

**UNIVERSIDADE ESTADUAL DE PONTA GROSSA
PRÓ-REITORIA DE PESQUISA E PÓS-GRADUAÇÃO
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA – MESTRADO
ÁREA DE CONCENTRAÇÃO: DENTÍSTICA RESTAURADORA**

MANOELLA MARIA MACHADO COSTA

**COMPARAÇÃO DE DUAS TÉCNICAS DE FOTOPOLIMERIZAÇÃO NAS
PROPRIEDADES DE CONTRAÇÃO E TEMPERATURA DE POLIMERIZAÇÃO DE UMA
RESINA DE INCREMENTO ÚNICO POR MEIO DAS REDES DE BRAGG**

**PONTA GROSSA
2018**

MANOELLA MARIA MACHADO COSTA

**COMPARAÇÃO DE DUAS TÉCNICAS DE FOTOPOLIMERIZAÇÃO NAS
PROPRIEDADES DE CONTRAÇÃO E TEMPERATURA DE POLIMERIZAÇÃO DE UMA
RESINA DE INCREMENTO ÚNICO POR MEIO DAS REDES DE BRAGG**

Dissertação apresentada como requisito parcial
para obtenção do título de Mestre em Odontologia
- Área de Concentração Dentística Restauradora,
linha de pesquisa - Propriedades Físico-Químicas
e Biológicas de Materiais Dentários.

Orientadora: Profa. Dra. Osnara Maria Mongrue
Gomes.

Co-Orientadora: Profa. Dra. Ana Paula Gebert
Franco de Oliveira

**PONTA GROSSA
2018**

Ficha Catalográfica
Elaborada pelo Setor de Tratamento da Informação BICEN/UEPG

C837 Costa, Manoella Maria Machado
Comparação de duas técnicas de fotopolimerização nas propriedades de contração e temperatura de polimerização de uma resina de incremento único por meio das redes de Bragg/ Manoella Maria Machado Costa. Ponta Grossa, 2018.
75f.

Dissertação (Mestrado em Odontologia - Área de Concentração: Dentística Restauradora), Universidade Estadual de Ponta Grossa.

Orientadora: Prof^a Dr^a Osnara Maria Mongrueel Gomes.

Coorientadora: Prof^a Dr^a Ana Paula Gebert Franco de Oliveira.

1.Resina. 2.Contração. 3.Polimerização. I.Gomes, Osnara Maria Mongrueel. II. Oliveira, Ana Paula Gebert Franco de. III. Universidade Estadual de Ponta Grossa. Mestrado em Odontologia. IV. T.

CDD: 617.695

MANOELLA MARIA MACHADO COSTA

**COMPARAÇÃO DE DUAS TÉCNICAS DE FOTOPOLIMERIZAÇÃO NAS
PROPRIEDADES DE CONTRAÇÃO E TEMPERATURA DE POLIMERIZAÇÃO DE UMA
RESINA DE INCREMENTO ÚNICO POR MEIO DAS REDES DE BRAGG**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-graduação Stricto Sensu em Odontologia da Universidade Estadual de Ponta Grossa, como requisito à obtenção do título de Mestre em Odontologia, Área de Concentração em Dentística Restauradora, linha de pesquisa – Propriedades Físico-Químicas e Biológicas de Materiais Dentários.

Ponta Grossa, 19 de dezembro de 2017.

Prof^a. Dr^a. Osnara Maria Mongruel Gomes – Orientadora
Universidade Estadual de Ponta Grossa (UEPG)

Prof^a. Dr. Abraham Lincoln Calixto
Universidade Estadual de Ponta Grossa (UEPG)

Prof. Dr^a. Thaynara Boing
Faculdade Guairacá

DADOS CURRICULARES

Manoella Maria Machado Costa

NASCIMENTO 24.02.1992

PONTA GROSSA (PR) - BRASIL

FILIAÇÃO

MARCIO ROBERTO CAMACHO
COSTA

SUZANE MACHADO DAER COSTA

2010 – 2014

Curso de Graduação Universidade
Estadual de Ponta Grossa (UEPG).
Ponta Grossa, PR – Brasil.

2016 – em andamento

Curso de Pós-graduação em
Odontologia. Área de Concentração em
Dentística Restauradora. Nível
Mestrado. Universidade Estadual de
Ponta Grossa (UEPG). Ponta Grossa
PR, Brasil.

“A tarefa não é tanto ver aquilo que ninguém viu, mas pensar o que ninguém ainda pensou sobre aquilo que todo mundo vê”.

Arthur Schopenhauer

AGRADECIMENTOS

A Deus, por tudo, todas as oportunidades e pessoas especiais que colocou na minha vida, por me guiar e iluminar sem que eu desanimasse apesar dos obstáculos encontrados no decorrer da trajetória.

Aos meus pais, Márcio Roberto Camacho Costa e Suzane Machado Costa, que estiveram sempre comigo, ensinando, apoiando com todo amor incondicional e acreditando em meu potencial. Foi me espelhando em vocês que escolhi esse caminho para seguir à docência. Sem vocês eu não chegaria até aqui.

Ao meu noivo, Niran Vanat, pelo apoio e carinho sempre presente, que me apoiou, incentivou e foi meu companheiro de todas as horas.

À Universidade Estadual de Ponta Grossa, por eu pertencer a essa grandiosa Instituição desde a Graduação, que eu tenho orgulho em fazer parte.

À minha orientadora Profa. Dra. Osnara Maria Mongruel Gomes, por sempre estar disposta a me ensinar, com muita paciência e dedicação, com palavras de apoio e progresso, sempre em busca de qualidade e excelência. Sou muito grata por ser sua orientada, fazer parte da sua equipe e por todos os conhecimentos compartilhados comigo.

Ao Prof. Dr. João Carlos Gomes, por toda disposição, oportunidades e conhecimentos adquiridos através de sua experiência. Um exemplo que sempre levarei comigo, como pessoa e profissional.

À minha Co - Orientadora Prof. Dra. Ana Paula Gebert Franco de Oliveira, por me mostrar o quanto pode-se explorar a Odontologia. Sempre me motivando com muita dedicação e excelência em tudo o que faz. Cresci e aprendi muito ao seu lado. Além de grande profissional, uma pessoa incrível. Sou muito grata à toda atenção comigo.

Ao Prof. Dr. Hypólito Kalinowski, Leandro Zen Karam, pelos conhecimentos adquiridos, pela atenção e por tudo que pode contribuir e enriquecer a pesquisa, à **Universidade Tecnológica do Paraná**, pela toda ajuda e apoio para realizar o trabalho e permitir contribuir com a pesquisa com atribuições biotecnológicas.

A CAPES (Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior) pela concessão da bolsa durante o período de realização do mestrado.

RESUMO

Costa, MMM. **Comparação de duas técnicas de fotopolimerização nas propriedades de contração e temperatura de polimerização de uma resina de incremento único por meio das Redes de Bragg** [Dissertação – Mestrado em Dentística Restauradora]. Ponta Grossa: Universidade Estadual de Ponta Grossa, 2018.

O objetivo do estudo foi avaliar a influência dos modos de fotoativação Contínua e Ramp nas propriedades de contração de polimerização e alteração térmica de uma resina composta Filtek™ Bulk Fill Flow. Foram selecionados 30 dentes terceiros molares hígidos nos quais foi preparada uma cavidade de Classe I oclusal (4 mm de comprimento x 4 mm de largura x 4 mm de profundidade). Para o posicionamento dos sensores de Bragg, um sensor foi posicionado no sentido méso-distal diretamente em contato com a resina que mediu a deformação de contração, e outro no interior de uma agulha hipodérmica no sentido vestibulo-lingual que mediu somente a temperatura. Os dentes foram restaurados com a resina Filtek™ Bulk Fill Flow de acordo com as recomendações do fabricante. Posteriormente, utilizou-se uma fórmula para obter o valor de deformação pura do material em μstrain . A análise estatística foi obtida por meio de análise de variância e teste t de Student. Os resultados revelaram não haver diferenças estatísticas significativas para os valores de contração entre os dois protocolos de fotoativação (Contínuo e Ramp) e entre os tempos de 500s, 1500s, 2500s e 3500s. Ao final de 3500s observou-se uma tendência à estabilização das curvas para ambos os modos de fotoativação. A fotoativação Ramp revelou maior valor de variação de temperatura ($16,32^{\circ}\text{C}$) quando comparada à fotoativação Contínua ($7,8^{\circ}\text{C}$). Os sensores de Bragg foram capazes de medir a alteração de contração e a variação térmica. A fotoativação contínua demorou mais para retornar ao valor inicial de temperatura (2,85 min) que a Ramp (1,65 min). Futuros estudos devem monitorar a contração de polimerização por um intervalo de tempo maior necessário para a estabilização total da curva.

Palavras-chave: Resina. Contração. Polimerização.

ABSTRACT

Costa, MMM. **Comparison of the contraction and polymerization temperature of a single increment resin by means of the Bragg networks using two photopolymerization techniques** [Dissertação – Mestrado em Dentística Restauradora]. Ponta Grossa: Universidade Estadual de Ponta Grossa, 2018.

The objective of this study was to evaluate the influence of Continuous and Ramp photoactivation modes on the shrinkage polymerization, and thermal change properties of a Filtek™ Bulk Fill Flow composite. 30 third molar teeth were selected. An occlusal Class I cavity (4 mm length x 4 mm wide x 4 mm depth) was prepared. For the positioning of the Bragg sensors, a sensor was positioned in the mesio-distal direction directly in contact with the composite that measured the shrinkage deformation, and another sensor inside a hypodermic needle in the lingual-lingual direction that measured only the temperature. The teeth were restored with Filtek™ Bulk Fill Flow resin according to the manufacturer's recommendations. Subsequently, was used a formula to obtain the pure deformation value of the material in μ strain. Statistical analysis was obtained through analysis of variance and Student's t-test. The results showed no significant statistical differences for the shrinkage values between the two photoactivation protocols (Continuous and Ramp) and among 500s, 1500s, 2500s and 3500s times. At the end of 3500s a tendency to stabilize the curves for both modes of photoactivation was observed. The Ramp photoactivation revealed a higher value of temperature variation (16.32°C) when compared to Continuous photoactivation (7.8 °C). The Bragg sensors were able to measure the shrinkage, and the thermal variation. Continuous photoactivation took longer to return to the initial temperature value (2.85 min) than ramp (1.65 min). Future studies should monitor the shrinkage of polymerization for a longer period of time necessary for the total stabilization of the curve.

Keywords: Composites. Shrinkage. Polymerization

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Desenho esquemático de uma fibra ótica: componentes internos	37
Figura 2 - Desenho esquemático do funcionamento das Redes de Bragg.....	38
Figura 3 - Preparo das cavidades. (A) Cavidade Classe I (4x4x4mm); (B) Cavidade vestibulo-lingual com ponta diamantada #1013 AR	44
Figura 4 - Posicionamento do Sensor de Fibra Ótica: (A) Sensor de fibra ótica de Redes de Bragg posicionado de mesial a distal; (B) Sensor no interior de uma agulha hipodérmica posicionado de vestibular para lingual	44
Figura 5 - Preparo para restauração: (A) Condicionamento do esmalte com ácido fosfórico 37% por 15 s;(B) Lavagem com água por 10 s, e posteriormente a cavidade foi levemente seca com jato de ar por 5 s e (C) Aplicação do Sistema adesivo Single Bond (3M ESPE) de forma ativa por 20 s e ativado por 10 s	48
Figura 6 - Procedimento Restaurador e Fotoativação: (A) Preenchimento da cavidade oclusal utilizando Filtek™ Fill Flow (3M/ESPE) em incremento único de 4 mm; (B) Fotoativação Filtek™ Bulk Fill Flow (3M/ESPE) por 20 s com aparelho LED (VALO) e (C) Fotoativação Filtek™ Bulk Fill Flow (3M/ESPE) por 15 s com aparelho LED (Bluephase N)	48
Figura 7 - Processo de emenda de uma fibra ótica com um <i>pigtail</i> : A - Remoção do polímero; B - clivagem da fibra ótica; C e D - Emenda de fibras óticas; E e F - ARC Splicer	52
Figura 8 - Desenho esquemático do experimento Imagem Software SM-125 com dois sensores registrando comprimentos de ondas diferentes.....	53
Figura 9 - Imagem Software SM-125 com dois sensores registrando comprimentos de ondas diferentes.....	53
Figura 10 - Imagens de Tomografia Computadorizada com ênfase na fibra ótica com os dois sensores no interior da cavidade dentária.....	54

LISTA DE QUADROS

Quadro 1 - Especificações das pontas diamantadas utilizadas para os preparos das cavidades	43
Quadro 2 - Distribuição dos grupos de estudo de acordo com o modo de fotoativação	45
Quadro 3 - Tempos e modo de programa do aparelho LED Bluephase N (Ivoclar Vivadent)	46
Quadro 4 - Materiais utilizados, fabricante e composição	49

LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico 1 – Valores de intensidade de luz (mW/cm^2) em relação ao tempo (s) dos grupos experimentais fotoativadores LED's: Contínuo (Valo / Ultradent) e Ramp (Bluephase N / Ivoclar Vivadent)	45
Gráfico 2 – Valores de deformação de contração de polimerização da Resina Filtek™ Bulk Fill Flow em relação ao tempo(s) de acordo com os grupos experimentais fotoativadores LED's: Contínuo (Valo / Ultradent) e Ramp (Bluephase N / Ivoclar Vivadent)	56
Gráfico 3 – Comparação entre as médias de contração de polimerização da Resina Filtek™ Bulk Fill Flow em relação ao tempo (s) de acordo com os grupos experimentais fotoativadores LED's: Contínuo (Valo / Ultradent) e Ramp (Bluephase N / Ivoclar Vivadent).	57
Gráfico 4 – Valores máximos de contração de polimerização da resina Resina Filtek™ Bulk Fill Flow comparando os grupos experimentais fotoativadores LED's: Contínuo (Valo / Ultradent) e Ramp (Bluephase N / Ivoclar Vivadent).....	58
Gráfico 5 – Valores de alteração térmica de polimerização da Resina Filtek™ Bulk Fill Flow em relação ao tempo(s) de acordo com os grupos experimentais fotoativadores LED's: Contínuo (Valo / Ultradent) e Ramp (Bluephase N / Ivoclar Vivadent)	59
Gráfico 6 – Comparação entre as médias de alteração térmica de polimerização da Resina Filtek™ Bulk Fill Flow com os grupos experimentais fotoativadores LED's: Contínuo (Valo / Ultradent) e Ramp (Bluephase N / Ivoclar Vivadent) em relação ao tempo (s)	60
Gráfico 7 - Valores máximos de alteração térmica da resina Resina Filtek™ Bulk Fill Flow comparando os grupos experimentais fotoativadores LED's: Contínuo (Valo / Ultradent) e Ramp (Bluephase N / Ivoclar Vivadent).....	61

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Valores de média, mediana e erro padrão da média da contração de polimerização (μ strain) para os grupos experimentais fotoativadores LED's: Contínuo (Valo / Ultradent) e Ramp (Bluephase N / Ivoclar Vivadent)	57
Tabela 2 - Valores de média, mediana e erro padrão da média de alteração térmica para os grupos experimentais fotoativadores LED's: Contínuo (Valo / Ultradent) e Ramp (Bluephase N / Ivoclar Vivadent)	60

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ANOVA	Análise de Variância
UEPG	Universidade Estadual de Ponta Grossa
BHD	Banco de Dentes Humanos
CEP	Comissão de Ética em Pesquisa
s	Segundos(s)
Mj	Milijoule(s)
Hz	Hertz
Nm	Nanômetro
n	Número amostral
N	Newtons
dBm	Decibel miliwatt(s)
mm	Milímetro(s)
KHz	Kilohertz
AR	Alta Rotação
LED	Diodo emissor de Luz
FC	Fotoativação Contínua
FR	Fotoativação Ramp
mW/cm ²	MiliWatts por centímetro(s) quadrado
ns	Nanosegundo(s)
UV	Ultra-Violeta
MPa	Megapascal(is)
Kv	Kilovolt
mGy	Miligray(s)
Voxel	Valor regular em espaço tridimensional
GPa	Gigapascal(is)
μstrain	Grau de deformação pura do material
Fator C	Fator de configuração cavitária

LISTA DE SÍMBOLOS

$\pm$	Diferenciação parcial
%	Por cento
μ	Micro
$^{\circ}\text{C}$	Grau(s) Celsius
p	Significância estatística
α	Alfa (nível de significância)
#	Número
>	Maior
<	Menor
TM	Marca Registrada

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	15
2 REVISÃO DE LITERATURA	17
2.1 Preconização das Resinas Compostas	17
2.2 Contração de polimerização, estresse e adaptação marginal	18
2.3 Modulação da contração	19
2.4 Métodos de Fotoativação propostos na literatura.....	23
2.5 Utilização de resinas com baixo módulo de elasticidade	23
2.6 Resinas Bulk Fill	24
2.7 Redes de Bragg em fibras óticas	36
3 PROPOSIÇÃO	41
3.1 Proposição geral	41
3.2 Proposição específica	41
4 MATERIAL E MÉTODOS	42
4.1 Seleção dos dentes	42
4.2 Preparo das Cavidades	42
4.3 Posicionamento do Sensor de Fibra ótica	43
4.4 Grupos experimentais	44
4.5 Procedimento Restaurador.....	46
4.6 Redes de Bragg	50
4.7 Preparo das fibras óticas e mensuração da contração e temperatura de polimerização	50
4.8 Tomografia Computadorizada	53
4.9 ANÁLISE ESTATÍSTICA	54
5 RESULTADOS.....	56
6 DISCUSSÃO.....	62
7CONCLUSÃO.....	66
REFERÊNCIAS.....	67
ANEXOS	74
ANEXO A – Aprovação do projeto pela Comissão de Ética e Pesquisa em Seres Humanos da Universidade Estadual de Ponta Grossa	74
ANEXO B – Aprovação do Banco de Dentes Humanos da Universidade Estadual de Ponta Grossa	75

1 INTRODUÇÃO

Desde a década de 60 com o surgimento das resinas compostas desenvolvidas por Bowen, a Odontologia busca um material restaurador que consiga reproduzir as características óticas da estrutura dental (Bowen 1973)¹. São mais de quinhentos milhões de restaurações realizadas todos os anos ao redor do mundo, que representa uma das intervenções médicas mais prevalentes no corpo humano (Heintze e Rousson 2012)².

Um dos grandes desafios encontrados é a redução da contração de polimerização, propriedade esta que é inerente aos polímeros. As resinas compostas fotoativadas apresentam na sua composição um componente ativador fotossensível chamado canforoquinona (Rueggeberg 2011, Neumann et al. 2005, Neumann et al. 2006).^{3,4,5}. Ela transforma monômeros resinosos em polímeros por meio da aproximação dos componentes químicos e formação de uma cadeia polimérica, (Carvalho et al.1996)⁶ o que ocasiona contração de polimerização, podendo chegar entre 2% a 3% de todo seu volume (Braga, 2005)⁷. Esse fenômeno pode ser influenciado pelo tipo e composição do material restaurador, forma de inserção do compósito, técnica restauradora utilizada, modo de fotoativação, entre outros.

A contração de polimerização pode gerar algumas consequências como a formação de fendas na interface resina-estrutura dentária. Isso ocorre quando a resistência adesiva excede as tensões de contração (Carvalho et al.1996)⁶. Nesse caso a restauração mantém uma tensão residual interna que traciona as paredes do dente, gerando deflexão das cúspides (Campos et al. 2009)⁸. Clinicamente a contração de polimerização pode gerar sensibilidade pós-operatória, deslocamento da restauração, manchamento marginal, inflamação pulpar e cáries secundárias (Campos et al. 2009)⁸.

Existem poucos estudos sobre a avaliação de contração de polimerização e a maioria deles investiga essa propriedade fora da condição de aplicação clínica. Isso ocorre devido à escassez de instrumentos de medição disponíveis para essa finalidade e pela dificuldade de se posicionar esses equipamentos no interior das cavidades devido às suas pequenas dimensões.

No entanto, os sensores de fibra ótica são baseados em redes de Bragg e são extensivamente utilizados para monitoramento das deformações dos materiais,

incluindo aplicações na área de resinas dentais e dos cimentos odontológicos (Pulido et al. 2016)⁹.

Os sensores de Bragg possuem várias vantagens se comparados aos sensores convencionais, incluindo sua pequena dimensão, imunidade à interferência eletromagnética e facilidade para colocação do sensor em contato direto com estrutura resinosa no interior de cavidades dentárias preparadas para futura restauração (Anttila et al. 2008)¹⁰.

Com o objetivo de controlar a contração de polimerização foram desenvolvidos diferentes protocolos de fotoativação e novos tipos de resinas compostas. As resinas de preenchimento em incremento único é a mais recente tecnologia desenvolvida. Elas apresentam monômeros modificados em sua composição que reduzem o estresse de polimerização e melhoram as propriedades de transmissão de luz.

Essas características permitem o preenchimento de cavidades dentárias em um único incremento de até 4 ou 5 mm de espessura dependendo do fabricante da resina, garantindo uma adequada fotopolimerização (Ilie 2014)¹¹.

Além das vantagens de polimerização, as resinas de incremento único permitem que a restauração dental seja realizada em um menor tempo clínico para execução de uma restauração, em especial naquelas que envolvem cavidades de maior volume a ser preenchido, e provavelmente é o grande fator a ser considerado para que esta categoria de material seja escolhida (Ilie 2014)¹¹.

Este trabalho procurou explorar a lacuna de conhecimento que se apresenta ainda em aberto, pois não há estudos na literatura que avaliaram o comportamento e a magnitude das deformações que ocorrem durante a polimerização das novas resinas de preenchimento em incremento único (“bulk-fill”) no local de sua aplicação clínica.

Desta forma, torna-se importante avaliar a influência de diferentes protocolos de fotopolimerização (Contínua e Ramp) na contração volumétrica gerada e na temperatura exotérmica de resinas de preenchimento em incremento único, visando minimizar os fatores deletérios.

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 PRECONIZAÇÃO DAS RESINAS COMPOSTAS

Desde os primórdios, as resinas compostas vêm sendo utilizadas em progressão e têm se demonstrado como material de consumo significativo para a Odontologia, as quais ainda sofrem modificações no que se refere à formulação, modo de ativação (quimicamente ativadas ou ativadas por meio de um dispositivo de luz visível), composição (quantidade carga/matriz, tamanho das partículas de carga, uso de diferentes tipos de monômeros, introdução de componentes de fotoluminescência).

Diante do exposto, as resinas compostas têm sofrido mudanças para que apresentem melhorias nas propriedades físicas, químicas e mecânicas, devido às forças submetidas na cavidade bucal pois, além de ser um ambiente aquoso, existe a presença de íons e microbiotas bucais que afetam a longevidade e sucesso clínico da restauração. A técnica incremental de aplicação das resinas compostas também sofreu evolução e estendeu-se até os dias de hoje. Essa técnica contribui para a redução do fator C devido ao alívio de tensões (Lutz; Krejci; Oldenburg, 1986)¹².

Apesar das resinas compostas estarem sendo aprimoradas, suas propriedades adesivas e estéticas as transformaram na primeira opção de escolha das restaurações diretas.

Recentemente, a dentística estética tem sido apresentada por meio de um novo grupo denominado “Bulk Fill”, que nada mais são do que resinas compostas que se propõem a serem utilizadas em incremento único em massa, de 4 a 5 mm de espessura, dependendo do fabricante.

São indicadas para restaurações diretas em dentes posteriores, incluindo superfícies oclusais, construção de núcleos de preenchimentos, restaurações indiretas: *inlay*, *onlay* e facetas, restaurações em dentes decíduos, esplintagem e reparos. Apresentam como vantagens a praticidade para o clínico associado ao ganho de tempo com trabalho reduzido, e conseqüentemente melhor comodidade ao paciente. Além disso, apresentam maior translucidez devido à diminuição na dispersão de luz entre a interface do material de preenchimento e matriz (Kim et al. 2015)¹³.

2.2 CONTRAÇÃO, ESTRESSE DE POLIMERIZAÇÃO E ADAPTAÇÃO MARGINAL

A redução volumétrica das resinas compostas durante a reação de polimerização é característica inerente dos materiais poliméricos, que podem resultar em fendas (*gap*), microinfiltrações, sensibilidade pós-operatória e recidiva de cáries.

Essa reação consiste numa estrutura polimérica com formação de uma rede tridimensional, estruturada por meio de ligações intermoleculares que pode ser tipo linear ou Cruzada (Feilzer et al. 1990)¹⁴.

Portanto, quanto maior a quantidade de fótons por unidade de área, maior será a transferência intermolecular de elétrons entre o agente fotoiniciador e a amina terciária induzindo a formação de radicais livres que iniciarão o processo de formação das cadeias poliméricas a partir da quebra das ligações duplas de carbono (C=C) existentes nos monômeros, para ligações simples (Rueggeberg et al., 1994)¹⁵.

O estresse de contração e a adaptação marginal estão inter-relacionados. Quando utilizamos resina composta na cavidade, ela se liga às paredes do preparo, através do sistema adesivo. Durante a sua fotoativação, se estabelece uma competição entre a força de contração de 13 a 17 MPa (Braga et al. 2005)¹⁶ e a resistência de união a estrutura dental.

Se o estresse de contração for maior que a força de união entre a resina e o sistema adesivo, a interface pode se romper, dando origem a uma fenda. A fenda pode ser a principal causa de falha da futura restauração, interferindo na longevidade, por predisposição a infiltração e consequente descoloração marginal, sensibilidade pós-operatória e cáries secundárias (Choi et al. 2000)¹⁷.

Mesmo quando a união entre a resina composta e interface adesiva é maior que a contração pode haver fratura da resina composta, fratura da estrutura dental e deformação das cúspides (Versluis et al. 1996)¹⁸.

Existem estudos que têm por objetivo controlar o estresse de polimerização gerado minimizando a intensidade de luz, como consequência disso a fase pré-gel da resina consegue se manter por mais tempo devido ao baixo módulo de elasticidade, garantindo uma melhor acomodação das moléculas com alívio de tensões de contração, diminuindo a velocidade de polimerização (Chen et al. 2001, Hofmann 2002)^{19,20}.

A ativação por pulsos tem demonstrado eficácia na redução da tensão na restauração, independentemente das suas margens possuírem término em dentina ou esmalte. As margens de esmalte são altamente sensíveis à força de tensão, sobretudo quando se trabalha em restaurações proximais pequenas com aparelhos de alta energia (Kanca e Suh 1999)^{21,22}.

A quantidade de material que se contrai quando passa de estado gel para estado sólido define o que se chama por contração de polimerização. As resinas compostas contraem entre 2% a 3% de todo o seu volume (Braga, 2005)⁷.

2.3 MODULAÇÃO DA CONTRAÇÃO

Há algum tempo atrás considerava-se que o estresse de contração de resinas compostas ocorria devido a contração em direção à luz. Assim, muitas técnicas clínicas como a polimerização através do esmalte, cunhas e matrizes transmissoras de luz foram introduzidas com base nessa citação (Lutz 1986)²³. Os bons resultados obtidos com estas técnicas ocorriam pela diminuição da intensidade de luz quando esta passava pelas cunhas e matrizes ou pelo esmalte. A diminuição da energia de ativação da luz gera um menor grau de conversão e, portanto, os resultados do estresse de contração tornam-se menos pronunciados.

As resinas compostas não contraem necessariamente em direção à luz, pois, ao se conseguir união efetiva do material restaurador com as paredes da cavidade, este irá contrair em direção às paredes que está aderido (Verluis et al. 1996)¹⁸.

Além do citado, resinas compostas possuem um agente fotossensível, caracterizado pela α -diquetona, canforoquinona. Esse agente quando ativado pela luz do aparelho fotoativador por meio de comprimentos de onda específicos entre 450 e 500 nm, passa para um estado energizado ocorrendo uma reação química com aminas (agente redutor), formando então radicais livres que, por consequência, polimerizam a resina composta através de pequenas cadeias monoméricas. Ocorre então a formação de longas cadeias poliméricas e, portanto, os polímeros são quimicamente fortes, estáveis e resistentes (Burgess et al., 1999)²⁴.

O iniciador mais comumente utilizado nas resinas compostas é a canforoquinona, e quando a energia (fótons) é absorvida por ela, passa para o estado excitado ou estado tríplice. No entanto, para acelerar esta reação de

polimerização, uma quantidade razoável de amina é adicionada à mistura. Enquanto a canforoquinona permanece no estado excitado, esta colide com a amina, ocorrendo a transferência de elétron, resultando na formação de um radical livre. A reação de polimerização começa ocorrer quando este radical livre irá reagir com o monômero, possuidor de uma ligação dupla de carbono ($C=C$). Desta forma se inicia a reação em cadeia, na qual a ligação dupla de carbono, reagida com o radical, passa a ter um elétron livre à procura de outra ligação dupla para reagir. A reação de polimerização só terminará quando dois radicais complexos colidirem. Sendo assim, quanto maior a intensidade de luz, maior número de fótons estarão presentes e quanto maior o número de fótons, maior o número de moléculas de canforoquinona que irão atingir o estado excitado, para reagir com a amina e formar radicais livres (Cook 1980)²⁵.

Quando o material resinoso não sofre polimerização de forma ideal, no estudo de Bower 1973¹, aponta que pode ocorrer deslocamento da cavidade preparada, perder a forma anatômica, apresentar baixa resistência ao desgaste e baixa estabilidade de cor, além de, sofrer a ação de pigmentos exógenos, ocorrer infiltração marginal e, conseqüentemente lesões de cáries secundárias.

O uso de fotoativadores LED pode influenciar positivamente e melhorar a profundidade de polimerização dos materiais, correlacionando a forte ligação entre alta radiância, elevado grau de conversão e microdureza em cavidades com profundidades de polimerização superior que 4 mm (Issa et al. 2016)²⁶.

As resinas compostas apresentam duas fases, sendo elas: 1- Fase pré-gel, apresenta-se em um estado menos viscoso em que a alteração volumétrica pode ser compensada pelo escoamento do material. Através do escoamento libera tensões dentro da estrutura dentária. Nessa fase, a resina consegue aliviar as tensões causadas pela contração de polimerização, ou seja, as moléculas encontram novas posições onde tentam amenizar o estresse da contração de polimerização, acomodando-se melhor à cavidade, devido estar em condição mais fluida, o que permite tal movimentação e 2- Fase pós-gel, caracteriza-se por um estado rígido do material. Sessa-se o escoamento e já não é possível compensar a tensão de polimerização devido ao estado rígido em que se encontra. Nesta fase não há mais presença de escoamento do material e a contração de polimerização é acompanhada pelo módulo de elasticidade.

Um fator significativo para se considerar é o ponto entre a fase pré-gel e pós-gel, denominado de ponto G, sendo que neste momento a resina composta não sofre mais deformação. Clinicamente, o objetivo proposto é prolongar a fase pré-gel para protelar o ponto G, aliviando o estresse de contração através do aumento do tempo. Com isso, possibilita o posicionamento em novas direções da cadeia polimérica, diminuindo a tensão dente-restauração. Portanto, diminui-se o tempo de exposição e intensidade de luz na reação de fotoativação, pois elevadas intensidades de luz possuem menos tempo de fase pré-gel devido ocorrer polimerização brusca (Versluis et al. 1996)¹⁸.

No entanto, deve-se considerar que a reação de polimerização envolve tanto o desenvolvimento como o alívio de tensões, pois nos estágios iniciais de polimerização, na fase pré-gel, as cadeias poliméricas se formam em modo linear, e possuem mobilidade, permitindo que as tensões induzidas pela contração de polimerização sejam dissipadas através do escoamento. A medida que a reação progride, fase pós gel, começam a formar ligações cruzadas entre as cadeias dificultando o escoamento e, simultaneamente conferindo ganho nas propriedades mecânicas e no módulo de elasticidade, que implica na indução de tensões na restauração (Suh et al. 1999)²⁷.

Muitas tentativas foram submetidas para diminuir a contração de polimerização das resinas compostas controlando os componentes presentes, como a quantidade e tipo de matriz resinosa, quantidade e tamanho das partículas de carga, modo de fotoativação e adição de partículas não aderidas (Stansbury 1992, Munksgaard et al. 1987, Feilzer et al. 1993, Condon e Ferracane 1998).^{28,29,30,31} Basicamente, busca-se aperfeiçoar a técnica, através de propriedades que interferem no fenômeno de polimerização, como inserção de técnica incremental através de baixo valor de fator C, modulação de fotoativação e utilização de resinas de baixo módulo de elasticidade. Metodologias diferentes para avaliar a contração de polimerização durante a fotoativação são encontradas na literatura, sendo que Sakaguchi et al. (1991)³² estudaram o método de “strain gauge”, o qual utilizava uma placa biaxial sensível a deformações que registrava mudanças em valores numéricos ($\mu\epsilon$) sendo muito útil para mensurar a contração em tempo real comparando-a com outros métodos na literatura existente. Já o método de “bonded-disk” ou “deflecting disk”, no estudo de Watts e Cash (1991)³³ permitiu obter gráficos de deformação volumétrica ao longo do tempo para mensurar o volume de

contração de polimerização das resinas compostas. O aparelho é baseado em um transdutor sensível às deformações do compósito aderido a uma placa de vidro flexível. A velocidade de contração também foi observada por Atai et al. (2005)³⁴ quando avaliaram a contração de polimerização em que foi mensurada com a técnica do “bonded-disk”. No estudo, foram utilizados diferentes monômeros geralmente usados em resinas compostas, sendo esses: Bis-GMA, TEGDMA, UDMA, MMA, HEMA, HPMA e diferentes proporções de Bis-GMA/TEGDMA os quais foram misturados com canforoquinona e dimetil-aminoetil-metacrilato, como sistema iniciador. A velocidade de contração-deformação subiu rapidamente até o máximo na etapa inicial para depois também cair rapidamente e se estabilizar. Os monômeros monofuncionais exibiram os dados de velocidade mais baixos. Entretanto, o UDMA, um monômero bifuncional de viscosidade média, mostrou a maior taxa de polimerização. Concluíram assim, que a contração e velocidade de polimerização, depende da composição da resina composta. Várias concentrações de Bis-GMA/TEGDMA foram estudadas por Dewaele et al. (2006)³⁵ através da relação entre a contração de polimerização de resinas experimentais com o número de ligações duplas com o grau de conversão. Para abordagem do grau de conversão, fizeram a contagem da quantidade de ligações duplas de carbono e a densidade das mesmas. Relataram que a medida que se obtém maior concentração de TEGDMA, diretamente maior foi o grau de conversão e a contração de polimerização. Concluíram que a concentração de TEGDMA influencia no grau de conversão e contração de polimerização.

Procurando melhoras nas resinas compostas Amirouche-Korichi et al. (2009)³⁶ avaliaram o grau de conversão e contração de polimerização de compósitos experimentais com base de BisGMA/TEGDMA sob o efeito de cargas minerais radiopacas e monômeros em diferentes concentrações através da ligação entre a contração de polimerização e grau de conversão. Os resultados mostraram que o grau de conversão e contração de polimerização diminuíram bruscamente com o aumento das cargas opacas, mas esta redução não foi significativa. No entanto, as propriedades foram intimamente relacionadas com a concentração de monômero da matriz orgânica. Os resultados também mostraram uma correlação linear entre o grau de conversão e a contração de polimerização, pois quanto maior o grau de conversão, maior a contração de polimerização.

2.4 MÉTODOS DE FOTOATIVAÇÃO PROPOSTOS NA LITERATURA

- **Convencional:** a resina composta é fotopolimerizada em intensidade de luz constante ou contínua (normalmente a máxima de cada aparelho) em tempo específico (20s ou 40s). Consiste na técnica mais conhecida e utilizada clinicamente.

- **Step:** a resina composta é fotopolimerizada com baixa intensidade de luz, aumenta, e se mantém constante até o fim.

- **Ramp:** a resina composta é fotopolimerizada com intensidade de luz baixa e aumenta gradativamente para maior intensidade de luz.

- **Pulse Delay ou Pulso Tardio:** cada incremento da resina composta é fotopolimerizado por 5 s com intensidade de luz baixa (300mW/cm^2). Sendo que, a intensidade mínima para iniciar a fotoativação é 280mW/cm^2 (Rueggeberg et al. 1994)¹⁵.

No estudo de Boing et al. (2014)³⁷ os melhores resultados do grupo utilizando o método Ramp em relação ao grupo utilizando o método Contínuo é que a modificação do uso da luz durante a fotoativação trouxe benefícios às propriedades mecânicas do material testado. Isso pode ser explicado devido ao fato que a baixa intensidade de luz inicial usada pelo método Ramp aumenta o período que o material resinoso permanece com baixo módulo de elasticidade (fase pré-gel) permitindo um acúmulo das moléculas e aliviando a tensão de contração por deformação interna, reduzindo a velocidade em que a polimerização ocorre (Hofmann et al. 2003)³⁸. No método Contínuo a intensidade permanece constante do início ao final do processo de polimerização, diminuindo a fase pré-gel, que diminui a capacidade de escoamento do material e liberação de tensões.

2.5 UTILIZAÇÃO DE RESINAS COMPOSTA COM BAIXO MÓDULO DE ELASTICIDADE

As resinas fluidas apresentam várias características interessantes e, ao contrário do que se pensa, possuem o mesmo tamanho de partículas e a mesma quantidade de carga orgânica, sendo que somente a sua carga inorgânica é levemente reduzida, mantendo uma porcentagem de carga semelhante às resinas híbridas em média de 60% a 70%, e é esta redução que confere à resina fluida a sua baixa viscosidade (Bayne et al. 1998)³⁹.

O alívio do estresse de contração de polimerização, e uma melhor adaptação marginal pode ser obtido através do uso de resinas fluidas sobre adesivos, que amortece tensões por meio da formação de uma camada elástica.

No que diz respeito sobre a contração de polimerização das resinas fluidas, estas contraem em média de 3% a 6%, enquanto as resinas híbridas contraem em média 1,5% a 3,5% (Labella et al. 1999)⁴⁰.

Tão importante quanto a contração de polimerização é o módulo de elasticidade das resinas compostas, pois quanto menor o módulo de elasticidade, maior a capacidade do material se deformar de maneira elástica, definindo também a rigidez dos materiais.

2.6 RESINAS BULK FILL

Recentes estudos no que se refere aos compósitos resinosos têm avançado no desenvolvimento de novos monômeros, melhoria da translucidez e criação de sistemas iniciadores. Isso tem levado à inserção de novos materiais no mercado odontológico. As resinas compostas Bulk Fill, ou seja, de preenchimento cavitário em incremento único apresentam a capacidade de serem posicionadas no interior das cavidades dentárias em incrementos de 4 a 5 mm de profundidade devido às propriedades do monômero utilizado na sua composição e à maior translucidez conferida a esse compósito. (Lima et al. 2016)⁴¹.

Os compósitos Bulk Fill são constituídos pela mistura de uma matriz orgânica, partículas de carga, moléculas iniciadoras de polimerização e agente de união (silano), que permite a ligação entre a matriz orgânica e as partículas de carga (Goldberg, 2008)⁴². Possuem baixas tensões, relacionadas à redução de polimerização, e ótimas características de transmissão de luz, devido à redução da dissipação da luz na conexão entre matriz-partículas inorgânicas (Kim et al. 2015)⁴³, e ainda possuem uma boa resistência de união, independente da estrutura cavitária e da técnica de inserção (Van Ende et al. 2012)⁴⁴.

Portanto, diferentes estratégias foram realizadas na sua composição com o intuito de alcançar a profundidade de polimerização através do aumento da translucidez e consequente melhoria da transmissão da luz pelo corpo do material, que pode ser obtido de diferentes maneiras, como por exemplo a redução da quantidade de partículas de carga inorgânica ou o balanço entre partículas de carga

e monômeros com base na similaridade dos índices de refração. Quanto maior for a diferença do índice de refração de uma partícula de carga e a mistura monomérica maior será o espalhamento de luz e consequente aumento da opacidade. Ou seja, quanto mais próximos, mais translúcido será o material.

Outra estratégia é reduzir, ou simplesmente não elevar, os valores de tensão geradas pela ativação de grandes incrementos utilizando “moduladores de polimerização” com o uso de grupos fotoativos específicos associados à monômeros empregados na matriz resinosa. Estes grupos seriam capazes de interagir com o fotoiniciador e melhorar a possibilidade de ativação em grandes profundidades (Fronza et al. 2015; Al Sunbul et al. 2016)^{45,46}.

Uso de monômeros flexíveis é provavelmente a forma mais empregada pelos fabricantes. Basicamente, o emprego de monômeros do tipo UDMA, puro ou modificado, e/ou BisEMA reduz a viscosidade da resina quando comparada às formulações contendo BisGMA em sua formulação, permitindo um aumento do potencial de conversão de monômeros em polímeros (Stansbury, 2012; Alshali et al. 2015; Durner et al., 2015; Fonseca et al., 2017)^{47,48,49,50}.

Pesquisas têm avaliado as propriedades mecânicas das resinas Bulk-fill quando inseridas na cavidade em incrementos de 4 mm de espessura. Vem se comprovando que, apesar do maior volume inserido, esses materiais mostram baixa contração de polimerização (Ilie, Hickel 2011; Platt 2014)^{51,52}.

Para se conseguir o aumento na profundidade de polimerização, os fabricantes das resinas Bulk Fill modificaram a translucidez/opacidade do compósito e diminuíram o número de partículas inorgânicas, pois a penetração de luz está intimamente relacionada com a quantidade de partículas presentes (Bouschlicher, Rueggeberg e Wilson 2004; Ilie et al., 2013)^{53,54}. Para permitir adequada conversão de monômeros em polímeros, mesmo se inserindo incrementos de 4 mm, fotoiniciadores com maior absorção luminosa foram adicionados à composição das resinas (Souza-Junior et al. 2014)⁵⁵.

Como a polimerização das resinas compostas está relacionada às suas propriedades físico-químicas, essas características das resinas Bulk Fill, têm se tornado alvo de constantes estudos. Apesar disso, ainda permanecem incertezas relacionadas a suas propriedades térmicas, de resistência às forças mastigatórias e de contração de polimerização, sendo necessária ainda a realização de investigação científica baseada em estudos clínicos acompanhados a longo prazo (Bicalho et al.

2014; Swift 2015)^{56,57}. Na composição química desses compósitos existem características semelhantes às das resinas compostas nanohíbridas e microhíbridas, incluindo monômeros como Bis-GMA, UDMA, TEGDMA e Bisfenol-A-etoxilato dimetacrilato (EBADMA) em sua matriz orgânica. As partículas inorgânicas utilizadas para compor as resinas Bulk Fill, as nanohíbridas e as microhíbridas também são semelhantes (Ilie et al. 2013)⁵⁸. Houve uma modificação na estrutura química do monomero de Bowen, ou seja, no Bis-GMA e do monomero UDMA, foram incluídos hidroxila livre no Bis-GMA, dimetacrilato de uretano alifático, dimetacrilato de uretano aromático (AUDMA) e metacrilatos altamente ramificados (Moszner et al. 2008)⁵⁹.

Já existem estudos que relatam as vantagens da resina Bulk Fill e suas propriedades, porém, limita-se em estudos *in vitro* apenas com o material. Esses estudos deixam de reproduzir fatores que interferem nos resultados clínicos, como fator C e cavidades profundas. Em uma revisão sistemática da literatura para avaliar a eficiência da polimerização de resinas compostas Bulk Fill a uma profundidade de restauração de 4 mm realizada por Reis et al. (2017)⁶⁰, os critérios de seleção incluíram estudos que avaliaram a resina composta bulk quando inserida em uma espessura mínima de 4 mm, seguida de polimerização de acordo com as instruções do fabricante. Um total de 534 artigos foram recuperados na pesquisa inicial. Após o processo de revisão, apenas 10 artigos de texto completo cumpriram os critérios de inclusão. A maioria dos artigos incluídos (80%) foram classificados como alto nível de evidência. Entre várias técnicas, a microdureza foi o método mais frequente realizado pelos estudos incluídos nesta revisão sistemática. Independentemente do método "*in vitro*" realizado, as resinas bulk cumprem o quesito de apresentar polimerização adequada em profundidades de 4 mm. As resinas bulk de baixa viscosidade apresentaram melhor desempenho em relação à eficiência de polimerização em comparação com as de alta viscosidade.

No estudo de Jung e Park (2017)⁶¹ os autores compararam a adaptação marginal de duas resinas bulk-fill fluidas (BFF): SDR (Dentsply Caulk) e Venus Bulk Fill (Heraeus Kulzer); duas resinas bulk condensáveis (RBC): Tetric N-Ceram Bulk-fill (Ivoclar Vivadent) e SonicFill (Kerr) e uma na técnica de preenchimento incremental convencional (Z350, 3M) em cavidades MOD *in vitro*. Adicionalmente, avaliou-se a influência da contração de polimerização linear, tensão de polimerização, módulo flexural e relação de dureza da superfície / fundo da cavidade, na adaptação marginal. As imagens da área marginal ampliada foram capturadas sob uma

ampliação de 100X antes e depois da carga mecânica, e a proporção percentual da margem imperfeita (% IM) foi calculada. As fendas, as fissuras na camada de esmalte e o “chipping” do compósito, esmalte ou dentina foram considerados margens imperfeitas. O estudo concluiu que as RBC apresentaram melhor adaptação marginal do que as BFF. O nível mais baixo de contração de polimerização e de tensão de contração de polimerização das RBC parece contribuir nesse cenário, porque isso induziria menos força de contração na margem. Jung e Park (2017)⁶¹ compararam a adaptação marginal de duas resinas bulk-fill fluidas (BFF): SDR (Dentsply Caulk) e Venus Bulk Fill (Heraeus Kulzer); duas resinas bulk condensáveis (RBC): Tetric N-Ceram Bulk-fill (Ivoclar Vivadent) e SonicFill (Kerr); e uma na técnica de preenchimento incremental convencional (Z350, 3M) em cavidades MOD *in vitro*. Adicionalmente, avaliou-se a influência da contração de polimerização linear, tensão de polimerização, módulo flexural e relação de dureza da superfície / fundo da cavidade, na adaptação marginal. As imagens da área marginal ampliada foram capturadas sob uma ampliação de 100X antes e depois carga mecânica, e a proporção percentual da margem imperfeita (% IM) foi calculada. As fendas, as fissuras na camada de esmalte e o “chipping” do compósito, esmalte ou dentina foram considerados margens imperfeitas. O estudo concluiu que as RBC apresentaram melhor adaptação marginal do que as BFF. O nível mais baixo de contração de polimerização e de tensão de contração de polimerização das RBC parece contribuir nesse cenário, porque isso induziria menos força de contração na margem. As BFF com menor módulo de flexão podem não fornecer um buffer eficaz para o estresse oclusal quando são restauradas com RC regular. O grau de contração (GC), profundidade de polimerização (PP), tensão de contração (TC), resistência flexural (RF), módulo de elasticidade (ME) e resistência de união (RU) de resinas Bulk Fill foram avaliados por Lima et al. (2016)⁴¹: 1- Tetrik Evo Flow Bulk Fill (TBF) e 2- Empress Direct (ED). TBF mostrou maiores valores do que ED para GC ($85,7 \pm 6,6 / 54,2 \pm 4,9$) e para RU ($0,95 \pm 0,70 / 0,35 \pm 0,15$). Para RF ($76,611 \pm 16,8 / 144,9 \pm 24,1$) e carga máxima de TC ($0,77 \pm 0,07 \pm 1,07 \pm 0,015$), TBF mostrou menores médias comparadas a ED, sendo que para PP ($0,83 \pm 0,16 / 0,84 \pm 0,08$) e ME ($11,5 \pm 2,8 / 12,5 \pm 2,6$) a TBF e ED apresentam valores estatisticamente semelhantes. Concluíram que, resinas Bulk Fill apresentaram todas as propriedades físicas e mecânicas testadas superiores ao compósito tradicional, exceto, a resistência flexural. Estes autores também relataram

que a maior translucidez pode ser um fator que justifique o aumento do grau de conversão da resina Tetrik Bulk Fill Flow (baixa viscosidade) sobre a Empress Direct (alta viscosidade). Ainda nesse estudo, a Tetrik Bulk Fill Flow possui em sua composição dimetacrilato de bisfenol A etoxilado (BisEMA) enquanto a Empress Direct possui Uretano dimetacrilato (UDMA). A diferença do peso molecular destes monômeros e o efeito na mobilidade pode estar associada ao aumento do grau de conversão e à menor viscosidade apresentada pela Tetrik Flow. Além disso, o tipo de fotoiniciador presente em cada um dos materiais pode ter afetado o grau de conversão, pois, sabe-se que fotoiniciadores alternativos à canforoquinona têm apresentado resultados superiores e proporciona melhores propriedades físicas diretamente ligadas ao aumento do grau de conversão. Ainda se referindo ao estudo de Lima et al. (2016)³⁷, foi utilizado irradiância LED de terceira geração com alta radiância (Bluephase, Ivoclar Vivadent, Shaan, Liechtenstein – 1200mW/cm²) e que consegue ativar fotoiniciadores alternativos, a provável presença destes na resina Tetrik Flow pode ter ampliado, juntamente com os outros fatores já citados anteriormente, o grau de conversão.

Guo et al. (2016)⁶² usaram um instrumento de mensuração variável para medir e comparar simultaneamente a evolução da tensão de polimerização (TP), o grau de conversão (GC) e a exotermia de uma resina bulk-fill fluida [Filtek™ Bulk-fill, (FBF)] e outra compactável tradicional [Filtek™ Z250 (250)]. As resinas foram estudadas usando um instrumento equipado com um espectrômetro 'in situ' do infravermelho (NIR) e um termopar. As medidas foram realizadas sob várias condições simulando condições clínicas. Ambos os materiais geraram valores de TP estatisticamente similares em maiores complicações. A exotermia de reação e o GC de ambos os materiais foram independentes da condição clínica. O GC da amostra FBF foi ligeiramente superior ao da resina Z250 enquanto o pico de exotermia de FBF foi quase o dobro de Z250. Para FBF, observou-se uma queda característica da TP durante a fase inicial de polimerização para todas as condições estudadas, as quais não foram observadas na amostra de Z250. Esta queda mostrou-se relacionada com a maior exotermia da amostra FBF em relação à resina Z250. A resina bulk-fill fluida mostrou uma TP menor em uma condição comparável à situação clínica onde a resina seria utilizada como material de base. O comportamento térmico de uma resina bulk-fill, foi avaliado por Petrini et al. (2016)⁶³ que o testaram através de análise térmica diferencial e termogravimetria (TG-DTA)

em função da profundidade de polimerização; verificando a possibilidade de ser polimerizado em incrementos maiores em relação às resinas tradicionais. Amostras de Tetric EvoCeram Bulk Fill (Ivoclar Vivadent) fotopolimerizadas por 20 s em diferentes profundidades (1-10 mm) foram analisadas, através do TG-DTA. A curva termogravimétrica (TG), a análise térmica diferencial (DTA) e a primeira derivada da perda de massa (DTG) foram analisadas. A temperatura média na qual ocorreu 5% de perda de massa e a porcentagem da perda média de massa entre 250 e 350°C foi registrada. A análise de variância e o teste de Bonferroni mostraram diferenças estatisticamente significativas quanto ao que diz respeito a todos os parâmetros analisados nas primeiras quatro camadas em relação aos demais. Não houve diferenças significativas no comportamento térmico das amostras compreendidas entre 1 e 4 mm. Pelo contrário, amostras superiores a 6 mm não foram suficientemente polimerizadas; camadas de 5 mm apresentaram polimerização intermediária. O TG-DTA mostrou que este material mostra o mesmo comportamento térmico nos primeiros 4 mm se fotopolimerizado corretamente, por isso, deveria ser utilizado em incrementos de até 4 mm de espessura.

Zorzin et al. (2015)⁶⁴ avaliaram as propriedades de polimerização de resinas bulk-fill usando dois protocolos de polimerização diferentes, em termos de grau de conversão (GC %), dureza de Vickers (HV), contração de polimerização (CP) e “stress” de contração de polimerização (SCP) e compará-los com resinas compostas convencionais condensáveis e fluidos. Os materiais usados foram: Filtek BulkFill (FBF, 3MESPE, Alemanha), SDR (Dentsply, Alemanha), TetricEvoCeram BulkFill (TBF, Ivoclar-Vivadent, Liechtenstein), Venus BulkFill (VBF, Heraeus, Alemanha), X-traBase (XTB, Voco, Alemanha), FiltekZ250 (3MESPE) e Filtek Supreme XTE Flowable (FSF, 3MESPE). A polimerização foi realizada durante 30 s ou de acordo com as instruções do fabricante (1200 mW / cm², Bluephase20i, Ivoclar-Vivadent). Para % GC e HV, discos (n = 5) de 2 ou 4 mm de espessura foram preparados e armazenados durante 24 h em água destilada a 37 °C. Para determinação do GC foi usada espectroscopia FTIR-ATR. O SCP foi medido usando o método de Arquimedes (n = 6). As medições de SCP (n = 10) foram realizadas usando uma máquina de ensaios universal com a técnica de substratos colados a cilindros de PMMA. Exceto para Z250 no modo de ativação recomendado pelo fabricante, todos os materiais não apresentaram GC inferior em 4 mm de espessura. Quando ativado com luz por 30 s, Z250 não apresentou diferenças significativas em GC e CP a 2 ou

4 mm quando comparado ao topo. Todas as resinas bulk-fill investigadas obtiveram propriedades de polimerização suficientes a uma profundidade de 4mm. Aumentar o tempo de polimerização melhorou as propriedades de polimerização das resinas bulk-fill investigadas e Z250.

Francis et al. (2015)⁶⁵ estudaram uma resina bulk fluida (Surefil SDR Flow) em termos de flexão cuspídea quando usado em técnicas incrementais ou bulk. Foram preparadas cavidades mesio-ocluso-distais (4 mm de profundidade, 4 mm de largura). As cavidades restauradas em 1) dois incrementos de 2 mm Esthet-X HD (controle), 2) dois incrementos de 2 mm Surefil SDR Flow ou 3) de 4 mm Surefil SDR Flow técnica bulk (N =8). Após a restauração, os dentes foram precisamente alinhados para calcular a flexão cuspídea. Os dentes restaurados foram colocados em corante de fucsina por 16 h para determinar a integridade da interface adesiva oclusal, segundo a penetração do corante. A profundidade de polimerização foi avaliada por dureza em incrementos de 0,5 mm de profundidade da restauração. Como resultados encontraram que a penetração do corante foi inferior a 3% da altura da parede da cavidade e não foi estatisticamente diferente entre os grupos. A dureza de Surefil SDR Flow não mudou em toda a profundidade para restaurações de tamanho incremental e bulk; a dureza de Esthet-X HD foi substancialmente menor na parte inferior de cada incremento do que no topo. O preenchimento na técnica bulk ou incremental não teve diferença significativa na qualidade da integridade marginal ou flexão cuspídea para a resina bulk. No entanto, a resina bulk causou menos flexão cuspídea do que a resina convencional na técnica incremental. A resina bulk, foi polimerizada corretamente até o final (4 mm), enquanto que a resina convencional apresentou uma polimerização menor na base de cada incremento.

Garoushi et al. (2016)⁶⁶ avaliaram as características da transmissão de luz, o grau de conversão (por Infravermelho FTIR-ATR) e a microdureza (Vickers) de resinas bulk-fill, convencionais e reforçadas com fibra de vidro, através de diferentes espessuras incrementais. Para cada material, foram consideradas quatro espessuras incrementais diferentes (1, 2, 3 e 4 mm) (n = 5). Os espécimes foram preparados em moldes cilíndricos de Teflon abertos nos lados superior e inferior e polimerizados durante 40 s. Após o processo de polimerização, os espécimes foram polidos e armazenados em seco a 37 °C durante 24 h. A transmissão de luz, o grau de conversão e a microdureza superficial foram medidos e os dados foram

analisados usando ANOVA ($p = 0,05$). Houve diferenças na transmissão de luz nas resinas de vários tipos e marcas. As resinas bulk-fill de baixa viscosidade e as resinas compostas reforçadas com fibras, proporcionaram maior transmissão de luz em comparação com resina composta de maior viscosidade. A redução da transmissão da luz, a baixa microdureza da superfície e grau de conversão no lado inferior da amostra sugerem que é necessário prestar mais atenção para assegurar uma polimerização adequada da resina em cavidades profundas.

Jang et al. (2015)⁶⁷ avaliaram a cinética de polimerização e a profundidade de polimerização de resinas bulk fill para dentes posteriores: uma resina de alta carga (G-aenial Universal Flo [GUF]), duas resinas bulk fluidas (Surefil SDR Flow [SDR] e Venus Bulk fill [VBF]) e uma resina bulk de alta viscosidade (Tetric N-Ceram Bulk Fill [TBF]) as quais foram comparadas com duas resinas convencionais (Tetric Flow [TF], Filtek Supreme Ultra [FS]). A contração de polimerização linear e a tensão de polimerização foram medidos com dispositivos customizados. Para avaliar a profundidade de polimerização, foi usado uma matriz com 4 mm de profundidade e 4 mm de diâmetro interno. A matriz foi preenchida em um incremento com cada uma das seis resinas e polimerizadas por 20 s. A dureza da superfície foi medida na parte superior e inferior usando microdureza Vickers (HV). A média da HV da superfície inferior de SDR e VBF alcançou 80% da superfície superior (HV-80%). No entanto, a parte inferior da GUF e TBF não alcançou HV-80%. A resina fluida de alto conteúdo de carga (GUF) revelou limitações na contração e profundidade de polimerização. As resinas fluidas Bulk (SDR e VBF) foram adequadamente polimerizadas em incrementos de 4 mm, mas tiveram maior contração de polimerização que resinas convencionais. A resina Bulk mais viscosa (TBF) mostrou contração comparável à resina convencional, mas não foi suficientemente polimerizado no incremento de 4 mm.

Kim et al. (2015)⁶⁸ avaliaram os aumentos de temperatura na resina e no lado pulpar da dentina de resinas bulk-fill. Para isto, foram preparadas cavidades de classe I (5 mm x 4 mm x 3 mm) em dez dentes terceiros molares extraídos, restaurados com duas camadas horizontais separadas de Filtek Z250 (3M ESPE) no grupo incremental ou uma única camada de SureFil SDR Flow (Dentsply) no grupo bulk ($n = 5$). Depois de colocar os espécimes em um banho de água de 36,5°C, as temperaturas foram medidas com oito termopares distribuídos assim: centro inferior (BC), centro médio (MC), centro superior (TC) da resina; borde inferior (BE), borde

central (ME) e borde superior (TE) da cavidade; no lado pulpar da dentina - dentro da câmara pulpar - (PD) e na ponta do aparelho de fotopolimerização (CL). O grupo bulk apresentou maior aumento de temperatura durante a restauração. Independentemente da técnica, mais calor foi gerado no centro do que na esquina e na parte superior do que no fundo da resina. As temperaturas de DP (parede pulpar) aumentaram em 3,1 °C e 5,5 °C no grupo incremental e no grupo bulk, respectivamente.

Kim et al. (2015)⁶⁸ mensuraram a contração de polimerização, o módulo e a tensão de contração de resinas convencionais e bulk-fill durante a polimerização e investigaram a relação entre o descolamento da interfase adesiva e a tensão de contração das resinas. Os materiais avaliados foram duas resinas bulk-fill de alta viscosidade SBCFill (SF) / Tetric N-Ceram Bulk-Fill (TNB) e duas resinas bulk-fill de baixa viscosidade Filtek Bulk-Fill (FB) / SureFil SDR Flow (SDR), bem como uma convencional de alta viscosidade (Filtek Z250 (Z250) e uma convencional de baixa viscosidade (Filtek Z350 XT Flowable (Z350F). A análise de emissão acústica (AE) foi realizada para avaliar o descolamento da interfase dente-resina durante a polimerização. As resinas de baixa viscosidade apresentaram maior contração e menor módulo do que as de alta viscosidade. A contração de polimerização aos 10 min variou entre 2,05% (SF) e 3,53% (Z350F). Os valores de tensão de contração de polimerização em 10 min variaram entre 1,68 MPa (SDR) e 3,51 MPa (Z350F). O número de eventos AE foi maior no Z350F e menor em SDR. As resinas que apresentaram maior tensão de contração de polimerização geraram mais descolagem interfacial de dente-resina. Em contraste com os resultados semelhantes entre as resinas de alta viscosidade (convencional: Z250, bulk-fill: TNB e SF), as resinas bulk de baixa viscosidade (FB e SDR) demonstraram melhores resultados em termos de tensão de polimerização e descolagem da interface do que a resina convencional de baixa viscosidade (Z350F).

Tomaszewska et al. (2015)⁶⁹ avaliaram a deflexão cuspídea e a microinfiltração cervical de grandes cavidades mesio-oclusais-distal (MOD) padronizadas preenchidas com diferentes protocolos de restauração: (1) técnica incremental com resina convencional, (2) resinas bulk-fill fluidas “cobertos” com resinas convencionais ou (3) restauração completa com resina Bulk-fill. As cavidades MOD padronizadas foram preparadas em sessenta e quatro dentes pré-molares. As restaurações foram colocadas em conjunto com um sistema adesivo universal. Foi

utilizado um aparelho para mensurar a deflexão das cúspides vestibulares e palatinas. Os dentes foram imersos em um pigmento de fucsina básico 0,2% por 24 h, para avaliar a microinfiltração cervical. Em geral (embora dependente do produto), um aumento na deflexão cuspídea e diminuição no escore de microinfiltração cervical foi evidente para materiais bulk-fill fluídos de com incrementos de resinas convencionais de "cobertura" oclusais (protocolo de restauração 2) em comparação com restaurações bulk-fill (restauração protocolo 3).

Al Ahdal et al. (2105)⁷⁰ estudaram oito compósitos representativos de resina Bulk Fill [base X-tra (XTB), Venus Bulk Fill (VBF), Tetric EvoCeram Bulk Fill (TECBF), Sonic Fill (SF), Filtek Bulk Fill (FBF), everX Posterior (eXP), Beautifil-Bulk Flowable (BBF), Beautifil-Bulk Restorative (BBR)]. Os espécimes foram fabricados em moldes de 4 mm de altura e 5 mm de diâmetro interno diretamente em um acessório atenuado de reflectância total (ATR) de um espectrômetro infravermelho (FTIR). As amostras foram polimerizadas por 20 segundos. A cinética de polimerização foi gravada continuamente em tempo real durante 5 min e depois a 30 e 60 min e 24 h após a polimerização. O grau de conversão para XTB, VBF, TECBF, FBF, BBR aumentou significativamente 30 minutos após a irradiação ($p < 0,05$) e não foi afetada pelo tempo subsequente até 24 h ($p > 0,05$). Para SF não foi afetado após 5 min ($p > 0,05$). Para eXP e BBF, o grau de conversão aumentou 24 horas após a irradiação ($p < 0,05$). O impacto pós-polimerização das resinas bulk depende do material. Cinco materiais exibiram seu grau de conversão máximo 30 min após o início da irradiação, enquanto para dois materiais foi após 24h.

Fronza et al. (2015)⁷¹ avaliaram o grau de conversão (GC), a microdureza Knoop (KHN), a adaptação marginal interna (AM) e a tensão de polimerização (TP) de uma resina convencional (Herculite Classic HER) e quatro resinas bulk-fill: Surefil SDR (SDR), Filtek Bulk-Fill (FBF), Tetric Evo-Ceram Bulk-Fill (TEC) e EverX Posterior (EXP). O Herculite Classic foi testado usando técnicas de inserção incremental e bulk-fill. Foram feitas preparações de classe I padronizadas (4 mm de profundidade) em molares extraídos e restauradas com cada produto ($n = 5$). Após o armazenamento húmido de 1 semana, as restaurações foram cortadas transversalmente e foram avaliados o GC e KHN em quatro profundidades (1, 2, 3 e 4 mm); usando espectroscopia Raman e microdureza Knoop respectivamente. Para a adaptação marginal, foram realizadas réplicas de resina epóxi das restaurações e posteriormente avaliadas utilizando microscopia eletrônica de varredura MEV. A TP

foi determinada usando cilindros acrílicos ligados a uma máquina de ensaio universal e um extensômetro ($n = 5$). Nas resinas Bulk, apenas SDR e FBF demonstraram GC semelhante em todas as profundidades, e os valores de KHN não diferiram estatisticamente entre as profundidades, exceto para o TEC. Nem o método de colocação nem a profundidade afetaram KHN ou GC, com exceção da HER bulk-fill a 4 mm. Os maiores e menores valores de TP foram encontrados para EXP e TEC, respectivamente.

Taubock et al. (2015)⁷² investigaram a influência do pré-aquecimento de resinas bulk de alta viscosidade em seu grau de conversão e força de contração de polimerização. Foram utilizadas quatro resinas bulk (Tetric EvoCeram Bulk Fill-TECBF, x-tra fil-XF, QuixFil-QF, SonicFill-SF) e uma resina convencional nano-híbrida (Tetric EvoCeram-TEC). As forças de contração ($n=5$) de espécimes de 1,5 mm de espessura foram gravadas em tempo real durante 15 min dentro de uma cavidade com temperatura controlada a 25°C (simulando a temperatura intraoral após a aplicação de dique de borracha) com um analisador de tensão. O grau de conversão ($n = 5$) foi determinado na base de amostras igualmente espessas (1,5 mm) usando espectroscopia de infravermelho transformado de Fourier (FTIR). Os dados foram analisados com o teste t de Student, ANOVA e o teste post-hoc HSD de Tukey ($\alpha = 0,05$). Os dados mostraram que o pré-aquecimento da resina aumentou significativamente o grau de conversão do TECBF, mas não teve efeito sobre a conversão de monômeros dos demais materiais investigados. Para cada uma das resinas, o pré-aquecimento gerou forças de contração significativamente menores do que à temperatura ambiente. Tanto a resina como a temperatura de pré-polimerização afetam a força de contração. O pré-aquecimento da resina bulk e da resina convencional antes da fotoativação diminuiu as forças de contração sem comprometer o grau de conversão.

Ilie e Stark (2014)¹¹ avaliaram o efeito das condições de polimerização: tempo de exposição, modo, densidade de energia e distância de exposição sobre as propriedades mecânicas de resinas Bulk (RBC) de alta viscosidade, medidos em cavidades simuladas de 6 mm de profundidade. Foram investigadas três RBC de alta viscosidade, avaliando a variação nas propriedades micromecânicas (dureza Vickers [HV] e módulo de indentação [E]) e polimerizadas sob 16 diferentes condições diferentes. A duração da exposição foi de 5, 20 e 40 s no modo padrão; 3, 4 e 8 s no modo de alta potência; e 3 e 6 s no modo plasma; a distância de

polimerização foi de 0 e 7 mm. A densidade de energia variou de 2,63 a 47,03 J / cm². As medições foram realizadas após 24 h de armazenamento em água destilada a 37°C. A profundidade de polimerização (PP) foi calculada como a redução de dureza de 80%. A densidade de energia exerceu a maior influência nas propriedades medidas em todos os materiais. As RBCs de alta viscosidade respondem de forma heterogênea às variações nas condições de polimerização. Para manter as propriedades mecânicas em profundidade, é recomendada uma densidade de energia de pelo menos 23,51 J / cm² para EvoCeram Bulk Fill e X-tra Fil e 47,03 J / cm² para Sonic Fill, respectivamente. Essa densidade de energia foi alcançada com irradiação moderada e aumento do tempo de polimerização.

El-Damanhoury e Platt (2014)⁷³ estudaram a cinética da tensão de contração de polimerização de cinco resinas bulk-fill: Surefil SDR flow (SF, Dentsply), Tetric EvoCeram Bulkfil (TE, Ivoclar Vivadent), Venus Bulk Fill (VB, Heraeus Kulzer), X-tra fil (XF, Voco) e uma resina bulk experimental (FB, 3M ESPE). A resina convencional Filtek Z250 (FZ, 3M ESPE) foi usada como controle. A tensão de polimerização em tempo real foi mensurada usando um tensômetro; tensão de contração máxima, a taxa de tensão (Rmax) e o tempo para atingir a taxa máxima de tensão (tmax) foram registrados. A força e o módulo de flexão foram medidos usando a norma ISO 4049, e a profundidade de polimerização de corpos de prova de 4 mm foi determinada usando a microdureza Knoop inferior/superior. Os resultados de tensão de contração, Rmax e tmax de todas as resinas bulk foram significativamente menores (p, 0,05) comparados com o controle, exceto para XF. Da mesma forma, todas conseguiram atingir uma profundidade de polimerização aceitável (80% de porcentagem inferior/superior) em incrementos de 4 mm. Em conclusão, este estudo relata uma redução significativa na tensão de contração de polimerização, mantendo a eficiência profundidade de polimerização.

2.7 REDES DE BRAGG EM FIBRAS ÓTICAS

Técnicas de ensaios experimentais têm sido intensamente utilizadas para a investigação da contração de polimerização e da alteração da temperatura geradas pelas resinas compostas. Os métodos mais convencionais são utilização de *strain gauges* e método *bonded disc*. Essas técnicas de medição podem apresentar uma

certa precisão, porém os *strain gauges* apresentam maiores dimensões que limitam sua aplicação em regiões menores. O método *bonded disc* investiga as propriedades de contração do material propriamente dito. Essas duas modalidades experimentais não consideram o local de aplicação clínica do material visando uma simulação mais próxima do real.

A tecnologia das fibras óticas tem evoluído na última década e apresenta como característica principal alta sensibilidade, pequenas dimensões, baixo peso, versatilidade geométrica, flexibilidade, imunidade a interferências eletromagnéticas, possibilidade de sensoriamento remoto e viabilidade econômica (Othonos e Kalli 1999)⁷⁴.

As fibras óticas são capilares que possuem dimensões microscópicas, análogas a um fio de cabelo, formados por materiais dielétricos cristalinos e homogêneos. Em sistemas de comunicações e sensoriamento ótico podem ser utilizadas como guias de ondas nas regiões do visível e infravermelho. As mais utilizadas são compostas de sílica pura ou dopada com germânio.

A estrutura base de uma fibra ótica é composta de casca ou bainha, núcleo e material de proteção ou revestimento primário. A casca apresenta um índice de refração 1% menor que o núcleo. Ao redor da casca existe ainda uma camada de proteção que confere isolamento e flexibilidade à fibra ótica (Hecht 1990)⁷⁵.

Basicamente são constituídas por dois cilindros concêntricos (núcleo e bainha) feitos de fibras vítreas com índices de refração diferentes pelo que se assegura a reflexão total da luz incidente e a transmissão da mesma.

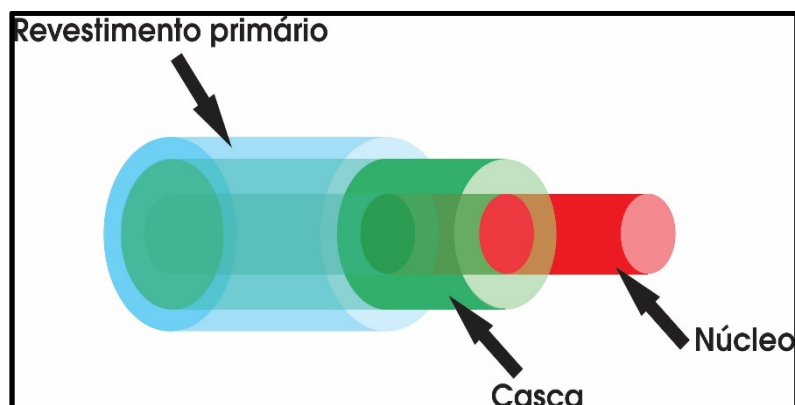


Figura 1 – Desenho esquemático de uma fibra ótica: componentes internos

Atualmente o uso de sensores em fibras óticas tem sido utilizado na Odontologia como um meio para aferir deformações devido à pouca interferência eletromagnética, além de diâmetro pequeno e o contato direto com o material estudado, permitindo simular deformação em tamanho real. Suas vantagens são significativas quando se realiza o experimento proposto, apresentando pequena dimensão, o que facilita a colocação do sensor no interior da estrutura resinosa *in vivo*, e não suscetibilidade à interferência eletromagnética (Anttila et al. 2008)¹⁰, pois a maioria dos estudos na literatura pertinente ocorre monitoramento *in vitro* da contração de polimerização e expansão de presa durante o processo de polimerização dos materiais dentários

Isso comprova o aprimoramento nos novos materiais juntamente com o de conhecimento da telecomunicação. Além da área biomédica, medidores de deformação são amplamente usados em estruturas civis, gasodutos e indústria aeronáutica.

O processo de gravação de uma fibra ótica é baseado na alteração do índice de refração do núcleo da fibra por meio da absorção ótica de luz ultravioleta (UV) por meio de um laser de argônio. A propriedade que algumas fibras óticas apresentam após a exposição à luz UV chama-se de fotossensibilidade. A fotossensibilidade permite a produção de estruturas periódicas obtidas através da alteração permanente do índice de refração do núcleo. A modulação periódica do índice de refração atua como um filtro seletivo de comprimentos de onda que satisfazem à condição de Bragg, obtendo-se assim uma rede periódica gravada chamada de Rede de Bragg (Hill et al. 1978)⁷⁶.

Existem várias técnicas de gravação de uma rede de Bragg. A técnica utilizada no presente estudo foi a técnica direta com máscara de fase. Esse método emprega elementos óticos difrativos (máscaras de fase) para modular espacialmente o feixe UV de gravação das Redes de Bragg.

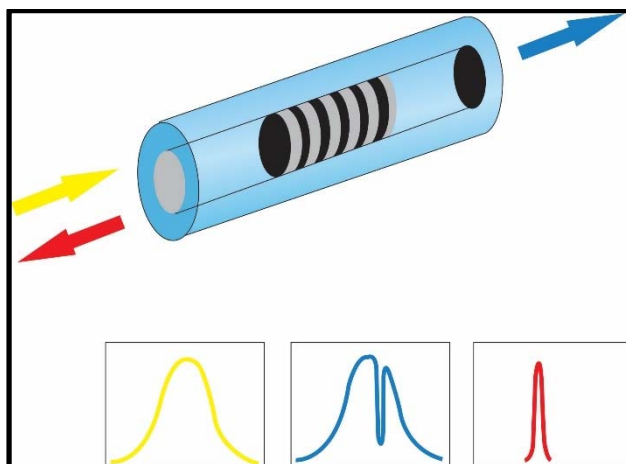


Figura 2 – Desenho esquemático do funcionamento das Redes de Bragg. Na figura, é representada uma rede de Bragg por meio de uma fonte de luz de banda espectral larga. Uma faixa estreita do espectro de luz, centrada no comprimento de onda Bragg é refletida, e o restante do espectro é transmitido. Os gráficos ilustrativos representam a reflexão e transmissão através das respectivas cores.

Quando a radiação de uma fonte ótica é lançada no núcleo da fibra, ocorre reflexão em uma banda estreita de comprimento de onda. O espectro refletido obtido é centrado próximo ao comprimento de onda de Bragg.

O comprimento de onda de luz refletido pela Rede de Bragg, chamado de comprimento de onda de ressonância de Bragg depende do índice de refração efetivo, do modo e do passo da rede. O índice de refração e o passo da rede são afetados por alterações mecânicas e térmicas às quais a rede for submetida. Essas alterações são decorrentes de variações na geometria e no índice de refração da fibra. Essa dependência permite que as fibras óticas sejam aplicadas como elementos sensores dessas grandezas. Sensores de tensões e temperatura fazem o uso do deslocamento do comprimento de onda de Bragg para monitorar a variação desses parâmetros.

Existem alguns estudos na área biomédica utilizando as Redes de Bragg como por exemplo, a monitoração da ventilação torácica assistida, a investigação de placas miorrelaxantes em pacientes portadores de apnéia do sono e bruxismo,

análise da contração de polimerização de resinas compostas dentais, avaliações das deformações em estruturas ósseas para análise de forças sobre implantes dentários e da proliferação de células osteoblásticas na superfície dos sensores, simulações de forças musculares e reação do tecido ósseo próximo aos dentes incisivos, caninos e molares, estudos direcionados à ortodontia (Milczewski et al. 2007)⁷⁷, e às forças de mordida em molares, monitoração do padrão mastigatório de ruminantes, avaliação da contração de polimerização de cimentos resinosos utilizados para a fixação de pinos de fibra de vidro (Pulido et al. 2016)⁹, sensoriamento de resinas acrílicas utilizadas na fixação de postes de moldagem aberta para próteses múltiplas sobre implantes (Franco et al. 2009)⁷⁸.

Tais estudos comprovaram a aplicabilidade das redes de Bragg no setor da engenharia biomédica e propiciaram conhecimento adicional nas áreas abordadas, das quais ressaltamos aquelas ligadas aos materiais de uso clínico na odontologia, como cimentos e resinas por sua vinculação ao presente estudo.

Milczewski et al. (2007)⁷⁷ avaliaram a contração de polimerização relacionando deformação e comprimento de onda. Temperatura e deformação durante a fase de polimerização do material monitorando durante 1h30. A unidade de fotopolimerização foi um aparelho LED de comprimento de onda entre 430 nm e 470 nm (Dabi Atlante). A contração de polimerização foi de $0,15 \pm 0,02\%$ para a resina composta Z100 e $0,06 \pm 0,01\%$ para a resina composta Freedom. Concluíram que as fibras de Bragg são uma boa opção para mensurar a contração de polimerização em função do tempo.

Anttila et al. (2008)¹⁰ avaliaram a contração de polimerização ($\mu\epsilon$) e a expansão higroscópica de quatro materiais dentários poliméricos, sendo que a contração foi monitorada durante o processo de polimerização. As mudanças na contração de polimerização e expansão higroscópica foram monitoradas através de sensores de fibra ótica com redes de Bragg (FBG). Foram utilizadas resina à base de TEGDMA Bis-GMA (sem carga), resina composta Filtek Z250 (3M), e resinas compostas reforçadas com fibra de vidro unidirecional e bidirecional. Relataram que o maior valor de contração de polimerização (0,84%) se apresentou na resina composta sem carga. A resina com fibras de vidro unidirecional teve uma contração elevada em sentido transversal em relação às fibras de reforço (0,41%), enquanto a contração no decorrer das fibras de reforço apresentou-se baixa (0,02%). As resinas compostas com reforço bidirecional apresentaram um valor baixo de contração

(0,03%). Os sensores FBG também foram usados para registrar a expansão higroscópica das amostras que foram imersas na água até 132 dias. Para a maioria dos materiais testados houve uma compensação entre a expansão higroscópica e a contração de polimerização. Concluiu-se que os sensores de Redes de Bragg são adequados para a monitorização precisa em tempo real de propriedades de contração de polimerização e expansão higroscópica.

3 PROPOSIÇÃO

3.1 PROPOSIÇÃO GERAL

Analisar a influência dos modos de fotoativação Contínua e Ramp nas propriedades de contração de polimerização e alteração térmica de uma resina composta Filtek™ Bulk Fill Flow.

3.2 PROPOSIÇÃO ESPECÍFICA

- Avaliar a contração e alteração térmica de polimerização da resina composta Filtek™ Bulk Fill Flow em cavidades dentárias preparadas com o modo de fotoativação Contínua.

- Avaliar a contração e alteração térmica de polimerização da resina composta Filtek™ Bulk Fill Flow em cavidades dentárias preparadas com o modo de fotoativação Ramp.

4 MATERIAL E MÉTODOS

4.1 SELEÇÃO DOS DENTES

Foram utilizados 30 dentes terceiros molares humanos hígidos, obtidos do Banco de Dentes Humanos (BHD) da Universidade Estadual de Ponta Grossa de indivíduos de 20 a 30 anos de idade. Este estudo foi aprovado pela Comissão de Ética em Pesquisa em Seres Humanos (CEP) da mesma universidade sob o Parecer nº 35/2017 – Protocolo 1026/2017.

Após a extração os dentes foram limpos com curetas Mc Call 13-14 e 17-18 (Hu Friedy) e cuba ultra-sônica (Dabi Atlante) a 40 KHz durante 30 minutos. Após a limpeza os dentes foram examinados com lupa estereoscópica (Lambda LEB-3) (10X), com a finalidade de excluir dentes que apresentassem trincas ou alterações estruturais que poderiam causar falha experimental. Os dentes foram armazenados em água destilada à temperatura de 37°C para evitar a desidratação até o momento de serem preparados para a fase experimental.

4.2 PREPARO DAS CAVIDADES

Os dentes foram posicionados no sentido ocluso-gengival em um equipamento de perfuração El Quip (São Carlos SP-Brasil), com sensibilidade de 0,01 mm e então foram preparadas 30 cavidades médias de Classe I na face oclusal dos dentes. As cavidades foram realizadas com pontas diamantadas em alta rotação (Quadro 1), iniciando-se com a nº1011 (KG Sorensen, Barueri, SP, Brasil) em alta rotação, sob constante irrigação com água e para acesso na porção central do sulco oclusal central. Posteriormente, foi utilizada a ponta diamantada nº 1013 (KG Sorensen, Barueri, SP, Brasil) de alta rotação para realizar a cavidade de Classe I para resina composta seguindo-se o sulco principal com extensão de mesial a distal sem haver o envolvimento das cristas marginais mesiais e distais. Os ângulos internos foram arredondados para permitir um bom escoamento da resina composta, para uma melhor adaptação da resina à estrutura dentária e menor concentração de tensões. A largura da cavidade de 4 mm e a profundidade foi de 4 mm. A cada grupo de 5 preparos, as pontas diamantadas foram descartadas e substituídas por outra sem uso. Não foi confeccionado bisel nas margens do preparo, ou seja, o ângulo cavo-superficial permaneceu nítido.

Os preparos cavitários foram padronizados com as seguintes dimensões:

- Profundidade.....4 mm ($\pm 0,1$ mm)
- Comprimento (extensão vestibulo-lingual)4 mm ($\pm 0,1$ mm)
- Largura (extensão mésio-distal).....4 mm ($\pm 0,1$ mm)

Posteriormente, as cavidades foram lavadas e observadas com o auxílio de uma lupa estereoscópica Lambda LEB-3 (10X) com a finalidade de detecção de trincas e alterações estruturais que poderiam ser geradas durante o preparo cavitário. Os dentes que apresentassem trincas e alterações estruturais foram descartados. (Figuras 3 - A e B)

Quadro 1 – Especificações das pontas diamantadas utilizadas para os preparos das cavidades

Ponta Diamantada AR	Número	Descrição
	1011	Comprimento: 18 mm Diâmetro: 0,5 mm
	1013	Comprimento: 18 mm Diâmetro: 1 mm

4.3 POSICIONAMENTO DO SENSOR DE FIBRA ÓTICA

O dente foi posicionado no sentido mésio-distal no equipamento de perfuração El Quip e preparado uma cavidade com uma ponta diamantada esférica nº 1013 (KG Sorensen, Barueri, SP, Brasil) de alta rotação que se estendeu da superfície externa mesial, passando pela abertura oclusal do preparo cavitário até a superfície externa distal. Essa cavidade foi realizada a 2 mm da parede de fundo da cavidade. Outra cavidade semelhante foi confeccionada da superfície externa vestibular, passando pela abertura oclusal preparada, à superfície externa lingual. Essa cavidade foi realizada a 3 mm da parede de fundo da cavidade pulpar. As perfurações foram realizadas para posicionar os sensores de fibra ótica. Um sensor

foi posicionado no sentido mésio-distal diretamente em contato com a resina e outro no interior de uma agulha hipodérmica no sentido vestibulo-lingual. (Figuras 4 - A e B).

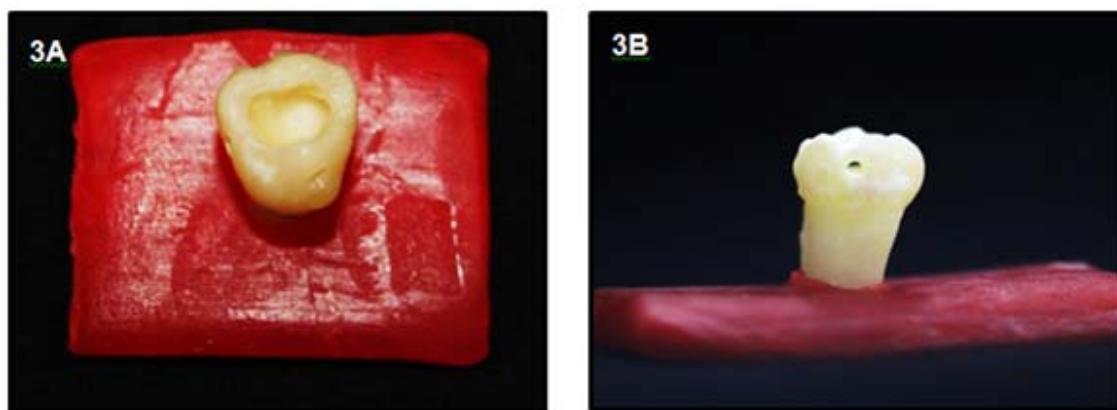


Figura 3 – Preparo das cavidades. (A) Cavidade Classe I (4x4x4mm); (B) Cavidade vestibulo-lingual com ponta diamantada #1013 AR

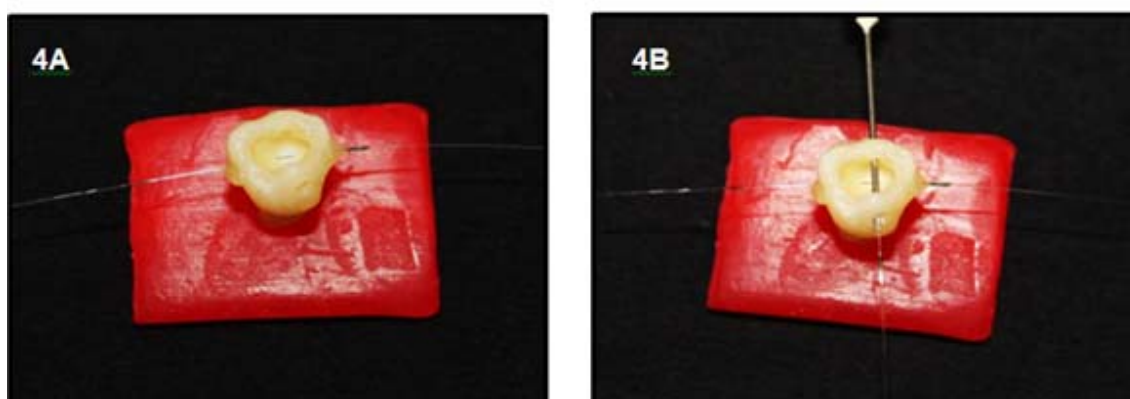


Figura 4 - Posicionamento do Sensor de Fibra Ótica: (A) Sensor de fibra ótica de Redes de Bragg posicionado de mesial a distal; (B) Sensor no interior de uma agulha hipodérmica posicionado de vestibular para lingual.

4.4 GRUPOS EXPERIMENTAIS

Os dentes foram aleatoriamente divididos em 2 grupos (n=15), de acordo com o modo de fotoativação da resina composta, demonstrado no Quadro 2.

Quadro 2 – Distribuição dos grupos de estudo Contínuo (FC) e Ramp (FR) de acordo com o modo de fotoativação.

Grupos (n=30)	Resina	Aparelho Fotopolimerizador (Fabricante)
Contínuo (FC) n=15	FilteK™ Bulk Fill Flow (3M/ESPE)	LED (VALO) 1000 mW/cm ² (Ultradent)
Ramp (FR) n=15	FilteK™ Bulk Fill Flow (3M/ESPE)	LED (Bluephase N) 650 –1200 mW/cm ² (Ivoclar Vivadent)

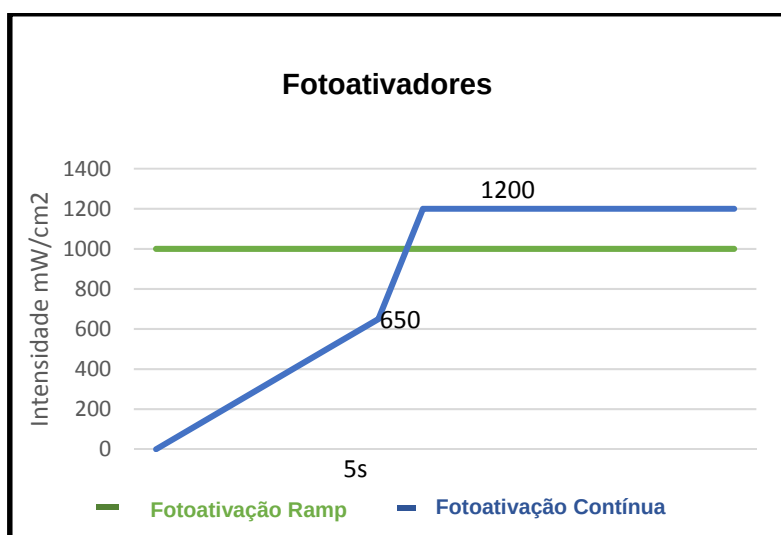
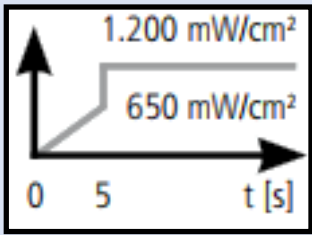


Gráfico 1 – Valores de intensidade de luz (mW/cm²) em relação ao tempo(s) dos grupos experimentais fotoativadores LED's: Contínuo (Valo / Ultradent) e Ramp (Bluephase N / Ivoclar Vivadent).

O método de fotoativação Contínuo mantém-se em intensidade constante de 1000 mW/cm² por 20s, sendo utilizado por meio do aparelho LED VALO (Ultradent) em modo no programa “Standard”. Já o método início suave (Ramp), foi utilizado o aparelho LED Bluephase N (Ivoclar Vivadent), por 15 s, com o modo programa “Soft Start”, em que a luz é aplicada em baixa intensidade a partir do início e, gradativamente a intensidade é aumentada em 650 mW/cm², chegando a uma alta intensidade de 1200 mW/cm² e mantendo-se constante.

Quadro 3 – Tempos e modo de programa do Grupo Fotoativação Ramp (Bluephase N / Ivoclar Vivadent).

*Modo Nível de Potência LED Bluephase N	*Tempo(s)	*Caracterização Fotoativação Ramp (Bluephase N / Ivoclar Vivadent)
	15 s	Programa Soft Start Acréscimo passo a passo da intensidade de luz, com reduzido estresse de contração e reduzido desenvolvimento de calor para a polimerização de materiais restauradores

*De acordo com o fabricante

O quadro 3 representa os tempos e modo de programação fotoativação do fotopolimerizador Bluephase N (Ivoclar Vivadent). Foi utilizado o modo “Soft Star”, por 15 s, em que de 0 a 5 s houve acréscimo de intensidade chegando em 650 mW/cm², e de 5 a 15 s manteve constante em intensidade de 1200 mW/cm², após a utilização em incremento único da resina Filtek™ Bulk Fill Flow.

4.5 PROCEDIMENTO RESTAURADOR

Após o preparo cavitário e posicionamento das fibras de Bragg, as cavidades foram limpas com clorexidina 0,5% por 3 min. Em seguida, foi realizado o condicionamento com ácido fosfórico 37% por 15 s (Figura 5A), lavagem com água por 10 s e, posteriormente, a cavidade foi levemente seca com jato de ar por 5 s com seringa triplice (Figura 5B). Em seguida, foi aplicado o sistema adesivo Single Bond (3M ESPE, St. Paul, MN, EUA) de forma ativa por 20 s e fotoativado por 20 s e 15 s com os aparelhos LED's de acordo com o fabricante e o grupo de estudo cujo alcance espectral cobre os comprimentos de onda entre 430 nm a 470 nm, (Figura 5C).

Para o preenchimento da cavidade oclusal foi utilizado a resina composta Filtek™ BulK Fill Flow (Figura 6A), cor A2 (3M/ESPE, St. Paul, MN, EUA) (Quadro 3) em incremento único de 4 mm, sendo o incremento colocado com uma espátula para resina composta Thompson #6 (Dental MFG Co, EUA). Posteriormente, foi

realizada a fotoativação de acordo com o tempo recomendado pelo fabricante com os mesmos aparelhos fotopolimerizadores de LED's citados anteriormente, com 1000mW/cm^2 e 1200mW/cm^2 de potência, respectivamente e de acordo com os grupos experimentais de Fotoativação Contínua (Valo/ Ultradent) e Fotoativação Ramp (Ivoclar / Vivadent) a seguir: (Figuras 6 B,C).

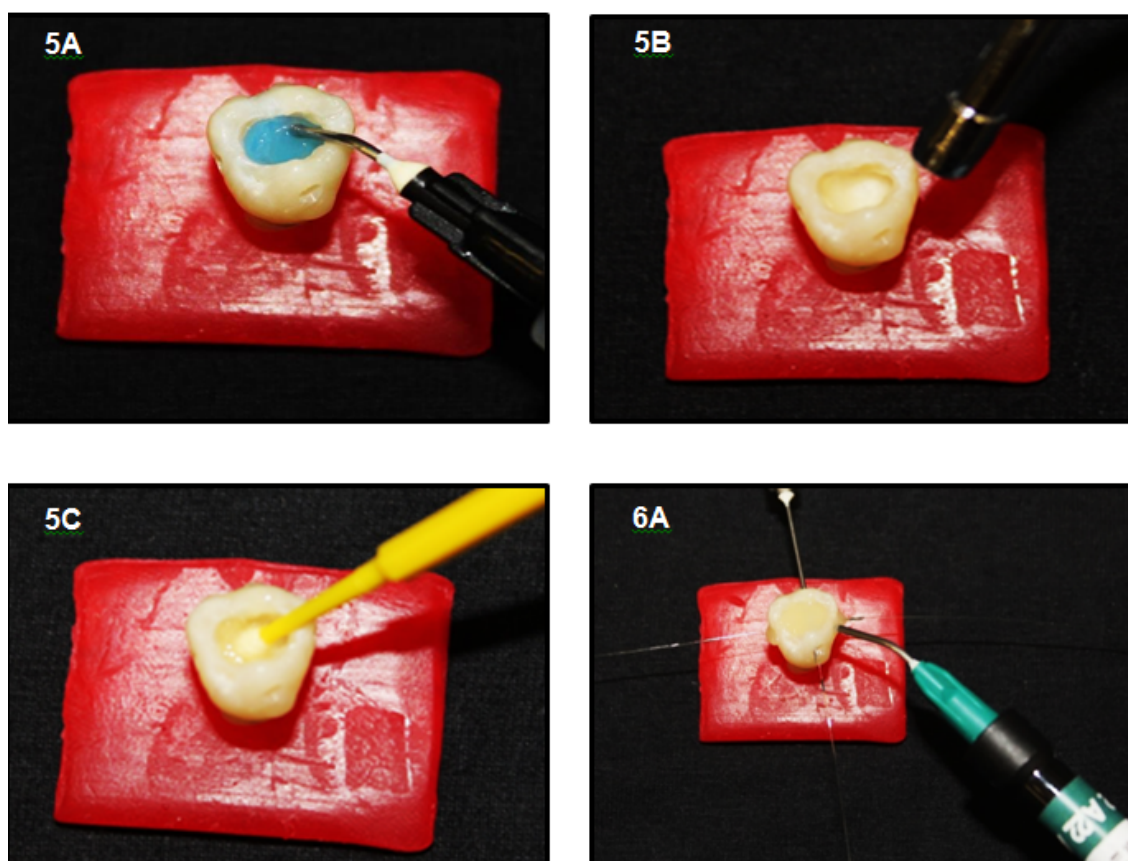


Figura 5 - Preparo para restauração. (A) Condicionamento do esmalte com ácido fosfórico 37% por 15 s; (B) Lavagem com água por 10 s, e posteriormente a cavidade foi levemente seca com jato de ar por 5s e (C) Aplicação do Sistema adesivo Single Bond (3M ESPE) de forma ativa por 20 s e ativado por 10 s

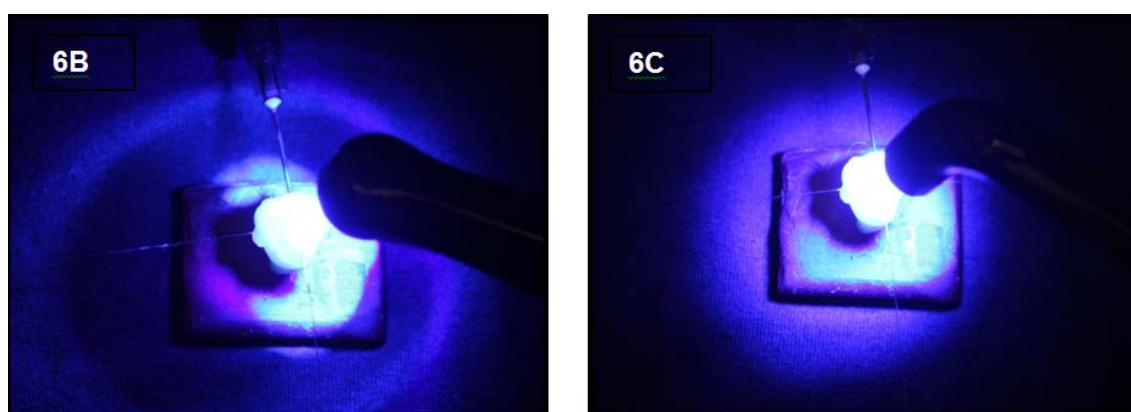


Figura 6 - Procedimento Restaurador e Fotopolimerização. (A) Preenchimento da cavidade oclusal utilizando Filtek™ Bulk Fill Flow (3M/ESPE) em incremento único de 4 mm; (B) Fotoativação Filtek™ Bulk Fill Flow (3M/ESPE) por 20 s com aparelho LED (VALO) e (C) Fotoativação Filtek™ Bulk Fill Flow (3M/ESPE) por 15 s com aparelho LED (Bluephase N)

Quadro 4 – Materiais utilizados, fabricante e composição

Figura	Material / Fabricante /Lote	Composição*
Ácido fosfórico 	Dental gel / DENTSPLY / 652	Ácido fosfórico 37%
Adesivo Dental 	Single Bond /3M ESPE St. Paul, MN,EUA /N754013	BisGMA, HEMA, dimetacrilatos, etanol, água, um inovador sistema fotoiniciador e um copolímero funcional de metacrilato de ácidos poliacrílico e polialcenóico
Resina Filtek™ Bulk Fill Flow  http://www.maisinfojcf.com.br/resinas-compostas-bulk-fill	3M ESPE, St. Paul, MN,EUA / 1615300563	- Cerâmica silanizada tratada; diuretano dimetacrilato (UDMA); dimetacrilado substituída; bisfenol A polietilenoglicol dieter dimetacrilato (BISEMA); fluoreto de itérbio; bisfenol A di-(2- hidrox- ipropoxi) dimetacrilato (BISGMA); benzotriatol; dimetacrilato de tritienoglicol (TEGDMA) e etil 4- dimetilaminobenzoato.

*De acordo com o fabricante

4.6 REDES DE BRAGG

Para o desenvolvimento do presente trabalho foram utilizadas fibras óticas padrão Draktel® (ESMF) frequentemente usadas em telecomunicações. Não foi realizado nenhum processo para aumento da fotossensibilidade.

Dentre os vários métodos para gravação de redes de Bragg em fibra ótica, foi utilizado método de iluminação direta sob máscara de fase. No processo de gravação o laser utilizado foi um Excímero (KrF) com comprimento de onda central em 248 nm, pulsos de 5ns, ajustado para uma energia de pulso de 7mJ e taxa de repetição de 250Hz. Foi utilizada uma íris com abertura de aproximadamente 3 mm, definindo-se o comprimento da rede de Bragg em aproximadamente 3 mm.

Os sensores foram gravados nas mesmas condições e optando-se por padronizar a amplitude refletida pelas redes de Bragg em aproximadamente 20dBm.

Variações relacionadas ao comprimento de onda central do sensor são apresentadas devido a utilização de diferentes máscaras de fase. Já pequenas diferenças de amplitude (± 5 dBm) do sinal refletido podem ser geradas por pequenos problemas de acoplamento ótico. Isso quer dizer que foram gravados 2 sensores com comprimentos de onda diferentes para conseguir identificar quais são os resultados referentes ao sensor posicionado de mesial para distal e de vestibular para lingual.

A sensibilidade das FBG para deformações mecânicas é, tipicamente, 1pm/ μ strain, valor utilizado para conversão de leituras de comprimento de onda para deformação.

4.7 PREPARO DAS FIBRAS ÓTICAS E MENSURAÇÃO DA CONTRAÇÃO E TEMPERATURA DE POLIMERIZAÇÃO

A fibra ótica foi descascada e clivada, removendo o polímero, (Figuras 7 A e B) seguindo o protocolo e materiais para emendar num cabo (Figuras 7 C e D) unidas por meio do ARC Splicer (Figuras 7 E e F) que promove a união dos dois sensores, e ligado a um acoplador que leva a informação dos sensores ao equipamento para medição.

Para as leituras dos sensores foi utilizado o sistema interrogador dinâmico Sm125 com a taxa de aquisição de 50 Hz. Este interrogador permite montar gráficos

referentes a variação do comprimento de onda central das redes de Bragg em função do tempo em que ocorre a polimerização do material.

Antes da inserção da resina de preenchimento em incremento único, foi realizada demarcação para determinar a posição de dois sensores de fibra ótica de 2 mm aproximadamente, gravados com redes de diferentes comprimentos de onda (1537 nm e 1542 nm); sendo os dois sensores no interior da cavidade onde será restaurada. Depois de posicionar os sensores, a resina Filtek™ Bulk Fill Flow foi inserida em único incremento e polimerizada de acordo com grupo de fotoativação selecionado.

Por meio de um acoplador, os dois sensores foram ligados ao interrogador Sm125, que junto com o software Sm125 permitiu a obtenção de um gráfico com os comprimentos de onda. A variação dos comprimentos de onda no tempo foi registrada e salva em um arquivo em formato txt para a posterior tabulação e obtenção dos dados em μ strain e graus Celsius. As medições foram iniciadas junto com a polimerização da resina bulk fill e mantidas durante 1 hora.

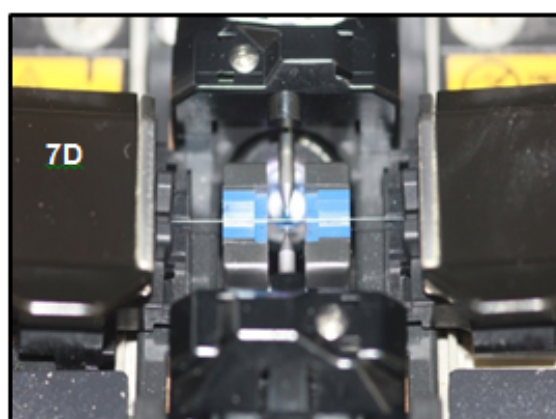
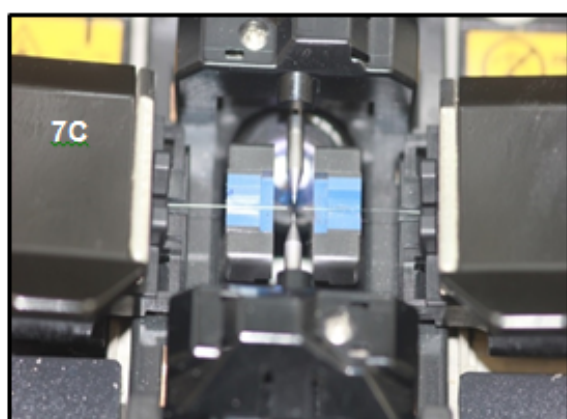
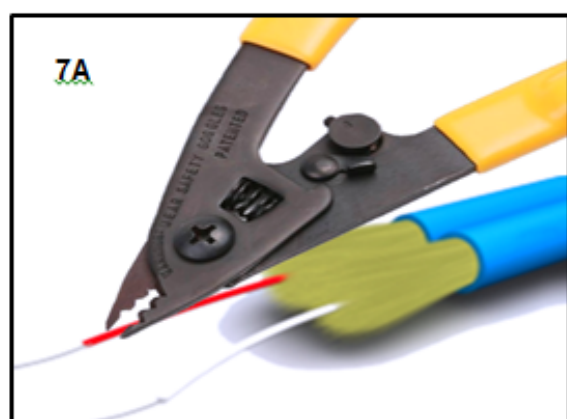


Figura 7 – Processo de emenda de uma fibra ótica com um pigtail: A - Remoção do polímero; B - clivagem da fibra ótica; C e D - Emenda de fibras óticas; E e F - ARC Splicer

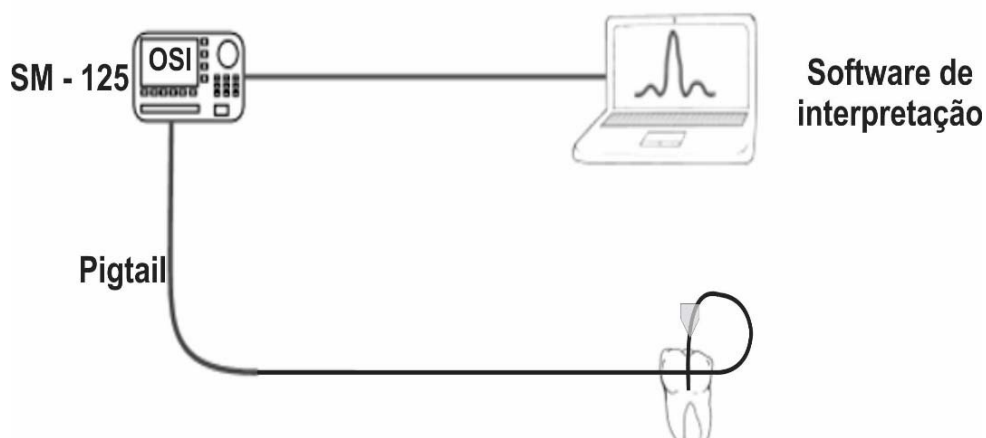


Figura 8 – Desenho esquemático do experimento. Imagem Software SM-125 com dois sensores registrando comprimentos de onda diferentes

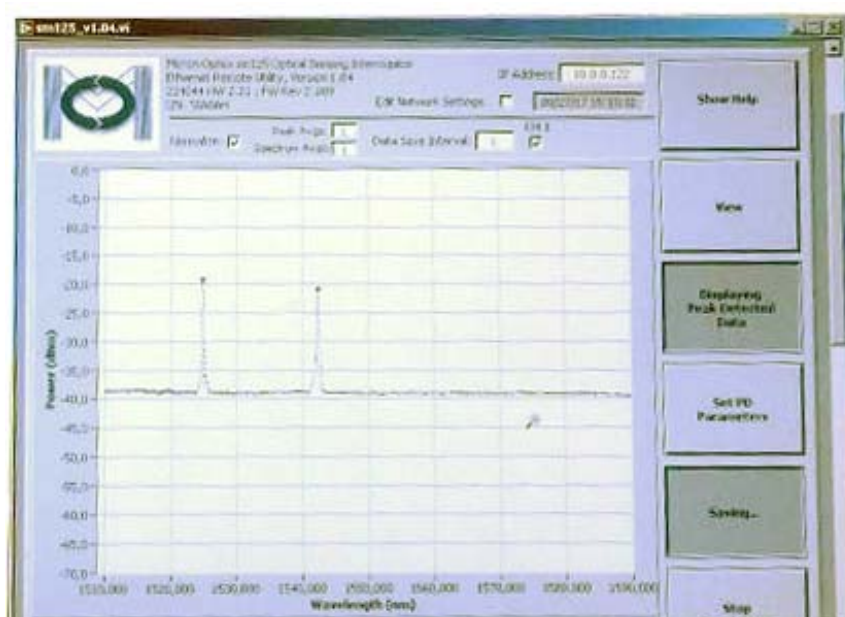


Figura 9 – Imagem Software SM-125 com dois sensores registrando comprimentos de ondas diferentes

4.8 TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA

A tomografia computadorizada foi um método de escolha para análise de forma ilustrativa do posicionamento dos sensores de fibra ótica, tanto em contato direto com a resina Filtek™ Bulk Fill Flow, como também com posicionamento no interior de uma agulha hipodérmica.

Consiste em um método não invasivo, rápido, fidedigno e de alta resolução. A Tomografia Computadorizada foi realizada por meio de Prexion 3D Viewer Yoshida (Japão); Protocolo de aquisição High – res | High density; dentes finito 1; 37s / 90Kv; 15mGy / CTD – *Cone been*. Foi utilizado sensor de aquisição tipo flat pannel 0,14 voxels. Para a realização, as amostras foram posicionadas em base de cera, verticalizados no sentido ocluso – apical.

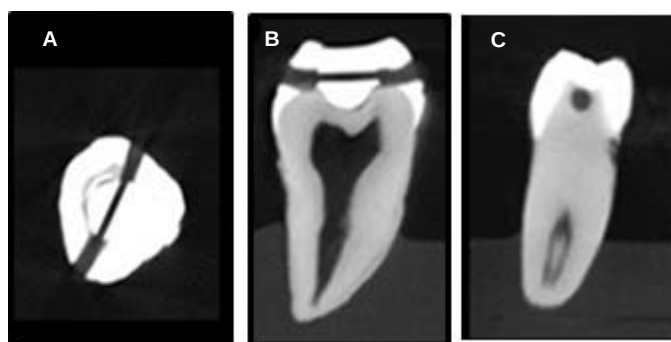


Figura 10 – Imagens de Tomografia Computadorizada com ênfase na fibra ótica com os dois sensores no interior da cavidade dentária.

As figuras da referida imagem ressaltam a passagem da fibra ao longo da restauração através da linha radiolúcida (Figura 10 A), e a radiopacidade representa o material restaurador Filtek™ Bulk Fill Flow. Observa-se também as perfurações méso-distal (Figura 10 B) e vestibulo-lingual (Figura 10 C) feitas para o posicionamento dos sensores da fibra ótica de Redes de Bragg nos orifícios radiolúcidos circulares

4.9 ANÁLISE ESTATÍSTICA

A comparação dos valores de contração de polimerização e alteração térmica foi realizado por meio dos seguintes testes estatísticos:

A comparação entre as médias de contração de polimerização entre os dois grupos (fotopolimerização Contínua (FC) e fotopolimerização Ramp (FR) foi realizada por meio do teste t student não pareado.

As comparações entre o mesmo grupo em diferentes tempos foi conduzida com a análise de variância ANOVA.

A diferença de temperatura entre os grupos e entre o mesmo grupo em diferentes tempos foi feita com o teste t de student não pareado.

Antes de iniciar a análise dos dados, a normalidade foi testada com o teste de D'Agostino & Pearson em que se confirmou que os dados predominantemente apresentavam uma distribuição próxima do normal.

O nível de significância adotado foi de 5%, sendo todos os cálculos realizados com o programa GraphPad Prism versão 6.00 para Windows (GraphPad Software, La Jolla California USA)⁵⁷.

5 RESULTADOS

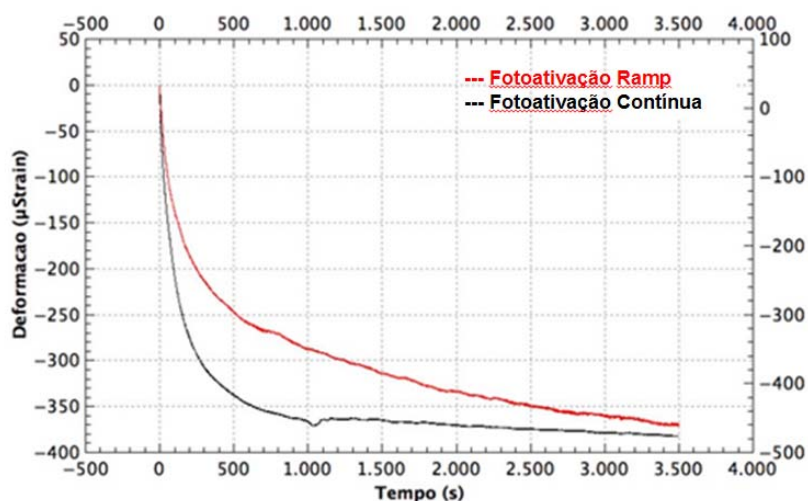


Gráfico 2 – Valores de deformação de contração de polimerização da Resina Filtek™ Bulk Fill Flow em relação ao tempo(s) de acordo com os grupos fotoativadores LED's: Contínuo (Valo / Ultradent) e Ramp (Bluephase N / Ivoclar Vivadent).

No Gráfico 2 pode-se observar que o grupo do modo de fotoativação Contínua evoluiu de forma mais rápida até o valor de máxima contração de polimerização (382,81 $\mu\text{strains}$) que ocorreu no tempo de 58,28 min, apresentando uma tendência à estabilização no final da curva. O protocolo do grupo do modo de fotoativação Ramp nos primeiros 2500 s apresentou uma evolução mais lenta se comparada à curva do modo de fotoativação Contínua, porém também apresentou valores elevados de contração de polimerização no final da curva chegando ao valor máximo de 370,65 $\mu\text{strains}$ no tempo de 58,32 min.

O teste t de student não pareado não revelou diferenças significativas entre os protocolos de fotoativação nos diferentes tempos para os valores de contração máxima ($p>0,05$).

O teste t student não pareado não revelou diferenças estatísticas significativas para os valores de contração máxima no grupo de fotoativação Contínua de alta intensidade entre os diferentes tempos de 500, 1500 e 3500 s ($p>0,05$).

O teste t student não pareado demonstrou não haver diferenças significativas para os valores de contração máxima no grupo de fotoativação Ramp) entre os diferentes tempos de 500, 1500 e 3500 s ($p>0,05$).

Os valores de média, mediana e erro padrão da média para a contração de polimerização (μ strain) estão descritos na Tabela 1.

Tabela 1 - Valores de média, mediana e erro padrão da média da contração de polimerização (μ strain) para os grupos fotoativadores LED's: Contínuo (Valo / Ultradent) e Ramp (Bluephase N / Ivoclar Vivadent).

Grupos de fotoativação LED's	Média (μ strain)				Mediana (μ strain)				Erro padrão da média (μ strain)			
	500 (s)	1500 (s)	2500 (s)	3500 (s)	500 (s)	1500 (s)	2500 (s)	3500 (s)	500 (s)	1500 (s)	2500 (s)	3500 (s)
Fotoativação Contínua (Valo / Ultradent)	-334,90 A	-364,60 A	-374,70 A	-382,30 A	-259,60 A	-269,30 A	-272,0 A	-276,5 A	79,0 A	80,4 A	81,9 A	83,9 A
Fotoativação Ramp (Bluephase N / Ivoclar Vivadent)	-246,10 A	-319,60 A	-356,20 A	-377,40 A	-271,80 A	-372,70 A	-419,0 A	-423,1 A	65,1 A	72,6 A	75,3 A	76,9 A

*Letras iguais maiúsculas representam diferenças não significativas ($p>0,05$).

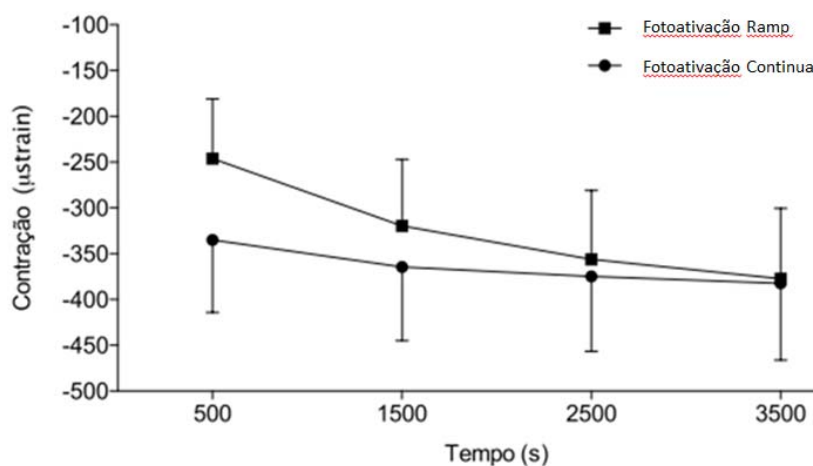


Gráfico 3 – Comparação entre as médias de contração de polimerização da Resina Filtek™ Bulk Fill Flow em relação ao tempo(s) de acordo com os grupos experimentais fotoativadores LED's: Contínuo (Valo / Ultradent) e Ramp (Bluephase N / Ivoclar Vivadent).

O Gráfico 3 representa a comparação entre as médias em μstrain de uma resina Resina Filtek™ Bulk Fill Flow com duas técnicas de fotopolimerização. Foi comparado os dois grupos (fotopolimerização Contínua e fotopolimerização Ramp). Não houve diferença significativa entre as técnicas de fotopolimerização entre os grupos nos diferentes tempos de 500, 1500, 2500 e 3500s ($p > 0,05$, teste de t student). Na comparação entre o mesmo grupo em diferentes tempos: diferenças não significativas (fotopolimerização contínua: $p = 0,9780$; fotopolimerização Ramp $p = 0,5990$), utilizando o teste de análise de variância ANOVA.

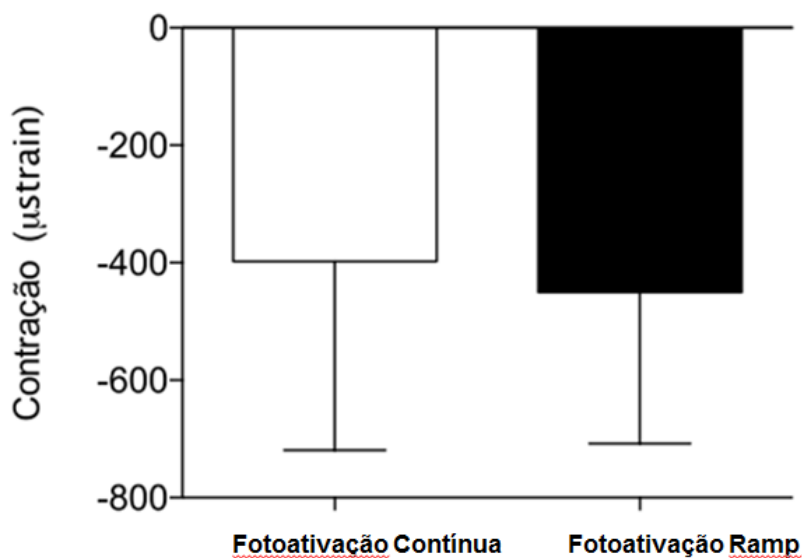


Gráfico 4 – Valores máximos de contração de polimerização da resina Resina Filtek™ Bulk Fill Flow comparando os grupos experimentais fotoativadores LED's: Contínuo (Valo / Ultradent) e Ramp (Bluephase N / Ivoclar Vivadent).

O Gráfico 4 representa que o teste de student demonstrou não haver diferenças significativas entre os valores máximos de contração de polimerização da resina Resina Filtek™ Bulk Fill Flow quando comparou-se os modos de fotopolimerização Contínuo e Ramp sendo $p > 0,05$.

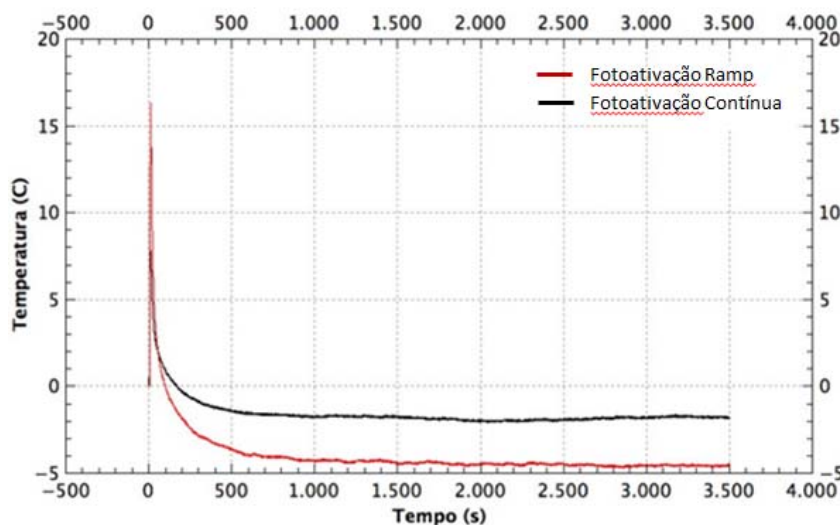


Gráfico 5 – Valores de alteração térmica de polimerização da Resina Filtek™ Bulk Fill Flow em relação ao tempo(s) de acordo com os grupos experimentais fotoativadores LED's: Contínuo (Valo / Ultradent) e Ramp (Bluephase N / Ivoclar Vivadent).

No Gráfico 5 pode-se observar que no início dos experimentos ocorreu uma alteração de temperatura para ambos os protocolos de fotopolimerização. No grupo de fotoativação Contínua) houve uma elevação média de 7,8°C no tempo de 12,5 s retornando à temperatura inicial no tempo de 2,85 min. No grupo de fotoativação Ramp) ocorreu uma elevação média de temperatura de 16,32°C no tempo de 12 s retornando à temperatura inicial no tempo de 1,65 min. A temperatura ambiente era controlada em 21°C ($\pm 1^\circ\text{C}$).

Na análise da variação de temperatura, o teste de student não pareado revelou não haver diferenças significativas entre os dois diferentes protocolos de fotoativação nos diferentes tempos ($p > 0.05$).

Quando foi avaliada a variação de temperatura para diferentes tempos (500 e 3000s) em um mesmo grupo não foram observadas diferenças significativas ($p > 0.05$).

Tabela 2 - Valores de média, mediana e erro padrão da média de alteração térmica para os grupos experimentais fotoativadores LED's: Contínuo (Valo / Ultradent) e Ramp (Bluephase N / Ivoclar Vivadent).

Grupos de Fotoativação	Média (μ strain)		Mediana (μ strain)		Standard error of mean (μ strain)	
	500 (s)	3000 (s)	500 (s)	3000 (s)	500 (s)	3000 (s)
Fotoativação Contínua (Valo/Ultradent)	-1,45 A	-1,82 A	-1,15 A	-1,21 A	0,29 A	0,37 A
Fotoativação Ramp (Bluephase N/ Ivoclar Vivadent)	-3,64 A	-4,57 A	-1,56 A	-2,51 A	1,33 A	1,45 A

*Letras iguais maiúsculas representam diferenças não significativas ($p > 0,05$).

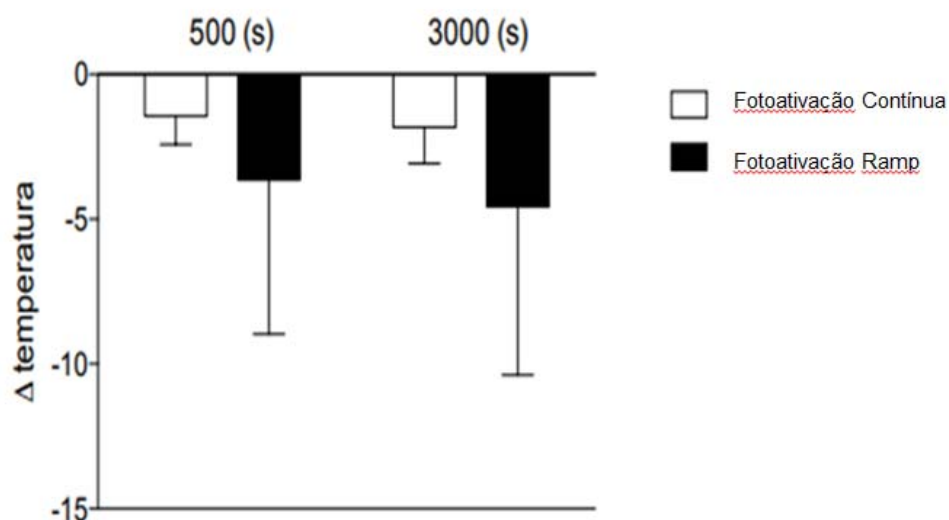


Gráfico 6 - Comparação entre as médias de alteração térmica de polimerização da Resina Filtek™ Bulk Fill Flow com os grupos experimentais fotoativadores LED's: Contínuo (Valo / Ultradent) e Ramp (Bluephase N / Ivoclar Vivadent) em relação ao tempo(s).

O Gráfico 6 representa as médias de variação térmica de acordo com os dois aparelhos fotoativadores LED's – fotoativação Contínua - Valo (Ultradent) e fotoativação Ramp - Bluephase N (Ivoclar Vivadent). Comparação entre os dois grupos nos diferentes tempos de 500 s e 3000s: Não houve diferença significativa entre as técnicas de fotopolimerização (500 s: $p=0,1916$; 3000 s $p= 0,1372$, teste student). Foi realizada a comparação entre o mesmo grupo nos diferentes tempos (500 s e 3000 s): diferenças não significativas (Valo / Ultradent $p= 0,4410$; Bluephase / Ivoclar Vivadent $p= 0,6403$, teste t student).

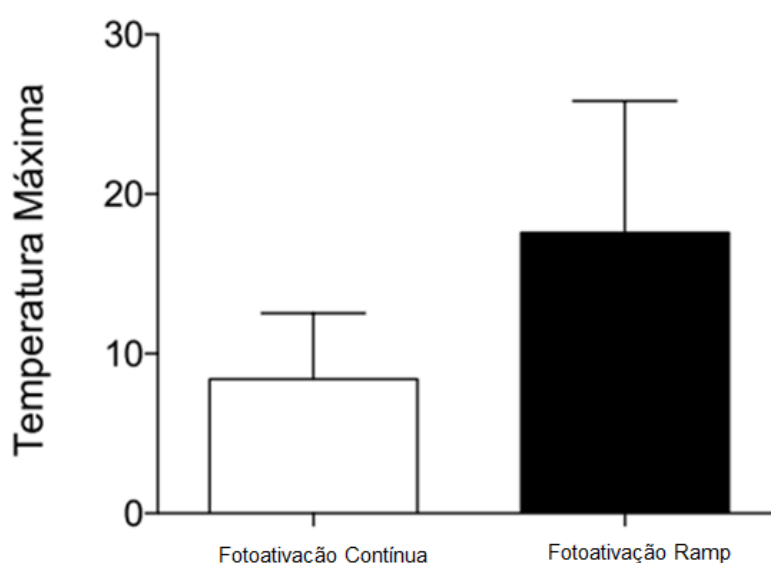


Gráfico 7 - Valores máximos de alteração térmica da resina Resina Filtek™ Bulk Fill Flow comparando os grupos experimentais fotoativadores LED's: Contínuo (Valo / Ultradent) e Ramp (Bluephase N / Ivoclar Vivadent).

O Gráfico 7 representa a análise e comparação dos valores máximos de variação de temperatura, sendo que o teste de student encontrou diferenças significativas entre os modos de fotoativação Contínuo e Ramp, sendo que $p=0,0023$.

6 DISCUSSÃO

Ao longo dos anos, além das modificações na composição das resinas compostas, houve alterações nos sistemas de fotoativação. A adequada fotopolimerização das resinas compostas é fundamental para resistir aos esforços mastigatórios e manter suas propriedades mecânicas.

As características físicas das resinas podem ainda ser influenciadas pela polimerização realizada, o que reflete no desempenho clínico das mesmas, (Herbststrith et al. 2007)⁷⁸ e uma polimerização inadequada pode diminuir as propriedades físicas desses materiais, levando a falhas de retenção na cavidade, aumento na solubilidade, presença de infiltração marginal e resposta pulpar aos monômeros não polimerizados (Cahuana-Vásquez et al. 2004)⁷⁹.

Na tentativa de diminuir os aspectos desfavoráveis como problemas de sensibilidade pós-operatória, desgaste, contração de polimerização e infiltração marginal, técnicas e novos sistemas de polimerização têm sido utilizados.

O aparelho fotoativador Bluephase (Ivoclar / Vivadent), utilizado neste estudo obteve densidade de potência máxima de 1200mW/cm² e comprimento de onda entre 385 nm e 515 nm, o que está dentro do espectro de absorção da canforoquinona, fotoiniciador presente na resina composta utilizada. A alta densidade de potência inicial aumenta o estresse de contração de polimerização. Para evitar que isso ocorra, têm sido indicada a técnica de fotoativação *soft-start*, método Ramp, que compreende uma fotoativação inicial com baixa intensidade de luz por um período de tempo curto, seguido pela fotoativação final com alta intensidade.

Já o aparelho fotoativador Valo (Ultradent) também utilizado no estudo, comprimento de onda entre 395 – 400 nm, densidade de potência utilizada foi de 1000 mW/cm² e manteve-se constante até o fim da fotoativação.

Quando comparado os dois métodos de fotoativação (Contínuo e Ramp), o método de fotoativação Contínuo de alta intensidade evoluiu mais rapidamente para o valor máximo de polimerização (382,81µstrain) que ocorreu a 58,28 min, mostrando uma tendência à estabilização no final da curva. Quanto ao protocolo de fotoativação no método Ramp, nos primeiros 2500 s, apresentou uma evolução mais lenta em comparação com a curva de fotoativação Contínua de alta

intensidade, mas também mostrou valores de polimerização de contração elevados no final da curva, atingindo o valor máximo de 370,65 μ strain a 58,32 min.

Isso pode ser explicado devido a polimerização lenta mostrada no início da curva para o protocolo Ramp que deve ter estendido a fase inicial de baixo módulo, permitindo assim mais tempo para rearranjo molecular e alívio do estresse, mas quando a intensidade da luz do LED foi aumentada, o alcance de contração encontrou altos valores.

A contração volumétrica resultante foi relatada para continuar até cerca de 24 h após a fotoativação (Truffer-Boutry et al. 2006)⁸⁰. No entanto, as medidas de contração em tempo real geralmente são limitadas aos primeiros 3-30 min da reação de polimerização, a fim de reduzir a duração geral de avaliação. Tauböck et al. (2014)⁸¹ relataram que, após 15 min, a contração de polimerização atingiu 86% dos seus valores máximos após 24 h, independentemente do material resinoso testado. O presente estudo considerou 60 min para monitorar as deformações em compósitos de preenchimento único.

O teste de Student não pareado não mostrou diferenças significativas entre os protocolos de fotoativação nos diferentes tempos para os valores de contração ($p > 0,05$). Estes resultados estão de acordo com o Tauböck et al. (2014)⁸¹ cujo estudo não revelou diferenças estatísticas entre os protocolos de fotoativação. A concentração de fotoiniciador e inibidor, a mistura de monômeros e o conteúdo de preenchimento afetam a reatividade da resina, o que pode afetar a eficácia de alívio do estresse do protocolo de cura modulado.

No presente estudo foi selecionado preenchimento de incremento único Filtek que modificou monômeros (resina de metacrilato de uretano de alto peso molecular) e menor quantidade de conteúdo inserido e, conseqüentemente, baixos valores de contração (variou de 1,5% a 3,4%) quando comparados aos compósitos convencionais (variou de 2,1% a 4,3%) e baixo módulo de elasticidade, respectivamente. O módulo de elasticidade é uma propriedade física importante que influencia o desenvolvimento do estresse. Materiais restauradores com baixo módulo de elasticidade podem reduzir a tensão de contração (Algamaiah et al. 2017)⁸², mas devem apresentar propriedades mecânicas para recuperar suficientemente a integridade estrutural do dente original e suportar cargas de mastigação.

A contração de polimerização é inevitável em restaurações de resina composta, principalmente influenciada pela formulação / propriedades do material,

adesão, fluxo na superfície livre e cinética de polimerização (Hirata et al. 2015)⁸³. A magnitude da contração volumétrica e o estímulo associado gerado pela reação de polimerização da resina são fatores importantes relacionados a problemas clínicos, como má adaptação marginal, dor pós-operatória e cárie secundária. A contração dos compósitos de resina testados observados após a remoção da unidade de cura pode muito provavelmente ser atribuído a outras reações de polimerização entre monômeros residuais.

Para avaliar a alteração térmica de polimerização comparando os dois métodos de fotoativação, é possível observar que, no início dos experimentos, ocorreu uma mudança de temperatura para ambos os protocolos de fotoativação. No grupo de irradiação Contínua de alta intensidade houve um aumento médio da temperatura de 7,8 °C aos 12,5 s voltando à temperatura inicial a 2,85 min. No grupo de irradiação de Ramp ocorreu um aumento médio da temperatura dos 16,32 °C aos 12 s voltando à temperatura inicial a 1,65 min.

A temperatura ambiente foi controlada a 21°C ($\pm 1^\circ\text{C}$). Nossas descobertas apoiaram os de um estudo de A-Qudah et al. (2007)⁸⁴ e Kim et al. (2015)¹³, que descobriram que a maioria das reações de polimerização exotérmica ocorre instantaneamente após a fotoativação da luz. Kim et al. (2015)¹³ descobriram que a temperatura da luz de fotopolimerização aumentou significativamente dentro de 5 s após a ativação, que foi seguida por um aumento gradual até a temperatura máxima atingida aos 20 s. Armellin et al.(2016)⁸⁵ relataram que as temperaturas aumentaram rapidamente, atingindo o pico em 0,7-1 s. No presente estudo, utilizou-se uma luz de LED para a fotoativação do compósito de preenchimento único que gera calor radiante inferior ao fotopolimerizador com luz halógena (Andreatta et al. 2016)⁸⁶. Apesar do fato de preenchimento único salvar o tempo de cadeira clínica, os clínicos devem estar cientes devido os valores de temperatura obtidos mais altos. Provavelmente, o maior volume do compósito de polimerização no preenchimento único reflete os valores de temperatura mais elevados porque a reação exotérmica do composto que é proporcional à quantidade de resina disponível para polimerização (Al-Qudah et al. 2005, Zach e Cohen1965)^{87,88}. O calor excessivo pode causar lesões na polpa e nos ossos (Zach e Cohen1965)⁸⁸, (Kwon et al. 2013)⁸⁹. De acordo com o estudo histológico *in vivo* realizado por Zach e Cohen em 1965⁸⁸, um aumento de 5,6°C é considerado um limiar crítico para

danos irreversíveis na polpa. Kim et al. (2015)¹³ avaliou a mudança de temperatura máxima indicada de 5.5 °C para o Fluxo Surefl SDR.

O presente estudo mostrou que as mudanças máximas de temperatura variaram entre 7,8 °C e 16,32 °C para o fluxo de incremento único Filtek™ Bulk Fill Flow em relação ao protocolo de fotoativação. Ambos os estudos obtiveram altos valores máximos de mudança de temperatura para compósitos de preenchimento único. Armellin et al. (2016)⁸⁵ encontraram uma mudança de temperatura de 2,55 °C para o centro da cavidade para o compósito com unidade de cura LED Valo e Kim et al. (2015)¹³ observaram que mais calor foi gerado no centro do que nas proximais e na parte superior do que na base do compósito. Com base no estudo de Kim et al. (2015)¹³, o presente estudo foi conduzido para avaliar a mudança de temperatura no centro médio da cavidade.

Mais estudos envolvendo a transferência de calor para a polpa devem ser realizados na tentativa de obter informações sobre a possibilidade de os compósitos de preenchimento único gerar lesões pulpares e comprometerem a vitalidade da polpa.

7 CONCLUSÃO

Considerando as limitações do presente estudo, pode-se concluir que:

- O protocolo de fotoativação Ramp mostrou uma evolução mais lenta da curva de polimerização do encolhimento, mas não revelou diferenças para os valores de contração quando comparados com o protocolo de fotopolimerização Contínua de alta intensidade e diferentes tempos.
- A fotoativação Ramp revelou maiores valores de mudança de temperatura do que a fotoativação Contínua de alta intensidade.

REFERÊNCIAS

1. Bowen RL. Properties of a sílica – reinforced polymer for dental retaurations.J AM Dent Assoc. 1973; (66):75-61.
2. Heintze SD. Rousson V. Clinical effectiveness of direct class II restorations—a meta-analysis. J. Adhes. Dent. 2012; (5): 407-31
3. Rueggeberg F. State of the art: Dental photocuring – A review. Dental Materials. 2011; 27(1):39-52.
4. Neumann M.G, Miranda WG JR, Schmitt CC, Ruggeberg FA, Correa IC. Molar extinction coefficients and the photon absorption efficiency of dental photoinitiators and light curing units. J Dent. 2005; 33(6):525-32.
5. Neumann M.G, Schmitt C.C, Ferreira G.C, Correa I.C. The initiating radical yields and the efficiency of polymerization for various dental photoinitiators excited by different light curing units. Dental Materials. 2006; 22(6):576-84.
6. Carvalho, R.M et al. A review of polymerization contraction: the influence of stress development versus stress relief. Oper Dent 1996; 21(2); 17-24.
7. Braga, R.R.; Ballester, R.Y.; Ferracane, J.L. Factors involved in the development of polymerization shrinkage stress in resin-composites: a systematic review. Dent Mater.2005; 21(1); 962-70.
8. Campos EA, Ardu S, Lefever D et al. Marginal adaptation of class II cavites restored with bulk fill composites. Journal of Dentistry. 2014; 1(2): 0-6.
9. Pulido CA, Franco APGO, Gomes GM, Kalinowski HJ, Gomes JC, Gomes OMM. Prosthetic Dentistry. 2016; 116(4):570-6.
10. Anttila EJ, Krintila OH, Laurila TH, Lassila LV, Valittu PK, Hernberg RG. Evaluation of polymerization shrinkage and hydroscopic expansion of fiber – reinforced biocomposites using optical fiber Bragg grating sensors. Dent Mater. 2008; 24(12):1720-7.
11. Ilie N, Stark K.Curing behaviour of high-viscosity bulk-fill composites. J Dent. 2014; 42(8):977-85.
12. Lutz, F.; Krejci, I. Oldenburg, T. R. Elimination of polymerization stresses at the margins of posterior composite resin restorations: a new restorative technique. Quintessence Int, Berlin, 1986;17(2) ;777-84.
13. Kim R.J, Son S.A, Hwang J.Y, Lee I.B, Seo D.G. Comparison of photopolymerization temperature increases in internal and external positions of

- composite and tooth cavities in real time: Incremental fillings of microhybrid composite vs. bulk filling of bulk fill composite. *J Dent*. 2015; 43(9):1093-8.
14. Fielzer, A. J, De Gee, A. J. Davidson, C.L . Quantitative determination of stress reduction by flow in composite restorations. *J Dent Res*. Chigaco, 1990; (6): 167-71.
 15. Rueggeberg, F.A. et al. Effect of light intensity and exposure duration on cure of resin composite. *Operat Dent*, 1194; 19(1): 26-32.
 16. Braga RR, Ballester RY, Ferracane JL. Factors involved in the development of polymerization shrinkage stress in resin composites: A systematic review. *Dent Mater*. 2005; (21):962-70.
 17. Choi KK, Condon JR, Ferracane JL. The Effects of Adhesive Thickness on Polymerization Contraction Stress of Composite. *J Dent Res*. 2000; 79(3):812-7.
 18. Verluis A, Douglas WH, Cross M. Does an incremental filling technique reduce polymerization shrinkage stress? *Journal of Dental Research*. 1996; 75; 871-8.
 19. Chen HY et al. Polimerization contraction stress in light - cured packable composite resins. *Dent Mat* 2001;17:253-9
 20. Hofmann N, Hugo B, Klaiber B. Effect of irradiation type (LED or QTH) on photo-activated composite shrinkage strain kinetics, temperature rise, and hardness. *Eur. J. Oral Sci*. 2002; 110; 471-9.
 21. Kanca III, J.; Suh, B.I. Pulse activation: Reducing resin-based composite contraction stresses at the enamel cavosurface margins. *Am J Dent*,1999; 12(3):107- 12.
 22. Suh, B.I. et al. The effect of the pulse-delay cure technique on residual strain in composites. *Compend Cont Educ Dent*, Special issue.1999; 20(2): 4-12.
 23. Lutz F, Krejci I, Oldenburg T.R. Elimination of polymerization stresses at the margins of posteior composite resin restorations: a new restorative technique. *Quintessence Int.*, Carol Stream. 1986; 17(12):777- 84.
 24. Burgess, J. O. et al. An evaluation of four light-curing units comparing soft and hard curing. *Pract. Periodont. Aesthet. Dent.*, New York; 1999; 11: 125-32.
 25. Cook, W. D. Factors affecting the depth of cure of UV-polymerized composites. *Journal of Dental Research*, 1980; 59; 5.
 26. Issa Y, Watts DC, Boyd D, Price RB. Effect of curing light emission spectrum on the nanohardness and elastic modulus of two bulk-fill resin composites. *Dent Mater*. 2016; 32(4):535-50.

27. Suh, B. I; Feng, L; Wang , Y.; Cripe, C.; Cincione, F.; Rjik, W.; The effect of the pulse-delay cure technique on residual strain in composites. *Compend Cont Educ Dent, Lawrenceville*; 1999; 20 (2): 4-12.
28. Stansbury J. W. Synthesis and evaluation of novel multifunctional oligomers for dentistry. *J Dent Res*. 1992; 71(7):1408-12.
29. Munksgaard E.C et al. Wall-to-wall polymerization contraction of composite resins versus filler content. *Scand J Dent Res*. 1987; 95(6):526-31.
30. Feilzer A.J et al. Setting stresses in composites for two different curing modes. *Dent Mater*. 1993; 9(1): 2-5.
31. Condon J.R, Ferracane J.L. Reduction of composite contraction stress through non-bonded microfiller particles. *Dent Mater*. 1998; 14(4):256-260.
32. Sakaguchi et al. Strain gauge method for measuring polymerization contraction of composite restoratives. *Journal of Dentistry*. 1991; 19; 312-6.
33. Watts D.C, Cash A.J. Determination of polymerization shrinkage kinetics in visible-light cured materials: methods development. *Dent Mater*. 1991; 7(4):281-7.
34. Atai M, Watts D.C, Atai Z. Shrinkage strain-rates of dental resin-monomer and composite systems. *Biomaterials*. 2005; 26(24):5015-20.
35. Dewaele M, Truffier-Boutry D, Devaux J, Leloup G. Volume contraction in photocured dental resins: the shrinkage-conversion relationship revisited. *Dent Mater*. 2006; 22(4): 359-65.
36. Amirouche-Korichi A, Mouzali M, Watts D.C et al. Effects of monomer ratios and highly radiopaque filler on degree of conversion and shrinkage-strain of dental resin composites. *Dent Mater*. 2009; 25(11):1411-8.
37. Boing et al. Influência da técnica de fotopolimerização no grau de conversão de um cimento resinoso e na retenção de pinos de fibra de vidro à dentina radicular. Cidade: Faculdade, 2014. Dissertação de Thaynara Boing.
38. Hofmann N, Denner W, Hugo B, Klaiber B. The influence of plasma arc vs. halogen standart or soft-start irradiation on polymerization shrinkage kinetics of polymer matrix composites. *J Dent*. 2003; 31; 383-93.
39. Bayne S.C et al. Characterization of first-generation flowable composites. *J Am Dent Assoc*. 1998; 129(5):567-77.
40. Labella R et al. Polimerization shrinkage and elasticity of flowble composite and filled adhesives. *Dent. Mater*. 1999; 15(2):128-37.

41. Lima RXS. Análise integrada de propriedades físicas e mecânicas de compósitos bulk fill de baixa viscosidade e convencional. Cidade: Faculdade, 2016. Trabalho de Conclusão de Curso.
42. Goldberg, M. In vitro and in vivo studies on the toxicity of dental resin components: a review. Clin. Oral; 2008; 12: 1-8.
43. Kim, R. J. Y., Kim, Y. J., Choi, N. S., & Lee, I. B. Polymerization shrinkage, modulus, and shrinkage stress related to tooth-restoration interfacial debonding in bulk-fill composites. Journal of Dentistry, 2015; 43(4), 430–9
44. Van Ende, A. et al. Bonding of low-shrinking composites in high C-factor cavities. J Dent; 2012; 40(4): 295-303.
45. Fronza et al. Monomer conversion, microhardness, internal marginal adaptation, and shrinkage stress of bulk-fill resin composites. Dental Materials. 2015;31(12): 1542-51.
46. Al Sunbul et al. Polymerization shrinkage kinetics and shrinkage-stress in dental resin-composites. Dental Materials. 2016;32(8): 998-1006.
47. Stansbury J.W. Dimethacrylate network formation and polymer property evolution as determined by the selection of monomers and curing conditions. Dental Materials. 2012;28(1):13-22.
48. Alshali et al. Qualitative and quantitative characterization of monomers of uncured bulk-fill and conventional resin-composites using liquid chromatography/mass spectrometry. Dental Materials. 2015;31(6): 711-20.
49. Durner et al. Determination of homologous distributions of bisEMA dimethacrylates in bulk-fill resin-composites by GC-MS. Dental Materials. 2015;31(4): 473-80.
50. Fonseca et al. Avaliação de resinas bulk-fill por dentistas de uma rede de pesquisa colaborativa. Anais do 52º Encontro do Grupo Brasileiro de Materiais Dentários, 2016, pag. 53, Resumo 505.
51. Ilie, N.; Hickel, R. Investigations on a methacrylate-based flowable composite based on the SDRTM technology. Dent Mater; 2011; 27(4): 348-55.
52. El-Damanhoury, H.; Platt, J. Polymerization shrinkage stress kinetics and related properties of bulk-fill resin composites. Oper Dent; 2014; 39(4):374-82.
53. Bouschlicher, M. R., Rueggeberg, F. A., & Wilson, B. M. Correlation of bottom-to-top surface microhardness and conversion ratios for a variety of resin composite compositions; 2004; 37(2): 231-2.
54. Ilie, N., Bucuta, S., & Draenert, M. Bulk-fill resin-based composites: an in vitro assessment of their mechanical performance. Operative Dentistry; 2013; 38(6), 618- 25.

55. Souza-Junior, E.J. et al. Fotoativação na atualidade: Conceitos e técnicas clínicas. *Clínica - International Journal of Brazilian Dentistry*; 2014; 10(2): 24-30.
56. Bicalho, A. A., Valdívia, A. D. C. M., Barreto, B. C. F., Tantbirojn, D., Versluis, A., e Soares, C. J. Incremental Filling Technique and Composite Material–Part II: Shrinkage and Shrinkage Stresses, *Operative Dentistry*; 2014; 39(2), 83–92.
57. Swift, E. Critical Appraisal: Bulk-fill Composites, Part I. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*; 2015; 27(3), 176-9.
58. Ilie, N., Bucuta, S., & Draenert, M. Bulk-fill resin-based composites: an in vitro assessment of their mechanical performance. *Operative Dentistry*; 2013; 38(6): 61- 25.
59. Moszner, N., Fischer, U. K., Angermann, J., & Rheinberger, V. A partially aromatic urethane dimethacrylate as a new substitute for Bis-GMA in restorative composites. *Dental Materials*; 2008; 24(5):694-9.
60. Reis A.F, Vestphal M, Amaral R.C.D, Rodrigues J.A, Roulet JF, Roscoe MG. Efficiency of polymerization of bulk-fill composite resins: a systematic review. 2017; 31(3):1807-3107.
61. Jung J.H, Park S.H. Comparison of Polymerization Shrinkage, Physical Properties, and Marginal Adaptation of Flowable and Restorative Bulk Fill Resin-Based Composites. *Operative Dentistry*. 2017; 42(4):375-86.
62. Guo Y, Landis FA, Wang Z, Bai D, Jiang L, Chiang MY. Polymerization stress evolution of a bulk-fill flowable composite under different compliances. *Dent Mater*. 2016; 32(4):578-86.
63. Petrini M, Ferrante M, Spoto G. Characterization of a bulk-fill resin-based composite by thermal analysis. 2016; 123(3):2329-35.
64. Zorzin J, Maier E, Harre S, Fey T, Belli R, Lohbauer U, et al., Bulk-fill resin composites: polymerization properties and extended light curing. *Dent Mater*. 2015; 31(3):293-301.
65. Francis A.V, Braxton A.D, Ahmad W, Tantbirjon D, Simon JF, Versluis A. Cuspal Flexure and Extent of Cure of a Bulk- Fill Flowable Base Composite. *Operative Dentistry*. 2015; 40(5):515-23.
66. Garoushi S, Vallittu P, Shinya A, Lassila L. Influence of increment thickness on light transmission, degree of conversion and micro hardness of bulk fill composites. *Odontology*. 2016; 104(3):291-7.
67. Jang J.H, Park S.H, Hwang I.N. Polymerization shrinkage and depth of cure of bulk-fill resin composites and highly filled flowable resin. *Oper Dent*. 2015; 40(2):172-80.

68. Kim R.J, Kim Y.J, Choi N.S, Lee I.B. Polymerization shrinkage, modulus, and shrinkage stress related to tooth-restoration interfacial debonding in bulk-fill composites. *J Dent.* 2015; 43(4):430-9.
69. Tomaszewska I.M, Kearns J.O, Ilie N, Fleming GJ. Bulk fill restoratives: to cap or not to cap--that is the question? *J Dent.* 2015; 43(3):309-16.
70. Al Ahdal, Ilie N, Silikas N, Watts D.C. Polymerization kinetics and impact of post polymerization on the Degree of Conversion of bulk-fill resin-composite at clinically relevant depth. *Dent Mater.* 2015; 31(10):1207-13.
71. Fronza B.M, Rueggeberg F.A, Braga R.R, Mogilevych B, Soares LE, Martin AA, et al. Monomer conversion, microhardness, internal marginal adaptation, and shrinkage stress of bulk-fill resin composites. *Dent Mater.* 2015, 31(12):1542-51.
72. Taubock T.T, Tarle Z, Marovic D, Attin T. Pre-heating of high-viscosity bulk-fill resin composites: effects on shrinkage force and monomer conversion. *J Dent.* 2015; 43(11):1358-64.
73. El-Damanhoury H, Platt J. Polymerization shrinkage stress kinetics and related properties of bulk-fill resin composites. *Oper Dent.* 2014; 39(4):374-82.
74. Othonos A, Kalli K. Fiber Bragg Grating: Fundamental and Applications in Telecommunications and sensing: Artech House. Cidade: Faculdade, 1999. Dissertação.
75. Hecht E. Optics. Cidade: Faculdade, 1990. Dissertação.
76. Hill K, Jhonson D, Kwasaki B. Photosensitivity in optical fibre waveguides application to reflection filter fabrication. *App Phys Lett.* 1978; 32(1):647-49.
77. Milczewski M.S, Silva J.C, Paterno A.S, Kuller F, Kalinowski HJ. Measurement of composite shrinkage using a fibre optcic Bragg grating sensor. *J Biomater Sci Polym.* 2007; 18(4):383-92.
78. Herbstrith Segundo, R. M., Mota, E. G., Oshima, H. M. S., Balbinot, C. E., Bondan, J. L., & Coelho, L. F. B. (2007). Influência do método de polimerização na microdureza de compósitos microhíbridos armazenados em água destilada. *Revista Odonto Ciência*, 22(58), 317-20.
79. Ccahuana-Vásquez, R. A., Torres, C. R. G., Araújo, M. A. M. D., & Anido, A. (2004). Influência do tipo de ponteira condutora de luz de aparelhos LED na microdureza das resinas compostas. *Revista de Odontologia da UNESP*, 33(2), 69-73.
80. Truffer-Boutry D, Demoustier-Champagne S, Devaux J, Biebuyck JJ, Mestdagh M, Larbanois P et al. A physico-chemical explanation of the post-polymerization shrinkage in dental resins. *Dent Mater.* 2006;22:405-12.

81. Tauböck T.T, Feilzer AJ, Buchalla W, Kleverlaan CJ, Krejci I, Attin T. Effect of modulated photo-activation on polymerization shrinkage behavior of dental restorative resin composites. *Eur J Oral Sci.* 2014;122:293-302.
82. Algamaiah H, Sampaio C.S, Rigo L.C, Janal M.N, Giannini M, Bonfante EA, Coelho P.G, Reis A.F, Hirata R. Microcomputed tomography evaluation of volumetric shrinkage of bulk-fill composites in Class II cavities. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry.* 2017;29(2):118-24.
83. Hirata R, Clozza E, Giannini M, Farrokhmanesh E, Janal M, Tovar N, Bonfante E.A, Coelho P.G. Shrinkage assessment of low shrinkage composites using microcomputed tomography. *J Biomed Mat Res.* 2015;103(4):798-806.
84. Al-Qudah A.A, Mitchell C.A, Biagioni P.A, Hussey DL. Effect of composite shade, increment thickness and curing light on temperature rise during photocuring. *J Dent.* 2007;35(3):238-45.
85. Armellin E, Bovesecchi G, Coppa P, Pasquantonio G, Cerroni L. LED curing lights and temperature changes in different tooth sites. *Biomed Res Int.* Epub 2016 Apr 18.
86. Andreatta L.M.L, Furuse A.Y, Prakki A, Bombonatti J.F.S, Mondelli PFL. Pulp chamber heating: an in vitro study evaluating different light sources and resin composite layers. *Braz Dent J.* 2016;27(6):675-80.
87. Al-Qudah A.A, Mitchell C.A, Biagioni P.A, Hussey D.L. Thermographic investigation of contemporary resin-containing dental materials. *J Dent.* 2005;33(7):593-602.
88. Zach L, Cohen G. Pulp response to externally applied heat. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1965;19:515-30.
89. Kwon S.J, Park Y.J, Jun S.H, Ahn J.S, Lee I.B, Cho B.H, et al. Thermal irritation of teeth during dental treatment procedures. *Res Dent Endodont.* 2013;38(3):105-12. 27.

ANEXOS

ANEXO A – Aprovação do projeto pela comissão de ética e pesquisa em seres humanos da Universidade Estadual De Ponta Grossa.



PARECER Nº 35/2017

Protocolo: 1026/2017

No dia 19 de Abril de 2017, a Comissão Interna de Ética em Pesquisa, **APROVOU** o protocolo de pesquisa intitulado "**Resinas Compostas de incremento único (BULK FILL): comparação da contração e temperatura de polimerização com diferentes viscosidades**" de responsabilidade do pesquisador Osnara Maria Mongruel Gomes.

Conforme Resolução CNS 466/2012, solicitamos que sejam apresentados a esta Comissão, relatórios sobre andamento da pesquisa, conforme modelo (<http://www.uepg.br/coep/>).

Data para entrega do relatório parcial: 19 de Abril de 2018.

Data para entrega do relatório final: 19 de Abril de 2020.

Ponta Grossa, 26 de Abril de 2017.

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE PONTA GROSSA
COMISSÃO DE ÉTICA EM PESQUISA - COEP

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE PONTA GROSSA
COMITÉ DE ÉTICA EM PESQUISA

Prof. Dr. Ulisses Coelho
Coordenador
Prof. Dr. Ulisses Coelho
Coordenador

ANEXO B – Aprovação do Banco de Dentes Humanos

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE PONTA GROSSA
CURSO DE ODONTOLOGIA
Banco de Dentes Humanos

DECLARAÇÃO À COMISSÃO DE ÉTICA EM PESQUISA

Para fins de avaliação pela Comissão de Ética em Pesquisa em Seres Humanos dessa instituição, o Banco de Dentes Humanos da UEPG apresenta dentes disponíveis necessários para a elaboração desta pesquisa.

Sendo assim, após aprovação da COEP/UEPG, nossa contribuição consistirá no oferecimento de **30 (trinta) molares permanentes hígidos** para execução do trabalho de pesquisa intitulado: **Comparação da contração e temperatura de polimerização de duas resinas de incremento único com diferentes viscosidades por meio das redes de Bragg e termografia**, a ser realizado por Manoella Maria Machado Costa, Camilo Andres Pulido Mora e Anne Caroline Silva de Oliveira Sibicheski, orientados pelo Professora Doutora Osnara Maria Mongruel Gomes e co-orientados pelo Professora Doutora Ana Paula Gebert de Oliveira Franco e Giovana Mongruel Gomes.

Ponta Grossa, 23 de novembro de 2016.

Coordenadora do Banco de Dentes Humanos - UEPG

Universidade Estadual de Ponta Grossa
Banco de Dentes Humanos
Prof.^a Dr.^a Vânia A. O. Queiroz
Coordenadora