

Universidade Estadual Paulista



“Júlio de Mesquita Filho”

Campus de Araçatuba

MAURICIO UMENO WATANABE

Avaliação da resistência à flexão e do módulo de elasticidade de diferentes materiais restauradores poliméricos tratados ou não termicamente após a fotoativação.

Araçatuba

2016

MAURICIO UMENO WATANABE

Avaliação da resistência à flexão e do módulo de elasticidade de diferentes materiais restauradores poliméricos tratados ou não termicamente após a fotoativação.

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia de Araçatuba da Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho” – UNESP, como parte dos requisitos para a obtenção do título de Doutor em Ciência Odontológica – Área de Biomateriais.

Orientadora: Profa Dra Mirela Sanae Shinohara

Araçatuba

2016

Catálogo na Publicação (CIP)

Diretoria Técnica de Biblioteca e Documentação – FOA / UNESP

- W346a Watanabe, Mauricio Umeno.
Avaliação da resistência à flexão e do módulo de elasticidade de diferentes materiais restauradores poliméricos tratados ou não termicamente após a fotoativação / Mauricio Umeno Watanabe. – Araçatuba, 2016
47 f. : il. ; tab.
- Tese (Doutorado) – Universidade Estadual Paulista, Faculdade de Odontologia de Araçatuba
Orientadora: Profa. Mirela Sanae Shinohara
1. Resinas compostas 2. Materiais dentários 3. Polímeros
4. Módulo de elasticidade 5. Tratamento térmico 1 I. T.

Black D15
CDD 617.6

DEDICATÓRIA

Dedico à meus pais Minoru e Hilda, que me ensinaram a dar o devido valor aos estudos.

AGRADECIMENTOS

À minha orientadora Profa Dra Mirela Sanae Shinohara pela sapiência, paciência e determinação com as quais me ajudou a conduzir todo o curso de Pós-Graduação, mesmo diante de tantas dificuldades.

À Faculdade de Odontologia de Araçatuba da Universidade Estadual “Júlio de Mesquita Filho”, na pessoa do Prof. Dr. Wilson Roberto Poi, digníssimo diretor e do Prof. Dr. João Eduardo Gomes Filho, digníssimo Vice-Diretor.

À Coordenação do Programa de Pós-Graduação em Ciências Odontológicas da Faculdade de Odontologia de Araçatuba da Universidade Estadual “Júlio de Mesquita Filho”, na pessoa do Prof. Dr. Luciano Tavares Angelo Cintra, Coordenador do programa e do Prof. Dr. Juliano Pelim Pessan, Vice-Coordenador, além do Prof. Dr. Alberto Carlos Botazzo Delbem, Ex-Coordenador, pelo empenho que tornou possível a execução deste projeto.

À Valéria de Queiros Marcondes Zagato, Cristiane Regina Lui Matos e Lilian Sayuri Mada por toda a atenção a mim dispensada.

À Profa Dra Denise Pedrini Ostini, Prof. Dr. Robson Frederico Cunha, Profa Dra Ticiane Cestari Fagundes e Prof. Dr. Renato Herman Sundfeld, pelo suporte e incentivo.

Ao Prof. Dr. Paulo Henrique dos Santos pelos ensinamentos que foram fundamentais para a conclusão deste trabalho.

Ao Prof. Dr. Eduardo Passos Rocha e Prof. Dr. Rodolfo Bruniera Anchieta que muito me ajudaram e incentivaram desde os tempos do Mestrado.

Ao Prof. Dr. Mario Fernando De Góes pela sua disposição em ajudar sempre. Me orientando, ensinando e inspirando.

À Caroline Lumi Miyazaki por sua grande e inestimável colaboração.

Ao Prof. Dr. Uiracy Gaião e Prof. Dr. Carlos Rezende pela solicitude em momento difícil.

À Bradley Craig, Martin Danebrock e Camila Madruga, pelo empenho com que sempre atenderam minhas solicitações. Colaborando muito com várias informações e explicações

Ao Marcos Blanco Cangiani por todo suporte dado durante a parte experimental deste trabalho.

À Selma Segalla pela receptividade e atenção.

Ao Rafael Simões Gonçalves pela solicitude.

À Ana Claudia M. Grieger Manzatti pela grande ajuda nos ajustes finais da formatação.

À Anadélia Soares (in memoriam), Paulo Kano, Sidney Kina, Luiz Narciso Baratieri, Júlio Neves Gandara, Herbert Mendes, Glécio Vaz de Campos, Hellen Ker Werner, Cláudia Baracat, Fernanda Rossi, Maurício Clavjo, Aline Santade, Bruno Reiss, Marcelo Oliveira, Cristian Sánchez, João Fernando Vicente, Érica Alves Rezende Videira, Alessandra Moimas, Dirk Schülke, Renata Radnai, Kátia Sumino, Renatta Piovezan, Sálua Alvarez, Carla Arita, Cristiana Sartori e José Roberto Bazone pela parceria em diversas situações.

À Nayara Zangerole, Letícia Yumura Peloi e Arianne Quirino de Medeiros Alves por todo suporte dado.

À minha esposa Adriane e meus filhos Luiz Heinrick, Mariane e Melissa que sempre me apoiaram e incentivaram nesta caminhada.

Aos amigos que fiz na odontologia e que de alguma forma me ajudaram com ensinamentos, críticas construtivas ou um simples incentivo.

EPÍGRAFE

“Os que se encantam com a prática sem a ciência são como os timoneiros que entram no navio sem timão nem bússola, nunca tendo certeza do seu destino”.

Leonardo da Vinci

WATANABE, M U. Avaliação da resistência à flexão e do módulo de elasticidade de diferentes materiais restauradores poliméricos tratados ou não termicamente após a fotoativação. 2016. Tese (Doutorado) – Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista, Araçatuba, 2016.

RESUMO

Objetivo: Resinas compostas para uso direto têm sido frequentemente usadas pelos profissionais para confecção de restaurações indiretas extensas. O objetivo do presente estudo foi avaliar a resistência à flexão (RF) e o módulo de elasticidade (ME) de diferentes materiais restauradores poliméricos diretos, nos tempos de 30min e 24h sem tratamento térmico (TT); e quando submetidos ou não ao TT, sendo armazenados ou não por 180 dias.

Materiais e método: Foram confeccionados 200 corpos de prova divididos nos seguintes grupos de acordo com o material: o *ormocer* microhíbrido Admira Fusion (ADM), a resina tipo “*bulk*” nanoparticulada Filtek Bulk Fill (BU), a resina composta convencional nanoparticulada Filtek Z350XT (Z350) e resina composta convencional microhíbrida IPS Empress Direct (EMP). Os grupos foram subdivididos (n=10) nos tempos de 30min sem TT, 24h com e sem TT ou 180 dias com e sem TT. Os corpos de prova (10 mm x 2 mm x 2 mm) foram confeccionados usando-se um molde tripartido de aço inox, no qual o material foi inserido em incremento único e fotoativado por 20s de cada lado. No final do período de 24h da fotoativação, o TT foi realizado por 10min em estufa à temperatura controlada de 170°C. O armazenamento das amostras de 180 dias foi em água destilada em ambiente escuro a 37°C. O teste de resistência à flexão de 3 pontos foi realizado em uma máquina de ensaio Instron à velocidade de 1,0 mm/min.

Resultados: Os resultados foram obtidos em MPa (RF) e GPa (ME), sendo depois submetidos à análise estatística ao nível de significância de 5%. Todos materiais tiveram aumentos significativos do tempo de 30min para o tempo de 24h, tanto para a RF quanto para o ME ($p<0,05$). A realização do TT promoveu aumento nos valores de RF para as resinas compostas BU e EMP no tempo de 24h e Z350 no tempo de 180 dias ($p<0,05$). Para a BU sem TT, o armazenamento não influenciou nos resultados de RF. A realização do TT promoveu aumento nos valores de ME para o ADM nos dois tempos de análise, e para as resinas compostas EMP, BU e Z350 no tempo de 24h ($p<0,05$). Houve diminuição significativa no ME de ADM e EMP após 180 dias em comparação ao tempo de 24h, independente do TT e para BU com TT ($p<0,05$). Não houve diferença quanto ao ME na comparação entre 180 dias e 24h para a BU sem TT e para a Z350 com TT ($p>0,05$).

Conclusões: Pode-se concluir que a influência do tempo de 30min para o tempo de 24h na RF e no ME independe do material. A influência do armazenamento e do TT na RF e no ME são materiais dependentes.

Palavras-chave: Resinas Compostas. Materiais Dentários. Polímeros. Módulo de Elasticidade. Tratamento Térmico.

WATANABE, M U. Avaliação da resistência à flexão e do módulo de elasticidade de diferentes materiais restauradores poliméricos tratados ou não termicamente após a fotoativação. 2016. Tese (Doutorado) – Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista, Araçatuba, 2016.

ABSTRACT

Purpose: Direct composite resins are often used by professionals for making extensive indirect restorations. The aim of this investigation was to evaluate flexural strength and elastic modulus of different restorative polymeric materials at 30 minutes and 24 hours without heat treatment (HT); and with and without HT at 24 hours and 180 days post cure.

Materials and method: 200 samples were prepared and divided according to the material as follows: microhybrid ormocer Admira Fusion (ADM), nanofilled bulk-fill composite resin Fitek Bulk Fill (BU), nanofilled universal composite resin Filtek Supreme Ultra (Z350) and microhybrid universal composite resin IPS Empress Direct (EMP). Groups were subdivided (n=10) at 30 minutes into: without HT (30 min), 24 h with and without HT and 180 days with and without HT. The samples (10 mm x 2 mm x 2 mm) were made in a tri-part stainless steel mold where the material was inserted and light-cured for 20 seconds on each side. At the end of the 24 h period HT at 170°C was performed for 10 minutes in a dry heat oven. The 180 day storage samples were placed in distilled water at 37°C in the dark. A standard three point bending test was conducted on all samples with a universal testing machine (Instron) at a crosshead speed of 1.0 mm/min.

Results: The results were recorded in MPa (flexural strength) and GPa (elastic modulus) and data were analyzed statistically at a significance level of 5%. All the materials had a significant increase in flexural strength and elastic modulus from 30 minutes to 24 hours ($p<0.05$). HT promoted an increase in flexural strength for BU and EMP at 24 hours and Z350 at 180 days ($p<0.05$). Storage didn't influence flexural strength for BU without HT. HT promoted elastic modulus increase for ormocer ADM at both testing times and for EMP, BU and Z350 at 24 hours ($p<0.05$). With regard to ADM and EMP the elastic modulus decreased significantly after 180 days in comparison to 24 h independent of HT. BU with HT also decreased in modulus after 180 days ($p<0.05$). There was no significant difference in elastic modulus between 24 hours and 180 days for BU without HT and for Z350 with HT ($p>0.05$).

Conclusions: It can be concluded that the influence of time from 30 minutes to 24 hours in flexural strength and elastic modulus is independent of the material. Storage and HT influence on flexural strength and elastic modulus are material dependent.

Keywords: Composite Resins. Dental Materials. Polymers. Elastic Modulus. Thermic Treatment.

LISTA DE QUADROS

Quadro 1	Materiais restauradores poliméricos utilizados no estudo.	17
Quadro 2	Período entre a confecção do corpo de prova até o momento do teste e condições a que este ficou sujeito.	19

LISTA DE TABELAS

Tabela 1	Valores de RF (MPa) e DP para os diferentes materiais restauradores poliméricos para os tempos de 30min e 24h	22
Tabela 2	Valores de RF (MPa) e DP para os diferentes materiais restauradores poliméricos para os tempos de 24h e 180 dias com e sem TT	23
Tabela 3	Valores de ME (GPa) e DP para os diferentes materiais restauradores poliméricos para os tempos de 30min e 24h	24
Tabela 4	Valores de ME (GPa) e DP para os diferentes materiais restauradores poliméricos para os tempos de 24h e 180 dias com e sem TT	25

LISTA DE ABREVIATURAS

°C = grau Celsius

% = percentagem

AFM = monômero de fragmentação adicional

AUDMA = uretano dimetacrilato aromático

Bis-EMA = bisfenol A glicidil dimetacrilato etoxilado

Bis-GMA = bisfenol A glicidil dimetacrilato

CAD = Desenho assistido por computador

CAM = Manufatura assistida por computador

cm = centímetro

cm² = centímetro quadrado

DDDMA = 1,12 dodecano dimetacrilato

Dr. = doutor

Dra = doutora

et al. = e colaboradores

FOA = Faculdade de Odontologia de Araçatuba

GPa = Giga Pascal

h = hora

LED = diodo emissor de luz

min = minuto

mm = milímetro

MPa = Mega Pascal

mW = miliwatt

nm = nanometro

ORMOCER = cerâmica organicamente modificada

Prof. = professor

Profa = professora

s = segundo

TEGDMA = dimetacrilato de trietilenoglicol

UDMA = uretano dimetacrilato

UNESP = Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	15
2	MATERIAIS E MÉTODO	17
2.1	Preparo dos Corpos de Prova	18
2.2	Tratamento Térmico	20
2.3	Teste de Flexão	20
2.4	Análise Estatística	21
3	RESULTADOS	22
3.1	Resistência à Flexão	22
3.2	Módulo de Elasticidade	24
4	DISCUSSÃO	27
5	CONCLUSÕES	34
6	REFERÊNCIAS	35
	ANEXO	44

1 INTRODUÇÃO*

As resinas compostas são materiais restauradores amplamente utilizados nos tempos atuais em cavidades de dentes posteriores^{1, 2, 3} principalmente devido ao baixo custo, às suas características ópticas e tolerância às cargas mastigatórias⁴.

Quanto à técnica restauradora, usualmente, o profissional opta pela técnica direta, na qual todos os procedimentos são realizados na boca¹. No entanto outra opção é a técnica indireta, cujas restaurações são confeccionadas sobre um modelo e posteriormente cimentadas⁵. Assim, possibilitam melhor contorno proximal e morfologia oclusal⁶, principalmente em restaurações de cavidades extensas.

Nos procedimentos restauradores indiretos com resinas compostas, o dente é preparado e por meio de um molde é obtido um modelo de trabalho. Sobre este é confeccionada uma restauração utilizando-se resinas compostas laboratoriais⁷⁻¹⁰ ou mesmo as resinas compostas convencionais designadas originalmente para a técnica direta¹⁰⁻¹². Dentre os compósitos laboratoriais, os blocos de resinas indiretas empregados pela tecnologia CAD/CAM apresentam alto grau de conversão, o que aumenta a resistência da restauração^{8, 13}. Entretanto, a confecção de restaurações indiretas em laboratório apresentam custo elevado, limitando a utilização deste tipo de procedimento de uma forma mais ampla. Por outro lado, o fácil acesso, a familiaridade com o manuseio e o baixo custo operacional, fazem das resinas compostas convencionais uma alternativa viável para a confecção de restaurações extensas dos tipos “*inlay*” e “*onlay*”^{11, 14-16}.

Dentre os muitos tipos de materiais restauradores poliméricos para uso direto disponíveis no mercado atualmente, existem os que apresentam diferentes bases monoméricas e variação nas partículas de carga, sendo empregados em

* Tese escrita no formato de artigo de acordo com as normas da revista Operative Dentistry que se encontram no seguinte endereço eletrônico:

<https://www.jopdent.com/journal/policies.pdf>

restaurações de dentes posteriores, devido às suas propriedades mecânicas favoráveis, assim como à redução das tensões geradas pela contração de polimerização, tais como o *ormocer*¹⁷⁻¹⁹, a resina composta tipo “*bulk*”¹⁹⁻²¹, a resina composta nanoparticulada^{17, 22, 23} e a resina composta microhíbrida^{18, 20, 22, 23}.

Visando realçar as propriedades mecânicas das resinas compostas convencionais quando usadas na técnica indireta, diversos autores propõem o TT após a fotoativação, utilizando para isso equipamentos variados como forno^{15, 24-26}, autoclave²⁶⁻²⁸ e forno de microondas^{26, 28, 29}. Na literatura encontramos diversos trabalhos que verificaram após o TT a ocorrência de melhora das propriedades mecânicas como a dureza^{25-28, 30, 31}, a resistência flexural^{15, 25, 32, 33}, a resistência à tração diametral^{26, 27, 30-32}, a resistência à fratura³², a resistência ao desgaste³⁰ e a resistência à compressão³¹.

Portanto, os objetivos do presente estudo foram avaliar a RF e o ME de quatro diferentes materiais restauradores poliméricos, nos tempos de 30min e 24h sem realizar o TT, assim como comparar os materiais submetidos ou não ao TT (170°C por 10min) após 24h e 180 dias. A primeira hipótese nula testada é que não há diferença na RF e no ME para os materiais testados nos tempos de 30min e 24h. A segunda hipótese nula testada é que não há diferença na RF e no ME para os materiais submetidos ou não ao TT, nos tempos de 24h e 180 dias.

2 MATERIAIS E MÉTODO

Os materiais restauradores poliméricos utilizados neste estudo estão descritos no quadro 1. Todos os corpos de prova foram confeccionados na cor A2 e na translucidez que cada sistema destina para a última camada da restauração.

Quadro 1 – Materiais restauradores poliméricos utilizados no estudo.

Material	Sigla	Lote	Fabricante	Tipo	Composição
Admira Fusion A2	ADM	1619373	Voco (Cuxhaven, Alemanha)	Ormocer microhíbrido	Resina de cerâmica organicamente modificada, vidro cerâmico (1 µm), dióxido de silício (20 – 40 nm), 69% em volume, 84% em peso.
Filtek Bulk Fill A2	BU	N623964	3M (St. Paul, MN, EUA)	Resina Composta tipo “bulk” nanoparticulada	AUDMA, AFM, UDMA, DDDMA, partículas de sílica (20 nm), zircônia (4 - 11 nm), trifluoreto de itérbio (100 nm), 58,4% em volume, 76,5% em peso.
Filtek Z350XT A2E	Z350	310432	3M (St. Paul, MN, EUA)	Resina Composta nanoparticulada	Bis-GMA, Bis-EMA, UDMA, TEGDMA, partículas de zircônia e sílica (4 – 20 nm), 63,3% vol, 78,5% peso.
IPS Empress Direct A2E	EMP	U28162	Ivoclar Vivadent (Schaan, Liechtenstein)	Resina Composta microhíbrida	Bis-GMA, UDMA, triciclododecano dimetanol dimetacrilato, partículas de vidro de bário, alumínio e silicato (400nm), Dióxido de Silício/Dióxido de Zircônia (150 nm) 78,1% em peso.

2.1. Preparo dos Corpos de Prova

Foram confeccionados duzentos corpos de prova, sendo cinquenta de cada um dos quatro materiais restauradores fotopolimerizáveis testados (ADM, BU, Z350 e EMP), formando quatro grupos. Para confeccionar os corpos de prova foi utilizado um molde tripartido de aço inox (Odeme, Luzerna, SC, Brasil) com as dimensões de 2 mm (altura) x 2 mm (largura) x 10 mm (comprimento).

Todos os procedimentos foram realizados pelo mesmo operador com temperatura controlada de $23 \pm 2^\circ\text{C}$. O molde foi posicionado sobre uma tira de poliéster (Quimidrol, Joinville, SC, Brasil) que se encontrava sobre uma placa de vidro. O material testado foi inserido em incremento único com o auxílio de uma espátula metálica de inserção de resina composta (Maximus, Contagem, MG, Brasil). Após a inserção, uma outra tira de poliéster foi posicionada cobrindo a abertura superior do molde. Os corpos de prova foram confeccionados individualmente, apesar da matriz ser para confecção simultânea de quatro amostras. Uma lâmina de vidro foi colocada sobre o conjunto e comprimida com cuidado para realizar a remoção do excesso de material.

A fotoativação foi realizada expondo-se o material à luz pelas aberturas superior e inferior do molde por 20s em cada lado, totalizando 40s de exposição. Um aparelho fotopolimerizador LED Valo sem fio (Ultradent, South Jordan, UT, United States) no modo de potência Standard (1000 mW/cm^2) foi utilizado com esta finalidade. Em seguida a matriz metálica foi separada para permitir a remoção do corpo de prova. Imediatamente após a confecção, todos corpos de prova foram acondicionados em recipientes plásticos lacrados e mantidos dentro de um ambiente escuro com temperatura controlada de 23°C . Cada grupo foi subdivididos em 5 subgrupos ($n=10$), sendo dois destes submetidos ao TT. As condições de acondicionamento de cada subgrupo e períodos entre a confecção de cada corpo de prova até o momento do teste estão descritos no quadro 2.

Quadro 2 – Período entre a confecção do corpo de prova até o momento do teste e condições a que este ficou sujeito.

Tratamento Térmico	Período entre a confecção do corpo de prova até o momento do teste e condições a que este ficou sujeito.		
Não	30min acondicionado a 23°C num ambiente escuro.	24h acondicionado a 23°C num ambiente escuro.	180 dias, sendo acondicionado a 23°C num ambiente escuro por 24h e em seguida armazenado em água destilada a 37°C no escuro por mais 179 dias.
Sim		24h, sendo acondicionado a 23°C num ambiente escuro por 23h e 50min até a realização do TT (10min).	180 dias, sendo acondicionado a 23°C num ambiente escuro por 23h e 50min até a realização do TT (10min), para logo em seguida ser armazenado em água destilada a 37°C no escuro por mais 179 dias.

2.2 Tratamento Térmico

Dois subgrupos de cada material restaurador foram submetidos ao TT após a fotoativação. Para isso, após serem mantidos acondicionados em recipientes plásticos dentro de um ambiente escuro, com temperatura controlada de 23°C, por um período de 23h e 50min, os corpos de prova foram colocados numa estufa (Olidef, Ribeirão Preto, SP, Brasil) regulada para manter a temperatura em 170°C. O tempo de exposição ao calor foi de 10min. Após o TT um dos subgrupos foi testado imediatamente e o outro foi armazenado pelo período de 179 dias em água destilada trocada semanalmente, à temperatura de 37°C no escuro, até o momento do teste de flexão.

2.3 Teste de Flexão

As dimensões dos corpos de prova foram medidas com um paquímetro digital Zaas Precision (Amatools, Piracicaba, SP, Brasil). Testes de flexão foram realizados numa máquina de ensaio Instron 4411 (Instron Ltd., High Wycombe, Buckinghamshire, UK) com a velocidade de 1,0 mm/min.

A distância entre os apoios (cilíndricos com diâmetro de 2,0 mm) é de 5,0 mm. A RF foi calculada seguindo a seguinte equação:

$$R = \frac{3FL}{2BH^2}$$

Em que R é a resistência à flexão (MPa), F é a força em Newton, L é a distância entre os apoios (mm), B é a base do corpo de prova (mm) e H é a altura do mesmo (mm).

O ME foi calculado seguindo a equação a seguir:

$$E = \frac{FL^3}{4BH^3D}$$

Onde E é o modulo de elasticidade (GPa), F é a força em Newton, L é a distância entre os apoios (mm), B é a base do corpo de prova (mm), H é a altura do mesmo (mm) e D é a deflexão (mm). Os testes foram realizados conforme os intervalos descritos no quadro 02.

2.4 Análise Estatística

Todos os grupos passaram pelo teste de normalidade de *Kolmogorov-Smirnov*. Os valores obtidos de RF (MPa) e ME (GPa) foram submetidos ao teste de Análise de Variância a três fatores (ANOVA – 3 fatores) para verificar se existia diferença entre os tratamentos (material, TT e tempo), ou seja comparar os materiais, tratados ou não termicamente, nos tempos de 24h e 180 dias. Para analisar os materiais entre os tempos 30min e 24h sem TT foi realizado o teste de Análise de Variância a dois fatores (ANOVA – 2 fatores). O teste *Bonferroni* foi utilizado como teste *post-hoc* ($p < 0,05$).

Todas as análises estatísticas foram realizadas no programa SPSS versão 20.0, ao nível de significância de 5%.

3 RESULTADOS

3.1. Resistência à Flexão

Na tabela 1 são demonstrados os valores médios de RF e desvio padrão (DP) dos diferentes materiais restauradores poliméricos sem TT comparados nos tempos de 30min e 24h. O teste ANOVA - 2 fatores mostrou que não houve interação entre os fatores material x tempo ($p=0.261$), porém houve diferença dentro dos materiais e dos tempos avaliados.

Tabela 1: Valores de RF (MPa) e DP para os diferentes materiais restauradores poliméricos para os tempos de 30min e 24h

Tempo	Materiais restauradores poliméricos			
	Z350	BU	ADM	EMP
30min	131,7 ± 6,5 B a	121,5 ± 10,4 B a	81,5 ± 14,9 B b	75,5 ± 10,6 B b
24h	156,4 ± 16,5 A a	157,5 ± 12,5 A a	119,9 ± 7,3 A b	109,7 ± 9,7 A b

Letras distintas, maiúsculas na coluna e minúsculas na linha, apresentam diferença estatisticamente significativa entre si ($p<0.05$). Teste ANOVA – 2 fatores.

Pode-se observar que houve diferença estatisticamente significativa nos valores médios de RF entre os tempos de 30min e de 24h para todos materiais testados ($p<0,05$), sendo que os maiores valores foram encontrados após 24h. Na comparação entre os materiais, não houve diferença estatisticamente significativa entre as resinas compostas Z350 e BU, que apresentaram os maiores valores comparadas aos materiais ADM e EMP, que não obtiveram diferença estatística significativa entre si, independente do tempo 30min ou 24h.

Os resultados de RF do teste ANOVA - 3 fatores mostraram que houve diferença estatisticamente significativa entre os diferentes materiais ($p<0,0001$), tratados ou não termicamente ($p<0,0001$) e os diferentes tempos de 24h e 180 dias

($p < 0,0001$), sendo que houve interação entre os 3 fatores estudados (material x TT x tempo) ($p < 0,0001$), assim como entre os fatores material x tempo ($p = 0,022$), fatores material x TT ($p < 0,0001$) e fatores tempo x TT ($p = 0,007$).

Tabela 2: Valores de RF (MPa) e DP para os diferentes materiais restauradores poliméricos para os tempos de 24h e 180 dias com e sem TT

Tempo	TT	Materiais restauradores poliméricos			
		BU	Z350	ADM	EMP
24h	não	157,5 ± 12,5 Ba *	156,4 ± 16,5 Aa	119,9 ± 7,3 Ab	109,7 ± 9,7 Bb
	sim	210,0 ± 17,6 Aa	160,2 ± 14,6 Ab	131,8 ± 23,6 Ac	128,5 ± 9,3 Ac
180 dias	não	164,4 ± 15,2 Aa *	113,2 ± 18,1 Bb	94,3 ± 16,1 Ac	90,1 ± 10,3 Ac
	sim	174,9 ± 13,8 Aa	137,6 ± 18,0 Ab	94,4 ± 18,3 Ac	90,5 ± 9,8 Ac

Letras distintas, maiúsculas na coluna dentro de cada tempo de análise e minúsculas na linha, apresentam diferença estatisticamente significativa entre si ($p < 0,05$). * significa igualdade estatística entre os tempos de análise. Teste ANOVA – 3 fatores.

Conforme a tabela 2, após 24h, sem o TT, pode-se observar que os materiais restauradores BU e Z350 não tiveram diferença estatística entre si e apresentaram maiores valores de RF em relação aos grupos dos materiais ADM e EMP, que não diferiram entre si. No entanto, com o uso do TT, a resina BU mostrou maiores valores que a Z350, seguido do ADM e EMP que foram estatisticamente semelhantes entre si. Na avaliação após 180 dias, independente do uso ou não do TT, o grupo BU foi o que apresentou maiores valores, seguido da resina Z350, que diferiu dos materiais ADM e EMP, que não apresentaram diferença estatística entre si.

Os resultados estatísticos mostraram que o TT, no geral, não influenciou positivamente nos valores de RF, com exceção da resina Z350 após 180 dias. Embora as resinas BU e EMP tenham mostrado valores superiores após 24h com o TT, após 180 dias não demonstraram diferença estatística significativa.

O armazenamento por 180 dias interferiu negativamente nos valores de RF para todos os grupos avaliados, independente do TT ou não, exceto para o grupo BU sem TT, que não apresentou diferença estatística significativa nos tempos de 24h e 180 dias.

3.2. Módulo de Elasticidade

Os resultados na tabela 3 mostram os valores de ME para todos os materiais avaliados nos tempos de 30 min e 24h, sem o TT. Pode-se observar que após 24h, todos os materiais restauradores poliméricos apresentaram um aumento nos valores de ME significativo. A resina Z350 apresentou os maiores valores de ME em ambos os tempos de 30 min e 24h, seguidos dos materiais BU e ADM, que não apresentaram diferença estatística significante entre si, sendo que a resina EMP apresentou os menores valores de ME, mas não diferiu do grupo ADM independentemente do tempo.

Tabela 3: Valores de ME (GPa) e DP para os diferentes materiais restauradores poliméricos para os tempos de 30min e 24h

Tempo	Materiais restauradores poliméricos			
	Z350	BU	ADM	EMP
30min	2,03 ± 0,15 B a	1.42 ± 0,17 B b	1,35 ± 0,09 B bc	1,07 ± 0,12 B c
24h	2,26 ± 0,17 A a	1.99 ± 0,15 A b	1,93 ± 0,09 A bc	1,81 ± 0,19 A c

Letras distintas, maiúsculas na coluna e minúsculas na linha, apresentam diferença estatisticamente significante entre si ($p < 0.05$). Teste ANOVA – 2 fatores.

Na tabela 4 encontram-se os valores médios de ME dos diferentes materiais em função do TT e dos tempos de análise de 24h e 180 dias. Pela análise estatística verificou-se que houve interação entre material x tempo ($p < 0,0001$),

material x TT ($p < 0,004$) e tempo x TT ($p < 0,0001$). No entanto, não houve interação entre os 3 fatores estudados, material x TT x tempo ($p = 0.486$).

Tabela 4: Valores de ME (GPa) e DP para os diferentes materiais restauradores poliméricos para os tempos de 24h e 180 dias com e sem TT

Tempo	TT	Materiais restauradores poliméricos			
		Z350	BU	ADM	EMP
24h	não	2.26 ± 0.17 B a	1.99 ± 0.15 B b*	1.93 ± 0.09 B b	1.81 ± 0.19 B b
	sim	2.62 ± 0.16 A a*	2.70 ± 0.14 A a	2.17 ± 0.25 A b	2.29 ± 0.19 A b
180 dias	não	2.57 ± 0.17 A a	2.19 ± 0.50 A b*	1.58 ± 0.10 B c	1.35 ± 0.32 A d
	sim	2.60 ± 0.09 A a*	2.46 ± 0.18 A a	1.67 ± 0.08 A b	1.52 ± 0.32 A b

Letras distintas, maiúsculas na coluna dentro de cada tempo de análise e minúsculas na linha, apresentam diferença estatisticamente significativa entre si ($p < 0.05$). * significa igualdade estatística entre os tempos de análise. Teste ANOVA – 3 fatores.

Em relação aos materiais avaliados e os tempos analisados, pode-se averiguar que após 24h com TT, as resinas Z350 e BU mostraram os maiores valores de ME sem diferença estatística entre si, seguidos dos grupos ADM e EMP, os quais foram semelhantes estatisticamente entre si. Após 180 dias sem TT, a resina Z350 apresentou os maiores valores de ME, seguidos dos grupos BU, ADM e EMP. No entanto, após 180 dias com TT, os valores do ME das resinas Z350 e BU não apresentaram diferença estatística entre si e foram maiores que os dos materiais ADM e EMP.

O fator tempo não teve influência em todos os grupos em que não foi realizado o TT, assim como nos grupos que foram tratados termicamente. Após 24h, todos os materiais com TT apresentaram um aumento significativo nos valores de ME. Contudo, após 180 dias, apenas o grupo ADM continuou apresentando diferença significativa nos valores de ME, enquanto os outros materiais com TT não mostraram diferença dos materiais não tratados termicamente em relação aos valores de ME.

A resina BU, sem TT, não apresentou diferença nos valores de ME após 180 dias de armazenamento, enquanto que o restante dos materiais apresentou diferença significativa do tempo de 24h. Em relação ao uso do TT e independente do tempo, a resina composta Z350 não apresentou diferença nos valores de ME.

4 DISCUSSÃO

No presente estudo, foram avaliados a RF e o ME, após 30min e 24h da fotoativação, de quatro tipos de materiais restauradores atuais comumente utilizados para confecção de restaurações de dentes posteriores. De acordo com os resultados descritos nas tabelas 1 e 3, podemos observar diferenças significativas entre os materiais testados nos diferentes tempos. Portanto, a primeira hipótese nula foi rejeitada.

Da mesma forma, foram comparadas a RF e o ME dos mesmos materiais, submetidos ou não ao TT, após 24h e 180 dias de armazenamento. Diferenças significativas foram observadas na RF e no ME em parte dos materiais quando submetidos ou não ao TT, independente do tempo (tabelas 2 e 4). Desta forma, a segunda hipótese nula também foi rejeitada.

O tempo de 30min é o período que aproximadamente decorre da fotoativação da última camada da restauração até o momento em que o paciente está apto a colocar seus dentes em função, no tratamento realizado pela técnica direta ou pela técnica indireta realizada em sessão única. Todavia, estudos mostram que o grau de conversão das resinas compostas continua sutilmente nas primeiras 24h³⁴⁻³⁶. Segundo Truffier-Boutry D *et al.* (2006), ocorre uma contração após a fotoativação que pode reduzir o espaço livre e aproximar as cadeias poliméricas, levando a formação de novas ligações e conseqüentemente há um aumento no grau de conversão³⁷. As ligações cruzadas predominam nesta fase da reação, o que contribui significativamente para melhora das propriedades mecânicas³⁸.

Os resultados demonstrados nas tabelas 1 e 3 sugerem que a evolução dos fenômenos físico-químicos que ocorrem após a fotoativação são fundamentais para que os materiais restauradores poliméricos melhorem suas propriedades

mecânicas, visto que todos apresentaram aumentos significativos do tempo de 30min para o de 24h. Especula-se que a resina Z350, que apresentou um dos maiores valores médios de RF e o maior ME dentre os materiais no tempo de 30min, tenha uma cinética de polimerização acelerada, provavelmente devido à alta concentração de fotoiniciador. Segundo Tarumi H *et al.* (1999), um alto grau de conversão inicial influencia negativamente no aumento que ocorre no mesmo nas primeiras 24h, pois as redes poliméricas formadas nesses casos são mais rígidas e dificultam a mobilidade das terminações funcionais dos monômeros que ainda podem promover novas ligações³⁹. No presente estudo observamos que a resina Z350 foi justamente o material que obteve o menor aumento proporcional do valor médio da RF do tempo de 30min para o tempo de 24h.

O TT tem sido utilizado como um recurso para melhorar as propriedades mecânicas das resinas compostas após a fotoativação^{15, 25-28, 30-33}. O aquecimento provocaria uma breve mobilidade dos monômeros contidos na rede polimérica, tendo como consequência a ocorrência de novas ligações entre monômeros adjacentes com ligações duplas (C=C) remanescentes na presença de radicais livres, permitindo assim um aumento no grau de conversão^{15, 25, 40}. Outro fator relacionado seria a promoção da relaxação das tensões locais concentradas ao redor das partículas, o que levaria a distribuição destas tensões de forma mais homogênea na massa^{24, 41, 42}. Este fenômeno favoreceria a união entre as partículas e a matriz orgânica levando a melhora das propriedades mecânicas da resina⁴². Para isso, o material restaurador previamente fotoativado deve ser exposto a uma temperatura que ultrapasse sua temperatura de transição vítrea e que fique abaixo de sua temperatura inicial de degradação^{15, 25, 43, 44}. Segundo Miyazaki CL *et al.* (2010) que analisaram diversas resinas compostas utilizando termogravimetria,

termogravimetria derivada e calorimetria exploratória diferencial, a temperatura de 170°C se encontra neste intervalo e está equidistante dos limites supramencionados, sendo portanto adequada para a realização do TT⁴⁴. No presente estudo os corpos de prova foram expostos à temperatura de 170°C por 10min conforme proposto por Santana IL *et al.* (2009)²⁵. O aumento do período de intervalo até a realização do TT afeta negativamente o potencial para a indução da conversão pós-cura, pois a quantidade de radicais livres diminui com o passar das horas²⁴. Diminuição que acontece, em parte, devido ao aumento do grau de conversão espontâneo que ocorre nas primeiras 24h⁴⁵. Embora o aumento do grau de conversão seja um dos fatores que levam à melhora das propriedades mecânicas, Loza-Herrero MA *et al.* (1998) observaram uma correlação não linear entre o grau de conversão, de resinas compostas não tratadas e tratadas termicamente após diferentes períodos e a resistência à flexão biaxial²⁴. Assim, não podemos atribuir o aumento da resistência, simplesmente ao aumento da conversão dos monômeros. No presente estudo optamos por realizar o TT no final do período de 24h, quando a polimerização pós-fotoativação praticamente cessa⁴⁶. Desta forma buscamos isolar as eventuais mudanças nas propriedades testadas, que ocorrem devido à progressão da polimerização independentemente da realização ou não de algum procedimento extra como o TT.

Pelos resultados expostos neste estudo, pode-se notar que o TT influenciou positivamente nos valores de ME para todos os materiais e na RF para as resinas compostas BU e EMP. O ORMOCER® que é um acrônimo para "*Organically Modified Ceramic*" (cerâmica modificada organicamente), é a classe de material em que o polímero é formado por uma rede de siloxano seletivamente modificada por meio da incorporação de grupos metacrilatos⁴⁷. O ADM diferentemente dos outros

ormocers do mercado como o *Admira* (Voco), *Ceram-X* (Dentsply) e o *Definite* (Degussa AG), não possui monômeros convencionais em sua composição. Ele apresenta baixo nível de contração de polimerização e de geração de tensões⁴⁸. Especulamos que sua RF não tenha sido influenciada pelo TT devido à estrutura polimérica distinta e também ao baixo nível de tensões que porventura possam ter sido dissipadas pela relaxação provocada pelo calor. Quanto às resinas compostas, somente BU e EMP que apresentaram ME mais baixos no tempo de 24h, foram beneficiadas pelo TT. A resina Z350 apresentou o mais alto valor de ME no tempo de 24h, sendo desta forma o material mais rígido no momento do TT. A maior rigidez do material provavelmente dificulta a mobilidade das moléculas contidas na estrutura da rede polimérica durante o TT e, por consequência, minimiza eventuais melhoras das propriedades mecânicas.

A água e a saliva artificial são meios de armazenamento similares em termos de absorção de água por um compósito^{49, 50}. No meio bucal, a restauração polimérica absorve água pelo processo de difusão através da matriz orgânica^{51, 52}. Esse fenômeno pode alterar as propriedades do material por meio da solubilização do polímero⁴⁹ e da degradação da interface matriz/partícula⁵³. Reações de oxidação e hidrólise contribuem para alterar a matriz orgânica⁵⁴. Além disso, a absorção de água leva à expansão da rede e conseqüentemente ocorre uma diminuição das forças friccionais entre as cadeias poliméricas, fazendo com que ocorra a redução da resistência mecânica, cuja evolução cessa quando ocorre a saturação do polímero pela água⁵¹. Separações na interface matriz/partícula são passíveis de ocorrer em decorrência da falha do agente silanizador⁵⁵. O nível de absorção de água tem correlação negativa com a concentração de partículas de carga, já que quanto maior essa concentração, menor o volume de matriz polimérica a qual se

relaciona com o fenômeno de absorção⁴⁹. A hidrofília dos monômeros existentes na composição também influencia na absorção de água⁵⁶, sendo a sequência crescente de nível de absorção de água dentre os monômeros mais comumente utilizados na composição das resinas compostas a seguinte: Bis-EMA, UDMA, Bis-GMA e TEGDMA⁵⁷. Os grupos hidroxila, as ligação éter e as ligações uretano presentes no Bis-GMA, TEGDMA e UDMA respectivamente, além dos grupos éster presentes nos três, definem a diferença de hidrofília de cada monômero⁵⁴. O Bis-EMA que é similar ao Bis-GMA, não apresenta os grupos hidroxila, e é portanto mais hidrófobo⁵⁸.

Nos resultados descritos nas tabelas 2 e 4 observamos que as vantagens proporcionadas pelo TT com relação à RF e ao ME, não se sustentaram após o período de armazenamento em água, com exceção do ME do material ADM. Estes resultados corroboram com o estudo de Ferracane *et al.* (1995), no qual os autores observaram que as melhoras conseguidas em algumas propriedades mecânicas pelo uso do TT eram perdidas após o armazenamento em água⁵¹. Observamos também que a RF diminuiu após 180 dias independentemente da realização ou não do TT, com exceção da resina BU sem TT. Além da presença do monômero UDMA em todas as resinas compostas, o Bis-GMA contido na Z350 e na EMP e o TEGDMA que também está presente na Z350, podem explicar a diminuição significativa da RF destes materiais após o armazenamento em água. A resina BU provavelmente absorve menos água por conter monômeros mais hidrófobos, como o DDDMA, e apesar de ser o material com menor concentração de partículas de carga, não apresentou diferenças significativas na RF e no ME após o armazenamento, embora isso tenha ocorrido no grupo que sofreu TT. O *ormocer* apresenta um baixo grau de conversão por possuir uma rede polimérica densa que

faz as ligações duplas ficarem menos acessíveis, o que explica seu alto nível de absorção de água e solubilidade, segundo Schneider LF *et al.* (2011)⁵⁹. Segundo Muniz *et al.* (2013)⁶⁰ o TT faz diminuir a absorção de água pela resina composta, o que pode ter influenciado também nos resultados.

A fonte de luz também é um fator a ser considerado, pois os aparelhos tipo LED modernos apresentam uma alta densidade de potência, além de ter especificidade para o pico máximo de absorção da canforoquinona. Desta forma, a diferença no grau de conversão dos monômeros realizando ou não o TT pode ter sido minimizada⁶¹, tornando menos evidente as diferenças nos resultados. O tempo de exposição à luz utilizado neste estudo foi de 40s no modo que apresenta uma densidade de potência de 1000 mW/cm², ultrapassando a energia mínima necessária para polimerizar qualquer dos materiais testados.

Baseado nos resultados deste estudo podemos recomendar a utilização de materiais restauradores poliméricos para uso direto na confecção de restaurações indiretas. Além do baixo custo, são minimizadas as tensões geradas pela contração de polimerização inerentes ao material na estrutura dental⁶². Apesar de alguns estudos prévios mostrarem que o TT poderia ser uma alternativa favorável para melhorar as propriedades das resinas compostas, verificou-se que não há necessidade de se realizá-lo, uma vez que a longo prazo, conforme observado, não houve diferença significativa em relação aos materiais que não receberam TT.

Diante do exposto, dentre os materiais avaliados, as resinas compostas Z350 e BU são as melhores alternativas para a confecção de restaurações pela técnica indireta. Esta técnica permite ao profissional ter uma opção acessível para restaurar cavidades extensas, a um custo mais baixo, com resultados satisfatórios. Para os materiais ADM e EMP recomenda-se que a cimentação seja realizada pelo menos

24h após a confecção da restauração. No caso da utilização de ADM e EMP pela técnica direta, seria importante recomendar ao paciente para que fossem evitadas cargas mastigatórias excessivas sobre as restaurações nas primeiras 24h.

5 CONCLUSÕES

Dentro das limitações deste estudo pode-se concluir que:

- O período de 24h foi fundamental para que todos materiais restauradores poliméricos testados obtivessem melhoras da RF e do ME.
- A influência do TT e do tempo de armazenamento são materiais dependentes na RF e no ME.
- No geral, as resinas compostas nanoparticulada Z350 e BU apresentaram os melhores resultados.

6 REFERÊNCIAS

1. Da Rosa Rodolpho PA, Donassollo TA, Cenci MS, Loguércio AD, Moraes RR, Bronkhorst EM, Opdam NJ & Demarco FF (2011) 22-Year clinical evaluation of the performance of two posterior composites with different filler characteristics *Dental Materials* **27(10)** 955-963, <http://dx.doi.org/10.1016/j.dental.2011.06.001>
2. Demarco FF, Corrêa MB, Cenci MS, Moraes RR & Opdam NJ (2012) Longevity of posterior composite restorations: not only a matter of materials *Dental Materials* **28(1)** 87-101, <http://dx.doi.org/10.1016/j.dental.2011.09.003>
3. Opdam NJ, Bronkhorst EM, Loomans BA & Huysmans MC (2010) 12-year survival of composite vs. amalgam restorations *Journal of Dental Research* **89(10)** 1063-1067, <http://dx.doi.org/10.1177/0022034510376071>
4. Magne P, Schlichting LH, Maia HP & Baratieri LN (2010) In vitro fatigue resistance of CAD/CAM composite resin and ceramic posterior occlusal veneers *Journal of Prosthetic Dentistry* **104(3)** 149-157, [http://dx.doi.org/10.1016/S0022-3913\(10\)60111-4](http://dx.doi.org/10.1016/S0022-3913(10)60111-4)
5. Papazoglou E & Diamantopoulou S (2015) The Modified Semidirect Onlay Technique With Articulated Elastic Model *The European Journal of Prosthodontics and Restorative Dentistry* **23(4)** 207-212.
6. Duquia Rde C, Osinaga PW, Demarco FF, de V Habekost L & Conceição EN (2006) Cervical microleakage in MOD restorations: in vitro comparison of indirect and direct composite *Operative Dentistry* **31(6)** 682-687.
7. Hirata M, Koizumi H, Tanoue N, Ogino T, Murakami M & Matsumura H (2011) Influence of laboratory light sources on the wear characteristics of indirect

composites *Dental Materials Journal* **30(2)** 127-135.

8. Ankyu S, Nakamura K, Harada A, Hong G, Kanno T, Niwano Y, Örtengren U & Egusa H (2016) Fatigue analysis of computer-aided design/computer-aided manufacturing resin-based composite vs. lithium disilicate glass-ceramic *European Journal of Oral Sciences* **124(4)** 387-395, <http://dx.doi.org/10.1111/eos.12278>
9. Magne P & Knezevic A (2009) Simulated fatigue resistance of composite resin versus porcelain CAD/CAM overlay restorations on endodontically treated molars *Quintessence International* **40(2)** 125-133.
10. Hamburger JT, Opdam NJ, Bronkhorst EM & Huysmans MC (2014) Indirect restorations for severe tooth wear: fracture risk and layer thickness *Journal of Dentistry* **42(4)** 413-418, <http://dx.doi.org/10.1016/j.jdent.2013.10.003>
11. Fuentes MV, Escribano N, Baracco B, Romero M & Ceballos L (2016) Effect of indirect composite treatment microtensile bond strength of self-adhesive resin cements *Journal of Clinical and Experimental Dentistry* **8(1)** e14-21, <http://dx.doi.org/10.4317/jced.52754>
12. Türk AG, Sabuncu M, Ünal S, Önal B & Ulusoy M (2016) Comparison of the marginal adaptation of direct and indirect composite inlay restorations with optical coherence tomography *Journal of Applied Oral Science* **24(4)** 383-390, <http://dx.doi.org/10.1590/1678-775720160012>
13. Lim K, Yap AU, Agarwalla SV, Tan KB & Rosa V (2016) Reliability, failure probability, and strength of resin-based materials for CAD/CAM restoration *Journal of Applied Oral Science* **24(5)** 447-452, <http://dx.doi.org/10.1590/1678-775720150561>
14. Pallesen U & Qvist V (2003) Composite resin fillings and inlays. An 11-year evaluation *Clinical Oral Investigations* **7(2)** 71-79.

15. Miyazaki CL, Medeiros IS, Santana IL, Matos Jdo R & Rodrigues Filho LE (2009) Heat treatment of a direct composite resin: influence on flexural strength *Brazilian Oral Research* **23(3)** 241-247.
16. Angeletaki F, Gkogkos A, Papazoglou E & Kloukos D (2016) Direct versus indirect inlay/onlay composite restorations in posterior teeth. A systematic review and meta-analysis *Journal of Dentistry* **53(Oct)** 12-21, <http://dx.doi.org/10.1016/j.jdent.2016.07.011>
17. Mahmoud SH, El-Embaby AE, AbdAllah AM & Hamama HH (2008) Two-year clinical evaluation of ormocer, nanohybrid and nanofill composite restorative systems in posterior teeth *Journal of Adhesive Dentistry* **10(4)** 315-322.
18. Beck F, Dumitrescu N, König F, Graf A, Bauer P, Sperr W, Moritz A & Schedle A (2014) One-year evaluation of two hybrid composites placed in a randomized-controlled clinical trial *Dental Materials* **30(8)** 824-838, <http://dx.doi.org/10.1016/j.dental.2014.05.006>
19. van Dijken JW & Pallesen U (2015) Randomized 3-year clinical evaluation of Class I and II posterior resin restorations placed with a bulk-fill resin composite and a one-step self-etching adhesive *The Journal of Adhesive Dentistry* **17(1)** 81-88, <http://dx.doi.org/10.3290/j.jad.a33502>
20. Hickey D, Sharif O, Janjua F & Brunton PA (2016) Bulk dentine replacement versus incrementally placed resin composite: A randomized controlled clinical trial *Journal of Dentistry* **46 (Mar)** 18-22, <http://dx.doi.org/10.1016/j.jdent.2016.01.011>
21. Bayraktar Y, Ercan E, Hamidi MM & Çolak H (2016) One-year clinical evaluation of different types of bulk-fill composites *Journal of Investigative and Clinical Dentistry* In press.
22. de Andrade AK, Duarte RM, Medeiros e Silva FD, Batista AU, Lima KC, Pontual ML & Montes MA (2011) 30-Month randomised clinical trial to

- evaluate the clinical performance of a nanofill and a nanohybrid composite *Journal of Dentistry* **39(1)** 8-15, <http://dx.doi.org/10.1016/j.jdent.2010.09.005>
23. De Andrade AK, Duarte RM, Silva FD, Batista AU, Lima KC, Pontual ML & Montes MA (2012) Clinical evaluation of nanofill and nanohybrid composite in Class I restorations: a 12-month randomized trial *General Dentistry* **60(4)** e255-262.
24. Loza-Herrero MA, Rueggeberg FA, Caughman WF, Schuster GS, Lefebvre CA & Gardner FM (1998) Effect of heating delay on conversion and strength of a post-cured resin composite *Journal of Dental Research* **77(2)** 426-431.
25. Santana IL, Lodovici E, Matos JR, Medeiros IS, Miyazaki CL & Rodrigues-Filho LE (2009) Effect of experimental heat treatment on mechanical properties of resin composites *Brazilian Dental Journal* **20(3)** 205-210.
26. Soares CJ, Pizi EC, Fonseca RB & Martins LR (2005) Mechanical properties of light-cured composites polymerized with several additional post-curing methods *Operative Dentistry* **30(3)** 389-394.
27. da Silva GR, Simamoto-Júnior PC, da Mota AS & Soares CJ (2007) Mechanical properties of light-curing composites polymerized with different laboratory photo-curing units *Dental Materials Journal* **26(2)** 217-223.
28. Poskus LT, Latempa AM, Chagas MA, Silva EM, Leal MP & Guimarães JG (2009) Influence of post-cure treatments on hardness and marginal adaptation of composite resin inlay restorations: an in vitro study *Journal of Applied Oral Science* **17(6)** 617-622.
29. Sharafeddin F & Sharifi E (2013) The effect of microwave/laboratory light source postcuring technique and wet-aging on microhardness of composite resin *Dental Research Journal* **10(3)** 370-375.

30. Wendt SL Jr (1989) Time as a factor in the heat curing of composite resins *Quintessence International* **20(4)** 259-263.
31. Khan AM, Satou N, Shintani H, Taira M, Wakasa K & Yamaki M (1993) Effects of post-curing by heat on the mechanical properties of visible-light cured inlay composites *Journal of Oral Rehabilitation* **20(6)** 605-614.
32. Cook WD & Johannson M (1987) The influence of postcuring on the fracture properties of photo-cured dimethacrylate based dental composite resin *Journal of Biomedical Materials Research* **21(8)** 979-989.
33. Peutzfeldt A & Asmussen E (1992) Effect of temperature and duration of post-cure on selected mechanical properties of resin composites containing carboxylic anhydrides *Scandinavian Journal of Dental Research* **100(5)** 296-298.
34. Pilo R & Cardash HS (1992) Post-irradiation polymerization of different anterior and posterior visible light-activated resin composites *Dental Materials* **8(5)** 299-304.
35. Par M, Gamulin O, Marovic D, Klaric E & Tarle Z (2014) Effect of temperature on post-cure polymerization of bulk-fill composites *Journal of Dentistry* **42(10)** 1255-1260, <http://dx.doi.org/10.1016/j.jdent.2014.08.004>
36. Al-Ahdal K, Ilie N, Silikas N & Watts DC (2015) Polymerization kinetics and impact of post polymerization on the Degree of Conversion of bulk-fill resin-composite at clinically relevant depth *Dental Materials* **31(10)** 1207-1213, <http://dx.doi.org/10.1016/j.dental.2015.07.004>
37. Truffier-Boutry D, Demoustier-Champagne S, Devaux J, Biebuyck JJ, Mestdagh M, Larbanois P & Leloup G (2006) A physico-chemical explanation of the post-polymerization shrinkage in dental resins *Dental Materials* **22(5)** 405-412.

38. Lovell LG, Berchtold KA, Elliott JE, Lu H & Bowman CN (2001) Understanding the kinetics and network formation of dimethacrylate dental resins *Polymers for Advanced Technologies* **12(6)** 335–345, <http://dx.doi.org/10.1002/pat.115>
39. Tarumi H, Imazato S, Ehara A, Kato S, Ebi N & Ebisu S (1999) Post-irradiation polymerization of composites containing bis-GMA and TEGDMA *Dental Materials* **15(4)** 238-242.
40. Mesquita RV & Geis-Gerstorfer J (2008) Influence of temperature on the visco-elastic properties of direct and indirect dental composite resins *Dental Materials* **24(5)** 623-632.
41. de Gee AJ, Pallav P, Werner A & Davidson CL (1990) Annealing as a mechanism of increasing wear resistance of composites *Dental Materials* **6(4)** 266-270.
42. Ferracane JL & Condon JR (1992) Post-cure heat treatments for composites: properties and fractography *Dental Materials* **8(5)** 290-295.
43. Vaidyanathan J, Vaidyanathan TK, Wang Y & Viswanadhan T (1992) Thermoanalytical characterization of visible light cure dental composites *Journal of Oral Rehabilitation* **19(1)** 49-64.
44. Miyazaki CL, Medeiros IS, Matos JR & Rodrigues Filho LE (2010) Thermal characterization of dental composites by TG/DTG and DSC *Journal of Thermal Analysis and Calorimetry* **102(1)** 361–367, <http://dx.doi.org/10.1007/s10973-010-0739-3>
45. Johnston WM, Leung RL & Fan PL (1985) A mathematical model for post-irradiation hardening of photoactivated composite resins *Dental Materials* **1(5)** 191-194.

46. Leung RL, Fan PL & Johnston WM (1983) Post-irradiation Polymerization of Visible Light-activated Composite Resin *Journal of Dental Research* **62(3)** 363-365.
47. Llana C, Fernández S & Forner L (2016) Color stability of nanohybrid resin-based composites, ormocers and compomers *Clinical Oral Investigations* "in press".
48. Bacchi A, Feitosa VP, da Silva Fonseca AS, Cavalcante LM, Silikas N & Schneider LF (2015) Shrinkage, stress, and modulus of dimethacrylate, ormocer, and silorane composites *Journal of Conservative Dentistry* **18(5)** 384-388, <http://dx.doi.org/10.4103/0972-0707.164051>
49. Alshali RZ, Salim NA, Satterthwaite JD & Silikas N (2015) Long-term sorption and solubility of bulk-fill and conventional resin-composites in water and artificial saliva *Journal of Dentistry* **43(12)** 1511-1518, <http://dx.doi.org/10.1016/j.jdent.2015.10.001>
50. Sideridou ID, Karabela MM & Vouvoudi ECh (2011) Physical properties of current dental nanohybrid and nanofill light-cured resin composites *Dental Materials* **27(6)** 598-607, <http://dx.doi.org/10.1016/j.dental.2011.02.015>
51. Ferracane JL, Hopkin JK & Condon JR (1995) Properties of heat-treated composites after aging in water *Dental Materials* **11(6)** 354-358.
52. Kalachandra S & Wilson TW (1992) Water sorption and mechanical properties of light-cured proprietary composite tooth restorative materials *Biomaterials* **13(2)** 105-109.
53. Shah MB, Ferracane JL & Kruzic JJ (2009) R-curve behavior and toughening mechanisms of resin-based dental composites: effects of hydration and post-

- cure heat treatment *Dental Materials* **25(6)** 760-770, <http://dx.doi.org/10.1016/j.dental.2008.12.004>
54. Ferracane JL (2006) Hygroscopic and hydrolytic effects in dental polymer networks *Dental Materials* **22(3)** 211-222.
55. Drummond JL (2008) Degradation, fatigue, and failure of resin dental composite materials *Journal of Dental Research* **87(8)** 710-719.
56. Porto IC, de Aguiar FH, Brandt WC & Liporoni PC (2013) Mechanical and physical properties of silorane and methacrylate-based composites *Journal of Dentistry* **41(8)** 732-739, <http://dx.doi.org/10.1016/j.jdent.2013.05.012>
57. Sideridou ID, Achilias DS & Karabela MM (2007) Sorption kinetics of ethanol/water solution by dimethacrylate-based dental resins and resin composites *Journal of Biomedical Materials Research. Part B, Applied Biomaterials* **81(1)** 207-218.
58. Peutzfeldt A (1997) Resin composites in dentistry: the monomer systems *European Journal of Oral Science* **105(2)** 97-116.
59. Schneider LF, Cavalcante LM, Silikas N & Watts DC (2011) Degradation resistance of silorane, experimental ormocer and dimethacrylate resin-based dental composites *Journal of Oral Science* **53(4)** 413-419.
60. Muniz GR, Souza EM, Raposo CC & Santana IL (2013) Influence of heat treatment on the sorption and solubility of direct composite resins *Indian Journal of Dental Research* **24(6)** 708-712, <http://dx.doi.org/10.4103/0970-9290.127617>
61. Magne P, Malta DA, Enciso R & Monteiro-Junior S (2015) Heat Treatment Influences Monomer Conversion and Bond Strength of Indirect Composite

Resin Restorations *The Journal of Adhesive Dentistry* **17(6)** 559-566,
<http://dx.doi.org/10.3290/j.jad.a35258>

62. Dejak B & Młotkowski A (2015) A comparison of stresses in molar teeth restored with inlays and direct restorations, including polymerization shrinkage of composite resin and tooth loading during mastication *Dental Materials* **31(3)** e77-87, <http://dx.doi.org/10.1016/j.dental.2014.11.016>

ANEXO

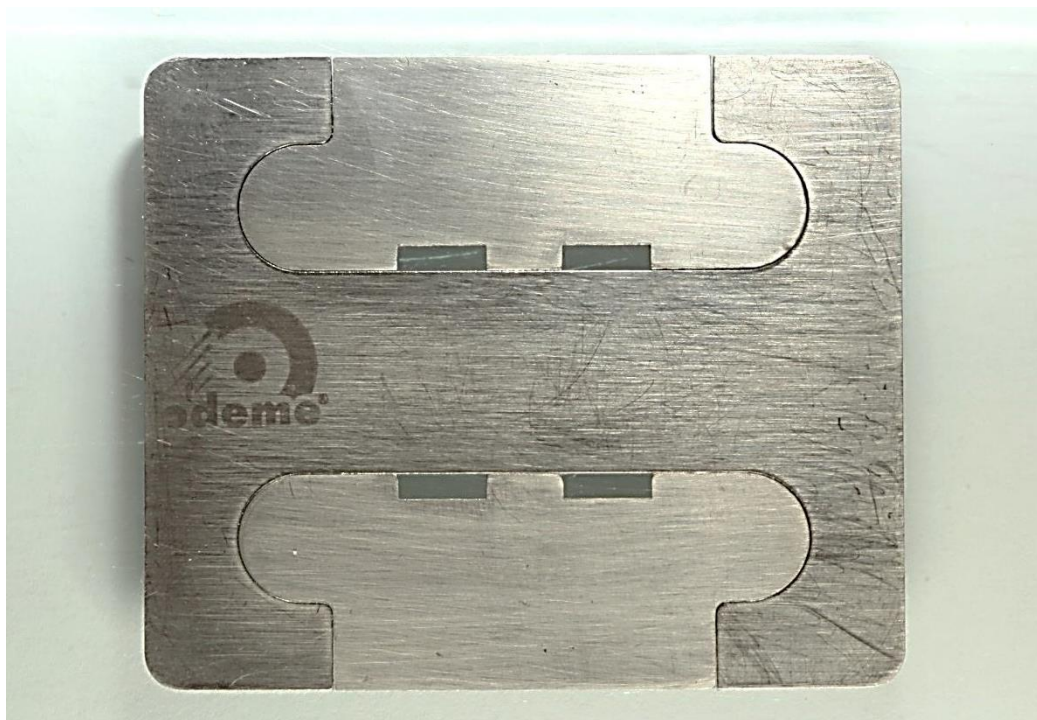


Fig 1 – Matriz metálica tripartida.



Fig 2 – Detalhe da inserção do material em incremento único.



Fig 3 – Após a inserção e remoção do excesso de material, uma tira de poliéster é posicionada sobre a abertura superior da matriz e sobreposta por uma lâmina de vidro que é pressionada levemente sobre o conjunto.



Fig 4 – O fotopolimerizador foi posicionado sobre a abertura coberta pela tira de poliéster e ligado no modo standard (1000 mW/cm^2) por 20s em cada lado.

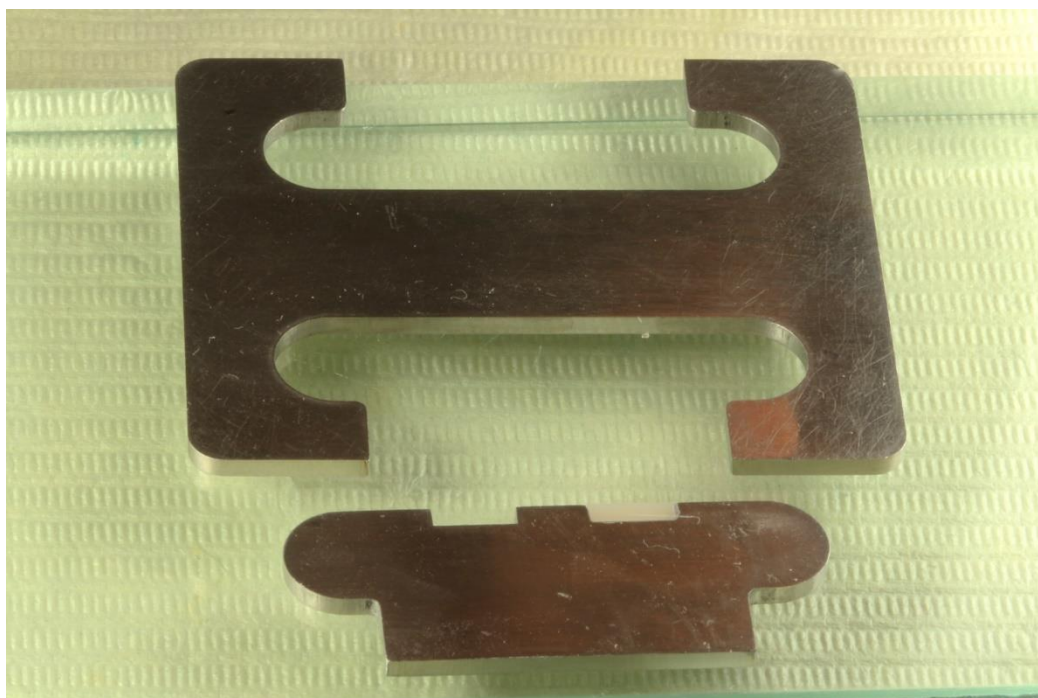


Fig 5 – Após a fotoativação a matriz metálica é separada para permitir a remoção do corpo de prova.



Fig. 6 – Máquina de ensaios Instron 4411.



Fig 7 – Vista aproximada do corpo de prova posicionado durante o teste.