

PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DE MINAS GERAIS
Programa de Pós-graduação em Odontologia

**AVALIAÇÃO DA RESISTÊNCIA A FLEXÃO DE RESINAS COMPOSTAS
SUBMETIDAS A DUAS FONTES DE FOTOPOLIMERIZAÇÃO E
POLIMERIZAÇÃO ADICIONAL POR CALOR E PRESSÃO**

JULIANA NUNES DE BARROS MENDES DO NASCIMENTO

Belo Horizonte

2011

Juliana Nunes de Barros Mendes do Nascimento

**AVALIAÇÃO DA RESISTÊNCIA A FLEXÃO DE RESINAS COMPOSTAS
SUBMETIDAS A DUAS FONTES DE FOTOPOLIMERIZAÇÃO E
POLIMERIZAÇÃO ADICIONAL POR CALOR E PRESSÃO**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-graduação em Odontologia da Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais, como requisito parcial para a obtenção do título de Mestre em Odontologia, Área de Concentração em Clínicas Odontológicas – Ênfase: Prótese Dentária.

Orientador: Prof. Dr. Wellington Corrêa Jansen

Belo Horizonte

2011

FICHA CATALOGRÁFICA

Elaborada pela Biblioteca da Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais

N244a

Nascimento, Juliana Nunes de Barros Mendes do

Avaliação da resistência a flexão de resinas compostas submetidas a duas fontes de fotopolimerização e polimerização adicional por calor e pressão / Juliana Nunes de Barros Mendos do Nascimento. Belo Horizonte, 2011. 58f.: il.

Orientador: Wellington Corrêa Jansen

Dissertação (Mestrado) – Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais. Programa de Pós-Graduação em Odontologia.

1. Resinas compostas. 2. Tratamento térmico. 3. Resistência a tração. I. Jansen, Wellington Corrêa. II. Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais. Programa de Pós-Graduação em Odontologia. III. Título.

FOLHA DE APROVAÇÃO

Dedico esta vitória aos meus queridos pais, Gerinaldo e Mônica, que são tudo para mim; ao meu amor, Samuel, minha vida, e aos meus irmãos Débora, Vanessa e Gabriel, fontes de amizade.

Dedico também, ao meu avô Helvídio (*in memoriam*).

AGRADECIMENTOS

São muitos, chegam a ser infinitos, os agradecimentos por mais esta etapa concluída.

À FAPEMIG pelo auxílio com a bolsa de estudos que possibilitou a realização do curso.

Ao meu orientador, Prof. Dr. Wellington Corrêa Jansen por ter conduzido com brilhantismo a orientação do trabalho. Obrigada pela transmissão do conhecimento, pelo apoio e por toda ajuda a mim oferecida.

Ao Prof. Dr. Marcos Dias Lanza e ao Prof. Dr. Paulo Isaías Seraidarian, professores da minha área de concentração a quem devo todo respeito e gratidão.

Ao Prof. Dr. Martinho Horta pela análise estatística do trabalho.

Ao corpo docente do Mestrado Acadêmico em Clínicas Odontológicas.

Aos pacientes pela confiança em mim depositada.

Aos colegas que enfrentaram comigo esta batalha, Lucilia, Belmiro, Stenio, Paulo Henrique e Fernanda tornando, com a convivência, o fardo mais leve; e a todos os colegas do domínio conexo, em especial a Marcella, Fabíola, Andréia, Liana.

Às meninas da secretaria, Angélica e Silvania, que nos deram o apoio necessário para facilitar as coisas, e as funcionárias das clínicas Lu e Marly.

Aos professores que tive ao longo da vida, em especial aos professores da graduação que sempre me inspiraram a seguir este caminho e são fontes de admiração, em especial as professoras Valéria, Olívia, Conceição e Josilda.

A toda minha família: as minhas avós Teresinha e Desterro, aos meus avôs Helvídio (*in memoriam*) e Gonçalo (*in memoriam*), tias e tios, primas e primos, cunhadas e cunhados e aos meus amigos. Agradeço de maneira especial as ajudas da minha avó Teresinha, e das minhas tias Ana Zélia e Márcia, que são pessoas extremamente abençoadas e bondosas.

À família que tenho como minha e a quem tenho muito carinho, respeito e amor: Dr. Josué, D. Vera, Paulo, Marina e Vinícius.

Aos meus sobrinhos Bianca, Maria Clara, Mateus, Henrique, Gabriel, Sofia, Daniel, Maria Luísa e a minha afilhada Ana Teresa. Vocês são pequenas estrelas que guiam meu caminho.

Aos meus irmãos Débora, Vanessa e Gabriel. Mesmo com toda distância e saudade, vocês são os meus exemplos e os maiores e melhores amigos que alguém pode querer na vida. Tenho muito orgulho de vocês.

Ao Samuel, por completar a minha vida não deixando espaço para senões e por ser meu amor, amigo e anjo da guarda. Obrigada por ser meu coração pulsando fora do peito e por nunca ter me deixado desistir. Você é exemplo e essa vitória tem seu amor e sua dedicação.

Aos meus queridos pais, Gerinaldo e Mônica, pelo exemplo de vida, pelo amor incondicional, por serem meu porto seguro, pelo carinho, pelo cuidado, pelo zelo e por terem tornado este sonho possível. Os senhores são fonte de inspiração pra mim, e eu não mudaria nada em vocês. Vocês são meus maiores amores e donos dessa vitória.

E por fim, obrigada a Deus, por colocar em minha vida oportunidades e desafios, e junto coragem e pessoas incríveis sempre dispostas a me ajudar.

*“Não chores, meu filho;
Não chores, que a vida
É luta renhida: Viver é lutar.
A vida é combate,
Que os fracos abate,
Que os fortes, os bravos,
Só pode exaltar.”*

Gonçalves Dias

RESUMO

O objetivo deste estudo foi avaliar a influência de duas fontes de fotopolimerização e da polimerização adicional por calor e pressão na resistência a flexão de resinas compostas. Constituíram-se 21 grupos experimentais assim distribuídos: G1 (n=10) – resina Glacier[®] fotopolimerizada com luz halógena; G2 (n=10) – resina Glacier[®] fotopolimerizada por LED; G3 (n=10) – resina Glacier[®] fotopolimerizada com luz halógena com polimerização adicional por calor e pressão; G4 (n=10) – resina Glacier[®] fotopolimerizada por LED com polimerização adicional por calor e pressão. Os grupos 5, 6, 7 e 8 representam a resina Rok[®], nos mesmos moldes respectivamente. Os grupos 9, 10, 11 e 12 para a resina Ice[®]; os grupos 13, 14, 15 e 16 para a resina Opallis[®] e os grupos 17, 18, 19 e 20 para a resina Filtek Z350 XT[®]. O grupo 21 (controle, n=10) representou a resina Siphony[®] polimerizada de acordo com instruções do fabricante e não sofreu polimerização adicional por calor e pressão. A confecção dos corpos de prova e as condições do teste de flexão obedeceram às normas da ISO 4049/2000. Conclui-se que as resinas compostas, de uma maneira geral, aumentaram a resistência à flexão após receberem o tratamento térmico adicional de calor e pressão, não interferindo a forma de fotopolimerização (LED x fonte halógena). Além disso, quando comparadas com a resina indireta, os valores de resistência a flexão dos compósitos diretos foram superiores ao do material indireto, indicando assim que as resinas compostas de uso direto têm suas propriedades mecânicas melhoradas se submetidas a uma fonte de polimerização adicional e podem ser usadas de forma indireta.

Palavras chave: Resinas compostas. Tratamento térmico. Resistência a flexão.

ABSTRACT

The objective of this study was to evaluate the influence of two sources of further polymerization and curing by heat and pressure on the flexural strength of composite resins. Consisted of 21 experimental groups distributed as follows: G1 (n=10) - Glacier[®] resin light cured with halogen light, G2 (n=10) - Glacier[®] resin light cured by LED, G3 (n=10) – Glacier[®] light-cured resin with halogen light with further polymerization by heat and pressure, G4 (n=10) - Glacier[®] resin light cured by LED with further polymerization by heat and pressure. Groups 5, 6, 7 and 8 represent Rok[®] resin, respectively in the same way. Groups 9, 10, 11 and 12 for the resin Ice[®], the groups 13, 14, 15 and 16 for the resin Opallis[®] and the groups 17, 18, 19 and 20 for the resin Filtek Z350 XT[®]. The group 21 (control, n=10) represented Siphony[®] and the resin was polymerize according to manufacturer's instructions and did not undergo further polymerization by heat and pressure. The preparation of test specimens and conditions of the bending test in accordance with those standards of ISO 4049/2000. After analysis of variance and comparison of means can be concluded that the factor source polymerization. It was concluded at the end of the work, the composites, in general, increased resistance to bending after receiving further heat treatment of heat and pressure, not interfering in the form of polymerization (LED x halogen). Moreover, when compared with the indirect resin, the values of the bending strength of composites were superior to the indirect material direct, thus indicating that the direct use of resin composite mechanical properties are improved if subjected to a source of further polymerization and can be used indirectly method.

Key words: Composite resins. Thermic treatment. Flexural strength.

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	10
2 REVISÃO DA LITERATURA	13
3 OBJETIVOS	22
3.1 Objetivo geral	22
3.2 Objetivos específicos	22
4 MATERIAL E MÉTODOS	23
4.1. Resinas compostas	23
4.2 Sistemas de polimerização	23
4.3 Confecção das amostras	24
4.3.1 <i>Amostras de resina composta de uso direto</i>	24
4.3.2 <i>Tratamento térmico adicional (calor e pressão)</i>	25
4.3.3 <i>Amostras de resina compostas de uso indireto</i>	25
4.4 Teste de resistência a flexão	26
4.5 Tratamento estatístico	27
ARTIGO	28
REFERÊNCIAS	45
ANEXO	48

1 INTRODUÇÃO

Recentes avanços na área dos materiais dentários restauradores, aliado à procura por restaurações estéticas pelos pacientes de Odontologia, têm contribuído satisfatoriamente para que os profissionais tenham à disposição, cada vez mais, recursos para solucionarem as mais diversas situações clínicas. Em casos de reconstruções dentais extensas, o cirurgião-dentista possui uma série de opções de tratamento, dentre as quais se pode citar a utilização de restaurações de resina composta, tanto na forma direta quanto na forma indireta. Neste sentido, as resinas compostas indiretas estão se tornando, a cada dia, mais populares para a execução de restaurações tipo *inlay/onlay*. Quando comparadas aos materiais indiretos existentes no mercado, as resinas compostas apresentam maior facilidade de confecção, melhor polimento intrabucal e um menor custo financeiro (KURDZIOLEK; LEINFELDER; DELAHAYE, 2000)

As resinas compostas diretas são materiais que foram introduzidos no mercado a partir de 1965, e apesar do constante progresso deste material, ainda há problemas no que tange as propriedades físicas e mecânicas e, assim, avanços significativos são observados no sentido de melhorar suas características físicas e mecânicas. Desgaste e ruptura decorrentes das forças de mastigação e infiltração marginal, problemas estes advindos da contração de polimerização, geram insucesso nos tratamentos restauradores, assim como dificuldades em restabelecer os contatos interproximais na técnica direta, instabilidade de cor, sensibilidade pós-operatória, pequena resistência a abrasão e fraturas em áreas extensas de contatos.

Ainda sobre a contração de polimerização, deve-se ressaltar que esta é uma característica dos materiais resinosos. Para que o polímero seja formado é necessário que várias moléculas se unam, formando, assim, uma cadeia. A união das moléculas provoca uma aproximação entre elas, o que na prática é representado por diminuição de volume da restauração. Dependendo da magnitude da força gerada pela contração, pode haver ruptura dessas ligações e quando isso ocorre, há formação de uma fenda que permite o início da infiltração marginal.

No intuito de diminuir as desvantagens das resinas compostas diretas, as resinas para os sistemas indiretos foram introduzidas em meados da década de 1980. Atualmente, as resinas compostas de segunda geração são amplamente

utilizadas em substituição às resinas de primeira geração, e a estas foram adicionadas partículas híbridas em alta densidade a fim de tornar o material mais rígido e, assim, mais resistente ao desgaste. Os compósitos de segunda geração são indicados para confecção de *inlays*, *onlays* e coroas totais, contendo de quatro a seis grupos bifuncionais, o que promove maior grau de conversão polimérico, aumentando o número de ligações cruzadas e proporcionando boas propriedades físicas e mecânicas (LEINFELDER, 1997). Outro aspecto importante para melhor desempenho mecânico das resinas indiretas foi a polimerização em aparelhos que não limitam o espectro de luz produzindo dupla polimerização por luz e calor geradas pela amplitude do espectro.

Acredita-se que a aplicação de resina composta direta de forma indireta, produz restaurações em que a contração de polimerização, inerente às resinas, ocorra no modelo de gesso e não na sua aplicação direta na cavidade bucal. Isso significa que tal método é uma alternativa nos casos de reconstruções de dentes amplamente destruídos, que exigem restaurações indiretas, por terem o remanescente dental fragilizado. Estes dentes, que antes só tinham como alternativa os tratamentos indiretos, que geram um custo final maior, agora podem se utilizar de um tratamento mais acessível. Com isso, é solucionado o problema das restaurações de dentes com ampla destruição, pois a restauração indireta pode ser feita no consultório do profissional, diminuindo os custos laboratoriais e o tempo do tratamento.

São descritas duas técnicas para a confecção de restaurações de resinas compostas indiretamente, sendo a técnica semi-direta ou direta / indireta e a técnica indireta propriamente dita. A técnica semi-direta é indicada apenas para restaurações classe II *inlay*. Nesta técnica a restauração é confeccionada em dois tempos, sendo um dentro da cavidade oral, onde a resina composta é inserida no preparo e fotoativada convencionalmente; e outro fora da cavidade oral, onde a restauração, após ter sido removida do preparo cavitário, sofre um retoque em toda a sua escultura, e é submetida à ativação complementar, sendo então cimentada ao dente preparado (SPREAFICO; KREJCI; DIETSCHI, 2005). Na técnica indireta, após o preparo cavitário, o dente é moldado com um elastômero, obtido um modelo de gesso-pedra especial, e a restauração é confeccionada sobre este modelo, ativada em unidades de fotoativação laboratoriais e depois cimentada ao preparo cavitário (GARONE NETTO; BURGER, 1998; PEUTZFELDT; ASMUSSEN, 1990).

A possibilidade da utilização de unidades de luz laboratoriais, além da utilização de mecanismos de ativação complementar, constitui um importante aspecto no que diz respeito às resinas compostas confeccionadas de forma indireta. Assim, um grande número de procedimentos adicionais de polimerização tem sido proposto, incluindo ativação complementar por luz e por calor, possibilitando a utilização de resinas compostas diretas em restaurações indiretas, utilizando sistemas de ativação complementar, produzindo propriedades físicas, mecânicas e biológicas semelhantes ou até superiores às conseguidas com resinas compostas indiretas (SOARES et al., 2005).

Após a fotoativação, a polimerização pode ser completada por um tratamento adicional, com luz e/ou calor, que podem ser feitos sob condições ambientais controladas. Esses tratamentos adicionais levam a um aumento no grau de conversão, a melhoria das propriedades mecânicas, estabilidade de cor e uma redução do desgaste desses materiais (TERRY; TOUATI, 2001 e CESAR; MIRANDA; BRAGA, 2001). Wendt e Leinfelder (1990) e Peutzfeldt e Asmussen (2000) propõem a utilização das resinas compostas associadas a tratamentos térmicos em forno convencional de esterilização, autoclave ou forno de porcelana. Este tratamento pode proporcionar um aumento no grau de conversão (pós-cura).

A possibilidade de restaurações estéticas indiretas utilizando resinas compostas diretas com o uso de equipamentos especiais leva ao objetivo deste trabalho que avaliará o comportamento mecânico sob flexão das resinas compostas após processo de pós-cura.

2 REVISÃO DA LITERATURA

McCabe e Kagi (1991) avaliaram as propriedades mecânicas de compósitos utilizados em *inlays*. Os materiais utilizados no estudo foram feitos seguindo as especificações da técnica, e podem ser descritos como compósitos híbridos de pequenas partículas. Os corpos de prova foram confeccionados e fotopolimerizados por um minuto com luz halógena, submetidos a pós-cura e aos testes de resistência à compressão e limite de fadiga compressiva. Após a obtenção dos resultados e análise estatística, os autores concluíram que é não se pode afirmar que a pequena melhora nas propriedades mecânicas teria efeito significativo sobre a durabilidade clínica dos materiais.

Para Loza-Herrero et al. (1998) a melhoria das propriedades físicas das resinas compostas submetidas a tratamento de pós-cura se deve ao aquecimento dos radicais livres criados durante a fotopolimerização inicial. Clinicamente é importante conhecer quando o número de radicais livres é muito baixo para possibilitar a conversão em monômero adicional nos casos de pós-cura através do calor do espécime. Os autores examinaram o efeito residual no tratamento térmico de pós-cura após a fotoativação inicial e a força de conversão de monômero de uma marca comercial de resina composta Herculite XRV[®] (Kerr / Sybron, Orange, CA) fotopolimerizada por luz halógena (Optilux 401[®], Demetron Research Corp., Danbury, CT). Os espécimes foram divididos em dois grupos (n=10): um grupo não sofreu aquecimento adicional, enquanto o outro grupo sofreu pós-cura através do calor nas seguintes idades após a fotopolimerização: 5 e 30 minutos; 6, 24, 48, 72, 96 e 120 horas. Em seguida, os espécimes foram submetidos ao teste de resistência a flexão e, após a obtenção dos resultados e análise estatística, os autores concluíram que a aplicação de calor, visando um aumento no grau de conversão, deverá ser utilizada, de preferência, imediatamente após a fotoativação. A conversão superior do monômero ocorreu até 6 horas após a fotoativação. Eles também afirmaram que há uma redução na quantidade de monômeros residuais após 6 horas, e que, após esse período, o tratamento térmico adicional não leva a um aumento na resistência a flexão.

Em 2000, van Dijken avaliou o acompanhamento ao longo de 11 anos de *inlays* e *onlays* de resina composta. Um total de cem restaurações *inlay/onlay* foram

selecionadas e avaliadas clinicamente de acordo com os critérios de USPHS modificado, ao longo de 11 anos. Após a obtenção dos resultados o autor observou boa durabilidade para a técnica de *inlay/onlay*. Excelente adaptação marginal e baixa recidiva de cárie secundária foram observadas nos casos acompanhados.

Turkun e Atener, em 2001, compararam três marcas de resinas compostas fotopolimerizáveis usadas para restaurar dentes posteriores de 38 pacientes que apresentavam boa condição de higiene oral e que tinham cavidade em molares ou pré-molares. Um total de 88 restaurações Classe I e 32 restaurações Classe II foram feitas usando as seguintes marcas comerciais de resina compostas: Z100 (3M Dental Products Div.), Clearfil Ray-Posterior (Kuraray Co. Ltd.) e Prisma TPH (Caulk /Dentsply). As restaurações foram avaliadas diretamente por três examinadores usando os critérios Ryge. Após obtenção dos resultados, os autores descobriram que os resultados da avaliação indireta foram diferentes das avaliações diretas para as resinas Z100[®] e Prisma TPH[®] e, de acordo com esses achados, todos os materiais utilizados são adequados para restaurações posteriores. A diferença entre os dois métodos de avaliação podem ser atribuído ao nível de sensibilidade.

Em 2006, Casselli et al. avaliaram a resistência a tração diametral (DTS) de compósitos submetidos a diferentes técnicas de polimerização. Foram testados quatro compósitos neste estudo: Targis[®] (Ivoclar Vivadent Pty Ltd., Noble Park North, Melbourne Victoria, Austrália), Solidex[®] (Shofu, Higashiyama-Ku, Kyoto, Japan), Charisma[®] (Heraeus-Kulzer, Gonsennheimer, Mainz, Germany) e Filtek Z250[®] (3M Espe, St. Paul, MN, USA). Foram confeccionados 64 corpos-de-prova cilíndricos que foram divididos em 8 grupos de acordo com a técnica de polimerização (n=8). Os compósitos indiretos (Targis[®] e Solidex[®]) foram polimerizados de acordo com as normas do fabricante e os compósitos diretos Filtek Z250[®] e Charisma[®] foram fotoativados com polimerização convencional com luz halógena (Degulux Soft Start[®], Degussa Hills, Hanau, Germany) e, adicionalmente, com sistemas de polimerização adicional. Os corpos-de-prova foram armazenados em saliva artificial a 37°C por uma semana. e os testes foram realizados em uma máquina de ensaio universal (Instron Corporation, Canton, MA). Após a obtenção dos resultados e análise estatística os autores concluíram que a marca comercial de resina composta Filtek Z250[®] polimerizado adicionalmente mostrou os maiores valores de DTS. O compósito Charisma[®] não apresentou diferenças significativas

quando foram comparadas diferentes técnicas de polimerização. Compósitos diretos apresentaram maiores valores de DTS que os compósitos indiretos.

Em 2006, Zanchi et al. avaliaram o estresse de contração de três resinas compostas submetidas a diferentes métodos de fotoativação (fotoativação convencional halógena, fotoativação “soft-start” halógena e fotoativação por LED). As resinas compostas testadas foram a Filtek Z100[®] (3M/ESPE), Filtek Z250[®] (3M/ESPE) e Solitaire 2[®] (Heraeus Kulzer). Para G1, um aparelho fotoativador XL-3000 (3M/ESPE) com intensidade de 507 mW/cm² foi empregado. Em G2, o mesmo aparelho foi utilizado, mas com a intensidade reduzida nos primeiros 20 s (166 mW/cm²); em G3 foi utilizado um fotoativador LED Ultrablue I (DMC) com intensidade de 125 mW/cm². O teste foi realizado com uma máquina de ensaio universal DL 2000 (EMIC). O estresse foi registrado nos diferentes períodos de tempo: 10, 20, 40, 60, 90 e 120 segundos. Um aumento linear significativo do estresse de contração em relação ao tempo foi observado, exceto para a resina Filtek Z100[®] em G2. No geral, a fotoativação por LED (G3) reduziu o estresse gerado em comparação com a fotoativação convencional halógena (G1). Em G3, a resina com co-iniciador na sua composição apresentou menor estresse em comparação com as outras resinas testadas. A combinação entre resina composta e o método de fotoativação produziu diferentes padrões de comportamento do estresse. A polimerização com LED reduziu o estresse de contração inicial nos três materiais e foi influenciada pela presença de co-iniciadores nas resinas compostas.

Em 2007, Rodrigues Junior et al. avaliaram a influência do conteúdo inorgânico na resistência a flexão e no módulo de elasticidade de resinas compostas. Foram confeccionados 12 espécimes das seguintes marcas comerciais de resina compostas: Filtek Supreme[®] (3M/ESPE), compósito nanoparticulado; Esthet-X[®] (Dentsply), compósito híbrido; Filtek Z250[®] (3M/ESPE), compósito híbrido; Charisma[®] (Heraeus Kulzer), compósito híbrido; e Helio Fill[®] (Vigodent), compósito microparticulado; fotopolimerizados com luz halógena (Ultralux, Dabi Atlante, Ribeirão Preto, SP, Brazil) e armazenados em água por sete dias. Em seguida, o teste de resistência a flexão de três pontos foi realizado numa máquina de ensaio universal (4411, Instron, Barueri, SP, Brazil). A avaliação do peso do conteúdo inorgânico foi determinada através da incineração da fase orgânica. Após a obtenção dos resultados e análise estatística constatou-se que o compósito microparticulado (Helio Fill[®]) apresentou menor conteúdo inorgânico e propriedades

mecânicas mais baixas. Também foram observados valores de resistência à flexão e módulo de elasticidade estatisticamente diferentes entre os compósitos híbridos (Filtek Z250[®], Charisma[®] e Esthet-X[®]). O compósito nanoparticulado (Filtek Supreme[®]) apresentou valores intermediários. Os autores concluíram que o conteúdo inorgânico interfere significativamente na resistência a flexão e no módulo de elasticidade dos compósitos testados.

Acredita-se que o aprimoramento das propriedades mecânicas e a evolução da adesão dentinária consolidaram a aplicação de resina composta em dentes posteriores. Apesar das melhorias existentes, os problemas podem ser evidenciados no seu uso como material restaurador direto, dentre eles a contração gerada com sua polimerização, o que acarreta fadiga na linha de união e predispõe a interface dente/restauração à infiltração marginal. Silva et al., em 2007, demonstraram uma técnica restauradora indireta empregando resina composta tipo “condensável” confeccionada em consultório com emprego de termopolimerização adicional através de autoclave e estufa. Para os autores, o emprego indireto de resinas compostas faz com que a contração de polimerização ocorra no modelo de trabalho, não gerando tensões sobre a linha de união dente/restauração, e a fenda gerada seja selada com o emprego do agente cimentante resinoso. Somado a esta vantagem, estaria a facilidade de reprodução da forma anatômica do elemento dentário a ser restaurado.

Franco, Santos e Mondelli, em 2007, avaliaram a influência de diferentes unidades de fotopolimerização sobre a resistência a tração e microdureza de uma resina composta Filtek Z250[®] (3M ESPE). Foram usadas, no trabalho, duas fontes de luz, uma halógena (Curing Light 2500 – 3M ESPE) e duas de LED Ultraled (Dabi Atlante) e Ultrablue IS (DMC). Diferentes intensidades de luz (670, 130, 300 e 600 mW/cm², respectivamente) e diferentes tempos de cura (20, 40 e 60 segundos) foram avaliados. 12 grupos foram confeccionados e os espécimes (n=10) foram submetidos ao teste de resistência a tração em uma máquina de ensaio universal. Após a obtenção dos resultados e análise estatística os autores concluíram que o desempenho individual das unidades de fotopolimerização produziram resistência a tração semelhante para os tempos de cura de 20 e 40 segundos. No entanto, no tempo de 60 segundos, as unidades com maior densidade de potência mostraram melhores resultados. A luz halógena apresentou melhores resultados que a luz LED. A variação do tempo de exposição não tem nenhuma influência na microdureza,

quando comparados os diferentes tipos de luz usada pra cura. Entretanto, ficou evidente que as unidades com menor densidade de energia necessitam de maior tempo de ativação para produzir efeito semelhante ao de fontes de luz com alta densidade de potência.

Em 2008, Pereira et al. compararam o estresse de contração de resinas compostas por três métodos. No primeiro método, compósitos foram inseridos entre duas placas de aço inoxidável e em uma das placas foi conectado a uma célula de carga de 20 kgf de uma máquina de ensaio universal (EMIC-DL-500). No segundo método, cavidades em forma de disco foram preparadas em moldes de 2 mm de espessura, preenchidas com os compósitos diferentes, e as lacunas formadas entre os compósitos e os moldes após polimerização foram avaliadas microscopicamente. No terceiro método, foi avaliado microscopicamente o estresse de contração formado entre as paredes da resina e da cavidade em dentina bovina. Após a obtenção dos resultados e análise estatística concluiu-se que não houve diferenças significativas entre as resinas compostas obtidas com o estresse de contração do primeiro grupo e do terceiro grupo. As resinas compostas obtidas com o segundo método diferiram significativamente em relação a formação de gap.

Della Bona et al., em 2008, investigaram a resistência a flexão e resistência a tração diametral de quatro resinas compostas, considerando a hipótese que há uma relação positiva entre estas propriedades. Vinte espécimes foram confeccionados, através da fotopolimerização por LED (XL1500, 3M Dental Products, intensidade de luz $> 450\text{mW/cm}^2$), de cada marca comercial de resina composta (n=10): Filtek Z250[®] (3M Espe; St. Paul, MN, USA), Amelogen[®] (Ultradent Inc., South Jordan, UT, USA), Vitalescence[®] (Ultradent Inc., South Jordan, UT, USA) e Esthet-X[®] (Dentsply Ind. e Com. Ltda., Petrópolis, RJ, Brazil). Após a confecção dos espécimes segundo as normas da ABNT, estes foram armazenados em água destilada a 37°C por 24 horas, e submetidos ao teste de resistência em três pontos, em uma máquina de ensaio universal (EMIC 2000, Equipamentos e Sistemas de Ensaio LTDA., São José dos Pinhais, PR, Brazil). Após obtenção dos resultados e análise estatística concluiu-se que existe uma associação positiva entre resistência a flexão e os valores médios de resistência a tração diametral, confirmando a hipótese inicial.

Alpöz et al., em 2008, avaliaram a microdureza e resistência a compressão de uma marca comercial de resina composta Tetric-Ceram[®] (Ivoclar Vivadent), um compômero Compoglass[®] (Ivoclar Vivadent), e um cimento de ionômero de vidro

modificado por resina composta Fuji LC[®] (GC Corp). Os materiais foram polimerizados por luz halógena (Optilux 501[®]) e LED (Bluephase C5[®]). Os espécimes foram confeccionados em forma de disco com tamanho uniforme de 5 mm de diâmetro e 2 mm de espessura para os testes de microdureza de superfície. Para cada subgrupo foram confeccionadas 20 amostras para microdureza (n=180) e 5 amostras para resistência a compressão (n=45). No grupo 1, as amostras foram polimerizadas usando fonte de luz halógena por 40 segundos; no grupo 2 e 3 as amostras foram polimerizadas usando LED por 20 e 40 segundos, respectivamente. Após a obtenção dos resultados e análise estatística os autores concluíram que é importante aumentar o tempo de fotopolimerização e utilizar este dispositivo de maneira adequada para obtenção de polimerização adequada das resinas compostas em cavidades profundas, e para maximizar a dureza e resistência a compressão dos materiais restauradores.

Em 2008, Uctasil et al. avaliaram o efeito do aquecimento das resinas compostas nas propriedades mecânicas. Para tanto, compararam a resistência a flexão de duas marcas comerciais de resina composta: Grandio[®] (VOCO) e Filtek Z250[®] (3M ESPE). Os corpos de prova seguiram as determinações da resolução ISO 4049 e foram confeccionados em moldes em temperatura ambiente e aquecidos a 40°C, 45°C e 50°C; e polimerizados por luz halógena Elipar Hightlight (3M ESPE). Após a confecção, os espécimes foram submetidos ao teste de resistência a flexão em três pontos em uma máquina de ensaio universal Lloyd LRX (Lloyd Instruments Ltd. Fareham Hants, UK). Em seguida, os resultados obtidos foram submetidos a análise estatística e os autores concluíram que o pré aquecimento não tem efeito nocivo sobre as propriedades mecânicas das resinas compostas. Assim, as resinas compostas podem ser submetidas ao aquecimento para potencializar as vantagens clínicas, como por exemplo uma melhor adaptação as paredes da cavidade.

Em 2009, Miyazaki et al. avaliaram a resistência a flexão de resinas compostas diretas submetidas a tratamento térmico e usadas de forma indireta com ou sem a utilização de um revestimento. Depois da fotoativação, os espécimes (n=7) foram confeccionados da resina Fill Magic[®] (Vigodent S.A. Ind. Com. Bonsucesso, RJ, Brazil) com as seguintes proporções 10 x 2 x 2 mm, e foram submetidos a um tratamento térmico adicional após 48 horas da fotopolimerização com luz halógena (Optilux 501[®], Demetron, Danbury, CT, USA). Os espécimes foram submetidos a calor úmido de 170°C em um forno digital por três períodos de 5 , 10 e 15 minutos.

Após foram envolvidos por um revestimento em pó (Cristobalite[®], Dentsply, Petrópolis, RJ, Brazil) para facilitar a marcação para as incisões. Os espécimes (n=7) de resina indireta BelleGlass[®] (Belle de St. Claire, Orange, USA) foram confeccionados de acordo com as normas do fabricante. Os corpos de prova foram submetidos aos testes de resistência a flexão em três pontos numa máquina de ensaio universal (Kratos Din. Ltda., Cotia, SP, Brazil). Após a obtenção dos resultados e análise estatística, os resultados apontam que o tratamento térmico aumenta a resistência a flexão do compósito direto estudado, levando a uma maior resistência mecânica em relação ao compósito indireto.

Em 2009, Santana et al. verificaram a influência de tratamento térmico adicional em forno nas propriedades mecânicas de duas resinas compostas de marcas comerciais TPH Spectrum[®] (3M/Espe, St. Paul MN, USA) e Filtek P60[®] (Dentsply De Trey, Konstanz, Germany); comparando com um sistema indireto BelleGlass[®] (Belle de St. Claire, Orange, CA, USA). Os espécimes foram confeccionados, a partir da luz halógena (Optilux 501[®], Demetron, Danbury, CT, USA), seguindo as respectivas proporções 10 x 2 x 2 mm e foram submetidos a um tratamento térmico adicional após 48 horas. As resinas diretas foram polimerizadas com e a temperatura do tratamento térmico adicional foi determinada após termogravimetria (TG) e calorimetria diferencial de varredura (DSC). Os grupos foram divididos aleatoriamente em 5 grupos (n=7). Os espécimes tratados termicamente foram submetidos ao calor seco (170°C) por 10 minutos em um forno digital (OVMAT 7, Manfredi S.p.A, Torino, Italy) e armazenados. Os corpos de prova foram submetidos aos testes de resistência a flexão em três pontos numa máquina de ensaio universal (Kratos Din. Ltda., Cotia, SP, Brazil). Após a obtenção dos resultados e análise estatística foi possível concluir que o tratamento térmico influenciou a resistência a flexão de compósitos diretos não contribuindo para a dureza. A associação de compósitos diretos a um tratamento térmico de pós-cura pode ser uma alternativa para os sistemas atuais indiretos.

Borba, Della Bona e Cecchetti (2009) avaliaram a resistência a flexão e dureza de compósitos diretos e indiretos. Dez espécimes (n=10) em forma de barra (25 mm x 2 mm x 2 mm) foram confeccionados, seguindo as normas da ABNT. Os espécimes confeccionados de resina composta direta foram fotopolimerizados por LED (XL 1500, 3M Dental Products, St. Paul, MN, USA; intensidade de 400 mW / cm²) por 40 segundos, cada, feitos das seguintes marcas comerciais: Filtek Z250[®]

(3M Espe, St. Paul, MN, USA) e Filtek Z350[®] (3M Espe, St. Paul, MN, USA). Já os espécimes confeccionados de resina composta indireta foram confeccionados, segundo as instruções dos fabricantes, das seguintes marcas comerciais: Sinphony[®] (3M Espe, St. Paul, MN, USA) e Vita VM LC[®] (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany). Após a confecção os espécimes foram acondicionados em água destilada a 37°C por 24h e submetidos, em seguida, ao teste de resistência a flexão de 3 pontos em uma máquina de ensaio universal (EMIC 2000, Equipamentos e Sistemas de Ensaio LTDA., São José dos Pinhais, PR, Brazil). Após a obtenção dos resultados e análise estatística os resultados comprovaram que as resinas diretas testadas apresentaram uma média de resistência a flexão maior que os compósitos indiretos.

Walter et al., em 2009, realizaram estudo para determinar se a temperatura afeta a polimerização da resina composta. A resina composta Durafill[®] (Heraeus Kulzer) foi utilizada no teste, e seu encolhimento volumétrico foi medido através de um dispositivo de vídeo (AcuVol, Bisco). Para avaliar o efeito da temperatura na contração de polimerização, a resina composta foi resfriada e aquecida as respectivas temperaturas: 4°C, 20°C, 37°C, 54°C e 68°C. Após a obtenção dos resultados e análise estatística os autores concluíram que a temperatura tem efeito significativo na contração de polimerização da resina composta, especialmente em temperaturas relativamente altas (54°C ou 68°C).

Poskus et al. (2009) avaliaram o número de dureza Vickers (VHN) e a adaptação marginal, *in vitro*, de restaurações *inlay* de três resinas compostas: Filtek Z250[®], Opallis[®] e Esthet-X[®]. Para o teste de microdureza, três grupos diferentes foram confeccionados de acordo com os tratamentos de pós-cura: grupo controle (apenas fotopolimerização por 40 segundos), grupo da autoclave (fotopolimerização por 40 segundos e autoclave por 15 minutos a uma temperatura de 130°C) e grupo do microondas (fotopolimerização por 40 segundos e microondas por 3 minutos a 450W). Para avaliar a adaptação marginal, a resina composta foi inserida de forma incremental em um molde de metal, e cada incremento foi fotopolimerizado por 40 segundos. A primeira leitura foi feita na parede cervical com o auxílio de câmera de vídeo microscópica e analisada através de software. Em seguida, as amostras foram submetidas aos tratamentos de pós-cura (autoclave e microondas). Após a obtenção dos resultados e análise estatística os autores concluíram que os tratamentos de

pós-cura aumentaram os valores de dureza de Vickers e possibilitaram menor diferença na adaptação marginal.

3 OBJETIVOS

3.1 Objetivo geral

Objetiva-se através do presente estudo avaliar e comparar a resistência à flexão, de resinas compostas diretas submetidas a polimerização adicional e diferentes fontes de fotopolimerização.

3.2 Objetivos específicos

- a) avaliar a resistência a flexão de resinas compostas comerciais submetidas a fotopolimerização por luz halógena e LED;
- b) avaliar a resistência a flexão de resinas compostas comerciais submetidas a polimerização adicional;
- c) comparar a resistência a flexão de resinas compostas comerciais submetidas ou não a polimerização adicional com a resina indireta Sinphony[®].

4 MATERIAL E MÉTODOS

4.1. Resinas compostas

Cinco resinas compostas comerciais foram avaliadas neste estudo e suas características estão apresentadas no Quadro 1.

Resinas	Ice®	Glacier®	Rok®	Opallis®	Filtek Z350 XT®	Sinphony®
Fabricante	SDI Limited Bayswater, Victoria, Austrália#	SDI Limited Bayswater, Victoria, Austrália#	SDI Limited Bayswater, Victoria, Austrália#	FGM Produtos Odontológicos Joinville, SC, Brasil*	3M Dental Products St. Paul, MN USA**	3M Dental Products St. Paul, MN USA**
Lote	090501T	080386	0804131	EA2 – 020609 DA3 - 260309	A1 - 9BG A2 - 8GF	LR5348
Validade	05/2014	03/2013	04/2013	EA2 – 06/2012 DA3 – 03/2012	A1 - 10/2011 A2 - 08/2011	04/2014
Cor	A 3,5	C 2	B 2	EA2 DA3	A1D A2E	C2

Quadro 1 - Materiais testados com suas características técnicas

Fonte: * FGM Manual técnico e Home page; # SDI Manual técnico e Home page; **3M/Espe Manual técnico e Home page

4.2 Sistemas de polimerização

Os aparelhos utilizados nos processos de polimerização deste estudo estão enumerados no Quadro 2.

Sistemas de Polimerização			
Tipo	Intensidade	Modelo	Fabricante
Fotopolimerizador/ LED	1515 mW/cm ²	Flash Lite [®] 1401 CR1050	Discus Dental, LLC Culver City, CA
Fotopolimerizador/ Luz Halógena	400 mW/cm ²	VLC 500 [®]	Demetron/Kerr Danbury, CT, USA
Autoclave	12 litros 1200W	Vitale Plus 12	Cristófoli Equipamentos de Biosegurança, Campo Mourão - PR, Brasil

Quadro 2 - Sistemas de Polimerização

Fonte: Manual técnico dos equipamentos.

4.3 Confeção das amostras

4.3.1 Amostras de resina composta de uso direto

Foram confeccionadas 40 amostras de cada resina de uso direto para teste de resistência a flexão de acordo com a especificação para o teste (ISO 4049, 2000). As amostras foram construídas, a partir de uma matriz bipartida com as seguintes dimensões: 25mm de comprimento, 2mm de largura e 2mm de espessura.

Sobre uma placa de vidro, com uma tira de poliéster superposta, foi montada a matriz metálica bipartida e a mesma foi preenchida com a resina composta de uso direto com auxílio de uma espátula própria para resina. Num primeiro momento, preencheu-se a matriz até a metade (+/- 1,0 mm) procedendo-se em seguida a fotopolimerização em três tempos de 40 segundos nas duas extremidades do molde e na parte central. Preencheu-se o restante do molde e colocou-se uma tira de poliéster sobre a resina. Utilizou-se de uma lamínula de microscópio ótico colocada sobre a tira de poliéster e aplicada sobre ela uma pressão manual, fazendo-se escoar possíveis excessos e tornando a superfície uniforme. Procedeu-se em seguida a segunda fotopolimerização nos mesmos moldes da primeira.

Metade da amostra (n=20) de cada resina foi irradiada com luz produzida por fonte Halógena e a outra metade por LED. Após a finalização da fotopolimerização a

matriz foi cuidadosamente aberta e a barra de resina removida. Os excessos foram eliminados com uma lâmina de bisturi número 11 e o acabamento realizado manualmente com uma lixa de papel de granulação 600. As amostras assim produzidas foram armazenadas, até os ensaios na máquina de tração, em recipientes de polipropileno escuro com tampa e em ambiente seco.

4.3.2 Tratamento térmico adicional (calor e pressão)

Metade das amostras (n=10) polimerizadas por fonte halógena e LED foram submetidas a um tratamento térmico adicional por meio de uma autoclave. Cada grupo foi embalado de forma adequada para uso em autoclave e aplicou-se um ciclo de esterilização de acordo com as instruções do fabricante da autoclave para esterilização de instrumental odontológico. O ciclo correspondeu a um tempo de aquecimento de 10 a 35 minutos, com uma temperatura de 134°C a uma pressão de 216 kPa (2.2 kgf/cm²), tempo de esterilização de 10 minutos e tempo de secagem de 35 minutos (temperatura máxima de secagem 120°C). As amostras foram autoclavadas 1 hora após a sua polimerização final.

4.3.3 Amostras de resina compostas de uso indireto

Foram confeccionadas 10 amostras de resinas compostas de uso indireto de acordo com as instruções do fabricante da resina. Os corpos de prova foram confeccionados de maneira semelhante aos grupos descritos anteriormente e a polimerização foi realizada em aparelho do próprio fabricante da resina. O ciclo de polimerização acompanhou a instrução do fabricante e obedeceu a uma polimerização inicial de 1 minuto somente com luz e 14 minutos com luz e vácuo. Este grupo não foi submetido a nenhum tratamento térmico após a polimerização.

4.4 Teste de resistência a flexão

Após a fase de obtenção das 210 amostras (200 amostras das cinco resinas compostas de uso direto e 10 amostras da resina de uso indireto) estas foram submetidas ao ensaio de resistência a flexão obedecendo as especificações para o teste descritas na ISO 4049/2000 sendo armazenadas em ambiente seco e fora do alcance da luz natural por um tempo de 24 horas antes do ensaio de flexão.

Antes do ensaio de flexão, todas as amostras foram aferidas com um paquímetro digital (Mitutoyo, resolução 0,01 mm, amplitude 0-150 mm, Santo André, SP, Brasil) e suas medidas de largura e espessura foram anotados em planilha apropriada.

O teste de flexão a três pontos foi realizado em uma máquina de ensaio universal (EMIC DL 500[®], Curitiba, Paraná, Brasil) utilizando o dispositivo confeccionado de acordo com as especificações da normatização ISO 4049/2000. A distância entre os apoios foi de 20 mm e a velocidade de carregamento foi de 0,75 mm/min.

Um computador acoplado à máquina de ensaio registrou a carga alcançada no momento de ruptura de cada amostra. Este valor juntamente com as dimensões de largura e espessura foi aplicado à seguinte fórmula para cálculo da resistência a flexão:

$$RF = \frac{3 \cdot c \cdot l}{2 \cdot b \cdot h^2}$$

onde:

RF = Resistência a flexão (MPa)

c = carga máxima (N)

l = distância entre os apoios (mm)

b = largura da amostra (mm)

h = espessura da amostra (mm)

4.5 Tratamento estatístico

Após os cálculos matemáticos os dados foram organizados em tabelas e submetidos à análise estatística por meio de Análise de Variância (ANOVA) de 1 e 2 critérios e teste *post hoc* de Bonferroni para avaliação entre os pares.

O teste D'Agostini & Pearson foi utilizado para verificar se a normalidade da distribuição da amostra, sendo sua verificação positiva.

O teste estatístico ANOVA a 2 critérios sem repetição foi utilizado para avaliar se a resistência a flexão é influenciada pelo tipo de resina composta e pelo tipo de tratamento a que a resina foi submetida. O teste *post hoc* de Bonferroni foi utilizado para avaliação entre os pares.

O teste estatístico ANOVA 1 critério sem repetição foi utilizado para avaliar a existência de diferença na resistência a flexão entre o grupo controle (resina indireta Sinphony) e um grupo de cada resina, selecionado de acordo com o tipo de tratamento que apresentou os melhores resultados.

Os testes foram realizados pelo Software GraphPad Prism versão 5.0 (GraphPad Software, San Diego, California, USA).

ARTIGO

(Será submetido à Revista Brazilian Dental Journal)

Título do trabalho: Avaliação da resistência a flexão de resinas compostas submetidas a duas fontes de fotopolimerização e polimerização adicional por calor e pressão

Nome dos autores:

1. Juliana Nunes de Barros Mendes do Nascimento
2. Wellington Corrêa Jansen

Departamento de Odontologia, Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais PUC-Minas, Belo Horizonte, Minas Gerais, Brasil.

Autor de correspondência:

Wellington Corrêa Jansen

Departamento de Odontologia PUC Minas

e-mail: wellington.jansen@gmail.com

Endereço: Av. Dom José Gaspar, 500 - Coração Eucarístico - Belo Horizonte - MG CEP 30535-901

Telefone: (31) 3319-4444 / (31) 33194508

SUMMARY

The objective of this study was to evaluate the influence of two sources of further polymerization and curing by heat and pressure on the flexural strength of composite resins. Consisted of 21 experimental groups distributed as follows: G1 (n=10) - Glacier[®] resin light cured with halogen light, G2 (n=10) - Glacier[®] resin light cured by LED, G3 (n=10) – Glacier[®] light-cured resin with halogen light with further polymerization by heat and pressure, G4 (n=10) - Glacier[®] resin light cured by LED with further polymerization by heat and pressure. Groups 5, 6, 7 and 8 represent Rok[®] resin, respectively in the same way. Groups 9, 10, 11 and 12 for the resin Ice[®], the groups 13, 14, 15 and 16 for the resin Opallis[®] and the groups 17, 18, 19 and 20 for the resin Filtek Z350 XT[®]. The group 21 (control, n=10) represented Siphony[®] and the resin was polymerize according to manufacturer's instructions and did not undergo further polymerization by heat and pressure. The preparation of test specimens and conditions of the bending test in accordance with those standards of ISO 4049/2000. After analysis of variance and comparison of means can be concluded that the factor source polymerization. It was concluded at the end of the work, the composites, in general, increased resistance to bending after receiving further heat treatment of heat and pressure, not interfering in the form of polymerization (LED x halogen). Moreover, when compared with the indirect resin, the values of the bending strength of composites were superior to the indirect material direct, thus indicating that the direct use of resin composite mechanical properties are improved if subjected to a source of further polymerization and can be used indirectly method.

Key words: composite resins, thermic treatment, flexural strength.

INTRODUÇÃO

Recentes avanços na área dos materiais dentários restauradores, aliado a procura por restaurações estéticas pelos pacientes de Odontologia, têm contribuído satisfatoriamente para que os profissionais tenham à disposição, cada vez mais, recursos para solucionarem as mais diversas situações clínicas. Em casos de reconstruções dentais extensas, o cirurgião-dentista possui uma série de opções de tratamento, dentre as quais podem citar a utilização de

restaurações de resina composta, tanto na forma direta quanto na forma indireta. Neste sentido, as resinas compostas indiretas estão se tornando, a cada dia, mais populares para a execução de restaurações tipo *inlay/onlay*. Quando comparadas aos materiais indiretos existentes no mercado, as resinas compostas apresentam maior facilidade de confecção, melhor polimento intrabucal e um menor custo financeiro (1).

As resinas compostas diretas são materiais que foram introduzidos no mercado a partir de 1960, e apesar do constante progresso deste material, ainda há problemas no que tange as propriedades físicas e mecânicas e, assim, avanços significativos são observados no sentido de melhorar suas características físicas e mecânicas.

No intuito de diminuir as desvantagens das resinas compostas diretas, as resinas para os sistemas indiretos foram introduzidas em meados da década de 1980. Atualmente, as resinas compostas de segunda geração são amplamente utilizadas em substituição às resinas de primeira geração, e a estas foram adicionadas partículas híbridas em alta densidade a fim de tornar o material mais rígido e, assim, mais resistente ao desgaste. Os compósitos de segunda geração são indicados para confecção de *inlays*, *onlays* e coroas totais, contendo de quatro a seis grupos bifuncionais, o que promove maior grau de conversão polimérico, aumentando o número de ligações cruzadas e proporcionando boas propriedades físicas e mecânicas (2). Outro aspecto importante para melhor desempenho mecânico das resinas indiretas foi a polimerização em aparelhos que não limitam o espectro de luz produzindo dupla polimerização por luz e calor geradas pela amplitude do espectro.

Acredita-se que a aplicação de resina composta direta de forma indireta, produz restaurações em que a contração de polimerização, inerente às resinas, ocorra no modelo de gesso e não na sua aplicação direta na cavidade bucal. Isso significa que tal método é uma alternativa nos casos de reconstruções de dentes amplamente destruídos, que exigem restaurações indiretas, por terem o remanescente dental fragilizado.

São descritas duas técnicas para a confecção de restaurações de resinas compostas indiretamente, sendo a técnica semi-direta ou direta / indireta e a técnica indireta propriamente dita (3,4,5).

A possibilidade da utilização de unidades de luz laboratoriais, além da utilização de mecanismos de ativação complementar, constitui um importante aspecto no que diz respeito às resinas compostas confeccionadas de forma indireta, Assim, um grande número de procedimentos adicionais de polimerização tem sido proposto, incluindo ativação complementar por luz e por calor, possibilitando a utilização de resinas compostas diretas em restaurações indiretas, utilizando sistemas de ativação complementar, produzindo

propriedades físicas, mecânicas e biológicas semelhantes ou até superiores às conseguidas com resinas compostas indiretas (6).

Após a fotoativação, a polimerização pode ser completada por um tratamento adicional, com luz e/ou calor, que podem ser feitos sob condições ambientais controladas. Esses tratamentos adicionais levam a um aumento no grau de conversão, a melhoria das propriedades mecânicas, estabilidade de cor e uma redução do desgaste desses materiais (7,8). Alguns autores (9,10) propõem a utilização das resinas compostas associadas a tratamentos térmicos em forno convencional de esterilização, autoclave ou forno de porcelana. Este tratamento pode proporcionar um aumento no grau de conversão (pós-cura).

A possibilidade de restaurações estéticas indiretas utilizando resinas compostas diretas sem uso de equipamentos especiais leva ao objetivo deste trabalho que é uma avaliação do comportamento mecânico de flexão das resinas compostas após processo de pós-cura.

MATERIAL E MÉTODOS

Resinas compostas

Cinco resinas compostas comerciais foram avaliadas neste estudo e suas características estão apresentadas no Quadro 1.

Resinas	Ice®	Glacier®	Rok®	Opallis®	Filtek Z350 XT®	Sinphony®
Fabricante	SDI Limited Bayswater, Victoria, Austrália#	SDI Limited Bayswater, Victoria, Austrália#	SDI Limited Bayswater, Victoria, Austrália#	FGM Produtos Odontológicos Joinville, SC, Brasil*	3M Dental Products St. Paul,MN USA**	3M Dental Products St. Paul,MN USA**
Lote	090501T	080386	0804131	EA2 – 020609 DA3 - 260309	A1 - 9BG A2 - 8GF	LR5348
Validade	05/2014	03/2013	04/2013	EA2 – 06/2012 DA3 – 03/2012	A1 - 10/2011 A2 - 08/2011	04/2014
Cor	A 3,5	C 2	B 2	EA2 DA3	A1D A2E	C2

Quadro 1 - Materiais testados com suas características técnicas

Fonte: * FGM Manual técnico e Home page; # SDI Manual técnico e Home page;
**3M/Espe Manual técnico e Home page

Sistemas de polimerização

Os aparelhos utilizados nos processos de polimerização deste estudo estão enumerados no Quadro 2.

Sistemas de Polimerização			
Tipo	Intensidade	Modelo	Fabricante
Fotopolimerizador/ LED	1515 mW/cm ²	Flash Lite 1401 CR1050	Discus Dental, LLC Culver City, CA
Fotopolimerizador/ Luz Halógena	400 mW/cm ²	VLC 500	Demetron/Kerr Danbury, CT, USA
Autoclave	12 litros 1200W	Vitale Plus 12	Cristófoli Equipamentos de Biosegurança, Campo Mourão - PR, Brasil

Quadro 2 - Sistemas de Polimerização

Fonte: Manual técnico dos equipamentos.

Confecção das amostras

Amostras de resina composta de uso direto

Foram confeccionadas 40 amostras de cada resina de uso direto para teste de resistência a flexão de acordo com a especificação para o teste (ISO 4049, 2000). As amostras foram construídas, a partir de uma matriz bipartida com as seguintes dimensões: 25mm de comprimento, 2mm de largura e 2mm de espessura

Sobre uma placa de vidro, com uma tira de poliéster superposta, foi montada a matriz metálica bipartida e a mesma foi preenchida com a resina composta de uso direto com auxílio de uma espátula própria para resina. Num primeiro momento, preencheu-se a matriz até a metade (+/- 1,0 mm) procedendo-se em seguida a fotopolimerização em três tempos de 40 segundos nas duas extremidades do molde e na parte central. Preencheu-se o restante do molde e colocou-se uma tira de poliéster sobre a resina. Utilizou-se de uma lamínula de microscópio ótico colocada sobre a tira de poliéster e aplicada sobre ela uma pressão manual, fazendo-se escoar possíveis excessos e tornando a superfície uniforme. Procedeu-se em seguida a segunda fotopolimerização nos mesmos moldes da primeira.

Metade da amostra (n=20) de cada resina foi irradiada com luz produzida por fonte Halógena e a outra metade por LED. Após a finalização da fotopolimerização a matriz foi

cuidadosamente aberta e a barra de resina removida. Os excessos foram eliminados com uma lâmina de bisturi número 11 e o acabamento realizado manualmente com uma lixa de papel de granulação 600. As amostras assim produzidas foram armazenadas, até os ensaios na máquina de tração, em recipientes de polipropileno escuro com tampa e em ambiente seco.

Tratamento térmico adicional (calor e pressão)

Metade das amostras (n=10) polimerizadas por fonte halógena e LED foram submetidas a um tratamento térmico adicional por meio de uma autoclave. Cada grupo foi embalado de forma adequada para uso em autoclave e aplicou-se um ciclo de esterilização de acordo com as instruções do fabricante da autoclave para esterilização de instrumental odontológico. O ciclo correspondeu a um tempo de aquecimento de 10 a 35 minutos, com uma temperatura de 134°C a uma pressão de 216 kPa (2.2 kgf/cm²), tempo de esterilização de 10 minutos e tempo de secagem de 35 minutos (temperatura máxima de secagem 120°C).

Amostras de resina compostas de uso indireto

Foram confeccionadas 10 amostras de resinas compostas de uso indireto de acordo com as instruções do fabricante da resina. Os corpos de prova foram confeccionados de maneira semelhante aos grupos descritos anteriormente e a polimerização foi realizada em aparelho do próprio fabricante da resina. O ciclo de polimerização acompanhou a instrução do fabricante e obedeceu a uma polimerização inicial de 1 minuto somente com luz e 14 minutos com luz e vácuo. Este grupo não foi submetido a nenhum tratamento térmico após a polimerização.

Teste de resistência a flexão

Após a fase de obtenção das amostras, 200 amostras das cinco resinas compostas de uso direto e 10 amostras da resina de uso indireto foram submetidas ao ensaio de resistência a flexão obedecendo as especificações para o teste descritas na ISO 4049/2000.

Antes do ensaio de flexão, todas as amostras foram aferidas com um paquímetro digital (Mitutoyo, resolução 0,01 mm, amplitude 0-150 mm, Santo André, SP, Brasil) e suas medidas de largura e espessura foram anotadas em planilha apropriada.

O teste de dobramento em três pontos foi realizado em uma máquina de ensaio universal (EMIC DL 500, Curitiba, Paraná, Brasil) utilizando o dispositivo confeccionado de acordo com as especificações da normatização ISO 4049/2000. A distância entre os apoios foi de 20 mm e a velocidade de carregamento foi de 0,75 mm/min.

Um computador acoplado à máquina de ensaio registrou a carga alcançada no momento de ruptura de cada amostra. Este valor juntamente com as dimensões de largura e espessura foi aplicado à seguinte fórmula para cálculo da resistência a flexão:

$$RF = \frac{3 \cdot c \cdot l}{2 \cdot b \cdot h^2}$$

onde:

RF = Resistência a flexão (MPa)

c = carga máxima (N)

l = distância entre os apoios (mm)

b = largura da amostra (mm)

h = espessura da amostra (mm)

RESULTADOS

Após os cálculos matemáticos, os dados foram organizados em tabelas e submetidos à análise estatística por meio de Análise de Variância (ANOVA) de 1 e 2 critérios e teste *post hoc* de Bonferroni para avaliação entre os pares.

O teste D'Agostini & Pearson foi utilizado para verificar se a distribuição dos dados era normal, mostrando normalidade nesta distribuição.

O teste estatístico ANOVA a 2 critérios sem repetição foi utilizado para avaliar se a resistência a flexão é influenciada pelo tipo de resina composta e pelo tipo de tratamento a que a resina foi submetida. O teste *post hoc* de Bonferroni foi utilizado para avaliação entre os pares.

O teste estatístico ANOVA 1 critério sem repetição foi utilizado para avaliar a existência de diferença na resistência a flexão entre o grupo controle (resina indireta Sinphony) e um grupo de cada resina, selecionado de acordo com o tipo de tratamento que apresentou os melhores resultados.

Os testes foram realizados pelo Software GraphPad Prism versão 5.0 (GraphPad Software, San Diego, California, USA).

A seguir as tabelas e gráficos confeccionados a partir dos resultados obtidos:

Tabela 1 Médias dos valores de resistência a flexão das resinas compostas, com o desvio padrão, e os níveis de significância (p)

Tratamento	Resinas					Valor de p*
	Filtek Z350 XT [®]	Opallis [®]	Rok [®]	Ice [®]	Glacier [®]	
Halógena	117.0 ± 11.92	97.5 ± 11.67	117.2 ± 11.30	109.9 ± 15.33	95.4 ± 5.51	ns ^{b,c,f,g,h,j} p < 0.05 ^a p < 0.01 ^{d,e,i} p < 0.001
LED	120.4 ± 11.54	100.7 ± 5.83	107.1 ± 21.41	107 ± 19.61	96.7 ± 10.77	ns ^{b,c,f,g,h,j} p < 0.05 ^{a,e} p < 0.01 ^{d,i} p < 0.001
Halógena + Autoclave	122.0 ± 11.43	147.4 ± 16.20	145.3 ± 18.20	156.7 ± 20.14	126.2 ± 18.09	ns ^{d,e,f,h} p < 0.05 ⁱ p < 0.01 ^{b,g} p < 0.001 ^{a,c,j}
LED + Autoclave	123.1 ± 9.45	141.3 ± 15.13	148.2 ± 18.22	150.4 ± 14.73	129.2 ± 17.02	ns ^{d,e,f,g,h} p < 0.05 ^{a,i} p < 0.01 ^j p < 0.001 ^{b,c}

*Valor de p obtido pelo teste ANOVA 1 critério sugerido pelo teste *post hoc* de Bonferroni

^a Filtek Z350 XT[®] x Opallis[®]; ^b Filtek Z350 XT[®] x Rok[®]; ^c Filtek Z350 XT[®] x Ice[®]; ^d Filtek Z350 XT[®] x Glacier[®]; ^e Opallis[®] x Rok[®]; ^f Opallis[®] x Ice[®]; ^g Opallis[®] x Glacier[®]; ^h Rok[®] x Ice[®]; ⁱ Rok[®] x Glacier[®];

^j Ice x Glacier

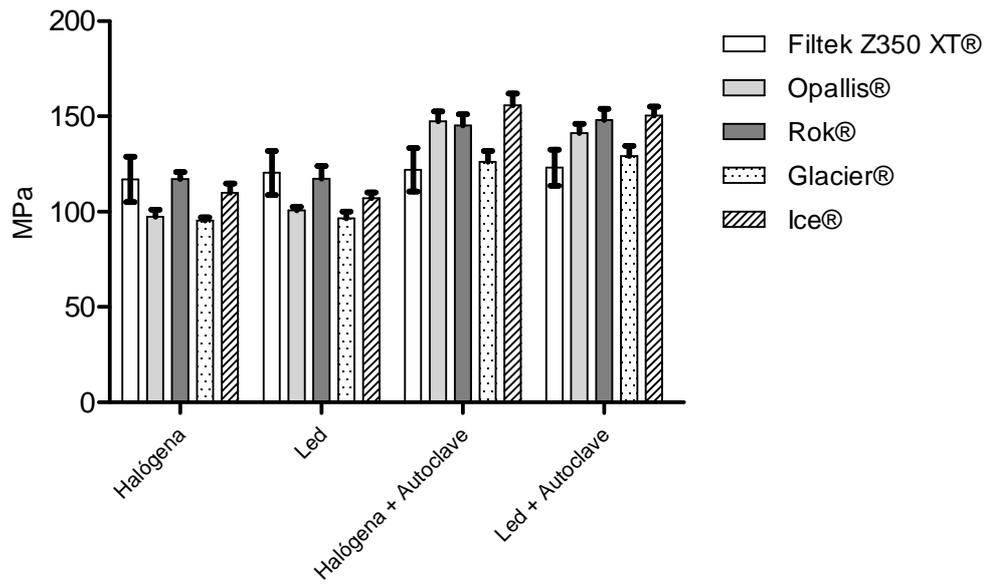


Gráfico 1 Médias dos valores de resistência a flexão das resinas compostas, com o desvio padrão, e os níveis de significância (p)

Tabela 2 Médias dos valores de resistência a flexão das resinas compostas, com o desvio padrão, e os níveis de significância (p) comparadas ao tipo de tratamento ao qual o material foi submetido

Resina	Tratamento				Valor de p*
	Halógena	LED	Halógena + Autoclave	LED + Autoclave	
Filtek Z350 XT [®]	117.0±11.92	120.4±11.54	122.0±11.43	123.1±9.45	ns ^{a,b,c,d,e,f} p□0.05 p□0.01 p□0.001
Opallis [®]	97.47±11.67	100.7±5.83	147.4±16.20	141.3±15.13	ns ^{a,f} p□0.05 p□0.01 p□0.001 ^{b,c,d,e}
Rok [®]	117.2±11.30	117.2±21.41	145.3±18.20	148.2±18.22	ns ^{a,f} p□0.05 p□0.01 p□0.001 ^{b,c,d,e}
Ice [®]	109.9±15.33	107.1±9.61	155.7±20.14	150.4±14.73	ns ^{a,f} p□0.05 p□0.01 p□0.001 ^{b,c,d,e}
Glacier [®]	95.39±5.51	96.67±10.77	126.2±18.09	129.2±17.02	ns ^{a,f} p□0.05 p□0.01 p□0.001 ^{b,c,d,e}

*Valor de p obtido pelo teste ANOVA 1 critério sugerido pelo teste *post hoc* de Bonferroni

^a Hálogena x LED;

^b Hálogena x Hálogena + Autoclave;

^c Hálogena x LED + Autoclave;

^d LED x Hálogena + Autoclave;

^e LED x LED + Autoclave;

^f Hálogena + Autoclave x LED + Autoclave

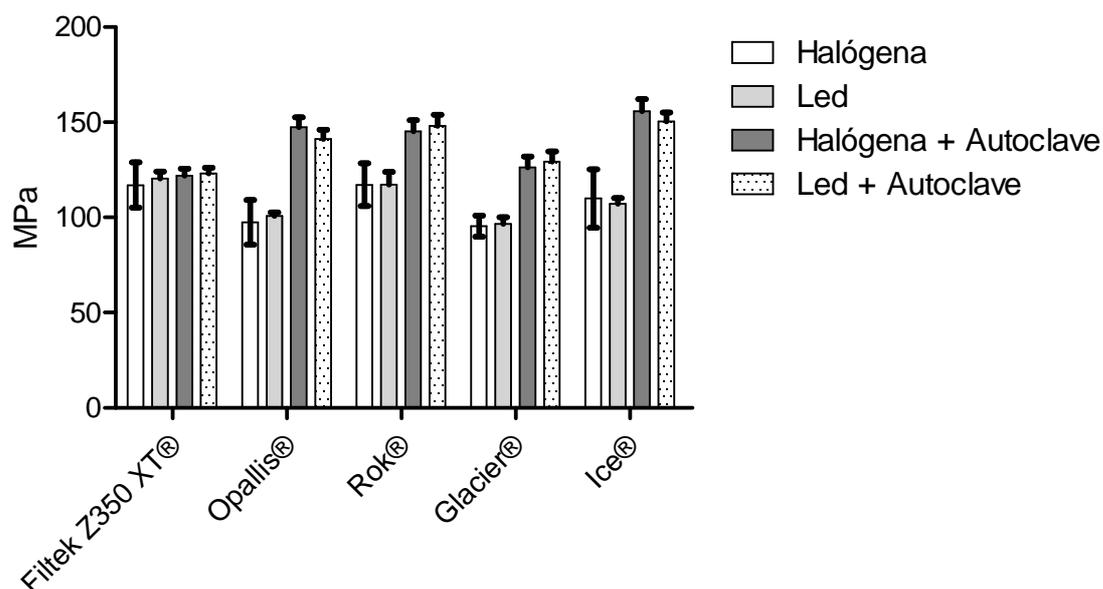


Gráfico 2 Média dos valores de resistência a flexão das resinas compostas, com o desvio padrão e os níveis de significância (p) comparadas ao tipo de tratamento ao qual o material foi submetido

Tabela 3 Comparação dos resultados relevantes dos materiais diretos com o material indireto

Resina	Resistência a flexão MPa	Valor de p*
Siphony	131,3	ns ^{a,b,c,e}
Filtek (LED + Autoclave)	123,1	p < 0.01 ^d
Opallis (Halógena + Autoclave)	147,4	
Rok (LED + Autoclave)	148,2	
Ice (Halógena + Autoclave)	156,7	
Glacier (LED + Autoclave)	129,2	

Valor de p obtido pelo teste ANOVA 1 critério sugerido pelo teste *post hoc* de Bonferroni

^a Siphony x Filtek (LED + Autoclave);

^b Siphony x Opallis (Halógena + Autoclave);

^c Siphony x Rok (LED + Autoclave);

^d Siphony x Ice (Halógena + Autoclave);

^e Siphony x Glacier (LED + Autoclave).

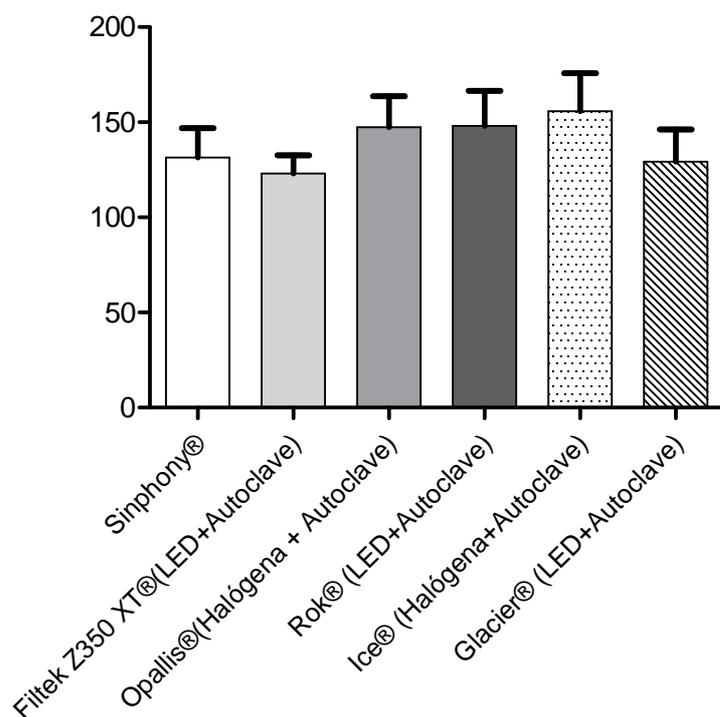


Gráfico 3 Comparação dos resultados relevantes dos materiais diretos com o material indireto.

DISCUSSÃO

A resistência à flexão pode ser entendida como uma mensuração coletiva de forças de tração, compressão e cisalhamento (11). Os ensaios de resistência à flexão são de grande relevância clínica para avaliação da resistência dos materiais restauradores, já que os materiais que apresentam uma elevada resistência à flexão são menos propensos a fraturas marginais (12).

No que diz respeito à fotopolimerização por LED e por luz halógena, como mostra a Tabela 1, apesar da diferença dos valores obtidos nos diferentes tipos de fotopolimerização das resinas compostas, estes não foram significativos para a maior parte dos materiais testados. Pode-se dizer que, quando comparadas as resinas compostas fotopolimerizadas por LED e por luz halógena, não houve diferença estatística significativa. Os dados obtidos se contrapõem aos dados de outro trabalho (13) em que mostra que a luz halógena apresentou melhores resultados que o LED. Acredita-se que se as intensidades luminosas dos aparelhos fossem semelhantes poder-se-ia ter resultados diferentes ao que foi encontrado neste trabalho.

Do ponto de vista da influência da pós-cura, observa-se no gráfico 2 que, com exceção da resina Filtek Z350 XT® que se manteve praticamente com a mesma média, as demais

resinas Opallis[®], Rok[®], Ice[®] e Glacier aumentaram a média de resistência a flexão após serem submetidas ao tratamento adicional de calor e pressão. Os achados assemelham-se as conclusões obtidas de outro (14) que afirma que o tratamento de pós-cura aumenta os valores de dureza de Vickers e possibilitam menor diferença de adaptação marginal.

As resinas compostas podem ser submetidas ao aquecimento para potencializar as vantagens clínicas (15) e tal fato pode ser constatado ao observar-se o gráfico 1.

Ainda a respeito da pós-cura, analisando-se o Gráfico 1, pode-se dizer que as médias dos valores de resistência a flexão das resinas compostas foi influenciada pelo tratamento térmico adicional de calor e pressão, independente do tipo de luz usada na fotopolimerização inicial, isto é, aumentaram seus valores de resistência a flexão, como pode ser observado na tabela 2. Os resultados obtidos mostraram que o tratamento térmico adicional influenciou, positivamente, a resistência a flexão das resinas compostas testadas e o tipo de luz de fotoativação não interferiu neste quesito. Dessa forma, assemelham-se aos resultados encontrados em diversos trabalhos (16, 17, 18, 19, 20) em que a resistência a flexão dos compósitos aumentou com o tratamento térmico adicional.

A tabela 3 mostra a comparação entre os resultados mais relevantes de cada material testado com a resina composta indireta Siphony[®]. Apesar dos valores das médias de resistência a flexão terem sido maiores que a média do compósito indireto no caso das resinas Opallis[®], Rok[®] e Ice[®], o único resultado significativo ($p < 0.01$) foi no grupo em que se comparou a resina Ice[®] fotopolimerizada por luz halógena e submetida a calor e pressão com a resina Siphony[®]. Os demais não foram significantes.

O conteúdo orgânico do material interfere na resistência a flexão (21) e de acordo com os resultados obtidos na tabela 3 a resina composta Ice[®], compósito nano híbrido, foi a única resina composta que mostrou nível de significância estatística ao ser comparada ao material indireto.

Os resultados obtidos assemelham-se aos resultados de outro trabalho (19) em que as resinas compostas diretas apresentaram média de resistência a flexão maior que a média dos compósitos indiretos. Ainda sobre o tema, os resultados apontam o mesmo que outros autores obtiveram em que o tratamento térmico influenciou positivamente a resistência a flexão e pode ser uma alternativa aos sistemas indiretos (17). O tratamento térmico aumenta a resistência a flexão e esta se torna maior que a resistência do material indireto, como foi o caso da resina Ice[®](16).

CONCLUSÃO

Conclui-se que as resinas compostas, de uma maneira geral, aumentaram a resistência a flexão após receberem o tratamento térmico adicional de calor e pressão, não interferindo a forma de fotopolimerização (LED x fonte halógena). Além disso, quando comparadas com a resina indireta, os valores de resistência a flexão dos compósitos diretos se foram superiores ao do material indireto, indicando assim que as resina compostas de uso direto têm suas propriedades mecânicas melhoradas se submetidas a uma fonte de polimerização adicional e podem ser usadas de forma indireta.

RESUMO

O objetivo deste estudo foi avaliar a influência de duas fontes de fotopolimerização e da polimerização adicional por calor e pressão na resistência a flexão de resinas compostas. Constituíram-se 21 grupos experimentais assim distribuídos: G1 (n=10) – resina Glacier[®] fotopolimerizada com luz halógena; G2 (n=10) – resina Glacier[®] fotopolimerizada por LED; G3 (n=10) – resina Glacier[®] fotopolimerizada com luz halógena com polimerização adicional por calor e pressão; G4 (n=10) – resina Glacier[®] fotopolimerizada por LED com polimerização adicional por calor e pressão. Os grupos 5, 6, 7 e 8 representam a resina Rok[®], nos mesmos moldes respectivamente. Os grupos 9, 10,11 e 12 para a resina Ice[®]; os grupos 13, 14, 15 e 16 para a resina Opallis[®] e os grupos 17, 18, 19 e 20 para a resina Filtek Z350 XT[®]. O grupo 21 (controle, n=10) representou a resina Siphony[®] polimerizada de acordo com instruções do fabricante e não sofreu polimerização adicional por calor e pressão. A confecção dos corpos de prova e as condições do teste de flexão obedeceram às normas da ISO 4049/2000. Conclui-se que as resinas compostas, de uma maneira geral, aumentaram a resistência à flexão após receberem o tratamento térmico adicional de calor e pressão, não interferindo a forma de fotopolimerização (LED x fonte halógena). Além disso, quando comparadas com a resina indireta, os valores de resistência a flexão dos compósitos diretos foram superiores ao do material indireto, indicando assim que as resina compostas de uso direto têm suas propriedades mecânicas melhoradas se submetidas a uma fonte de polimerização adicional e podem ser usadas de forma indireta.

Palavras chave: resinas compostas, tratamento térmico, resistência a flexão.

REFERÊNCIAS

1. Kurdziolek S, Leinfelder KF, Delahaye A. Properties and characteristics of an indirect Bis-GMA, barium-glass polymer ceramic restorative system. *Compend. Contin. Educ. Dent.*, 2000, 12:1031-7.
2. Leinfelder KF. New developments in resin restorative systems. *J. Am. Dent. Assoc.*, 1997, 5:573-81.
3. Spreafico RC, Krejci I, Dietschi D. Clinical performance and marginal adaptation of class II direct and semi direct composite restorations over 3.5 years in vivo. *J. Dent.*, 2005, 6:499-507.
4. Garone Netto N, Burger RC. Inlay e onlay metálica e estética. São Paulo: Santos, 1998. Cap. 8: Inlay e onlay de resina composta, p.185-231.
5. Peutzfeldt A.; Asmussen EA. Comparison of accuracy in seating and gap formation for three inlay/onlay techniques. *Oper. Dent.*, 1990, 4:129-35.
6. Soares CJ. et al.. Mechanical properties of light-cured composites polymerized with several additional post-curing methods. *Oper. Dent.*, 2005, 3:389-94.
7. Terry DA, Touati B. Clinical considerations for aesthetic laboratory-fabricated inlay/onlay restorations: a review. *PPAD 2001*;13:51-58.
8. Cesar PF, Miranda Jr WG, Braga RR. Influence of shade and storage time on the flexural strength, flexural modulus, and hardness of composites used for indirect restorations. *JPD 2001*,86:289-296.
9. Wendt SLJ, Leinfelder KF. The clinical evaluation of heat-treated composite resin inlay, *JADA*, 1990, 2:177-1810.
10. 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*, 2000, 6:447-452.
11. Anusavice KJ. Phillips: materiais dentários. 10. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1998. Cap. 3: Propriedades físicas dos materiais dentários, p. 18-27; Cap. 4: Propriedades mecânicas dos materiais dentários, p.28-43.
12. Ersoy M. et al.. Physical properties of different composites. *Dent Mater J*, Tokio, 2004, 3:278-84.
13. Franco EB, Santos PA, Mondelli RFL. The effect of different light-curing units on tensile strength and microhardness of a composite resin, *J Appl Oral Sci*, 2007, 6:470-474.
14. Poskus LT, Latempa AMA, Chagas MA, Silva EM, Leal MPS, Guimarães JGA. Influence of post-cure treatments on hardness and marginal adaptation of composite resin inlay restorations: an *in vitro* study, *J Appl Oral Sci*, 2009, 6:617-622.
15. Uctasil MB, Arisu HD, Lasilla LVJ, Valittu PK. Effect of preheating on the mechanical properties of resin composites, *Eur J Dent*, 2008, 2:263-268.
16. Miyazaki CL, Medeiros IS, Santana IL, Matos JR, Rodrigues Filho LE. Heat treatment of a direct composite resin: influence on flexural strength. *Braz Oral Res*, 2009, 3:241-247.
17. Santana IL, Lodovici E, Matos JR, Medeiros IS, Miyazaki CL, Rodrigues Filho LE. Effect of experimental heat treatment on mechanical properties of resin composites, *Braz Dent J*, 2009, 3:205-210.
18. Casselli DSM, Worschech CC, Paulillo LAMS, Dias CTS. Diametral tensile strength

- of composite resins submitted to different activation techniques, *Braz Oral Res*, 2006, 3:214-8.
19. Borba M, Della Bona A, Cecchetti D. Flexural strength and hardness of direct and indirect composites, *Braz Oral Res*, 2009: 1:5-10.
 20. Loza-herrero MA, Rueggeberg EA, Caughman WF, Schuster GS, Lefebvre CA, Gardner FM. Effect of heating delay on conversion and strength of a post-cured resin composite, *J Dent Res*, 1998, 2:426-431.
 21. Rodrigues Junior SA, Zanchi CH, Carvalho RV, Demarco FF. Flexural strength and modulus of elasticity of different types of resin-based composites, *Braz Oral Res*, 2007, 1:16-21.

REFERÊNCIAS

ALPÖZ, A.R., et al. Effects of light curing method and exposure time on mechanical properties of resin based dental materials, **European Journal Dental Education**, n.2, p.37-42, 2008.

BORBA, M.; DELLA BONA, A.; CECCHETTI, D. Flexural strength and hardness of direct and indirect composites, **Brazilian Oral Research**, v.23, n.1, p.5-10, 2009.

CASSELLI, D.S.M., et al. Diametral tensile strength of composite resins submitted to different activation techniques, **Brazilian Oral Research**, v.20, n.3, p.214-218, 2006.

CESAR, P.F.; MIRANDA JR, W.G., BRAGA, R.R. Influence of shade and storage time on the flexural strength, flexural modulus, and hardness of composites used for indirect restorations, **The Journal of Prosthetic Dentistry**, v.86, n.3, p.289-296, 2001.

DELLA BONA, A., et al. Flexural and diametral tensile strength of composite resins, **Brazilian Oral Research**, v.22, n.1, p.84-89, 2008.

FRANCO, E.B.; SANTOS, P.A.; MONDELLI, R.F.L. The effect of different light-curing units on tensile strength and microhardness of a composite resin, **Journal of Applied Oral Science**, v.15, n.6, p.470-474, 2007.

GARONE NETTO, N.; BURGER, R.C. **Inlay e onlay metálica e estética**. São Paulo: Santos, Cap. 8: Inlay e onlay de resina composta, p.185-231, 1998.

INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARTIZATION. ISO 4049: Dentistry - Resin-based filling materials. Switzerland, ISO, 1992.

KURDZIOLEK, S.; LEINFELDER, K.F.; DELAHAYE, A. Properties and characteristics of an indirect Bis-GMA, barium-glass polymer ceramic restorative system. **Compendium of Continuing Education in Dentistry**, Jamesburg, v.21, n.12, p.1031-1037, Dec. 2000.

LEINFELDER, K.F. New developments in resin restorative systems. **J Am Dent Assoc**, Chicago, v.128, n.5, p. 573-581, May 1997.

LOZA-HERRERO, M.A., et al. Effect of heating delay on conversion and strength of a post-cured resin composite, **Journal of Dental Research**, v.77, n.2, p.426-431, 1998.

McCABE, J.F.; KAGI, S. Mechanical properties of a composite inlay material following post-curing, **Brazilian Dental Journal**, p.171-246, 1991.

MIYAZAKI, C.L., et al. Heat treatment of a direct composite resin: influence on flexural strength. **Brazilian Oral Research**, v.23, n.3, p.241-247, 2009.

PEREIRA, R.A., et al. Comparative analysis of the shrinkage stress of composite resins, **Journal of Applied Oral Science**, v.16, n.1, p.30-34, 2008.

PEUTZFELDT, A.; ASMUSSEN, E. A comparison of accuracy in seating and gap formation for three inlay/onlay techniques. **Operative Dentistry**, Seattle, v.15, n.4, p.129-135, July/Aug. 1990.

PEUTZFELDT, A, ASMUSSEN, E. The effect of postcuring on quantity of remaining double bonds, mechanical properties, and *in vitro* wear of two resin composites, **Journal of Dentistry**, v.28, n.6, p.447-452, 2000.

POSKUS, L.T., et al. Influence of post-cure treatments on hardness and marginal adaptation of composite resin inlay restorations: an *in vitro* study, **Journal of Applied Oral Science**, v.17, n.6, p.617-622, 2009.

RODRIGUES JUNIOR, S.A., et al. Flexural strength and modulus of elasticity of different types of resin-based composites, **Brazilian Oral Research**, v.21, n.1, p.16-21, 2007.

SANTANA, I.L.; et al. Effect of experimental heat treatment on mechanical properties of resin composites, **Brazilian Dental Journal**, v.20, n.3, p.205-210, 2009.

SILVA, C.H.V., et al. Restauração indireta em resina composta – uso do calor na polimerização adicional, **Odontologia Clínica e Científica**, v.6, n.1, p.85-89, 2007.

SOARES, C.J. et al.. Mechanical properties of light-cured composites polymerized with several additional post-curing methods. **Operative Dentistry**, Seattle, v.30, n.3, p.389-394, May/June 2005.

SPREAFICO, R.C.; KREJCI, I.; DIETSCHI, D. Clinical performance and marginal adaptation of class II direct and semi direct composite restorations over 3.5 years in vivo. **Journal of Dentistry**, Guildford, v.33, n.6, p. 499-507, Feb. 2005.

TERRY, D. A., TOUATI, B. Clinical considerations for aesthetic laboratory-fabricated inlay/onlay restorations: a review, **Practical Procedures & Aesthetic Dentistry**, v.13, n.1, p.51-58, 2001.

TÜRKÜN, L.S.; AKTENER, O. Twenty-four-month clinical evaluation of different posterior composite resin materials, **The Journal of the American Dental Association**, v.132, p.196-203, 2001.

UCTASIL, M.B., et al. Effect of preheating on the mechanical properties of resin composites **European Journal Dental Education**, n.2, p.263-268, 2008.

VAN DIJKEN, J.W.V. Direct resin composite inlays/onlays: an 11 year follow-up, **Journal of Dentistry**, n.28, p.299-306, 2000.

WALTER, R., et al. Effects of temperature on composite resin shrinkage, **Quintessence International**, v.40, n.10, p.843-847, 2009.

WENDT, S.L.J., LEINFELDER, K.F. The clinical evaluation of heat-treated composite resin inlay, **The Journal of the American Dental Association**, v.120, n.2, p.177-181, 1990.

ZANCHI, C.H., et al. Shrinkage stress of three composites under different polymerization methods, **Brazilian Oral Research**, v.20, n.2, p.137-142, 2006.

ANEXOS

GRUPO 1

Teste de Resistência a Flexão Material: GLACIER (SDI) Condição experimental: Polimerização Halógena					
	b	h	c	l	RF
CP	Largura/mm	Espessura/mm	Carga/N	Distância/mm	MPa
1	2,0	2,1	28	20	95,23
2	2,1	2,0	28	20	100,00
3	1,9	2,1	25	20	89,55
4	2,0	1,9	20	20	90,63
5	1,9	2,1	24	20	85,97
6	1,8	2,1	25	20	94,51
7	1,9	2,0	29	20	103,88
8	2,0	2,1	28	20	95,23
9	2,1	2,0	28	20	100,00
10	2,1	1,9	25	20	98,94
Média			26,0		95,39

GRUPO 2

Teste de Resistência a Flexão Material: GLACIER (SDI) Condição experimental: Polimerização LED					
	b	h	c	l	RF
CP	Largura/mm	Espessura/mm	Carga/N	Distância/mm	MPa
1	2,0	1,9	26	20	108,03
2	1,8	2,0	28	20	116,66
3	2,0	2,1	25	20	85,03
4	2,0	2,1	28	20	95,23
5	1,9	2,0	23	20	90,78
6	1,9	2,1	23	20	82,38
7	2,0	1,9	21	20	87,25
8	1,9	2,0	26	20	102,63
9	2,0	1,9	24	20	99,72
10	2,1	1,8	25	20	98,94
Média			24,9		96,66

GRUPO 3

Teste de Resistência a Flexão					
Material: GLACIER (SDI)					
Condição experimental: Polimerização Halógena + autoclave					
	b	h	c	l	RF
CP	Largura/mm	Espessura/mm	Carga/N	Distância/mm	MPa
1	2,2	1,9	33	20	124,68
2	1,9	2,1	29	20	103,88
3	2,1	2,1	32	20	103,67
4	2,0	1,9	35	20	145,42
5	2,1	1,9	38	20	150,39
6	2,1	2,0	40	20	142,85
7	2,1	2,0	32	20	114,28
8	1,9	2,0	33	20	130,26
9	1,9	2,1	39	20	139,70
10	2,2	2,2	38	20	107,09
Média			34,9		126,22

GRUPO 4

Teste de Resistência a Flexão					
Material: GLACIER (SDI)					
Condição experimental: Polimerização LED + autoclave					
	b	h	c	l	RF
CP	Largura/mm	Espessura/mm	Carga/N	Distância/mm	MPa
1	1,9	1,9	34	20	148,79
2	2,1	2,0	29	20	103,57
3	2,1	2,0	31	20	110,71
4	1,9	2,0	34	20	134,21
5	1,9	2,0	37	20	146,05
6	2,0	2,0	41	20	153,75
7	2,0	1,9	31	20	128,80
8	2,0	2,0	32	20	120,00
9	2,1	2,0	37	20	132,14
10	2,2	2,1	39	20	114,43
Média			34,5		129,24

GRUPO 5

Teste de Resistência a Flexão					
Material: ROK (SDI)					
Condição experimental: Polimerização Halógena					
	b	h	c	l	RF
CP	Largura/mm	Espessura/mm	Carga/N	Distância/mm	MPa
1	2,1	2,0	35	20	125,00
2	2,0	2,1	31	20	105,44
3	1,9	2,2	38	20	123,98
4	2,1	1,9	30	20	118,73
5	2,0	2,2	34	20	105,37
6	2,0	1,8	25	20	115,74
7	1,8	2,0	32	20	133,33
8	2,1	2,1	31	20	100,54
9	2,0	2,0	35	20	131,25
10	2,1	2,2	38	20	112,20
Média			32,9		117,15

GRUPO 6

Teste de Resistência a Flexão					
Material: ROK (SDI)					
Condição experimental: Polimerização LED					
	b	h	c	l	RF
CP	Largura/mm	Espessura/mm	Carga/N	Distancia/mm	MPa
1	2,2	2,0	31	20	105,68
2	1,8	2,1	34	20	128,54
3	2,0	2,2	30	20	92,97
4	2,1	1,9	37	20	146,43
5	2,0	2,2	32	20	99,17
6	2,2	1,8	28	20	117,89
7	2,0	1,9	31	20	128,60
8	2,1	2,1	29	20	93,95
9	2,2	2,0	31	20	105,68
10	1,9	1,8	35	20	153,17
Média			31,8		107,10

GRUPO 7

Teste de Resistência a Flexão					
Material: ROK (SDI)					
Condição experimental: Polimerização Halógena + autoclave					
	b	h	c	l	RF
CP	Largura/mm	Espessura/mm	Carga/N	Distância/mm	MPa
1	2,0	1,9	39	20	162,04
2	1,9	2,1	35	20	126,37
3	2,1	2,1	46	20	167,07
4	2,1	2,0	42	20	150,00
5	2,0	2,0	43	20	161,25
6	2,1	2,0	40	20	142,85
7	2,0	2,0	38	20	142,50
8	1,9	2,0	39	20	153,94
9	1,9	2,1	39	20	139,70
10	2,2	2,2	38	20	106,94
Média			39,9		145,26

GRUPO 8

Teste de Resistência a Flexão					
Material: ROK (SDI)					
Condição experimental: Polimerização LED + autoclave					
	b	h	c	l	RF
CP	Largura/mm	Espessura/mm	Carga/N	Distância/mm	MPa
1	1,9	2,0	38	20	150,00
2	2,1	2,0	36	20	133,33
3	2,1	2,0	44	20	157,14
4	2,0	1,9	42	20	174,51
5	1,9	2,0	43	20	168,73
6	2,0	2,1	41	20	139,45
7	2,0	2,0	39	20	146,25
8	2,0	1,9	39	20	162,04
9	2,1	2,0	38	20	135,71
10	2,2	2,1	37	20	114,43
Média			39,7		148,15

GRUPO 9

Teste de Resistência a Flexão					
Material: ICE (SDI)					
Condição experimental: Polimerização Halógena					
	b	h	c	l	RF
CP	Largura/mm	Espessura/mm	Carga/N	Distância/mm	MPa
1	2,1	2,0	34	20	121,42
2	2,2	2,1	36	20	111,34
3	2,1	2,2	31	20	91,53
4	1,9	1,9	28	20	122,53
5	2,1	2,2	34	20	100,39
6	2,1	1,8	31	20	136,76
7	2,0	2,0	32	20	120,00
8	2,1	2,1	28	20	90,71
9	2,0	2,0	29	20	108,75
10	2,2	2,2	34	20	95,81
Média			31,7		109,92

GRUPO 10

Teste de Resistência a Flexão					
Material: ICE (SDI)					
Condição experimental: Polimerização LED					
	b	h	c	l	RF
CP	Largura/mm	Espessura/mm	Carga/N	Distância/mm	MPa
1	2,0	2,1	33	20	112,24
2	2,1	2,2	36	20	106,29
3	2,1	2,1	30	20	97,19
4	1,8	1,9	28	20	129,33
5	2,0	2,1	32	20	108,84
6	2,1	2,1	31	20	100,43
7	2,0	2,0	30	20	112,50
8	2,0	2,1	29	20	98,63
9	1,9	2,0	27	20	106,57
10	2,0	2,2	32	20	99,17
Média			30,8		107,05

GRUPO 11

Teste de Resistência a Flexão					
Material: ICE (SDI)					
Condição experimental: Polimerização Halógena + autoclave					
	b	h	c	l	RF
CP	Largura/mm	Espessura/mm	Carga/N	Distância/mm	MPa
1	2,2	1,9	45	20	170,02
2	2,0	1,9	39	20	162,04
3	2,1	2,1	36	20	116,63
4	2,0	1,8	37	20	171,29
5	2,1	1,9	43	20	170,18
6	2,0	2,1	40	20	136,05
7	2,1	2,0	42	20	150,00
8	1,9	2,0	43	20	169,73
9	1,9	2,1	49	20	175,52
10	2,2	2,2	48	20	135,27
Média			42,2		140,27

GRUPO 12

Teste de Resistência a Flexão					
Material: ICE (SDI)					
Condição experimental: Polimerização LED + autoclave					
	b	h	c	l	RF
CP	Largura/mm	Espessura/mm	Carga/N	Distância/mm	MPa
1	1,9	2,0	44	20	173,68
2	1,9	2,0	39	20	153,94
3	2,1	2,0	38	20	135,71
4	1,8	1,9	36	20	166,28
5	1,9	2,0	41	20	161,84
6	2,1	2,0	41	20	146,42
7	2,0	2,0	42	20	157,50
8	2,0	2,1	42	20	142,85
9	2,1	2,2	43	20	126,96
10	2,2	2,1	45	20	139,17
Média			41,1		150,43

GRUPO 13

Teste de Resistência a Flexão					
Material: OPALLIS (FGM)					
Condição experimental: Polimerização Halógena					
	b	h	c	l	RF
CP	Largura/mm	Espessura/mm	Carga/N	Distância/mm	MPa
1	2,1	2,0	25	20	93,75
2	2,2	2,1	29	20	89,69
3	2,1	1,9	26	20	102,90
4	1,9	1,9	27	20	118,16
5	1,9	2,0	24	20	94,73
6	2,1	2,2	28	20	82,67
7	2,0	2,0	29	20	108,75
8	2,1	2,1	28	20	90,71
9	2,0	2,0	29	20	108,75
10	2,2	2,2	30	20	84,54
Média			27,5		97,46

GRUPO 14

Teste de Resistência a Flexão					
Material: OPALLIS (FGM)					
Condição experimental: Polimerização LED					
	b	h	c	l	RF
CP	Largura/mm	Espessura/mm	Carga/N	Distância/mm	MPa
1	2,0	2,0	26	20	97,50
2	2,0	2,1	29	20	98,63
3	1,9	2,0	25	20	98,68
4	1,9	2,0	28	20	110,52
5	2,0	1,8	26	20	108,03
6	2,0	2,0	24	20	90,00
7	2,0	2,1	30	20	102,04
8	2,1	2,0	29	20	103,57
9	2,0	2,0	27	20	101,25
10	2,1	2,1	30	20	97,19
Média			27,4		100,70

GRUPO 15

Teste de Resistência a Flexão					
Material: OPALLIS (FGM)					
Condição experimental: Polimerização Halógena + autoclave					
	b	h	c	l	RF
CP	Largura/mm	Espessura/mm	Carga/N	Distância/mm	MPa
1	2,1	1,9	39	20	154,35
2	2,0	2,1	42	20	142,85
3	2,0	2,1	46	20	156,46
4	2,1	1,9	42	20	166,22
5	2,1	1,9	43	20	170,18
6	2,2	2,0	40	20	136,36
7	2,1	2,0	44	20	157,14
8	1,9	2,1	39	20	139,70
9	2,0	2,1	39	20	132,65
10	2,2	2,2	42	20	118,36
Média			41,6		147,42

GRUPO 16

Teste de Resistência a Flexão					
Material: OPALLIS (FGM)					
Condição experimental: Polimerização LED + autoclave					
	b	h	c	l	RF
CP	Largura/mm	Espessura/mm	Carga/N	Distância/mm	MPa
1	2,0	2,1	38	20	129,25
2	2,1	2,0	42	20	150,00
3	2,0	2,0	44	20	165,00
4	2,0	2,1	42	20	142,85
5	2,1	2,1	43	20	139,30
6	2,1	2,2	40	20	118,11
7	2,0	2,1	41	20	139,45
8	2,0	1,9	39	20	162,04
9	2,0	2,0	38	20	142,50
10	2,1	2,2	42	20	124,01
Média			40,9		141,25

GRUPO 17

Teste de Resistência a Flexão					
Material: FILTEK Z350 XT (3MESPE)					
Condição experimental: Polimerização Halógena					
	b	h	c	l	RF
CP	Largura/mm	Espessura/mm	Carga/N	Distância/mm	MPa
1	2,1	2,0	34	20	121,42
2	2,0	2,1	33	20	112,24
3	1,9	2,2	35	20	114,19
4	2,1	1,9	30	20	118,73
5	2,0	2,2	34	20	105,37
6	2,0	1,8	28	20	129,62
7	1,8	2,0	32	20	133,33
8	2,1	2,1	31	20	100,43
9	2,0	2,0	35	20	131,25
10	2,1	2,2	35	20	103,34
Média			32,7		116,99

GRUPO 18

Teste de Resistência a Flexão					
Material: FILTEK Z350 XT (3MESPE)					
Condição experimental: Polimerização LED					
	b	h	c	l	RF
CP	Largura/mm	Espessura/mm	Carga/N	Distância/mm	MPa
1	2,0	2,0	33	20	123,75
2	2,1	2,0	33	20	117,85
3	2,2	2,1	35	20	108,24
4	1,9	2,0	31	20	122,36
5	2,2	2,0	34	20	105,15
6	1,8	2,0	29	20	120,83
7	2,0	1,9	32	20	132,96
8	2,1	2,0	30	20	107,14
9	2,0	2,0	33	20	123,75
10	2,1	2,0	34	20	141,66
Média			32,60		120,36

GRUPO 19

Teste de Resistência a Flexão					
Material: FILTEK Z350 XT					
Condição experimental: Polimerização Halógena + Autoclave					
	b	h	c	l	RF
CP	Largura/mm	Espessura/mm	Carga/N	Distância/mm	MPa
1	2,0	2,1	35	20	119,04
2	2,1	2,1	34	20	110,15
3	1,9	2,1	33	20	121,79
4	2,0	1,9	34	20	141,27
5	2,1	2,1	33	20	106,91
6	1,8	2,1	34	20	128,54
7	1,9	2,0	35	20	138,15
8	2,0	2,1	34	20	115,64
9	2,1	2,0	35	20	125,00
10	2,1	2,1	35	20	113,39
Médias	2,01	2,08	34,2		121,98

GRUPO 20

Teste de Resistência a Flexão					
Material: FILTEK Z350 XT					
Condição experimental: Polimerização LED + Autoclave					
	b	h	c	l	RF
CP	Largura/mm	Espessura/mm	Carga/N	Distância/mm	MPa
1	2,1	2,0	35	20	125,00
2	2,0	2,1	33	20	112,24
3	2,0	1,9	34	20	141,27
4	2,0	2,0	32	20	120,00
5	2,0	2,1	33	20	112,24
6	1,9	2,0	31	20	122,36
7	2,0	1,9	33	20	137,11
8	2,0	2,0	32	20	120,00
9	2,0	2,1	35	20	119,04
10	1,9	2,1	34	20	121,79
Médias			33,2		123,10

GRUPO 21

Teste de Resistência a Flexão					
Material: SINPHONY (3MESPE)					
Condição experimental: Polimerização normal					
	B	h	C	L	RF
CP	Largura/mm	Espessura/mm	Carga/N	Distância/mm	MPa
1	2,0	2,0	38	20	142,50
2	2,0	2,1	39	20	132,65
3	2,1	2,0	38	20	129,25
4	2,0	1,9	40	20	166,20
5	1,9	2,1	37	20	132,53
6	2,1	2,1	36	20	116,63
7	1,9	2,0	35	20	138,15
8	2,0	2,1	37	20	125,85
9	2,1	2,0	36	20	116,63
10	2,1	2,1	35	20	113,39
Média			37,7		131,37