

TIAGO SPEZIA DE MELO

GRAU DE CONVERSÃO DE UM COMPÓSITO
RESTAURADOR PRÉ-AQUECIDO, EMPREGADO
COMO AGENTE DE CIMENTAÇÃO:

Uma avaliação por espectroscopia FTIR

FLORIANÓPOLIS
2011

TIAGO SPEZIA DE MELO

GRAU DE CONVERSÃO DE UM COMPÓSITO
RESTAURADOR PRÉ-AQUECIDO, EMPREGADO
COMO AGENTE DE CIMENTAÇÃO:

Uma avaliação por espectroscopia FTIR

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação em
Odontologia da Universidade Federal de Santa Catarina,
como requisito para a obtenção do título de Doutor em
Odontologia, Área de Concentração Dentística.

Orientador: Prof. Dr. Luiz Clovis Cardoso Vieira
Coorientador: Prof. Dr. Élio Araújo

FLORIANÓPOLIS
2011

TIAGO SPEZIA DE MELO

**GRAU DE CONVERSÃO DE UM COMPÓSITO
RESTAURADOR PRÉ-AQUECIDO, EMPREGADO
COMO AGENTE DE CIMENTAÇÃO:**

Uma avaliação por espectroscopia FTIR

Esta tese foi julgada adequada para a obtenção do título de Doutor 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 2011.

Prof. Dr. Ricardo de Souza Magini
Coordenador do Programa de Pós-Graduação em Odontologia

BANCA EXAMINADORA

Prof. Dr. Luiz Clovis Cardoso Vieira
Orientador

Prof. Dr. Alessandro Dourado Loguércio
Membro

Prof. Dr. Hamilton Pires Maia
Membro

Prof. Dr. Luiz Henrique Burnett Júnior
Membro

Prof. Dr. Guilherme Carpena Lopes
Membro

AGRADECIMENTOS

Ao meu orientador, **Prof. Luiz Clovis Cardoso Vieira**, que com sua singular capacidade de equilibrar elogios e críticas, incentivou de forma ímpar a conclusão deste trabalho. Obrigado pela confiança e pela orientação.

Ao meu coorientador, **Prof. Élio Araújo**, pela amizade e confiança.

Ao **Prof. Luiz Narciso Baratieri**, pela amizade, pelo incentivo, pelas críticas e pelas oportunidades oferecidas ao longo de todos esses muitos anos de convívio na UFSC. Muito obrigado por tudo!

A todos os professores das disciplinas de Dentística e Clínica Integrada da UFSC, que de uma forma ou outra contribuíram para minha formação pessoal e profissional.

Aos grandes amigos que fiz ao longo desses muitos anos em Florianópolis, em especial **Fernando, Gustavo, Leandro, Flávia, Edson e Luís**.

Aos colegas e amigos do mestrado e doutorado em Dentística, de turmas passadas e atuais, por terem contribuído, cada um a sua maneira, para meu crescimento e amadurecimento. Os momentos que vivemos juntos permanecerão comigo pelo resto da vida.

A todos os amigos e colegas da Pós-Graduação da UFSC, com quem tive o privilégio de conviver ao longo dos últimos 7 anos. Obrigado por tornarem mais agradáveis os longos períodos de permanência no ambiente da universidade.

Aos alunos e alunas do curso de graduação da UFSC que, mesmo sem saberem, tornaram mais agradáveis esses últimos anos.

Aos vários professores do curso de Odontologia da UFSM que, direta ou indiretamente, contribuíram para que eu chegasse até aqui. Muito obrigado pela amizade e pelos exemplos de competência docente e profissional.

Ao **Prof. Julio Lemos de Macedo**, que não só viabilizou o uso das instalações do Laboratório de Catálise da UNB, mas também ofereceu valiosas informações durante a execução dos procedimentos experimentais.

Ao **Prof. Alessandro Loguércio** e **Prof. Luiz Henrique Burnett Jr**, que prontamente aceitaram o convite para participar da banca examinadora, agregando muita experiência e conhecimento sobre o tema.

Aos funcionários da Dentística e da Pós-Graduação, **Dona Léa, Richard, Bruno e Ana**, pela amizade, agilidade e competência com que sempre exerceram suas funções.

Ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia, pelas oportunidades oferecidas.

A todos que, de alguma forma, colaboraram para a concretização desse sonho, em especial meus pais, **Carlos Renato e Ivanir** e minhas irmãs, **Isadora e Bruna**. É impossível expressar em palavras a saudade que sinto de todos vocês, todos os dias...

RESUMO

Melo, Tiago Spezia de. **Grau de conversão de um compósito restaurador pré-aquecido, empregado como agente de cimentação: Uma avaliação por espectroscopia FTIR.** 2011. Tese (Doutorado em Odontologia, Área de Concentração Dentística). Programa de Pós-Graduação em Odontologia, Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis.

O objetivo deste trabalho foi avaliar o grau de conversão de um compósito restaurador micro-híbrido pré-aquecido, fotoativado por três combinações de intensidade de luz e tempo de exposição, através de pastilhas cerâmicas com dois diferentes graus de translucidez e quatro espessuras. As pastilhas cerâmicas foram obtidas a partir do seccionamento de blocos IPS Empress CAD HT (alta translucidez) e LT (baixa translucidez), nas espessuras de 1mm, 2mm, 4mm e 6mm. Três combinações de intensidade de luz e tempo de exposição foram testadas: LED60 (aparelho LED a 1200mW/cm² por 60s), VIP60 (aparelho halógeno a 600mW/cm² por 60s) e VIP120 (aparelho halógeno a 600mW/cm² por 120 segundos). A partir do cruzamento das três variáveis, foram obtidos 24 grupos. Outros três grupos foram incluídos, nos quais a fotoativação foi realizada sem a interposição de uma pastilha cerâmica. Para confecção das amostras, o compósito Z100 foi aquecido a 68°C e inserido em uma matriz circular, com 6mm de diâmetro e 0,4mm de profundidade. Dependendo do grupo, a fotoativação foi realizada diretamente sobre o material ou através de um dos blocos cerâmicos. Os discos de compósito foram armazenados por 24h e processados para avaliação por espectroscopia no infravermelho por transformada de Fourier (FTIR), a fim de determinar o grau de conversão do material. Os resultados da análise estatística revelaram diferenças significantes em todas as variáveis independentes (translucidez da cerâmica, espessura da cerâmica, protocolo de fotoativação) e na interação entre cerâmica e espessura. Conclui-se que o uso de compósitos restauradores pré-aquecidos é um procedimento viável, desde que respeitadas as interações entre a translucidez e a espessura do material (i.e., até 4mm com cerâmicas de baixa translucidez e até 6mm com cerâmicas de alta translucidez).

PALAVRAS-CHAVE:

Resinas compostas; Cimentação; Materiais dentários; Grau de conversão.

ABSTRACT

Melo, Tiago Spezia de. **Degree of conversion of a preheated restorative composite used as a luting agent: A FTIR analysis.** 2011. Thesis (PhD in Dentistry, Operative Dentistry). Graduate Program in Dentistry, Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis.

The aim of this study was to evaluate the degree of conversion of a preheated microhybrid composite resin, light-cured with three combinations of light intensity and exposure time, through ceramic discs with two different translucencies and four thicknesses. The ceramic discs were obtained by sectioning IPS Empress CAD HT (high translucency) and LT (low translucency) blocks, in 1mm, 2mm, 4mm and 6mm slices. Three combinations of light intensity and exposure time were tested: LED60 (1200mW/cm² led curing unit for 60s), VIP60 (600mW/cm² halogen curing light for 60s) and VIP120 (600mW/cm² halogen curing light for 120s). Crossing the three variables, 24 groups were obtained. Three additional groups were included in which the light curing procedure was carried out without interposition of a ceramic block. The composite discs were made by heating the Z100 composite to 155°F and applying it in a circular matrix with 6mm in diameter and 0.4mm in depth. Light curing was carried out directly on the material or through one of the ceramic blocks. The composite discs were stored for 24h and processed for evaluation by Fourier transform infrared spectroscopy (FTIR) to determine the degree of polymerization of the material. The statistical analysis results revealed significant differences in all independent variables (ceramic translucency, ceramic thickness, light curing protocol) and in the correlation between ceramic translucency and its thickness. The use of preheated restorative composites as luting agents is a viable procedure, provided that the interactions between translucency and thickness of the material are respected (i.e., up to 4mm with low translucency ceramics and up to 6mm with high translucency ceramics).

KEYWORDS:

Composite resins; Cementation; Dental materials; Degree of cure; FTIR.

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	15
2. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	17
2.1 BASES PARA A SELEÇÃO E UTILIZAÇÃO DE CIMENTOS RESINOSOS	17
2.1.1 Biocompatibilidade	17
2.1.2 Adesão e reforço biomecânico	19
2.1.3 Resistência ao desgaste	20
2.1.4 Sistema de polimerização	23
2.1.5 Reflexões finais sobre a seleção do material de cimentação	29
2.2 VARIÁVEIS QUE AFETAM A EFICÁCIA DA FOTOATIVAÇÃO	31
2.2.1 Fatores relacionados ao equipamento e protocolo de fotoativação	32
2.2.2 Fatores relacionados à espessura e translucidez da restauração	39
2.2.3 Fatores relacionados à temperatura do compósito ou cimento	45
2.3 MÉTODOS PARA AVALIAÇÃO DO GRAU DE CONVERSÃO	49
3. PROPOSIÇÃO	51
4. MATERIAL E MÉTODO	53
4.1 PREPARO DOS BLOCOS CERÂMICOS	53
4.2 PROTOCOLO DE FOTOATIVAÇÃO	56
4.3 DISTRIBUIÇÃO DAS AMOSTRAS E FORMAÇÃO DOS GRUPOS	56
4.4 FIXAÇÃO DO BLOCO CERÂMICO AO FOTOPOLIMERIZADOR	58
4.5 CONFECÇÃO DOS DISCOS DE COMPÓSITO	60
4.6 ARMAZENAMENTO	62
4.7 PROCESSAMENTO PARA AVALIAÇÃO ESPECTROMÉTRICA	62
4.8 AVALIAÇÃO POR ESPECTROSCOPIA FTIR	64
4.9 AVALIAÇÃO ESTATÍSTICA	67
5. RESULTADOS	69
6. DISCUSSÃO	89
7. CONCLUSÕES	103
REFERÊNCIAS	105

1. INTRODUÇÃO

O desempenho clínico de uma restauração indireta é dependente do cimento empregado em sua fixação. De fato, se "uma corrente é tão forte quanto o mais fraco de seus elos," uma restauração indireta é tão resistente quanto o cimento que a une à estrutura dental. Atualmente, os cimentos resinosos utilizados nas técnicas de cimentação adesiva são, indiscutivelmente, aqueles que mais se aproximam do ideal. Disponibilizados com diferentes sistemas de cura—química, foto e *dual*—, os cimentos resinosos cobrem toda a amplitude do espectro restaurador indireto, podendo ser utilizados tanto para cimentação de núcleos metálicos fundidos como fragmentos e laminados cerâmicos.

A despeito da maior praticidade inerente aos materiais fotoativados, seu uso tem sido limitado na cimentação de restaurações espessas, como aquelas confeccionadas no segmento posterior, especialmente em decorrência do ceticismo quanto à eficácia da luz visível como único mecanismo de ativação da polimerização. Entretanto, o desenvolvimento de novas e mais eficientes tecnologias de fotoativação, associado à melhor compreensão da relação de reciprocidade entre a intensidade de luz e o tempo de exposição, vem estimulando o interesse em utilizar materiais fotoativados também no segmento posterior, a fim de aproveitar as inúmeras vantagens operatórias que eles trazem.

Paralelamente, diversos estudos vêm avaliando o efeito da temperatura pré-polimerização sobre a viscosidade, as propriedades mecânicas e o grau de conversão de compósitos fotoativados. Os resultados indicam que, em determinados compósitos, o aumento da temperatura é capaz de reduzir a viscosidade e aumentar o escoamento a níveis compatíveis com os requeridos de um material de cimentação, além de acelerar a reação de polimerização e aumentar o grau de conversão do material. Visto que o comportamento mecânico dos compósitos restauradores é superior ao dos cimentos resinosos, em virtude do maior percentual de carga inorgânica, é natural que tais dados venham estimulando o interesse na utilização de compósitos restauradores aquecidos como agentes de cimentação. Dentre as vantagens de tal abordagem, talvez a mais importante seja a maior resistência ao desgaste e à degradação do cimento nas regiões de margem, o que pode diminuir a ocorrência de valamento e manchamento marginal, de modo a aumentar a vida útil das restaurações.

O presente estudo tem por objetivo avaliar o grau de conversão de um compósito restaurador pré-aquecido, fotoativado por meio de três protocolos de exposição à luz, através de blocos cerâmicos com diferentes espessuras e graus de translucidez.

2. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

2.1 BASES PARA A SELEÇÃO E UTILIZAÇÃO DE CIMENTOS RESINOSOS

Quando se considera a amplitude do espectro restaurador indireto, é fácil compreender que não existam agentes de cimentação verdadeiramente universais, que tenham desempenho ideal em qualquer cenário clínico. Afinal, os requisitos de um cimento empregado na fixação de um núcleo metálico fundido são diferentes daqueles necessários para cimentação de um laminado cerâmico, uma coroa de zircônia, um pino de fibra de vidro ou um *onlay* de resina composta. É essencial, portanto, conhecer os parâmetros que devem guiar a escolha do cimento mais adequado para cada situação clínica específica.

Em linhas gerais, o material de cimentação ideal deveria apresentar as seguintes características: biocompatibilidade com o tecido gengival e o complexo dentino-pulpar; ausência de solubilidade nos fluidos orais; adesão à estrutura dentária e aos materiais restauradores, a fim de prover reforço biomimético ao conjunto dente-restauração; mínima espessura de película, para não interferir no assentamento da restauração; resistência suficiente para suportar as cargas funcionais e o desgaste por abrasão e/ou atrição na região marginal; propriedades anticariogênicas; radiopacidade; estética; e facilidade de manipulação.¹⁻³ Embora não existam materiais que contemplem todos esses requisitos, simultaneamente e com perfeição, os cimentos resinosos empregados nas técnicas de cimentação adesiva são aqueles que mais se aproximam do ideal, sendo os materiais de escolha para fixação de restaurações indiretas livres de metal.¹⁻¹¹

2.1.1 *Biocompatibilidade*

Uma vez que as restaurações indiretas costumam ser indicadas em casos em que o elemento dental encontra-se severamente comprometido, a biocompatibilidade e citotoxicidade do material são aspectos especialmente importantes. Em tais situações, a espessura de dentina separando a superfície cavitária da câmara pulpar pode ser mínima. Embora não se possa desconsiderar a citotoxicidade inerente a alguns componentes dos sistemas adesivos e dos agentes de cimentação,¹² a espessura de dentina remanescente é o fator mais importante para minimizar a agressão.¹³ A longo prazo, a biocompatibilidade está relacionada, ainda, ao selamento marginal proporcionado pelo adesivo e pelo cimento.¹³

De maneira geral, a citotoxicidade de um cimento resinoso está relacionada à ação de monômeros liberados pelo material—quanto maior a quantidade de monômeros não reagidos, maior o potencial citotóxico.¹⁴ Diversos estudos relatam uma diminuição da citotoxicidade até níveis pró-

ximos de zero quando os testes são realizados alguns dias ou semanas após a polimerização do material.¹⁵⁻¹⁷ Em um estudo publicado recentemente, todos os cimentos testados tiveram sua citotoxicidade significativamente reduzida após 7 dias de cura, e em um dos materiais a resposta foi semelhante ao controle negativo empregado (*i.e.*, não se observou resposta citotóxica). Os dados indicam, ainda, a existência de uma relação entre a citotoxicidade e a velocidade de cura—materiais em que a reação de polimerização é mais rápida são menos citotóxicos, quando comparados aos materiais em que a reação ocorre lentamente.¹⁵ Com base nessa premissa, pode-se especular que cimentos fotoativados ou com polimerização dupla (*dual*), nos quais a reação é iniciada (ou acelerada) pela exposição à luz visível, apresentariam menor citotoxicidade imediata do que cimentos com polimerização exclusivamente química, uma vez que nos últimos os monômeros não reagidos permaneceriam em contato com os tecidos por um período maior. Isso, contudo, não significa que os cimentos fotoativados ou com polimerização dupla sejam necessariamente menos citotóxicos, uma vez que a citotoxicidade final depende de vários outros fatores (*e.g.*, grau de conversão final e pH do cimento).

Ao empregar materiais fotoativados e com polimerização dupla, a técnica e o protocolo de polimerização também são fatores determinantes da biocompatibilidade, uma vez que a diminuição do tempo de exposição e/ou da intensidade de luz podem tornar o material mais citotóxico, em virtude da manutenção de maior quantidade de monômeros não reagidos.^{18,19} Em uma cimentação, isso é especialmente importante, devido à inevitável redução que a intensidade de luz sofre ao atravessar o corpo da restauração.²⁰⁻²³ Caso a dissipação de luz seja excessiva e a intensidade que atinge o cimento seja insuficiente, o mesmo não será adequadamente polimerizado e terá seu potencial citotóxico aumentado. Esse efeito foi demonstrado experimentalmente por Annunziata et al., ao avaliarem a resposta biológica a um compósito restaurador fotoativado através de discos de compósito pré-polimerizados.²⁴ Esse assunto será discutido em mais detalhes na seção 2.2.2 (*Variáveis que afetam a eficácia da fotoativação: Fatores relacionados à espessura e translucidez da restauração*).

Ainda em relação à biocompatibilidade, uma particularidade de dentes restaurados de forma indireta é o efeito da pressão digital exercida durante o assentamento da restauração. Costa et al. especulam que a força de assentamento induziria uma pressão positiva nos túbulos dentinários, levando os componentes resinosos não polimerizados até o estroma pulpar e desencadeando uma resposta inflamatória moderada e persistente. Isso ocorreria mesmo em situações em que a espessura de dentina remanescente fosse maior que 300µm, distância considerada suficiente para proteger o

tecido pulpar da citotoxicidade do material, em uma restauração direta.²⁵ Uma das táticas para contornar esse problema seria a polimerização da camada de adesivo previamente ao assentamento da restauração, de modo a hibridizar e vedar a superfície.

2.1.2 Adesão e reforço biomecânico

Dentre as diversas vantagens relacionadas ao uso de cimentos resinosos, o reforço biomecânico—resultado direto das interações adesivas do cimento com a estrutura dental e os materiais restauradores—é, sem dúvida, uma das mais importantes.²⁶ Em um estudo que avaliou a resistência à fratura de coroas cerâmicas, sob três diferentes condições—não cimentadas, cimentadas de forma não adesiva com fosfato de zinco e cimentadas adesivamente com um cimento resinoso—, Mörmann et al. demonstraram, de forma inequívoca, que a cimentação adesiva elevou significativamente a resistência das coroas à fratura. Em preparos tradicionais, por exemplo, a resistência média das restaurações não cimentadas foi de 745N; nas coroas cimentadas de forma não adesiva, com fosfato de zinco, esse valor subiu para 1680N. Porém, quando a cimentação foi realizada adesivamente, o valor foi elevado à 3132N—quatro vezes maior que nas coroas não cimentadas e quase duas vezes superior ao das coroas cimentadas de forma não adesiva.²⁷ Resultados semelhantes foram relatados ao avaliar a resistência e o padrão de fratura de restaurações confeccionadas com diferentes materiais cerâmicos, incluindo sistemas de cerâmica reforçada.²⁸

Outra evidência de que a cimentação adesiva é capaz de prover reforço estrutural às cerâmicas, foi apresentada por Bindl e Mörmann, ao compararem o desempenho clínico de coroas anteriores fabricadas com dois sistemas—InCeram Spinell e Vita Mark II. Em 5 anos de acompanhamento clínico, a taxa de sucesso de ambos os sistemas foi estatisticamente semelhante, a despeito da maior resistência flexural do InCeram Spinell (283MPa) em relação ao Vita Mark II (121MPa), aspecto que, em tese, favoreceria o desempenho do InCeram. Os resultados foram atribuídos aos mecanismos de reforço proporcionados pela cimentação adesiva, capazes de compensar as diferenças mecânicas intrínsecas dos materiais.²⁹

Para que os mecanismos de reforço sejam bem sucedidos, entretanto, é essencial que, além de prover adesão eficiente,^{26,30,31} o material de cimentação apresente características mecânicas favoráveis, de maneira que as cargas a que o conjunto dente-restauração for submetido sejam transmitidas e dissipadas pela estrutura dental circundante. O módulo flexural do cimento, por exemplo, é um fator crítico para a resistência à fratura de dentes restaurados com *inlays* cerâmicos—valores de resistência mais elevados são encontrados em associação a cimentos com alto módulo flexural.³²

Em meio aos fatores que afetam o comportamento mecânico dos compósitos e cimentos resinosos, destacam-se aqueles relacionados às características das partículas de carga—composição química, quantidade, tamanho e formato. Afinal, em uma análise simplista, um cimento resinoso nada mais é do que uma combinação de monômeros, como Bis-GMA, UDMA, TEGDMA etc. e um percentual variável de carga inorgânica.^{33,34} Esse percentual, determinado com base no tipo de carga e nas propriedades que o fabricante deseja conferir ao material, pode variar de 36 a 77% em peso.³⁵ Evidentemente, uma faixa de variação tão ampla tem influência no comportamento mecânico dos cimentos; materiais com maior quantidade de carga costumam apresentar maior resistência à compressão e à fratura.^{36,37}

De fato, Bayne et al., ao avaliarem o comportamento mecânico de oito compósitos de baixa viscosidade, verificaram que eles apresentaram entre 60% e 90% dos valores de resistência dos compósitos convencionais. Uma vez que a viscosidade é modulada pelo fabricante por meio de variações no percentual de carga, pode-se deduzir que, todos os demais fatores sendo iguais, materiais mais fluidos (*i.e.*, com menor percentual de carga) apresentam resistência mecânica inferior a materiais mais viscosos (*i.e.*, com maior percentual de carga).³⁷ Embora obtidos a partir de compósitos e não de cimentos resinosos, pode-se especular que estes apresentariam comportamento equivalente, visto que tem composição semelhante.

2.1.3 Resistência ao desgaste

Tão importante quanto a resistência do cimento à fratura e à flexão é a resistência ao desgaste, aspecto também influenciado pelo tamanho das partículas e percentual de carga do material, conforme será discutido na sequência. Diversas pesquisas laboratoriais indicam que a adaptação marginal e interna oferecida pelos sistemas restauradores atuais oscila entre 50 e 120 μm .³⁸⁻⁴¹ Clinicamente, entretanto, além das dificuldades operatórias inerentes aos procedimentos intraorais, fatores como o tipo de cimento, a geometria do preparo, a divergência das paredes e o acabamento superficial, podem dificultar a obtenção de adaptação perfeita.^{38,42-49} Nessas situações, cabe ao cimento preencher as pequenas desadaptações marginais, de modo a manter um contorno perfeitamente contínuo entre o remanescente dental e a restauração. Essa continuidade é importante porque, embora a relação entre a presença de defeitos marginais e o risco de desenvolvimento de lesões de cárie secundária seja veementemente refutada pela literatura,⁵⁰⁻⁵⁷ no dia a dia clínico, margens defeituosas ainda são uma das principais razões para a substituição de restaurações, visto que aumentam sensivelmente a probabilidade de diagnóstico incorreto de cárie secundária. Nesse sentido,

pode-se afirmar que a presença de defeitos marginais reduz a longevidade clínica das restaurações.

Em um estudo clínico de quatro anos, Friedl et al. observaram descoloração marginal em 6% dos *inlays* cerâmicos avaliados. Além disso, a despeito da ausência de fendas visíveis clinicamente, 64% das restaurações apresentavam defeitos marginais detectáveis pela ação tátil da sonda exploradora. Os resultados foram atribuídos, entre outros fatores, ao desgaste sofrido pelo cimento resinoso.⁴⁶ Uma vez que tanto o esmalte como os materiais restauradores são, comparativamente, mais resistentes que os agentes de cimentação, quando ocorre desgaste, o resultado mais comum é uma perda de estrutura localizada e acentuada na superfície do cimento.⁵⁸⁻⁶⁰

Esse efeito foi demonstrado experimentalmente por Guzman et al., ao avaliarem a influência da dimensão da fenda marginal ($60 \pm 30 \mu\text{m}$, $150 \pm 30 \mu\text{m}$, $240 \pm 30 \mu\text{m}$) no desgaste de quatro diferentes cimentos. Os resultados sugerem que o tipo de cimento se torna mais relevante à medida que aumentam as fendas marginais. Existiria, portanto, uma relação direta entre a dimensão da fenda e a quantidade de desgaste—embora a perda de estrutura tenha sido bastante mais acentuada nos grupos com $240 \mu\text{m}$ de “desadaptação”, o cimento sofreu algum desgaste mesmo em fendas restritas a $60 \mu\text{m}$.⁵⁸ Assim, para evitar problemas, é importante que, além de minimizar a área de cimento exposto na região da margem, sejam adotadas medidas para minimizar o desgaste propriamente dito.

Uma das medidas sugeridas na literatura é a aplicação de um selante de superfície nas margens da restauração.^{61,62} A ação do selante está relacionada à infiltração e ao preenchimento de microtrincas e defeitos presentes na superfície do cimento, de modo a encapsular e oferecer suporte às partículas de carga, evitando que sejam deslocadas. Pesquisas sobre a ação dos selantes de superfície na redução, ou minimização, do desgaste do cimento são divididas: há estudos que mostram ausência de benefícios⁶² e outros que apontam redução significativa do desgaste.⁶¹ Essas diferenças são, ao menos parcialmente, explicadas por variações metodológicas—uma vez que os mecanismos envolvidos no desgaste de um compósito são extremamente complexos, é natural que variações no delineamento experimental gerem resultados distintos. Entretanto, ainda mais importantes são as diferenças estruturais dos compósitos e cimentos testados. Há indícios de que os selantes são mais relevantes em materiais com partículas de carga maiores e mais irregulares, nos quais a superfície costuma apresentar mais defeitos e microtrincas. De qualquer forma, a popularização do uso de selantes de superfície nas margens de restaurações indiretas, a despeito das possíveis vantagens, esbarra em alguns obstáculos. Por exemplo, o próprio selante sofre desgaste com o tempo, precisando ser reaplicado periodicamen-

te—em um intervalo de 6 a 12 meses—para que os benefícios sejam mantidos.⁶¹ Além disso, a aplicação precisa do selante pode ser difícil, ou mesmo impossível, em margens proximais e/ou intrassulculares. Por essas razões, a despeito do uso de selantes ser uma alternativa para minimizar o desgaste nas margens, a seleção de cimentos com alta resistência ao desgaste é uma medida mais importante e decisiva.

Dentre os fatores relacionados ao material e que contribuem para a resistência ao desgaste de um cimento resinoso, a dimensão das partículas e o percentual de carga estão entre os mais importantes. O tamanho das partículas define o tipo de compósito/cimento (*i.e.*, microparticulado, micro-híbrido, nano-híbrido, nanoparticulado), ao passo que o percentual de carga tem influência direta na viscosidade; conforme já mencionado, materiais com baixa viscosidade apresentam menor quantidade de carga quando comparados aos materiais com viscosidade convencional. Como regra geral, materiais com partículas menores são mais resistentes ao desgaste.⁶³⁻⁶⁶ Isso é explicado pela “teoria de proteção”, segundo a qual o desgaste em zonas livres de contato está relacionado à ação abrasiva do bolo alimentar sobre a matriz orgânica do material. Quanto menores e mais próximas as partículas, menor a área contínua de matriz que permanece exposta ao bolo alimentar, permitindo que as partículas de carga protejam-na do desgaste.^{67,68}

A complexa interação entre o tamanho das partículas, o percentual de carga e a resistência ao desgaste de compósitos restauradores foi explorada por Clelland et al., ao avaliarem a resistência ao desgaste por abrasão e atrição de compósitos micro-híbridos e microparticulados, com viscosidade baixa (“*flowable*”) e convencional. Os resultados indicaram que: a) o desgaste total, combinação de abrasão e atrição, não foi dependente do tipo de compósito, isso é, os materiais microparticulados apresentaram desgaste estatisticamente semelhante àquele observado nos compósitos micro-híbridos; b) o mecanismo, abrasão ou atrição, influenciou significativamente a quantidade de desgaste, sendo a atrição responsável por perdas de estrutura mais significativas, em comparação à abrasão isolada; e, finalmente, c) o percentual de carga do material também influenciou a ocorrência de desgaste—os compósitos com baixa viscosidade (e menor percentual de carga) mostraram-se menos resistentes que os convencionais, embora a diferença tenha sido mais evidente nos materiais micro-híbridos do que nos microparticulados. De fato, o compósito micro-híbrido com baixa viscosidade apresentou a menor resistência ao desgaste, dentre os materiais testados.⁶⁹

Um aspecto não avaliado no estudo acima e que pode influenciar a resistência do material ao desgaste, é o tipo de tratamento superficial das partículas de carga. Para que um compósito receba e suporte os esforços de abrasão e atrição, é essencial que haja boa adesão entre as partículas de car-

ga e a matriz, de modo a permitir a transferência de forças e o reforço mútuo; caso contrário, as partículas seriam desalojadas facilmente e se observaria perda volumétrica acentuada.^{64,65,70} De fato, esse era o maior problema das primeiras resinas compostas macroparticuladas.

2.1.4 Sistema de polimerização

O grau de conversão é outro fator que afeta o comportamento mecânico dos cimentos resinosos e compósitos restauradores; de nada adianta empregar um material com excepcionais propriedades intrínsecas se estas não forem alcançadas, em decorrência de polimerização inadequada.

A correlação entre o grau de conversão e o comportamento mecânico das resinas compostas e cimentos resinosos já foi demonstrada experimentalmente em diversos estudos.^{36,66,71-76} Peutzfeldt, em artigo publicado em 1995, mostrou que há uma relação direta entre a resistência ao desgaste e a polimerização do material, ao comparar cimentos resinosos com diferentes graus de conversão.⁷¹ Resultados semelhantes foram relatados por Ferracane et al., que avaliaram o desgaste e a degradação marginal de compósitos com diferentes graus de cura e observaram uma forte relação inversa entre o percentual de polimerização e a quantidade de desgaste abrasivo.⁶⁶ A existência de uma relação quase linear entre o grau de conversão e a microdureza dos compósitos também já foi demonstrada—materiais com alta conversão apresentam maiores valores de microdureza.^{72,73}

As correlações entre o comportamento mecânico e o grau de conversão são compreensíveis, quando se consideram as significativas transformações moleculares pelas quais o material passa durante a polimerização.⁷⁷ O processo de densificação e aproximação das moléculas, necessário para a ocorrência das ligações covalentes que caracterizam a polimerização dos compósitos, envolve ligações cruzadas entre cadeias poliméricas próximas. Com isso, a matriz orgânica se torna mais rígida e resistente, o que se traduz em maiores valores de microdureza, módulo de elasticidade, resistência à fratura etc.^{75,77-79}

Sendo o grau de conversão tão importante, é essencial que se procure maximizá-lo, qualquer que seja a situação clínica. Contudo, é importante compreender que, à medida que avança a reação, diminui a mobilidade das moléculas do polímero em formação. A partir de determinado ponto, a rigidez da matriz polimérica impede o reposicionamento molecular e não há mais possibilidade de ocorrência de novas ligações, mesmo na presença de grupos C=C reativos.^{77,80} É preciso ser realista, portanto, e entender que o objetivo é maximizar a conversão, sem, entretanto, que se almeje alcançar a polimerização completa—meta irreal e inatingível (*i.e.*, não é possível a obtenção de um polímero com 100% de conversão).^{176,177}

Para facilitar a obtenção de polimerização adequada nas diversas situações em que são empregados, os cimentos resinosos são disponibilizados em formulações com diferentes sistemas de cura: química, foto e dupla (dual). Nos materiais com polimerização exclusivamente química—também conhecidos como autopolimerizáveis—, a reação é iniciada pela mistura de uma pasta base e uma pasta catalisadora. Sua grande vantagem é que, por serem totalmente independentes da exposição à luz, apresentam cura uniforme ao longo de toda a interface, independentemente da profundidade. Por essa razão, são os mais indicados naquelas situações em que o acesso à luz é limitado ou impossível (*e.g.*, cimentação de coroas metalocerâmicas ou pinos intrarradiculares).¹⁻³ Como desvantagens, destacam-se a instabilidade de cor, relacionada à presença de aminas orgânicas residuais no material polimerizado,^{33,34,81} a ausência de controle sobre o tempo de trabalho (curto demais) e tempo de presa (longo demais); e a necessidade de mistura das pastas base e catalisadora no momento da utilização.

Nos compósitos e cimentos resinosos fotoativados, diferentemente do que ocorre nos autopolimerizáveis, a reação de polimerização é desencadeada somente quando o material é exposto à luz com comprimento de onda específico. Esse comportamento confere tempo de trabalho virtualmente ilimitado ao cimento, permitindo que a restauração seja posicionada cuidadosamente e sem pressa. A remoção de excessos também é facilitada, uma vez que é possível limpar a maior parte antes da polimerização, o que torna o procedimento mais rápido e menos traumático. O tempo de presa também é reduzido e pode ser controlado pelo operador, ao contrário do que ocorre nos materiais autopolimerizáveis.⁸² Destacam-se, ainda, a ótima estabilidade de cor, razão pela qual os sistemas fotoativados são os mais indicados para cimentação de laminados e restaurações parciais em dentes anteriores;⁸³⁻⁸⁶ e o fato de que são disponibilizados prontos para o uso, não necessitando de mistura no momento da utilização.¹⁻³

A despeito de suas inúmeras vantagens, é evidente que os materiais fotoativados não são livres de problemas. Não deixa de ser irônico, entretanto, que sua principal desvantagem seja justamente a dependência irrestrita da exposição à luz para ativação da polimerização—um material fotopolimerizável submetido à exposição inadequada (*i.e.*, baixa intensidade de luz e/ou tempo insuficiente) não apresenta outro mecanismo para garantir a polimerização. Isso é especialmente importante em um material de cimentação, visto que a intensidade de luz que efetivamente alcança o cimento é reduzida através da restauração: quanto maior a espessura do material restaurador, menor a intensidade de luz efetiva.^{20-23,87-89}

Foi justamente para contornar essa deficiência que os materiais com dupla polimerização foram desenvolvidos, na década de 1980, combinando

características dos materiais autopolimerizáveis e fotopolimerizáveis. À fração autopolimerizável cabe garantir a cura mesmo nas regiões não atingidas pela luz, ao passo que à fotoativação cabe o controle do tempo de presa.^{90,91} Infelizmente, os demais benefícios dos cimentos fotopolimerizáveis—tempo de trabalho virtualmente ilimitado, melhor estabilidade de cor, e o fato de serem disponibilizados prontos para o uso—são anulados pela reação de polimerização química.

A impossibilidade de controlar o tempo de trabalho é, provavelmente, uma das mais importantes limitações dos materiais com dupla polimerização. Uma vez que a reação de autopolimerização é desencadeada no momento em que se inicia a mistura das pastas base e catalisadora, não é possível prolongar o tempo disponível para o assentamento da restauração e a remoção de excessos de cimento. Nesse sentido, a logística clínica de uma cimentação executada com materiais de dupla polimerização se assemelha mais a uma cimentação realizada com um material autopolimerizável do que com um material fotoativado.

Para tentar contornar essa deficiência, de modo a permitir que os excessos de cimento sejam removidos de forma mais rápida e menos traumática, diferentes técnicas já foram sugeridas. Uma das mais populares envolve uma rápida exposição à luz visível—por cerca de 3 a 5 segundos—, imediatamente após o posicionamento da restauração, a fim de estabilizá-la em posição. Uma vez que o curto período de exposição não é suficiente para completar a fotoreação, os excessos de cimento que extravasam na região marginal são apenas parcialmente polimerizados, o que possibilita sua remoção com o auxílio de um fio dental e uma sonda exploradora. Feito isso, o conjunto dente-restauração é submetido à fotoativação final, para completar a polimerização. Infelizmente, essa técnica é recomendada de forma empírica, sem evidências científicas que a corroborem. Não há, por exemplo, evidências de que o estresse resultante das manobras de remoção de excessos não comprometa as características finais do material—hipótese plausível, uma vez que os esforços mecânicos são aplicados em um momento em que a reação está em curso e as cadeias poliméricas mal começaram a se agrupar. Além disso, considerando-se que ambas as reações ocorrem de forma simultânea e que há evidências de que o potencial de polimerização é maior nos primeiros estágios da reação, quando o material encontra-se em estado mais fluido, é provável que haja um momento ideal, específico para cada material, para iniciar a fotoreação, a fim de obter a máxima conversão.⁹² Em outras palavras, é possível que a exposição precipitada do material à luz—imediatamente após a inserção da restauração—comprometa a eficiência da reação de autopolimerização e, conseqüentemente, o grau de conversão e as propriedades finais do cimento.

Outro problema inerente aos materiais com dupla polimerização é a necessidade de manipulação, por meio da mistura de duas pastas. Longe de ser apenas um inconveniente operatório, a manipulação pode afetar as propriedades finais do material, tanto em virtude da incorporação de bolhas de ar no processo de espatulação, como por erros no proporcionamento das pastas.^{93,94} Behr et al. compararam a resistência flexural, microdureza e resistência à abrasão de diferentes materiais e observaram que, embora alguns cimentos apresentem boa amplitude terapêutica (*i.e.*, não sejam afetados por pequenas variações no proporcionamento das pastas), esse não é um comportamento universal; alguns materiais têm suas propriedades irremediavelmente comprometidas mesmo por variações mínimas, como 10%, na proporção dos componentes.⁹³ Em uma pesquisa subsequente, conduzida pelo mesmo grupo, Loher et al. avaliaram a influência das características de armazenamento e da proporção base/catalisador, sobre a resistência flexural e a resistência à fratura de coroas cerâmicas cimentadas com dois cimentos de dupla polimerização—Panavia F e Variolink II—, submetidos ou não à exposição à luz. Ambos os cimentos apresentaram boa amplitude terapêutica, embora o Variolink II tenha sido mais afetado por variações de proporcionamento do que o Panavia F. Ainda mais interessante, entretanto, foi a influência das condições de armazenamento: ambos os materiais foram significativamente afetados pelo armazenamento incorreto—efeito revelado pela redução dos valores de resistência flexural—, provavelmente em decorrência da deterioração de componentes do sistema de ativação e iniciação da fração química da reação. Esse efeito foi tão significativo, que os corpos de prova confeccionados com o cimento Variolink II armazenado de forma inadequada, sequer puderam ser testados quando se optou pela não exposição do material à luz, pois não apresentaram resistência suficiente para serem removidos do molde.⁹⁴

Sob o prisma clínico, a não exposição de um material *dual* à luz, pode parecer uma conduta ilógica e inusitada. Contudo, em uma avaliação laboratorial essa é uma das mais eficientes táticas para aferir a dependência que o material apresenta da fotoativação.^{82,91,95-102} Idealmente, um material com dupla cura deveria ser passível de polimerização adequada, mesmo naquelas situações em que a fotorreação é insignificante ou inexistente;⁹⁹ essa é, afinal, a única vantagem crítica que apresentam sobre os materiais exclusivamente fotoativados. Em suma, de nada adianta contar com um material *dual* que somente polimeriza bem quando é exposto à luz; para isso, já existem os materiais fotoativados.

Partindo dessa premissa, El-Badrawy e El-Mowafy avaliaram a influência da fotoativação na microdureza Knoop de sete cimentos com dupla polimerização. Os resultados, publicados em 1995, mostraram que todos os

materiais, sem exceção, apresentaram maiores valores de microdureza quando a reação de autopolimerização foi suplementada pela exposição à luz; um dos materiais sequer apresentou microdureza mensurável quando a fotoativação foi omitida, à semelhança do que ocorreu com Loher et al., em estudo já relatado. Ainda mais interessante, foi a identificação de dois padrões distintos de polimerização entre os materiais: quatro dos cimentos apresentaram microdureza apenas levemente inferior (2% a 6%) quando a fotoativação foi omitida, em comparação aos valores mensurados quando os materiais foram expostos à luz; nos outros três cimentos, porém, os valores de microdureza foram significativamente comprometidos (25% ou mais de redução) pela ausência de fotoativação. As diferenças foram atribuídas às variações na composição química dos produtos.⁹¹ Resultados semelhantes foram relatados por Darr e Jacobsen, em um estudo publicado no mesmo ano—e conduzido com vários dos mesmos materiais. Os autores especularam que talvez fosse interessante que os fabricantes aumentassem a concentração de aminas terciárias nos materiais, a fim de tornar mais eficiente a fração química da polimerização.⁹⁹ Eles mesmos advertiram, entretanto, que tal medida teria, como efeito colateral, a redução da estabilidade de cor do cimento.⁸³⁻⁸⁶

Hofmann et al., em estudo publicado no início dos anos 2000, também relataram resultados interessantes. Assim como nos estudos acima, foram avaliadas as propriedades mecânicas—resistência flexural, microdureza e módulo de elasticidade—de diferentes cimentos com polimerização *dual*, submetidos ou não à fotoativação. Os melhores resultados foram obtidos quando a reação de autopolimerização do material foi complementada pela exposição à luz, o que indica uma grande dependência da fotoativação para a ocorrência de polimerização adequada. No cimento Variolink II não fotoativado (*i.e.*, apenas submetido à reação de autopolimerização), por exemplo, os valores de resistência flexural, microdureza e módulo de elasticidade mensurados foram, respectivamente, 68,9%, 91,1% e 59,2% daqueles aferidos quando o material foi submetido à dupla polimerização. Diferentemente dos estudos já relatados, entretanto, os autores também avaliaram o potencial de polimerização dos cimentos quando apenas fotoativados, sem a ocorrência simultânea da autopolimerização; nesse caso, apenas a pasta base de cada material foi submetida à exposição à luz. Mais uma vez, a dupla polimerização acarretou resultados melhores do que a fotoativação isolada, com algumas poucas exceções; no material Variolink II, por exemplo, os valores de microdureza foram estatisticamente semelhantes, tanto no modo *dual* como fotoativado.⁸² Esse comportamento do cimento resinoso Variolink II (*i.e.*, semelhança estatística entre os resultados obtidos em modo *dual* e fotoativado) também foi detectado por Lu et al., ao avaliarem

a resistência e o módulo flexural de dez cimentos resinosos, submetidos a diferentes regimes de ativação.¹⁰¹

A significância da autopolimerização no comportamento mecânico de cimentos com natureza *dual*, também foi investigada por Fonseca et al., que compararam a resistência à tração diametral de diferentes cimentos resinosos com polimerização dupla, porém não expostos à luz. Os resultados demonstraram um aumento gradual dos valores de resistência entre os períodos avaliados (30 minutos, 60 minutos, 24 horas, 7 dias), indicando que a autopolimerização progrediu de forma lenta e contínua—vale ressaltar que não foram observadas diferenças estatisticamente significantes entre 24 horas e 7 dias. Uma vez que, para alguns cimentos, os valores aferidos na avaliação de 30 minutos não chegaram a 60% dos valores finais, muito cuidado deve ser tomado para minimizar o estresse mecânico a que o conjunto dente-restauração é submetido, imediatamente após a cimentação.¹⁰⁰

Essa é a mesma recomendação de Arrais et al., ao alertarem que, embora seja importante que o material de cimentação propicie tempo de trabalho adequado, também é essencial que ele apresente propriedades mecânicas satisfatórias em curto período, a fim de permitir que o polímero, ainda em formação, suporte os estresses gerados pelos procedimentos de acabamento, polimento e ajuste oclusal da restauração.⁹⁵ Em um excelente estudo laboratorial, publicado em 2009, os autores avaliaram, segundo a segundo, a cinética de polimerização nos 10 primeiros minutos da reação, utilizando diferentes cimentos resinosos—Nexus 2, Duo-Link, Calibra, Lute-It, RelyX ARC—, em seus modos auto e *dual*. Os resultados indicam que, quando comparados em modo *dual*, os materiais se comportaram de maneira muito semelhante: o grau de conversão aumentou abruptamente ao longo dos primeiros 40 segundos, em virtude da grande quantidade de radicais livres liberados pela fotoativação, e continuou aumentando ao longo dos 10 minutos de avaliação, porém de forma lenta, contínua e quase linear; entre 75% e 90% da conversão observada após 10 minutos já havia ocorrido ao término da fotoativação (*i.e.*, 40 segundos após o início da reação). De fato, tal é a dominância da fotoativação, que ela mascara as diferenças inerentes aos materiais; diferenças estas que ficam evidentes ao comparar a cinética de suas reações de autopolimerização (fig. 1). Assim, os materiais Duo-Link e RelyX ARC apresentaram reações mais lentas do que os demais sistemas testados, sendo o RelyX ARC ainda mais lento que o Duo-Link: após 5 minutos de autopolimerização, o grau de conversão do RelyX ARC (9,3%) foi equivalente a apenas 13,4% do grau de conversão obtido em modo *dual* (69,4%); após 10 minutos, a autopolimerização (37,8%) já havia atingido 52,7% da conversão resultante da dupla polimerização (71,7%).⁹⁵

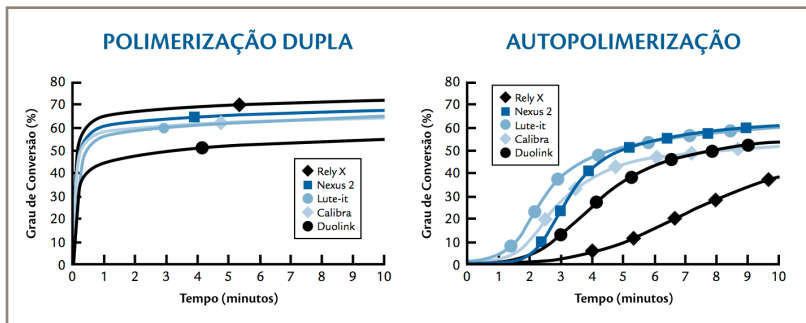


Figura 1: Cinética dos 10 primeiros minutos da reação de diferentes cimentos resinosos com dupla polimerização. Quando os materiais foram expostos à luz, um alto grau de conversão foi obtido rapidamente em todos os cimentos, embora a reação tenha continuado ocorrendo lentamente ao longo de todo o período avaliado; quando não há exposição à luz, apenas a fração química da reação fica encarregada da liberação de radicais livres, o que evidencia as diferentes características intrínsecas dos materiais. Baseado no original de Arrais et al.⁹⁵

2.1.5 Reflexões finais sobre a seleção do material de cimentação

Quase três décadas já se passaram desde o desenvolvimento e comercialização dos primeiros cimentos resinosos com dupla polimerização. Hoje, eles representam, sem dúvida, o *status quo* da cimentação de restaurações estéticas no segmento posterior. De fato, os cimentos com polimerização dupla são tão onipresentes que, em um primeiro momento, pode ser difícil imaginar a prática operatória sem eles. Entretanto, o questionamento de axiomas é o alicerce da evolução.

Considerando-se os resultados das pesquisas apresentadas, que mostram que, em geral, os cimentos com dupla polimerização dependem demasiadamente da exposição à luz para atingir grau de conversão adequado, vale a reflexão: por que, então, não utilizar materiais exclusivamente fotoativados, e com isso beneficiar-se das demais vantagens operatórias que eles trazem?—vantagens essas, cabe lembrar, que são anuladas pela reação de autopolimerização. É um questionamento válido, especialmente quando se considera que os materiais com dupla polimerização foram desenvolvidos há algumas décadas e são, naturalmente, fruto dos conhecimentos e das tecnologias existentes naquela época. Embora tenham passado por uma série de aprimoramentos ao longo dos anos, os materiais com natureza *dual* são, em uma análise simplista, nada mais que a resposta formulada pela indústria odontológica, na década de 1980, ao problema de “como polimerizar o cimento resinoso sob restaurações espessas, sem abrir mão do con-

trole do tempo de presa oferecido pelos materiais fotoativados?” Hoje, quase três décadas depois, seria a resposta ainda a mesma?

Friedman e Jordan, em 1989, afirmaram, categoricamente, que “a luz visível não é capaz de polimerizar completamente o material de cimentação, razão pela qual deve-se utilizar cimentos resinosos com polimerização dupla.”⁵ De fato, os equipamentos fotopolimerizadores existentes à época não permitiam uma polimerização adequada do cimento resinoso nas situações em que a espessura da restauração fosse maior que 1 ou 2 milímetros.^{6,22,103-105} Isso explica as inúmeras recomendações, ao longo dos anos 1980 e 1990, por parte de clínicos e pesquisadores proeminentes, contraindicando o uso de materiais exclusivamente fotoativados para cimentação de restaurações livres de metal no segmento posterior.^{4-7,9} Seriam essas recomendações válidas atualmente, frente aos avanços observados no desenvolvimento de novos e melhores materiais resinosos e equipamentos de fotopolimerização?

No artigo “*Recent trends in esthetic restorations for posterior teeth*”, publicado por Dietschi, Magne e Holz, em 1994, os autores recomendaram os materiais com dupla polimerização para cimentação de restaurações estéticas no segmento posterior e declararam que “a associação da fotoativação com a autopolimerização é necessária para conferir tempo de trabalho adequado e assegurar uma ótima polimerização.” Os próprios autores reconheceram, entretanto, que a autopolimerização tem eficiência limitada, sendo essencial fotoativar o cimento através da restauração, a fim de melhorar o grau de conversão do material. Para tornar esse objetivo mais factível, eles enfatizaram a necessidade de fabricar restaurações com translucidez suficiente, de modo a permitir a passagem da luz.⁷ Em um artigo publicado alguns anos depois, Magne et al. reforçaram a recomendação de materiais com dupla polimerização e advertiram que a polimerização completa de um cimento resinoso exclusivamente fotoativado somente seria possível sob restaurações altamente translúcidas e com espessura inferior a 1,5mm.⁹ Seriam, ainda hoje, o grau de translucidez e a espessura da restauração fatores críticos para permitir a polimerização de um material resinoso exclusivamente fotoativado, mesmo quando são utilizados fotopolimerizadores de alta potência?

Outro aspecto que merece reflexão é o comportamento mecânico do cimento. Os estudos já citados indicam, de forma inequívoca, que compósitos e cimentos resinosos com alto percentual de partículas pequenas são ideais, visto que são mais resistentes ao manchamento, à degradação marginal, à fratura e ao desgaste. Entretanto, a modificação do percentual de carga pelo fabricante é geralmente acompanhada de mudanças nas características de manipulação do material—cimentos com maior percentual

de carga são mais viscosos; cimentos com menor percentual de carga são mais fluidos. Na prática clínica atual, os materiais com baixa viscosidade (e menor percentual de carga) são os mais comumente utilizados, por apresentarem melhor escoamento e serem mais fáceis de misturar e homogeneizar no momento da cimentação. Dependendo do ponto de vista, o alto escoamento pode ser visto como uma desvantagem (e.g., permite que o cimento escoe com facilidade para a área interdental, dificultando os procedimentos de remoção de excessos),⁷ ou uma vantagem (e.g., permite que a restauração seja assentada de forma quase passiva ao preparo). Seria a maior facilidade de manipulação e assentamento uma vantagem suficientemente importante para justificar a escolha e utilização de materiais com características mecânicas comprovadamente inferiores?

Uma abordagem inventiva para permitir a utilização de compósitos e cimentos mais densos é a modificação temporária da viscosidade, no momento da cimentação. A energia ultrassônica, por exemplo, é capaz de modificar as características tixotrópicas de um compósito, fazendo com que um material denso se comporte—temporariamente—como um material mais fluido, com ótimo escoamento; no momento em que a energia ultrassônica é removida, imediatamente o material volta a apresentar sua viscosidade intrínseca. Ainda mais interessante é o efeito da temperatura. O aquecimento reduz temporariamente a viscosidade do material, permitindo que mesmo cimentos com alta viscosidade à temperatura ambiente sejam pré-aquecidos e empregados para fixação de restaurações indiretas.¹⁰⁶⁻¹⁰⁸ Como importante benefício adicional, o aquecimento permite uma polimerização mais eficiente e facilita a obtenção de um polímero com alto grau de conversão, conforme será discutido a seguir.¹⁰⁹⁻¹¹³

2.2 VARIÁVEIS QUE AFETAM A EFICÁCIA DA FOTOATIVÇÃO

A eficiência do processo de polimerização dos compósitos e cimentos resinosos fotoativados depende de uma série de fatores. Provavelmente, os mais importantes são aqueles relacionados à qualidade e às características da luz visível: uma exposição com baixa intensidade e/ou curta duração pode não ser capaz de promover e sustentar a reação de polimerização. Por essa razão, quando a fotoativação é efetuada através da restauração, como ocorre nos procedimentos de cimentação, a espessura e as características ópticas do material com o qual a restauração foi confeccionada também são aspectos importantes, visto que atenuam de forma significativa a intensidade de luz que efetivamente atinge o cimento. Além disso, a temperatura do material no momento da polimerização—fator já mencionado na seção 2.1.5 (*Bases para a seleção e utilização de cimentos resinosos: Reflexões finais sobre a seleção do material de cimentação*)—pode influenciar de forma si-

gnificativa o grau de conversão final. Logicamente, os efeitos individuais de cada um desses fatores são potencializados quando eles são combinados. Por exemplo, um equipamento fotopolimerizador com baixa intensidade de emissão espectral será ainda menos efetivo na polimerização de um cimento resinoso quando a fotoativação for realizada através de uma restauração, especialmente se esta for muito espessa e/ou apresentar baixa translucidez.

2.2.1 Fatores relacionados ao equipamento e protocolo de fotoativação

Quando um material fotoativado é exposto à luz, determinadas moléculas, sensíveis a comprimentos de onda específicos, são excitadas pela energia fótonica e se tornam altamente reativas. Essas moléculas, conhecidas como fotoiniciadores, reagem com aminas orgânicas presentes no material, liberando radicais livres e dando início a uma reação em cadeia na qual as curtas moléculas de monômeros se ligam em longas cadeias poliméricas. O primeiro requisito para uma polimerização eficiente, portanto, é contar com um aparelho fotopolimerizador capaz de excitar o agente fotoiniciador existente no material empregado.

O problema é que os fabricantes nem sempre especificam qual (ou quais) os fotoiniciadores presentes na fórmula do material, e mesmo quando o fazem, nada impede que a fórmula passe por pequenas modificações, de um lote para outro. Assim, é quase impossível ter certeza da composição do produto que se tem em mãos. Além disso, o tipo de fotoiniciador pode variar, não apenas de uma marca comercial para outra, mas de uma cor para outra no mesmo sistema, devido à coloração amarelada da canforquino-na—fotoiniciador mais comumente empregado nos compósitos e cimentos odontológicos—, que faz com que ela venha sendo preterida nas cores mais claras e mais translúcidas de compósitos e cimentos resinosos, em favor de fotoiniciadores alternativos (e.g., PPD, lucerina, BAPO).

Pelas razões expostas, o uso de aparelhos fotopolimerizadores com emissão espectral ampla—a fim de cobrir as faixas de fotossensibilidade dos agentes fotoiniciadores mais utilizados—é a única tática viável, ao alcance do clínico, para garantir a polimerização de qualquer compósito ou cimento. Esse requisito é plenamente atendido pelas unidades fotoativadoras baseadas em luz halógena, as mais comumente empregadas ao longo das últimas décadas. As lâmpadas halógenas contêm um filamento de tungstênio que, ao ser aquecido, emite luz branca na faixa de 380nm a 760nm. Uma vez que somente a faixa espectral de 400nm a 520nm, referente à luz azul, é desejável para a polimerização, os demais comprimentos de onda são filtrados e descartados, o que ilustra a ineficiência inerente aos sistemas halógenos.¹¹⁴ Além disso, as lâmpadas halógenas produzem muito calor, além de emitirem quantidade significativa de energia infravermelha.^{114,115}

Dentre as alternativas aos tradicionais equipamentos halógenos, destacam-se o laser de argônio,^{114,116-118} as unidades de arco de plasma ou PACs (*plasma arc*),^{18,21,23,87,114,118-129} e as unidades baseadas em diodos emissores de luz ou LEDs (*light-emitting diodes*), que são, sem dúvida, as mais populares.^{114,115,130} Conceitualmente, a tecnologia do LED é a antítese da tecnologia halógena. Enquanto as unidades halógenas geram uma faixa espectral ampla e, a seguir, filtram e descartam os comprimentos de onda abaixo de 400nm e acima de 520nm, cada LED apenas gera luz em uma estreita faixa espectral, definida pelas características dos semicondutores empregados. É, portanto, uma tecnologia mais eficiente, uma vez que há menor desperdício de energia. Nos sistemas halógenos, conforme já mencionado, boa parte da energia produzida é filtrada e descartada.¹¹⁴ Por essa razão, quando os primeiros LEDs foram introduzidos no mercado odontológico, uma das vantagens a eles atribuída foi o menor risco de agressão térmica às estruturas pulpares.^{115,130} Embora a temperatura crítica para a ocorrência de danos pulpares seja controversa, é recomendável evitar ou minimizar as flutuações térmicas a que o estroma pulpar é submetido durante os procedimentos operatórios.¹³¹⁻¹³⁴

Um estudo conduzido com a primeira geração de equipamentos LED confirmou a menor produção de calor destes, em comparação aos equipamentos halógenos convencionais.¹³⁵ Porém, a primeira geração de LEDs se caracterizava pela baixa intensidade de emissão luminosa, o que poderia explicar a menor produção de calor.¹³⁶⁻¹⁴⁰ Knežević et al. compararam a variação térmica que acompanha o processo de polimerização com quatro iterações de um equipamento fotopolimerizador—Bluephase, Bluephase C5, Bluephase C8, Bluephase 16i—e verificaram maior produção de calor em associação às gerações mais atuais, nas quais a intensidade de luz chega a 1600mW/cm².¹³⁹ Asmussen e Peutzfeldt compararam 10 equipamentos LED—incluindo aparelhos de segunda geração, com maior potência—e 3 equipamentos halógenos, e não observaram diferenças significativas entre o calor gerado por eles, desde que comparados em intensidades de luz semelhantes.¹³⁶

Além da correlação entre o calor gerado e a intensidade de luz emitida pelo aparelho, seja ele halógeno ou LED, há também uma relação entre a produção de calor e o período de atuação da energia luminosa sobre o material e os tecidos dentais: como regra geral, quanto maior o período de exposição, maior o potencial para elevação da temperatura e vice-versa.^{135,140}

Para que os LEDs se apresentem como verdadeiras alternativas às tradicionais unidades halógenas é essencial que, além de apresentarem intensidade adequada, eles cubram toda a faixa de fotossensibilização dos

agentes iniciadores empregados na odontologia. Alguns equipamentos contam apenas com semicondutores capazes de emitir luz na faixa de 450nm a 490nm, a fim de cobrir a zona de fotossensibilização da canforquinona. Com isso, não são capazes de polimerizar materiais em que a reação depende da excitação de moléculas de PPD e lucerina, por exemplo, cujos picos de absorção situam-se abaixo de 450nm.

Em um interessante estudo laboratorial, Price e Felix mensuraram os valores de microdureza de onze compósitos, irradiados em faixas espectrais bastante estreitas, a fim de detectar quais as zonas de exposição mais eficientes para a polimerização de cada material. Filtros especiais foram empregados, para garantir que cada corpo de prova somente seria exposto a uma faixa com aproximadamente 10nm de amplitude espectral, nos seguintes picos: 394nm, 400nm, 405nm, 410nm, 415nm, 420nm, 430nm, 436nm, 442nm, 450nm, 455nm, 458nm, 467nm, 470nm, 480nm, 486nm, 493nm, 500nm, 505nm, e 515nm. Os resultados seguiram três padrões: seis dos compósitos apresentaram maior fotossensibilidade na faixa de 470nm; quatro dos compósitos apresentaram dois picos de fotossensibilidade, nas faixas de 405nm e 470nm; e um dos materiais apresentou apenas um pico de fotossensibilidade na faixa de 405nm e não apresentou qualquer sensibilidade a ondas maiores que 436nm.¹⁴¹ As diferentes respostas à exposição luminosa são facilmente compreendidas quando se consideram os fotoiniciadores utilizados em cada um dos materiais: naqueles com canforquinona, o pico de fotossensibilidade é de aproximadamente 470nm; naqueles em que o fotoiniciador é o PPD, observa-se maior fotossensibilidade na faixa de 405nm; e, finalmente, nos materiais que combinam ambas as substâncias, a fotossensibilidade se manifesta tanto na faixa de 405nm como de 470nm.

A importância de parear o espectro emitido pela unidade de fotopolimerização com o espectro de absorção de cada material também foi estudada por Leprince et al. Por meio da avaliação de microdureza, os autores compararam a capacidade de um aparelho halógeno convencional e de aparelhos LED com um ou múltiplos picos de emissão de luz, de polimerizar um compósito nano-híbrido, em duas variantes de cor (A2 e Bleach XL). Ambas as cores contêm canforquinona e lucerina, porém na cor A2 a canforquinona é dominante, enquanto na cor Bleach XL há maior concentração de lucerina. Os resultados indicaram que todas as unidades de polimerização foram capazes de fotoativar adequadamente o compósito A2, apesar de algumas diferenças terem sido detectadas entre as unidades. Contudo, no compósito Bleach XL ficou evidente que os LEDs com um único pico de emissão espectral apresentaram desempenho estatisticamente inferior ao do aparelho halógeno convencional e dos LEDs com múltiplos picos de emissão de luz.¹³⁴

Outro aspecto de fundamental importância para a adequada polimerização de um material fotoativado é a densidade energética, calculada pela multiplicação da intensidade de luz pelo tempo de exposição. No que tange à densidade energética, a fotoativação de um compósito por 20 segundos a $600\text{mW}/\text{cm}^2$ é idêntica à fotoativação por 30 segundos a $400\text{mW}/\text{cm}^2$ ou por 60 segundos a $200\text{mW}/\text{cm}^2$ —todas as combinações resultam em $12\text{J}/\text{cm}^2$. Entretanto, embora a relação de reciprocidade entre a intensidade de luz e o tempo de exposição já tenha sido validada,¹⁴² há evidências de que, sob determinadas condições, não apenas a densidade energética é importante, mas também os fatores individuais: a intensidade de luz efetiva que atinge o material e o tempo de atuação da energia luminosa.¹⁴³

Em um estudo publicado em 2005, Peutzfeldt e Asmussen avaliaram o grau de conversão e a resistência e módulo flexurais de um compósito fotoativado com diferentes densidades energéticas (4 , 8 e $16\text{J}/\text{cm}^2$), resultantes da combinação de intensidades de luz entre 50 e $1000\text{mW}/\text{cm}^2$ e tempos de exposição entre 4 e 320 segundos. Os resultados mostraram que todas as propriedades foram significativamente melhoradas pelo aumento da densidade energética (*i.e.*, $4\text{J}/\text{cm}^2 < 8\text{J}/\text{cm}^2 < 16\text{J}/\text{cm}^2$). Mais especificamente, os resultados indicaram que, para cada densidade energética avaliada, o grau de conversão diminuiu com o aumento da intensidade de luz; com $8\text{J}/\text{cm}^2$, por exemplo, o grau de conversão variou entre $48,6\%$ (8 segundos a $1000\text{mW}/\text{cm}^2$) e $53,0\%$ (160 segundos a $50\text{mW}/\text{cm}^2$). O módulo flexural apresentou valores mais elevados nas combinações intermediárias de intensidade de luz e tempo de exposição. Já a resistência flexural não foi afetada pelas diferentes combinações, com exceção dos grupos com densidade energética de $4\text{J}/\text{cm}^2$, nos quais os melhores valores foram observados nas combinações intermediárias.¹⁴³ Em suma, embora seja possível compensar, até certo ponto, uma baixa intensidade de luz com o aumento do tempo de exposição, a relação de reciprocidade é mais previsível nas combinações intermediárias e não nos extremos (*i.e.*, exposição de alta intensidade e curta duração, exposição de baixa intensidade e longa duração).¹⁴³

O menor grau de conversão nas combinações com alta intensidade de luz e curto tempo de exposição está, provavelmente, relacionado a uma liberação excessivamente rápida de radicais livres. Isso pode parecer um contrassenso, uma vez que os radicais livres são a força motriz do processo de polimerização. Porém, quando liberados nessas condições, eles são menos efetivos no processo de polimerização, muitas vezes sendo inativados por ligações mútuas (*i.e.*, ligações com outros radicais livres).¹⁸

Diversas outras pesquisas já mostraram que o comportamento mecânico de compósitos e cimentos resinosos é prejudicado por exposições curtas e com alta intensidade.^{18,119,121,125} Isso, entretanto, não significa que a

alta intensidade seja intrinsecamente deletéria. Não apenas isso, a alta intensidade de luz é, muitas vezes, necessária. Ao polimerizar o cimento através de um *onlay* cerâmico, por exemplo, a intensidade luminosa que efetivamente atua sobre o material é reduzida ao longo da restauração, de modo que 1000mW/cm² na ponteira do fotopolimerizador podem significar apenas 200 ou 300mW/cm² na superfície do cimento—tópico que será discutido em maiores detalhes na seção 2.2.2 (*Fatores relacionados à espessura e translucidez da restauração*).

Em que pese a importância de aspectos como densidade energética, intensidade de luz e tempo de exposição, eles não são os únicos fatores que influenciam a capacidade de polimerização de um equipamento fotoativador; também as características da ponteira do aparelho podem afetar a eficácia do processo. Um estudo recente não detectou diferenças estatisticamente significantes na microdureza de um compósito fotoativado com um equipamento halógeno e com um LED, desde que a fotoativação tenha sido efetuada sob a mesma intensidade de luz, mesma densidade energética final **e com a mesma ponteira**.¹³⁷

Dentre os fatores relacionados às características da ponteira, a dispersão de luz é um dos mais importantes. De fato, a dispersão de luz pela ponteira é um fator tão crítico, que um equipamento com menor intensidade de emissão luminosa pode ser mais efetivo na polimerização do que um equipamento que emita alta intensidade de luz mas permita muita dispersão.^{115,123,144-146} Isso foi demonstrado brilhantemente por Vandewalle et al., ao compararem o efeito da distância da fonte luminosa no grau de conversão de dois compósitos, fotoativados com seis equipamentos diferentes—1 halógeno e 5 LEDs. Graças à avaliação do ângulo de divergência e do perfil “*top hat*” do feixe luminoso de cada um dos aparelhos (fig. 2), foi possível detectar a influência das características fundamentais do feixe de luz sobre o potencial de polimerização de cada aparelho.¹⁴⁴

Os resultados demonstraram de forma inequívoca que a intensidade de luz, analisada isoladamente, não pode ser empregada para ranquear o potencial de cura de aparelhos diferentes (fig. 3 e 4). Por exemplo, o equipamento com maior intensidade de luz aferida na saída da ponteira, sequer foi o mais efetivo na polimerização do compósito a uma distância de 1mm, em virtude do alto ângulo de divergência e à altíssima dispersão de luz proporcionada pela ponteira de acrílico empregada pelo fabricante. Em contrapartida, dois dos equipamentos com menor intensidade de luz nominal apresentaram desempenho excelente, praticamente não sendo afetados pelo aumento da distância entre a ponteira e o compósito—de 1mm para 5mm—, graças à alta colimação e ao menor ângulo de divergência dos feixes luminosos.¹⁴⁴

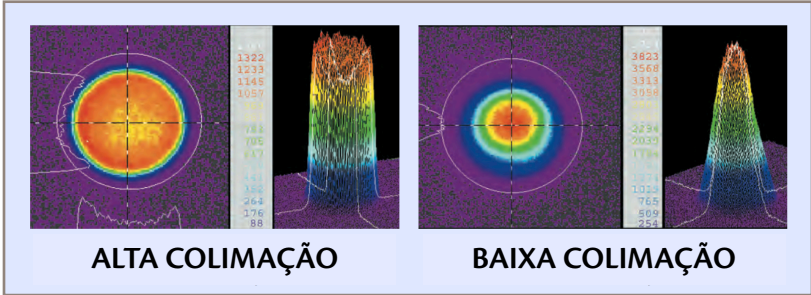


Figura 2: À esquerda, exemplo de uma fonte de luz ideal, caracterizada por feixes luminosos altamente colimados, com perfil top hat alto; à direita, uma fonte de luz com perfil top hat baixo e menor colimação. Quanto maior o perfil top hat, mais uniforme é a exposição (i.e., menor a variação de intensidade entre as regiões central e periférica da ponteira) e menor é a redução que a luz sofre com o aumento da distância. Baseado no original de Vandewalle et al (2005).¹⁴⁴

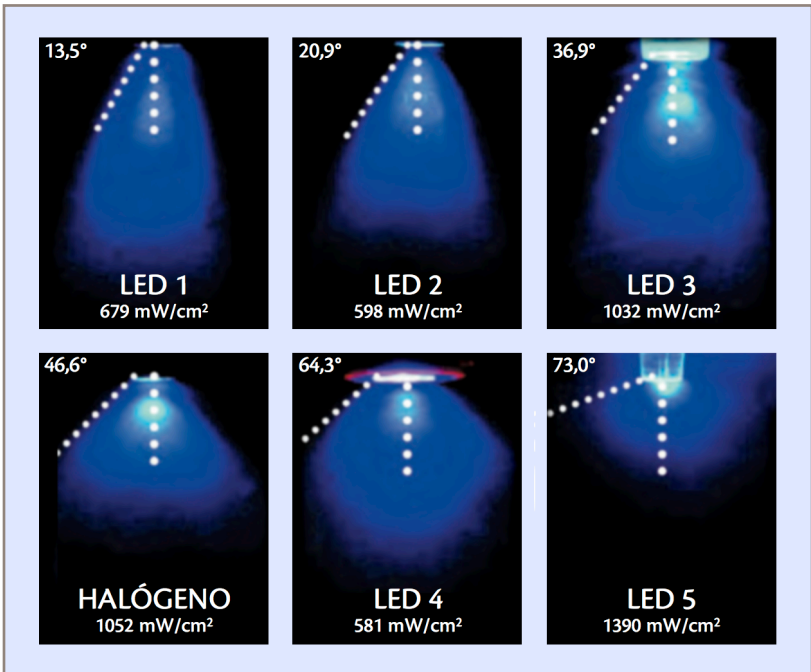


Figura 3: Ângulo de divergência e intensidade de luz de cada uma das unidades fotoativadoras avaliadas. Quanto melhor a colimação (i.e., o paralelismo entre os feixes), menor a dispersão de luz e, conseqüentemente, maior o potencial de manutenção da intensidade à medida que aumenta a distância. Baseado no original de Vandewalle et al (2005).¹⁴⁴

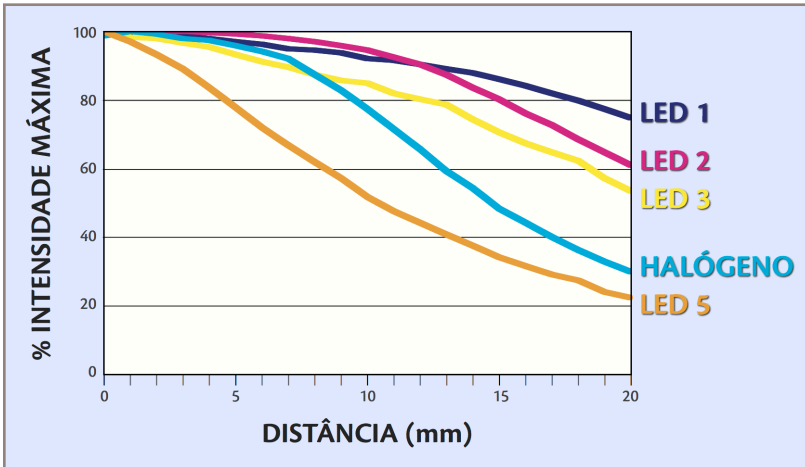


Figura 4: Redução da intensidade de luz com o aumento da distância. Correlacionando esse gráfico com o ângulo de divergência de cada unidade, mostrado na figura 3, fica evidente a relação entre os fatores. Os dados referentes à unidade LED 4 não estavam presentes no gráfico original de Vandewalle et al. (2005).¹⁴⁴

O diâmetro da ponteira é outro aspecto que deve ser considerado ao comparar aparelhos fotopolimerizadores e ao planejar um protocolo de fotoativação. As chamadas ponteiras turbo, por exemplo, cujo diâmetro de saída (e.g., 8mm) é menor que o das ponteiras convencionais (e.g., 11mm), são comercializadas e preconizadas com a justificativa de que aumentam a intensidade de luz final. Embora realmente sejam efetivas nesse sentido,¹⁴⁷ a menor área de saída acarreta a necessidade de múltiplas exposições para assegurar a completa polimerização da superfície. Sob o prisma clínico, isso é, por si só, um inconveniente. Ainda mais crítico, entretanto, no que tange à efetividade do processo, é que quanto menor a área de saída da ponteira, menor seu perfil *top hat* e menos uniforme e homogênea é a distribuição de luz.¹⁴⁸ Isso, além de resultar em gradientes de intensidade entre as regiões central e periférica da área de exposição, também faz com que as ponteiras com menor diâmetro sejam mais afetadas pelo aumento da distância entre a luz e a superfície do material.

Corciolani et al. definiram 5mm como a distância limite para a utilização de ponteiras com diâmetro reduzido; a partir dessa distância, as ponteiras convencionais, com maior diâmetro de saída, apresentariam melhor desempenho.¹⁴⁹ Sua conclusão suporta os resultados de Price et al. et al. que, há mais de uma década, compararam a influência do diâmetro da ponteira na intensidade de luz final, sob diversas distâncias da fonte luminosa e

concluíram que acima de 4 ou 5mm as ponteiros turbo tem sua eficácia significativamente reduzida.¹⁴⁷ Atualmente, aceita-se que as ponteiros convencionais, com mesmo diâmetro de entrada e saída, produzem um feixe luminoso mais homogêneo e uniforme, quando comparado ao feixe produzido pelas ponteiros com diâmetro reduzido e devem, sempre que possível ser preferidas.¹⁴⁸ Isso é especialmente verdadeiro naquelas situações em que não é possível aproximar a ponteira da área a ser fotoativada, a fim de reduzir a distância, seja por impossibilidade operatória (e.g., na parede gengival de uma caixa proximal profunda) ou pela interposição de um material entre a luz e o compósito/cimento (e.g., em uma cimentação adesiva).

Um último aspecto em relação à homogeneidade do feixe luminoso é a diferença entre as unidades fotoativadoras mais comuns: halógenas, LEDs com um pico e LEDs com múltiplos picos de emissão de luz. Pesquisas recentes indicam que, enquanto as unidades halógenas e os LEDs com um único pico de emissão de luz se caracterizam por um feixe relativamente homogêneo e com distribuição radial e simétrica, os LEDs com múltiplos picos de emissão costumam apresentar feixe altamente não homogêneo e distribuído de forma assimétrica, com áreas de maior intensidade e áreas de menor intensidade ao longo da ponteira.^{145,146} Isso ocorre porque os semicondutores empregados nos LEDs com múltiplos picos de emissão de luz produzem emissões espectrais distintas, com picos nas faixas de 405 e 460nm, e estas podem não se alinhar perfeitamente em um feixe único.¹⁵⁰

2.2.2 Fatores relacionados à espessura e translucidez da restauração

Uma vez que os tecidos dentais são intrinsecamente translúcidos, é natural que os materiais restauradores empregados em sua substituição também apresentem translucidez. Restaurações excessivamente opacas são extremamente antiestéticas e têm aparência artificial, ao passo que restaurações com translucidez adequada, compatível com as estruturas substituídas, podem ser praticamente imperceptíveis, tal sua integração óptica ao remanescente dental.

Além dos evidentes benefícios estéticos, o uso de materiais restauradores translúcidos, em especial ao confeccionar restaurações semidiretas ou indiretas, traz um benefício adicional: possibilita a utilização de agentes de cimentação fotossensíveis, sejam eles exclusivamente fotoativados ou de natureza *dual*. Do ponto de vista operatório, os cimentos exclusivamente fotoativados são ideais, por razões já discutidas anteriormente. Entretanto, a incerteza quanto à possibilidade de polimerizar adequadamente um material fotoativado em regiões de difícil acesso à luz visível representa, sem dúvida, um obstáculo a sua utilização irrestrita.

Tradicionalmente, o uso de cimentos fotoativados tem sido limitado às restaurações com mínima espessura (*e.g.*, laminados cerâmicos), nas quais o acesso à luz visível é garantido. Isso porque a relação entre a translucidez de uma restauração e sua espessura é governada pela teoria de Kubelka-Munk: quanto maior a espessura, menor a translucidez, até que seja atingida a chamada **espessura óptica infinita**, na qual a translucidez não é mais afetada pelo aumento da espessura.¹⁵¹⁻¹⁵³ Assim, embora seja correto afirmar que uma restauração mais delgada permite passagem de maior quantidade de luz, quando comparada a uma restauração mais espessa, permanece a dúvida: até que espessura seria possível garantir a fotoativação?

Ao descreverem o protocolo clínico para confecção de coroas cerâmicas em dentes anteriores, Friedman e Jordan afirmaram que não seria possível contar com a luz visível para polimerizar adequadamente o cimento resinoso, de modo que seria preferível empregar cimentos com polimerização dupla.⁵ Na mesma época, Rueggeberg e Craig avaliaram o grau de conversão de um compósito quando este foi fotoativado através de blocos de resina composta com diferentes espessuras, e definiram o valor de 1,5mm como a espessura limite, a partir da qual a polimerização seria severamente prejudicada.¹⁵⁴ Esses resultados foram corroborados por diversas outras pesquisas publicadas na mesma época, indicando que, ao menos com os equipamentos fotopolimerizadores existentes no final da década de 1980 e início da década de 1990, não era possível polimerizar adequadamente o cimento resinoso sob restaurações com mais de 1 ou 2mm de espessura.^{6,22,103-105} Seria a espessura limite de 1,5mm válida ainda hoje?

Em pesquisa divulgada no início dos anos 1990, Blackman et al. avaliaram o papel da espessura e translucidez da restauração e confirmaram a viabilidade de polimerizar o cimento resinoso, quando a espessura da restauração foi mantida mínima; com o aumento da espessura do bloco, a polimerização do cimento foi prejudicada, especialmente nos blocos com menor translucidez.¹⁰³ Curiosamente, uma pesquisa da mesma época não relatou influência da translucidez da cerâmica na microdureza do cimento subjacente, embora tenha avaliado apenas discos cerâmicos com 0,7mm de espessura. É provável que em discos tão delgados, a diferença de translucidez entre as cerâmicas não tenha sido crítica.¹⁵⁵

Diversas outras pesquisas, conduzidas e publicadas até o início dos anos 2000, investigaram o efeito de fatores como a espessura, cor e translucidez da restauração,^{91,103-105,119,124,155-160} a intensidade de luz e o tipo de equipamento fotopolimerizador,^{119,124} o tempo de exposição^{103,124,155-157,160} e, no caso dos materiais com dupla polimerização, a influência de utilizar ou não a pasta catalisadora.^{22,91,155,157-160} Entretanto, em que pesem suas semelhanças com as gerações anteriores, os materiais e equipamentos disponíveis

atualmente apresentam diferenças fundamentais de seus precursores e não podem ser julgados (e condenados) apenas com base nas limitações das versões antigas—isso é especialmente verdadeiro no que tange aos equipamentos e às tecnologias de fotoativação. Por essa razão, embora essas pesquisas tenham contribuído para o estabelecimento de bases científicas sólidas para o uso de agentes de cimentação fotossensíveis, muitas de suas conclusões podem não mais ser válidas e/ou conflitam com os conhecimentos atuais. É necessária, portanto, muita cautela ao interpretar as conclusões de tais estudos. Felizmente, a literatura odontológica mais recente sobre o assunto é abundante e, muitas vezes, é possível abrir mão dessas referências históricas, em favor de informações mais atuais e pertinentes.

Inevitavelmente, ao penetrar em um material translúcido, a intensidade do feixe luminoso do aparelho fotopolimerizador é reduzida. Um estudo recente avaliou as curvas espectrais emitidas por um aparelho halógeno e por um LED ao atravessarem espessuras variáveis de uma cerâmica. A despeito de apresentarem perfis espectrais completamente diferentes entre si—o que é esperado, uma vez que são tecnologias fundamentalmente distintas—, tanto o LED como o aparelho halógeno tiveram suas curvas espectrais reduzidas de forma homogênea ao atravessarem os discos cerâmicos (*i.e.*, o espectro emitido manteve sua distribuição, porém os picos foram suavizados). Essa observação sugere que, ao menos para o material testado, a intensidade luminosa de ambos os fotopolimerizadores foi reduzida de forma progressiva à medida que a espessura do bloco cerâmico foi aumentada, sem que determinadas faixas do espectro tenham sido seletivamente filtradas. Assim, considerando-se as três espessuras avaliadas, a intensidade de luz foi progressivamente reduzida de 0,7mm para 1,4mm e 2,0mm.⁸⁸

Rasetto et al. avaliaram a transmissão de luz através de diferentes tipos de cerâmicas (feldspática, vítrea, alumínica), irradiadas por três aparelhos de fotoativação com intensidades de luz diferentes: um halógeno convencional ($660\text{mW}/\text{cm}^2$), um halógeno de alta potência ($1050\text{mW}/\text{cm}^2$) e uma unidade de arco de plasma ($2475\text{mW}/\text{cm}^2$). Os resultados indicaram que todas as unidades de polimerização tiveram sua intensidade significativamente reduzida através de 1mm de cerâmica, embora a redução tenha sido levemente inferior na cerâmica vítrea, mais translúcida. Em restaurações estratificadas, entretanto, compostas por um coping relativamente opaco e uma cerâmica de recobrimento, a redução de luz foi mais pronunciada, a ponto de sequer ter sido possível mensurar a intensidade do aparelho halógeno convencional.⁸⁷ Mais interessante, entretanto, foi a observação de que, embora a intensidade da luz tenha sido reduzida mesmo nas unidades com alta potência, a intensidade final destas permaneceu maior do que a obtida em unidades com menor potência de saída. Assim, embora a uni-

dade de arco de plasma, a mais potente empregada no estudo, tenha sofrido uma redução de 74% em sua intensidade (de 2475mW/cm² para 640mW/cm² ao atravessar 1mm de cerâmica vítrea), o valor final ainda foi muito superior ao aferido na unidade halógena, embora esta tenha sofrido redução de “apenas” 60% (de 660mW/cm² para 265mW/cm²).⁸⁷

Koch et al. fizeram observação semelhante, ao compararem a redução sofrida pela intensidade de luz de um equipamento halógeno e um LED de alta potência, com intensidades iniciais iguais, respectivamente, a 777mW/cm² e 2010mW/cm². Ao atravessar 1mm de cerâmica, a intensidade de luz do LED continuou 2,5x maior que a intensidade mensurada no equipamento halógeno; após 2mm, o valor permaneceu superior ao dobro do que foi medido no aparelho halógeno.⁸⁹ Em suma, considerando-se que é inevitável que a intensidade de luz seja atenuada ao longo da restauração, é preferível contar com uma unidade que apresente alta intensidade na saída da ponteira—sem, evidentemente, esquecer que a intensidade de luz não é o único fator necessário para uma fotoativação eficiente.^{115,123,144-146}

Além da espessura, outro fator com potencial para reduzir a intensidade de luz que atinge o cimento é a cor da restauração. Em um artigo clássico, Cardash et al. avaliaram a microdureza de dois cimentos—um fotoativado e um *dual*—, polimerizados através de discos cerâmicos com 2mm de espessura e cores variadas: A1, A4, B1, B4, C1, C4, D2 e D4. Os resultados revelaram uma tendência à redução dos valores de microdureza quando o cimento foi polimerizado sob os discos com maior saturação, indicando que menos energia chega ao cimento quando a polimerização é realizada através dos discos cerâmicos com alto croma.¹⁵⁷ Myers et al. realizaram avaliação semelhante, porém optaram por testar duas cerâmicas e dois compósitos—materiais com graus de translucidez variados—, em espessuras de 0,5mm a 3mm. Para facilitar a interpretação dos resultados e permitir uma melhor compreensão das interações entre as variáveis, apenas duas cores extremas, A1 e A4, foram testadas para cada material. Em linhas gerais, os resultados mostraram uma forte influência da espessura do disco e da cor do material na transmissão de luz: discos mais espessos e/ou mais saturados permitiram a passagem de menor quantidade de luz que discos mais delgados e/ou menos saturados, a ponto dos autores recomendarem que restaurações com espessura superior a 1mm deveriam ser cimentadas com um cimento *dual*, para assegurar a conversão do polímero. O tipo de material não foi tão significativo quanto a espessura e a cor, porém a cerâmica vítrea testada permitiu transmissão de luz levemente superior, em todas as espessuras, quando comparada aos demais materiais.¹⁰⁵

Um estudo mais recente avaliou a influência da cor (A1, A2, A3, A3.5, A4) e da espessura (1mm, 2mm, 4mm) de uma cerâmica feldspática na mi-

cro dureza de um cimento resinoso *dual*, fotoativado por 40s a 600mW/cm², com um fotopolimerizador halógeno.¹⁶¹ Em contraste ao estudo de Myers et al.,¹⁰⁵ os resultados obtidos mostraram que, nas espessuras de 1mm e 2mm, os valores de microdureza de todas as cores foram estatisticamente semelhantes entre si e aos valores controle, obtidos quando o cimento foi polimerizado de forma direta, sem a interposição de um disco cerâmico. Ainda, mesmo na espessura de 4mm os valores de microdureza foram estatisticamente semelhantes aos valores controle, porém somente na cor A1; nas demais cores, os valores foram sendo progressivamente reduzidos com o aumento da saturação (A2 > A3 > A3.5 > A4). De fato, os valores de microdureza mensurados sob 4mm de cerâmica A3.5 foram iguais a aproximadamente 1/3 dos valores controle; sob 4mm de cerâmica A4, os valores aferidos caíram a 1/4 dos valores controle.¹⁶¹

Longe de ser apenas uma curiosidade acadêmica, essa última observação coloca em cheque a eficácia do sistema de polimerização *dual*—afinal, a finalidade de contar com um cimento com dois sistemas simultâneos de polimerização não é, justamente, garantir uma adequada conversão do material nas regiões em que não há acesso à luz visível? Esse é um questionamento importante, uma vez que o uso de materiais com dupla polimerização é a tática mais comumente empregada para compensar a redução de intensidade que a luz sofre ao atravessar uma restauração.^{20,21,23,30,31,88,89,95,97,98,126,127,160,162-170}

Em uma interessante avaliação laboratorial, Ozyesil et al. compararam o grau de conversão imediato e após 24 horas de um cimento resinoso *dual*, empregado sem e com a pasta catalisadora (*i.e.*, em modo físico e em modo químico/físico) e fotoativado através de um bloco cerâmico com 2mm de espessura. Três equipamentos fotopolimerizadores—halógeno, halógeno de alta potência e PAC—, com diferentes tempos/protocolos de exposição, foram utilizados. Os resultados propiciam uma visão abrangente das interações entre os diferentes fatores e possibilitam uma melhor compreensão da relevância individual dos mesmos para a obtenção de um cimento adequadamente polimerizado:²³

- ▶ **Período de avaliação:** todas as combinações testadas apresentaram maior grau de conversão após 24 horas, porém aquelas nas quais se empregou a pasta catalisadora foram mais beneficiadas pelo aumento do período de avaliação; nos grupos em que foi empregada apenas a pasta base, o grau de conversão foi apenas minimamente aumentado após 24 horas (~5%).
- ▶ **Modo de polimerização:** na avaliação realizada imediatamente após a fotoativação, as combinações nas quais não foi utilizada a pasta catalisadora apresentaram grau de conversão superior ao dos grupos em que a pasta catalisadora foi empregada—com exceção dos grupos polimerizados com o equipamento halógeno de alta intensidade, nos quais não foram detectadas diferenças estatísticas.

Quando a avaliação foi realizada 24 horas após a fotoativação, entretanto, os grupos em que a pasta catalisadora foi empregada, que inicialmente apresentavam valores inferiores, se igualaram aos grupos em que somente a pasta base foi utilizada—com exceção dos grupos fotoativados com o equipamento halógeno de alta intensidade, nos quais os valores alcançados após 24 horas foram estatisticamente superiores aos obtidos quando a pasta catalisadora não foi utilizada.

- ▶ **Tipo de fotopolimerizador:** na mensuração efetuada após 24 horas, todos os aparelhos apresentaram desempenho equivalente, com uma leve vantagem do equipamento halógeno de alta potência. Na avaliação imediata, entretanto, a unidade halógena convencional apresentou desempenho inadequado quando se empregou a pasta catalisadora.
- ▶ **Tempo de exposição:** os tempos de exposição foram diferentes para cada um dos fotopolimerizadores (20s e 40s no halógeno convencional, 10s e 20s no halógeno de alta potência, e 3s e 6s no PAC), dificultando uma comparação mais precisa. Entretanto, em todos os grupos e em ambos os períodos de avaliação o aumento do tempo de exposição foi acompanhado do aumento do grau de conversão.

De maneira geral, os estudos indicam que o grau de conversão e as propriedades mecânicas dos cimentos resinosos com polimerização dupla são melhorados quando se realiza a fotoativação.^{20,21,89,126,127} Embora essa seja uma observação interessante, o que realmente importa é saber o quanto um cimento *dual* é capaz de polimerizar quando não é exposto à luz, ou quando a exposição é insuficiente—afinal, é nessas situações que a fração química da reação poderia ser um diferencial importante para o material. Nesse sentido, é interessante considerar os resultados de Borges et al., que avaliaram a capacidade de polimerização de um cimento resinoso *dual* sob três diferentes cenários: **fotoativado de forma direta**, sem a interposição de um material restaurador entre o cimento e a ponteira do fotopolimerizador; **fotoativado através de blocos com 1,2mm de espessura**, confeccionados com sete diferentes sistemas cerâmicos; e, finalmente, **não fotoativado**—a não fotoativação de um cimento *dual* é uma maneira eficiente de avaliar o quanto o material é dependente da fração química da reação. Os valores de microdureza obtidos quando o material não foi exposto à luz, medidos 20 a 30 minutos após a mistura, foram iguais a aproximadamente 17,9% da microdureza controle, aferida após a fotoativação direta do cimento a 650mW/cm², por 40 segundos; após 24h os valores foram elevados a 29,1% da microdureza controle. Nos grupos em que a fotoativação foi executada através de blocos confeccionados com diferentes cerâmicas, os valores de microdureza medidos após 24h variaram, em relação ao grupo controle, de 32,59% na cerâmica menos translúcida a 67,65% na cerâmica mais translúcida. Esses resultados confirmam que, ao menos no cimento testado, a fração química da reação desempenha papel secundário na polimerização.⁹⁸

2.2.3 Fatores relacionados à temperatura do compósito ou cimento

Os efeitos da temperatura sobre os materiais poliméricos são conhecidos há muitas décadas. Compósitos submetidos a um processo de pós-polimerização térmica, por exemplo, tipicamente têm suas propriedades mecânicas melhoradas—razão pela qual boa parte dos sistemas de resina composta para uso semidireto e indireto se utiliza do aquecimento da restauração, previamente à cimentação.^{63,66,76,171-174} Ainda mais interessante, entretanto, é o efeito do aquecimento **durante** a polimerização.¹⁷⁵⁻¹⁷⁷

Em um estudo publicado em 1981, Bausch et al. avaliaram a influência da temperatura sobre o comportamento mecânico de diferentes sistemas de compósitos autopolimerizáveis. Os resultados demonstraram que a exposição a temperaturas de até 60°C durante a polimerização melhorou significativamente as propriedades mecânicas dos compósitos testados.¹⁷⁵ A justificativa para isso é que o aquecimento reduz a viscosidade do material e, conseqüentemente, aumenta a mobilidade dos radicais envolvidos no processo de polimerização, permitindo a formação de polímeros mais densos e com maior quantidade de ligações cruzadas.^{18,142,176,177}

Com o desenvolvimento e a comercialização do dispositivo Calset (AdDent, EUA),^{178,179} específico para aquecimento de compósitos a temperaturas pré-definidas em 37°C, 54°C e 68°C, aumentou o potencial para utilização clínica de materiais pré-aquecidos.¹⁸⁰⁻¹⁸⁵

Embora a aplicação de um material aquecido a até 68°C em uma cavidade possa gerar alguma insegurança quanto à possível agressão pulpar, há evidências de que a temperatura na superfície dentinária e no interior da câmara pulpar é apenas minimamente afetada pela temperatura do compósito no momento da fotoativação.^{186,187} De fato, mesmo ao empregar compósitos aquecidos, a principal fonte de calor durante os procedimentos operatórios é a fotoativação.^{120,186,188,189} Assim, no que tange ao risco de agressão térmica, pode-se assumir que os procedimentos realizados com compósitos pré-aquecidos são tão seguros quanto aqueles realizados com compósitos à temperatura ambiente.

Nos últimos anos, um vasto corpo de conhecimento vem sendo produzido sobre os efeitos do aquecimento de materiais resinosos, geralmente enaltecendo sua capacidade de aumentar o grau de conversão do polímero.^{111,113,176,190-192} Em um estudo recente, Trujillo et al. avaliaram o grau de conversão e a cinética de polimerização de três compósitos restauradores fotoativados a 23°C (simulando a temperatura ambiente) e a 54°C. Três unidades fotopolimerizadoras foram testadas, com diferentes intensidades de luz. Os resultados indicaram que o grau de conversão de todos os materiais foi superior quando a fotoativação foi realizada a temperaturas elevadas, independentemente da unidade de fotopolimerização empregada.

Além disso, enquanto à temperatura ambiente se observou variação do grau de conversão entre os fotopolimerizadores, nos compósitos aquecidos, diferentemente, os valores de conversão foram relativamente uniformes, com mínima variação de uma unidade para outra. Também se verificou que, enquanto os materiais fotoativados a 23°C levaram 3 a 5 dias para atingir o grau de conversão final, nos compósitos aquecidos a conversão máxima foi (quase totalmente) obtida imediatamente após a exposição à luz. Finalmente, determinou-se que ao aquecer os compósitos, o tempo de exposição necessário para atingir conversão semelhante à obtida com a polimerização à temperatura ambiente, foi reduzido em 80 a 90% (e.g., 15s de exposição no compósito aquecido foram equivalentes a 75s de exposição quando o material foi polimerizado à temperatura ambiente).¹⁹²

O aumento do grau de conversão geralmente se traduz em melhores propriedades mecânicas.^{110,112,193} Muñoz et al., ao avaliarem o efeito da temperatura—23°C, 37°C e 60°C—na microdureza Knoop e profundidade de cura de dois compósitos, relataram que o aquecimento foi benéfico, sob ambos os parâmetros.¹¹² Adicionalmente, foi confirmada a observação de que ao empregar compósitos aquecidos, é possível reduzir o tempo de exposição (e.g., a microdureza mensurada após 40s de fotoativação à 23°C foi obtida em metade do tempo, quando a fotoativação foi realizada a 60°C).¹¹²

Sob o prisma clínico, o aquecimento do compósito tem uma consequência importante: a redução temporária da viscosidade.^{106,107,180-182,193} Dependendo da preferência do operador e das particularidades do caso, a maior fluidez do material pode ser vista como uma vantagem ou uma desvantagem. Entretanto, há evidências de que a fluidez aumentada permite uma melhor adaptação do material às margens da cavidade^{108,194} e reduz a microinfiltração.¹⁹⁵

Isoladamente, o aumento da fluidez talvez já seja um argumento suficientemente forte para justificar a utilização de compósitos pré-aquecidos. Em procedimentos de cimentação adesiva, por exemplo, a elevação da temperatura faz com que mesmo materiais densos, com alto percentual de carga, adquiram consistência fluida e compatível com o assentamento da restauração. Pascal Magne preconiza o uso de compósitos restauradores pré-aquecidos como agentes de cimentação, sob restaurações confeccionadas com cerâmicas ou compósitos.^{196,197} Dentre as vantagens de tal abordagem, destacam-se a maior resistência ao desgaste e à degradação marginal.

Um estudo conduzido por Acquaviva et al. comparou o grau de conversão de um compósito restaurador polimerizado à temperatura ambiente (23°C) e aquecido (54°C), com o grau de conversão de dois cimentos resinosos com polimerização *dual*, ambos polimerizados à temperatura ambiente. Diferentes protocolos de fotoativação foram empregados, de modo a variar

as combinações de tempo e intensidade—120s a 400mW/cm², 60s a 800mW/cm² e 40s a 1200mW/cm²—, mantendo constante a densidade energética (48J/cm²). Com todos os materiais, a fotoativação foi executada através de blocos com 2mm, 3mm ou 4mm de espessura, confeccionados com um compósito de uso indireto.¹⁰⁹ Os resultados indicaram que a espessura afetou significativamente a capacidade de polimerização de todos os materiais, porém o mais prejudicado foi o compósito fotoativado a 23°C, cujo grau de conversão foi reduzido à metade, quando a espessura da restauração passou de 2mm para 4mm. Nos cimentos com polimerização dupla, o aumento da espessura também reduziu o grau de conversão entre 9 e 38%, enquanto no compósito pré-aquecido a 54°C a redução foi de 13 a 17%. Esses dados confirmam a viabilidade de polimerizar adequadamente um material fotoativado até espessuras de 4mm, desde que se efetue o pré-aquecimento.¹⁰⁹

Em outro estudo, Papacchini et al. avaliaram o efeito da temperatura do compósito na adaptação e resistência à microtração da interface resina-resina, ao realizar reparos em restaurações diretas. Os resultados mostraram que o pré-aquecimento melhorou significativamente a adaptação e a resistência da interface. Considerando-se que a temperatura máxima avaliada foi 37°C e não 54°C, 60°C ou 68°C, como em boa parte dos demais estudos disponíveis, pode-se apenas especular sobre os possíveis efeitos que tais temperaturas teriam.¹⁹⁸ Um aspecto interessante dessa pesquisa é que os autores testaram não apenas o efeito do aquecimento, mas também do resfriamento do compósito a 4°C, conduta que prejudicou significativamente a adaptação do material de reparo, provavelmente em decorrência do aumento de sua viscosidade.¹⁹⁸

O efeito deletério do resfriamento também foi detectado por Cantoro et al., ao investigarem o efeito da temperatura do cimento resinoso (4°C, 24°C, 37°C e 60°C) na adesão à dentina. Quando os cimentos foram refrigerados, a resistência adesiva foi significativamente reduzida e a interface cimento-dentina apresentou inúmeras irregularidades e descontinuidades, provavelmente decorrentes da maior viscosidade do material e da maior dificuldade de adaptá-lo à cavidade. Entre as temperaturas de 24°C e 37°C, não foram detectadas diferenças no desempenho adesivo dos cimentos, porém a 60°C foi observado significativo aumento dos valores de resistência adesiva e maior uniformidade na interface cimento-dentina.¹⁹⁹

É evidente que também há relatos de desvantagens e/ou problemas associados ao uso de compósitos aquecidos. Walter et al., por exemplo, avaliaram a contração volumétrica de um compósito sob cinco condições térmicas—4°C, 20°C, 37°C, 54°C e 68°C—e observaram maior contração quando a fotoativação foi efetuada a 54°C ou 68°C.²⁰⁰ Embora seja inegável que a

maior contração volumétrica é uma desvantagem quando analisada isoladamente, é importante considerar que ela, provavelmente, nada mais é do que o reflexo do processo de conversão mais eficiente, atingido com o aquecimento—explicação suportada por diversas pesquisas já discutidas e citadas.^{111,113,176,190-192}

Ao avaliar o grau de conversão e o estresse residual de compósitos submetidos ao aquecimento pré-fotoativação, Prasanna et al. constataram que ambas as propriedades são aumentadas quando o material é aquecido. Com base nessa observação, os autores contraindicam o pré-aquecimento do compósito como tática para alcançar um maior grau de conversão.¹¹³ Em outro estudo, se observou que o uso de compósitos pré-aquecidos a 68°C para restauração de cavidades MOD em pré-molares foi acompanhado de maior flexão cuspsídea, embora também tenha melhorado a adaptação marginal das restaurações.¹⁰⁸

Em artigo publicado recentemente, El-Korashy relatou uma tática interessante para permitir o uso de compósitos aquecidos sem os efeitos deletérios associados ao maior estresse de contração. Ao avaliar o efeito de diferentes tempos/modos de exposição sobre o grau de conversão e o estresse de contração de um compósito pré-aquecido, o autor constatou que a fotoativação em modo *soft-start* combinou maior grau de conversão (decorrente do aquecimento) e menor estresse (em decorrência da polimerização mais lenta), do que as técnicas de fotoativação contínua.¹¹¹

Froés-Salgado et al., em estudo publicado em 2010, avaliaram o efeito do pré-aquecimento de um compósito sobre o grau de conversão, a resistência flexural, o percentual de ligações cruzadas e a adaptação marginal em cavidades classe V. Embora tenha resultado em melhor adaptação do material às margens da cavidade, o aquecimento do compósito a 68°C não resultou em benefícios sob os demais parâmetros avaliados.¹⁹⁴ Dentre as possíveis razões para tal observação, a mais provável é a rápida e contínua redução da temperatura do material, do momento em que é removido do dispositivo de aquecimento até a ativação do aparelho fotopolimerizador. De acordo com os autores, o processo levou até 2 minutos, período em que a temperatura pode ter sido reduzida à metade.¹⁸⁴

De fato, a rápida queda que a temperatura sofre durante os procedimentos de manipulação e adaptação do compósito à cavidade, talvez seja o maior entrave para que os benefícios observados *in vitro* se traduzam em melhor comportamento clínico do material.^{187,194} Nesse sentido, é essencial considerar os resultados de Rueggeberg et al., que avaliaram *in vivo* a temperatura da superfície dentinária, na parede pulpar de cavidades classe I, durante a aplicação de compósitos à temperatura ambiente (23°C) ou aquecidos (54°C). Embora as temperaturas mensuradas quando o compósi-

to foi pré-aquecido tenham sido superiores em 6 a 8°C às aquelas obtidas com o material à temperatura ambiente, a diferença foi menor que a esperada, considerando-se que 31°C separam as abordagens.¹⁸⁷ Frente a esses resultados, os autores recomendam que, ao empregar compósitos pré-aquecidos em um cenário clínico, o tempo de exposição **não seja reduzido**—contrariando a recomendação de alguns estudos *in vitro*^{112,192}

2.3 MÉTODOS PARA AVALIAÇÃO DO GRAU DE CONVERSÃO

Em linhas gerais, a polimerização de um material resinoso pode ser estudada por métodos diretos ou indiretos. Os métodos indiretos **estimam** o grau de conversão a partir de características como a resistência à raspagem²⁰¹⁻²⁰³ e propriedades como microdureza,^{99,110,112,126,154,193,201,204-206} resistência flexural,¹¹⁹ e solubilidade.^{119,154,207,208}

A correlação entre o grau de conversão e o comportamento mecânico dos cimentos resinosos e compósitos já foi demonstrada experimentalmente em diversos artigos (*e.g.*, quanto maior o grau de conversão, maior a dureza),^{72,73} incluindo as publicações clássicas de DeWald e Ferracane²⁰¹ e Rueggeberg e Craig.¹⁵⁴ Contudo, os métodos indiretos apresentam algumas limitações importantes, que vêm reduzindo sua popularidade: a microdureza, por exemplo, é altamente influenciada pelas características da matriz e carga do compósito, o que dificulta ou torna impossível estimar o grau de conversão de dois materiais diferentes, apenas com base nos valores de microdureza.²⁰⁹

Os métodos diretos envolvem desde leituras calorimétricas ao longo do processo de polimerização até a avaliação das características de refletância ou absorbância espectral do material. As avaliações por espectroscopia podem ser realizadas por diferentes metodologias: espectroscopia micro-Raman,^{109,194,205,210,211} espectroscopia no infravermelho por transformada de Fourier (FTIR),^{90,154,190,201,212,213} e espectroscopia no infravermelho próximo (NIR).^{177,192} Visto que o processo de polimerização envolve a transformação de ligações C=C alifáticas em ligações C–C simples, por meio da comparação das respostas espectrais do material antes e após a polimerização, é possível chegar a um valor objetivo, que define numericamente o grau de conversão de monômeros em polímeros.

Maiores detalhes sobre as particularidades do método de espectroscopia no infravermelho por transformada de Fourier (FTIR) serão apresentados no capítulo de Material e Método.

3. PROPOSIÇÃO

O presente estudo *in vitro* tem como objetivo avaliar, por meio de espectroscopia no infravermelho por transformada de Fourier (FTIR), o grau de conversão de um compósito restaurador fotoativado, aquecido a 68°C previamente à polimerização, sendo esta realizada através de blocos cerâmicos com diferentes espessuras (1mm, 2mm, 4mm, 6mm) e graus de translucidez (alta e baixa), por meio de três protocolos de fotoativação (60s a 600mW/cm², 60s a 1200mW/cm² e 120s a 600mW/cm²).

4. MATERIAL E MÉTODO

4.1 PREPARO DOS BLOCOS CERÂMICOS

Os blocos utilizados para simular restaurações cerâmicas com diferentes espessuras foram obtidos a partir de blocos IPS Empress CAD (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein), comercializados para uso com o sistema CEREC (Sirona, Alemanha). Esses blocos são constituídos por uma cerâmica vítrea com estrutura cristalina de leucita e apresentam resistência flexural média de 160MPa,²¹⁴ sendo, portanto, perfeitamente indicados para restaurações anteriores ou posteriores. São disponibilizados em diferentes cores, de acordo com as nomenclaturas VITA e Chromascop e apresentam grau de translucidez variados (fig. 5 e 6): os blocos com baixa translucidez recebem a identificação LT (*low translucency*), os blocos com alta translucidez são descritos como HT (*high translucency*). Existem, ainda, blocos com gradação de translucidez, denominados MULTI (mais saturados e menos translúcidos na região cervical, menos saturados e mais translúcidos na região incisal).²¹⁴

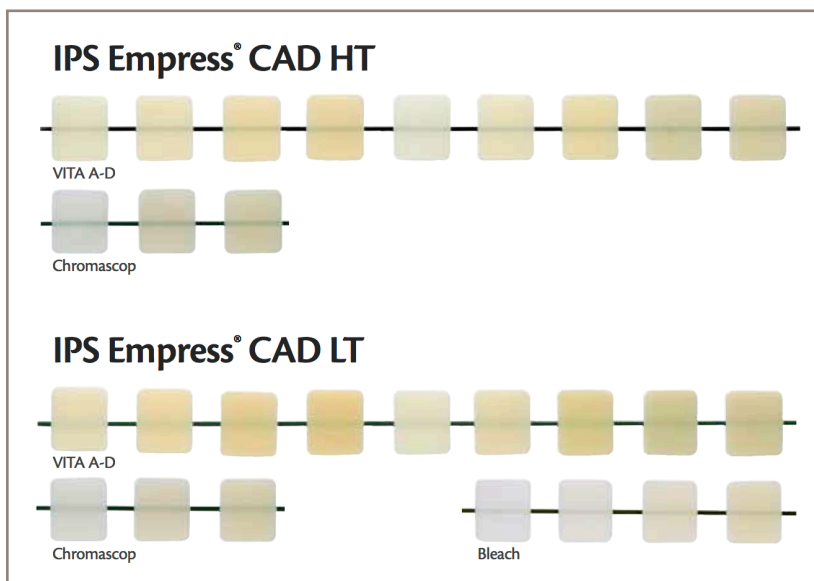


Figura 5: Variações de cores disponíveis no sistema IPS Empress CAD, de acordo com as nomenclaturas VITA e Chromascop. As cores Bleach somente são disponibilizadas em blocos com baixa translucidez. Imagem: Ivoclar Vivadent, Liechtenstein.²¹⁴

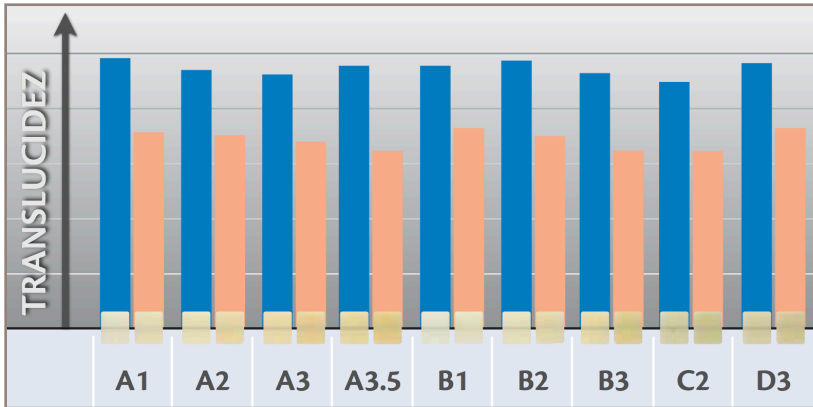


Figura 6: Comparação do grau de translucidez dos blocos IPS Empress CAD HT (azul) e LT (laranja), em diferentes cores com nomenclatura VITA. Modificado a partir de gráfico da empresa Ivoclar Vivadent, Liechtenstein.²¹⁴

Para a presente pesquisa, foram selecionados blocos I12, com cor A1 e translucidez alta e baixa: **IPS Empress CAD LT** (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein, Lote K53999) e **IPS Empress CAD HT** (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein, Lote K50385). Os blocos foram seccionados com um disco diamantado dupla face (Buehler, EUA), com 102mm de diâmetro e 0,3mm de espessura, montado em uma máquina de cortes ISOMET 1000 (Buehler, EUA) e utilizado em velocidade de 250 RPM, sob abundante refrigeração com água. Os cortes foram executados perpendicularmente à superfície externa e resultaram em blocos cerâmicos de 12mm por 10mm e 1mm, 2mm, 4mm ou 6mm de espessura (fig. 7 e 8). Na sequência, a fim de eliminar as marcas e irregularidades produzidas durante o corte, ambas as faces de cada bloco foram polidas em uma politriz Struers DP-10 (Panambra, Brasil), com lixas de carbetto de silício (3M, Brasil) em ordem decrescente de abrasividade (#400, #600, #1200). A espessura de cada bloco foi verificada por meio de um paquímetro digital Digimess 100.174BL (Digimess Ltda., China).



Figura 7: Representação esquemática do corte dos blocos. Em virtude das dimensões dos blocos IPS Empress CAD I12 (15mm de comprimento) e da perda de estrutura na região do corte, foram necessários dois blocos HT e dois blocos LT para a obtenção de todas as espessuras de cerâmica avaliadas: 1mm, 2mm, 4mm e 6mm.

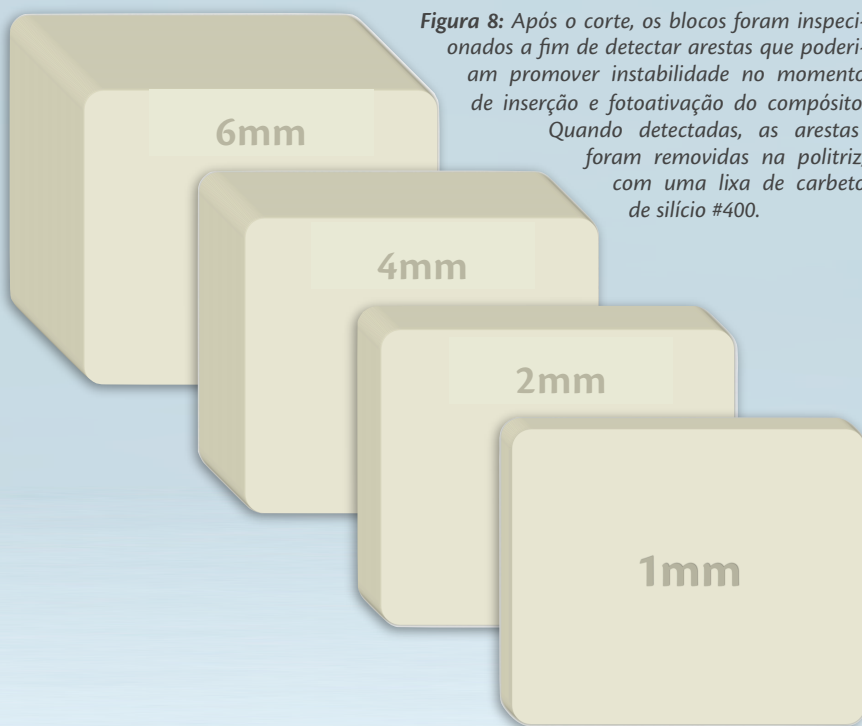


Figura 8: Após o corte, os blocos foram inspecionados a fim de detectar arestas que poderiam promover instabilidade no momento de inserção e fotoativação do compósito. Quando detectadas, as arestas foram removidas na politriz, com uma lixa de carvão de silício #400.

O preparo de cada bloco foi finalizado com o glazeamento de uma de suas faces, a fim de melhor simular as características superficiais externas de uma restauração processada em laboratório.

4.2 PROTOCOLO DE FOTOATIVACÃO

Os procedimentos experimentais foram executados de acordo com três protocolos de fotoativação distintos, conduzidos com dois diferentes fotopolimerizadores: um equipamento halógeno e um equipamento LED. O fotopolimerizador halógeno empregado foi o V.I.P. (Bisco, EUA), com ponteira de 11mm de diâmetro. Esse aparelho permite a regulação de diferentes combinações de intensidade (100, 200, 300, 400, 500, 600mW/cm²) e tempo de exposição (2, 3, 4, 10, 20, 30 segundos, contínua), além de contar com uma função de autocalibração, útil para compensar a deterioração da lâmpada e assegurar a manutenção da intensidade de luz.

O outro equipamento empregado foi o Bluephase G2 (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein), um LED de alta potência e com múltiplos picos de emissão espectral, cujos valores nominais de intensidade de luz são de 650mW/cm² no modo Low Power e 1200mW/cm² no modo High Power. De acordo com informações do fabricante, o espectro emitido cobre a faixa de 380nm a 515nm, o que permite a polimerização de qualquer material fotoativado disponível atualmente. A ponteira empregada tinha 9mm de diâmetro.

Os três protocolos de fotoativação empregados na presente pesquisa são apresentados abaixo, na tabela 1. Valendo-se da reciprocidade entre o tempo de exposição e a intensidade de luz, dois dos protocolos testados apresentam densidade energética similar, a despeito da intensidade de luz emitida pelo equipamento LED ser duas vezes maior que a intensidade do fotopolimerizador halógeno.

Tabela 1: Protocolos de fotoativação utilizados.

CÓDIGO	DESCRIÇÃO	ENERGIA
VIP60	Fotoativação com V.I.P. por 60 segundos a 600mW/cm ² .	36J/cm ²
LED60	Fotoativação com Bluephase G2 por 60 segundos a 1200mW/cm ² .	72J/cm ²
VIP120	Fotoativação com V.I.P. por 120 segundos a 600mW/cm ² .	72J/cm ²

4.3 DISTRIBUIÇÃO DAS AMOSTRAS E FORMAÇÃO DOS GRUPOS

Os grupos experimentais foram formados a partir do cruzamento de todas as interações possíveis entre as variáveis **cerâmica**, **espessura** e **protocolo de fotoativação**, de acordo com a seguinte distribuição (n=5):

Tabela 2: Combinações entre as variáveis independentes estudadas.

GRUPO	FOTOATIVÇÃO	CERÂMICA	ESPESSURA
VIP60-1mmHT	VIP60	HT	1mm
VIP60-2mmHT	VIP60	HT	2mm
VIP60-4mmHT	VIP60	HT	4mm
VIP60-6mmHT	VIP60	HT	6mm
VIP60-1mmLT	VIP60	LT	1mm
VIP60-2mmLT	VIP60	LT	2mm
VIP60-4mmLT	VIP60	LT	4mm
VIP60-6mmLT	VIP60	LT	6mm
LED60-1mmHT	LED60	HT	1mm
LED60-2mmHT	LED60	HT	2mm
LED60-4mmHT	LED60	HT	4mm
LED60-6mmHT	LED60	HT	6mm
LED60-1mmLT	LED60	LT	1mm
LED60-2mmLT	LED60	LT	2mm
LED60-4mmLT	LED60	LT	4mm
LED60-6mmLT	LED60	LT	6mm
VIP120-1mmHT	VIP120	HT	1mm
VIP120-2mmHT	VIP120	HT	2mm
VIP120-4mmHT	VIP120	HT	4mm
VIP120-6mmHT	VIP120	HT	6mm
VIP120-1mmLT	VIP120	LT	1mm
VIP120-2mmLT	VIP120	LT	2mm
VIP120-4mmLT	VIP120	LT	4mm
VIP120-6mmLT	VIP120	LT	6mm

A fim de facilitar a análise e interpretação dos dados referentes ao grau de conversão do material, também foram definidos três outros grupos, nos quais o compósito foi polimerizado sem a interposição de um bloco cerâmico entre a superfície do material e a ponteira do fotopolimerizador. Esses grupos, descritos na tabela 3, foram identificados como **0mm**.

Tabela 3: Grupos em que a fotoativação foi executada diretamente sobre o compósito, sem a interposição de uma lâmina cerâmica previamente à polimerização.

GRUPO	FOTOATIVAÇÃO	TRANSLUCIDEZ	ESPESSURA
VIP60-0mm	VIP60	-	-
LED60-0mm	LED60	-	-
VIP120-0mm	VIP120	-	-

4.4 FIXAÇÃO DO BLOCO CERÂMICO AO FOTOPOLIMERIZADOR

Foram adotadas algumas medidas para assegurar a perfeita centralização da ponteira do fotopolimerizador sobre o orifício da matriz de Teflon empregada para confecção dos discos de compósito, de modo a minimizar a variabilidade de irradiação entre os corpos de prova e conferir agilidade e reprodutibilidade ao processo (fig. 9). Inicialmente, o bloco foi centralizado sobre a matriz, de modo a cobrir todo o orifício. A seguir, o contorno do bloco foi demarcado na superfície da matriz, a fim de permitir seu reposicionamento com rapidez e precisão, no momento de polimerização de cada corpo de prova. Finalmente, o bloco foi posicionado na extremidade do fotopolimerizador—perfeitamente centralizado e em íntimo contato—e o conjunto foi estabilizado com fita isolante (3M, Brasil). A utilização de fita isolante foi necessária para assegurar que somente a luz transmitida através da cerâmica chegaria ao compósito, em virtude da discrepância entre o diâmetro da ponteira do fotopolimerizador V.I.P. (11mm) e a menor face dos blocos (10mm).

Essas medidas simples, além de assegurarem o correto posicionamento do bloco sobre a matriz e da ponteira sobre o bloco, minimizaram o tempo despendido entre a adaptação do compósito na matriz e o acionamento do aparelho fotopolimerizador. Esse foi um cuidado importante, uma vez que há evidências de que a temperatura do material cai dramaticamente a partir do momento em que é removido do dispositivo Cal-set—após 2 minutos, a temperatura cai pela metade.¹⁸⁴



Figura 9: Representação esquemática dos procedimentos de demarcação da área na qual o bloco deverá ser posicionado durante a fotoativação e de fixação do bloco à ponteira da unidade fotopolimerizadora testada.

4.5 CONFECCÃO DOS DISCOS DE COMPÓSITO

Para a confecção dos finos discos de compósito, simulando a película de cimento, foi selecionada a cor A1 da resina composta fotoativada Z100 (3M ESPE, Brasil, Lote N186491BR), material disponível no mercado há mais de 15 anos e que conta com uma longa história de sucesso em avaliações clínicas²²² e laboratoriais²¹⁷⁻²²¹. A fim de reduzir a viscosidade do compósito restaurador, permitindo sua utilização como material de cimentação, a seringa de compósito foi pré-aquecida a 68°C no dispositivo Calset (AdDent, EUA), por 15 minutos.

Os discos de compósito foram obtidos por meio de uma matriz de Teflon, com um orifício com 6mm de diâmetro e 0,4mm de profundidade. Apesar da espessura dos discos obtidos dessa maneira ter sido superior ao espaço tipicamente disponível para o cimento em uma restauração livre de metal, essa dimensão foi definida com base em observações feitas durante o estudo piloto. As etapas de processamento do compósito para a avaliação pela técnica de espectroscopia no infravermelho por transformada de Fourier (FTIR) podem acarretar em perda de material; ao confeccionar os discos com 0,4mm de espessura, ganha-se certa margem de segurança quanto à eventuais perdas.

Nos 24 grupos em que a fotoativação foi executada através da cerâmica, iniciou-se pela adaptação de cada bloco à ponteira do fotopolimerizador, conforme já descrito. A seguir, a seringa de compósito foi removida do dispositivo Calset e um incremento compatível com as dimensões da matriz foi aplicado, sem o objetivo de buscar sua perfeita adaptação à mesma. Uma tira de poliéster foi, então, posicionada e pressionada sobre o compósito, de modo a empurrá-lo contra os limites da matriz. Finalmente, o bloco cerâmico, devidamente acoplado à ponteira do fotopolimerizador, foi posicionado, respeitando o contorno demarcado previamente, e procedeu-se a fotoativação. Quaisquer excessos de compósito além dos limites definidos pela matriz foram removidos com uma lâmina de bisturi.

Nos 3 grupos em que a fotoativação foi efetuada sem a interposição de um bloco de cerâmica (VIP60-0mm, LED60-0mm, VIP120-0mm), os procedimentos foram idênticos, com a óbvia exceção da fotoativação, executada diretamente sobre a tira de poliéster.



Fotografia gentilmente cedida pelo colega Luis Henrique Schlichting

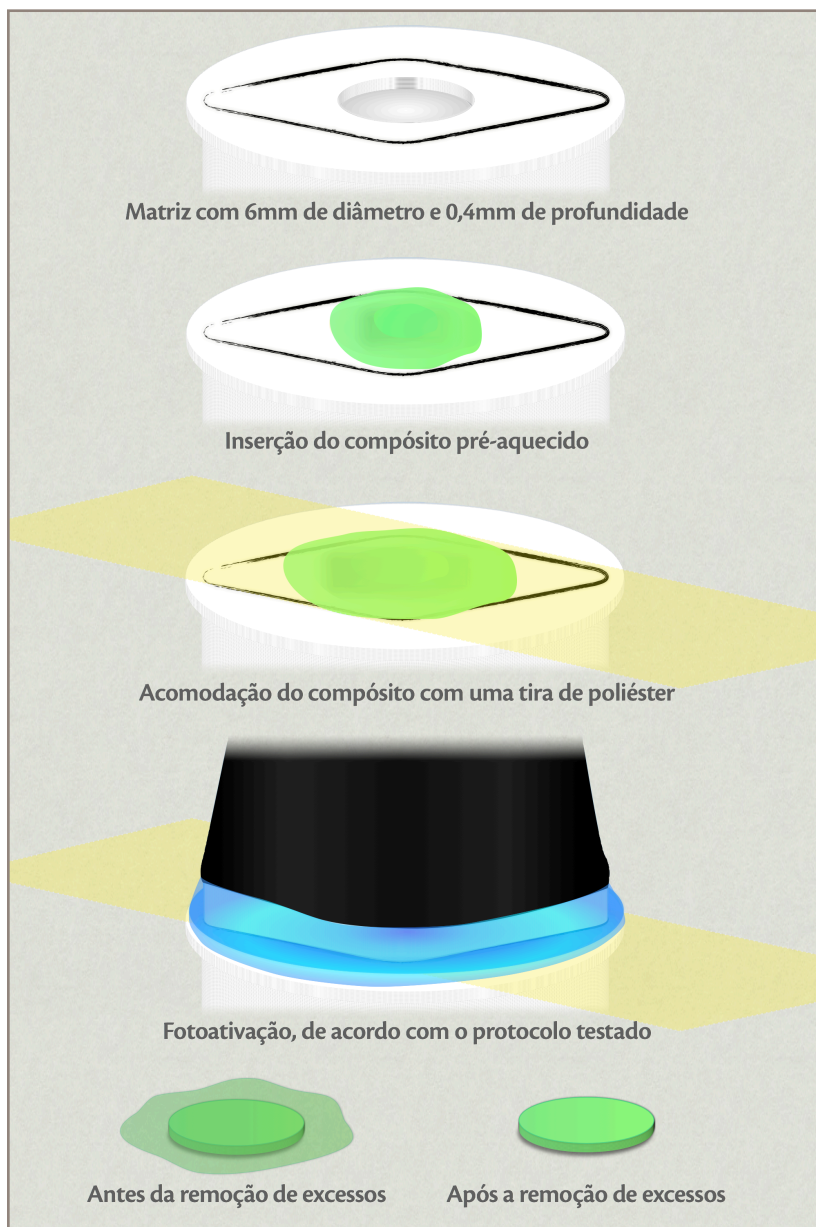


Figura 10: Representação esquemática da confecção dos discos de compósito. Para minimizar a perda de temperatura, todo o processo—da remoção do compósito da seringa ao início da fotoativação—foi conduzido em não mais que 20 segundos.¹⁸⁴

4.6 ARMAZENAMENTO

Após serem removidos da matriz, os discos de compósito foram armazenados individualmente, em estojos opacos com divisórias internas (Morelli, Brasil), por um período de 24 horas à temperatura ambiente (23°C). Durante todo esse período, os corpos de prova não foram expostos à luz, a fim de minimizar a possível influência da luminosidade sobre a polimerização. Inúmeras pesquisas mostram que, ao empregar materiais pré-aquecidos, o grau de conversão máximo é atingido quase imediatamente após a fotoativação. Entretanto, por razões logísticas, se optou pela avaliação após 24h—já foi demonstrado que após 24 horas o grau de conversão dos materiais fotoativados se mantém estável.^{90,192}

Para minimizar a variação do período de armazenamento entre os corpos de prova, o horário de confecção de cada disco foi registrado e, no dia seguinte, a mesma sequência foi seguida, ao preparar os espécimes para avaliação do grau de conversão. Mesmo com esse cuidado, a logística envolvida não permitiu que todos os corpos de prova fossem armazenados por **exatamente** 24 horas; nossas observações indicaram que o período de armazenamento variou de 21 a 28 horas.

4.7 PROCESSAMENTO PARA AVALIAÇÃO ESPECTROMÉTRICA

Passado o período de armazenamento, os discos de compósito foram processados para avaliação por espectroscopia no infravermelho por transformada de Fourier (FTIR).

Em uma primeira etapa, um gral e um pistilo de ágata foram empregados para triturar cada disco de compósito, manualmente, reduzindo-o a um pó fino e homogêneo. A seguir, 11mg desse pó foram pesados em uma balança analítica modelo AG204 (Mettler Toledo, Brasil) e misturados a 110mg de brometo de potássio (KBr), de modo a manter uma proporção de 1:10. Essa proporção foi definida com base em observações feitas durante a fase piloto da presente pesquisa, por produzir amostras com mínima variação e livres de ruído nas leituras espectrométricas.

O brometo de potássio é um sal altamente purificado e sua utilização está relacionada ao fato de ser inerte ou “invisível” ao infravermelho, permitindo leituras confiáveis mesmo em amostras contendo uma quantidade mínima de compósito. Uma vez que a leitura do espectrômetro é dependente da transmissão do feixe de infravermelho através do material estudado, o uso do brometo de potássio é necessário para conferir volume à amostra—permitindo que seja manipulada e processada—, sem que seja necessário aumentar o volume de compósito, o que poderia interferir nas características de transmissão de luz.

A mistura de brometo de potássio com o pó obtido pela trituração do disco de compósito foi, então, homogeneizada com o gral e pistilo de ágata. O pó resultante da homogeneização foi inserido em um pastilhador—dispositivo específico para a confecção de pastilhas para avaliação por espectroscopia FTIR—e o conjunto foi posicionado em uma prensa hidráulica Solab SL 99 (Solab Científica, Brasil), sob carga de 10 toneladas. Após 10 segundos, a carga foi removida e as pastilhas foram cuidadosamente retiradas do dispositivo pastilhador.

Entre a confecção de cada pastilha, todos os dispositivos—gral, pistilo, pastilhador—que entraram em contato com os discos de compósito ou com a mistura do compósito com o brometo de potássio, foram cuidadosamente limpos com uma compressa de gaze umedecida em álcool isopropílico, a fim de evitar a contaminação das amostras.

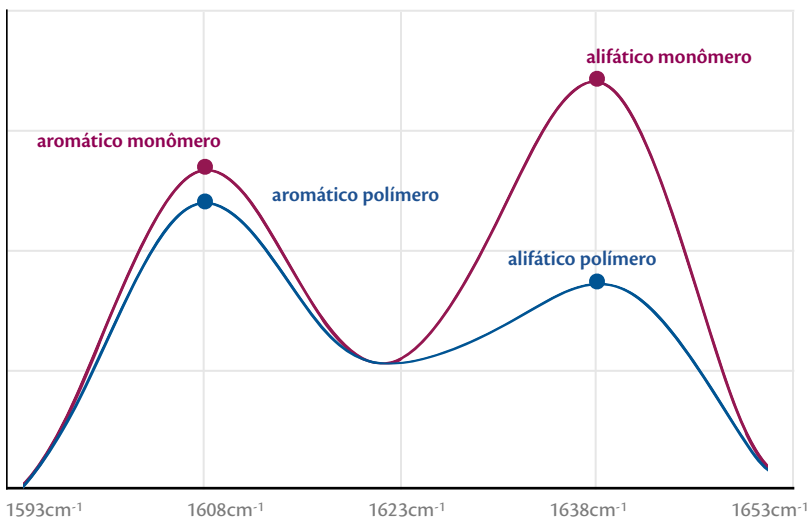
Até o momento de passarem pela avaliação espectrométrica, as pastilhas foram mantidas nos mesmos estojos opacos com divisórias internas, nos quais os discos de compósito estavam sendo armazenados.

Também foram confeccionadas cinco pastilhas com o compósito não polimerizado, a fim de permitir as comparações espectrais necessárias à avaliação por FTIR. Da mesma forma recém descrita para os grupos experimentais, as pastilhas de resina composta não polimerizada foram confeccionadas pela mistura de 11mg de Z100—removida diretamente da seringa—e 110mg de brometo de potássio, mantendo a mesma proporção de 1:10.



4.8 AVALIAÇÃO POR ESPECTROSCOPIA FTIR

Para determinação do grau de conversão, as pastilhas foram submetidas à avaliação por espectroscopia no infravermelho por transformada de Fourier (FTIR), método que possibilita a obtenção de informações sobre o espectro absorvido ou transmitido pelo material. Em uma análise simplista, a definição do grau de conversão pelo método FTIR envolve a comparação das curvas espectrais absorvidas pelo composto antes e após a polimerização.



■ Antes da polimerização

■ Após a polimerização

Figura 11: Representação esquemática das curvas de absorção de um composto antes e depois de ser polimerizado. O pico aromático, na zona de 1608cm^{-1} mantém-se relativamente inalterado, enquanto o pico alifático, na região de 1638cm^{-1} é reduzido.

Com base na diferença entre os picos nas bandas alifática C=C a $1637,3\text{ cm}^{-1}$ e aromática C=C a $1608,3\text{ cm}^{-1}$ em cada uma das condições, é possível calcular o grau de conversão do material, de acordo com a equação a seguir. Via de regra, quanto maior a diferença entre os picos alifáticos, maior o grau de conversão. Uma vez que a banda aromática ($\sim 1608\text{ cm}^{-1}$) não se altera na polimerização, ela serve como padrão interno para normalização das leituras.^{90,129,154,213,215}

$$\% \text{ Convers\~{a}o} = 1 - \left[\frac{(\text{alif\~{a}tico/arom\~{a}tico})_{\text{pol\~{i}mero}}}{(\text{alif\~{a}tico/arom\~{a}tico})_{\text{mon\~{o}mero}}} \right] \times 100$$

As pastilhas foram individualmente inseridas no espectr\~{o}metro FR-IR Nicolet 6700 (Thermo Scientific, EUA), para a execu\~{c}\~{a}o das leituras. Por meio do software propriet\~{a}rio OMNIC (Thermo Scientific, EUA), os par\~{a}metros de escaneamento foram configurados (modo de transmiss\~{a}o, 128 escaneamentos por pastilha, com resolu\~{c}\~{a}o de 4cm^{-1} e amplitude espectral de 400 a 4000cm^{-1}) e o espectr\~{o}metro foi acionado. Cada leitura levou em m\~{e}dia 4 a 5 minutos para ser conclu\~{i}da, per\~{i}odo durante o qual o software exibia—com atualiza\~{c}\~{a}o em tempo real— a curva espectral referente \~{a}s caracter\~{i}sticas de absorv\~{a}ncia da pastilha. As curvas espectrais referentes a cada uma das leituras foram salvas no formato SPC.



Realizadas essas correções, os dados foram extraídos e tabulados no software Numbers (Apple, EUA), conforme ilustrado abaixo (fig. 13). Os valores de absorção nos picos alifático e aromático de cada corpo de prova foram computados em planilhas e, a partir da razão alifática/aromática referência—relativa aos corpos de prova não polimerizados—, o grau de conversão foi calculado automaticamente.

F	G	H	I	J	K	L	M
VIP120-0mm-1	0,701716	0,046802	16,20556	75,3546			
VIP120-0mm-2	0,736103	0,052738	13,96276	76,7084			
VIP120-0mm-3	0,683023	0,030263	16,17887	73,2089			
VIP120-0mm-4	0,628802	0,045187	14,154162	76,2988			
VIP120-0mm-5	0,727622	0,024163	14,54864	76,4028			
Média			14,7222				
VIP120-1mm HT	0,615153	0,026653	16,27810	73,4113			
VIP120-2mm HT							
VIP120-4mm HT							
VIP120-6mm HT							
VIP120-1mm LT							
VIP120-2mm LT							
VIP120-4mm LT							
VIP120-6mm LT							
VIP60-0mm							
VIP60-1mm HT							
VIP60-2mm HT							
VIP60-4mm HT							
VIP60-6mm HT							
VIP60-1mm LT							
VIP60-2mm LT							
VIP60-4mm LT							
VIP60-6mm LT							

Figura 13: Planilhas com os valores de absorção de cada corpo de prova nos picos aromáticos e alifáticos. O cálculo do grau de conversão foi automático, com base na equação já apresentada.

4.9 AVALIAÇÃO ESTATÍSTICA

A normalidade dos dados foi confirmada pelo teste de Kolmogorov-Smirnov e, a seguir, os valores médios de conversão dos diferentes espécimes foram submetidos à avaliação estatística por meio do teste de ANOVA 3 e pelo teste post hoc de Tukey HSD em nível de significância 5%, a fim de detectar as variações significantes entre os grupos.

5. RESULTADOS

Os dados obtidos a partir da avaliação espectrométrica foram tabulados e submetidos à análise estatística pelo teste de análise de variância (ANOVA) a 3 critérios, tendo como variável dependente o **grau de conversão** e como variáveis independentes o tipo de **cerâmica** (IPS Empress CAD HT e IPS Empress CAD LT), a **espessura** da cerâmica (1mm, 2mm, 4mm, 6mm) e o protocolo de **fotoativação** (V.I.P. a 600mW/cm² por 60s, LED a 1200mW/cm² por 60s, V.I.P. a 600mW/cm² por 120s). Toda a análise foi conduzida com o pacote estatístico Statistica 8.0 (StatSoft, EUA).

A estatística descritiva do teste ANOVA 3, com todas as combinações de **cerâmica**, **espessura** e protocolo de **fotoativação**, é apresentada a seguir, nas tabelas 4 a 8. Para facilitar a identificação das variáveis e grupos nas tabelas, os mesmos foram codificados por cores, à semelhança da Tabela 2, apresentada no capítulo de Material e Método.

Tabela 4: Valores médios do grau de conversão e desvio padrão de cada uma das variáveis independentes testadas (cerâmica, espessura, protocolo de fotoativação).

		N	GRAU DE CONVERSÃO	
			MÉDIA	DP
FOTOATIVAÇÃO	VIP60	40	0,7184	0,0223
	LED60	40	0,6943	0,0157
	VIP120	40	0,7201	0,0167
CERÂMICA	HT	60	0,7137	0,0163
	LT	60	0,7081	0,0260
ESPESSURA	1mm	30	0,7224	0,0138
	2mm	30	0,7218	0,0163
	4mm	30	0,7108	0,0171
	6mm	30	0,6887	0,0208
GERAL		120	0,7109	0,0218

Tabela 5: Valores médios do grau de conversão resultante da interação entre as variáveis independentes *fotoativação* e *cerâmica*.

FOTOATIVAÇÃO	CERÂMICA	N	GRAU DE CONVERSÃO	
			MÉDIA	DP
VIP60	HT	20	0,7221	0,0105
	LT	20	0,7147	0,0297
LED60	HT	20	0,6965	0,0115
	LT	20	0,6921	0,0191
VIP120	HT	20	0,7226	0,0106
	LT	20	0,7176	0,0212

Tabela 6: Valores médios do grau de conversão resultante da interação entre as variáveis independentes *fotoativação* e *espessura*.

FOTOATIVAÇÃO	ESPESSURA	N	GRAU DE CONVERSÃO	
			MÉDIA	DP
VIP60	1mm	10	0,7296	0,0088
	2mm	10	0,7334	0,0089
	4mm	10	0,7204	0,0094
	6mm	10	0,6901	0,0250
LED60	1mm	10	0,7055	0,0064
	2mm	10	0,7036	0,0100
	4mm	10	0,6909	0,0117
	6mm	10	0,6772	0,0150
VIP120	1mm	10	0,7322	0,0038
	2mm	10	0,7283	0,0103
	4mm	10	0,7212	0,0075
	6mm	10	0,6987	0,0171

Tabela 7: Valores médios do grau de conversão resultante da interação entre as variáveis independentes *cerâmica* e *espessura*.

CERÂMICA	ESPESSURA	N	GRAU DE CONVERSÃO	
			MÉDIA	DP
HT	1mm	15	0,7207	0,0135
	2mm	15	0,7201	0,0142
	4mm	15	0,7101	0,0172
	6mm	15	0,7041	0,0151
LT	1mm	15	0,7241	0,0143
	2mm	15	0,7234	0,0185
	4mm	15	0,7116	0,0176
	6mm	15	0,6733	0,0128

Tabela 8: Valores médios do grau de conversão resultante da interação entre todas as variáveis independentes testadas (fotoativação, cerâmica e espessura).

FOTOATIVAÇÃO	CERÂMICA	ESPESSURA	N	GRAU DE CONVERSÃO	
				MÉDIA	DP
VIP60	HT	1mm	5	0,7257	0,0074
		2mm	5	0,7289	0,0061
		4mm	5	0,7218	0,0126
		6mm	5	0,7119	0,0081
	LT	1mm	5	0,7335	0,0089
		2mm	5	0,7379	0,0095
		4mm	5	0,7191	0,0059
		6mm	5	0,6684	0,0126
LED60	HT	1mm	5	0,7046	0,0079
		2mm	5	0,7037	0,0073
		4mm	5	0,6904	0,0093
		6mm	5	0,6874	0,0114
	LT	1mm	5	0,7046	0,0051
		2mm	5	0,7037	0,0131
		4mm	5	0,6904	0,0148
		6mm	5	0,6874	0,0108
VIP120	HT	1mm	5	0,7319	0,0029
		2mm	5	0,7276	0,0105
		4mm	5	0,7180	0,0073
		6mm	5	0,7130	0,0091
	LT	1mm	5	0,7324	0,0049
		2mm	5	0,7290	0,0113
		4mm	5	0,7244	0,0070
		6mm	5	0,6845	0,0081

A tabela 9 apresenta os resultados da avaliação estatística pelo teste de análise de variância ANOVA 3. Quando analisadas isoladamente, todas as variáveis independentes (cerâmica, espessura e fotoativação) apresentaram diferenças estatisticamente significantes ($p < 0,05$), bem como a interação entre cerâmica e espessura. As demais interações não apresentaram diferenças estatisticamente significantes sob as condições de análise impostas pelo teste ANOVA 3.

Tabela 9: Resultados do teste de Análise de Variância (ANOVA) a 3 critérios.

ANOVA 3			GRAUS DE LIBERDADE	SOMA DOS QUADRADOS	MÉDIA DOS QUADRADOS	F	P
INTERCEPT			1	60,6502	60,6502	704915,3	0,0001
FOTOATIVACÃO			2	0,0167	0,0083	96,8	0,0001
CERÂMICA			1	0,0010	0,0010	11,0	0,0013
ESPESSURA			3	0,0223	0,0074	86,3	0,0001
FOT	CER		2	0,0001	0,0000	0,3	0,7664
FOT		ESP	6	0,0011	0,0002	2,1	0,0611
CER		ESP	3	0,0063	0,0021	24,6	0,0001
FOT	CER	ESP	6	0,0010	0,0002	1,8	0,1000
ERROR			96	0,0083	0,0001		

Para os fatores e as interações em que foram encontradas diferenças estatisticamente significantes, foi realizado um teste *post hoc* de Tukey HSD com nível de significância 5%, a fim de determinar os grupos estatisticamente homogêneos para cada critério e interação. Uma vez que o teste de Tukey HSD tem a finalidade de efetuar comparações múltiplas, o mesmo não foi aplicado à variável cerâmica, composta apenas por IPS Empress CAD HT e IPS Empress CAD LT, apesar desta ter apresentado diferenças estatisticamente significantes ($p = 0,001284$). Os resultados da avaliação estão apresentados nas tabelas 10 a 12 e nas figuras 14 a 16.

Tabela 10: Distribuição em grupos estatisticamente homogêneos pelo teste de Tukey HSD para o critério fotoativação ($p=0,0001$). Grupamentos diferentes indicam $p<0,05$.

FOTOATIVAÇÃO	GRAU DE CONVERSÃO MÉDIA	
VIP60	0,7184	a
LED60	0,6943	
VIP120	0,7201	a

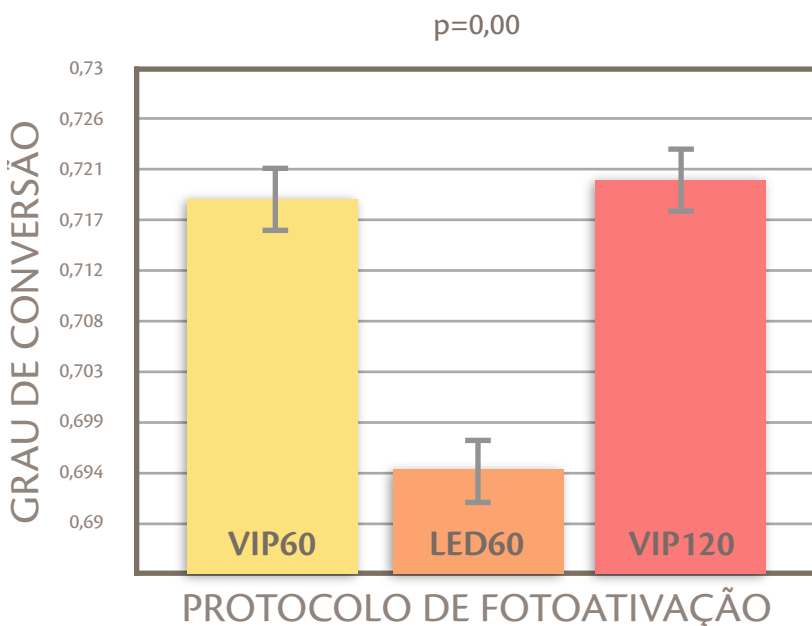


Figura 14: Valores médios do grau de conversão, de acordo com o critério fotoativação.

A tabela 10 e a figura 14 revelam a presença de diferenças estatísticas significantes entre os protocolos de fotoativação. Nos grupos VIP60 (60s a $600\text{mW}/\text{cm}^2$) e VIP120 (120s a $600\text{mW}/\text{cm}^2$), nos quais a polimerização foi iniciada pelo equipamento halógeno V.I.P., o grau de conversão aferido foi superior àquele do grupos em que a polimerização foi iniciada pelo LED (60s a $1200\text{mW}/\text{cm}^2$). Não foram detectadas diferenças estatísticas significantes entre os protocolos de fotoativação VIP60 e VIP120.

Tabela 11: Distribuição em grupos estatisticamente homogêneos pelo teste Tukey HSD para o critério espessura ($p=0,0001$). Grupamentos diferentes indicam $p<0,05$.

ESPESSURA	GRAU DE CONVERSÃO	
	MÉDIA	
1mm	0,7224	a
2mm	0,7218	a
4mm	0,7108	b
6mm	0,6887	

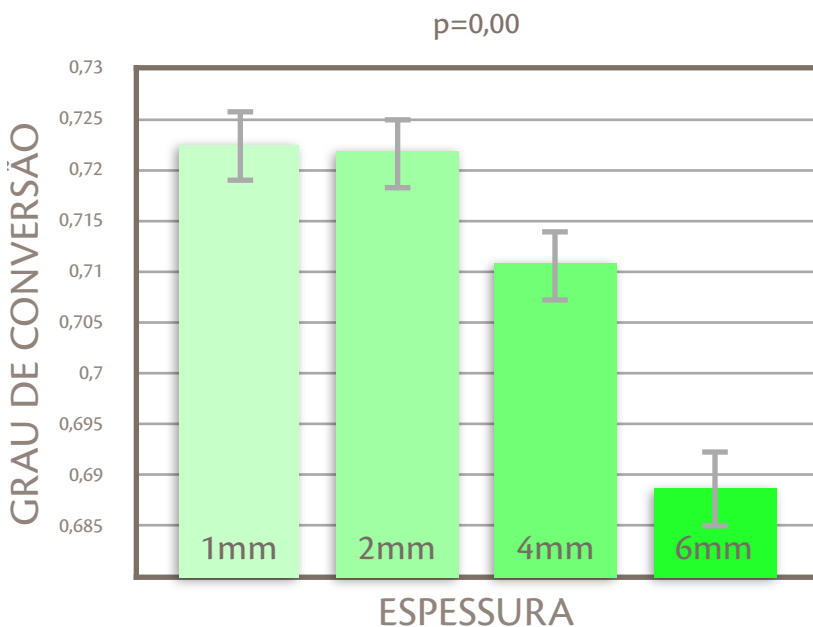


Figura 15: Valores médios do grau de conversão, de acordo com o critério espessura.

A tabela 11 e a figura 15 revelam uma tendência à redução do grau de conversão do compósito à medida em que aumenta a espessura de cerâmica. Embora não tenham sido detectadas diferenças estatísticas significantes quando o compósito foi fotoativado sob 1mm e 2mm de cerâmica, as diferenças foram detectadas quando a fotoativação foi executada sob 4mm e sob 6mm.

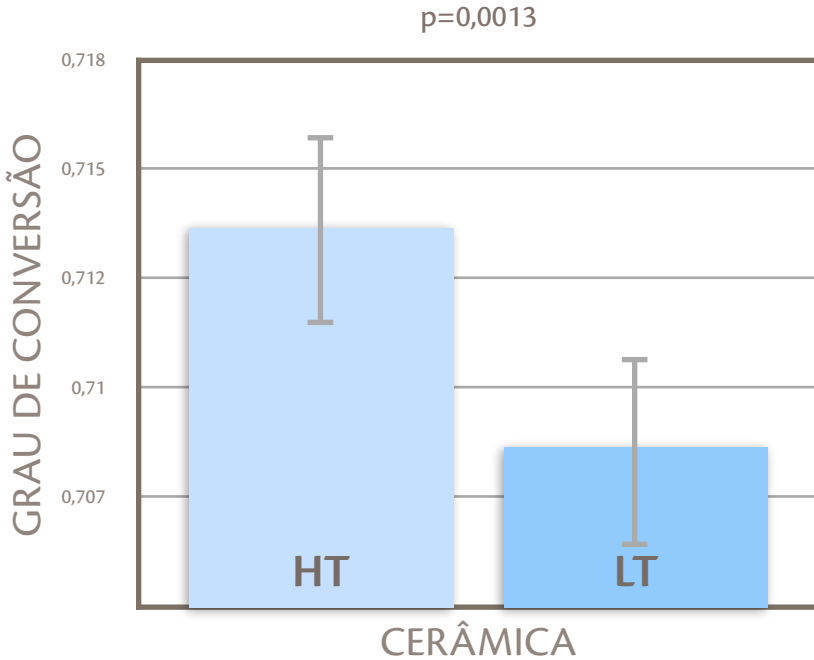


Figura 16: Valores médios do grau de conversão, de acordo com o critério cerâmica.

A figura 16 ilustra as diferenças entre as cerâmicas IPS Empress CAD HT e IPS Empress CAD LT. A avaliação estatística revelou que a cerâmica HT, mais translúcida, foi acompanhada de conversão significativamente maior que a cerâmica LT, menos translúcida ($p=0,001284$).

A interação dos critérios cerâmica e espessura também apresentou significância estatística, conforme mostram a tabela 12 e as figuras 17 e 18. Ambas as cerâmicas apresentaram comportamento muito parecido quando avaliadas nas espessuras de 1mm, 2mm e 4mm—nessas espessuras, não foram detectadas diferenças estatisticamente significantes entre a cerâmica HT e a cerâmica LT (*i.e.*, o grau de conversão obtido sob 1mm de cerâmica LT foi estatisticamente semelhante àquele obtido sob 1mm de cerâmica HT, e assim por diante). Na espessura de 6mm, entretanto, o grau de conversão obtido sob o bloco de cerâmica LT foi significativamente inferior àquele obtido sob a cerâmica HT. De fato, a diferença na espessura de 6mm foi tão significativa, que foi suficiente para reduzir a média de conversão da cerâmica LT como um todo, conforme já relatado (fig. 16).

Tabela 12: Distribuição em grupos estatisticamente homogêneos pelo teste Tukey HSD para a interação dos critérios cerâmica e espessura ($p=0,0001$). Grupamentos estatísticos diferentes indicam $p<0,05$.

CERÂMICA	ESPESSURA	GRAU DE CONVERSÃO	
		MÉDIA	
HT	1mm	0,7207	a b
	2mm	0,7201	a b c
	4mm	0,7101	c d
	6mm	0,7041	d
LT	1mm	0,7241	a
	2mm	0,7234	a
	4mm	0,7116	b c d
	6mm	0,6733	e

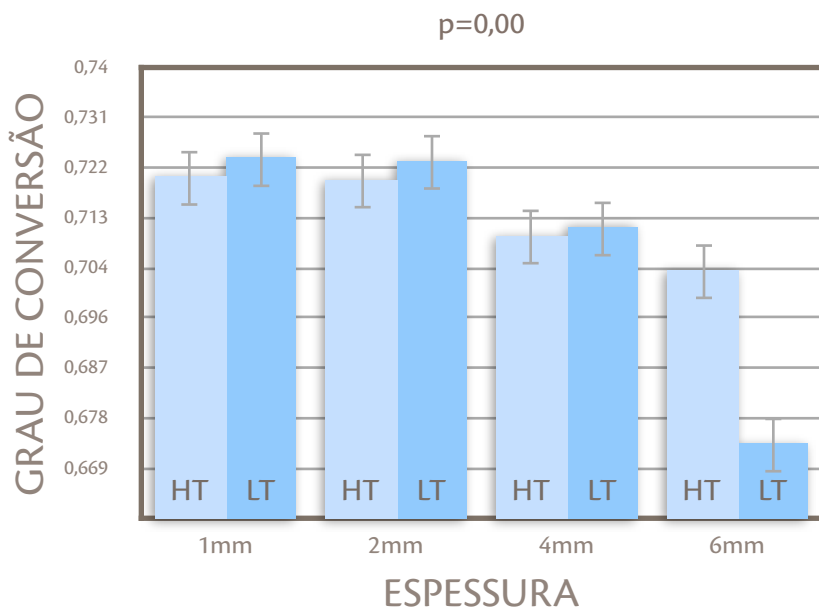


Figura 17: Valores médios do grau de conversão, de acordo com a interação dos critérios cerâmica e espessura ($p=0,0001$).

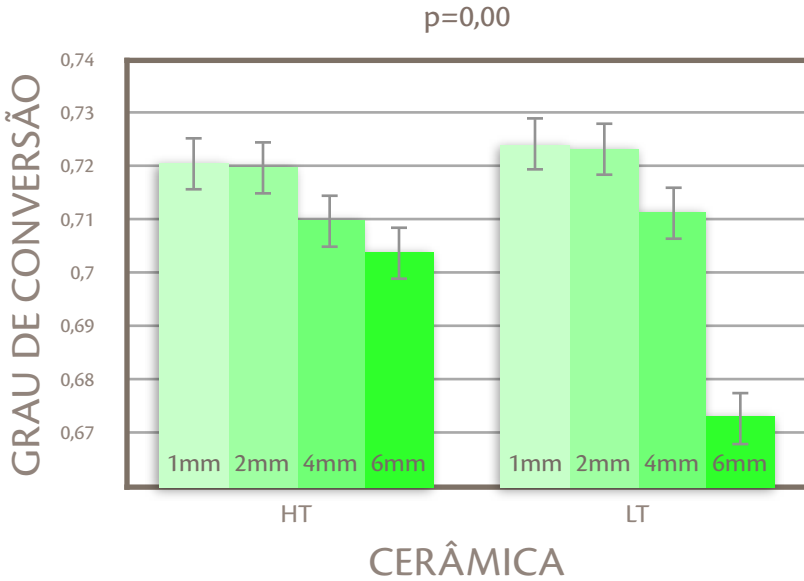


Figura 18: Valores médios do grau de conversão, de acordo com a interação dos critérios cerâmica e espessura.

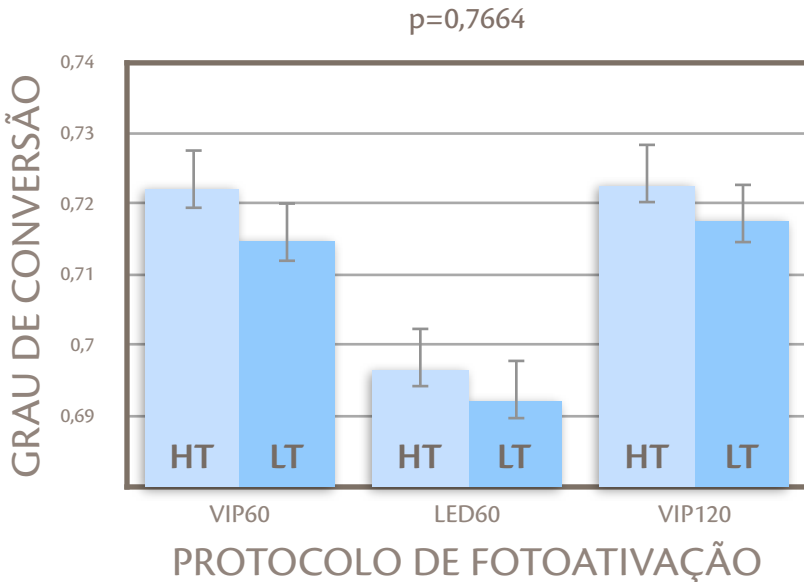


Figura 19: Grau de conversão, de acordo com a interação de fotoativação e cerâmica.

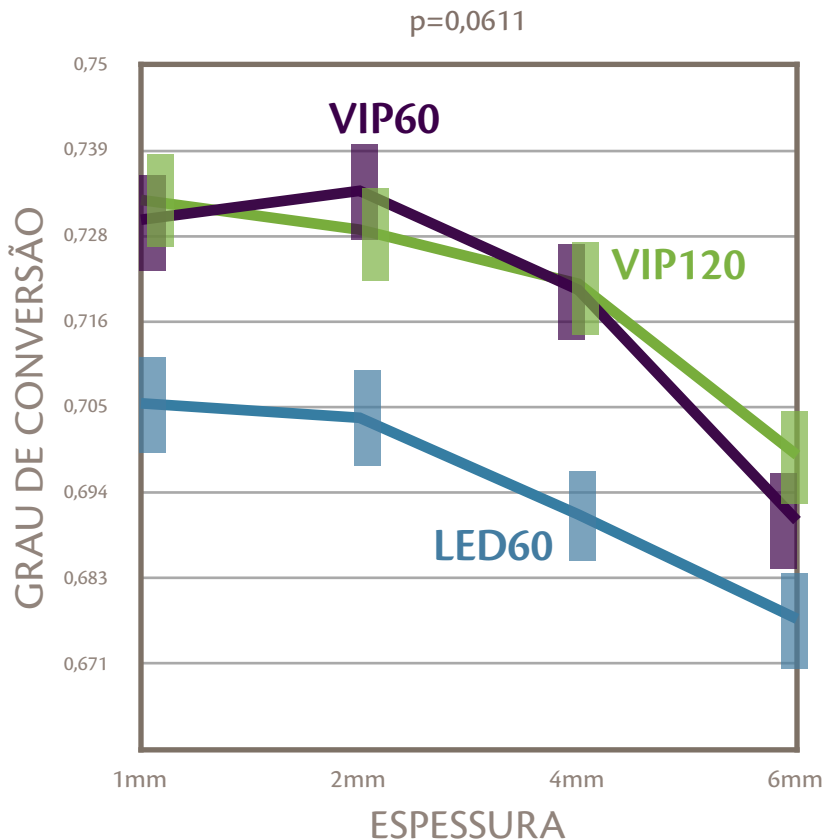


Figura 20: Grau de conversão, de acordo com a interação de fotoativação e espessura.

As interações entre fotoativação e cerâmica ($p=0,766444$), fotoativação e espessura ($p=0,061113$), e entre fotoativação, cerâmica e espessura ($p=0,099951$), apesar de não terem apresentado diferenças estatisticamente significantes no teste de ANOVA 3, sugerem padrões interessantes (figuras 19 a 20). A figura 19, por exemplo, sugere que a influência do grau de translucidez da cerâmica foi semelhante em todos os protocolos de fotoativação testados, uma vez que a cerâmica LT sempre foi acompanhada de grau de conversão levemente inferior ao aferido com a cerâmica HT. Da mesma forma, a figura 20 sugere que a influência da espessura pode ser dependente do protocolo de fotoativação adotado—caso contrário, as linhas se manteriam relativamente paralelas, sem se cruzar.

A fim de permitir uma observação mais detalhada da influência de cada interação entre as variáveis independentes, optou-se pela execução do teste de Análise de Variância a 2 critérios (ANOVA 2), sob as condições descritas abaixo, na tabela 13.

Tabela 13: Interações entre as variáveis independentes submetidas à Análise de Variância a 2 critérios, graças ao isolamento de uma das variáveis independentes original.

VARIÁVEL ISOLADA	VARIÁVEL INDEPENDENTE	VARIÁVEL INDEPENDENTE
APENAS VIP60	CERÂMICA	ESPESSURA
APENAS LED60	CERÂMICA	ESPESSURA
APENAS VIP120	CERÂMICA	ESPESSURA
APENAS HT	FOTOATIVAÇÃO	ESPESSURA
APENAS LT	FOTOATIVAÇÃO	ESPESSURA
APENAS 1mm	FOTOATIVAÇÃO	CERÂMICA
APENAS 2mm	FOTOATIVAÇÃO	CERÂMICA
APENAS 4mm	FOTOATIVAÇÃO	CERÂMICA
APENAS 6mm	FOTOATIVAÇÃO	CERÂMICA

As tabelas 14 a 16, apresentadas a seguir, resumem os resultados do teste ANOVA 2, correlacionando-os àqueles obtidos com o teste ANOVA 3. Em determinadas interações, os resultados da avaliação a 2 critérios permitiram uma visualização mais precisa e específica das diferenças estatísticas. Na interação entre cerâmica e espessura, por exemplo, que já havia apresentado diferenças estatísticas significantes sob ANOVA 3, a avaliação por ANOVA 2 mostrou que as diferenças somente se manifestaram nos grupos em que a polimerização foi iniciada por luz halógena—nos grupos LED não foram detectadas diferenças estatísticas ($p=0,0700$).

Tabela 14: Correlação dos resultados de ANOVA 3 com os resultados obtidos por ANOVA 2 após o isolamento dos protocolos de fotoativação (VIP60, LED60, VIP120), de modo a manter apenas cerâmica e espessura como variáveis independentes.

VARIÁVEIS INDEPENDENTES: CERÂMICA E ESPESSURA	
CERÂMICA	<p>Embora o teste ANOVA 3 tenha indicado a presença de diferenças estatísticas significantes entre as cerâmicas ($p=0,0013$), o teste ANOVA 2 indicou diferenças apenas no grupo VIP60 ($p=0,0171$); nos grupos LED60 ($p=0,1856$) e VIP120 ($p=0,0550$) as cerâmicas HT e LT apresentaram comportamento estatístico semelhante. No grupo VIP60, em que as diferenças foram detectadas, os valores médios do grau de conversão obtido com a cerâmica HT foram superiores aos obtidos com a cerâmica LT.</p>
ESPESSURA	<p>A avaliação pelo teste ANOVA 3 indicou a presença de diferenças estatísticas significantes nesse critério ($p=0,0000$): os blocos com 1mm e 2mm apresentaram comportamento estatisticamente semelhante entre si e superior ao dos blocos com 4mm e 6mm, sendo os resultados obtidos com blocos de 4mm estatisticamente superiores aos obtidos com blocos de 6mm (i.e., 1mm^a, 2mm^a, 4mm^b, 6mm^c). Na análise de ANOVA a 2 critérios, todos os grupos apresentaram diferença estatisticamente significativa e $p=0,0000$, porém o único grupo que seguiu exatamente o padrão descrito acima foi o LED60. Nos grupos VIP60 e VIP120, além do grau de conversão médio ter sido superior ao do grupo LED60—em todas as espessuras—o padrão foi levemente diferente: VIP60 (2mm^a, 1mm^{ab}, 4mm^b, 6mm^c) e VIP120 (1mm^a, 2mm^{ab}, 4mm^b, 6mm^c).</p>
CERÂMICA	ESPESSURA
	<p>A interação entre cerâmica e espessura já havia apresentado diferenças estatísticas significantes sob o teste de ANOVA 3 ($p=0,0000$). Embora a diferença somente tenha se apresentado na espessura de 6mm (i.e., até os 4mm as cerâmicas HT e LT apresentaram comportamento semelhante), ela foi tão significativa que reduziu a média de conversão da cerâmica LT como um todo. Os resultados do teste ANOVA 2 mostraram que a interação de cerâmica e espessura foi estatisticamente significativa para os grupos VIP60 ($p=0,0000$) e VIP120 ($p=0,0001$), porém não para o grupo LED60 ($p=0,0700$). Em ambos os grupos em que a fotoativação foi executada com o equipamento halógeno, não foram detectadas diferenças estatísticas entre as espessuras de 1mm, 2mm e 4mm, independentemente da cerâmica empregada. Na espessura de 6mm, entretanto, o nível de translucidez da cerâmica afetou os resultados, sendo o grau de conversão médio obtido com a cerâmica HT superior àquele obtido com a cerâmica LT.</p>

Tabela 15: Correlação dos resultados de ANOVA 3 com os resultados obtidos por ANOVA 2 após o isolamento de cada uma das espessuras (1mm, 2mm, 4mm, 6mm), de modo a manter apenas fotoativação e cerâmica como variáveis independentes.

VARIÁVEIS INDEPENDENTES: FOTOATIVAÇÃO E CERÂMICA	
FOTOATIVAÇÃO	<p>O teste ANOVA 3 indicou diferenças estatísticas significantes entre os protocolos de fotoativação ($p=0,0000$). Ambos os protocolos em que a polimerização foi iniciada pelo equipamento halógeno V.I.P. foram semelhantes entre si e superiores ao protocolo LED.</p> <p>Esse comportamento se repetiu no teste de ANOVA 2, em todas as espessuras avaliadas: 1mm ($p=0,0000$), 2mm ($p=0,0000$), 4mm ($p=0,0000$) e 6mm ($p=0,0003$).</p>
CERÂMICA	<p>Os resultados do teste ANOVA 3 já confirmavam a presença de diferenças estatísticas significantes entre as cerâmicas HT e LT ($p=0,0013$). Ambos os materiais apresentaram comportamento muito semelhante nas espessuras de 1mm, 2mm e 4mm, porém nos blocos com 6mm de espessura as diferenças estatísticas se tornaram significantes.</p> <p>O teste de ANOVA 2 apenas confirmou os resultados obtidos com ANOVA 3, indicando que nos grupos com 1mm ($p=0,1678$), 2mm ($p=0,13645$) e 4mm ($p=0,6773$) as cerâmicas se comportaram de forma semelhante. Nos blocos com 6mm, entretanto, a cerâmica HT proporcionou um maior grau de conversão ao composto subjacente, quando comparada à cerâmica LT ($p=0,0000$).</p>
FOTOATIVAÇÃO	CERÂMICA
<p>Assim como ocorreu com o teste ANOVA 3, os resultados da avaliação por ANOVA 2 não identificaram diferenças estatísticas significantes entre os grupos, em todas as espessuras: 1mm ($p=0,4224$), 2mm ($p=0,5449$), 4mm ($p=0,6037$) e 6mm ($p=0,0516$). Em que pese o valor de p na espessura de 6mm ter se aproximado muito do nível de significância definido para o teste ($p<0,05$), a mera proximidade com o valor limite não é suficiente para indicar uma diferença estatística significativa.</p>	

Tabela 16: Correlação dos resultados de ANOVA 3 com os resultados obtidos por ANOVA 2 após o isolamento das cerâmicas (IPS Empress CAD HT e IPS Empress CAD LT), de modo a manter apenas fotoativação e espessura como variáveis independentes.

VARIÁVEIS INDEPENDENTES: FOTOATIVAÇÃO E ESPESSURA	
FOTOATIVAÇÃO	<p>O teste ANOVA 3 apontou diferenças significantes entre os protocolos de fotoativação empregados no presente estudo ($p=0,0000$). O equipamento halógeno, em ambos os tempos de exposição, foi acompanhado de maiores médias de conversão, quando comparado ao aparelho LED. No teste ANOVA 2, esses resultados se confirmaram, não sendo detectadas diferenças estatísticas significantes nas cerâmicas HT ($p=0,0000$) e LT ($p=0,0000$).</p>
ESPESSURA	<p>O teste de ANOVA 3 indicou a existência de significância estatística quanto ao critério espessura ($p=0,0000$): os blocos com 1mm e 2mm permitiram um maior grau de conversão que os blocos com 4mm e 6mm, sendo que os blocos com 4mm permitiram um grau de conversão significativamente maior que os blocos com 6mm. Na análise de ANOVA 2, esse comportamento foi confirmado, com uma única diferença: os blocos com 4mm e 6mm da cerâmica IPS Empress CAD HT apresentaram comportamento estatisticamente semelhante, enquanto na cerâmica IPS Empress CAD LT as mesmas espessuras apresentaram diferenças estatísticas significantes.</p>
FOTOATIVAÇÃO	ESPESSURA
	<p>No teste de ANOVA 3, a interação dos diferentes protocolos de fotoativação com as diversas espessuras de cerâmica não apresentou diferenças estatísticas significantes ($p=0,0611$). Ao isolar a variável cerâmica, a fim de conduzir a análise por ANOVA a 2 critérios, o material IPS Empress CAD HT continuou não apresentando diferenças estatísticas significantes ($p=0,8528$), porém o mesmo não ocorreu com o IPS Empress CAD LT ($p=0,0108$). De fato, os resultados indicaram que, ao utilizar um dos protocolos halógenos (VIP60 e VIP120), não há diferença no grau de conversão obtido entre 1mm e 4mm, porém o mesmo não pode ser dito sobre a polimerização iniciada por LED.</p>

Para permitir uma melhor visualização das relações entre todas as combinações testadas, foi realizado um teste de ANOVA 1, sendo a variável independente formada pela combinação de cerâmica, espessura e fotoativação (e.g., VIP60-1mmHT, LED60-4mmLT etc). Esses resultados foram submetidos a um teste de comparações múltiplas—Tukey HSD com nível de significância 5%—, a fim de determinar os grupos estatisticamente homogêneos. Os resultados da análise estão apresentados na tabela 17.

Tabela 17: Distribuição em grupos estatisticamente homogêneos pelo teste de Tukey HSD. Cada grupo foi formado pela combinação de fotoativação, cerâmica e espessura. Grupos identificados pela mesma letra não apresentam diferenças significantes ($p < 0,05$).

FOTOATIVAÇÃO	CERÂMICA	ESPESSURA	GRAU DE CONVERSÃO	
VIP60	LT	2mm	0,7379	a
VIP60	LT	1mm	0,7335	a b
VIP120	LT	1mm	0,7324	a b
VIP120	HT	1mm	0,7319	a b
VIP120	LT	2mm	0,7290	a b
VIP60	HT	2mm	0,7289	a b
VIP120	HT	2mm	0,7276	a b c
VIP60	HT	1mm	0,7257	a b c d
VIP120	LT	4mm	0,7244	a b c d e
VIP60	HT	4mm	0,7218	a b c d e
VIP60	LT	4mm	0,7191	a b c d e
VIP120	HT	4mm	0,7180	a b c d e
VIP120	HT	6mm	0,7130	b c d e f
VIP60	HT	6mm	0,7119	b c d e f g
LED60	LT	1mm	0,7064	c d e f g h
LED60	HT	1mm	0,7046	d e f g h
LED60	HT	2mm	0,7037	d e f g h
LED60	LT	2mm	0,7034	e f g h
LED60	LT	4mm	0,6914	f g h
LED60	HT	4mm	0,6904	g h
LED60	HT	6mm	0,6874	h i
VIP120	LT	6mm	0,6845	h i
VIP60	LT	6mm	0,6684	i
LED60	LT	6mm	0,6671	i

A fim de facilitar a subsequente interpretação dos resultados, as médias de conversão de cada grupo acima também foram comparadas às médias obtidas após a polimerização direta do compósito, sem a interposição de um bloco de cerâmica (tabelas 18 e 19). Em tese, esse seria o grau de conversão máximo que se poderia esperar do material, sob as presentes condições experimentais.

Tabela 18: Distribuição em grupos estatisticamente homogêneos pelo teste de Tukey HSD, após a inclusão dos três grupos em que a polimerização foi realizada de forma direta. Cada grupo foi formado pela combinação de fotoativação, cerâmica e espessura. Grupos identificados pela mesma letra não apresentam diferenças significantes ($p < 0,05$).

FOTOATIVAÇÃO	CERÂMICA	ESPESSURA	GRAU DE CONVERSÃO	
VIP60	-	-	0,7477	a
VIP120	-	-	0,7477	a
LED60	-	-	0,7436	a b
VIP60	LT	2mm	0,7379	a b c
VIP60	LT	1mm	0,7335	a b c d
VIP120	LT	1mm	0,7324	a b c d
VIP120	HT	1mm	0,7319	a b c d
VIP120	LT	2mm	0,7290	a b c d
VIP60	HT	2mm	0,7289	a b c d
VIP120	HT	2mm	0,7276	a b c d e
VIP60	HT	1mm	0,7257	a b c d e f
VIP120	LT	4mm	0,7244	b c d e f
VIP60	HT	4mm	0,7218	b c d e f
VIP60	LT	4mm	0,7191	c d e f
VIP120	HT	4mm	0,7180	c d e f
VIP120	HT	6mm	0,7130	d e f g
VIP60	HT	6mm	0,7119	d e f g h
LED60	LT	1mm	0,7064	e f g h i
LED60	HT	1mm	0,7046	f g h i
LED60	HT	2mm	0,7037	f g h i
LED60	LT	2mm	0,7034	f g h i
LED60	LT	4mm	0,6914	g h i
LED60	HT	4mm	0,6904	h i j
LED60	HT	6mm	0,6874	i j k
VIP120	LT	6mm	0,6845	i j k
VIP60	LT	6mm	0,6684	j k
LED60	LT	6mm	0,6671	k

Tabela 19: Taxa de conversão de cada grupo formado pela combinação de fotoativação, cerâmica e espessura. O cálculo da taxa de conversão teve como base a conversão máxima aferida entre todos os grupos (74,77% nos grupos VIP60 e VIP120 com polimerização direta). Assim, a taxa de conversão dos grupos LED60 também foi calculada com base nos 74,77% obtidos com a polimerização halógena. A diferença final entre os extremos de máxima (74,77%) e mínima polimerização (66,71%) foi apenas levemente inferior a 11%.

FOTOATIVAÇÃO	CERÂMICA	ESPESSURA	GRAU DE CONVERSÃO (%)	TAXA DE CONVERSÃO (%)
VIP60	-	-	74,77%	100,00%
VIP120	-	-	74,77%	100,00%
LED60	-	-	74,36%	99,45%
VIP60	LT	2mm	73,79%	98,69%
VIP60	LT	1mm	73,35%	98,10%
VIP120	LT	1mm	73,24%	97,95%
VIP120	HT	1mm	73,19%	97,88%
VIP120	LT	2mm	72,90%	97,49%
VIP60	HT	2mm	72,89%	97,49%
VIP120	HT	2mm	72,76%	97,31%
VIP60	HT	1mm	72,57%	97,05%
VIP120	LT	4mm	72,44%	96,88%
VIP60	HT	4mm	72,18%	96,53%
VIP60	LT	4mm	71,91%	96,17%
VIP120	HT	4mm	71,80%	96,03%
VIP120	HT	6mm	71,30%	95,36%
VIP60	HT	6mm	71,19%	95,21%
LED60	LT	1mm	70,64%	94,47%
LED60	HT	1mm	70,46%	94,23%
LED60	HT	2mm	70,37%	94,11%
LED60	LT	2mm	70,34%	94,07%
LED60	LT	4mm	69,14%	92,46%
LED60	HT	4mm	69,04%	92,34%
LED60	HT	6mm	68,74%	91,93%
VIP120	LT	6mm	68,45%	91,54%
VIP60	LT	6mm	66,84%	89,39%
LED60	LT	6mm	66,71%	89,22%

Tabela 20: Grau de conversão e taxa de conversão dos grupos em que a fotoativação foi executada com o protocolo halógeno a 600mW/cm² por 60 segundos.

VIP60									
CERÂMICA	-	LT	LT	HT	HT	HT	LT	HT	LT
ESPESSURA	-	2mm	1mm	2mm	1mm	4mm	4mm	6mm	6mm
GRAU DE CONVERSÃO (%)	74,77%	73,79%	73,35%	72,89%	72,57%	72,18%	71,91%	71,19%	66,84%
TAXA DE CONVERSÃO (%)	100%	98,69%	98,10%	97,49%	97,05%	96,53%	96,17%	95,21%	89,39%

Tabela 21: Grau de conversão e taxa de conversão dos grupos em que a fotoativação foi executada com o protocolo LED a 1200mW/cm² por 60 segundos. Os valores referentes à taxa de conversão diferem daqueles apresentados na tabela 19 porque o cálculo teve como base o valor referência máximo obtido no grupo (74,36% com fotoativação direta).

LED60									
CERÂMICA	-	LT	HT	HT	LT	LT	HT	HT	LT
ESPESSURA	-	1mm	1mm	2mm	2mm	4mm	4mm	6mm	6mm
GRAU DE CONVERSÃO (%)	74,36%	70,64%	70,46%	70,37%	70,34%	69,14%	69,04%	68,74%	66,71%
TAXA DE CONVERSÃO (%)	100%	94,99%	94,75%	94,63%	94,59%	92,97%	92,85%	92,44%	89,71%

Tabela 22: Grau de conversão e taxa de conversão dos grupos em que a fotoativação foi executada com o protocolo halógeno a 600mW/cm² por 120 segundos.

VIP120									
CERÂMICA	-	LT	HT	LT	HT	LT	HT	HT	LT
ESPESSURA	-	1mm	1mm	2mm	2mm	4mm	4mm	6mm	6mm
GRAU DE CONVERSÃO (%)	74,77%	73,24%	73,19%	72,90%	72,76%	72,44%	71,80%	71,30%	68,45%
TAXA DE CONVERSÃO (%)	100%	97,95%	97,88%	97,49%	97,31%	96,88%	96,03%	95,36%	91,54%

As tabelas 20 a 22 apresentam todas as combinações de cerâmica e espessura em cada um dos protocolos de fotoativação, ordenadas de acordo com o grau de conversão e a taxa de conversão. Os valores mínimos obtidos com os protocolos VIP60 e LED60 são, respectivamente, 10,61% e 10,29% inferiores aos valores obtidos com a polimerização direta. No protocolo VIP120 essa diferença foi levemente menor: 8,46%.

6. DISCUSSÃO

A importância das restaurações indiretas na reabilitação biológica, estética e funcional dos dentes posteriores é inquestionável. Em que pese o significativo desenvolvimento dos materiais e técnicas empregados em restaurações diretas, ainda há uma série de situações em que os tratamentos indiretos são preferidos.^{2,3,7-11} Dentes amplamente destruídos, por exemplo, têm suas características biomorfológicas restituídas de forma mais adequada quando as restaurações são confeccionadas extraoralmente—a maior facilidade de acesso e visualização, aspectos inerentes às técnicas laboratoriais, possibilitam aplicação e modelagem mais precisas dos materiais restauradores. Além disso, a execução extraoral viabiliza a utilização de materiais não disponíveis para uso direto, como as cerâmicas, e quando da utilização de compósitos, permite que os mesmos sejam submetidos a um melhor processamento, o que resulta em comportamento mecânico mais favorável do que aquele obtido em restaurações confeccionadas de forma direta.^{63,66,76,171-173}

Para que o melhor comportamento mecânico se traduza em desempenho clínico superior, entretanto, é importante que as restaurações sejam fixadas ao dente de forma efetiva—de nada adianta contar com uma restauração intrinsecamente mais resistente se isso não se traduzir em melhor comportamento biomimético do dente restaurado. Embora não existam agentes de cimentação perfeitos, livres de defeitos ou inconvenientes, não há dúvida de que os cimentos resinosos e compósitos empregados nas técnicas de cimentação adesiva são, indiscutivelmente, aqueles que mais se aproximam do ideal, especialmente no que tange à cimentação de restaurações estéticas livres de metal.¹⁻³

Evidentemente, as boas propriedades dos materiais resinosos são dependentes de uma adequada polimerização. Uma reação ineficaz compromete significativamente o comportamento mecânico e a estabilidade de cor do material, além de torná-lo mais solúvel e, conseqüentemente, menos biocompatível. Assim, ao comparar técnicas e protocolos experimentais de cimentação, a avaliação do grau de conversão é um dos parâmetros mais importantes para julgar o sucesso ou fracasso de uma abordagem—embora um alto grau de conversão não seja, por si só, garantia de bom desempenho clínico, é condição *sine qua non* para isso.

Nesta pesquisa, optou-se pelo método de espectroscopia no infravermelho por transformada de Fourier (FTIR), para determinação do grau de conversão do compósito. Dentre as metodologias para avaliação direta do grau de conversão, a espectroscopia FTIR é, sem dúvida, aquela que conta com maior volume de publicações na área odontológica.^{90,154,190,201,212,213}

As etapas da avaliação por espectroscopia FTIR foram estabelecidas e aprimoradas ao longo dos anos, de modo que a sistemática experimental já está sedimentada na literatura. Tecnicamente, porém, essa metodologia apresenta um grande inconveniente: a necessidade de realização das leituras em amostras contendo uma quantidade muito pequena de material. Para contornar essa limitação, os discos de compósito foram triturados e misturados a um pó de brometo de potássio, na proporção de 1:10, permitindo a obtenção de pastilhas com volume adequado—conforme detalhado no capítulo de Material e Método. Esse procedimento teria sido desnecessário caso o método empregado fosse a espectroscopia micro-Raman, que permite a realização de leituras diretamente sobre as amostras.^{109,194,205,210,211} Assim, para eventuais pesquisas subsequentes, sugere-se a modificação do método, como uma forma de facilitar e agilizar a realização dos procedimentos experimentais.

A justificativa para a utilização de um compósito restaurador pré-aquecido como material de cimentação é o recente interesse pelos efeitos da elevação da temperatura sobre os materiais resinosos. O aquecimento faz com que o material assuma—temporariamente—consistência mais fluida, possibilitando que mesmo compósitos com maior percentual de carga, inerentemente mais densos, tenham sua viscosidade reduzida a níveis compatíveis com a fixação de restaurações indiretas.¹⁰⁶⁻¹⁰⁸ O aumento da fluidez também permite uma polimerização mais eficiente, de modo que os compósitos aquecidos tipicamente apresentam maior grau de conversão, em avaliações laboratoriais.¹⁰⁹⁻¹¹³

Frente ao renovado interesse e às evidências que corroboram os efeitos positivos do aquecimento, não deixa de ser irônico que, por muitos anos, tenha sido recomendada a manutenção dos compósitos sob refrigeração até imediatamente antes do uso—e mesmo entre pacientes—o que mostra o quanto a prática odontológica é baseada em recomendações empíricas, sem sustentação científica. Os conhecimentos atuais mostram que essa conduta deve ser evitada. Embora não haja problemas em armazenar os materiais sob refrigeração, a fim de aumentar sua vida útil, no momento de uso a temperatura deve ser próxima (ou superior) à temperatura ambiente.^{181,198}

O compósito micro-híbrido Z100, testado na presente pesquisa, foi selecionado por se tratar de um material com longo tempo de mercado, características de manipulação interessantes—ao ser aquecido, assume consistência fluida, sem escoar excessivamente—e comprovado sucesso clínico em restaurações diretas posteriores, as mais sujeitas ao estresse funcional.²¹⁶ Com 66% de carga volumétrica, composta por partículas esféricas, é um material com alta resistência ao desgaste, confirmada tanto em avaliações

laboratoriais,²¹⁷⁻²²¹ como clínicas.²²² Seu grau de conversão foi definido entre 68,0% a 77,8%, dependendo da unidade de fotoativação empregada—valores que sugerem um alto potencial de conversão.¹⁴⁴ Em suma, é um compósito fotoativado com características ideais para uso como material de cimentação. Como um detalhe importante, frente à metodologia empregada na presente pesquisa, sua seringa, desde que destampada, apresenta diâmetro compatível com a inserção no dispositivo Calset.

Um aspecto referente à metodologia e que merece ser discutido em maiores detalhes é a forma de confecção dos discos de compósito. O plano original, ainda na fase piloto, envolvia a confecção de amostras extremamente finas, que poderiam ser lidas diretamente pelo espectrômetro, sem a necessidade de confecção de pastilhas. Do ponto de vista logístico, tal abordagem seria ideal, tendo em vista o esforço manual e o tempo despendidos na trituração do compósito polimerizado e nos procedimentos de pastilhamento. Entretanto, tal abordagem foi abandonada quando se constatou que as leituras proporcionadas por esse método apresentavam maior ocorrência de ruído espectral, fator que poderia comprometer as comparações.

Outro argumento, não menos importante, para a não utilização da abordagem descrita acima, foi o maior tempo necessário para a confecção de cada corpo de prova. Daronch et al. demonstraram experimentalmente que a temperatura do material cai rapidamente, seguindo uma curva de regressão logarítmica, a partir do momento em que é removido do dispositivo: após 40 segundos, a temperatura é reduzida em 35-40%; após 2 minutos, a redução é de cerca de 50%.¹⁸⁴ Sendo o tempo entre a remoção do material da seringa e sua fotoativação tão crítico para que os possíveis benefícios do aquecimento sejam alcançados, não faria sentido adotar uma conduta inerentemente mais demorada.

Talvez a crítica mais pertinente a alguns estudos que mostram propriedades melhoradas nos materiais aquecidos seja o fato de que, em decorrência de um desenho experimental isotérmico,^{190,192} eles superestimam os ganhos, em relação aos que seriam observados em condições clínicas, não-isotérmicas.^{187,194} Essa é, provavelmente, a razão pela qual Froés-Salgado et al., ao empregarem condições não-isotérmicas, não observaram aumento do grau de conversão, da resistência flexural e do percentual de ligações cruzadas.^{194,223}

O presente estudo não foi conduzido em condições isotérmicas, porém se buscou reduzir ao máximo o tempo despendido entre a remoção do compósito da seringa e o acionamento do aparelho fotopolimerizador, a fim de conferir ao material as melhores condições possíveis para uma ótima polimerização. Graças ao exaustivo treinamento da sequência experimental, ao longo da fase piloto e à adoção de táticas como a fixação do bloco cerâ-

mico à ponteira do aparelho fotopolimerizador, foi possível reduzir este tempo de forma consistente, a 15-20s. Buscando um paralelo com a realidade clínica, **tal como ela é hoje**, é evidente que 20s não seriam suficientes para a execução de todos os procedimentos, ainda mais considerando-se a necessidade de remoção dos excessos de compósito nas regiões de margem. Entretanto, ao invés de simplesmente argumentar que o delineamento experimental de uma pesquisa com compósitos pré-aquecidos deveria reproduzir as limitações inerentes à realidade clínica, pode-se contra-argumentar que alguns aspectos da realidade clínica poderiam ser modificados. Embora seja virtualmente impossível reduzir o tempo clínico aos 20s empregados na presente avaliação, pode-se buscar maneiras de reduzir a velocidade de resfriamento do compósito, por exemplo.

Rueggeberg et al., em uma interessante avaliação *in vivo*, verificaram que a temperatura do compósito busca o equilíbrio com a temperatura dentinária, cujo valor médio foi de 30,4°C. Assim, quando um compósito pré-aquecido a 54°C foi aplicado sobre a dentina, sua temperatura caiu—o valor médio aferido foi de 36,2°C na parede pulpar da cavidade. Por um mecanismo inverso, quando o compósito foi aplicado à temperatura ambiente (23,6°C), sua temperatura foi elevada até 30,4°C. A **diferença real** de temperatura, portanto, foi de aproximadamente 6°C a 8°C—valor bastante inferior aos 31°C nominais que separavam as abordagens. Mesmo com essa menor diferença térmica, o grau de conversão foi aumentado em 2 a 4%.¹⁸⁷ Considerando-se que o grau de conversão de uma resina composta típica varia entre 50% e 75%, um aumento de 4% não pode ser desprezado.

Ao aquecer um compósito no dispositivo Calset, pode-se optar por três programações de aquecimento: 37°C, 54°C e 68°C. Uma vez que, qualquer que seja a temperatura inicial, sua queda é inevitável, não há razão lógica para empregar qualquer programação que não 68°C para o aquecimento de materiais resinosos, especialmente frente às evidências de que o procedimento é seguro: a temperatura na superfície dentinária e no interior da câmara pulpar são apenas minimamente afetadas pela temperatura do compósito.^{186,187}

A constatação de que a temperatura do material pré-aquecido cai rapidamente, em busca do equilíbrio térmico com a superfície de contato, pode ser vista como frustrante, em um primeiro momento. Entretanto, a aplicação do raciocínio inverso revela uma oportunidade ainda não explorada nas pesquisas com compósitos pré-aquecidos, especificamente em relação ao seu uso como agentes de cimentação. Pelos mesmos mecanismos de trocas térmicas que fazem com que o compósito sofra resfriamento ao entrar em contato com a dentina, é plausível argumentar que o aquecimento de uma restauração indireta pode ser uma tática interessante para man-

ter a temperatura do compósito elevada. Embora, até onde se sabe, o efeito de tal abordagem sobre a manutenção da temperatura ainda não tenha sido avaliado experimentalmente, a empresa AdDent, fabricante do Calset, já comercializa um acessório específico, que permite que as restaurações sejam mantidas aquecidas (fig. 21). Até o presente, não foram encontradas publicações científicas que corroborem a capacidade deste acessório de promover o aquecimento da restauração, ou mesmo de manter a temperatura do compósito aplicado a ela.



Figura 21: Acessório para o dispositivo Calset, que permite a manutenção de até 10 restaurações, já carregadas com o cimento, de modo a permitir uma aplicação mais rápida e minimizar a perda de temperatura.

Imagem: AdDent, EUA.

O efeito positivo do aquecimento dos blocos cerâmicos sobre o grau de conversão já foi sugerido durante a fase piloto da presente pesquisa. Ao treinar os procedimentos de confecção dos discos de compósito e de operação do espectrômetro, a fim de refinar a metodologia e estimar o tempo necessário para a conclusão do experimento, percebeu-se que o grau de conversão dos corpos de prova obedecia a um padrão curioso (tabela 23). Em busca de explicações para essa distribuição escalonada, verificou-se que os corpos de prova, embora confeccionados individualmente, estavam sendo inadvertidamente agrupados em tríades, pela disparidade do período transcorrido entre a confecção dos discos. Enquanto os intervalos internos de cada tríade foram limitados ao tempo necessário para remoção do disco já polimerizado (~30s) e aplicação do novo compósito no interior da matriz (~20s), os intervalos entre as tríades (*i.e.*, entre CP3 e CP4) foram maiores—5 minutos—, a fim de permitir o resfriamento do equipamento halógeno V.I.P., empregado a $600\text{mW}/\text{cm}^2$ de intensidade de luz. Embora a temperatura na superfície do bloco cerâmico não tenha sido mensurada de forma objetiva, a percepção do operador foi de que o aquecimento se mantinha entre os corpos de prova, sugerindo uma relação entre a temperatura do bloco e o grau de conversão do compósito. Para minimizar a possível influência desse efeito, um intervalo de aproximadamente 3 minutos entre a confecção de cada corpo de prova, foi adotado na presente pesquisa.

Tabela 23: Grau de conversão mensurado em uma seqüência de corpos de prova, durante a fase piloto da pesquisa. Os valores mostram um agrupamento involuntário em triádes. Embora aqui, a título ilustrativo, sejam mostrados apenas seis corpos de prova, o padrão foi detectado em 15 discos de compósito confeccionados em seqüência.

ESTUDO PILOTO						
CORPO DE PROVA	CP1	CP2	CP3	CP4	CP5	CP6
GRAU DE CONVERSÃO (%)	71,02%	72,43%	73,80%	70,92%	72,51%	73,70%
RANQUEAMENTO						

O grau de conversão mensurado quando a resina composta Z100 foi fotoativada diretamente (*i.e.*, sem a interposição de blocos de cerâmica) foi de 74,63%, considerando-se a média dos três protocolos empregados. Esse valor caiu para 71,09%, com variação de 66,61% a 73,79%, quando considerados apenas os grupos nos quais a fotoativação foi realizada através dos blocos de cerâmica. Vandewalle et al. também avaliaram o grau de conversão da resina composta Z100, **fotoativada de forma direta**, e obtiveram valores entre 68,0% e 77,8%, dependendo do protocolo e/ou da unidade de fotoativação empregada.¹⁴⁴ Pode-se considerar, portanto, que os valores detectados na presente pesquisa indicam que o processo de polimerização foi bem sucedido.

Ao analisar os dados referentes ao grau de conversão de cada grupo, também chama atenção a pequena variabilidade dos valores: o desvio-padrão médio foi de aproximadamente 0,9%, valor extremamente baixo e que confirma a uniformidade entre as amostras de cada grupo. A título de comparação, o desvio padrão detectado por Acquaviva et al., ao avaliarem o grau de conversão de um compósito pré-aquecido a 54°C e fotoativado sob *onlays* de compósito com diferentes espessuras, variou entre 2,6% e 7,0%, dependendo da condição experimental.¹⁰⁹

A análise de variância dos resultados mostrou que, quando consideradas individualmente, todas as variáveis independentes—cerâmica, espessura e fotoativação—apresentaram diferenças estatisticamente significantes ($p < 0,05$), bem como a interação entre o tipo de cerâmica e sua espessura. Nas demais interações avaliadas, não foram detectadas diferenças estatísticas significantes.

O pior desempenho dos grupos LED60 em relação a ambos os grupos halógenos não foi um resultado esperado. O equipamento Bluephase

G2 foi selecionado para essa pesquisa por se tratar de um LED com múltiplos picos de emissão de luz e ampla cobertura espectral (380nm a 515nm, de acordo com as informações oferecidas pelo fabricante), além de apresentar alta potência: 1200mW/cm² no protocolo testado, em contraste a 600mW/cm² do equipamento halógeno V.I.P. A densidade energética adotada também foi extremamente elevada (72J/cm²), quando comparada às densidades comumente relatadas na literatura.^{18,109,143}

Infelizmente, a metodologia empregada na presente pesquisa não permite definir com segurança as razões para o desempenho apresentado pelos grupos em que a polimerização foi realizada com o LED, restando-nos conjecturar sobre as possíveis causas para tais resultados.

Um dos fatores que, teoricamente, poderia explicar a polimerização deficiente, é a incompatibilidade entre o espectro emitido pelo fotopolimerizador e as faixas de fotossensibilidade do material.^{134,141} Entretanto, essa hipótese pode ser descartada, pelo simples fato de que o grau de conversão mensurado quando a exposição foi realizada de forma direta, não foi diferente entre os protocolos testados (fig. 22). Essa observação confirma que o Bluephase G2 foi capaz de polimerizar adequadamente o compósito Z100.

FOTOATIVAÇÃO	GRAU DE CONVERSÃO
VIP60	0,7477 a
VIP120	0,7477 a
LED60	0,7436 a

Figura 22: Detalhe da tabela 18, mostrando grau de conversão idêntico quando a fotoativação foi realizada de forma direta.

Somente quando a fotoativação foi executada através dos blocos cerâmicos, independentemente da espessura, o grau de conversão foi reduzido, em relação aos valores observados nos protocolos halógenos. Enquanto nestes, a redução inicial—comparando o valor obtido com a fotoativação direta ao maior valor obtido sob um bloco de cerâmica—, foi restrita a aproximadamente 1% (VIP60) e 1,5% (VIP120), no grupo LED60 a redução foi de 3,7%. Após essa redução inicial, o grau de conversão obtido com o protocolo LED60 se manteve sempre abaixo daquele observado nos grupos halógenos, conforme demonstrado na figura 23.

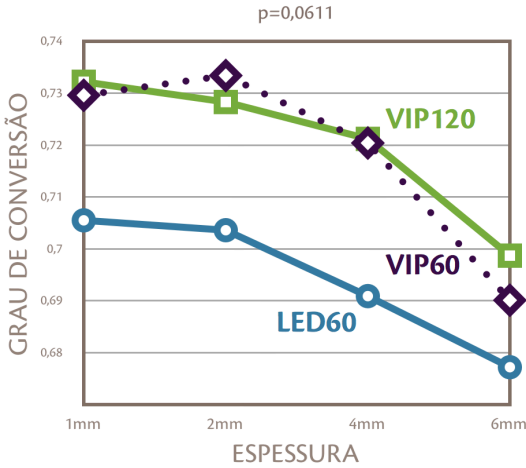


Figura 23: Apesar dos valores mais baixos, o grau de conversão obtido nos grupos LED seguiu o mesmo padrão geral observado nos grupos halógenos.

Ao atravessar um bloco cerâmico, é inevitável que a intensidade do feixe luminoso emitido pelo fotopolimerizador seja reduzida. Assim, uma vez que os espectros emitidos por equipamentos halógenos e LEDs são fundamentalmente distintos, a observação de que os grupos LED foram mais afetados pela interposição da cerâmica, quando comparados aos halógenos, pode levar a crer que determinados comprimentos de onda, críticos no espectro emitido pelo LED, estariam sendo seletivamente filtrados. Embora a metodologia empregada nesta pesquisa não permita refutar tal possibilidade, um estudo recente verificou que as curvas espectrais de um fotopolimerizador halógeno e de um LED foram reduzidas de forma homogênea ao atravessarem discos cerâmicos com diferentes espessuras, sugerindo que a redução da intensidade de luz não foi seletiva entre as unidades. A cerâmica vítrea reforçada por leucita (IPS Empress Esthetic), empregada pelos autores, é estruturalmente idêntica à cerâmica dos blocos IPS Empress CAD empregados na presente pesquisa, de modo que pode-se presumir que seu comportamento quanto à transmissão de luz seria semelhante.⁸⁸

Talvez a hipótese mais plausível para explicar o grau de conversão inferior nos grupos LED seja a existência de diferenças fundamentais entre as ponteiros dos equipamentos. Aspectos como a angulação e o diâmetro dos feixes de fibra óptica podem afetar profundamente as características de colimação e dispersão de luz, reduzindo a efetividade da ponteira.¹³⁷ Já se demonstrou que um aparelho com menor intensidade de emissão pode ser mais eficiente do que um aparelho com altíssima intensidade, se este permitir muita dispersão luminosa.^{115,123,144-146}

Uma vez que as características de colimação e dispersão de luz das duas unidades fotopolimerizadoras são desconhecidas pelo pesquisador, pode-se apenas especular sobre o que parece ser uma resposta verossímil para os resultados observados. Assim, o menor grau de conversão observado nos grupos em que a fotoativação foi realizada com o LED, pode estar relacionado, por exemplo, a um maior ângulo de divergência da ponteira do Bluephase—característica que acarretaria maior dispersão lateral e, conseqüentemente, maior perda de luz. A ocorrência desse efeito poderia explicar a redução dos valores de conversão observados quando a distância entre as superfícies da ponteira e do compósito foi aumentada, em virtude da interposição dos discos cerâmicos.

Outra característica crítica da ponteira, que, em tese, também poderia explicar a diferença entre os graus de conversão dos protocolos testados, é o perfil *top hat*: quanto menor o perfil *top hat*, menor a intensidade de luz efetiva a atingir o compósito e menor a área efetivamente irradiada pela ponteira, especialmente quando aumenta a distância até o material (fig. 24).¹⁴⁴ Assim, supondo que a ponteira do Bluephase apresente menor perfil *top hat*, sua intensidade real seria bastante reduzida, especialmente pelo afastamento entre a superfície irradiada e a fonte de luz. Esse efeito negativo não teria ocorrido no grupo controle, uma vez que nele, a distância entre as superfícies da ponteira e do compósito foi virtualmente nula. Isso explicaria a ausência de diferenças estatisticamente significantes entre os grupos LED60, VIP60 e VIP120, quando se realizou a fotoativação direta do material.

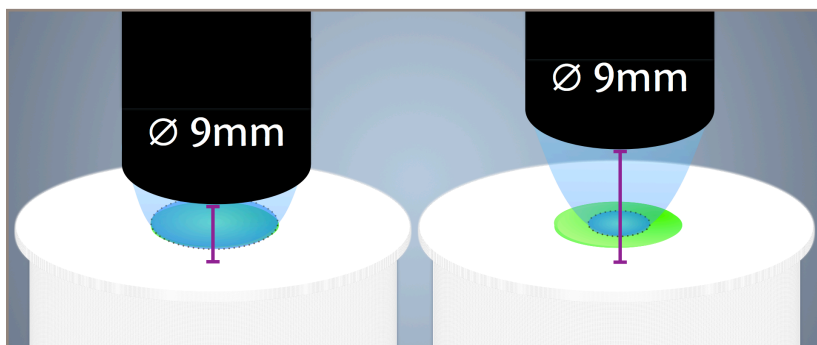


Figura 24: Representação esquemática do efeito do aumento da distância ao empregar ponteiras com menor perfil *top hat*: quanto maior a distância, menor a área adequadamente irradiada.

Considerando-se a diferença de diâmetro entre as ponteiras dos equipamentos empregados na presente pesquisa—9mm no LED e 11mm no halógeno—, as considerações acima fazem-se ainda mais importantes. Uma vez que a redução da intensidade de luz em ponteiras com menor perfil *top hat* é mais acentuada nas regiões periféricas da ponteira, quando comparadas à zona central, o menor diâmetro da ponteira do LED seria mais um fator com potencial para reduzir a efetividade da fotoativação. Novamente, o menor diâmetro não teria sido crítico no grupo controle, visto que a matriz apresentava diâmetro de 6mm e a ponteira foi perfeitamente centralizada previamente à fotoativação, conferindo um trespasse de aproximadamente 1,5mm em toda a periferia. Nos grupos experimentais, entretanto, somente foi possível garantir a perfeita centralização da ponteira em relação ao orifício da matriz, graças à demarcação do contorno do bloco e à fixação do mesmo na ponteira—procedimentos descritos no capítulo de Material e Método.

O grau de conversão do compósito também foi afetado pela translucidez da cerâmica e pela espessura dos discos, tanto analisadas individualmente quanto em conjunto. Uma vez que são características interdependentes—quanto maior a espessura, menor a translucidez—seus efeitos devem ser considerados simultaneamente. Assim, embora à primeira vista possa parecer simples afirmar que as cerâmicas de alta e baixa translucidez foram diferentes estatisticamente ($p=0,0013$), a realidade é que as diferenças somente se manifestaram na espessura de 6mm. Nos blocos com 1mm, 2mm e 4mm, não foram detectadas diferenças estatísticas entre os materiais com alta e baixa translucidez. Contudo, a diferença detectada na espessura de 6mm foi tão significativa, que promoveu a redução da média de conversão da cerâmica IPS Empress CAD LT, como um todo (fig. 25).

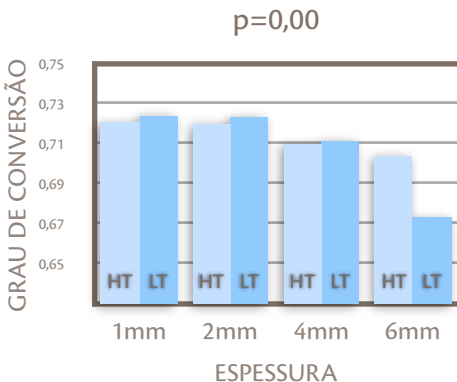


Figura 25: Grau de conversão médio nas diferentes combinações de cerâmica e espessura. Até 4mm, os materiais se comportaram de forma muito parecida, e não foram detectadas diferenças estatísticas entre eles. Aos 6mm, entretanto, a cerâmica LT apresentou grau de conversão significativamente inferior.

Essa é uma observação importante, uma vez que os estudos que comparam o efeito da translucidez e/ou da espessura do material restaurador sobre o grau de conversão ou a microdureza de um compósito/cimento, tipicamente limitam a espessura máxima avaliada à 3 ou 4mm.^{105,109,161} Sob tais limites, esta pesquisa também não observaria relevância do grau de translucidez do material. De fato, quando considerados apenas os protocolos halógenos, todas as combinações de cerâmica e espessura entre 1mm e 4mm foram estatisticamente semelhantes entre si, a despeito do tempo de exposição.

É interessante fazer um paralelo entre os resultados deste estudo e aqueles observados por Soares et al. Ao avaliarem o efeito de diferentes cores e espessuras cerâmicas sobre a microdureza de um cimento resinoso *dual*, fotoativado por 40s a 600mW/cm², os autores não detectaram diferenças estatisticamente significantes, de 0mm a 2mm, para todas as cores e de 0mm a 4mm, quando considerada apenas a cor A1, **a mesma empregada na presente pesquisa**. Na espessura de 4mm, os valores de microdureza observados em associação às demais cores foram progressivamente reduzidos com o aumento da saturação (A2 > A3 > A3.5 > A4). Embora saturação e translucidez sejam características ópticas distintas, é plausível argumentar que materiais mais saturados se comportariam tal qual materiais menos translúcidos, visto que o aumento da saturação é obtido por meio da adição de óxidos e pigmentos que limitam de forma significativa a transmissão de luz.¹⁶¹

Quando a espessura de cerâmica excedeu 4mm, foi detectada diferença entre o grau de polimerização obtido sob a cerâmica de alta translucidez e a cerâmica de baixa translucidez. Assim, ao cimentar restaurações confeccionadas com uma cerâmica de baixa translucidez e que apresentem espessura superior a 4mm, talvez a utilização de uma material com dupla polimerização fosse interessante, desde que selecionado um material que apresente alto potencial de polimerização na ausência de luz (i.e., um material cuja fração química da reação seja suficientemente efetiva).^{20,21,89,126,127}

Caso se opte, por princípio, pela não utilização de materiais com polimerização dupla, uma tática clínica interessante, especialmente em dentes amplamente destruídos e que serão restaurados por abordagens indiretas, é o preenchimento parcial da cavidade com um compósito, previamente aos procedimentos de preparo e moldagem. Tal conduta permite reduzir efetivamente a espessura da restauração indireta, viabilizando sua cimentação com materiais fotoativados. Portanto, frente a uma cavidade com 6mm de profundidade, por exemplo, talvez seja preferível adicionar 3-4mm de compósito do que confeccionar uma restauração excessivamente espessa e que dificultará a fotoativação do cimento.

Deve ficar claro que, embora os resultados tenham apontado maior grau de conversão nos grupos em que a fotoativação foi executada com os protocolos halógenos, isso não significa que os grupos LED não tenham polimerizado adequadamente. Mesmo os menores valores de conversão detectados na presente pesquisa—66,71%, na combinação LED-LT-6mm—são elevados e, possivelmente, seriam satisfatórios em uma situação clínica. Em outras palavras, não existe um “ponto de corte” objetivo, para definir a partir de que valor o grau de conversão mensurado é inaceitavelmente baixo.

Evidentemente, os resultados da presente pesquisa não podem ser transpostos diretamente para a realidade clínica. Os testes foram realizados em blocos perfeitamente planos e posicionados em íntimo contato com a ponteira do aparelho fotopolimerizador e, portanto, não levam em consideração fatores como a dispersão sofrida pela luz quando a ponteira é posicionada na superfície oclusal da restauração. Além disso, o tempo extremamente curto entre a remoção do compósito do dispositivo de aquecimento e sua fotoativação não pode ser replicado clinicamente. Entretanto, outras alternativas para minimizar a perda de temperatura, como o possível efeito de aquecer a restauração indireta—e não apenas o compósito/cimento—, merecem ser estudadas.

Um último aspecto a ser considerado é que os resultados obtidos na presente pesquisa são específicos à combinação de cerâmica, espessura e protocolos de fotoativação testados. Uma cerâmica diferente poderia permitir uma melhor transmissão de luz, facilitando a polimerização do compósito, ou atenuar ainda mais o feixe luminoso, limitando a capacidade de fotoativação.

7. CONCLUSÕES

Respeitadas as limitações inerentes à natureza *in vitro* das observações, a presente pesquisa permite concluir:

- ▶ A resina composta restauradora Z100 pré-aquecida pode ser empregada como material de cimentação, ao menos no que tange à possibilidade de ser adequadamente fotoativada.
- ▶ O grau de conversão obtido com a unidade LED foi inferior àquele obtido com a unidade halógena. Isso indica que o tipo de unidade fotoativadora utilizada durante os procedimentos de cimentação pode influenciar a polimerização do material de cimentação, porém a intensidade de luz não é o fator mais importante a ser considerado.
- ▶ As características de translucidez do material cerâmico podem comprometer o potencial de polimerização do cimento/composto, porém tal efeito somente se manifesta a partir de determinada espessura. Com a cerâmica vítrea de cor A1, empregada neste estudo, tal espessura foi igual a 4mm.
- ▶ Caso a espessura da restauração exceda 4mm, é recomendável que se utilize uma cerâmica com alta translucidez, a fim de maximizar a capacidade de polimerização do cimento.

REFERÊNCIAS

1. ROSENSTIEL, S. F.; LAND, M. F.; CRISPIN, B. J. Dental Luting Agents: A Review of the Current Literature. **J Prosthet Dent**, v. 80, n. 3, p. 280-301, 1998.
2. JIVRAJ, S. A.; KIM, T. H.; DONOVAN, T. E. Selection of Luting Agents, Part 1. **J Calif Dent Assoc**, v. 34, n. 2, p. 149-160, 2006.
3. KIM, T. H.; JIVRAJ, S. A.; DONOVAN, T. E. Selection of Luting Agents: Part 2. **J Calif Dent Assoc**, v. 34, n. 2, p. 161-166, 2006.
4. KANCA, J. Composite Resin Luting Materials: A Rationale for the '90s. **J Esthet Dent**, v. 1, n. 3, p. 105-109, 1989.
5. FRIEDMAN, M.; JORDAN, R. E. Bonded Porcelain Crowns. **J Esthet Dent**, v. 1, n. 4, p. 120-125, 1989.
6. O'KEEFE, K.; POWERS, J. M. Light-Cured Resin Cements for Cementation of Esthetic Restorations. **J Esthet Dent**, v. 2, n. 5, p. 129-133, 1990.
7. DIETSCHI, D.; MAGNE, P.; HOLZ, J. Recent Trends in Esthetic Restorations for Posterior Teeth. **Quintessence Int**, v. 25, n. 10, p. 659-677, 1994.
8. SPREAFICO, R. C. Direct and Semi-Direct Posterior Composite Restorations. **PP&AD**, v. 8, n. 7, p. 703-12; quiz 714, 1996.
9. MAGNE, P.; DIETSCHI, D.; HOLZ, J. Esthetic Restorations for Posterior Teeth: Practical and Clinical Considerations. **Int J Period Rest Dent**, v. 16, n. 2, p. 104-119, 1996.
10. DIETSCHI, D.; DIETSCHI, J. M. Current Developments in Composite Materials and Techniques. **PP&AD**, v. 8, n. 7, p. 603-13; quiz 614, 1996.
11. JACKSON, R. D. Indirect Resin Inlay and Onlay Restorations: A Comprehensive Clinical Overview. **PP&AD**, v. 11, n. 8, p. 891-900; quiz 902, 1999.
12. SWIFT, E. J. Pulpal Effects of Composite Resin Restorations. **Oper Dent**, v. 14, n. 1, p. 20-27, 1989.
13. INOKOSHI, S. et al. Monkey Pulpal Response to Adhesively Luted Indirect Resin Composite Inlays. **Oper Dent**, v. 20, n. 3, p. 111-118, 1995.
14. POLYDOROU, O. et al. Long-Term Release of Monomers From Modern Dental-Composite Materials. **Eur J Oral Sci**, v. 117, n. 1, p. 68-75, 2009.

15. SCHMID-SCHWAP, M. et al. Cytotoxicity of Four Categories of Dental Cements. **Dent Mater**, v. 25, n. 3, p. 360-368, 2009.
16. FRANZ, A. et al. Cytotoxic Effects of Packable and Nonpackable Dental Composites. **Dent Mater**, v. 19, n. 5, p. 382-392, 2003.
17. SCHEDULE, A. et al. Cytotoxic Effects of Dental Composites, Adhesive Substances, Compomers and Cements. **Dent Mater**, v. 14, n. 6, p. 429-440, 1998.
18. FENG, L.; CARVALHO, R.; SUH, B. I. Insufficient Cure Under the Condition of High Irradiance and Short Irradiation Time. **Dent Mater**, v. 25, n. 3, p. 283-289, 2009.
19. KNEŽEVIĆ, A. et al. Cytotoxicity of Composite Materials Polymerized With Led Curing Units. **Oper Dent**, v. 33, n. 1, p. 23-30, 2008.
20. PAPAZOGLU, E. et al. Curing Efficiency of a Photo- and Dual-Cured Resin Cement Polymerized Through 2 Ceramics and a Resin Composite. **Int J Prosthodont**, v. 19, n. 1, p. 34-36, 2006.
21. JUNG, H. et al. Polymerization Efficiency of Different Photocuring Units Through Ceramic Discs. **Oper Dent**, v. 31, n. 1, p. 68-77, 2006.
22. UCTASLI, S.; HASANREISOGLU, U.; WILSON, H. J. The Attenuation of Radiation By Porcelain and Its Effect on Polymerization of Resin Cements. **J Oral Rehabil**, v. 21, n. 5, p. 565-575, 1994.
23. OZYESIL, A. G.; USUMEZ, A.; GUNDUZ, B. The Efficiency of Different Light Sources to Polymerize Composite Beneath a Simulated Ceramic Restoration. **J Prosthet Dent**, v. 91, n. 2, p. 151-157, 2004.
24. ANNUNZIATA, M. et al. In Vitro Biological Response to a Light-Cured Composite When Used for Cementation of Composite Inlays. **Dent Mater**, v. 22, n. 12, p. 1081-1085, 2006.
25. DE SOUZA COSTA, C. A.; HEBLING, J.; RANDALL, R. C. Human Pulp Response to Resin Cements Used to Bond Inlay Restorations. **Dent Mater**, v. 22, n. 10, p. 954-962, 2006.
26. ADDISON, O.; MARQUIS, P. M.; FLEMING, G. J. Adhesive Luting of All-Ceramic Restorations--the Impact of Cementation Variables and Short-Term Water Storage on the Strength of a Feldspathic Dental Ceramic. **J Adhes Dent**, v. 10, n. 4, p. 285-293, 2008.
27. MÖRMANN, W. H. et al. Effects of Preparation and Luting System on All-Ceramic Computer-Generated Crowns. **Int J Prosthodont**, v. 11, n. 4, p. 333-339, 1998.

28. BINDL, A.; LÜTHY, H.; MÖRMANN, W. H. Strength and Fracture Pattern of Monolithic Cad/Cam-Generated Posterior Crowns. **Dent Mater**, v. 22, n. 1, p. 29-36, 2006.
29. BINDL, A.; MÖRMANN, W. H. Survival Rate of Mono-Ceramic and Ceramic-Core Cad/Cam-Generated Anterior Crowns Over 2-5 Years. **Eur J Oral Sci**, v. 112, n. 2, p. 197-204, 2004.
30. ARRAIS, C. A. et al. Microtensile Bond Strength of Dual-Polymerizing Cementing Systems to Dentin Using Different Polymerizing Modes. **J Prosthet Dent**, v. 97, n. 2, p. 99-106, 2007.
31. ARRAIS, C. A. et al. Effect of Curing Mode on Microtensile Bond Strength to Dentin of Two Dual-Cured Adhesive Systems in Combination With Resin Luting Cements for Indirect Restorations. **Oper Dent**, v. 32, n. 1, p. 37-44, 2007.
32. HABEKOST, L. D. E. V. et al. Tensile Bond Strength and Flexural Modulus of Resin Cements--Influence on the Fracture Resistance of Teeth Restored With Ceramic Inlays. **Oper Dent**, v. 32, n. 5, p. 488-495, 2007.
33. PEUTZFELDT, A. Resin Composites in Dentistry: The Monomer Systems. **Eur J Oral Sci**, v. 105, n. 2, p. 97-116, 1997.
34. VASUDEVA, G. Monomer Systems for Dental Composites and Their Future: A Review. **J Calif Dent Assoc**, v. 37, n. 6, p. 389-398, 2009.
35. INOKOSHI, S. et al. Dual Cure Luting Composites: Part I: Filler Particle Distribution. **J Oral Rehabil**, v. 20, n. 2, p. 133-146, 1993.
36. FERRACANE, J. L.; ANTONIO, R. C.; MATSUMOTO, H. Variables Affecting the Fracture Toughness of Dental Composites. **J Dent Res**, v. 66, n. 6, p. 1140-1145, 1987.
37. BAYNE, S. C. et al. A Characterization of First-Generation Flowable Composites. **J Am Dent Assoc**, v. 129, n. 5, p. 567-577, 1998.
38. KAWAI, K. et al. Marginal Adaptability and Fit of Ceramic Milled Inlays. **J Am Dent Assoc**, v. 126, n. 10, p. 1414-1419, 1995.
39. MOLIN, M. K.; KARLSSON, S. L.; KRISTIANSEN, M. S. Influence of Film Thickness on Joint Bend Strength of a Ceramic/Resin Composite Joint. **Dent Mater**, v. 12, n. 4, p. 245-249, 1996.
40. SCHMALZ, G.; FEDERLIN, M.; REICH, E. Effect of Dimension of Luting Space and Luting Composite on Marginal Adaptation of a Class Ii Ceramic Inlay. **J Prosthet Dent**, v. 73, n. 4, p. 392-399, 1995.

41. BARBOSA, M. T. **Avaliação in Vitro da Adaptação Marginal e Interna de Coroas Cerâmicas Confeccionadas com Sistemas Injetável e CAD/CAM.** Florianópolis, 2008. Dissertação (Mestrado), 168f. UFSC.
42. ADDI, S. et al. Interface Gap Size of Manually and Cad/Cam-Manufactured Ceramic Inlays/Onlays in Vitro. **J Dent**, v. 30, n. 1, p. 53-58, 2002.
43. FEDERLIN, M. et al. Partial Ceramic Crowns: Influence of Ceramic Thickness, Preparation Design and Luting Material on Fracture Resistance and Marginal Integrity in Vitro. **Oper Dent**, v. 32, n. 3, p. 251-260, 2007.
44. FEDERLIN, M. et al. Partial Ceramic Crowns: Influence of Preparation Design and Luting Material on Internal Adaptation. **Oper Dent**, v. 29, n. 5, p. 560-570, 2004.
45. FEDERLIN, M. et al. Partial Ceramic Crowns. Influence of Preparation Design and Luting Material on Margin Integrity--a Scanning Electron Microscopic Study. **Clin Oral Invest**, v. 9, n. 1, p. 8-17, 2005.
46. FRIEDL, K. H. et al. Clinical and Quantitative Marginal Analysis of Feldspathic Ceramic Inlays At 4 Years. **Clin Oral Invest**, v. 1, n. 4, p. 163-168, 1997.
47. MARTIN, N.; JEDYNAKIEWICZ, N. M. Clinical Performance of Cerec Ceramic Inlays: A Systematic Review. **Dent Mater**, v. 15, n. 1, p. 54-61, 1999.
48. MARTIN, N.; JEDYNAKIEWICZ, N. M. Interface Dimensions of Cerec-2 Mod Inlays. **Dent Mater**, v. 16, n. 1, p. 68-74, 2000.
49. SJÖGREN, G. Marginal and Internal Fit of Four Different Types of Ceramic Inlays After Luting. An in Vitro Study. **Acta Odontol Scand**, v. 53, n. 1, p. 24-28, 1995.
50. MJÖR, I. A.; TOFFENETTI, F. Secondary Caries: A Literature Review With Case Reports. **Quintessence Int**, v. 31, n. 3, p. 165-179, 2000.
51. VAN DIJKEN, J. W.; HÖRSTEDT, P. Marginal Breakdown of Fired Ceramic Inlays Cemented With Glass Polyalkenoate (Ionomer) Cement Or Resin Composite. **J Dent**, v. 22, n. 5, p. 265-272, 1994.
52. OZER, L.; THYLSTRUP, A. What is Known About Caries in Relation to Restorations as a Reason for Replacement? A Review. **Adv Dent Res**, v. 9, n. 4, p. 394-402, 1995.
53. KIDD, E. M. Caries Diagnosis Within Restored Teeth. **Oper Dent**, v. 14, n. 3, p. 149-158, 1989.
54. GOLDBERG, J. et al. Cross-Sectional Clinical Evaluation of Recurrent Enamel Caries, Restoration of Marginal Integrity, and Oral Hygiene Status. **J Am Dent Assoc**, v. 102, n. 5, p. 635-641, 1981.

55. MJÖR, I. A.; GORDAN, V. V. Failure, Repair, Refurbishing and Longevity of Restorations. **Oper Dent**, v. 27, n. 5, p. 528-534, 2002.
56. SARRETT, D. C. Prediction of Clinical Outcomes of a Restoration Based on in Vivo Marginal Quality Evaluation. **J Adhes Dent**, v. 9 Suppl 1, n. p. 117-120, 2007.
57. KIDD, E. A.; BEIGHTON, D. Prediction of Secondary Caries Around Tooth-Colored Restorations: A Clinical and Microbiological Study. **J Dent Res**, v. 75, n. 12, p. 1942-1946, 1996.
58. GUZMAN, A. F.; MOORE, B. K.; ANDRES, C. J. Wear Resistance of Four Luting Agents as a Function of Marginal Gap Distance, Cement Type, and Restorative Material. **Int J Prosthodont**, v. 10, n. 5, p. 415-425, 1997.
59. GÖHRING, T. N.; BESEK, M. J.; SCHMIDLIN, P. R. Attritional Wear and Abrasive Surface Alterations of Composite Resin Materials in Vitro. **J Dent**, v. 30, n. 2-3, p. 119-127, 2002.
60. KREJCI, I. et al. Wear of Ceramic Inlays, Their Enamel Antagonists, and Luting Cements. **J Prosthet Dent**, v. 69, n. 4, p. 425-430, 1993.
61. PRAKKI, A. et al. Assessing the Tooth-Restoration Interface Wear Resistance of Two Cementation Techniques: Effect of a Surface Sealant. **Oper Dent**, v. 30, n. 6, p. 739-746, 2005.
62. SHINKAI, K. et al. Effect of Surface-Penetrating Sealant on Wear Resistance of Luting Agents. **Quintessence Int**, v. 25, n. 11, p. 767-771, 1994.
63. CONDON, J. R.; FERRACANE, J. L. In Vitro Wear of Composite With Varied Cure, Filler Level, and Filler Treatment. **J Dent Res**, v. 76, n. 7, p. 1405-1411, 1997.
64. LIM, B. S. et al. Effect of Filler Fraction and Filler Surface Treatment on Wear of Microfilled Composites. **Dent Mater**, v. 18, n. 1, p. 1-11, 2002.
65. MANHART, J. et al. Mechanical Properties and Wear Behavior of Light-Cured Packable Composite Resins. **Dent Mater**, v. 16, n. 1, p. 33-40, 2000.
66. FERRACANE, J. L. et al. Wear and Marginal Breakdown of Composites With Various Degrees of Cure. **J Dent Res**, v. 76, n. 8, p. 1508-1516, 1997.
67. BAYNE, S. C.; TAYLOR, D. F.; HEYMANN, H. O. Protection Hypothesis for Composite Wear. **Dent Mater**, v. 8, n. 5, p. 305-309, 1992.
68. JØRGENSEN, K. D.; ASMUSSEN, E. Occlusal Abrasion of a Composite Restorative Resin With Ultra-Fine Filler--an Initial Study. **Quintessence Int**, v. 9, n. 6, p. 73-78, 1978.

69. CLELLAND, N. L. et al. Relative Wear of Flowable and Highly Filled Composite. **J Prosthet Dent**, v. 93, n. 2, p. 153-157, 2005.
70. YESIL, Z. D. et al. Evaluation of the Wear Resistance of New Nanocomposite Resin Restorative Materials. **J Prosthet Dent**, v. 99, n. 6, p. 435-443, 2008.
71. PEUTZFELDT, A. Dual-Cure Resin Cements: In Vitro Wear and Effect of Quantity of Remaining Double Bonds, Filler Volume, and Light Curing. **Acta Odontol Scand**, v. 53, n. 1, p. 29-34, 1995.
72. CHEN, Y. C.; FERRACANE, J. L.; PRAHL, S. A. A Pilot Study of a Simple Photon Migration Model for Predicting Depth of Cure in Dental Composite. **Dent Mater**, v. 21, n. 11, p. 1075-1086, 2005.
73. SILVA, F. F.; MENDES, L. C.; FERREIRA..., M. Degree of Conversion Versus the Depth of Polymerization of an Organically Modified Ceramic Dental Restoration Composite By Fourier Transform Infrared Spectroscopy. **J Appl Polym Sci**, v. n. p. 2007.
74. FERRACANE, J. L.; BERGE, H. X.; CONDON, J. R. In Vitro Aging of Dental Composites in Water--Effect of Degree of Conversion, Filler Volume, and Filler/Matrix Coupling. **J Biomed Mater Res**, v. 42, n. 3, p. 465-472, 1998.
75. VERSLUIS, A.; TANTBIROJN, D.; DOUGLAS, W. H. Distribution of Transient Properties During Polymerization of a Light-Initiated Restorative Composite. **Dent Mater**, v. 20, n. 6, p. 543-553, 2004.
76. PEUTZFELDT, A.; ASMUSSEN, E. The Effect of Postcuring on Quantity of Remaining Double Bonds, Mechanical Properties, and in Vitro Wear of Two Resin Composites. **J Dent**, v. 28, n. 6, p. 447-452, 2000.
77. LI, J. et al. Multiple Correlations of Material Parameters of Light-Cured Dental Composites. **Dent Mater**, v. 25, n. 7, p. 829-836, 2009.
78. LI, J.; LI, H.; FOK, S. L. A Mathematical Analysis of Shrinkage Stress Development in Dental Composite Restorations During Resin Polymerization. **Dent Mater**, v. 24, n. 7, p. 923-931, 2008.
79. LI, J. et al. Measurement of the Full-Field Polymerization Shrinkage and Depth of Cure of Dental Composites Using Digital Image Correlation. **Dent Mater**, v. 25, n. 5, p. 582-588, 2009.
80. FERRACANE, J. L. Elution of Leachable Components From Composites. **J Oral Rehabil**, v. 21, n. 4, p. 441-452, 1994.

81. SHIN, D. H.; RAWLS, H. R. Degree of Conversion and Color Stability of the Light Curing Resin With New Photoinitiator Systems. **Dent Mater**, v. 25, n. 8, p. 1030-1038, 2009.
82. HOFMANN, N. et al. Comparison of Photo-Activation Versus Chemical Or Dual-Curing of Resin-Based Luting Cements Regarding Flexural Strength, Modulus and Surface Hardness. **J Oral Rehabil**, v. 28, n. 11, p. 1022-1028, 2001.
83. HEKIMOĞLU, C.; ANIL, N.; ETIKAN, I. Effect of Accelerated Aging on the Color Stability of Cemented Laminate Veneers. **Int J Prosthodont**, v. 13, n. 1, p. 29-33, 2000.
84. LU, H.; POWERS, J. M. Color Stability of Resin Cements After Accelerated Aging. **Am J Dent**, v. 17, n. 5, p. 354-358, 2004.
85. NOIE, F.; O'KEEFE, K. L.; POWERS, J. M. Color Stability of Resin Cements After Accelerated Aging. **Int J Prosthodont**, v. 8, n. 1, p. 51-55, 1995.
86. GHAVAM, M.; AMANI-TEHRAN, M.; SAFFARPOUR, M. Effect of Accelerated Aging on the Color and Opacity of Resin Cements. **Oper Dent**, v. 35, n. 6, p. 605-609, 2010.
87. RASETTO, F. H. et al. Light Transmission Through All-Ceramic Dental Materials: A Pilot Study. **J Prosthet Dent**, v. 91, n. 5, p. 441-446, 2004.
88. PAZIN, M. C. et al. Effects of Ceramic Thickness and Curing Unit on Light Transmission Through Leucite-Reinforced Material and Polymerization of Dual-Cured Luting Agent. **J Oral Sci**, v. 50, n. 2, p. 131-136, 2008.
89. KOCH, A. et al. Influence of Ceramic Translucency on Curing Efficacy of Different Light-Curing Units. **J Adhes Dent**, v. 9, n. 5, p. 449-462, 2007.
90. YAN, Y. L. et al. Changes in Degree of Conversion and Microhardness of Dental Resin Cements. **Oper Dent**, v. 35, n. 2, p. 203-210, 2010.
91. EL-BADRAWY, W. A.; EL-MOWAFY, O. M. Chemical Versus Dual Curing of Resin Inlay Cements. **J Prosthet Dent**, v. 73, n. 6, p. 515-524, 1995.
92. ATLAS, A. M. et al. Effect of Delayed Light Polymerization of a Dual-Cured Composite Base on Microleakage of Class 2 Posterior Composite Open-Sandwich Restorations. **Quintessence Int**, v. 40, n. 6, p. 471-477, 2009.
93. BEHR, M. et al. Changes of Cement Properties Caused By Mixing Errors: The Therapeutic Range of Different Cement Types. **Dent Mater**, v. 24, n. 9, p. 1187-1193, 2008.
94. LOHER, H. et al. The Impact of Cement Mixing and Storage Errors on the Risk of Failure of Glass–Ceramic Crowns. **Clin Oral Invest**, v. 13, n. 2, p. 217-222, 2009.

95. ARRAIS, C. A.; GIANNINI, M.; RUEGGEBERG, F. A. Kinetic Analysis of Monomer Conversion in Auto- and Dual-Polymerizing Modes of Commercial Resin Luting Cements. **J Prosthet Dent**, v. 101, n. 2, p. 128-136, 2009.
96. ARRAIS, C. A. et al. Effect of Curing Mode on the Hardness of Dual-Cured Composite Resin Core Build-Up Materials. **Braz Oral Res**, v. 24, n. 2, p. 245-249, 2010.
97. ARRAIS, C. A. et al. Effect of Curing Mode on the Polymerization Characteristics of Dual-Cured Resin Cement Systems. **J Dent**, v. 36, n. 6, p. 418-426, 2008.
98. BORGES, G. A. et al. Influence of Different Ceramics on Resin Cement Knoop Hardness Number. **Oper Dent**, v. 33, n. 6, p. 622-628, 2008.
99. DARR, A. H.; JACOBSEN, P. H. Conversion of Dual Cure Luting Cements. **J Oral Rehabil**, v. 22, n. 1, p. 43-47, 1995.
100. FONSECA, R. G. et al. Diametral Tensile Strength of Dual-Curing Resin Cements Submitted Exclusively to Autopolymerization. **Quintessence Int**, v. 38, n. 9, p. e527-31, 2007.
101. LU, H. et al. Influence of Polymerization Mode on Flexural Properties of Esthetic Resin Luting Agents. **J Prosthet Dent**, v. 94, n. 6, p. 549-554, 2005.
102. SANTOS, G. C. et al. Hardening of Dual-Cure Resin Cements and a Resin Composite Restorative Cured With Qth and Led Curing Units. **J Can Dent Assoc**, v. 70, n. 5, p. 323-328, 2004.
103. BLACKMAN, R.; BARGHI, N.; DUKE, E. Influence of Ceramic Thickness on the Polymerization of Light-Cured Resin Cement. **J Prosthet Dent**, v. 63, n. 3, p. 295-300, 1990.
104. O'KEEFE, K. L.; PEASE, P. L.; HERRIN, H. K. Variables Affecting the Spectral Transmittance of Light Through Porcelain Veneer Samples. **J Prosthet Dent**, v. 66, n. 4, p. 434-438, 1991.
105. MYERS, M. L.; CAUGHMAN, W. F.; RUEGGEBERG, F. A. Effect of Restoration Composition, Shade, and Thickness on the Cure of a Photoactivated Resin Cement. **J Prosthodont**, v. 3, n. 3, p. 149-157, 1994.
106. BLALOCK, J. S.; HOLMES, R. G.; RUEGGEBERG, F. A. Effect of Temperature on Unpolymerized Composite Resin Film Thickness. **J Prosthet Dent**, v. 96, n. 6, p. 424-432, 2006.
107. BROOME, J. C. Effects of Preheating Resin Composite on Flowability. **The Dental Advisor**, v. n. 4, p. 1-1, 2006.

108. ELSAYAD, I. Cuspal Movement and Gap Formation in Premolars Restored With Preheated Resin Composite. **Oper Dent**, v. 34, n. 6, p. 725-731, 2009.
109. ACQUAVIVA, P. A. et al. Degree of Conversion of Three Composite Materials Employed in the Adhesive Cementation of Indirect Restorations: A Micro-Raman Analysis. **J Dent**, v. 37, n. 8, p. 610-615, 2009.
110. AWLIYA, W. Y. The Influence of Temperature on the Efficacy of Polymerization of Composite Resin. **J Contemp Dent Pract**, v. 8, n. 6, p. 9-16, 2007.
111. EL-KORASHY, D. I. Post-Gel Shrinkage Strain and Degree of Conversion of Preheated Resin Composite Cured Using Different Regimens. **Oper Dent**, v. 35, n. 2, p. 172-179, 2010.
112. MUÑOZ, C. A. et al. Effect of Pre-Heating on Depth of Cure and Surface Hardness of Light-Polymerized Resin Composites. **Am J Dent**, v. 21, n. 4, p. 215-222, 2008.
113. PRASANNA, N. et al. Degree of Conversion and Residual Stress of Preheated and Room-Temperature Composites. **Indian J Dent Res**, v. 18, n. 4, p. 173-176, 2007.
114. KRÄMER, N. et al. Light Curing of Resin-Based Composites in the Led Era. **Am J Dent**, v. 21, n. 3, p. 135-142, 2008.
115. VANDEWALLE, K. S.; ROBERTS, H. W.; MINIOTIS, N. Critical Appraisal. Quartz-Tungsten-Halogen and Light-Emitting Diode Curing Lights. **J Esthet Restor Dent**, v. 18, n. 3, p. 161-167, 2006.
116. RAMOS LLORET, P. et al. Flexural Properties, Microleakage, and Degree of Conversion of a Resin Polymerized With Conventional Light and Argon Laser. **Quintessence Int**, v. 39, n. 7, p. 581-586, 2008.
117. RODE, K. M.; KAWANO, Y.; TURBINO, M. L. Evaluation of Curing Light Distance on Resin Composite Microhardness and Polymerization. **Oper Dent**, v. 32, n. 6, p. 571-578, 2007.
118. JIMÉNEZ-PLANAS, A. et al. Developments in Polymerization Lamps. **Quintessence Int**, v. 39, n. 2, p. e74-84, 2008.
119. GAGLIANI, M.; FADINI, L.; RITZMANN, J. M. Depth of Cure Efficacy of High-Power Curing Devices Vs Traditional Halogen Lamps. **J Adhes Dent**, v. 4, n. 1, p. 41-47, 2002.
120. GUIRALDO, R. D. et al. Influence of Light Curing Unit and Ceramic Thickness on Temperature Rise During Resin Cement Photo-Activation. **Bull Tokyo Dent Coll**, v. 49, n. 4, p. 173-178, 2008.

121. OKAMOTO, M. et al. Porcelain Veneer Bonding to Dentin and the Curing Performance of Plasma-Arc Light With Respect to Porcelain Thickness. **Dent Mater J**, v. 22, n. 3, p. 313-320, 2003.
122. PIVA, E. et al. Influence of Energy Density of Different Light Sources on Knoop Hardness of a Dual-Cured Resin Cement. **J Appl Oral Sci**, v. 16, n. 3, p. 189-193, 2008.
123. PRICE, R. B.; FAHEY, J.; FELIX, C. Knoop Microhardness Mapping Used to Compare the Efficacy of Led, Qth and Pac Curing Lights. **Oper Dent**, v. 35, n. 1, p. 58-68, 2010.
124. RASETTO, F. H.; DRISCOLL, C. F.; VON FRAUNHOFER, J. A. Effect of Light Source and Time on the Polymerization of Resin Cement Through Ceramic Veneers. **J Prosthodont**, v. 10, n. 3, p. 133-139, 2001.
125. ST-GEORGES, A. J. et al. Curing Light Intensity Effects on Wear Resistance of Two Resin Composites. **Oper Dent**, v. 27, n. 4, p. 410-417, 2002.
126. TANGO, R. et al. Effect of Veneering Materials and Curing Methods on Resin Cement Knoop Hardness. **Braz Dent J**, v. 18, n. 3, p. 235-239, 2007.
127. TANGO, R. et al. Effect of Light-Curing Method and Cement Activation Mode on Resin Cement Knoop Hardness. **J Prosthodont**, v. 16, n. 6, p. 480-484, 2007.
128. YAZICI, A. R. et al. Comparison of Temperature Changes in the Pulp Chamber Induced By Various Light Curing Units, in Vitro. **Oper Dent**, v. 31, n. 2, p. 261-265, 2006.
129. YOON, T. H. et al. Degree of Polymerization of Resin Composites By Different Light Sources. **J Oral Rehabil**, v. 29, n. 12, p. 1165-1173, 2002.
130. LEONARD, D. L. Critical Appraisal. Light-Emitting-Diode Curing Lights-Revisited. **J Esthet Restor Dent**, v. 19, n. 1, p. 56-62, 2007.
131. BALDISSARA, P.; CATAPANO, S.; SCOTTI, R. Clinical and Histological Evaluation of Thermal Injury Thresholds in Human Teeth: A Preliminary Study. **J Oral Rehabil**, v. 24, n. 11, p. 791-801, 1997.
132. JAKUBINEK, M. B. et al. Temperature Excursions At the Pulp-Dentin Junction During the Curing of Light-Activated Dental Restorations. **Dent Mater**, v. 24, n. 11, p. 1468-1476, 2008.
133. ZACH, L.; COHEN, G. Pulp Response to Externally Applied Heat. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol**, v. 19, n. p. 515-530, 1965.
134. LEPRINCE, J. et al. Pulpal-Temperature Rise and Polymerization Efficiency of Led Curing Lights. **Oper Dent**, v. 35, n. 2, p. 220-230, 2010.

135. BOUILLAGUET, S. et al. Thermal Risks From Led- and High-Intensity Qth-Curing Units During Polymerization of Dental Resins. **J Biomed Mater Res B Appl Biomater**, v. 72, n. 2, p. 260-267, 2005.
136. ASMUSSEN, E.; PEUTZFELDT, A. Temperature Rise Induced By Some Light Emitting Diode and Quartz-Tungsten-Halogen Curing Units. **Eur J Oral Sci**, v. 113, n. 1, p. 96-98, 2005.
137. VANDEWALLE, K. S. et al. Thermal Emission and Curing Efficiency of Led and Halogen Curing Lights. **Oper Dent**, v. 30, n. 2, p. 257-264, 2005.
138. KNEŽEVIĆ, A. et al. Influence of Light Intensity From Different Curing Units Upon Composite Temperature Rise. **J Oral Rehabil**, v. 32, n. 5, p. 362-367, 2005.
139. KNEŽEVIĆ, A. et al. Degree of Conversion and Temperature Increase During Composite Polymerisation With Led Units of Different Intensity. **Acta Stomatol Croat**, v. 42, n. 1, p. 19-29, 2008.
140. TARLE, Z. et al. Comparison of Composite Curing Parameters: Effects of Light Source and Curing Mode on Conversion, Temperature Rise and Polymerization Shrinkage. **Oper Dent**, v. 31, n. 2, p. 219-226, 2006.
141. PRICE, R. B.; FELIX, C. A. Effect of Delivering Light in Specific Narrow Bandwidths From 394 to 515nm on the Micro-Hardness of Resin Composites. **Dent Mater**, v. 25, n. 7, p. 899-908, 2009.
142. FENG, L.; SUH, B. I. Exposure Reciprocity Law in Photopolymerization of Multi-Functional Acrylates and Methacrylates. **Macromolecular Chemistry and Physics**, v. 208, n. 3, p. 295-306, 2007.
143. PEUTZFELDT, A.; ASMUSSEN, E. Resin Composite Properties and Energy Density of Light Cure. **J Dent Res**, v. 84, n. 7, p. 659-662, 2005.
144. VANDEWALLE, K. S. et al. Effect of Light Dispersion of Led Curing Lights on Resin Composite Polymerization. **J Esthet Restor Dent**, v. 17, n. 4, p. 244-54; discussion 254-5, 2005.
145. PRICE, R. B. et al. Irradiance Differences in the Violet (405 Nm) and Blue (460 Nm) Spectral Ranges Among Dental Light-Curing Units. **J Esthet Restor Dent**, v. 22, n. 6, p. 363-377, 2010.
146. PRICE, R. B. et al. Irradiance Uniformity and Distribution From Dental Light Curing Units. **J Esthet Restor Dent**, v. 22, n. 2, p. 86-101, 2010.
147. PRICE, R. B. et al. Effect of Distance on the Power Density From Two Light Guides. **J Esthet Dent**, v. 12, n. 6, p. 320-327, 2000.

148. VANDEWALLE, K. S.; ROBERTS, H. W.; RUEGGERBERG, F. A. Power Distribution Across the Face of Different Light Guides and Its Effect on Composite Surface Microhardness. **J Esthet Restor Dent**, v. 20, n. 2, p. 108-117; discussion 118, 2008.
149. CORCIOLANI, G. et al. The Influence of Tip Geometry and Distance on Light-Curing Efficacy. **Oper Dent**, v. 33, n. 3, p. 325-331, 2008.
150. VANDEWALLE, K. S. Commentary: Irradiance Uniformity and Distribution From Dental Light Curing Units. **J Esthet Restor Dent**, v. 22, n. 2, p. 102-103, 2010.
151. HILGERT, L. A. **Influência da Coloração do Substrato, Espessura e Translucidez da Cerâmica na Cor de Facetas Laminadas Produzidas com o Sistema Cerec InLab**. Florianópolis (SC), 2009. Tese (Doutorado), 181f. UFSC.
152. COOK, W. D.; MCAREE, D. C. Optical Properties of Esthetic Restorative Materials and Natural Dentition. **J Biomed Mat Res**, v. 19, n. 5, p. 469-488, 1985.
153. WOOLSEY, G. D.; JOHNSON, W. M.; O'BRIEN, W. J. Masking Power of Dental Opaque Porcelains. **J Dent Res**, v. 63, n. 6, p. 936-939, 1984.
154. RUEGGERBERG, F. A.; CRAIG, R. G. Correlation of Parameters Used to Estimate Monomer Conversion in a Light-Cured Composite. **J Dent Res**, v. 67, n. 6, p. 932-937, 1988.
155. LINDEN, J. J. et al. Photo-Activation of Resin Cements Through Porcelain Veneers. **J Dent Res**, v. 70, n. 2, p. 154-157, 1991.
156. WARREN, K. An Investigation Into the Microhardness of a Light Cured Composite When Cured Through Varying Thicknesses of Porcelain. **J Oral Rehabil**, v. 17, n. 4, p. 327-334, 1990.
157. CARDASH, H. S. et al. The Effect of Porcelain Color on the Hardness of Luting Composite Resin Cement. **J Prosthet Dent**, v. 69, n. 6, p. 620-623, 1993.
158. EL-MOWAFY, O. M.; RUBO, M. H.; EL-BADRAWY, W. A. Hardening of New Resin Cements Cured Through a Ceramic Inlay. **Oper Dent**, v. 24, n. 1, p. 38-44, 1999.
159. EL-MOWAFY, O. M.; RUBO, M. H. Influence of Composite Inlay/Onlay Thickness on Hardening of Dual-Cured Resin Cements. **J Can Dent Assoc**, v. 66, n. 3, p. 147, 2000.
160. LEE, I. B.; UM, C. M. Thermal Analysis on the Cure Speed of Dual Cured Resin Cements Under Porcelain Inlays. **J Oral Rehabil**, v. 28, n. 2, p. 186-197, 2001.
161. SOARES, C. J.; DA SILVA, N. R.; FONSECA, R. B. Influence of the Feldspathic Ceramic Thickness and Shade on the Microhardness of Dual Resin Cement. **Oper Dent**, v. 31, n. 3, p. 384-389, 2006.

162. AKGUNGOR, G.; AKKAYAN, B.; GAUCHER, H. Influence of Ceramic Thickness and Polymerization Mode of a Resin Luting Agent on Early Bond Strength and Durability With a Lithium Disilicate-Based Ceramic System. **J Prosthet Dent**, v. 94, n. 3, p. 234-241, 2005.
163. MENG, X.; YOSHIDA, K.; ATSUTA, M. Hardness Development of Dual-Cured Resin Cements Through Different Thicknesses of Ceramics. **Dent Mater J**, v. 25, n. 1, p. 132-137, 2006.
164. LEE, I. B. et al. Influence of Ceramic Thickness and Curing Mode on the Polymerization Shrinkage Kinetics of Dual-Cured Resin Cements. **Dent Mater**, v. 24, n. 8, p. 1141-1147, 2008.
165. ILIE, N.; HICKEL, R. Correlation Between Ceramics Translucency and Polymerization Efficiency Through Ceramics. **Dent Mater**, v. 24, n. 7, p. 908-914, 2008.
166. MENG, X.; YOSHIDA, K.; ATSUTA, M. Influence of Light Irradiation Condition on Microshear Bond Strength of Dual-Cured Resin Luting Agents. **Dent Mater J**, v. 26, n. 4, p. 575-581, 2007.
167. MENG, X.; YOSHIDA, K.; ATSUTA, M. Influence of Ceramic Thickness on Mechanical Properties and Polymer Structure of Dual-Cured Resin Luting Agents. **Dent Mater**, v. 24, n. 5, p. 594-599, 2008.
168. HOOSHMAND, T.; MAHMOODI, N.; KESHVAD, A. Microhardness of a Resin Cement Polymerized By Light-Emitting Diode and Halogen Lights Through Ceramic. **J Prosthodont**, v. 18, n. 5, p. 411-416, 2009.
169. VALENTINO, T. A. et al. Dual Resin Cement Knoop Hardness After Different Activation Modes Through Dental Ceramics. **Braz Dent J**, v. 21, n. 2, p. 104-110, 2010.
170. DE MENEZES, M. J.; ARRAIS, C. A.; GIANNINI, M. Influence of Light-Activated and Auto- and Dual-Polymerizing Adhesive Systems on Bond Strength of Indirect Composite Resin to Dentin. **J Prosthet Dent**, v. 96, n. 2, p. 115-121, 2006.
171. SHAH, M. B.; FERRACANE, J. L.; KRIZIC, J. J. R-Curve Behavior and Toughening Mechanisms of Resin-Based Dental Composites: Effects of Hydration and Post-Cure Heat Treatment. **Dent Mater**, v. 25, n. 6, p. 760-770, 2009.
172. DRAUGHN, R. A. Effects of Temperature on Mechanical Properties of Composite Dental Restorative Materials. **J Biomed Mat Res**, v. 15, n. 4, p. 489-495, 1981.
173. WASSELL, R. W.; MCCABE, J. F.; WALLS, A. W. Wear Rates of Regular and Tempered Composites. **J Dent**, v. 25, n. 1, p. 49-52, 1997.

174. GREENER, E. H.; GREENER, C. S.; MOSER, J. B. The Hardness of Composites as a Function of Temperature. **J Oral Rehabil**, v. 11, n. 4, p. 335-340, 1984.
175. BAUSCH, J. R.; DE LANGE, C.; DAVIDSON, C. L. The Influence of Temperature on Some Physical Properties of Dental Composites. **J Oral Rehabil**, v. 8, n. 4, p. 309-317, 1981.
176. LOVELL, L. G.; NEWMAN, S. M.; BOWMAN, C. N. The Effects of Light Intensity, Temperature, and Comonomer Composition on the Polymerization Behavior of Dimethacrylate Dental Resins. **J Dent Res**, v. 78, n. 8, p. 1469-1476, 1999.
177. LOVELL, L. G. et al. The Effect of Cure Rate on the Mechanical Properties of Dental Resins. **Dent Mater**, v. 17, n. 6, p. 504-511, 2001.
178. FRIEDMAN, J. Heating Assembly for Preheating Dental Materials. US Patent # 6236020. 12p, 2001.
179. FRIEDMAN, J. Method for Preheating Dental Materials. US Patent # 6320162. 2001.
180. FREEDMAN, G. Clinical Benefits of Pre-Warmed Composites. **Private Dentistry**, v. 8, n. 5, p. 111-114, 2003.
181. FREEDMAN, G.; KREJCI, I. Warming Up to Composites. **Compend Contin Educ Dent**, v. 25, n. 5, p. 371-4, 376; quiz 378, 2004.
182. FRIEDMAN, J. Thermally Assisted Flow and Polymerization of Composite Resins. **Contemporary Esthetics and Restorative Practice**, v. n. Feb, p. 46, 2003.
183. HELVEY, G. A. Porcelain Laminate Veneer Insertion Using a Heated Composite Technique. **Inside Dentistry**, v. n. April, p. 2-6, 2009.
184. DARONCH, M. et al. Clinically Relevant Issues Related to Preheating Composites. **J Esthet Restor Dent**, v. 18, n. 6, p. 340-50; discussion 351, 2006.
185. CONDITT, M.; LEINFELDER, K. Improving the Polymerization of Composite Resins. **Pract Proced Aesthet Dent**, v. 18, n. 3, p. 169-171, 2006.
186. DARONCH, M. et al. Effect of Composite Temperature on in Vitro Intrapulpal Temperature Rise. **Dent Mater**, v. 23, n. 10, p. 1283-1288, 2007.
187. RUEGGEBERG, F. A. et al. In Vivo Temperature Measurement: Tooth Preparation and Restoration With Preheated Resin Composite. **J Esthet Restor Dent**, v. 22, n. 5, p. 314-322, 2010.

188. SHORTALL, A. C.; HARRINGTON, E. Temperature Rise During Polymerization of Light-Activated Resin Composites. **J Oral Rehabil**, v. 25, n. 12, p. 908-913, 1998.
189. AGUIAR, F. H. et al. Effect of Polymerization Modes and Resin Composite on the Temperature Rise of Human Dentin of Different Thicknesses: An in Vitro Study. **Oper Dent**, v. 30, n. 5, p. 602-607, 2005.
190. DARONCH, M.; RUEGGERBERG, F. A.; DE GOES, M. F. Monomer Conversion of Pre-Heated Composite. **J Dent Res**, v. 84, n. 7, p. 663-667, 2005.
191. DARONCH, M. et al. Polymerization Kinetics of Pre-Heated Composite. **J Dent Res**, v. 85, n. 1, p. 38-43, 2006.
192. TRUJILLO, M.; NEWMAN, S. M.; STANSBURY, J. W. Use of Near-Ir to Monitor the Influence of External Heating on Dental Composite Photopolymerization. **Dent Mater**, v. 20, n. 8, p. 766-777, 2004.
193. LUCEY, S. et al. Effect of Pre-Heating on the Viscosity and Microhardness of a Resin Composite. **J Oral Rehabil**, v. 37, n. 4, p. 278-282, 2010.
194. FRÓES-SALGADO, N. R. et al. Composite Pre-Heating: Effects on Marginal Adaptation, Degree of Conversion and Mechanical Properties. **Dent Mater**, v. 26, n. 9, p. 908-914, 2010.
195. WAGNER, W. C. et al. Effect of Pre-Heating Resin Composite on Restoration Microleakage. **Oper Dent**, v. 33, n. 1, p. 72-78, 2008.
196. MAGNE, P.; KNEŽEVIĆ, A. Thickness of Cad-Cam Composite Resin Overlays Influences Fatigue Resistance of Endodontically Treated Premolars. **Dent Mater**, v. 25, n. 10, p. 1264-1268, 2009.
197. MAGNE, P.; KNEŽEVIĆ, A. Influence of Overlay Restorative Materials and Load Cusps on the Fatigue Resistance of Endodontically Treated Molars. **Quintessence Int**, v. 40, n. 9, p. 729-737, 2009.
198. PAPANICOLAOU, F. et al. Effect of Intermediate Agents and Pre-Heating of Repairing Resin on Composite-Repair Bonds. **Oper Dent**, v. 32, n. 4, p. 363-371, 2007.
199. CANTORO, A. et al. Effect of Pre-Cure Temperature on the Bonding Potential of Self-Etch and Self-Adhesive Resin Cements. **Dent Mater**, v. 24, n. 5, p. 577-583, 2008.
200. WALTER, R. et al. Effects of Temperature on Composite Resin Shrinkage. **Quintessence Int**, v. 40, n. 10, p. 843-847, 2009.
201. DEWALD, J. P.; FERRACANE, J. L. A Comparison of Four Modes of Evaluating Depth of Cure of Light-Activated Composites. **J Dent Res**, v. 66, n. 3, p. 727-730, 1987.

202. MOORE, B. K. et al. Depth of Cure of Dental Resin Composites: Iso 4049 Depth and Microhardness of Types of Materials and Shades. **Oper Dent**, v. 33, n. 4, p. 408-412, 2008.
203. RUEGGERBERG, F. A. et al. Comparison of Manufacturer-Recommended Exposure Durations With Those Determined Using Biaxial Flexure Strength and Scraped Composite Thickness Among a Variety of Light-Curing Units. **J Esthet Restor Dent**, v. 21, n. 1, p. 43-61, 2009.
204. ASMUSSEN, E.; PEUTZFELDT, A. Influence of Selected Components on Crosslink Density in Polymer Structures. **Eur J Oral Sci**, v. 109, n. 4, p. 282-285, 2001.
205. SANTOS, G. B. et al. Composite Depth of Cure Obtained With Qth and Led Units Assessed By Microhardness and Micro-Raman Spectroscopy. **Oper Dent**, v. 32, n. 1, p. 79-83, 2007.
206. POLYDOROU, O. et al. Evaluation of the Curing Depth of Two Translucent Composite Materials Using a Halogen and Two Led Curing Units. **Clin Oral Invest**, v. 12, n. 1, p. 45-51, 2008.
207. NALCACI, A.; ULUSOY, N.; ATAKOL, O. Time-Based Elution of Tegdma and Bisigma From Resin Composite Cured With Led, Qth and High-Intensity Qth Lights. **Oper Dent**, v. 31, n. 2, p. 197-203, 2006.
208. GERDOLLE, D. A. et al. Water Sorption and Water Solubility of Current Luting Cements: An in Vitro Study. **Quintessence Int**, v. 39, n. 3, p. e107-14, 2008.
209. CHUNG, K. H.; GREENER, E. H. Correlation Between Degree of Conversion, Filler Concentration and Mechanical Properties of Posterior Composite Resins. **J Oral Rehabil**, v. 17, n. 5, p. 487-494, 1990.
210. SOH, M. S. et al. Analysis of the Degree of Conversion of Led and Halogen Lights Using Micro-Raman Spectroscopy. **Oper Dent**, v. 29, n. 5, p. 571-577, 2004.
211. PIANELLI, C. et al. The Micro-Raman Spectroscopy, a Useful Tool to Determine the Degree of Conversion of Light-Activated Composite Resins. **J Biomed Mat Res**, v. 48, n. 5, p. 675-681, 1999.
212. CALHEIROS, F. C. et al. Influence of Irradiant Energy on Degree of Conversion, Polymerization Rate and Shrinkage Stress in an Experimental Resin Composite System. **Dent Mater**, v. 24, n. 9, p. 1164-1168, 2008.
213. CUNHA, L. G. et al. Degree of Conversion and Contraction Stress Development of a Resin Composite Irradiated Using Halogen and Led At Two C-Factor Levels. **Oper Dent**, v. 34, n. 1, p. 24-31, 2009.

214. IVOCLAR VIVADENT. **IPS Empress CAD System: Instructions for Use**. 2007.
215. TEZVERGIL-MUTLUAY, A.; LASSILA, L. V.; VALLITTU, P. K. Degree of Conversion of Dual-Cure Luting Resins Light-Polymerized Through Various Materials. **Acta Odontol Scand**, v. 65, n. 4, p. 201-205, 2007.
216. BARATIERI, L. N.; RITTER, A. V. Four-Year Clinical Evaluation of Posterior Resin-Based Composite Restorations Placed Using the Total-Etch Technique. **J Esthet Restor Dent**, v. 13, n. 1, p. 50-57, 2001.
217. BARKMEIER, W. W. et al. Wear Simulation of Resin Composites and the Relationship to Clinical Wear. **Oper Dent**, v. 33, n. 2, p. 177-182, 2008.
218. BARKMEIER, W. W. et al. Comparison of Laboratory and Clinical Wear Rates of Resin Composites. **Quintessence Int**, v. 35, n. 4, p. 269-274, 2004.
219. WANG, L. et al. Wear Resistance of Packable Resin Composites After Simulated Toothbrushing Test. **J Esthet Restor Dent**, v. 16, n. 5, p. 303-14; discussion 314-5, 2004.
220. BARKMEIER, W. W. et al. Wear Assessment of High Viscosity and Conventional Composite Restorative Materials. **Oper Dent**, v. 26, n. 2, p. 152-156, 2001.
221. BHAMRA, G. S.; FLEMING, G. J. Influence of Halogen Irradiance on Short- and Long-Term Wear Resistance of Resin-Based Composite Materials. **Dent Mater**, v. 25, n. 2, p. 214-220, 2009.
222. PALANIAPPAN, S. et al. Three-Year Randomized Clinical Trial to Evaluate the Clinical Performance and Wear of a Nanocomposite Versus a Hybrid Composite. **Dent Mater**, v. 25, n. 11, p. 1302-1314, 2009.
223. FRÓES-SALGADO, N. R. **Influência do Pré-Aquecimento e de Diferentes Regimes de Fotoativação na Adaptação Marginal, Grau de Conversão e Propriedades Mecânicas de um Compósito Nanoparticulado**. São Paulo, 2008. Tese (Doutorado), 79f. USP.