

FERNANDA MELLO LAUER

**INFLUÊNCIA DO TIPO DE PONTEIRA FOTOATIVADORA NA
MICRODUREZA DE UMA RESINA COMPOSTA**

Florianópolis
2012

**UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA
CENTRO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA
MESTRADO EM DENTÍSTICA**

Fernanda Mello Lauer

**INFLUÊNCIA DO TIPO DE PONTEIRA FOTOATIVADORA NA
MICRODUREZA DE UMA RESINA COMPOSTA**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia da Universidade Federal de Santa Catarina, como requisito para a obtenção do título de Mestre em Odontologia, área de concentração: Dentística.

Orientador: Prof. Dr. Élito Araújo
Co-orientador: Prof. Dr. Luiz Narciso Baratieri

**Florianópolis
2011**

Ficha Catalográfica

FERNANDA MELLO LAUER

**“INFLUÊNCIA DO TIPO DE PONTEIRA FOTOATIVADORA NA
MICRODUREZA DE UMA RESINA COMPOSTA”**

Esta dissertação foi julgada adequada para obtenção do título de Mestre em Odontologia – área de concentração Dentística e aprovada em sua forma final pelo Programa de Pós-Graduação em Odontologia da Universidade Federal de Santa Catarina.

Florianópolis, 28 de Fevereiro de 2012

Prof. Dr. Luiz Narciso Baratieri
Coordenador do Programa de Pós-Graduação em Odontologia da
Universidade Federal de Santa Catarina

BANCA EXAMINADORA

Prof. Dr. Élio Araújo
Orientador – UFSC

Prof. Dr. Luiz Narciso Baratieri
Co-orientador – UFSC

Prof. Dr. Sylvio Monteiro Jr.
Membro

Prof. Dr. José Vanderlei de Almeida
Membro

Aos meus pais FERNANDO e MARIANGELA que sempre me apoiaram em todos os momentos da minha vida. Obrigada por todos os ensinamentos, por me darem educação e amor. Serei eternamente grata por tudo o que já fizeram por mim. Muito obrigada!

Aos meus irmãos JOÃO e FRANCISCO que sempre estiveram ao meu lado durante esses dois anos, me apoiando e me ajudando a vencer mais essa etapa. Obrigada pelas implicâncias, por nossas diferenças, nossas brincadeiras, nossas discussões e alegrias.

DEDICATÓRIAS

Aos meus avós paternos Dila e Bubi, muito obrigada pelo apoio e confiança. Nem mesmo a distância é capaz de nos afastar. Vocês são exemplos de cumplicidade, experiência e amor.

Aos meus avós maternos, Íris e Dito (In Memoriam), muito obrigada pelas conversas francas, pelas experiências compartilhadas, pelo apoio e pelo carinho. Vô, sei que o senhor estará olhando por nós, o levarei sempre comigo no meu coração. Vó, a senhora é exemplo de sabedoria, de força, cumplicidade e companheirismo ... obrigada!

Às minhas tias de coração, Leda e Beth, que me acolheram como filha durante esses dois anos de mestrado. Muito obrigada pelo cuidado e auxílio nos momentos difíceis. Vocês tornaram essa jornada mais leve.

À minha prima Manu pelas infinitas conversas na internet. Obrigada por compartilhar comigo as frustrações, as agonias e os momentos de indecisão, assim como as alegrias e os momentos de certeza. São trinta anos de convivência e tenho você como uma irmã. Obrigada por ajudar a tornar esse processo mais leve.

À minha tia Kika e ao tio Manuel, e às minhas primas Nina e Julia. Vocês são a minha segunda família. Muito obrigada por tudo: pelo apoio e força para seguir adiante.

Aos meus tios Paty, Bel, Tchó, Tuna, Lu, Lena, Quíta e Mary (In Memoriam), que sempre estiveram do meu lado. Obrigada pelas conversas e momentos em família. Cada um de vocês contribuiu de alguma forma para o meu crescimento. Muito obrigada!

À Lurdinha, que está com a gente há quase 30 anos e já faz parte da família. Obrigada pelo cuidado comigo e com meus irmãos.. e por preparar todas as marmítas durante esses dois anos. Você salvou a minha vida. Muito obrigada!

Ao meu primo Renato Vianna que, com um astral contagiante, sempre me apoiou e me ajudou muito no ofício da Odontologia. Obrigada por me permitir o exercício da profissão e obrigada por me levar para a UFRJ onde eu conheci pessoas maravilhosas. Também gostaria de agradecer pelos momentos descontraídos em família.

Ao meu primo Roberto Vianna, que também sempre me apoiou e ajudou a conhecer melhor os caminhos da Odontologia. Muito obrigada! Sempre lembrarei da frase: “Quem não é visto, não é lembrado”.

Ao tio Amílcar Vianna, que também sempre me incentivou nessa profissão maravilhosa e que abriu portas para que eu pudesse exercer as funções de um cirurgião dentista. Muito Obrigada!

Aos professores da UFRJ Kátia Dias, Sílvia Alencar, Paulo Campos, Rogério Capanema, Mauro Sayão, Tiago Rabello, Paulo Garcia, Isabel Chacur e Adília Vieira pelos ensinamentos, pela troca de experiências, pelo apoio e pela amizade! Muito obrigada!

Aos amigos Guilherme, Robert, Manu e Rachel pela paciência e principalmente pela amizade durante esses quase 20 anos de convivência. Vocês são exemplos de garra e perseverança. Obrigada!

Aos meus vizinhos da Lagoa da Conceição Sr Nicolino e Dona Neli, que me adotaram e cuidaram de mim sempre que necessário. Muito obrigada por tudo! À Ana e à Dona Tereza, pelas palavras de apoio e pelo carinho. À Dona Thaís e ao marido Francisco, também pela ajuda nos momentos difíceis. Muito obrigada.

À Universidade Federal de Santa Catarina, ao Programa de Pós-Graduação e à disciplina de Dentística, que me acolheram e possibilitaram meus estudos durante os dois anos de mestrado. Muito Obrigada!!

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

Ao Prof. Élito Araújo, meu orientador, muito obrigada pela paciência, pelos ensinamentos, pela dedicação e orientação. O senhor é exemplo de luta e perseverança. Mais uma vez, obrigada!

Ao Prof. Luíz Narciso Baratieri, meu co-orientador, por acreditar em seus alunos, por transmitir tranquilidade e sinceridade e por nos ensinar que o amor é a base de tudo. É esse sentimento de coração batendo forte e frio na barriga que nos mantém vivos! Muito obrigada!

Ao Prof. Luíz Clovis Cardoso Vieira, por ser severo nos momentos certos, pelos ensinamentos e pelo carinho. O senhor é exemplo de dedicação e disciplina. Muito obrigada!

Ao Prof. Sylvio Monteiro Jr, que com grande conhecimento e sabedoria nos guiou, ensinou e incentivou durante esses dois anos de mestrado. Muito obrigada!

Ao Prof. Hamilton Pires Maia, por todos os questionamentos e incentivo aos estudos e por tentar extrair o máximo de nós, pois nada é impossível! Muito obrigada! (Vai Corinthians!!)

Ao Prof. Mauro Amaral Caldeira de Andrada, pelos conhecimentos e por nos proporcionar momentos de alegria e descontração. Muito obrigada!

À Prof. Renata Gondo, pelo conhecimento, pela competência, solidariedade, dedicação e, principalmente, pelo carinho e amizade. Muito obrigada!

À Prof. Jussara Bernardon, pela paixão à profissão, por sua dedicação aos alunos, por compartilhar conhecimentos e, principalmente, pela amizade! Muito obrigada!

À Prof. Sheila Stolf, pelos ensinamentos, por sempre estar disposta a ajudar e pelas conversas. Muito obrigada!

Ao Prof. Cléo Nunes de Souza, pelos momentos de descontração e alegria. Obrigada!

Ao Prof. Gilberto Müller Arcari e ao Prof. Guilherme Carpena Lopes pelos ensinamentos, pela atenção e pelo carinho. Muito obrigada!

Aos amigos de mestrado: Elizabeth, Gabriela, Marcellí, Vanessa, Lídiane, Carlo, Gustavo, Gustavo C., Shizuma, Dógo e Rafael... adorei cada minuto com vocês! De alegrias, tristezas, conhecimentos, discussões, frustrações, solidariedade. Sinto que fomos uma verdadeira família e, como toda família, tínhamos problemas e momentos felizes. Levarei todos comigo para sempre! Muito obrigada por tudo!

Agradeço especialmente ao Gustavo Chraim, por ser um amigo verdadeiro, solidário e dedicado. Muito obrigada por tudo o que fez por mim!

Aos amigos do doutorado Luana, Greciana, Eduardo, Adriano, David, Daniel e Cassio. Nossa... é até difícil dizer alguma coisa. Adoro todos vocês! Vocês foram a minha segunda turma, principalmente nesse segundo ano do mestrado. Obrigada pelos conhecimentos compartilhados e obrigada pelos momentos de alegria e descontração! Um obrigada especial à Greciana, que é exemplo de luta, determinação, disciplina e amiga para todas as horas! Convivemos por pouco tempo, mas foi possível perceber a pessoa maravilhosa que você é! Muito obrigada!! À Luana.. não tenho palavras para expressar o que sinto por você, amiga! Considero você como minha irmã! Compartilhamos conversas mil, momentos de alegria e tristeza e nunca discordamos em nada.. Você tem uma energia positiva incrível e está sempre disposta a tudo! É uma pessoa especial e muito importante na minha vida! Levarei nossa amizade para sempre!! Muito obrigada por tudo!

À Dona Léa, à Dona Thalita e à Ana, por sempre estarem dispostas a ajudar, por nos acolher e pelo carinho! Muito obrigada!!!

Ao Bruno, pela amizade, pelas conversas, por sempre estar disposto a ajudar e pelo carinho! Muito obrigada!

Ao Sr. Lauro, ao Batista, ao Luiz e à D. Marilene pela ajuda e por possibilitarem os trabalhos laboratoriais e clínicos. Muito obrigada!

Aos alunos da graduação, por permitirem que praticássemos a nossa profissão, por serem educados e aplicados. Muito obrigada! Aprendemos muito com vocês!

"Há pessoas que nos falam e nem as escutamos, há pessoas que nos ferem e nem cicatrizes deixam mas há pessoas que simplesmente aparecem em nossas vidas e nos marcam para sempre."

Cecília Meireles

"(...)

Nem tudo é fácil na vida.. Mas, com certeza, nada é impossível

Precisamos acreditar, ter fé e lutar para que não apenas sonhemos, mas também tornemos todos esses desejos, realidade!!"

Cecília Meireles

LAUER, Fernanda Mello. **Influência do tipo de ponteira fotoativadora na microdureza de uma resina composta**. 2012. X. Dissertação (Mestrado em Odontologia – opção Dentística) – Programa de Pós-Graduação em Odontologia, Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis.

RESUMO

Este estudo teve como objetivo avaliar a influência do tipo de ponteira de unidades fotoativadoras na microdureza de uma resina composta. Para isso, foram utilizados dois aparelhos de LED (Ultraled – Dabi Atlante), alternando ponteira de polímero e fibra óptica para cada aparelho, sendo um aparelho halógeno (Ultralux – Dabi Atlante) como controle. Com o auxílio de uma matriz metálica, foram confeccionados 5 discos de resina (Filtek Z250 – 3M/ESPE) com 10mm \varnothing e 2mm de espessura. Os discos foram submetidos a testes de microdureza Knoop imediatamente após a confecção, sendo realizadas 5 endentações com carga de 50g/15s. Após 24 horas de armazenagem em ambiente escuro a 37°C, mais 5 endentações com carga de 50g/15s foram aplicadas. Os dados obtidos foram submetidos a testes de variância Kruskal-Wallis e Mann-Whitney para comparações entre os grupos ($\alpha \leq 0.05$). Os resultados apresentaram diferenças estatísticas entre as ponteiras bem como entre os tempos de avaliação (imediate e 24h). A ponteira de polímero apresentou média de valores de dureza superiores em relação à fibra óptica. Os valores de dureza encontrados para o tempo de 24h também foram superiores aos do tempo imediato, porém os valores encontrados no tempo imediato foram satisfatórios. Na comparação entre os grupos foi possível observar que LED2P24 > LED1P24 > LED2FO24 > LED2P i > LED1P i > QTH 24 > LED1FO24 > QTH i > LED2FO i > LED1 FO i. O tempo de 20s foi suficiente para promover adequada polimerização da resina tanto com a ponteira de polímero quanto com a de fibra óptica. Concluiu-se que as ponteiras de polímero apresentaram melhor desempenho para os tempos imediato e 24h. Entretanto, a ponteira de fibra óptica também é eficaz na polimerização da resina, porém deve-se observar o tipo e a potência do fotoativador.

Palavras-chave: Dureza; Fotopolimerização; Resina Composta.

LAUER, Fernanda Mello. **Influência do tipo de ponteira fotoativadora na microdureza de uma resina composta.** 2012. X. Dissertação (Mestrado em Odontologia – opção Dentística) – Programa de Pós-Graduação em Odontologia, Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis.

ABSTRACT

The aim of this study was to compare the influence of two different light guide tips on the hardness of resin composite. Two curing light units were used (Ultraled – Dabi Atlante) alternating a fiber optic tip and a polymer tip for each unit, while a halogen light unit (Ultralux – Dabi Atlante) was used as the control group. Five resin composite (Filtek Z250 – 3M/ESPE) discs (10mm \varnothing X 2mm thickness) were made for each group using a stainless steel matrix. Five Knoop hardness measurements were taken of each specimen's surface immediately after using a force of 50g applied for 15s, and after storing them in a dark chamber at 37°C for 24h. Statistical analyses were performed using Kruskal-Wallis and Mann-Whitney *U* test for comparisons among the groups ($\alpha \leq 0.05$). The results showed statistical differences between the light guides and between times variations (immediate and 24h). The polymer light guide had an average hardness value higher than that of the optical fiber. The hardness values obtained after a time of 24 hours were also higher than the ones taken immediately, but even the values taken immediately were satisfactory. In the comparison among groups was observed that LED2P24 > LED1P24 > LED2FO24 > LED2P i > LED1P i > QTH 24 > LED1FO24 > QTH i > LED2FO i > LED1FO i. The 20s time was enough to promote adequate polymerization of the resin with either the polymer light guide or the fiber optics. It is concluded that the polymer light guide showed better performance immediately and after 24h time. However, the fiber optic probe is also effective in curing the resin, but one should observe the type and the power of the light curing unit.

Key words: Hardness; Light-Curing; Composite Resin.

LISTA DE FIGURAS:

Figura 1: Aparelho fotopolimerizador UltraLed	50
Figura 2: Ponteira condutora de luz – Polímero	50
Figura 3: Ponteira condutora de luz – Fibra óptica	51
Figura 4: Aparelho fotopolimerizador UltraLux	51
Figura 5: Radiômetro ECEL RD-7	52
Figura 6: Resina composta Filtek Z250	53
Figura 7A: Matriz metálica montada	53
Figura 7B: Matriz metálica com as partes separadas	54
Figura 8: Matriz de poliéster fixada na parte inferior da matriz	55
Figura 9: Matriz metálica sobre a placa de vidro	55
Figura 10: Inserção da resina composta para confecção das amostras	56
Figura 11: Inserção da segunda tira de poliéster	56
Figura 12: Placa de vidro para uniformizar a amostra	57
Figura 13: Fotopolimerização das amostras	57
Figura 14A: Aparelho utilizado para prensagem	58
Figura 14B: Imagem aproximada da planificação	58
Figura 15A: Microdurômetro	59
Figura 15B: Indentador do tipo Knoop	59
Figura 16: Esquema das indentações realizadas	60

LISTA DE ABREVIATURAS E SÍMBOLOS:

ANOVA	→ Análise de Variância
°C	→ Grau Celsius
CQ	→ Canforoquinona
DR	→ Dureza Relativa
FRC	→ Fiber Reinforced Composites (Compósitos Reforçados por Fibra)
g	→ Grama
GC	→ Grau de Conversão
h	→ Horas
hiQTH	→ high intensity Quartz Tungsten Halogen (Luz Halógena de Quartzo e Tungstênio de alta intensidade)
KHN	→ Knoop Hardness Number (Número de Dureza Knoop)
LED	→ Light Emitting Diode (Luz Emitida por Diodo)
min	→ Minutos
mm	→ Milímetros
MOD	→ Mésio-Ocluso-Distal
mW/cm²	→ Miliwatts por centímetro quadrado
N	→ Newton
n	→ Número de amostras

nm	→ Nanometros
PAC	→ Plasma Arc Cutting (Arco de Plasma)
QTH	→ Quartz Tungsten Halogen lights (Luz Halógena de Quartzo e Tungstênio)
RF	→ Resistência Flexural
s	→ Segundos
VHN	→ Vicker's Hardness Number (Número de Dureza Vicker's)
∅	→ Diâmetro

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	20
2. REVISÃO DE LITERATURA	22
3. PROPOSIÇÃO	49
4. MATERIAIS E MÉTODOS	50
4.1 – Fotopolimerizadores	50
4.2 – Corpos de prova	54
4.3 – Microdureza Knoop	58
5. RESULTADOS	61
6. DISCUSSÃO	66
7. CONCLUSÃO	70
REFERÊNCIAS	71
APÊNDICES	80

1. INTRODUÇÃO:

O uso dos fotopolimerizadores tornou-se indispensável na prática odontológica. Desde o seu surgimento na década de 70, as unidades fotoativadoras passaram por diversas adaptações, aperfeiçoando a polimerização dos materiais resinosos (RUEGGEBERG, FREDERICK A, 2011)

Os fotopolimerizadores halógenos, também conhecidos como QTH (*Quartz-Tungsten-Halogen lights*), foram os primeiros a serem adaptados para a odontologia. São aparelhos que possuem um filamento de tungstênio no interior de um ambiente de gás halógeno, e devido à passagem da corrente elétrica, esse filamento gera calor e luz com variados comprimentos de onda. Tais aparelhos fazem uso de um filtro para reduzir o aquecimento e selecionar o comprimento de onda favorável (CCAHUANA-VÁSQUEZ, R. A. *et al.*, 2004; VANDEWALLE *et al.*, 2006).

Além do aquecimento, outra desvantagem é o tempo de vida útil da lâmpada, que varia entre 50 a 100 horas; após esse período ocorre uma redução significativa na potência de luz, sendo necessária sua reposição. Logo, são aparelhos que necessitam de constante manutenção (RUEGGEBERG, FREDERICK A, 2011).

Nesses 40 anos de evolução, diversas unidades fotoativadoras foram inventadas ou adaptadas para a área odontológica visando prover as desvantagens citadas anteriormente das unidades halógenas, como o arco de plasma e o laser de argônio. Entretanto, os resultados ainda são questionáveis e o custo desses aparelhos é maior (CHRISTENSEN, 2004).

Na década de 90, foram introduzidos no mercado os aparelhos a base LED (ou Luz Emitida por Diodo), que apresentam vantagens em relação aos aparelhos halógenos (LEONARD, 2007). Essas unidades possuem como fonte de luz, diodos que irão emitir uma luz fria numa faixa dentro do espectro de absorção da canforoquinona (CQ), presente nos compósitos. De acordo com estudos (FRANCO, E. B. *et al.*, 2003; HILGERT, L. A. *et al.*, 2004; LOPES, L. G. *et al.*, 2007; PRICE, R. B. T *et al.*, 2007; NALCACI *et al.*, 2005), esse espectro varia de 450nm a 500nm. Devido ao seu comprimento de onda específico, não gera energia luminosa desnecessária, reduzindo o calor e dispensando a presença de filtros e ventilação. Alguns aparelhos de LED podem ser *wireless*, ou seja, sem fio e, além disso, conseguem operar por dez mil horas, sem

redução significativa da potência de luz (HILGERT, L. A. *et al.*, 2004; SANTOS, G. C., Jr *et al.*, 2004), contudo, a maioria dos compósitos têm como iniciador a CQ, que possui seu pico de absorção em 468nm. Assim, a polimerização adequada do material resinoso dependerá de fatores como: tipo de foto iniciador, partícula de carga e cor, tempo de exposição, potência, e comprimento de onda da unidade fotoativadora (ANTONSON, S. A. *et al.*, 2008).

A emissão de luz no comprimento de onda necessário para ativação dos compósitos reduz a liberação de energia em forma de calor, permitindo o uso de materiais diferentes da fibra óptica na confecção das ponteiras condutoras de luz, a exemplo do polímero (CCAHUANA-VÁSQUEZ, R. A. *et al.*, 2004). Porém, ainda existem dúvidas sobre a efetividade da transmissão de luz por esse tipo de ponteira. Sendo assim, o objetivo desse estudo é comparar a capacidade de polimerização das resinas compostas, por meio de testes de microdureza, utilizando ponteiras condutoras de luz de polímero e fibra óptica.

2. REVISÃO DE LITERATURA:

Desde seu surgimento na década de 70, as unidades fotoativadoras vêm sendo estudadas por pesquisadores, comprovando cada vez mais, a sua eficácia na polimerização de materiais resinosos.

Rueggeberg et al (2000), avaliaram a profundidade de cura de uma resina composta por meio de microdureza Knoop, testando a hipótese de que os aparelhos de luz halógena convencional e de alta intensidade, podem apresentar valores de microdureza semelhantes aos aparelhos de arco de plasma e laser de argônio. A resina foi polimerizada em um ambiente escuro e opaco no intuito de evitar reflexão e dispersão da luz. Os autores constataram que o aparelho QTH de alta intensidade utilizando o tempo de 10s apresentou resultados semelhantes ao arco de plasma (10s) e ao QTH convencional (40s). Também observou-se que a exposição por 10s do PAC e 05s do Laser de argônio apresentaram resultados de dureza semelhantes ao QTH convencional (40s) para um incremento de resina de 2mm. Assim, os autores recomendam que os incrementos de resina composta não ultrapassem 2mm de espessura para que se tenha uma dureza homogênea.

Price et al (2010), compararam a capacidade de 6 unidades fotoativadoras na microdureza Knoop de diferentes resinas compostas cujas amostras foram polimerizadas em distâncias e tempos diferentes. Os resultados do estudo mostraram que quanto menor a distância entre o fotoativador e a resina composta, mais adequada e homogênea a polimerização. Entretanto, existem situações clínicas onde essa distância aumenta e a energia gerada pelo fotoativador não é capaz de polimerizar por completo o compósito, sendo necessário aumentar o tempo de exposição.

Em um outro estudo, Price et al (2010), compararam a distribuição e uniformidade de irradiância das unidades fotoativadoras utilizando uma ponteira padrão e uma ponteira Turbo. A potência total de cada aparelho foi mensurada e a irradiância calculada. Além disso, foram determinados a área óptica de emissão ativa, a média de irradiância, a distribuição de irradiância e feito o cálculo da média ponderada dos valores de

potência dentro de uma área de feixe definido (THF). Os resultados mostraram que a ponteira Turbo aumenta a irradiância, porém a homogeneidade do feixe sofre uma considerável redução, fator que conduz a uma diminuição de 60% na potência total emitida e na área óptica da ponteira. Desta forma, concluiu-se que a potência emitida, os valores de irradiância e a homogeneidade do feixe são afetados quando são utilizadas diferentes ponteiros em um mesmo aparelho.

Bhamra et al (2010), avaliaram as diferenças entre fotoativadores (Elipar Freelight; Elipar Freelight2) e seus comportamentos na resistência flexural e microdureza (Vickers - 300g/15s) de resinas compostas (Z100, Filtek Z250, Filtek P60 e Filtek Supreme XT), além da escolha adequada da ponteira de luz (Ponteiras de fibra óptica com 8mm e 13 mm de diâmetro). Foram confeccionadas 20 barras (25mm x 2mm x 2mm) de cada resina, que foram divididas de acordo com o fotoativador e a ponteira de luz, formando 16 grupos (4 resinas, 2 diâmetros de ponteira e dois fotoativadores). Não foi observado efeito significativo para os fotoativadores, ponteira ou irradiância na resistência flexural ou módulo de elasticidade. Em relação à dureza, a superfície inferior apresentou menores valores quando comparada à superfície superior, sendo necessário maior tempo de exposição ou maior irradiância para adequada dureza na superfície inferior.

Vandewalle et al (2008), avaliaram a influência do tipo de ponteira de luz na distribuição da emissão de irradiância de unidades de LED na dureza de superfície de resina compostas, utilizando duas ponteiros de fibra óptica, uma padrão e uma Turbo. Os resultados mostraram que a ponteira padrão possui uma distribuição de irradiância mais homogênea, tornando a dureza da resina semelhante em toda a superfície da amostra. Por outro lado, a ponteira Turbo concentrou grande parte de sua irradiância no centro da amostra, fazendo com que nesta região central da superfície da amostra a dureza apresentasse valores maiores do que a região periférica. Contudo, não foram encontradas diferenças estatísticas significantes entre os tipos de ponteira utilizadas.

Torno et al (2008), avaliaram os efeitos da irradiância, emissão de luz, comprimento de onda e aquecimento de 08 diferentes aparelhos fotopolimerizadores à base de LED, tendo como grupo controle dois aparelho de luz halógena, um com ponteira de luz padrão e outro com ponteira Turbo. Foram confeccionadas 5 amostras de resina composta, com 4mm de diâmetro e 2mm de espessura. Todos os aparelhos foram avaliados por radiômetros e, após polimerização por 40s, foram realizados testes de dureza Knoop e Vicker's, cujos resultados revelaram que a dureza de superfície das resinas compostas depende da irradiância e, principalmente, do comprimento de onda e do calor emitido pelos aparelhos fotopolimerizadores. Cinco dos oito aparelhos testados, apresentaram maior irradiância e consequentemente maior exposição, seguido pelo aparelho QTH de ponteira padrão e Turbo. O aparelho halógeno apresentou os maiores valores de emissão de calor. Diante disso, é fundamental que o profissional conheça as propriedades físicas e mecânicas dos aparelhos fotopolimerizadores para que se tenha uma emissão adequada de comprimento de onda e irradiância, conduzindo à correta polimerização dos compósitos. Da mesma forma, é importante que o fabricante da resina composta informe a exposição necessária e o comprimento de onda necessário para polimerização.

Vandewalle et al (2005), avaliaram os efeitos da dispersão de luz de cinco unidades de LED e uma unidade QTH na conversão dos monômeros das resinas híbridas e microparticuladas. Foram confeccionadas amostras das resinas com 8mm de diâmetro e 2mm de espessura, sendo que em metade das amostras a fotoativação foi feita por 5s com a ponteira de luz tocando a lâmina de vidro (1mm de espessura) posicionada sobre a amostra de resina. Na outra metade, as amostras também foram fotoativadas por 5s, porém foi estabelecida uma distância de 4mm entre a ponteira de luz e a resina. Os autores constataram que as unidade de LED promoveram taxas de grau de conversão semelhantes as dos aparelhos QTH, ou melhores, a uma distância de 5mm. Assim, constatou-se que a dispersão de luz possui um papel importante na conversão dos monômeros e, mesmo com resultados satisfatórios a 5mm, para maximizar os efeitos da polimerização, as ponteiros de luz devem ser posicionadas o mais próximo possível da superfície do material restaurador.

Arikawa et al (2011), tiveram como objetivo o desenvolvimento de um método simples e eficaz para reduzir a saída de luz não homogênea de unidades fotoativadoras, examinando a eficácia da polimerização por meio de testes de dureza em resinas compostas (Lite-Fil II). As unidades fotoativadoras utilizadas foram: Jalite 1000 (QTH - Halógeno); Credi II (PAC - Arco de plasma) e Jetlite 5000 (LED). O uso de elementos ópticos adicionais (tubo de mistura e tela difusora) fizeram-se necessários na promoção de diferenciações na emissão de luz. A distribuição da intensidade de luz emitida foi avaliada por um medidor de energia e a superfície da ponteira de luz foi escaneada em intervalos de 1.0mm, avaliando a intensidade de luz em cada ponto, bem como a distribuição da dureza Knoop na superfície da resina quando ativada pela luz. Observou-se que os elementos ópticos adicionais causaram redução de 13,2 a 25,9% da intensidade de luz, entretanto a uniformidade da luz foi significativamente melhor, conseqüentemente a dureza de superfície da resina mostrou-se maior. Portanto, a adição de elementos ópticos pode ser um método simples e eficaz para reduzir a heterogeneidade da foto-ativação.

Clifford et al (2009), determinaram o estresse de polimerização e a profundidade de cura de resinas microparticuladas, nanoparticuladas e híbridas, quando fotoativadas por 2 unidades fotopolimerizadoras a base de LED e uma unidade halógena. Os resultados deste estudo mostraram que, tanto o tipo de unidade fotoativadora quanto o tipo de resina resina composta, influenciaram nos valores de contração de polimerização e microdureza. A unidade QTH produziu os maiores valores de contração e dureza até 2mm de profundidade nas superfícies das resinas (14.8 - 38.4KHN). Quando utilizado o modo "soft-start", foi observada redução na contração de polimerização, entretanto os valores de microdureza também foram menores (9.4- 18.2KHN), sendo necessário aumentar o tempo ou a potência do aparelho. As unidades a base de LED apresentaram valores intermediários de microdureza e contração de polimerização.

Paula et al (2010), avaliaram a microdureza Knoop e a profundidade de polimerização de um cimento resinoso dual quando fotoativado em distâncias desiguais sobre diferentes

espessuras de resina composta. Para a simulação de restaurações indiretas, discos pré-polimerizados de resina composta foram confeccionados em diferentes espessuras (2, 3, 4 e 5 mm). Na sequência, dentes bovinos foram seccionados e embebidos em resina acrílica e a superfície vestibular foi polida. O cimento resino foi manipulado de acordo com as recomendações do fabricante e aplicado sobre o dente bovino já preparado. A ativação foi feita por um único fotopolimerizador durante 40s em distâncias de 0, 1, 2 e 3mm. Os testes de microdureza Knoop, revelaram que a espessura do compósito diminuiu a dureza do cimento, ou seja, quanto maior a espessura, menor a microdureza do cimento. Da mesma forma, quanto maior a distância entre a ponteira de luz e a superfície do cimento resinoso, menores são os valores de microdureza do mesmo. Desta forma, foi visto que a dureza do cimento resinoso é influenciada pela espessura da restauração indireta e pela distância entre a ponteira de luz e a superfície do cimento resinoso.

Marchan et al (2011), avaliaram por meio de testes de microdureza, a eficácia de diferentes protocolos de fotoativação em 5 resinas nano: Filtek Z350 (nanoparticulada); Grandio; Clearfil Majesty Esthetic; Ice; TetricEvoCeram (as demais são nanohíbridas). Foram confeccionados 5 discos (2mm espessura X 8mm \varnothing) de cada resina avaliada, e estes submetidos a 3 protocolos de fotoativação com as unidades Elipar FreeLight (LED - 3M/ESPE) e Biolite 2100 (QTH - Medeco Intern.): (a) QTH 20s; (b) LED 20s e (c) LED 10s. Imediatamente após ativação por luz, as amostras passaram pelos testes de dureza Vickers (5 indentações no topo e na superfície inferior - 500g/ 15s). Os resultados da dureza revelaram que a fotoativação por 10s foi insuficiente para Z350 e Grandio (fator com possível relação a maior quantidade de partículas de carga, comprometendo a passagem da luz). Entretanto, para Clearfil, Ice e Tetric esse tempo foi suficiente para uma adequada polimerização, sendo que tal constatação pode estar associada à interação de diversos tamanhos de partículas de carga. A resina que apresentou maior dureza de superfície foi a Grandio nos 3 protocolos de ativação por luz, seguido da resina Z350, Ice, Tetric e Clearfil, respectivamente.

Reges et al (2009), avaliaram a microdureza Knoop de diferentes cores de um cimento resinoso quando fotoativados pelo tempo de 40s por unidades LED e QTH. Para isso, o cimento resinoso nas cores XL, A2, A3 e opaco foi inserido dentro de um molde de teflon preto com 5mm de diâmetro e 1mm de espessura. Sobre esse molde foi colocada uma tira de poliéster e, ainda sobre o conjunto, foi acomodado um disco de cerâmica feldspática simulando uma restauração indireta. No total, 40 amostras foram confeccionadas e divididas em dois grupos de acordo com o aparelho fotopolimerizador: LED (40s) ou QTH (40s) Para os testes de microdureza Knoop, 4 endentações foram realizadas com carga de 50g por 15s após 15 minutos e 24h. Os resultados mostraram que, para uma mesma cor de cimento, o tempo de 24h apresentou valores de dureza maior do que o período de 15 min, independente do aparelho utilizado. A cor opaca apresentou menores valores de dureza quando comparado com as demais cores, independente das fontes de luz e do tempo de pós polimerização.

Price et al (2003), avaliaram a influência de diferentes unidades fotoativadoras na dureza de 5 resinas compostas. A hipótese traduz a ausência de diferença na dureza das resinas, independente do aparelho utilizado. Foram utilizados os aparelhos: PAC - 3s; QTH1 - 40s; QTH2 - 40s; hiQTH - 5s; LED1 - 40s e LED2 - 40s. As resinas utilizadas foram: Filtek Z250; Solitaire2; Prodigy Cond.; Pyramid dentin; Pyramid enamel. Todos os aparelhos operaram a uma distância de 2mm e 9mm durante a fotoativação das resinas. A dureza Knoop (KHN) das amostras foi avaliada primeiramente após 15 min e ao término de 24h, e os resultados apontaram que a hipótese avaliada mostrou-se inválida. As resinas compostas apresentaram diferenças conforme o aparelho utilizado e nenhuma das unidades LED foi capaz de polimerizar adequadamente a resina Pyramid enamel. A unidade QTH2 - 40s foi capaz de produzir os maiores valores de dureza. Também foi percebida uma relação distância-dureza, indicando que quanto mais distante encontrar-se a ponteira da amostra de resina durante a polimerização, menores são os valores de dureza. Considerando tal fator, observa-se que a distância de 2mm apresentou os maiores valores de KHN.

Poskus et al (2004), investigaram a dureza de resinas compostas quando realizadas duas técnicas de inserção em restaurações classe II. Para isso, cinquenta pré-molares foram preparados (5mm de comprimento, 3mm de largura e 1.2mm de profundidade) e divididos em grupos de acordo com a resina composta (compactável, microparticulada ou híbrida) bem como a técnica de inserção (incremental e único). Após armazenagem, as amostras foram submetidas a termociclagem (700 ciclos/ 5-55°C) e, na sequência, foram seccionadas longitudinalmente. As amostras foram submetidas a testes de microdureza Knoop e Vicker's, cujos resultados mostraram que a técnica de incremento único obteve menores valores de dureza Knoop e Vicker's em todas as resinas avaliadas. Por outro lado, a técnica incremental promoveu uma polimerização mais uniforme, não sendo observadas diferenças entre Knoop e Vicker's para todas as resinas avaliadas. Entre os testes Knoop e Vicker's foram observadas semelhanças estatísticas e satisfatória correlação, apesar dos valores da dureza Vicker's mostrarem-se maiores.

Palin et al (2008), mensuraram a capacidade de diferentes unidades fotoativadoras de segunda e terceira geração ao polimerizar diferentes tipos de resina composta em cavidades MOD. Amostras de resina composta foram confeccionadas em moldes com dimensões de 12mm X 2mm X 2mm, simulando uma restauração MOD. Além da CQ, algumas resinas possuem também o Lucirin (TPO) como iniciador. Na sequência, as amostras foram fotoativadas por um aparelho QTH, um LED de segunda geração e um LED de terceira geração padrão e um modificado, por 20s com 2mm de distância da superfície da amostra. Três amostras foram submetidas a testes de dureza Vicker's, sendo realizadas 3 endentações na superfície superior e inferior com cargas de 16N por 20s. Os autores observaram que não houve diferença significativa na dureza total das superfícies superior e inferior das resinas. Entretanto, os valores de dureza da superfície superior da resina que possui apenas a CQ como iniciador, foram menores quando utilizado o LED de terceira geração modificado. Assim, a qualidade da polimerização da resina composta em cavidades extensas, irá depender da variação da intensidade de luz através da ponteira condutora, da emissão espectral e do tipo do iniciador utilizado.

Mobarak et al (2009), realizaram um estudo que se propôs a mensurar a dureza relativa de materiais restauradores à base de ionômero de vidro e de uma resina composta, quando polimerizados por unidades LED e QTH. Todos os materiais foram utilizados na cor A3,5. Para cada material restaurador, foram confeccionados 3 discos (30mm de diâmetro e 2mm de espessura) contendo 5 orifícios que foram posteriormente preenchidos. Uma matriz de poliéster foi colocada sobre a superfície de cada material e, em seguida, feita a fotoativação. Para cada disco foi utilizado um fotopolimerizador diferente. Após armazenagem em seco por 15min, as amostras foram submetidas a testes de dureza Vicker's com carga de 100g por 15s, e posteriormente, foram refeitos nos períodos de 24h e, após, 7 dias. A dureza relativa (DR) de cada material também foi calculada. Os autores constataram que a resina composta e o ionômero de vidro modificado por resina apresentaram dureza relativa acima de 80%, independente da unidade fotoativadora ou do intervalo de tempo. A unidade LED de alta intensidade (1100 mW/cm²) foi capaz de promover dureza relativa acima de 80% para todos os materiais nos diferentes intervalos de tempo, quando comparado com a unidade QTH (350 mW/cm²). Portanto, o tempo de 10s utilizado pelas unidades LED de alta intensidade apresentaram valores de DR iguais ou maiores do que as unidades QTH em 40s de exposição.

Dunn e Bush (2002), compararam duas unidades QTH e duas unidades LED na polimerização de resinas híbridas e microparticuladas na cor A1. Foram confeccionados 20 corpos de prova de cada tipo de resina composta por meio de um molde com 8mm de diâmetro e 2mm de espessura. As 20 amostras de cada resina foram divididas em 4 grupos (n=5) de acordo com o fotopolimerizador utilizado. A fotoativação foi feita por 40s e, em seguida, as amostras foram armazenadas pelo período de 24h, sendo que os corpos de prova foram submetidos a testes de microdureza Knoop com carga de 100g por 10s. Três indentações foram realizadas nas superfícies superior e inferior das amostras, sendo calculada a media dos valores de dureza de cada grupo. Análises de variância (ANOVA) foram realizadas para avaliar diferenças na dureza de superfície. Os resultados deste estudo revelaram que, independente do tipo de luz, as resinas híbridas apresentaram valores de dureza maior. Também foi observada uma

diferença significativa entre as unidades de luz utilizadas, independente do tipo de resina composta. As unidades QTH produziram superfícies com maior dureza quando comparados às unidades LED.

Santos et al (2007), avaliaram a profundidade de cura de uma resina composta (Fltek Z250) quando fotoativada por uma unidade LED e uma QTH através dos testes de microdureza Knoop (KHN) e espectroscopia de Micro-Raman. Foi testada a hipótese de que o teste de microdureza é válido para indicar o grau de conversão (GC) independente da unidade utilizada. A resina foi inserida em uma matriz com 4mm x 4mm e 5mm de profundidade e fotoativada por 40s tanto para LED quanto para QTH. Para os testes de GC foram avaliadas as profundidades de 1, 2, 3, 4 e 5mm. No teste de microdureza foram feitas 3 indentações de 50g/30s. Também realizaram-se mensurações de transmitância da resina composta. Os resultados da microdureza revelaram que para a unidade QTH os valores KHN foram decaindo de forma uniforme até os 4mm, a partir deste valor percebeu-se uma queda brusca nos valores de dureza. Para as unidades LED, o mesmo foi observado, porém a queda intensa dos valores de dureza ocorreram a partir de 3mm. Em relação à profundidade de cura, notou-se pelo teste de micro-Raman que o GC teve um comportamento semelhante ao da microdureza, observando-se, desta forma, uma forte regressão linear entre KHN e GC independente da unidade fotoativadora utilizada. O teste de transmitância revelou que a luz transmitida através da resina é reduzida quando o comprimento de onda é baixo e, informou ainda que a unidade LED emitiu espectros em torno de 453nm, enquanto que a unidade QTH emitiu espectros em torno de 491nm, o que também explica a menor profundidade de cura obtida pela unidade LED.

Uctasli et al (2005), compararam o grau de conversão dos monômeros de compósitos reforçados por fibra (FRC) contendo dimetacrilato ou semi-IPN e também avaliaram o efeito da duração da irradiação de diferentes aparelhos fotopolimerizadores no grau de conversão (DC%). Foram utilizadas fibras contínuas unidirecionais que foram impregnadas com dimetacrilato ou semi-IPN. O grupo controle foi composto por uma resina resina particulada e uma sem carga. As resinas foram fotopolimerizadas

por uma luz halógena (Optilux-501 ponteira padrão – 20s e 40s; Optilux-501 ponteira Turbo – 20s e 40s), por um LED (Elipar FreeLight2 – 20s e 40s) e um arco de plasma (Apollo 95E – 3 e 6s). Avaliou-se o DC por meio de espectrometria (FT-IR). Para todos os aparelhos utilizados, percebeu-se que maior período de tempo de exposição resulta em maior DC em todos os compósitos utilizados. A ponteira Turbo do Optilux501 indicou os maiores valores de DC (69 – 72.3%) quando comparado com Apollo95E (47 – 62%), e esta demonstração apresenta possível relação à temperatura liberada durante a fotopolimerização. Importa sublinhar que não foi observada diferença significativa entre o grau de conversão da FRC Semi-IPN e FRC dimetacrilato.

Brandt et al (2008), avaliaram a resistência e o módulo flexural de diferentes resinas compostas, cor A3 (Masterfill-Biodinâmica, Opallis-FGM, FiltekZ250-3M e FiltekSupreme-3M) após ativação por luz halógena (XL2500-3M) ou LED (Ratii-SDI e UltraBlue Is-DMC). Estes testes foram efetuados de acordo com as normas da ISO 4049, confeccionando-se 5 matrizes de aço (25x2x2mm) para cada unidade fotopolimerizadora. A resina foi inserida na matriz e, na sequência, fotoativada. O módulo flexural foi calculado e os dados foram submetidos à ANOVA e teste Tukey's. Os resultados para resistência flexural (RF) mostraram que as resinas Opallis ativadas pelo XL2500 apresentaram valores baixos de RF ao serem comparadas a outras resinas e, quando ativadas por Ratii, as resinas Z250 e Supreme apresentaram RF semelhantes entre si. A Masterfill obteve valores semelhantes à Supreme, enquanto que a Opallis obteve valores menores do que Z250 e Supreme, porém semelhante à Masterfill. Para o UltraBlue, todas as resinas apresentaram valores semelhantes. Assim, os autores concluíram que o módulo e a resistência flexural são dependentes do material e do aparelho utilizado.

Lopes et al (2004), determinaram a dureza de um cimento resinoso dual (Enforce – Dentsply) polimerizado através de uma porcelana (Duceram – Ducera Dental) por um aparelho de LED (Ultraled, Ribeirão Preto SP) e uma lâmpada halógena (QTH - XL 2500 – 3M-SP), também avaliando os tempos de exposição (60, 80 e 120s). Formaram-se dois grupos: G1: polimerização através de porcelana; G2: polimerização sem porcelana (controle). Para cada

grupo formaram-se 3 subgrupos (n=5/cada) de acordo com os tempos avaliados. Observaram-se as normas do fabricante quanto à manipulação do cimento e posterior inserção em uma matriz de aço com 4mm de diâmetro e 1.2mm de espessura. Testes de dureza Vicker's (VHN) foram aplicados nas superfícies inferior e superior, cujos resultados VHN apresentaram valores de dureza maior na superfície superior para todos os grupos, sendo que o grupo controle QTH 60s obteve o maior resultado (55.7). Esse resultado foi, inclusive, maior do que os obtidos pelos LEDs com 80s. Os aparelhos de LED com 80 e 120s apresentaram valores semelhantes aos QTHs a 60 e 80s. Diante disso, os autores concluíram que as unidades LED traduzem uma tecnologia viável para polimerização de restaurações indiretas desde que o seu tempo de exposição seja estendido.

Faria-e-Silva et al (2010), avaliaram o grau de conversão (GC) de diferentes sistemas adesivos (Scotchbond Purpose, 3M-ESPE / Single-Bond2, 3M-ESPE / Clearfil SE Bond, Kuraray / Clearfil S3 Bond, Kuraray) quando fotoativados por uma unidade halógena-QTH (Optilux 501, Demetron Kerr) e 3 LEDs (Ratii Cal, SDI / Elipar Freelight 2, 3M-ESPE / Bluephase, Ivoclar Vivadent). Os aparelhos foram colocados em um suporte acoplado a um espectrômetro com uma distância padrão de 5mm do material adesivo, e este, por sua vez, foi avaliado antes e após a fotoativação. Foram confeccionados 5 corpos de prova para cada sistema adesivo. Independente do aparelho utilizado, SB2 apresentou o maior GC devido à presença de etanol e água em sua composição, diferentemente dos demais adesivos. As unidades de LED apresentaram espectro de irradiância bem próximos ao pico de absorção da canforoquinona (468nm), quando comparados com o QTH. Entretanto, os adesivos CSE e CS3 apresentaram maior GC com QTH, percebendo-se desta forma, a dependência existente entre os materiais objetivando a obtenção de consideráveis resultados.

Fan et al (2002), avaliaram a profundidade de cura de cinco marcas comerciais de resinas compostas com diferentes matizes bem como a intensidade de luz necessária de um aparelho QTH com 300 mW/cm² e comprimento de onda variando entre 400 e 515nm. Um molde de aço com 4mm de diâmetro e 6mm de espessura foi posicionado sobre uma placa de vidro e entre esta e o molde,

inseriu-se uma tira de poliéster. Após o preenchimento do molde com resina composta uma segunda tira de poliéster foi colocada sobre o conjunto e, ainda sobre a tira de poliéster inseriu-se uma lâmina de vidro afim de extravasar os excessos, formando uma superfície planificada. Realizou-se a polimerização com a ponteira do aparelho em contato com a superfície da tira de poliéster sendo que cada amostra de resina composta foi polimerizada pelo tempo recomendado pelo fabricante. Para estabelecer a profundidade de cura, utilizou-se, em cada amostra, o critério ISO, que requer valores iguais ou maiores do que 1.5mm em profundidade nas 3 primeiras amostras. Quando a média dos valores não alcançam 1.5mm com o tempo de irradiação recomendado, novas amostras são confeccionadas e fotopolimerizadas pelo dobro do tempo estabelecido pelos fabricantes. Os resultados mostraram que 13 das 21 amostras, apresentaram os valores determinados pela ISO de 1.5mm. Seis dos oito materiais restantes somente apresentaram os valores determinados pela ISO quando fotoativados pelo dobro do tempo. Apenas duas amostras não apresentaram os valores estabelecidos pela ISO, nem mesmo quando utilizado o dobro do tempo de exposição. Diante disso, os autores concluíram que o aparelho com $300\text{mw}/\text{cm}^2$ foi capaz de polimerizar a maioria das diferentes cores de resinas compostas utilizadas, porém é necessário considerar a existência de materiais que necessitam de um tempo de exposição maior.

Aravamudhan et al (2006), compararam a performance de sete diferentes unidades LED com uma unidade QTH convencional utilizando todos os aparelhos em modo padrão, ou seja, não foram utilizados os modos rápido, pulse ou rampa e seus comprimentos de onda mostravam-se acima de 400nm. Para determinar a profundidade de cura, resinas compostas foram utilizadas nas cores A1, A3 e A4 e um molde de aço com 4mm de diâmetro e 6mm de altura foi posicionado sobre uma placa de vidro coberta com uma fita de poliéster. Após a inserção da resina no molde, uma segunda tira de poliéster foi disposta sobre o conjunto. Ainda sobre essa tira de poliéster, uma lâmina de vidro foi colocada exercendo pressão para remover os excessos de resina, formando uma superfície plana. A lâmina de vidro foi removida e a fotoativação foi realizada com a ponteira condutora de luz em contato com a tira de poliéster pelo tempo determinado pelos fabricantes das resinas compostas. A

profundidade de cura foi determinada através dos critérios ISO e testes de dureza Barcol fizeram-se necessários objetivando à avaliação da dureza de superfície das amostras. Um espectrofotômetro infravermelho foi utilizado para avaliar a conversão das ligações duplas das resinas. O aumento de temperatura durante a irradiação também foi mensurado. Os resultados indicaram que duas unidades LED solicitaram um tempo adicional para alcançar a profundidade de cura encontrada no grupo controle (QTH), sendo que tal profundidade, na maioria dos LEDs avaliados, apresentou-se significativamente menor do que a encontrada no grupo controle efetivando-se fortemente a correlação da intensidade de luz. Em relação à temperatura, 6, dos 7 LEDs avaliados apresentaram temperatura inferior àquela encontrada no grupo controle. Os autores concluíram que LEDs e QTHs têm capacidade para efetuar adequada polimerização em resinas compostas, porém, em alguns casos, é necessário aumentar o tempo de exposição dos LEDs ou reduzir a espessura do incremento da resina.

Sigusch et al (2007), avaliaram a dependência da toxicidade de diversos compósitos odontológicos sobre o uso de uma luz de alta e baixa potência de fotopolimerizadores. As resinas Filtek Z250, Durafill VS, Solitaire2 e Grandio foram polimerizadas por diferentes densidades de luz dos aparelhos: Heliolux II, Swiss Master Light (SML) e um protótipo de LED do "Institute of Materials Science and Technology" (IMT), Jena University. A toxicidade das amostras foi testada por meio cultura de células durante 28 dias. Os extratos dos compósitos foram coletados diariamente e utilizados para incubação em culturas de fibroblastos gengivais humanos. Os resultados mostraram que a combinação de fotopolimerizadores de alta potência com alguns compósitos, influencia positivamente os fibroblastos gengivais humanos. Logo, as combinações favoráveis foram: Durafill/HelioluxII, Durafill/LED e Grandio/SML, pois resultam em uma viabilidade celular próxima de 100%. Além disso, há indicação de que a redução da toxicidade do compósito é possível quando o modo de cura é adaptado à resina utilizada.

Sabe-se que os aparelhos halógenos (QTH) liberam calor durante a fotoativação para polimerização de materiais resinosos e, de acordo com alguns autores (HUSSEY *et al.*, 1995; HOFMANN *et*

al., 2002; YAP; SOH, 2003), esse aumento na temperatura dos aparelhos fotopolimerizadores pode causar danos à polpa. O estudo de Bouillaguet et al (2005), avaliou, através de uma câmara infra vermelha, as mudanças de temperatura no dente durante a fotopolimerização de materiais restauradores. Foram preparadas cavidades tipo classe II em terceiros molares recém extraídos, sendo as mesmas restauradas com resina composta (TetricCeram A2 – IvoclarVivadent). Um par termo-elétrico foi inserido na câmara pulpar, e outro par idêntico foi colocado em esmalte para avaliação da temperatura. Utilizaram-se os seguintes fotopolimerizadores: Astralis 10 (QTH - Ivoclar-Vivadent) por 20, 40 e 60s; Swiss Master Light (QTH- EMS) por 5, 10 e 20s e Freelight2 (LED – 3M/ESPE) por 20, 40 e 60s. Os resultados mostraram que o aparelho Swiss M. Light apresentou a maior temperatura externa, ou seja, em esmalte (+17.7°C) a 20 s, enquanto que a menor temperatura externa foi registrada para o Freelight2 (+7.8°C). Já para a temperatura interna o Freelight apresentou aumento de 2.6°C a 20s, e 7.1°C foi registrado para o aparelho Astralis10 a 60s. Concluiu-se que os aparelhos QTHs aumentam a temperatura dos dentes quando comparados com os LEDs, entretanto, os valores exatos para determinar um dano pulpar irreversível ainda são controversos. Portanto, é aconselhável que os cirurgiões dentistas evitem altas temperaturas nos tecidos dentais.

Yazici et al (2006), avaliaram o aumento de temperatura na câmara pulpar quando uma resina composta (Herculite XRV, cor A2) sofre fotoativação por luz halógena (Spectrum 800 e Elipar Trilight – 40s), LED (Elipar Freelight – 40s) ou arco de plasma (Virtuoso – 3s) em cavidades Classe II preparadas em dentes molares com espessura de 2mm de dentina. Um par termoelétrico foi inserido na câmara pulpar juntamente com um dissipador de calor e o aumento da temperatura, durante a fotoativação, foi mensurado 5 vezes para cada aparelho (temperatura inicial 37°C). O mesmo estudo foi realizado em cavidades preparadas com 1mm de espessura de dentina e foi percebido que o aumento da temperatura na câmara pulpar varia de 1.40 – 3,8°C. As maiores temperaturas foram observadas para as unidades halógenas em ambas espessuras de dentina. As menores temperaturas foram observadas para o LED também em ambas espessuras de dentina e maiores temperaturas verificaram-se na câmara com espessura de 1mm de dentina, no

entanto, nenhuma dessas temperaturas avaliadas ultrapassou a margem crítica de 5,5°C.

Leprince et al (2010), avaliaram o aumento da temperatura pulpar utilizando unidades de LED de terceira e segunda geração. De acordo com este estudo e com o estudo de Price et al (2009), a terceira geração de unidades LEDs possui um espectro amplo, capaz de ativar iniciadores diferentes da canforoquinona, como por exemplo, PPD (phenylpropanedione), MAPO (monoacylphosphine oxide or Lucirin TPO) e BAPO (bisacylphosphine oxide or Irgacure 819). Esses novos iniciadores estão sendo introduzidos em resinas compostas de cores muito claras, correspondentes aos dentes branqueados, uma vez que a CQ possui uma coloração amarelada. No estudo de Leprince et al (2010), foram utilizados dois LEDs de segunda geração (B16i e F2), dois LEDs de terceira geração (BG2 e G) e uma unidade QTH (X) como controle. Para verificar a eficácia de cura, duas resinas foram utilizadas, ambas possuindo como iniciadores a CQ e o Lucirin TPO, porém com quantidades diferentes. A resina de cor A2 possui maior concentração de CQ, enquanto que a resina Bleach XL possui maior concentração de Lucirin TPO. Foram confeccionados discos com 3mm \varnothing e 2mm de espessura em 3 diferentes tempos (40, 20 e 10s). Para avaliar o aumento de temperatura na câmara pulpar, um molar foi preparado e no interior da câmara foi inserido um par termo-elétrico para mensurar o aumento da temperatura dental. Na porção oclusal foi colocado um molde de Teflon com 2mm de espessura e 4mm de diâmetro onde foram apoiadas as ponteiros dos fotopolimerizadores. A parte correspondente à raiz e câmara pulpar foi submersa em água para simular as condições da câmara. Os 5 aparelhos foram mensurados por 40s cada com a cavidade vazia. Em seguida, as resinas A2 e Bleach XL foram inseridas na cavidade e novas avaliações foram feitas. Nesta etapa não se fez uso de adesivo, sendo possível a remoção das resinas para novos testes. Os resultados da microdureza indicaram que, para a resina cor A2, os valores foram iguais ou melhores do que o controle, exceto para a superfície inferior da amostra quando ativada por 10s pela unidade F2. Para a resina Bleach XL os valores de dureza foram maiores ou iguais ao controle quando utilizados os aparelhos de terceira geração, independente do tempo de exposição. Por outro lado, os valores de dureza foram inferiores ao controle com a utilização dos

aparelhos de segunda geração. Em relação ao aumento de temperatura, foi observado que na cavidade vazia, os valores de temperatura foram maiores quando comparado com a cavidade preenchida por resina. Também foi observada diferença de temperatura de acordo com a cor da resina: a resina mais clara (XL) apresentou maior temperatura em relação ao controle nos tempos de 20 e 40s, independente da unidade fotoativadora. Ainda, a cor A2 apresentou um ligeiro aumento em relação ao controle quando utilizados os aparelhos B16i (20-40s), BG2 (40s) e G (40s). Os autores concluíram que nem sempre o tempo recomendado pelos fabricantes é o tempo adequado para polimerização dos compósitos, bem como a potência e o tempo de exposição devem ser considerados com o intuito de não causar danos à polpa.

O desempenho clínico indesejável e fracassos iniciais de restaurações de resina composta como resultado da polimerização inadequada têm sido relatados. O estudo de Hegde et al (2009), avaliou a intensidade das unidades fotopolimerizadoras dos consultórios dentais da região de Maharashtra, Índia, valendo-se de um radiômetro (Kerr) para avaliar 200 aparelhos, com as ponteiras de luz previamente limpas. Os aparelhos halógenos (n=119) e de LED (n=81) foram ativados 3 vezes consecutivas e uma média dos valores foi obtida e dividida em 3 grupos (<200mW/cm²; 200-400 mW/cm² e >400 mW/cm²). Também foi registrada a idade do aparelho, a frequência de utilização diária, substituição de bulbos e baterias. Os autores observaram que os aparelhos usados por mais de 36 meses detinham menor intensidade de saída de luz quando comparado com os demais e apenas 10% dos LEDs e 2% dos QTHs apresentaram intensidade adequada (> 400 mW/cm²).

Souza (2003), investigou diferentes formas de pós-polimerização na resistência à tração e microdureza Knoop das resinas Filtek Z250 (3M/ESPE) e ArtGlass (Heraeus Kulzer). As amostras confeccionadas foram divididas em 9 grupos: do grupo 1 ao grupo 8, utilizou-se a resina Z250 e a polimerização inicial foi efetuada com LED (Elipar Free Light - 3M); do grupo 2 ao grupo 8, após a polimerização inicial com LED, foi feita uma pós-polimerização com: Autoclave 45min; estufa por 10 min à 160°C; microondas por 1min; microondas por 2min; água em ebulição por 10min.; unidade fotoativadora UniXS por 180s, respectivamente. No

grupo 9 foi utilizada a resina ArtGlass e feita uma polimerização inicial com UniXS por 90s e pós-polimerização com UniXS por 180s. Após os testes de tração e microdureza, observou-se que os maiores valores de dureza alcançados foram com autoclave 45min, estufa 5min e polimerização apenas com LED, porém não houve diferença estatística significativa entre eles. O grupo 9 apresentou os menores valores de dureza e não ocorreram diferenças significativas entre os grupos no teste de resistência à tração.

Schattenberg et al (2008), avaliaram se o tempo de 40 segundos de exposição de luz era suficiente para polimerização do materiais resinosos ou se tal período de tempo poderia ser reduzido para 20 ou até 10 segundos, uma vez que as unidades de LED recentes apresentavam maior potência. Uma matriz com 5mm de diâmetro e 6mm de altura foi utilizada para simular uma cavidade classe II de resina composta. Foram utilizadas as resinas: Tetric EvoCeram A3; Supreme XT A3B; Premise A3; CeramX Mono M5 e QuiXfil, as quais foram inseridas em 3 incrementos de 2mm cada e a fotoativação deu-se a uma distância de 7mm da base do molde e a 1mm de distância da superfície superior da resina composta. Utilizaram-se as seguintes unidades: Elipar Freelight2; Bluephase; Bluephase 16i; BluephaseC8; LEDemetron II; Smartlite PS e TransluxPowerBlue. Inicialmente as resinas foram fotoativadas pelo tempo recomendado pelos fabricantes das unidades de luz e, em seguida, foram investigados os tempos de 5,10 e 20 segundos. Por fim, foi avaliado o tempo de 40s. Após cada ativação, eram feitos testes de dureza universal (Zwick Z2.5/TS1S, Zwick GmbH, Ulm, Alemanha) com carga de 4.9N e velocidade de 1mm/min. Os resultados mostraram que o tempo de ativação de luz pode ser reduzido de 40s para 20s para a maioria das resinas e, em alguns casos, foi possível reduzir para 10s e até 5s (QuiXfil), porém deve-se levar em consideração a cor da resina composta e a potência do aparelho. No caso, a resina QuiXfil é translúcida, permitindo melhor passagem de luz, enquanto as demais são A3 ou de coloração semelhante. Com o aparelho Freelight2 foi possível reduzir o tempo para 10s em todas as resinas, exceto para CeramX Mono (20s). Diante disso, os autores concluíram que para incrementos de 2mm o tempo de exposição pode ser reduzido para 20s e até 10s, assim obtendo-se adequada polimerização.

Mavropoulos et al (2005), mensuraram o tempo mínimo necessário para polimerização de brackets ortodônticos utilizando aparelhos LED de alta potência. Foram utilizados 75 incisivos bovinos recém extraídos que foram divididos em 5 grupos (n=15). Após condicionamento e aplicação do adesivo, os brackets foram cimentados com Transbond XT (3M Unitek), sendo o primeiro e o segundo grupo polimerizados com Ortholux LED (3M Unitek) por 5s e 10s, respectivamente e, na sequência, o terceiro e o quarto grupo foram polimerizados com a unidade de LED Ultra-LumeLED5 (Ultradent) também por 5 e 10 segundos, respectivamente. O quinto e último grupo representou o controle, onde as amostras foram polimerizadas por 40s utilizando-se uma unidade halógena (Optilux 501 - Kerr). Em seguida, todos os grupos foram submetidos a testes de resistência ao cisalhamento (0.5mm/min). Os resultados do teste de cisalhamento mostraram que o tempo de 10s das unidades LED apresentou valores semelhantes ao do grupo controle, ao passo que o tempo de 5s indicou valores inferiores ao do grupo controle. Os autores concluíram que o tempo de 10s das unidades LED é suficiente para cimentar brackets ortodônticos, sendo esses aparelhos uma boa alternativa de polimerização.

Geralmente, o tempo recomendado pelos fabricantes das unidades fotoativadoras para polimerizar materiais resinosos é de 20 segundos e na ortodontia segue-se esta recomendação de tempo para a colagem de cada bracket. No total, o fotoativador pode operar por até 200 segundos em um único tratamento, entretanto, no mesmo dia, é possível sua utilização em outros procedimentos antes da recarga do aparelho, no caso de trabalhar com uma unidade sem fio. Em um estudo, Judy et al (2006), avaliaram a capacidade de unidades LED de polimerizar consecutivamente o cimento utilizado para unir os brackets ortodônticos ao esmalte dental com uma única carga de bateria. Foram utilizados 186 molares extraídos, que foram condicionados para receber os brackets ortodônticos. Os dentes foram divididos em dois grupos de acordo com a unidade fotoativadora: Grupo 1 (n=93) - LEDemetron (Kerr) e Grupo 2 (n=93) - Ortholux LED (3M Unitek). Anteriormente ao início do estudo, as baterias das unidades foram carregadas de acordo com as recomendações dos fabricantes. Para a colagem do bracket ortodôntico em cada dente foi utilizado o tempo de 20s. No total, cada unidade de luz funcionou por 155 minutos sem que houvesse a

recarga da bateria. Após 24h, os aparelhos foram recarregados novamente de acordo com as recomendações dos fabricantes e o processo foi repetido duas vezes para cada unidade fotoativadora. Em seguida, as amostras foram submetidas a testes de resistência ao cisalhamento cujos resultados apontaram valores menores para Ortholux em relação ao LEDemetron. Ambos os aparelhos apresentaram valores semelhantes após 20 minutos de operação, entretanto as avaliações feitas anteriormente aos 20 min revelaram melhores resultados para LEDemetron. Também foi observado que as duas unidades fotoativadoras indicaram adequada densidade de potência por mais de duas horas sem a necessidade de recarga.

Lindberg, et al (2005), avaliaram a profundidade de cura de uma resina composta quando fotoativada por diferentes unidades de LED e QTH, e também variados tempos de exposição e distâncias da ponteira condutora de luz. Discos de resina com 4mm de diâmetro e 6mm de espessura foram confeccionados e fotoativados por 6 diferentes unidades de luz: Elipar Trilight – QTH; Bisco VIP – QTH; Demetron 2000 – QTH; Astralis 7 – QTH; Luxomax – LED; Ultralume 2 – LED. As distâncias avaliadas foram 0, 3 e 6mm entre a ponteira condutora de luz e a superfície da resina composta. Os tempos de exposição variaram entre 20 e 40s, dependendo de cada aparelho. Após polimerização, os discos de resina foram armazenados em ambiente escuro por duas semanas e, em seguida, testes de dureza Wallace (H_w) foram realizados e mostraram que quanto maior o valor H_w , mais macio apresenta-se o material. Para cada amostra, a média dos valores H_w foi calculada a partir dos valores determinados em 2mm ou menos (0,5, 1,0, 1,5 e 2,0mm, respectivamente). Para todas as unidades fotoativadoras, o aumento do tempo de exposição levou a uma maior profundidade de cura, ao passo que em relação a distância, quanto maior ela se apresentar, menor a profundidade de cura. Então, a uma distância de 6mm, os valores médios de profundidade de cura variaram entre 2,0 e 3,5mm para 20s de exposição e entre 3,0 e 4,5mm para 40s de exposição. Em ambos tempos de exposição, o aparelho que apresentou menor profundidade de cura foi o Luxomax. Por outro lado, o Astralis revelou maior profundidade de cura para 20 e 40 segundos. Os autores concluíram que para a resina testada, o tempo de exposição de 40s (inicialmente recomendado) pode ser reduzido

para 20s em incrementos de 2mm. No caso de incrementos acima de 2mm, o tempo de exposição deve ser mantido em 40s.

Jung et al (2006), analisaram diferentes modos de cura na dureza Vicker's (VHN) de um cimento resinoso dual através de uma cerâmica e, para isso, foram confeccionados discos cerâmicos (Empress2) com 4mm de diâmetro e espessura de 1mm ou 2mm. O cimento resinoso utilizado foi o Variolink II com e sem a pasta catalisadora autopolimerizável. As unidades fotopolimerizadoras utilizadas foram: QTH - 40s; hiQTH - 20s; PAC - 10 ou 20s; LED1 - 40s; LED2 - 20s; LED3 - 40s; LED4 - 12 ou 40s. Os resultados mostraram que aumentando a espessura da cerâmica, os valores de dureza reduziram significativamente para todas as unidades de luz avaliadas. Quando utilizadas as unidades LED3, LED4 -12s e PAC por 10 ou 20s. A utilização da pasta catalisadora autopolimerizável foi recomendada, pois produz valores elevados de dureza e profundidade de cura com todas as unidades de luz avaliadas.

O estudo de Chan et al (2008), determinou o valor da contração de polimerização de uma resina composta quando fotoativada por uma unidade LED utilizando o modo soft-start (SS) e um arco de plasma (PAC). A hipótese testada é que que o modo SS levaria a um atraso no ponto gel da resina, melhorando o selamento marginal. Participaram da pesquisa 20 pacientes com necessidade de restaurações Classe II e/ou Classe I complexa. No total foram realizadas 50 restaurações com Z100 Single-Bond (3M/ESPE), sendo 25 com SS e 25 com PAC (controle). O protocolo utilizado para o grupo controle foi a técnica incremental (2.0mm) com potencia de 2000 mW/cm² durante 10s e para o grupo SS, também foi utilizada a técnica incremental, porém houve variação quanto à potência e ao tempo: 600 mW/cm² por 20s, sendo que a camada correspondente ao esmalte foi polimerizada com potência de 200 mW/cm² por 3s e espera de 3min; novamente 200 mW/cm² por 3s e espera por 5 min e, finalmente, 600 mW/cm² por 20s em diversos ângulos. Avaliações de sensibilidade foram realizadas com estímulos frios padronizados durante duas semanas, 3, 12 e 24 meses e os participantes registraram a sensibilidade sentida de acordo com a Escala Analógica Visual. Dois investigadores calibrados observaram as restaurações durante os tempos de avaliação obtendo resultados que indicaram a inexistência de diferença significativa entre as

unidades fotopolimerizadoras utilizadas, como também não foram observadas diferenças significativas na sensibilidade e na integridade marginal das restaurações ao final de 24 meses.

Neste outro estudo (PFEIFER *et al*, 2006), foi avaliada a influência do modo de cura pulse-delay no estresse de contração e na microdureza de duas resinas compostas (Tetric Ceram e Herculite). As resinas foram polimerizadas de acordo com o seguinte protocolo: 100 mW/cm² durante 5s ou 500 mW/cm² por 1s. Nesses dois modos foram utilizados tempos de espera de 0, 1 ou 3 minutos e, após este tempo, em todos os grupos, a fotopolimerização foi finalizada por 39s (500mw/cm²). Os resultados mostraram que o modo pulse-delay conduziu a uma redução nos valores de estresse de contração, quando comparado ao modo contínuo de fotopolimerização (representado por 500mw/cm² por 39s). Tal resultado pode estar relacionado ao prolongamento da fase gel que permitiria ao material a fluir, acomodando a redução volumétrica. Ainda foi observado uma maior redução de estresse na Tetric quando comparada com a Herculite, nos protocolos de pulse-delay, o que pode estar relacionado à composição do compósito.

No estudo de Silva *et al* (2008), foram avaliados grau de conversão (GC), microdureza Knoop (KHN), resistência e módulo flexural (RF e MF) de duas resinas compostas com diferentes modos de cura. As resinas utilizadas foram uma híbrida (Filtek P-60) e uma nanohíbrida (Filtek Supreme) sendo que ambas possuem a mesma matriz polimérica, porém diferem no tipo de partículas de carga. Um único fotopolimerizador foi utilizado (Optilux 501, Kerr) com os seguintes protocolos de cura: Padrão (S) – 650 mW/cm² por 30s; Alta intensidade (H) – 1000 mW/cm² por 20s e Gradual (G) – 100 a 1000 mW/cm² por 10s + 1000 mW/cm² por 10s. Os autores observaram que os modos de cura avaliados, levaram a diferentes valores de grau de conversão: o modo H apresentou valores maiores de GC quando comparado com o modo S e este, por sua vez, apresentou valores maiores do que o modo G. Quando comparadas as resinas, a Híbrida apresentou valores maiores de GC no modo H, o que pode estar relacionado à forte irradiância inicial (1000 mW/cm²). Tal irradiância pode ter desenvolvido um aumento na temperatura promovendo uma maior mobilidade das cadeias

poliméricas e, conseqüentemente, um aumento no GC. Já a resina nanoparticulada obteve valores menores de GC no modo H. Por possuírem a mesma matriz polimérica, o autor acredita que esta diferença atribui-se ao tamanho das partículas de carga. É possível que os nanoaglomerados com tamanho médio de 20nm tenham causado um efeito de “espalhamento de luz”, atenuando a intensidade de luz e reduzindo, desta forma, o grau de conversão. A dureza também foi influenciada pelo modo de cura. As amostras fotopolimerizadas no modo H, obtiveram os maiores valores de dureza Knoop. Em seguida, as amostras fotopolimerizadas no modo S, obtiveram valores acima daquela ativadas pelo modo G. Contudo, não foram observadas diferenças estatísticas significantes entre as duas resinas. Mesmo sendo observada diferenças no grau de conversão, os modos de polimerização avaliados não influenciaram no MF e RF. Entretanto, a resina híbrida apresentou valores maiores de RF e MF quando comparada à nanoparticulada. Concluiu-se que a resina nanoparticulada pode apresentar um baixo grau de conversão e baixas propriedades mecânicas quando comparada com a resina híbrida.

Zhu e Platt (2011) investigaram diferentes modos de cura e distâncias na dureza de quatro resinas compostas. Foram utilizadas as resinas Admira Flow e Grandio (VOCO) e Filtek Supreme Plus Flowable e Filtek Z250 (3M/ESPE), submetendo-as à fotopolimerização da seguinte forma: Mini LED AutoFocus (1500 mW/cm²) com o modo de cura rápido em dois protocolos: a) um ciclo AutoFocus e b) dois ciclos AutoFocus (O ciclo AutoFocus varia de 5 a 7 segundos, dependendo da variação de distância entre a ponteira de luz e a resina); A segunda unidade utilizada foi o LEDemetron I (950 mW/cm²) por 20s. As distâncias avaliadas foram: 0mm, 3mm, 6mm e 9mm e, após 24h, testes de microdureza Knoop foram realizados (100g/15s). Os resultados mostraram que, com a distância, houve uma redução na densidade de potência. Além disso, foi observado que o modo de cura e a distância influenciam na dureza das resinas avaliadas. Quanto maior a distância, menores os valores de dureza. Referindo-se ao modo de cura foi observado que o LEDemetron I por 20s foi o mais eficaz, seguido por dois ciclos e um ciclo do mini LED Autofocus.

Visvanathan et al (2007), pesquisaram a influência de diferentes módulos de polimerização (10,20 e 40s /Fast mode; pulse e ramping mode) dos aparelhos Astralis10 (Ivoclar – Halógeno), Bluephase (Ivoclar LED) e MiniLED (Satelec – LED) no estresse de contração de polimerização (PSF) e nas propriedades mecânicas da resina TetricEvoCeram (IvoclarVivadent) cor A3 (n=8/grupo). Uma configuração com 4mm x 4mm x 2mm foi feita para simular um preparo cavitário de um pré-molar que foi preenchido em única camada de resina, a qual foi mensurada, continuamente, por 300s após início da fotoativação, através de um aparelho analisador de estresse (SSA T80) para avaliar a contração de polimerização (Fator C = 0.33). Logo após as avaliações PSF, foram feitas avaliações das propriedades mecânicas nas superfícies inferior e superior das amostras (Fischerscope H100C). Ao todo, foram avaliados: estresse de contração da resina, dureza Vicker's, ponto gel e módulo de elasticidade. A alta intensidade de luz dos aparelhos produz elevados valores de dureza, porém também conduz à alta contração de polimerização. Desta forma, torna-se importante a seleção do correto tempo de cura para que o material apresente propriedades ótimas (BluePhase a 40s e MiniLED modo pulse a 40s).

Rueggeberg et al (1996), avaliaram os efeitos da autoclavagem na ponteira de fibra óptica de uma unidade fotoativadora halógena (Demetron, modelo 400 – 400mW/cm²) e, se após os 25 ciclos, ocorreria redução na transmissão de luz. Também foi observado se o polimento e limpeza da ponteira auxiliaria na redução da taxa de resíduos na mesma. Mensurações foram feitas por um radiômetro, anteriormente e após os ciclos de autoclavagem. A maioria das ponteiras foram embaladas separadamente, algumas em pares e levadas à autoclave a uma temperatura de 132,22°C. Estas, foram divididas em 3 grupos: no G1, os valores eram obtidos após cada ciclo até o sétimo ciclo e, em seguida, a cada 5 ciclos; G2, o mesmo procedimento realizado no G1, porém foi feito polimento da ponta com Kit de limpeza (Optical Maintenance Kit, Demetron); G3, a intensidade da luz foi avaliada a cada 5 ciclos e após a realização do polimento. Os resultados mostraram que o calor e o vapor da autoclave, liberam resíduos na superfície da ponteira, e que após 3 ciclos a intensidade da luz é reduzida em 50%, entretanto, esse valor se mantém até o final do 25° ciclo. O uso do kit de polimento ajuda a restaurar a intensidade

de luz transmitida, obtendo valores semelhantes ao inicial pré-autoclavagem.

Em outro estudo (RUEGGERBERG; CAUGHMAN, 1998), os autores avaliaram diferentes ponteiros de plástico, comparando-as com a convencional de fibra óptica. Verificou-se que a transmissão de luz não foi afetada em períodos longos de tempo (aproximadamente 6min), assim como não ocorreu redução significativa de intensidade de luz emitida quando utilizada a luva de látex. Entretanto, quando não utilizada a luva, a redução da intensidade de luz emitida era significativa. Da mesma forma, o contato da ponteira com os fluidos intraorais deve ser evitado, pois reduz a emissão de luz. Também foi observado que o uso de uma folha de alumínio ao redor da ponteira não altera a transmissão de luz e ajuda a reduzir a luminosidade que muitas vezes provoca irritação ou até mesmo atrapalha a visão do profissional. Portanto, cuidados devem ser tomados a fim de que a ponteira não arranhe ou risque, para que a transmissão de luz não sofra qualquer tipo de interferência.

Ccahuana- Vásquez et al (2004), avaliaram a eficiência da polimerização de ponteiros de fibra óptica e ponteiros de polímero de diferentes unidades de LED na microdureza de resinas compostas, e para tanto, utilizaram-se as seguintes unidades fotoativadoras: Optilight LD – Gnatus ($100\text{mW}/\text{cm}^2$); Light 3000 – CleanLine ($50\text{mW}/\text{cm}^2$). Ambos os aparelhos possuem os dois tipos de ponteira, e foram avaliados por um radiômetro (Demetron) quanto a sua densidade de potência. Corpos de prova de resina (TPH Spectrum-Dentsply; Fill Magic-Vigodent; Glacier-SDI; Z100-3M) foram confeccionados (5mm de diâmetro e 3mm de espessura) e polimerizados por 40s, e também efetuados os testes de dureza Vicker's. Os resultados quanto ao tipo de ponteira mostraram que a unidade OpilightLD apresentou melhores resultados de dureza quando da utilização a ponteira de polímero, o que difere do Light3000, que apresentou melhores resultados de dureza com a ponteira de fibra óptica, fator indicador de uma possível relação à densidade de potência de cada aparelho. Com referência às resinas, a Z100 apresentou os maiores valores de dureza com ambas ponteiros e unidades fotoativadoras. Não foram observadas diferenças significantes entre TPH e Fill Magic, porém, estas

apresentaram valores maiores quando comparados com a Glacier. Sendo assim, conclui-se que as características das ponteiros de fibra óptica e polímero influenciam na eficiência de transmissão de luz e, conseqüentemente, na dureza do materiais.

Dobrovolski et al (2010), compararam uma ponteira de fibra óptica e uma ponteira de acrílico, que foram utilizadas em um aparelho de lâmpada halógena (Optilight Plus – Gnatus / 300 mW/cm²) para polimerizar 14 discos (5mm ø X 2mm espessura) de resina composta (Opallis, cor A2) – sete discos para cada ponteira. Estes foram polimerizados sob uma tira de poliéster, não sendo realizado polimento adicional. Testes de microdureza foram realizados no topo e na base dos discos – 5 endentações em cada superfície de 50g/15s e os resultados indicaram diferença significativa entre a dureza do topo e da base das amostras, porém, entre as ponteiros não foram observadas diferenças relevantes, sendo ambas efetivas.

Em algumas situações clínicas não é possível demasiada aproximação da ponteira de luz do aparelho fotopolimerizador da região que será restaurada. Por exemplo, em uma caixa distal de um segundo molar inferior pode-se ter uma distância de 7mm entre o fundo da caixa e a ponteira de luz. Price et al (2000), investigaram os efeitos da distância na densidade da potência de ponteira de luz padrão e Turbo. Foi utilizado o aparelho Optilux 500 (Demetron/Kerr) com 6 ponteiros de luz: duas ponteiros de 8mm e quatro ponteiros de 8-13mm Turbo. A densidade da potência foi mensurada por um radiômetro (Cure Rite – Dentsply), primeiramente a 0mm, aumentando gradualmente até 10mm. Uma linha de regressão polinomial foi ajustada para determinar o efeito da distância na densidade de potência e, posteriormente, foram efetuadas Estatísticas Kolmogorov-Smirnov (K-S) e testes Wilcoxon. Verificou-se o aumento da distância em conformidade com a diminuição da potência, porém, os valores encontrados para as ponteiros Turbo foram melhores do que os valores verificados para as ponteiros padrão. Em distâncias acima de 5mm a densidade de potência das ponteiros padrão apresentaram melhores resultados quando comparadas com a Turbo, o que pode estar relacionado com o diâmetro da ponteira e dispersão de luz. Dessa forma, concluiu-se que o desenho (diâmetro) da ponteira interfere na dispersão de luz

e densidade de potência, podendo comprometer a restauração. Sendo assim, a ponteira com diâmetro de 8mm se torna mais eficiente.

Pollington, et al (2009), avaliaram a influência de um plástico transparente de revestimento utilizado na biossegurança de fotoativadores, na dureza de superfície de discos de resina (Spectrum, Dentsply) de diferentes espessuras. Foram avaliados um aparelho de luz halógena - QTH (Elipar Trilight, 3M/ESPE - 800 mW/cm²) e um de LED (Elipar Freelight 2, 3M/ESPE - 400mW/cm²). Os discos possuíam espessura variando até 6mm, e foram divididos em 4 grupos: polimerizados por 40s com QTH; polimerizados com QTH revestido com plástico transparente; polimerizados por 20s com LED e polimerizados por LED com revestimento plástico. Após, as amostras foram submetidas a testes de dureza Vicker's (VHN) e não foram observadas diferenças significantes entre os aparelhos com e sem o revestimento, assim como também não foram percebidas diferenças nas diferentes espessuras do compósito, sendo possível sua utilização clínica na técnica incremental da resina.

Corciolani et al (2008), avaliaram a eficácia da polimerização de uma resina composta (Filtek Supreme, 3M, cor A2B) por meio de duas variáveis: geometria da ponteira de luz (Turbo Curved 13/8mm de diâmetro (\emptyset); Curved 13/11mm \emptyset ; Maxi Fiber Rod 11/13mm \emptyset ; Turbo 11/8mm \emptyset) e a distância da mesma para o material restaurador (0 - 10mm). Foram confeccionados discos de resina de 8mm de espessura e 4mm \emptyset e utilizadas as seguintes unidades fotoativadoras: Elipar Freelight2 (3M) e LEDemetron1 (Kerr). A taxa (R) de entrada e saída de luz das pontas são de 1.18 (Curved); 1.63 (Turbo Curved); 0.85 (Maxi FR); 1.38 (Turbo). Quanto à geometria, verificou-se que o maior valor de R no diâmetro de entrada/saída da ponteira mostrou-se mais eficiente quando a distância da ponteira para o compósito é menor do que 5mm, enquanto que o menor valor de R no diâmetro de entrada/saída, apresentaram melhor resultado para distância maior do que 5mm. Também foi observado que a distância é um fator fundamental na influência da profundidade de cura do compósito.

Keiko Nitta (2004), avaliou a influência de 3 diferentes diâmetros (4, 8 e 10mm) de pontas de luz de aparelhos a base de LED (LUX O MAX - Akeda Dental, Lot No. 20.020.369) na polimerização (10, 20, 30 ou 40s) de resinas compostas cor A2 (TetricCeram - Ivoclar ; Clearfil AP-X - Kuraray). Testes de dureza Knoop foram efetuados e seus resultados mostraram que a ponta de 4mm apresentou maior iluminação. Nas pontas de 8 e 10 mm, percebeu-se que a intensidade da luz nas margens da ponta revelou-se mais baixa do que no centro da mesma. O tempo de irradiação influencia na profundidade de cura de cada tipo de ponta. A ponteira com 4mm diâmetro indicou valores de dureza maiores quando comparado com os demais, porém a irradiação por 10s com diâmetro de 4mm não foi estatisticamente diferente da irradiação de 20s com diâmetro de 8mm, e 30s com diâmetro de 10mm. Sendo assim, quando o tempo é estendido, os valores de dureza Knoop da ponteira de 4mm não diferem significativamente das outras ponteiras avaliadas. Desta forma, sugere-se que de acordo com o diâmetro da ponteira condutora de luz se utilize um tempo de exposição diferente para compensar a redução da irradiação, garantindo uma polimerização adequada.

Nomoto et al (2004), analisaram a irradiação de aparelhos à base de LED (Cool Blu - Dental systems; Elipar Free Light - 3M; LuxoMAX - Akeda) de acordo com os padrões ISO TS10650 e 4049, bem como os efeitos do tamanho da abertura da saída da luz de tais aparelhos. Foi criado um dispositivo com um radiômetro com dois tamanhos de abertura (4mm e 6mm), objetivando comparar com a irradiação sem abertura. A profundidade de cura das resinas ClearfilAp-X, Z100 e Z250 também foi avaliada, após polimerização por 20, 40 e 60s e os resultados mostraram que quando a abertura foi utilizada, os valores da irradiação foram maiores do que os valores sem abertura. Também foi observado que a profundidade de cura aumenta conforme o tempo de irradiação eleva-se. Assim, uma satisfatória correlação linear foi observada entre o logaritmo da exposição total e a profundidade de cura quando a abertura de 4mm foi utilizada. Desta forma, é recomendável usarmos 4mm de abertura para determinar a relação entre irradiação e profundidade de cura.

3. PROPOSIÇÃO:

O objetivo desse estudo é comparar o desempenho das ponteiras de fibra óptica e de polímero de duas unidades fotoativadoras à base de LED na microdureza de uma resina composta, tendo como controle um fotoativador de halogênio.

Objetivos específicos:

1. A verificação da possível perda da intensidade da luz em ponteiras de polímero, comprometendo a polimerização adequada da resina;
2. A investigação referente ao tempo adequado recomendado pelo fabricante para efeito de polimerização do compósito.

4. MATERIAIS E MÉTODOS:

4.1 – Fotopolimerizadores:

Objetivando a avaliação da efetividade das ponteiros dos fotoativadores na polimerização de uma resina composta, foram selecionados dois aparelhos a base de LED (**Figura 1**), sendo que cada um possui uma ponteira de acrílico (**Figura 2**) e uma ponteira de fibra óptica (**Figura 3**), totalizando, para cada unidade, duas ponteiros com dimensões idênticas na base, sem a necessidade de utilização de um adaptador e, conseqüentemente, possível perda de energia luminosa.



Figura 1: Fotopolimerizador Ultraled (Dabi Atlante)



Figura 2: Ponteira condutora de luz - polímero



Figura 3: Ponteira condutora de luz – Fibra óptica

Um aparelho de lâmpada halógena (**Figura 4**) funcionou como grupo controle, no qual foi utilizada somente a ponteira de fibra óptica. Os aparelhos estão descritos na **Tabela 1**.



Figura 4: Fotopolimerizador Ultralux (DabiAtlante)

Antes e após a fotoativação dos corpos de prova todos os aparelhos foram avaliados por um radiômetro (ECEL RD-7 – Ribeirão Preto SP Brasil / n° de série: 0000076) que possui calibrações para mensurar a intensidade: de 0 (zero) a 2000 mW/cm² (**Figura 5**). Além disso, este aparelho possui um detector e um filtro em seu interior que auxilia na avaliação da intensidade. O detector possui um diâmetro de 12mm com possibilidade de adequação aos diferentes diâmetros das ponteiras dos aparelhos fotoativadores.

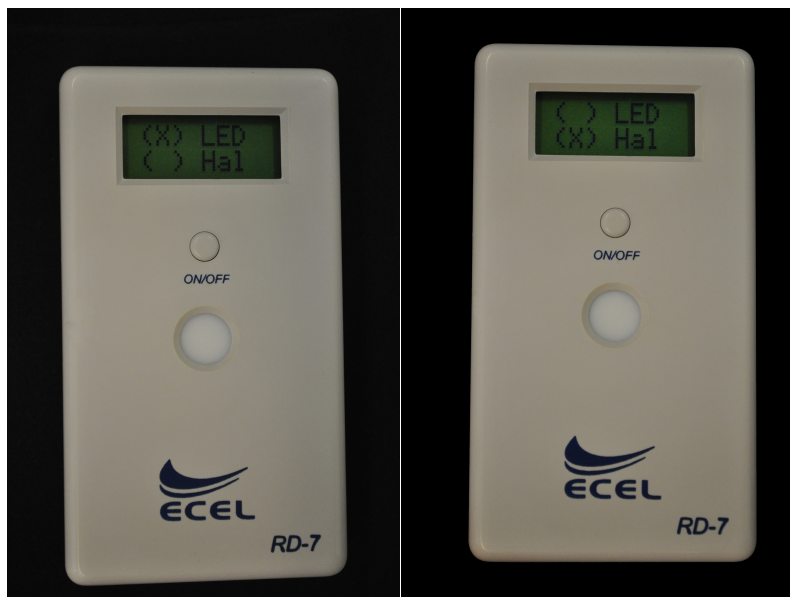


Figura 5: Radiômetro ECEL RD-7. Pode ser utilizado em aparelhos QTH e a base de LED.

Tabela 1: Descrição dos Fotopolimerizadores

Unidade Fotoativadora	Ultralux	Ultraled
Fabricante	Dabi Atlante ^a	Dabi Atlante ^a
Número de série	006359	011312/ 011302
Quantidade	1	2
Tipo	Halógeno (QTH)	Luz Emitida por Diodo (LED)
Potência (mW/cm ²)	350/500	>500
Comprimento de onda (nm)	400-500	460-490
Ponteira Condutora de luz	Fibra óptica	Fibra óptica / polímero
Diâmetro da ponteira de luz	10mm	10mm
Tempo de cura (s)	20s	20s

^a14095-000 – Ribeirão Preto – SP - Brasil

Todos os aparelhos foram utilizados em modo padrão de acordo com as recomendações dos fabricantes, tendo sua voltagem controlada por um estabilizador para que a potência dos aparelhos permanecesse inalterada.

A resina utilizada para a confecção dos corpos de prova foi a Filtek Z250, cor A2 (micro particulada - 3M/ESPE - Lotes 1130100098 / 1123400256) (**Figura 6**). Para cada unidade fotoativadora, foram confeccionados 5 corpos de prova a partir de uma matriz metálica retangular com 4 orifícios com dimensões de 10mm de diâmetro (correspondente ao diâmetro da ponteira de luz), 2 orifícios com 8mm de diâmetro (não utilizados nesta pesquisa) e 2mm de altura (**Figura 7A e 7B**).



Figura 6: Resina composta Filtek Z250 (3M/ESPE)

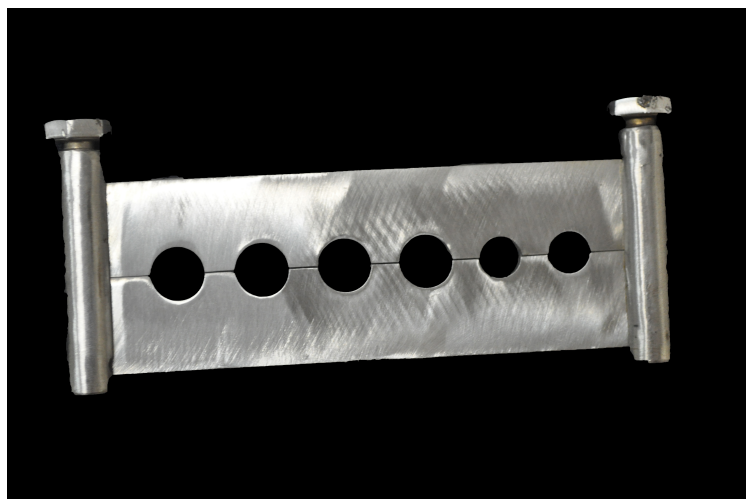


Figura 7A: Matriz metálica bipartida montada

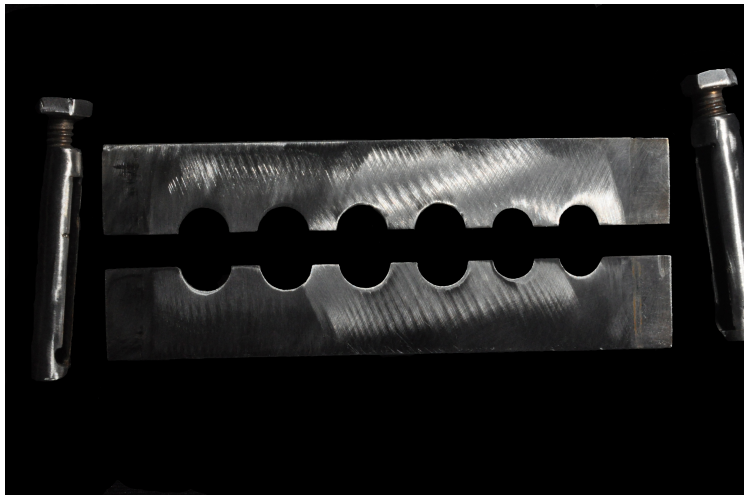


Figura 7B: Matriz metálica bipartida aberta

4.2 – Corpos de Prova:

Para confecção dos corpos de prova, fixou-se com fita adesiva uma tira de poliéster na parte inferior da matriz metálica (**Figura 8**) que foi apoiada em uma placa de vidro, facilitando a remoção do disco de resina da placa de vidro (**Figura 9**). Em seguida, foi feita a inserção da resina composta Filtek Z250 com o auxílio de uma espátula Suprafill n°2 de aço inoxidável (Duflex) em porção única, evitando a incorporação de bolhas. Sobre a resina, outra tira de poliéster foi inserida (**Figuras 10 e 11**). Ainda, sobre esse conjunto, colocou-se uma segunda placa de vidro para uniformizar a superfície da resina (**Figura 12**). Em seguida, a placa de vidro foi removida do conjunto para realização da fotoativação durante 20s, de acordo com as recomendações do fabricante.

Previamente à fotoativação as ponteiras foram limpas com álcool, e então colocadas em contato direto com a tira de poliéster, não havendo distância entre a ponteira condutora de luz e a matriz de poliéster, evitando assim, interferências na polimerização do compósito (**Figura 13**). Logo após, metade das amostras foram submetidas aos testes de microdureza Knoop, enquanto que a outra metade foi armazenada em uma câmara escura por 24h a uma temperatura de 37°C. Os grupos estão descritos na **Tabela 2**.

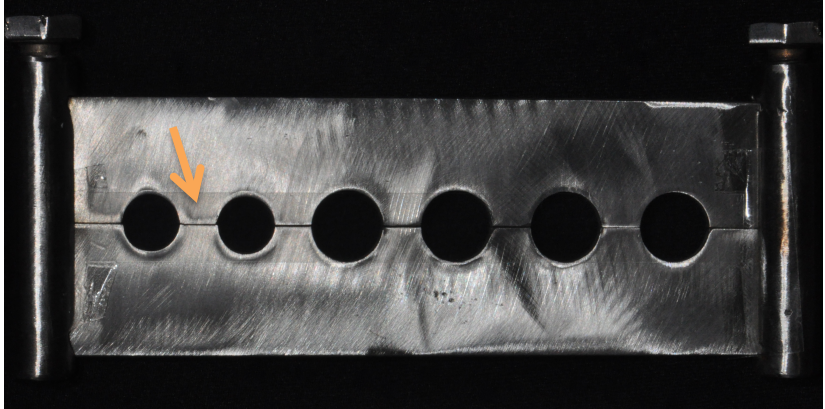


Figura 8: Matriz de poliéster fixada com fita adesiva na parte inferior da matriz metálica.



Figura 9: Matriz metálica sobre placa de vidro.



Figura 10: Inserção da resina Z250 com espátula Suprafil.

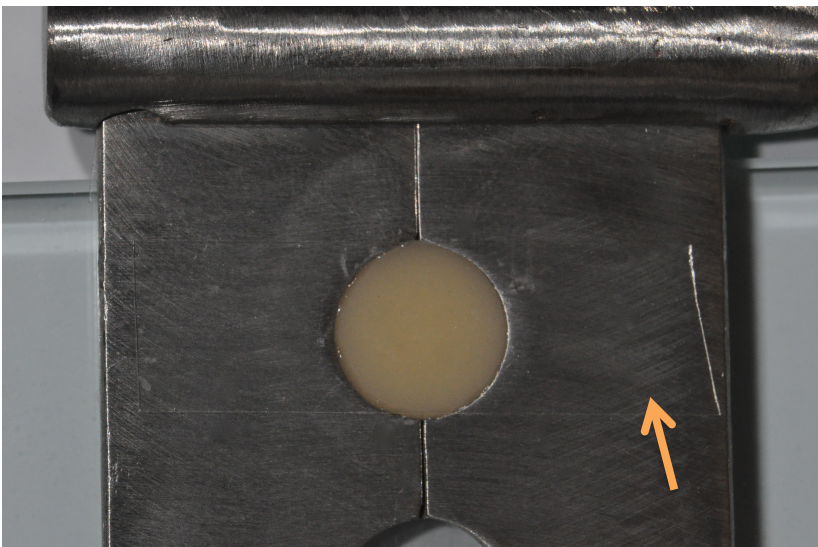


Figura 11: Inserção da tira de poliéster sobre a resina composta.

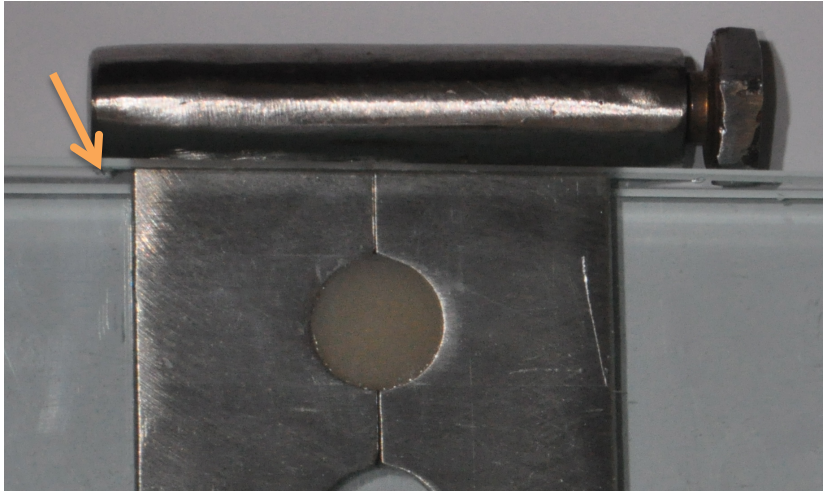


Figura 12: Inserção da placa de vidro sobre o conjunto matriz metálica/resina composta/tira de poliéster.



Figura 13: Fotoativação da amostra com ponteira de fibra óptica. Da mesma maneira procedeu-se com as ponteiros de polímero.

4.3 – Teste de microdureza Knoop:

Para realização do teste de dureza Knoop, fizeram-se marcações na superfície superior de cada corpo de prova a fim de identificá-las. Em seguida, cada disco de resina foi fixado em cera utilidade sobre um disco metálico e este conjunto foi submetido à prensagem, assim possibilitando a planificação dos corpos de prova (Figura 14A e 14B).



Figura 14A: Aparelho utilizado para prensagem.

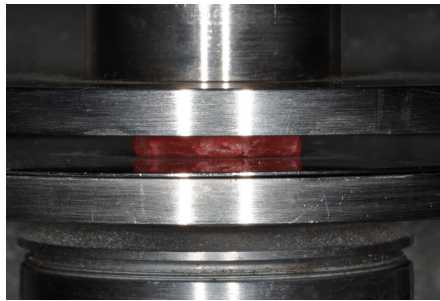


Figura 14B: Imagem aproximada da planificação das amostras.

Para análise de microdureza superficial foi utilizado o microdurômetro (Shimadzu HMV-2000) com indentador tipo Knoop (**Figura 15A e 15B**). Foram efetuadas 5 indentações nas superfícies das amostras imediatamente após à fotoativação, com carga de 50g por 15s, sendo os resultados registrados (**Figura 16**). Após 24h de armazenagem, mais 5 indentações foram realizadas nas superfícies das amostras e, novamente, feito o registro dos dados.



Figura15A: Microdurômetro Shimadzu HMV-2000



Figura15B: Detalhe do indetador Knoop

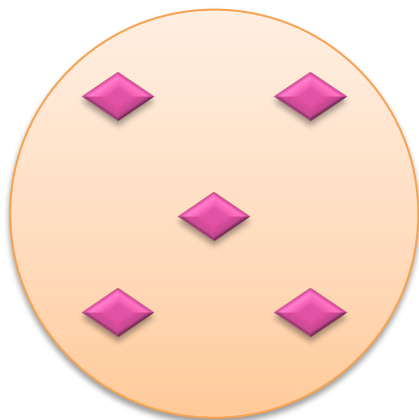


Figura 16: Esquema das endentações realizadas na superfície das amostras.

Tabela 2: Grupos experimentais

Grupo/Sigla	Aparelho	Ponteira	n	Tempo
LED1-Pi	Ultraled 1	Polímero	5	Imediato
LED1-P24				24h
LED1-FOi	Ultraled 1	Fibra óptica	5	Imediato
LED1-FO24				24h
LED2-Pi	Ultraled 2	Polímero	5	Imediato
LED2-P24				24h
LED2-FOi	Ultraled 2	Fibra óptica	5	Imediato
LED2-FO24				24h
QTH-i	Ultralux	Fibra óptica	5	Imediato
QTH-24				24h

Para análises estatísticas foram feitos testes Shapiro-Wilk para normalidade e análises de variância Kruskal-Wallis. Testes Mann-Whitney U foram efetuados para comparações entre os grupos ($\alpha=0.05$).

5. RESULTADOS:

Os testes estatísticos avaliaram os aparelhos fotoativadores, as ponteiros, o tempo (imediate e 24h). Ainda foram avaliados os grupos experimentais.

Os resultados obtidos nos testes Kruskal-Wallis para os aparelhos encontram-se descritos na **Tabela 3**. De acordo com os testes, não houve diferença estatística significativa entre os aparelhos ($\alpha=0,058$).

Tabela3: Kruskal-Wallis para comparação entre os aparelhos

	Aparelho	Número de Leituras	Média
Microdureza	LED 1	100	117,98
Knoop	LED 2	100	138,77
	QTH	50	114,01
	Total	250	

Em relação às ponteiros, diferenças estatísticas significantes foram observadas através do teste Mann-Whitney ($\alpha=0,00$) como mostra a **Tabela4**. A ponteira de polímero apresentou média de valores de dureza Knoop maior em relação à ponteira de fibra óptica.

Tabela4: Mann-Whitney para comparação entre as ponteiros

	Ponteira	Número de Leituras	Média	Somatório
Microdureza	Polímero	100	148,31	14830,50
Knoop	Fibra óptica	150	110,30	16544,50
	Total	250		

De acordo com o teste Mann-Whitney para comparação entre os tempos imediato e 24h, diferenças estatísticas significantes foram observadas como mostra a **Tabela 5**. Os valores de dureza encontrados para 24h foram superiores em relação aos valores do tempo imediato.

Tabela 5 . Mann-Whitney para diferença entre os tempos

Tempo		Número de Leituras	Média	Somatório
Microdureza	Imediato	125	104,88	13109,50
Knoop	24h	125	146,12	18265,50
Total		250		

A **Tabela 6** ilustra a média dos valores de dureza obtida pelo teste de variância Kruskal-Wallis onde foi observada diferença estatística significativa ($\alpha=0,00$). Comparações entre os grupos foram realizadas pelo teste Mann-Whitney e observou-se diferença estatística entre eles. Ainda observando a **Tabela 6** é possível afirmar que:

- O grupamento AB não difere estatisticamente dos grupamentos A e B;
- O grupamento AB difere estatisticamente do C
- O grupamento A difere estatisticamente dos grupamentos B e C

Sendo assim, de acordo com os testes, o grupo LED2P24 > LED1P24 > LED2FO24 > LED2P i > LED1P i > QTH 24 > LED1FO24 > QTH i > LED2FO i > LED1 FO i.

Tabela 6 . Kruska-Wallis comparação entre os grupos

	Grupo	Número de Leituras	Média	Grupamento
Microdureza Knoop	LED1Pi	25	125,78	A
	LED1P2	25	157,40	AB
	4			
	LED1FO	25	68,76	C
	i			
	LED1FO	25	119,98	A
	24			
	LED2Pi	25	136,32	A
	LED2P2	25	173,72	B
	4			
	LED2FO	25	89,50	A
	i			
LED2FO	25	155,52	AB	
24				
QTH i	25	104,02	A	
QTH 24	25	124,00	A	
Total		250	-	-

Os valores máximos e mínimos de potência (mW/cm^2) emitida pelos aparelhos durante a fotoativação das amostras encontram-se dispostos na **Tabela 7**. É possível observar uma redução na potência do aparelho Ultraled na utilização em conjunto com a ponteira de fibra óptica. Os maiores valores foram verificados para o Ultraled quando utilizada a ponteira de polímero. O menor

valor foi encontrado para o aparelho QTH durante a confecção dos corpos de prova, após polimerização do quinto disco de resina.

Tabela 7: Mensuração de potência pelo radiômetro

Unidade Fotoativadora	mW/cm ² – máximo	mW/cm ² – mínimo
Ultraled 1 P	875	825
Ultraled 1 FO	626	550
Ultraled 2 P	1133	1071
Ultraled 2 FO	804	789
Ultralux	544	255

Na **Tabela 8** é possível observar a média dos valores dos testes de microdureza Knoop (KHN) efetuadas nos grupos imediatamente e após 24h. Os maiores valores encontram-se demarcados em azul, enquanto os menores valores estão demarcados em amarelo. Os maiores valores foram observados nas unidade LED quando utilizada a ponteira de polímero. Também é possível observar que os valores de KHN aumentam no tempo 24h quando comparado com o tempo Imediato.

Tabela 8: Média Microdureza Knoop (KHN) - Imediato e 24h

Grupo	Imediato (KHN)	24h (KHN)
LED1 P	24,7	30,1
	28,12	29,02
	23,84	27,3
	25,72	24,42
	25,1	25,58
LED1 FO	20,14	24,96
	20,04	26,16
	24,98	26,92
	24,62	25,62
LED2 P	21,86	19,58
	22,08	26,08
	24,44	30,46
	25,2	29,2
	30,24	29,88
LED2 FO	27,52	24,32
	21,52	30,12
	23,48	25,38
	22,42	27,6
QTH	26,68	25,76
	24,58	30,3
	22,92	21,76
	26,04	28,86
	22,14	26,0
	25,36	26,0
	24,88	24,86

6. DISCUSSÃO:

Alguns fatores devem ser levados em consideração durante o procedimento da polimerização de materiais resinosos para que apresentem um adequado grau de conversão, bem como propriedades mecânicas e físicas satisfatórias, como por exemplo, a potência do fotopolimerizador, o tipo de ponteira condutora de luz, a distância da ponteira para o material restaurador, a espessura do material restaurador, a cor, entre outros (RUEGGERBERG, FREDERICK A, 2011; MARTIN, N.; JEDYNACKIEWICZ, N, 2008).

O presente estudo avaliou a dureza de uma resina composta quando fotoativada por ponteiras de polímero e, também, ponteiras de fibra óptica. Os resultados obtidos mostraram que as ponteiras de polímero foram capazes de promover maiores valores de dureza Knoop quando comparados com as ponteiras de fibra óptica. Esses resultados diferem dos encontrados por Dobrovolski *et al* (2010), onde não foi observada diferença estatisticamente significativa entre as ponteiras de polímero e fibra óptica. Por outro lado, o estudo Ccahuana-Vásquez *et al* (2004) avaliou a dureza de diferentes resinas compostas quando utilizados os aparelhos Optilight LD (1000 mW/cm² – Gnatus, Brasil) e Light3000 (50 mW/cm² – Clean Line, Brasil), formado por 13 LEDs, alternando as ponteiras de polímero e fibra óptica, e constatou-se que as ponteiras se comportam de formas diferentes dependendo do tipo do fotopolimerizador.

Estes resultados estão de acordo com os encontrados no presente estudo, uma vez que foi observada diferenças na potência dos aparelhos Ultraled quando utilizada ponteira de fibra óptica como mostra a **Tabela 7**. De acordo com o fabricante, o aparelho Ultraled emite potência acima de 500 mW/cm² e pode ser utilizado com diversos modelos de ponteira condutora de luz. Porém não existem informações sobre redução ou não da potência conforme a ponteira utilizada.

O estudo de Rueggeberg e Caughman (1998), avaliou o uso de ponteiras de polímero e fibra óptica em diversos aparelhos inclusive no contato dos aparelhos com lábios, bochechas, saliva, sangue e barreiras para biossegurança. Os autores observaram que dependendo do aparelho utilizado bem como seu contato com luvas de borracha e tecidos intraorais as ponteiras podem elevar ou reduzir a intensidade de luz. Além disso, os riscos ou resíduos na

superfície da ponteira podem influenciar na transmissão de luz, reduzindo a intensidade na extremidade da ponteira assim ocorrendo uma inadequada polimerização. Entretanto, os autores observaram que o uso de um papel alumínio ao redor da ponteira, não reduz a intensidade de luz e evita irritação ou desconforto aos olhos do cirurgião dentista.

O polímero que compõe a ponteira é o meio de transmissão por onde a luz passa. Existe um ângulo mínimo para que ocorra a reflexão total da luz, impedindo que esta se perca ou saia da ponteira. Assim, a luz é conduzida por reflexão total até chegar à extremidade da ponteira. Quando a ponteira de polímero entra em contato com resíduos restauradores, tecidos intraorais, luvas e outros, ocorre uma redução na transmissão de luz no interior da ponteira, comprometendo a polimerização da resina composta (CCAHUANA-VÁSQUEZ, R. A. *et al.*, 2004; MARTIN, N.; JEDYNACKIEWICZ, N, 2008). Dentro da ponteira de fibra óptica, a luz se comporta da mesma forma, porém o meio de transmissão são as fibras. Por outro lado, nos aparelhos halógenos existe uma grande perda de energia luminosa pois há uma distância entre a lâmpada e o início da ponteira. Devido a este fato, passou-se a utilizar lâmpadas mais potentes (150 Watts), porém este tipo de lâmpada gera mais calor, sendo necessária a ventilação no interior desses aparelhos (MARTIN, N.; JEDYNACKIEWICZ, N, 2008).

O calor, por sua vez, pode contribuir para uma melhor polimerização da resina composta (TORNO *et al.*, 2008), mas por outro lado, oferece a possibilidade de elevação da temperatura do dente, causando danos à polpa (LEPRINCE *et al.*, 2010; YAZICI *et al.*, 2006).

Apesar de possuir uma potência inferior aos demais aparelhos avaliados, a unidade Ultralux (QTH) apresentou valores de dureza semelhantes àsquelas encontradas nos demais grupos experimentais. A **Tabela 7** mostra que, com o uso contínuo, a potência do aparelho QTH caiu de 500 mW/cm² para 255 mW/cm². Contudo, a emissão de calor pode ter contribuído para uma melhor polimerização da resina composta.

A redução na potência do aparelho com o uso contínuo igualmente foi observada por Hegde et al (2009) na região de Maharashtra, Índia, onde os aparelhos utilizados por mais de 36 meses possuíam menor intensidade de saída de luz quando comparado com os demais.

Diversos estudos (PFEIFER; BRAGA; *et al.*, 2006; PRICE, R. B. T. *et al.*, 2003; MOBARAK *et al.*, 2009) têm demonstrado que aparelhos com potências de 200 ou 400 mW/cm² são capazes de promover a polimerização de materiais resinosos. Contudo, deve-se levar em consideração o tempo de exposição, a distância da ponteira para o material restaurador, a cor e a espessura do compósito, entre outros (PAULA, DE *et al.*, 2010). De acordo com Fan et al (2002), unidades halógenas com 300 mW/cm² são capazes de polimerizar diferentes cores de resina composta pelo tempo recomendado pelo fabricante. Utilizou-se 5 marcas de resina com diversas cores e observou-se que o tempo recomendado pelos fabricantes, em alguns casos, não é suficiente para uma adequada polimerização do compósito, sendo necessário o aumento da exposição de luz. Leprince *et al* (2010), observaram que de acordo com a cor da resina, há maior ou menor transmissão de luz. As cores mais claras permitem maior passagem de luz, enquanto que as mais escuras dificultam ou reduzem essa passagem. Da mesma forma, a luz age de maneira diferente de acordo com o tamanho das partículas das resinas. Partículas menores são mais difíceis de polimerizar, pois há um espalhamento da luz comprometendo a polimerização, sendo necessário, assim, o aumento do tempo de exposição (DUNN; BUSH, 2002).

Diferentemente do observado na pesquisa de Fan et al, o presente estudo avaliou apenas uma resina composta (Filtek Z250, cor A2), a qual o tempo de exposição determinado pelo fabricante é de 20s para incrementos de até 2,5mm. Estudos (ANTONSON, S. A. *et al.*, 2008; SCHATTEBERG *et al.*, 2008) comprovam que esse período de tempo é suficiente para a obtenção de uma adequada polimerização em espessuras de 2mm, ao passo que incrementos acima de 2mm necessitam de um tempo mais longo de exposição (POSKUS, LAIZA T *et al*, 2004; LINDBERG *et al.*, 2005). Os resultados dos testes de microdureza realizados imediatamente à polimerização por 20s da resina revelaram valores satisfatórios, os quais se mostraram mais elevados nos grupos LED que utilizaram a ponteira de polímero, ou seja, LED1P i (28,12 KHN) e LED2P i (30,24 KHN). Entretanto, quando comparados aos grupos testados após 24h esses valores foram menores. Após a ativação pela luz no comprimento de onda compatível com a absorção da canforoquinona (400-500nm), ocorre a formação de radicais livres que irão iniciar a conversão dos monômeros em polímeros através

da quebra das ligações duplas de carbono. Mesmo após a remoção do estímulo luminoso, a polimerização continua, porém em ritmo mais lento. Desta forma, os valores de dureza superficial da resina Z250 encontrados nos grupos de 24h foram maiores em relação aos valores encontrados no tempo imediato. É importante ressaltar que o iniciador encontrado na Filtek Z250 é a CQ, também encontrada na maioria dos materiais resinosos, entretanto, por possuir uma coloração amarelada, seu uso é reduzido em resinas de cores muito claras, como por exemplo as resinas para dentes clareados. Nestes casos, outros iniciadores são incorporados ao material para que ocorra uma adequada polimerização do mesmo (PALIN *et al*, 2008). Contudo, para ativação dos demais iniciadores é necessário utilizar unidades LED de terceira geração ou unidades halógenas com comprimentos de onda variando entre 375 e 500nm, necessários para excitar o fotoiniciador. A emissão de comprimento de onda inferior a 400nm, ou seja, próximo ao comprimento de onda ultravioleta (UV), é restrito na confecção de fotopolimerizadores de terceira geração para evitar danos associados à radiação UV (PRICE, R. B. T. *et al*, 2006).

Inúmeros estudos (RUEGGEBERG, F. A.; ERGLE *et al*, 2000; HILGERT, L.A. *et al*, 2004; JUNG *et al*, 2006; REGES *et al*, 2009; FARIA-E-SILVA *et al*, 2010) têm utilizado os testes de microdureza como método para avaliação da polimerização relativa das resinas compostas. Neste estudo foram utilizados teste de microdureza Knoop (KHN) para avaliação da resina Z250 e consequente análise da eficácia dos fotoativadores. A média dos valores KHN revelaram diferenças entre os grupos, sendo os maiores valores encontrados nos grupos com ponteira de polímero (LED 1 P: 28,12-30,1 KHN / LED 2 P: 30,24-30,46 KHN), e os menores valores para a unidade LED 1 com ponteira de fibra óptica (LED 1 FO: 19,58-20,04KHN) como mostra a **Tabela 8** e a **Tabela 6**.

Os valores de dureza podem variar de acordo com o tipo do aparelho fotoativador ou com os diferentes modelos de ponteiros condutoras de luz (RUEGGEBERG, F. A.; CAUGHMAN, 1998). O presente estudo observou diferenças nos valores de dureza quando utilizadas ponteiros de polímero ou fibra óptica com o mesmo modelo de fotopolimerizador, sendo que as ponteiros de polímero apresentaram valores superiores como citado anteriormente. Tais resultados ao serem transportados para a clínica odontológica, auxiliam o profissional durante os procedimentos. Sendo assim, o

cirurgião-dentista deve estar atento à composição e cor da resina composta, à espessura do incremento, ao tipo de ponteira condutora de luz e sua distância para o material restaurador e o modelo de aparelho fotopolimerizador. A não observação desses fatores pode comprometer a restauração, levando à infiltração marginal, sensibilidade, falhas de retenção entre outros.

7. CONCLUSÃO:

De acordo com o resultados obtidos e considerando os limites da pesquisa, é possível concluir que:

- A ponteira de polímero apresentou os maiores valores de KHN nos tempos imediato e 24h, sendo eficaz na polimerização da resina Filtek Z250.
- O tempo de 20s é adequado para polimerização da resina composta.
- As ponteiros de fibra óptica e polímero são capazes de promover adequada polimerização da resina composta. Entretanto, é importante que o profissional esteja atento às variações de potência que o uso de uma ou outra ponteira pode causar.

REFERÊNCIAS:

ANTONSON, S. A.; ANTONSON, D. E.; HARDIGAN, P. C. Should my new curing light be an LED? **Operative Dentistry**, v. 33, n. 4, p. 400-407, ago 2008.

ARAVAMUDHAN, K.; FLOYD, C. J. E.; RAKOWSKI, D. *et al.* Light-emitting diode curing light irradiance and polymerization of resin-based composite. **Journal of the American Dental Association (1939)**, v. 137, n. 2, p. 213-223, fev 2006.

ARIKAWA, H.; TAKAHASHI, H.; MINESAKI, Y. *et al.* A method for improving the light intensity distribution in dental light-curing units. **Dental Materials Journal**, v. 30, n. 2, p. 151-157, 2011.

BHAMRA, G. S.; FLEMING, G. J. P.; DARVELL, B. W. Influence of LED irradiance on flexural properties and Vickers hardness of resin-based composite materials. **Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials**, v. 26, n. 2, p. 148-155, fev 2010.

BOUILLAGUET, S.; CAILLOT, G.; FORCHELET, J. *et al.* Thermal risks from LED- and high-intensity QTH-curing units during polymerization of dental resins. **Journal of Biomedical Materials Research. Part B, Applied Biomaterials**, v. 72, n. 2, p. 260-267, 15 fev 2005.

BRANDT, W. C.; CARDOSO, L.; MORAES, R. R.; CORRER-SOBRINHO, L.; SINHORETI, M. A. C. Influence of light-curing units on the flexural strength and flexural modulus of different resin composites. **Brazilian Journal of Oral Sciences**, v. 7, n. 25, p. 1555-1558, Apr-June 2008.

CCHUANA-VÁSQUEZ, R. A.; TORRES C. R. G.; ARAUJO M. A. M.; ANIDO A. A. Influence of the different light-curing tips of LED photo-curing units in the microhardness of the composite resins. **Revista de Odontologia da UNESP**, v. 33, n. 2, p. 69-73, 2004.

CHAN, D. C. N.; BROWNING, W. D.; FRAZIER, K. B.; BRACKETT, M. G. Clinical evaluation of the soft-start (pulse-delay) polymerization technique in Class I and II composite restorations. **Operative Dentistry**, v. 33, n. 3, p. 265-271, jun 2008.

CHRISTENSEN, G. J. The light-curing mania. **Journal of the American Dental Association (1939)**, v. 135, n. 4, p. 461-463, abr 2004.

CLIFFORD, S. S.; ROMAN-ALICEA, K.; TANTBIROJN, D.; VERSLUIS, A. Shrinkage and hardness of dental composites acquired with different curing light sources. **Quintessence International (Berlin, Germany: 1985)**, v. 40, n. 3, p. 203-214, mar 2009.

CORCIOLANI, G.; VICHI, A.; DAVIDSON, C. L.; FERRARI, M. The influence of tip geometry and distance on light-curing efficacy. **Operative Dentistry**, v. 33, n. 3, p. 325-331, jun 2008.

DOBROVOLSKI, M.; BUSATO, P. M. R.; MENDONÇA, M. J.; BOSQUIROLI, V.; SANTOS, R. A.; CAMILOTTI, V. Influência do tipo de ponteira condutora de luz na microdureza de uma resina composta. **Departamento de Odontologia, Dentística Restauradora, UNIOESTE, Polímeros**, vol.20, n.5, p. 327-330. Epub Dec 10, 2010

DUNN, W. J.; BUSH, A. C. A comparison of polymerization by light-emitting diode and halogen-based light-curing units. **Journal of the American Dental Association (1939)**, v. 133, n. 3, p. 335-341, mar 2002.

FAN, P. L.; SCHUMACHER, R. M.; AZZOLIN, K.; GEARY, R.; EICHMILLER, F. C. Curing-light intensity and depth of cure of resin-based composites tested according to international standards. **Journal of the American Dental Association (1939)**, v. 133, n. 4, p. 429-434; quiz 491-493, abr 2002.

FARIA-E-SILVA, A. L.; LIMA, A. F.; MORAES, R. R.; PIVA, E.; MARTINS, L. R. Degree of conversion of etch-and-rinse and self-etch adhesives light-cured using QTH or LED. **Operative Dentistry**, v. 35, n. 6, p. 649-654, dez 2010.

FRANCO, E. B.; BOSQUIROLI, V.; LOPES, L. G. LED - uma nova tecnologia para fotopolimerização: avaliação com cimento ionomérico modificado por resina. **Jornal Brasileiro de Clínica Odontológica Integrada**, v. 7, n. 38, p. 116-118, mar-abr 2003.

HEGDE, V.; JADHAV, S.; AHER, G. B. A clinical survey of the output intensity of 200 light curing units in dental offices across Maharashtra. **Journal of Conservative Dentistry: JCD**, v. 12, n. 3, p. 105-108, jul 2009.

HILGERT, L. A.; GRAFF, V. A.; GARBIN, C. A.; SILVA, S. B. A. Influência da fonte de luz e do material restaurador sobre a dureza de um cimento resinoso dual cure. **Revista da Faculdade de Odontologia de Porto Alegre**, v. 45, n. 2, p. 31-34, dez 2004.

HOFMANN, N.; HUGO, B.; KLAIBER, B. Effect of irradiation type (LED or QTH) on photo-activated composite shrinkage strain kinetics, temperature rise, and hardness. **European Journal of Oral Sciences**, v. 110, n. 6, p. 471-479, dez 2002.

HUSSEY, D. L.; BIAGIONI, P. A.; LAMEY, P. J. Thermographic measurement of temperature change during resin composite polymerization in vivo. **Journal of Dentistry**, v. 23, n. 5, p. 267-271, out 1995.

JUDY, R. H.; DUNN, W. J.; PATEL, A. B.; SWANSON, T. Effective single-charge end point of cordless light-emitting diode light-curing units. **American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics: Official Publication of the American Association of Orthodontists, Its Constituent Societies, and the American Board of Orthodontics**, v. 130, n. 3, p. 378-384, set 2006.

JUNG, H.; FRIEDL, K.-H.; HILLER, K.-A. *et al.* Polymerization efficiency of different photocuring units through ceramic discs. **Operative Dentistry**, v. 31, n. 1, p. 68-77, fev 2006.

LEONARD, D. L. Critical appraisal. Light-emitting-diode curing lights-revisited. **Journal of Esthetic and Restorative Dentistry: Official Publication of the American Academy of Esthetic Dentistry ... [et Al.]**, v. 19, n. 1, p. 56-62, 2007.

LEPRINCE, J.; DEVAUX, J.; MULLIER, T.; VREVEN, J.; LELOUP, G. Pulpal-temperature rise and polymerization efficiency of LED curing lights. **Operative Dentistry**, v. 35, n. 2, p. 220-230, abr 2010.

LINDBERG, A.; PEUTZFELDT, A.; DIJKEN, J. W. V. VAN. Effect of power density of curing unit, exposure duration, and light guide distance on composite depth of cure. **Clinical Oral Investigations**, v. 9, n. 2, p. 71-76, jun 2005.

LOPES, L. G.; ANDRADE, F. R.; PEDROSA, S. F.; ALMEIDA, J. C. F.; COSTA, A. M.; PEDROSA FILHO, C. F.; COELHO, J. C. B. Evidências e perspectivas das fontes de luz LED na fotoativação de materiais resinosos. **Revista da Associação Paulista de Cirurgiões Dentistas**, v. 61, n. 1, p. 15-19, jan-fev 2007.

LOPES, L. G.; FRANCO, E. B.; NAME NETO, A.; HERRERA, F. S.; KURACHI, C.; CASTAÑEDA-ESPINOSA, J. C.; LAURIS, J. R. P. Polymerization of a dual-cured cement through ceramic: LED curing light vs halogen lamp. **Journal of Applied Oral Science**, v. 12, n. 4, p. 312-316, Oct.-Dec. 2004.

MARCHAN, S. M.; WHITE, D.; SMITH, W. A. *et al.* Effect of reduced exposure times on the microhardness of nanocomposites polymerized by QTH and second-generation LED curing lights. **Operative Dentistry**, v. 36, n. 1, p. 98-103, fev 2011.

MARTIN, N.; JEDYNACKIEWICZ, N. When is a light not a light? **Dental Nursing**, v.4, n.1, p. 10-15, Jan 2008.

MAVROPOULOS, A.; STAUDT, C. B.; KILIARIDIS, S.; KREJCI, I. Light curing time reduction: in vitro evaluation of new intensive light-emitting diode curing units. **European Journal of Orthodontics**, v. 27, n. 4, p. 408-412, ago 2005.

MOBARAK, E.; ELSAYAD, I.; IBRAHIM, M.; EL-BADRAWY, W. Effect of LED light-curing on the relative hardness of tooth-colored restorative materials. **Operative Dentistry**, v. 34, n. 1, p. 65-71, fev 2009.

NALCACI, A.; KUCUKESMEN, C.; ULUDAG, B. Effect of high-powered LED polymerization on the shear bond strength of a light-polymerized resin luting agent to ceramic and dentin. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 94, n. 2, p. 140-145, ago 2005.

NITTA, K. Effect of light guide tip diameter of LED-light curing unit on polymerization of light-cured composites. **Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials**, v. 21, n. 3, p. 217-223, mar 2005.

NOMOTO, R.; MCCABE, J. F.; HIRANO, S. Effect of aperture size on irradiance of LED curing units. **Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials**, v. 20, n. 7, p. 687-692, set 2004.

PALIN, W. M.; SENYILMAZ, D. P.; MARQUIS, P. M.; SHORTALL, A. C. Cure width potential for MOD resin composite molar restorations. **Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials**, v. 24, n. 8, p. 1083-1094, ago 2008.

PAULA, A. B. DE; TANGO, R. N.; SINHORETI, M. A. C.; ALVES, M. C.; PUPPIN-RONTANI, REGINA M. Effect of thickness of indirect restoration and distance from the light-curing unit tip on the hardness of a dual-cured resin cement. **Brazilian Dental Journal**, v. 21, n. 2, p. 117-122, 2010.

PFEIFER, C. S. C.; BRAGA, R. R.; FERRACANE, J. L. Pulse-delay curing: influence of initial irradiance and delay time on shrinkage stress and microhardness of restorative composites. **Operative Dentistry**, v. 31, n. 5, p. 610-615, out 2006.

POLLINGTON, S.; KAHAKACHCHI, N.; NOORT, R. VAN. The influence of plastic light cure sheaths on the hardness of resin composite. **Operative Dentistry**, v. 34, n. 6, p. 741-745, dez 2009.

POSKUS, LAIZA T; PLACIDO, E.; CARDOSO, P. E. C. Influence of placement techniques on Vickers and Knoop hardness of class II composite resin restorations. **Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials**, v. 20, n. 8, p. 726-732, out 2004.

PRICE, R. B. T.; FAHEY, J.; FELIX, C. M. Knoop microhardness mapping used to compare the efficacy of LED, QTH and PAC curing lights. **Operative Dentistry**, v. 35, n. 1, p. 58-68, fev 2010.

PRICE, R. B. T.; RUEGGERBERG, FREDERICK A; LABRIE, D.; FELIX, C. M. Irradiance uniformity and distribution from dental light curing units. **Journal of Esthetic and Restorative Dentistry: Official Publication of the American Academy of Esthetic Dentistry ... [et Al.]**, v. 22, n. 2, p. 86-101, abr 2010.

PRICE, R. B. T.; FELIX, C. A. Effect of delivering light in specific narrow bandwidths from 394 to 515nm on the micro-hardness of resin composites. **Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials**, v. 25, n. 7, p. 899-908, jul 2009.

PRICE, R. B. T.; FAHEY, T. J.; FELIX, C. M.; ANDREOU, P.; FELIX, C. A. Effects of seven curing lights on microhardness of five composites. **IADR 85th General Session & Exhibition # 1612** – Mar 2007.

PRICE, R. B. T.; FELIX, C. A.; ANDREOU, P. Third-generation vs a second-generation LED curing light: effect on Knoop microhardness. **Compendium of Continuing Education in Dentistry (Jamesburg, N.J.:1995)**, v. 27, n. 9, p. 490-496; quiz 497, 518, set 2006.

PRICE, R. B. T.; EHRNFORD, L.; ANDREOU, PANTELIS; FELIX, C. A. Comparison of quartz-tungsten-halogen, light-emitting diode, and plasma arc curing lights. **The Journal of Adhesive Dentistry**, v. 5, n. 3, p. 193-207, 2003.

PRICE, R. B.; DÉRAND, T.; SEDAROUS, M.; ANDREOU, P.; LONEY, R. W. Effect of distance on the power density from two light guides. **Journal of Esthetic Dentistry**, v. 12, n. 6, p. 320-327, 2000.

REGES, R. V.; COSTA, A. R.; CORRER, A. B. *et al.* Effect of light-curing units, post-cured time and shade of resin cement on knoop hardness. **Brazilian Dental Journal**, v. 20, n. 5, p. 410-413, 2009.

RUEGGERBERG, F A; CAUGHMAN, W. F.; COMER, R. W. The effect of autoclaving on energy transmission through light-curing tips. **Journal of the American Dental Association (1939)**, v. 127, n. 8, p. 1183-1187, ago 1996.

RUEGGERBERG, F A; CAUGHMAN, W. F. Factors affecting light transmission of single-use, plastic light-curing tips. **Operative Dentistry**, v. 23, n. 4, p. 179-184, ago 1998.

RUEGGERBERG, F A; ERGLE, J. W.; METTENBURG, D. J. Polymerization depths of contemporary light-curing units using microhardness. **Journal of Esthetic Dentistry**, v. 12, n. 6, p. 340-349, 2000.

RUEGGERBERG, FREDERICK A. State-of-the-art: dental photocuring-- a review. **Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials**, v. 27, n. 1, p. 39-52, jan 2011.

SANTOS, G. B.; MEDEIROS, I. S.; FELLOWS, C. E.; MUENCH, A.; BRAGA, R. R. Composite depth of cure obtained with QTH and LED units assessed by microhardness and micro-Raman spectroscopy. **Operative Dentistry**, v. 32, n. 1, p. 79-83, fev 2007.

SANTOS, G. C., Jr; EL-MOWAFY, O.; RUBO, J. H.; SANTOS, M. J. M. C. Hardening of dual-cure resin cements and a resin composite restorative cured with QTH and LED curing units. **Journal (Canadian Dental Association)**, v. 70, n. 5, p. 323-328, maio 2004.

SCHATTENBERG, A.; LICHTENBERG, D.; STENDER, E.; WILLERSHAUSEN, B.; ERNST, C.-P. Minimal exposure time of different LED-curing devices. **Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials**, v. 24, n. 8, p. 1043-1049, ago 2008.

SENSI, Luis Guilherme. **Efeito da unidade de fotoativação (halogena/leds) no selamento marginal de restaurações de resina composta**. 2003. 87f. Dissertação (Mestrado em Odontologia – opção Dentística) – Programa de Pós-Graduação em Odontologia, Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis.

SIGUSCH, B. W.; VÖLPEL, A.; BRAUN, I.; UHL, A.; JANDT, K. D. Influence of different light curing units on the cytotoxicity of various dental composites. **Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials**, v. 23, n. 11, p. 1342-1348, nov 2007.

SILVA, E. M. DA; POSKUS, L. T.; GUIMARÃES, J. G. A. Influence of light-polymerization modes on the degree of conversion and mechanical properties of resin composites: a comparative analysis between a hybrid and a nanofilled composite. **Operative Dentistry**, v. 33, n. 3, p. 287-293, jun 2008.

SOUZA, S. M. **Influência do método de pós-polimerização nas propriedades mecânicas de restaurações indiretas de resina composta**. 2003. 105f. Dissertação (Mestrado em Odontologia – opção Dentística) – Programa de Pós-graduação em Odontologia, Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis.

TORNO, V.; SOARES, P.; MARTIN, J. M. H. *et al.* Effects of irradiance, wavelength, and thermal emission of different light curing units on the Knoop and Vickers hardness of a composite resin. **Journal of Biomedical Materials Research. Part B, Applied Biomaterials**, v. 85, n. 1, p. 166-171, abr 2008.

UCTASLI, S.; TEZVERGIL, A.; LASSILA, L. V. J.; VALLITTU, P. K. The degree of conversion of fiber-reinforced composites polymerized using different light-curing sources. **Dental Materials: Official**

Publication of the Academy of Dental Materials, v. 21, n. 5, p. 469-475, maio 2005.

VANDEWALLE, K. S.; ROBERTS, H. W.; RUEGGEBERG, FREDERICK A. Power distribution across the face of different light guides and its effect on composite surface microhardness. **Journal of Esthetic and Restorative Dentistry: Official Publication of the American Academy of Esthetic Dentistry ... [et Al.]**, v. 20, n. 2, p. 108-117; discussion 118, 2008.

VANDEWALLE, K. S.; ROBERTS, H. W.; MINIOTIS, N. Critical appraisal. Quartz-tungsten-halogen and light-emitting diode curing lights. **Journal of Esthetic and Restorative Dentistry: Official Publication of the American Academy of Esthetic Dentistry ... [et Al.]**, v. 18, n. 3, p. 161-167, 2006

VANDEWALLE, K. S.; ROBERTS, H. W.; ANDRUS, J. L.; DUNN, W. J. Effect of light dispersion of LED curing lights on resin composite polymerization. **Journal of Esthetic and Restorative Dentistry: Official Publication of the American Academy of Esthetic Dentistry ... [et Al.]**, v. 17, n. 4, p. 244-254; discussion 254-255, 2005.

VISVANATHAN, A.; ILIE, N.; HICKEL, R.; KUNZELMANN, K.-H. The influence of curing times and light curing methods on the polymerization shrinkage stress of a shrinkage-optimized composite with hybrid-type prepolymer fillers. **Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials**, v. 23, n. 7, p. 777-784, jul 2007.

YAZICI, A. R.; MÜFTÜ, A.; KUGEL, G.; PERRY, R. D. Comparison of temperature changes in the pulp chamber induced by various light curing units, in vitro. **Operative Dentistry**, v. 31, n. 2, p. 261-265, abr 2006.

ZHU, S.; PLATT, J. Curing efficiency of three different curing modes at different distances for four composites. **Operative Dentistry**, v. 36, n. 4, p. 362-371, ago 2011.

APÊNDICE

VALORES ORIGINADOS DO TESTE DE MICRODUREZA KNOOP

Grupo	Espécime	Medida	Dureza
Led1 P-I	A	1	24,1
Led1 P-I	A	2	23,4
Led1 P-I	A	3	24,1
Led1 P-I	A	4	21,1
Led1 P-I	A	5	30,8
Led1 P-I	B	1	29,6
Led1 P-I	B	2	27,4
Led1 P-I	B	3	30,1
Led1 P-I	B	4	26,2
Led1 P-I	B	5	27,3
Led1 P-I	C	1	24,9
Led1 P-I	C	2	17,0
Led1 P-I	C	3	26,4
Led1 P-I	C	4	25,9
Led1 P-I	C	5	25,0
Led1 P-I	D	1	26,3
Led1 P-I	D	2	27,8

Led1 P-I	D	3	21,9
Led1 P-I	D	4	20,4
Led1 P-I	D	5	32,2
Led1 P-I	E	1	28,8
Led1 P-I	E	2	27,1
Led1 P-I	E	3	26,8
Led1 P-I	E	4	21,7
Led1 P-I	E	5	21,1
Led1 P-24	A	1	33,2
Led1 P-24	A	2	30,5
Led1 P-24	A	3	29,2
Led1 P-24	A	4	31,4
Led1 P-24	A	5	26,2
Led1 P-24	B	1	27,8
Led1 P-24	B	2	28,3
Led1 P-24	B	3	33,1
Led1 P-24	B	4	28,3
Led1 P-24	B	5	27,6
Led1 P-24	C	1	32,6
Led1 P-24	C	2	31,0

Led1 P-24	C	3	24,3
Led1 P-24	C	4	21,8
Led1 P-24	C	5	26,8
Led1 P-24	D	1	19,6
Led1 P-24	D	2	25,2
Led1 P-24	D	3	27,5
Led1 P-24	D	4	21,5
Led1 P-24	D	5	28,3
Led1 P-24	E	1	21,5
Led1 P-24	E	2	21,1
Led1 P-24	E	3	22,6
Led1 P-24	E	4	32,3
Led1 P-24	E	5	30,4
Led2 P-I	A	1	24,1
Led2 P-I	A	2	25,1
Led2 P-I	A	3	10,5
Led2 P-I	A	4	23,7
Led2 P-I	A	5	27,0
Led2 P-I	B	1	25,7
Led2 P-I	B	2	25,6

Led2 P-I	B	3	25,5
Led2 P-I	B	4	23,0
Led2 P-I	B	5	22,4
Led2 P-I	C	1	28,1
Led2 P-I	C	2	25,1
Led2 P-I	C	3	21,8
Led2 P-I	C	4	26,2
Led2 P-I	C	5	24,8
Led2 P-I	D	1	31,3
Led2 P-I	D	2	27,2
Led2 P-I	D	3	32,5
Led2 P-I	D	4	29,3
Led2 P-I	D	5	30,9
Led2 P-I	E	1	32,3
Led2 P-I	E	2	26,6
Led2 P-I	E	3	29,0
Led2 P-I	E	4	21,8
Led2 P-I	E	5	27,9
Led2 P-24	A	1	30,9
Led2 P-24	A	2	29,9

Led2 P-24	A	3	26,8
Led2 P-24	A	4	26,0
Led2 P-24	A	5	16,8
Led2 P-24	B	1	33,1
Led2 P-24	B	2	30,9
Led2 P-24	B	3	29,7
Led2 P-24	B	4	27,7
Led2 P-24	B	5	30,9
Led2 P-24	C	1	32,9
Led2 P-24	C	2	29,9
Led2 P-24	C	3	26,9
Led2 P-24	C	4	32,7
Led2 P-24	C	5	23,6
Led2 P-24	D	1	33,2
Led2 P-24	D	2	30,1
Led2 P-24	D	3	26,9
Led2 P-24	D	4	28,3
Led2 P-24	D	5	30,9
Led2 P-24	E	1	19,8
Led2 P-24	E	2	28,6

Led2 P-24	E	3	26,7
Led2 P-24	E	4	22,1
Led2 P-24	E	5	24,4
Led1 FO-I	A	1	17,7
Led1 FO-I	A	2	17,1
Led1 FO-I	A	3	22,1
Led1 FO-I	A	4	21,4
Led1 FO-I	A	5	22,4
Led1 FO-I	B	1	17,2
Led1 FO-I	B	2	18,9
Led1 FO-I	B	3	20,8
Led1 FO-I	B	4	20,3
Led1 FO-I	B	5	23,0
Led1 FO-I	C	1	25,1
Led1 FO-I	C	2	26,3
Led1 FO-I	C	3	23,4
Led1 FO-I	C	4	26,6
Led1 FO-I	C	5	23,5
Led1 FO-I	D	1	21,9
Led1 FO-I	D	2	21,6

Led1 FO-I	D	3	26,9
Led1 FO-I	D	4	26,8
Led1 FO-I	D	5	25,9
Led1 FO-I	E	1	22,8
Led1 FO-I	E	2	13,3
Led1 FO-I	E	3	23,7
Led1 FO-I	E	4	24,7
Led1 FO-I	E	5	24,8
Led1 FO-24	A	1	27,8
Led1 FO-24	A	2	28,1
Led1 FO-24	A	3	22,9
Led1 FO-24	A	4	24,6
Led1 FO-24	A	5	21,4
Led1 FO-24	B	1	25,9
Led1 FO-24	B	2	28,3
Led1 FO-24	B	3	28,1
Led1 FO-24	B	4	26,7
Led1 FO-24	B	5	21,8
Led1 FO-24	C	1	27,5

Led1 FO-24	C	2	24,5
Led1 FO-24	C	3	24,6
Led1 FO-24	C	4	30,6
Led1 FO-24	C	5	27,4
Led1 FO-24	D	1	30,5
Led1 FO-24	D	2	31,4
Led1 FO-24	D	3	24,5
Led1 FO-24	D	4	27,2
Led1 FO-24	D	5	14,5
Led1 FO-24	E	1	22,2
Led1 FO-24	E	2	12,8
Led1 FO-24	E	3	14,8
Led1 FO-24	E	4	25,6
Led1 FO-24	E	5	22,5
Led2 FO-I	A	1	23,4
Led2 FO-I	A	2	24,7
Led2 FO-I	A	3	23,9
Led2 FO-I	A	4	12,2
Led2 FO-I	A	5	23,4

Led2 FO-I	B	1	26,2
Led2 FO-I	B	2	23,0
Led2 FO-I	B	3	20,9
Led2 FO-I	B	4	23,0
Led2 FO-I	B	5	24,3
Led2 FO-I	C	1	20,9
Led2 FO-I	C	2	24,0
Led2 FO-I	C	3	23,5
Led2 FO-I	C	4	23,2
Led2 FO-I	C	5	20,5
Led2 FO-I	D	1	26,9
Led2 FO-I	D	2	26,2
Led2 FO-I	D	3	24,3
Led2 FO-I	D	4	27,8
Led2 FO-I	D	5	28,2
Led2 FO-I	E	1	26,7
Led2 FO-I	E	2	25,2
Led2 FO-I	E	3	24,7
Led2 FO-I	E	4	25,6
Led2 FO-I	E	5	20,7

Led2 FO-24	A	1	25,6
Led2 FO-24	A	2	26,3
Led2 FO-24	A	3	32,8
Led2 FO-24	A	4	37,6
Led2 FO-24	A	5	28,3
Led2 FO-24	B	1	27,7
Led2 FO-24	B	2	25,5
Led2 FO-24	B	3	24,9
Led2 FO-24	B	4	23,2
Led2 FO-24	B	5	25,6
Led2 FO-24	C	1	28,6
Led2 FO-24	C	2	22,2
Led2 FO-24	C	3	29,3
Led2 FO-24	C	4	31,0
Led2 FO-24	C	5	26,9
Led2 FO-24	D	1	26,3
Led2 FO-24	D	2	25,0
Led2 FO-24	D	3	24,8
Led2 FO-24	D	4	26,7

Led2 FO-24	D	5	26,0
Led2 FO-24	E	1	30,6
Led2 FO-24	E	2	44,0
Led2 FO-24	E	3	24,7
Led2 FO-24	E	4	24,4
Led2 FO-24	E	5	27,8
QTH-I	A	1	21,5
QTH-I	A	2	24,1
QTH-I	A	3	24,9
QTH-I	A	4	24,2
QTH-I	A	5	19,9
QTH-I	B	1	26,5
QTH-I	B	2	25,3
QTH-I	B	3	23,6
QTH-I	B	4	26,6
QTH-I	B	5	28,2
QTH-I	C	1	21,8
QTH-I	C	2	22,7
QTH-I	C	3	24,6
QTH-I	C	4	26,8

QTH-I	C	5	14,8
QTH-I	D	1	20,2
QTH-I	D	2	28,2
QTH-I	D	3	26,4
QTH-I	D	4	25,7
QTH-I	D	5	26,3
QTH-I	E	1	31,7
QTH-I	E	2	25,6
QTH-I	E	3	29,7
QTH-I	E	4	17,3
QTH-I	E	5	20,1
QTH-24	A	1	25,8
QTH-24	A	2	23,4
QTH-24	A	3	14,7
QTH-24	A	4	20,0
QTH-24	A	5	24,9
QTH-24	B	1	38,1
QTH-24	B	2	25,8
QTH-24	B	3	26,8
QTH-24	B	4	27,4

QTH-24	B	5	26,2
QTH-24	C	1	29,8
QTH-24	C	2	26,9
QTH-24	C	3	22,8
QTH-24	C	4	24,0
QTH-24	C	5	26,5
QTH-24	D	1	28,3
QTH-24	D	2	28,4
QTH-24	D	3	20,6
QTH-24	D	4	24,1
QTH-24	D	5	28,6
QTH-24	E	1	26,0
QTH-24	E	2	27,0
QTH-24	E	3	21,4
QTH-24	E	4	24,8
QTH-24	E	5	25,1

