Descriptives

	N	Mean	Std. Deviation	Std. Error	95% Confidence Interval for Mean
--	---	------	----------------	------------	----------------------------------

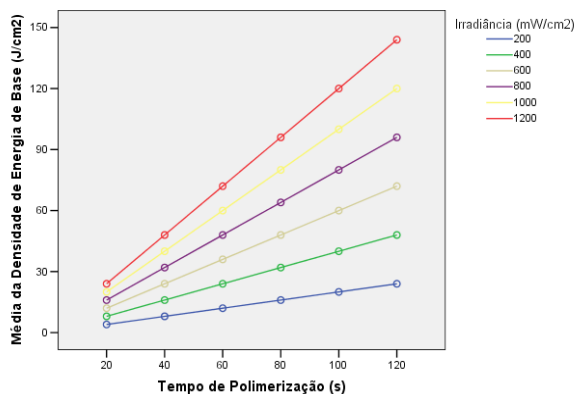
					Lower	Upper	
					Bound	Bound	
Densidade de Energia de							
Base (J/cm <sup>2</sup> )	200/20	30	4,00	0,00	0,00	4,00	4,00
	200/40	30	8,00	0,00	0,00	8,00	8,00
	200/60	30	12,00	0,00	0,00	12,00	12,00
	200/80	30	16,00	0,00	0,00	16,00	16,00
	200/100	30	20,00	0,00	0,00	20,00	20,00
	200/120	30	24,00	0,00	0,00	24,00	24,00
	400/20	30	8,00	0,00	0,00	8,00	8,00
	400/40	30	16,00	0,00	0,00	16,00	16,00
	400/60	30	24,00	0,00	0,00	24,00	24,00
	400/80	30	32,00	0,00	0,00	32,00	32,00
	400/100	30	40,00	0,00	0,00	40,00	40,00
	400/120	30	48,00	0,00	0,00	48,00	48,00
	600/20	30	12,00	0,00	0,00	12,00	12,00
	600/40	30	24,00	0,00	0,00	24,00	24,00
	600/60	30	36,00	0,00	0,00	36,00	36,00
	600/80	30	48,00	0,00	0,00	48,00	48,00
	600/100	30	60,00	0,00	0,00	60,00	60,00
	600/120	30	72,00	0,00	0,00	72,00	72,00
	800/20	30	16,00	0,00	0,00	16,00	16,00
	800/40	30	32,00	0,00	0,00	32,00	32,00
	800/60	30	48,00	0,00	0,00	48,00	48,00
	800/80	30	64,00	0,00	0,00	64,00	64,00
	800/100	30	80,00	0,00	0,00	80,00	80,00
	800/120	30	96,00	0,00	0,00	96,00	96,00
	1000/20	30	20,00	0,00	0,00	20,00	20,00
	1000/40	30	40,00	0,00	0,00	40,00	40,00
	1000/60	30	60,00	0,00	0,00	60,00	60,00
	1000/80	30	80,00	0,00	0,00	80,00	80,00
	1000/100	30	100,00	0,00	0,00	100,00	100,00
	1000/120	30	120,00	0,00	0,00	120,00	120,00
	1200/20	30	24,00	0,00	0,00	24,00	24,00
	1200/40	30	48,00	0,00	0,00	48,00	48,00
	1200/60	30	72,00	0,00	0,00	72,00	72,00



	1200/80	30	96,00	0,00	0,00	96,00	96,00
	1200/100	30	120,00	0,00	0,00	120,00	120,00
	1200/120	30	144,00	0,00	0,00	144,00	144,00
Módulo de Elasticidade de							
Base (Gpa)	200/20	30	5,14	0,61	0,11	4,91	5,36
	200/40	30	8,52	1,29	0,24	8,04	9,00
	200/60	30	10,01	1,18	0,21	9,57	10,45
	200/80	30	11,43	0,97	0,18	11,07	11,80
	200/100	30	12,55	1,26	0,23	12,08	13,02
	200/120	30	12,53	1,04	0,19	12,14	12,92
	400/20	30	8,72	0,81	0,15	8,42	9,02
	400/40	30	12,35	0,92	0,17	12,01	12,69
	400/60	30	13,52	1,06	0,19	13,12	13,92
	400/80	30	13,77	0,69	0,13	13,52	14,03
	400/100	30	13,64	1,15	0,21	13,21	14,07
	400/120	30	13,73	1,08	0,20	13,32	14,13
	600/20	30	12,50	0,59	0,11	12,28	12,72
	600/40	30	13,79	0,70	0,13	13,53	14,05
	600/60	30	13,61	1,10	0,20	13,20	14,02
	600/80	30	13,97	0,52	0,09	13,78	14,17
	600/100	30	14,27	0,98	0,18	13,90	14,64
	600/120	30	14,87	1,23	0,22	14,41	15,32
	800/20	30	11,35	0,81	0,15	11,05	11,66
	800/40	30	13,20	1,19	0,22	12,75	13,64
	800/60	30	13,65	1,02	0,19	13,27	14,02
	800/80	30	13,94	0,82	0,15	13,63	14,24
	800/100	30	13,36	0,75	0,14	13,08	13,64
	800/120	30	13,61	0,31	0,06	13,49	13,73
	1000/20	30	12,44	0,79	0,15	12,14	12,73
	1000/40	30	13,22	1,01	0,18	12,84	13,59
	1000/60	30	13,30	0,63	0,11	13,06	13,53
	1000/80	30	13,84	0,74	0,14	13,56	14,12
	1000/100	30	13,88	0,77	0,14	13,60	14,17
	1000/120	30	14,02	0,56	0,10	13,81	14,23
	1200/20	30	11,18	0,72	0,13	10,91	11,45
	1200/40	30	11,86	1,10	0,20	11,45	12,27

	1200/60	30	13,10	0,92	0,17	12,75	13,44
	1200/80	30	13,66	0,88	0,16	13,33	13,98
	1200/100	30	13,68	1,20	0,22	13,23	14,13
	1200/120	30	13,88	1,17	0,21	13,44	14,32
Dureza de Base (Gpa)	200/20	30	0,23	0,03	0,01	0,21	0,24
	200/40	30	0,40	0,06	0,01	0,38	0,42
	200/60	30	0,49	0,06	0,01	0,46	0,51
	200/80	30	0,57	0,06	0,01	0,55	0,60
	200/100	30	0,61	0,06	0,01	0,59	0,63
	200/120	30	0,64	0,07	0,01	0,62	0,67
	400/20	30	0,41	0,04	0,01	0,39	0,42
	400/40	30	0,64	0,06	0,01	0,62	0,66
	400/60	30	0,77	0,05	0,01	0,75	0,79
	400/80	30	0,76	0,07	0,01	0,74	0,79
	400/100	30	0,75	0,03	0,00	0,74	0,76
	400/120	30	0,77	0,07	0,01	0,74	0,79
	600/20	30	0,68	0,06	0,01	0,66	0,70
	600/40	30	0,75	0,06	0,01	0,73	0,77
	600/60	30	0,72	0,07	0,01	0,69	0,74
	600/80	30	0,77	0,05	0,01	0,75	0,79
	600/100	30	0,79	0,05	0,01	0,77	0,81
	600/120	30	0,84	0,05	0,01	0,82	0,86
	800/20	30	0,58	0,06	0,01	0,56	0,60
	800/40	30	0,72	0,06	0,01	0,70	0,75
	800/60	30	0,75	0,07	0,01	0,72	0,78
	800/80	30	0,77	0,05	0,01	0,75	0,78
	800/100	30	0,74	0,05	0,01	0,72	0,76
	800/120	30	0,76	0,06	0,01	0,74	0,78
	1000/20	30	0,66	0,06	0,01	0,63	0,68
	1000/40	30	0,72	0,07	0,01	0,69	0,75
	1000/60	30	0,70	0,06	0,01	0,68	0,72
	1000/80	30	0,74	0,07	0,01	0,71	0,76
	1000/100	30	0,78	0,06	0,01	0,75	0,80
	1000/120	30	0,80	0,05	0,01	0,78	0,82
	1200/20	30	0,69	0,05	0,01	0,67	0,71
	1200/40	30	0,66	0,05	0,01	0,64	0,68

1200/60	30	0,69	0,07	0,01	0,66	0,71
1200/80	30	0,71	0,07	0,01	0,69	0,74
1200/100	30	0,75	0,07	0,01	0,73	0,78
1200/120	30	0,79	0,07	0,01	0,77	0,82



Levene

	Statistic	df1	df2	Sig.
Módulo de Elasticidade de Base (Gpa)	2,84696189	35	1044	0,00000
Dureza de Base (Gpa)	2,37702969	35	1044	0,00002

Tests of Between-Subjects

Effects

Dependent Variable: Módulo

de Elasticidade de Base (Gpa)

Source	Type III Sum of Squares	DF	Mean Square	F	Sig.	Observed Power(a)
Irradiância	1663,81352	5	332,762705	380,0075	0,00000	1,00000
Tempo	1601,23936	5	320,247873	365,7158	0,00000	1,00000
Irradiância * Tempo	675,946956	25	27,0378782	30,87665	0,00000	1,00000
Error	914,20369	1044	0,87567403			
Corrected Total	4855,20353	1079				

Computed  
using alpha  
A = ,05

Tests of Between-Subjects

Effects

Dependent Variable: Dureza  
de Base (Gpa)

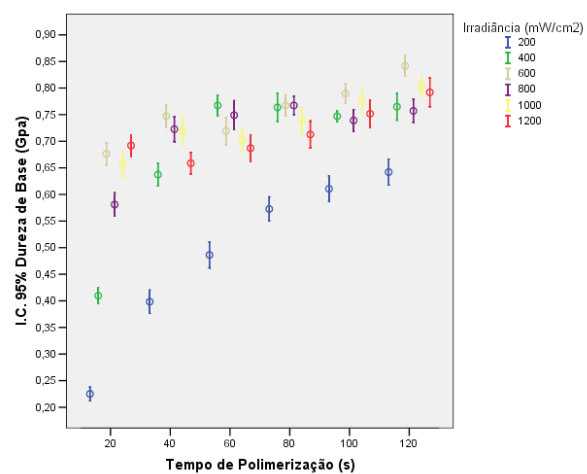
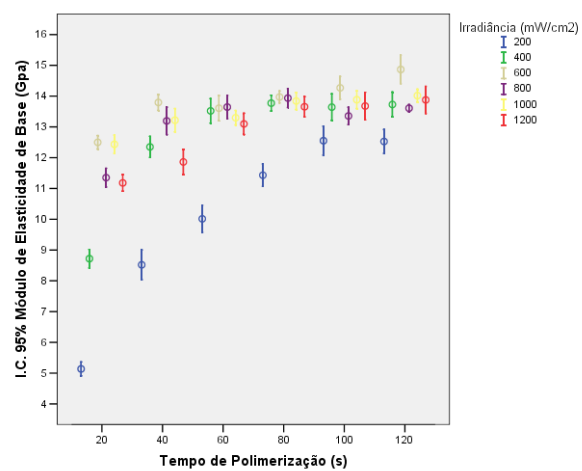
Source	Type III Sum of Squares	DF	Mean Square	F	Sig.	Observed Power(a)
Irradiância	8,61840111	5	1,72368022	490,0224	0,00000	1,00000
Tempo	5,92185889	5	1,18437178	336,7032	0,00000	1,00000
Irradiância * Tempo	2,79016	25	0,1116064	31,72841	0,00000	1,00000
Error	3,67232667	1044	0,00351755			
Corrected Total	21,0027467	1079				

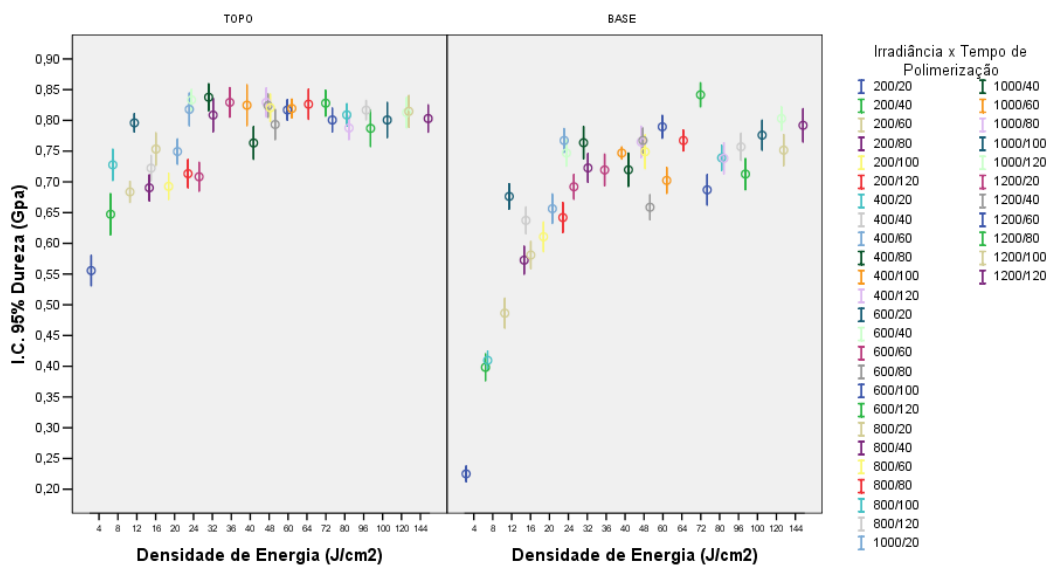
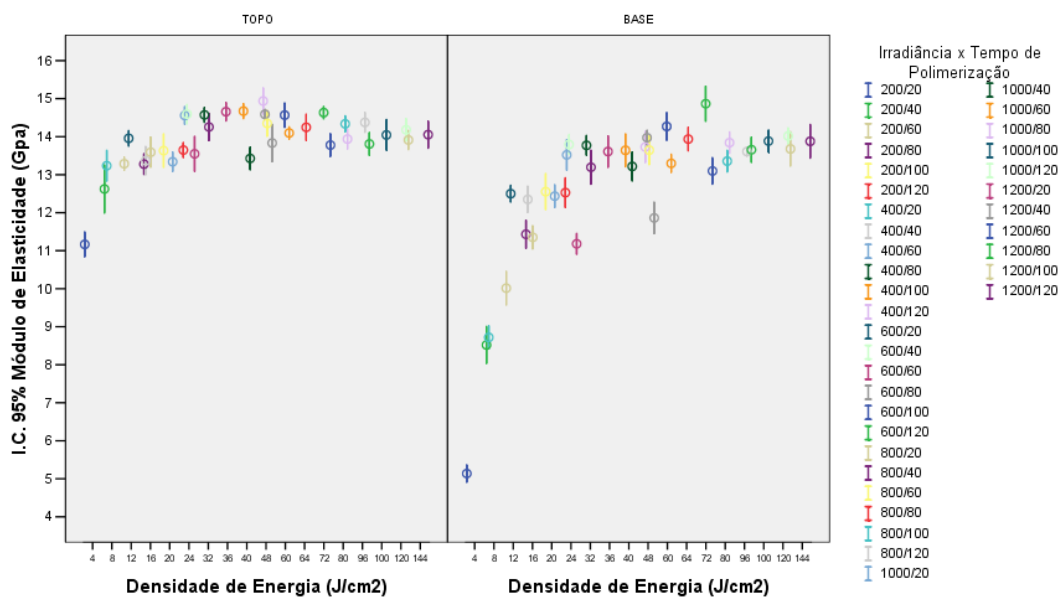
Computed  
using alpha  
A = ,05

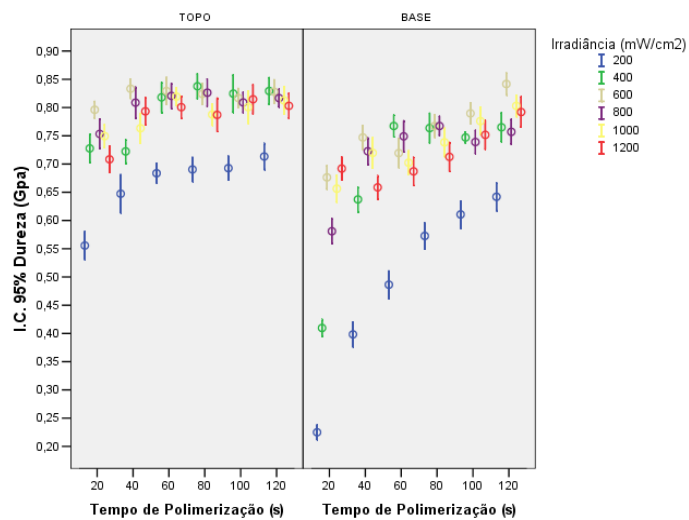
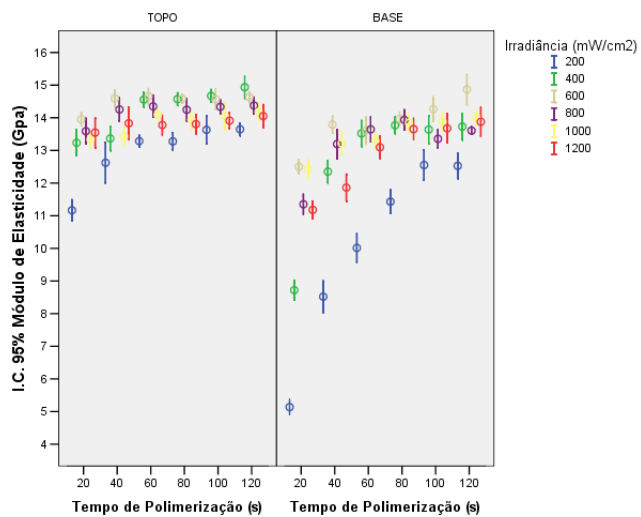
ANOVA

		Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.	Observed Power(a)
Módulo de Elasticidade de Base (Gpa)	Between Groups	3940,99984	35	112,6	128,587	0,000000	1,00000
	Within Groups	914,20369	1044	0,875674			
	Total	4855,20353	1079				
Dureza de Base (Gpa)	Between Groups	17,33042	35	0,495155	140,767	0,000000	1,00000
	Within Groups	3,67232667	1044	0,003518			
	Total	21,0027467	1079				

Computed  
using alpha  
A = ,05







### 3. Normas da revista

Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials

Edited by: Jeremy L. Gilbert

Impact Factor: 2.506

ISI Journal Citation Reports © Ranking: 2009: 12/25 (Materials Science Biomaterials); 21/59 (Engineering Biomedical)

Online ISSN: 1552-4981

#### Author Guidelines

For additional tools visit [Author Resources](#) - an enhanced suite of online tools for Wiley Inter Science journal authors, featuring Article Tracking, E-mail Publication Alerts and Customized Research Tools.

- [Copyright Transfer Agreement](#)
- [Permission Request Form](#)

#### Author Guidelines

*Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*  
Information for Contributors

#### Aims and Scope

Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials is an official journal of the Society for Biomaterials, the Japanese Society for Biomaterials, the Australasian Society for Biomaterials, and the Korean Society for Biomaterials. It is a peer-reviewed journals serving the needs of biomaterials professionals who devise, promote, apply, regulate produce, and market new biomaterials and medical devices. Papers are published on device development, implant retrieval and analysis, manufacturing, regulation of devices, liability and legal issues, standards, reviews of different device areas, and clinical applications. Published manuscript fit into one of six categories: original research reports, clinical device-related articles, short research and development reports, review, special report, or columns and editorials. Manuscripts from all countries are invited but must be in English. Authors are not required to be members of a Society for Biomaterials.

#### Types of Articles Considered for Publication

**Original Research Reports:** Full-length papers consisting of complete and detailed descriptions of a research problem, the experimental approach, the findings, and appropriate discussion. Findings should represent significant new additions to knowledge.

**Clinical Device-Related Articles:** Full-length papers addressing such issues as material processing, device construction, regulatory matters, clinical trials, and device retrieval.

**Reviews:** Scholarly and critical topic-oriented reviews that present a state-of-the-art view. While most reviews are solicited, persons interested in contributing may contact the Editor.

**Special Reports:** Reports of special topic-oriented symposia, device retrieval protocols, or other special reports not described in the above categories, yet of interest to the applied biomaterials research and development community. Potential contributors should contact the Editor before submitting special reports.

**Columns and Editorials:** While columns and guest editorials are preponderantly solicited, persons interested in becoming columnists or contributing editorials are encouraged to contact the Editor.

#### Submission of Manuscripts

#### Online Submission:



*Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials* is now receiving submitted manuscripts online at <http://mc.manuscriptcentral.com/jbmr-b>.

Submit all new manuscripts online. Launch your web browser and go to <http://mc.manuscriptcentral.com/jbmr-b>. Check for an existing user account. If you are submitting for the first time, and you do not find an existing account, create a new account. Follow all instructions.

At the end of a successful submission, a confirmation screen with manuscript number will appear and you will receive an e-mail confirming that the manuscript has been received by the journal. If this does not happen, please check your submission and/or contact tech support using the Get Help Now link in the right corner of any screen..

**Upon Acceptance:** Manuscript files will now automatically be sent to the publisher for production. It is imperative that files be in the correct format to avoid a delay in the production schedule. Copyright Transfer Agreements must be mailed to the Journal Administration Office immediately upon acceptance at the following address: Ms. Lisa Brodsky, Assistant Managing Editor, JBMR c/o John Wiley & Sons, Inc., 111 River Street (MS 8-02), Hoboken, NJ 07030-5774.

*JBMR Part B* has adopted a policy that requires authors to make a statement concerning potential conflict of interest relating to their submitted articles. The Editorial Board asks authors of original reports and reviews to disclose, at the time of submission: (1) any financial or employment arrangements they may have with a company whose product figures prominently in the submitted manuscript or with a company making a competitive product; and (2) any grants or contracts from a government agency, a nonprofit foundation, or a company supporting the preparation of the manuscript or the described research. This information will be available to the reviewers of the manuscript. If the article is accepted for publication, the editor will discuss with the authors the manner in which such information may be communicated to the reader.

At the time of submission, *JBMR Part B* asks authors to certify that all animals utilized in their research were cared for according to the policies and principles established by the Animal Welfare Act and the NIH Guide for Care and Use of Laboratory Animals.

**Review Process:** All original reports and reviews receive critical review by at least two reviewers with expertise in the major subject area of the paper. Reviewers may recommend "Acceptance as is," "Acceptance with modification," or "Rejection." If modification is required, the manuscript is returned to the author(s). The revised manuscript is then re-reviewed by the original reviewers, and even re-revised if necessary. Differences in opinion are resolved by submission either to a third reviewer or the Editor.

#### **Organization and File Formats**

**Manuscript:** For optimal production, prepare manuscript text in size 12 font on 8-1/2 x 11 inch page, double-spaced, with at least 1-inch margins on all sides. Text files should be formatted as .doc or .rtf files. The results and discussion sections must be written separately and cannot be combined. Refrain from complex formatting; the Publisher will style your manuscript according to the Journal design specifications. Do not use desktop publishing software such as PageMaker or Quark Xpress or other software such as LaTeX. If you prepared your manuscript with one of these programs, export the text to a word processing format. Please make sure your word processing programs "fast save" feature is turned off. Please do not deliver files that contain hidden text: for example, do not use your word processor's automated features to create footnotes or reference lists.

Please be sure to submit your illustrations and tables as separate files; the system will automatically create a pdf file of your paper for their viewers.

Original research and short reports should appear in the following order: title page (including authors and affiliations), abstract, keywords, introduction, materials and

methods, results, discussion, acknowledgments, references, figure legends. Number pages consecutively starting with the title page as page 1. Abbreviations must conform to those listed in Council of Biology Editors' CBE Style Manual, 5th Edition.

When mentioning a material, chemical reagent, instrument, or other product, use the generic name only. If further identification (proprietary name, manufacturer's name and address) is absolutely required, list it in parentheses.

**Title Page:** List the full title of the paper and each author's full name (first name, middle initial(s), surname), department, institution, city, and state (and country if other than the United States). Indicate the name and address of the author to whom reprint requests should be sent.

**Abstract and Keywords:** Include an abstract of about 200 words maximum summarizing the aims, findings, and conclusions of the paper. Below the abstract, list five keywords or phrases that best characterize the subject matter of the manuscript.

**Running Heads:** Supply a short title of no more than 65 characters, including spaces and punctuations, to be used for running head copy.

**References:** Wiley's Journal Styles Are Now in End Note. End Note is a software product that we recommend to our journal authors to help simplify and streamline the research process. Using End Note's bibliographic management tools, you can search bibliographic databases, build and organize your reference collection, and then instantly format your bibliography in any Wiley journal style. To download the reference style for this journal, or to purchase a copy of End Note, go online to [wileyonlinelibrary.com/jendnotes](http://wileyonlinelibrary.com/jendnotes).

Technical Support: If you need assistance using End Note, contact [endnote@isiresearchsoft.com](mailto:endnote@isiresearchsoft.com), or visit [www.endnote.com/support](http://www.endnote.com/support)

Number references consecutively as they appear in the text. Material accepted for publication but not yet published may be listed in the References, but unpublished observations, personal communications, and material submitted for publication but not yet accepted should be cited parenthetically within the text (and not included among the numbered references). Style references entries using the Council of Biology Editors Style Manual, 5th Edition formats:

*For journal articles:*

Alexander A, Green WS. Total hip replacements: A second look. *JSocBiomater* 1989;45:345–366.

*For books/chapters:*

Ricci JL, Guichet J-M. Total hip replacement: A third look. Cindra AB, Franklin DE, editors. *State of the art orthopaedics, vol 3, Hips*. New York: Wiley; 1988:56–59.

*For abstracts:*

Davidson GRH. Total hip replacement: A fifth look. *TransABCS* 1987;22:341–345.

*For presentations:*

Goodenough T. Total hip replacement: A sixth look. Presented at the 3rd Annu Mtg Orthop Res Soc, Boston, December 5–7, 1989.

**Figure Legends:** Please supply complete captions for all figures. Captions are to appear on a separate page at the end of the manuscript.

**Tables:** Please save Tables separately and supply numbers and titles for all. All table columns should have an explanatory heading. Tables should be submitted as doc or rtf files (it is preferred that tables are prepared using Word's table edit tool.)

**Illustrations:** When preparing digital art, please consider:

**Resolution:**

The minimum requirements for resolution are: 1200 DPI/PPI for black and white images, such as line drawings or graphs. 300 DPI/PPI for picture-only photographs. 600 DPI/PPI for photographs containing pictures and line elements, i.e., text labels, thin lines, arrows. These resolutions refer to the output size of the file; if you anticipate that your images will be enlarged or reduced, resolutions should be adjusted accordingly.

**Formats:**

For the editorial review process, GIF and JPEG files are acceptable; upon submission of a revision, TIFF or EPS files will be required. For the editorial review process, color images may be submitted in RGB color; upon revision, CMYK color will be required. Delivery of production-quality files early in the review process may facilitate smooth and rapid publication once a manuscript has been accepted. Note that these file formats are not acceptable for printing: JPG, GIF, PNG, PCX, PNG, XBM, Word, and Excel. We recommend creating your graphics in Photoshop, Illustrator, or Freehand and importing them into your page applications as TIFFs with all fonts included. Do not scan figures as JPEG and convert to TIFFs. For further guidance on preparing digital figure files, authors are encouraged to visit <http://cjs.cadmus.com/da/applications.asp>. To ensure that your digital graphics are suitable for print purposes, please go to RapidInspector™ at <http://rapidinspector.cadmus.com/zwi/index.jsp>. This free, stand-alone software application will help you to inspect and verify illustrations right on your computer.

A legend must be provided for each illustration and must define all abbreviations used therein. Legends should be placed at the end of the manuscript text file.

**Color Illustrations:** Color figures are generally printed in the Journal at the author's expense. The publisher will provide cost estimates prior to printing. A limited number of color figures that are of critical importance and that significantly enhance the presentation will be considered for publication at the publisher's expense subject to editorial recommendation. Final decision on publication of color figures will be at the discretion of the Editor. All color figures will be reproduced in full color in the online edition of the journal at no cost to authors. For best reproduction, bright, clear colors should be used. Dark colors against a dark background do not reproduce well; please place your color images against white background wherever possible.

**Reprints:** Reprints may be ordered at <https://caesar.sheridan.com/reprints/redirect.php?pub=10089&acro=JEMB>.

**Note to NIH Grantees:**

Pursuant to NIH mandate, Wiley-Blackwell will post the accepted version of contributions authored by NIH grant-holders to PubMed Central upon acceptance. This accepted version will be made publicly available 12 months after publication. For further information, see [www.wiley.com/go/nihmandate](http://www.wiley.com/go/nihmandate).

### **3.1. Artigo em inglês**

#### **3.1.1 Title Page**

Energy density effects on the mechanical properties and temperature rise of a composite resin when cured with LED

Juliana Maria Habith Martin, MSc

Dentistry School, Pontifícia Universidade Católica do Paraná (PUCPR)

Rui Fernando Mazur, PhD

Dentistry School, Pontifícia Universidade Católica do Paraná (PUCPR)

Paulo Cesar Soares Jr, PhD

Mechanical Engineering Department, Pontifícia Universidade Católica do Paraná (PUCPR)

Keywords: irradiance, energy density, composite resin, nanoindentation, temperature.

### 3.1.2 Abstract

The aim of this study was to evaluate the mechanical properties of a composite resin and the temperature rise when cured with different energy densities of a LED-light unit. Specimens (2 mm thick, 4mm in diameter) from a micro-hybrid resin (Venus, Heraus-Kulzer, shade A3) were cured for 20 to 120 seconds with irradiances from 200 to 1200 mW/cm<sup>2</sup> and stored for 24 h at 37 °C in a dark recipient under a 100% humidity condition. Hardness and elastic modulus were measured at the top and bottom of polished specimens surfaces using instrumented indentation. The temperature rise during the curing process was measured using a thermistor attached to a multimeter. The data were analyzed using ANOVA and Games-Howel tests ( $\alpha = 5\%$ ). Results showed that hardness and elastic modulus of specimens top surface increased up to 24 J/cm<sup>2</sup> remaining nearly constant for higher energy densities, except for the irradiance of 200 mW/cm<sup>2</sup>. For bottom surfaces the hardness and elastic modulus values are higher for 600 and 800 mW/cm<sup>2</sup>, suggesting that curing with these irradiances results in a more homogeneous polymerization for the 2 mm thick specimen. Regarding temperature measurements, the heating generated by the LED during polymerization increases with irradiance, this heat being more significant from 800 mW/cm<sup>2</sup> and up. In summary, this research concludes that the ideal condition of polymerization is an intermediate irradiance applied for a time that results in a minimum of 24 J/cm<sup>2</sup>. Additionally, low irradiances applied for long times that satisfy the minimum energy density required are not enough to give an appropriate polymerization, neither are the high irradiances applied for short times due to non-homogeneous polymerization and heating generated by the light.

### 3.1.3 Introduction

The evolution of composite resins and polymerization techniques is due to a constant search for better mechanical properties and control of variables related to the curing process such as lower shrinkage stress, higher degree of conversion, and lower heating generated by light. These factors also depend on the light curing unit (LCU) settings, like: irradiance, exposure time, wavelength and temperature rise (Cook, 1980; Nomoto, 1997; Vandewalle et al., 2004; Tsai et al., 2004; Uhl et al., 2004; Torno et al., 2008).

The tungsten halogen curing lights (LH) are still the most frequently used polymerization source in dental offices for composite resins. This kind of source has the advantage of being a low-cost technology, and delivering a blue light with wavelength in the range of 400-500 nm, the region of the camphorquinone photoinitiator absorption (Nitta, 2005; Kurachi et al., 2001; Dunn et al., 2002). The disadvantage of LH curing lights is that they have low efficiency, the light emitted has to be filtered out, and the filament generates high temperatures, which are responsible for the limited lifetime of the bulb components and for potentially generating pulp damages (Soares et al. 2005; Wiggins et al. 2004).

Among the commercially available LCUs, the light emitting diode (LED) technology is fully established owing to its narrow radiation emission range centered at the maximum absorption peak of camphorquinone (450-470 nm), the most common photoinitiator used in composite resins. Besides the increased polymerization efficiency (Neumann et al., 2006 e Price et al., 2009), its low power consume allows the use of batteries which makes them lightweight, portable and they have a long lifetime (Rueggeberg et al., 1996; Wiggins et al., 2004; Neumann et al., 2006, and Kramer et al., 2008).

During the curing process of a composite resin, the formation of a polymeric network depends on the quantity of light absorbed to activate the photoinitiators, the

wavelength of emitted light, the time of exposure, and the increment thickness (Feng et al., 2009). Energy density (energy density = light intensity x exposure time) is related to the number of light quanta transferable to the photoinitiators (Kwon et al., 2006, Chen et al., 2007). Higher irradiances may improve the polymerization efficiency, increase the curing depth, and shorten the irradiation time. However, higher irradiances increase the polymerization shrinkage (Watts, 2005).

While the first generation of blue LEDs had low intensity and did not attend the conditions to provide an adequate polymerization, a new generation of high power LEDs with irradiances higher than 1000 mW/mm<sup>2</sup> is increasingly being used for they claim the reduction the time exposure (Yap and Soh, 2005). However, there are contradictory results on the literature about the use of high power LEDs. Leprince et al. (2010) concluded that the potential to reduce irradiation time is limited by the need to maintain the homogeneity of polymerization without generating pulp heating. Dentin pulp injury was a problem observed by Durey et al. (2008) and Santini et al. (2008) when using high intensity LEDs.

Therefore, what is the ideal irradiance, and for how long should the time exposure be? That is, what is the required energy density that gives the best mechanical properties for a composite resin, without causing a harmful heating to the pulp tissue? The aim of this study was to evaluate the effects of energy density on the hardness and elastic modulus of a composite resin, as well as the temperature rise during polymerization, using an experimental LED with low to high irradiances.

#### **3.1.4. Materials and Methods**

##### *Experimental Procedure*

The dental composite resin used in this study was the microhybrid Venus, shade A3 (Heraeus-Kulzer, Lot n<sup>o</sup> 010125), composed of conventional monomers Bis-GMA and TEGDMA, camphorquinone-amine initiator system, and Ba-based glass and

silica sub-micron particles as the inorganic filler. Four hundred and ninety specimens (432 for the mechanical properties and 60 for the temperature rise measurements) were prepared by placing a single increment of the resin into a bipartite customized metallic mold (4 mm in diameter and 2 mm in depth) and covering it with an acetate strip and with a thin slide glass (1 mm thick). The slide glass was firmly pressed to ensure a flat surface.

The composite was then irradiated from the top, through the glass slide and acetate strip with an experimental light emitting diode source (MM Optics, São Carlos, SP, Brazil). Irradiation intensities were verified by an external radiometer (Optilux, Kerr/Demetron, Danbury, CT, USA), and the wavelength emission from the LCU was obtained using a spectrophotometer (USB 4000, Ocean Optics, Dunedin, Florida, USA). Six different irradiances (200 to 1200 mW/cm<sup>2</sup>) were used, and for each irradiance, the exposure time was varied 6 times (20 to 120 s) such that 18 different energy densities were obtained (4 to 144 J/cm<sup>2</sup>). The curing time recommended by the manufacturer for this thickness and shade is 20 s. Table I shows the 36 resulting experimental groups.

The polymerized samples were kept in a dark recipient for 24 h at 37 °C in a 100% humidity condition prior to taking the measurements. All samples were polished to remove the oxygen inhibited layer. Silicon carbide abrasive papers #1200 were used. The final polishing was carried out with diamond suspensions of decreasing grit size (3µm, 1µm and 0.25µm), and cleaned with running water to remove the debris from polishing.

Hardness and elastic modulus from the top and bottom specimens surfaces were measured by the instrumented indentation technique, also known as nanoindentation, using a Nanoindenter XP (MTS, Oak Ridge, TN, USA). A set of five indentations with one loading/unloading cycle was carried out on each sample surface, using a Berkovich indenter tip with the area function calibrated with fused silica. The



maximum applied load was 400 mN and the holding time for each load step was 30 s. The hardness and elastic modulus were calculated by the Oliver and Pharr method (1992).

The data was subjected to ANOVA analyses, and as the homogeneity of variance assumption was violated (i.e., the Levene Test was significant at the .05 level for all analyses), the Games-Howell test was used to detect significant differences among the factors (significance level  $\alpha = 5\%$ ).

The temperature increase during polymerization was measured for 120 s using a calibrated thermistor (accuracy of 0.2 °C) connected to a multimeter (34405A, Agilent, Santa Clara, CA, USA), with the tip attached to the bottom surface of a composite specimen. Ten measurements were made for each irradiance. The temperature was measured from the moment the light-curing unit was turned on until the exact moment that it was turned off. The temperature increase ( $\Delta T$ ) was calculated in relation to the initial temperature.

### 3.1.5 Results

Mean values of hardness and elastic modulus obtained by instrumented indentation are shown in Figures 1 and 2, and in Table 1.

The hardness values (Fig. 1) of the specimens top surface increased up to 24 J/cm<sup>2</sup> remaining with an average value of 0.8 GPa for higher energy densities, except for the irradiance of 200 mW/cm<sup>2</sup>. The highest values were obtained for irradiances of 400 to 800 mW/cm<sup>2</sup>. Similar results are observed for elastic modulus (Fig. 2). There is an increase of the elastic modulus with energy density up to an average value of 15 GPa. High irradiances (1000 and 1200 mW/cm<sup>2</sup>) resulted on lower values of hardness and elastic modulus than for the intermediated irradiances (600 and 800 mW/cm<sup>2</sup>).

For bottom surfaces, the hardness and elastic modulus values are higher for 600 and 800 mW/cm<sup>2</sup> for shorter times (<40 s). When the exposure time is longer (>80

s), the irradiances of 1000 and 1200 mW/cm<sup>2</sup> presented the highest values of hardness and elastic modulus.

Regarding temperature measurements, the heating generated by the LED during polymerization increases with irradiance (Fig. 3). Temperature increased linearly with time after 20 seconds of polymerization, and the rate of increase is higher for higher irradiances. For 20 seconds there is no difference among the heating generated by the irradiances of 200, 400 and 600 mW/cm<sup>2</sup>. As the time exposure increases, there is a significant increase of heating with irradiance.

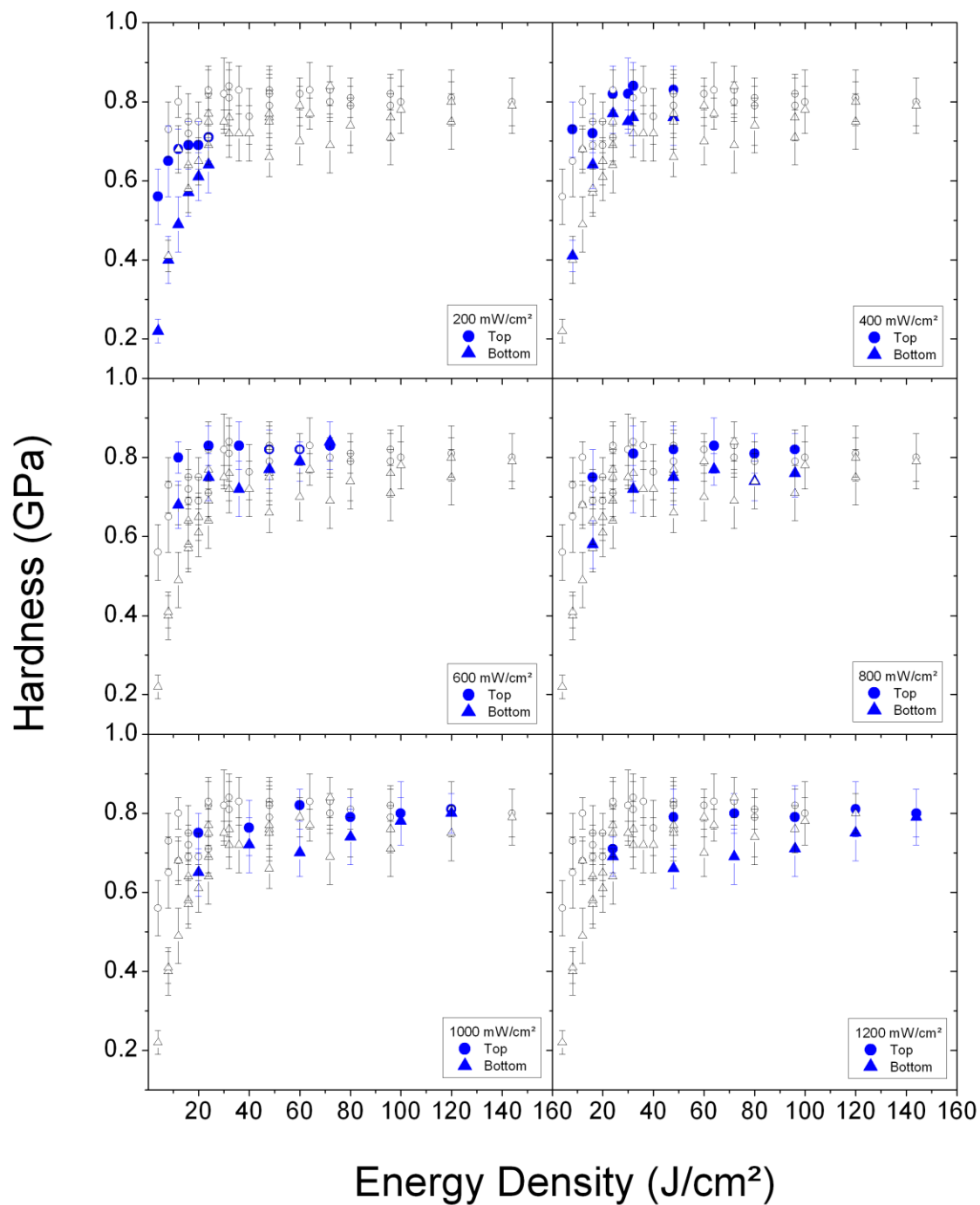


Figure 1. Top and bottom specimens hardness values as a function of energy densities, cured with a LED curing unit.

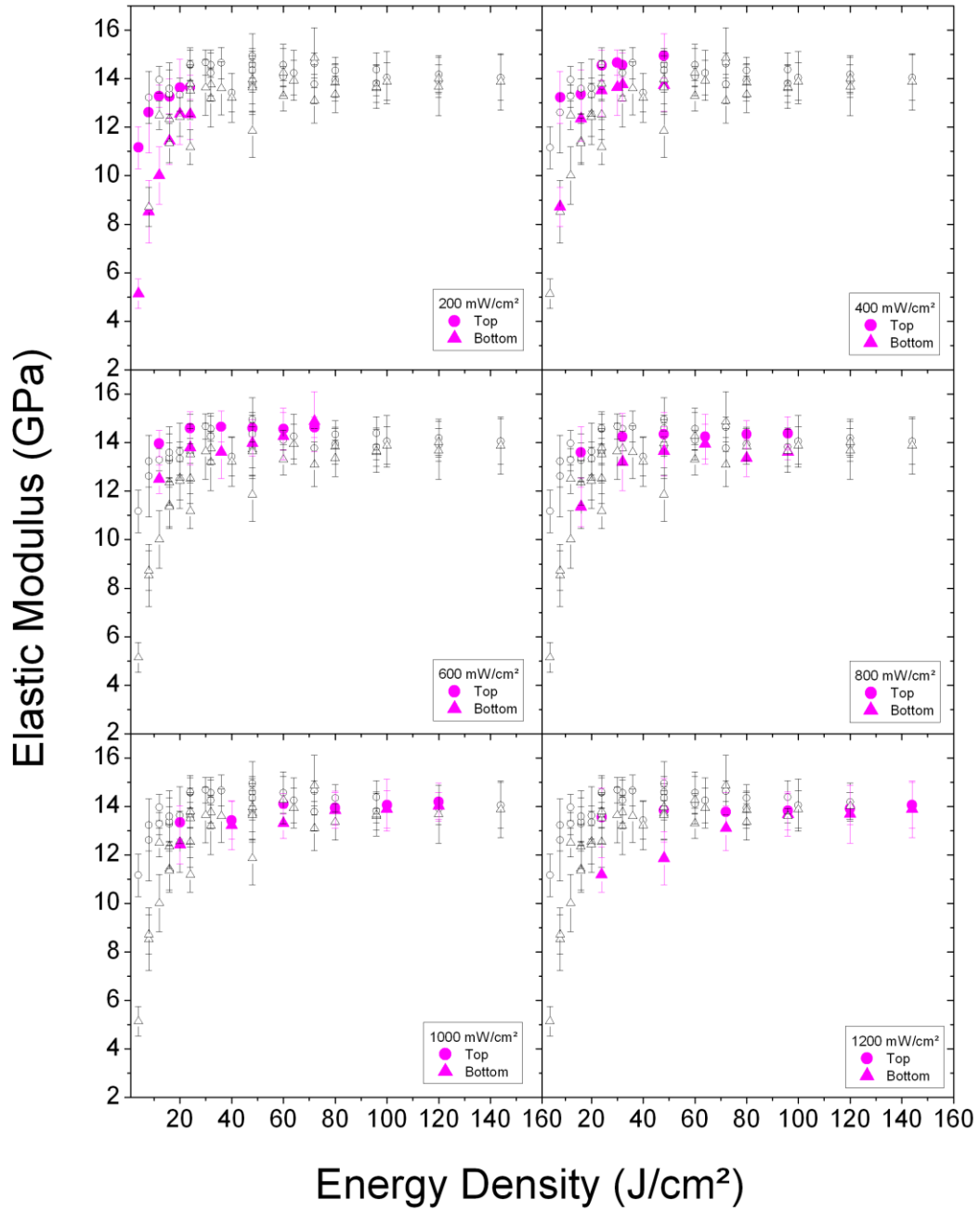


Figure 2. Top and bottom specimens elastic modulus values as a function of energy densities, cured with a LED curing unit.

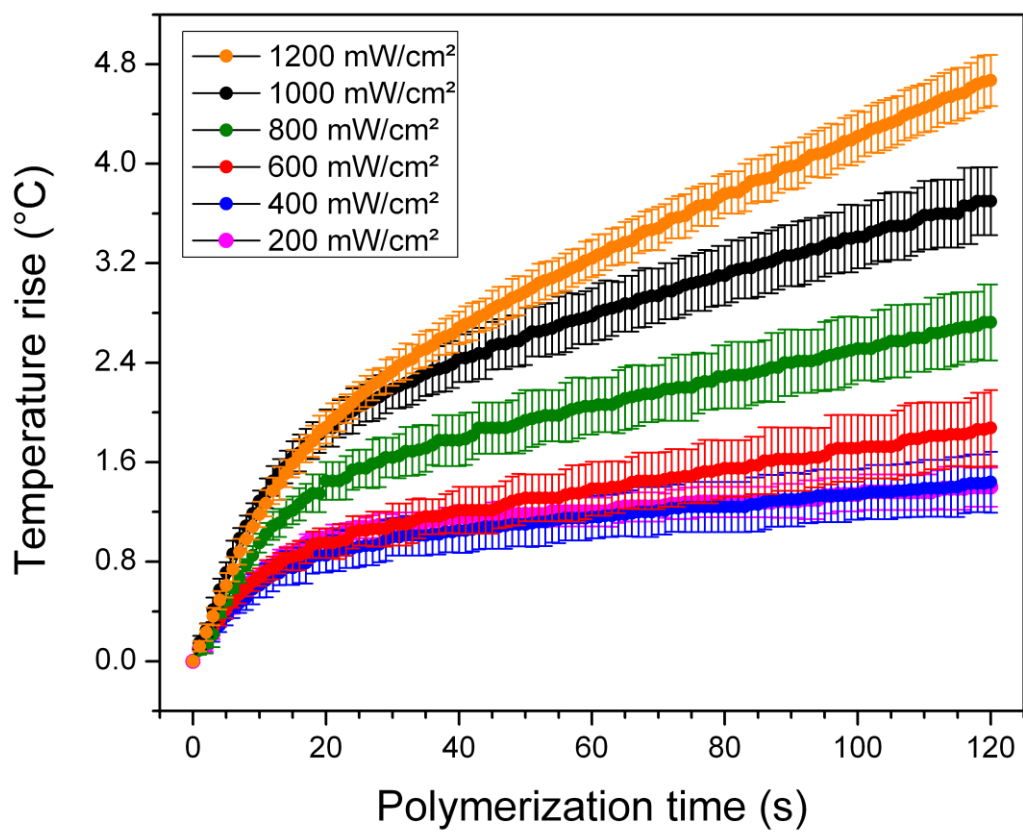


Figure 3. Temperature increases during polymerization as a function of different LED irradiances.

Table 1. Hardness and elastic modulus for top and bottom specimens surfaces as a function of different irradiances and time exposures.

GROUPS		ENERGY DENSITY	TOP		BOTTOM	
IRRADIANCE	TIME		ELASTIC MODULUS*	HARDNESS*	ELASTIC MODULUS*	HARDNESS*
mW/cm <sup>2</sup>	s	J/cm <sup>2</sup>	GPa	GPa	GPa	GPa
200	20	4	11,17 (0,87)	0,56 (0,07)	5,14 (0,61)	0,23 (0,03)
200	40	8	12,62 (1,68)	0,65 (0,09)	8,52 (1,29)	0,40 (0,06)
200	60	12	13,29 (0,46)	0,68 (0,05)	10,01 (1,18)	0,49 (0,07)
200	80	16	13,28 (0,72)	0,69 (0,06)	11,43 (0,97)	0,57 (0,06)
200	100	20	13,63 (1,17)	0,69 (0,06)	12,55 (1,26)	0,61 (0,06)
200	120	24	13,65 (0,51)	0,71 (0,06)	12,53 (1,4)	0,64 (0,07)
400	20	8	13,24 (1,07)	0,73 (0,07)	8,72 (0,81)	0,41 (0,04)
400	40	16	13,37 (0,99)	0,72 (0,05)	12,35 (0,92)	0,64 (0,06)
400	60	24	14,56 (0,61)	0,82 (0,07)	13,52 (1,06)	0,77 (0,05)
400	80	32	14,57 (0,51)	0,84 (0,06)	13,77 (0,69)	0,76 (0,07)
400	100	40	14,67 (0,52)	0,82 (0,09)	13,64 (1,15)	0,75 (0,03)
400	120	48	14,94 (0,91)	0,83 (0,06)	13,73 (1,08)	0,77 (0,07)
600	20	12	13,96 (0,54)	0,80 (0,04)	12,50 (0,59)	0,68 (0,06)
600	40	24	14,59 (0,68)	0,83 (0,05)	13,79 (0,70)	0,75 (0,06)
600	60	36	14,66 (0,64)	0,83 (0,06)	13,61 (1,10)	0,72 (0,07)
600	80	48	14,59 (0,35)	0,82 (0,05)	13,97 (0,52)	0,77 (0,05)
600	100	60	14,57 (0,86)	0,82 (0,04)	14,27 (0,98)	0,79 (0,05)
600	120	72	14,63 (0,42)	0,83 (0,06)	14,87 (1,23)	0,84 (0,05)
800	20	16	13,59 (1,06)	0,75 (0,07)	11,35 (0,81)	0,58 (0,06)
800	40	32	14,25 (0,95)	0,81 (0,07)	13,20 (1,19)	0,72 (0,06)
800	60	48	14,35 (0,90)	0,82 (0,06)	13,65 (1,02)	0,75 (0,07)
800	80	64	14,25 (0,92)	0,83 (0,07)	13,94 (0,82)	0,77 (0,05)
800	100	80	14,34 (0,56)	0,81 (0,05)	13,36 (0,75)	0,74 (0,05)
800	120	96	14,38 (0,69)	0,82 (0,04)	13,61 (0,31)	0,76 (0,06)
1.000	20	20	13,34 (0,68)	0,75 (0,05)	12,44 (0,79)	0,66 (0,06)
1.000	40	40	13,43 (0,79)	0,76 (0,07)	13,22 (1,01)	0,72 (0,07)
1.000	60	60	14,10 (0,42)	0,82 (0,04)	13,3 (0,63)	0,70 (0,06)
1.000	80	80	13,94 (0,69)	0,79 (0,05)	13,84 (0,74)	0,74 (0,07)
1.000	100	100	14,05 (1,07)	0,80 (0,08)	13,88 (0,77)	0,78 (0,06)
1.000	120	120	14,18 (0,78)	0,81 (0,07)	14,02 (0,56)	0,80 (0,05)
1.200	20	24	13,55 (1,22)	0,71 (0,06)	11,18 (0,72)	0,69 (0,05)
1.200	40	48	13,83 (1,31)	0,79 (0,07)	11,86 (1,10)	0,66 (0,05)
1.200	60	72	13,78 (0,80)	0,80 (0,05)	13,10 (0,92)	0,69 (0,07)
1.200	80	96	13,81 (0,79)	0,79 (0,08)	13,66 (0,88)	0,71 (0,07)
1.200	100	120	13,91 (0,67)	0,81 (0,07)	13,68 (1,20)	0,75 (0,07)
1.200	120	144	14,05 (0,94)	0,80 (0,06)	13,88 (1,17)	0,79 (0,07)

\* mean values (standard deviation)

### 3.1.6 Discussion

The incomplete polymerization of composite resins may generate undesirable properties such as restoration fractures, recurrent caries, marginal leakage, and postoperative sensitivity (Vandewalle et al, 2004). In this study, different conditions of polymerization were evaluated by changing the energy density, i.e., the amount of light irradiated for a period of time using a LED curing unit.

The instrumented indentation results showed that the lower values of hardness and elastic modulus were obtained for the irradiance of 200 mW/cm<sup>2</sup>. Even for 120 s, the polymerization with 200 mW/cm<sup>2</sup> did not result in values of hardness and elastic modulus as high as for the other irradiances. Lindberg et al., (2005) showed that there is a linear relation between irradiance and depth of cure and that the effect of longer exposure time does not guarantee a high polymerization degree. Thus, the energy density of 24 J/cm<sup>2</sup> for the irradiance of 200 mW/cm<sup>2</sup> is not enough to provide an appropriated polymerization. Emami and Soderholm (2003) states that the photoinitiator needs a certain quantity of energy to initiate the polymerization reaction.

Thus, if a fixed energy level produces a certain number of free radicals, the authors say that the same degree of cure should be achieved with a low intensity LCU as with a high intensity LCU depending on the time to give the same quantity of photons.

Our results show that the number of 24 J/cm<sup>2</sup> could not be assumed as a sufficient condition for proper polymerization, as reported by several authors (Emami, 2003; Vaidyanathan, 1992; Halvorson 2003; Calheiros, 2008).

It is also observed that for high irradiances (1000 and 1200 mW/cm<sup>2</sup>) the homogeneity of polymerization or depth of cure, represented by hardness and elastic modulus of bottom surfaces, is lower than for the intermediate irradiances. These results are in agreement with the ones obtained by Feng et al. (2009). The authors discovered that the combination of higher irradiance and shorter exposure time

resulted in an equal or lower conversion degree than that of lower irradiance and longer exposure time. Peutzfeldt and Asmussen (2005) showed that for a certain energy density, when the irradiance is increased, the conversion degree decreases linearly.

A great advantage of instrumented indentation is the possibility to obtain the values of elastic modulus. The composite resin should have a very similar elastic modulus to the one of the dentin structure (~18-20 GPa) to avoid a biomechanical mismatch (Craig, 1979). Our results show that the irradiances that give the higher values of elastic modulus (~15 GPa) in the top surfaces are for 400 to 800 mW/cm<sup>2</sup> (Fig. 2). The values of bottom surfaces for higher intensities achieve the value of 15 GPa for longer times. The same behavior is observed for the values of hardness. According to Halvorson et al. (2002); and Calheiros et al. (2008), this is due to the increase of molecular mobility with temperature resulting in an increase of the conversion. Bhamra et al. (2010) have concluded that the higher the irradiance, the lower is the efficiency to activate the camphorquinone and consequently, the lower is the polymerization efficiency. We have observed the same behavior for the irradiances of 1000 and 1200 mW/cm<sup>2</sup>. For shorter times the polymerization efficiency is reduced due to the lower activation of camphorquinone, but as the time exposure increases, the heating also increases allowing the mobility of monomers, which results in a higher degree of conversion for bottom surface hardness and elastic modulus.

However, not only the mechanical properties or depth of cure should be considered during the composite resin polymerization process. For the manufacturer recommended polymerization time (20 s), the irradiances of 200 to 600 mW/cm<sup>2</sup> produce a heating of less than 1 °C, which is beyond the limit to cause any damage to pulp tissues (Antonson et al., 2008; Leprince et al., 2010; Millen et al., 2007; and Kramer et al., 2008). When higher irradiances are used, the heating generated is increased. For the exposure times required to give proper mechanical properties (> 20



s), the heating increases notably with the irradiance, this heating being more significant from 800 mW/cm<sup>2</sup> and up.

According to Dewaele et al. (2009), the impact of an increase on the irradiance, when curing with high irradiances, has a small effect on the conversion degree. The author also says that there is an ideal energy density for a certain composite thickness and exposure time. Beyond this condition, any excess could cause adverse consequences.

Intermediate irradiances activate a reduced amount of photoinitiator molecules, allowing a slowly formation of a polymeric network during the first stages of polymerization, reducing the residual stress and, as a result, lower polymerization shrinkage, higher conversion degree and better mechanical properties (Silikas et al., 2000).

### **3.1.7. Conclusion**

In order to obtain proper mechanical properties and higher polymerization homogeneity, the energy density should be higher than 24 J/cm<sup>2</sup> for irradiances higher than 200 mW/cm<sup>2</sup>. The best results of hardness and elastic modulus on top and bottom surfaces of 2 mm thick specimens, without generating pulp damage by heating, were obtained for the irradiance of 600 mW/cm<sup>2</sup> for a time exposure of 40 s.

### 3.1.8 References

Antonson SA, Antonson DE, Hardigan PC. Should my new curing light be an LED? *Oper Dent*. 2008; 33(4):400-7.

Bhamra GS, Fleming GJ, Darvell BW. Influence of LED irradiance on flexural properties and Vickers hardness of resin-based composite materials. *Dent Mater*. 2010; 26(2):148-55.

Calheiros FC, Daronch M, Rueggeberg FA, Braga RR. Influence of irradiant energy on degree of conversion, polymerization rate and shrinkage stress in an experimental resin composite system. *Dent Mater*. 2008; 24(9):1164-8.

Chen YC, Ferracane JL, Prah SA. Quantum yield of conversion of the photoinitiator camphorquinone, *Dent Mater*. 2007; 23(6):655-64.

Cook WD. Factors affecting the depth of cure of UV-polymerized composites. *J Dent Res*. 1980; 59(5):800-8.

Craig RG. Selected properties of dental composites. *J Dent Res*. 1979; 58(5):1544-50.

Dewaele M, Asmussen E, Peutzfeldt A, Munksgaard EC, Benetti AR, Finné G, Leloup G, Devaux J. Influence of curing protocol on selected properties of light-curing polymers: degree of conversion, volume contraction, elastic modulus, and glass transition temperature. *Dent Mater*. 2009; 25(12):1576-84.

Durey K, Santini A, Miletic V. Pulp chamber temperature rise during curing of resin-based composites with different light-curing units. *Prim Dent Care*. 2008; 15(1):33-8.

Emami N, Söderholm KJ. How light irradiance and curing time affect monomer conversion in light-cured resin composites. *Eur J Oral Sci.* 2003 (6); 111:536-42.

Feng L, Carvalho R, Suh BI. Insufficient cure under the condition of high irradiance and short irradiation time. *Dent Mater.* 2009; 25(3):283-9.

Halvorson RH, Erickson RL, Davidson CL. Energy dependent polymerization of resin-based composite. *Dent Mater.* 2002; 18(6):463-9.

Halvorson RH, Erickson RL, Davidson CL. An energy conversion relationship predictive of conversion profiles and depth of cure for resin-based composite. *Oper Dent.* 2003; 28(3):307-314.

Krämer N, Lohbauer U, García-Godoy F, Frankenberger R. Light curing of resin-based composites in the LED era. *Am J Dent.* 2008; 21(3):135-42.

Kwon YH, Jeon GH, Jang CM, Seol HJ, Kim HI. Evaluation of polymerization of light-curing hybrid composite resins. *J Biomed Mater Res B App Biomaterials.* 2006; 76(1):106-13.

Leprince J, Devaux J, Mullier T, Vreven J, Leloup G. Pulpal-temperature rise and polymerization efficiency of LED curing lights. *Oper Dent.* 2010; 35(2):220-30.

Lindberg A, Peutzfeldt A, van Dijken JW. Effect of power density of curing unit, exposure duration, and light guide distance on composite depth of cure. *Clin Oral Investig.* 2005; 9(2):71-6.

Millen C, Ormond M, Richardson G, Santini A, Miletic V, Kew P. A study of temperature rise in the pulp chamber during composite polymerization with different light-curing units. *J Contemp Dent Pract.* 2007; 8(7):29-37.

Neumann MG, Schmitt CC, Ferreira GC, Corrêa IC. The initiating radical yields and the efficiency of polymerization for various dental photoinitiators excited by different light curing units. *Dent Mater.* 2006; 22(6):576-84.

Nitta K. Effect of light guide tip diameter of LED-light curing unit on polymerization of light-cured composites. *Dent Mater.* 2005; 21(3):217-223.

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

Oliver WC, Pharr GM. An improved technique for determining hardness and elastic-modulus using load and displacement sensing indentation experiments. *J Mater Res.* 1992; 7(6): 1564-83.

Park SH, Krejci I, Lutz F. Microhardness of resin composites polymerized by plasma arc or conventional visible light curing. *Oper Dent.* 2002; 27(1):30-7.

Peutzfeldt A, Asmussen E. Resin composite properties and energy density of light cure. *J Dent Res.* 2005; 84(7):659-62.

Price RB, Felix CA. Effect of delivering light in specific narrow bandwidths from 394 to 515nm on the micro-hardness of resin composites. *Dent Mater.* 2009; 25(7):899-908.

Santini A, Watterson C, Miletic V. Temperature rise within the pulp chamber during composite resin polymerisation using three different light sources. *Open Dent J.* 2008; 5(2):137-41.

Shortall AC. How light source and product shade influence cure depth for a contemporary composite. *J Oral Rehabil.* 2005; 32(12):906-11.

Silikas N, Eliades G, Watts DC. Light intensity effects on resin-composite degree of conversion and shrinkage strain. *Dent Mater.* 2000; 16(4):292-6.

Soares CJ, Pizi EC, Fonseca RB, Martins LR. Mechanical properties of light-cured composites polymerized with several additional post-curing methods. *Oper Dent* 2005; 30(3):389-394.

Torno V, Soares P, Martin JM, Mazur RF, Souza EM, Vieira S. Effects of irradiance, wavelength, and thermal emission of different light curing units on the Knoop and Vickers hardness of a composite resin. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2008; 85(1):166-71.

Tsai PC, Meyers IA, Walsh LJ. Depth of cure and surface microhardness of composite resin cured with blue LED curing lights. *Dent Mater.* 2004; 20(4):364-9.

Uhl A, Sigusch BW, Jandt KD. Second generation LEDs for the polymerization of oral biomaterials. *Dent Mater.* 2004; 20(1):80-7.

Vaidyanathan J, Vaidyanathan TK. Interactive effects of resin composition and ambient temperature of light curing on the percentage conversion, molar heat of cure and hardness of dental composite resins. *J Mater Sci Mater Med.* 1992; 3:19-27.

Van Meerbeek B, Willems G, Celis JP, Roos JR, Braem M, Lambrechts P, Vanherle G. Assessment by nano-indentation of the hardness and elasticity of the resin-dentin bonding area. *J Dent Res.* 1993; 72(10):1434-42.

Vandewalle KS, Ferracane JL, Hilton TJ, Erickson RL, Sakaguchi RL. Effect of energy density on properties and marginal integrity of posterior resin composite restorations. *Dent Mater.* 2004; 20(1):96-106.

Yap AU, Soh MS. Curing efficacy of a new generation high-power LED lamp. *Oper Dent.* 2005; 30(6):758-63.

Watts DC. Reaction kinetics and mechanics in photo-polymerised networks. *Dent Mater.* 2005; 21(1):27-35.

Wiggins K L, Hartung M, Althoff O, Wastian C, Mitra S B. Curing performance of a new-generation light-emitting diode dental curing unit. *J Am Dent Assoc.* 2004; 135(10):1471-79.