

UNIVERSIDADE FEDERAL DO PARANÁ

MOIRA CRISTINA CUBAS FATIGA TILLMANN

**REDES DE BRAGG UTILIZADAS PARA MENSURAÇÃO DA CONTRAÇÃO DE
POLIMERIZAÇÃO DE DUAS RESINAS ACRÍLICAS NA MOLDAGEM ABERTA DE
PRÓTESE SOBRE IMPLANTES**

CURITIBA

2017

MOIRA CRISTINA CUBAS FATIGA TILLMANN

**REDES DE BRAGG UTILIZADAS PARA MENSURAÇÃO DA CONTRAÇÃO DE
POLIMERIZAÇÃO DE DUAS RESINAS ACRÍLICAS NA MOLDAGEM ABERTA DE
PRÓTESE SOBRE IMPLANTES**

Monografia apresentada como requisito parcial à
obtenção do grau de Especialista em Prótese Dentária,
Curso de Pós-Graduação em Odontologia, Setor de
Ciências da Saúde, Universidade Federal do Paraná.

Orientador: Prof. Dr. Nerildo Luis Ulbrich
Coorientadora: Prof.^a Dra Ana Paula G.O.Franco

CURITIBA

2017

Dedico este trabalho a meu filho Bento. Que durante o curso ganhou a luz da vida e me deu forças para seguir em frente.

AGRADECIMENTOS

Agradeço a Deus.

Agradeço a minha família, sem eles nada seria possível. A meu esposo Diogo, que me apoiou em todas minhas escolhas, que foi meu parceiro de viagens e me possibilitou fazer o curso. A minha mãe Maria do Carmo, que cuidou de mim e de meu filho com todo amor, me possibilitando frequentar as aulas. A meu pai João Aloizo, que é meu exemplo de vida, de superação, que teve sempre uma palavra de incentivo e que me auxiliou com tudo que foi necessário. A meu irmão Anderson por me ajudar com as atividades durante o curso.

Agradeço ao professor Nerildo Luiz Ulbrich pela orientação e apoio durante todo o trabalho e curso.

Agradeço a professora Ana Paula Gebert de Oliveira Franco pela orientação e auxílio durante o desenvolvimento de toda a pesquisa e trabalho.

Agradeço ao professor Hypolito José Kalinowski do laboratório de fotônica do setor de Engenharia Elétrica e Informática Industrial da UTFPR por disponibilizar o espaço para o desenvolvimento da pesquisa e pelas orientações.

Agradeço a todos os funcionários do laboratório de fotônica da UTFPR pela receptividade e colaboração nas atividades durante a pesquisa.

RESUMO

Objetivo: O objetivo do estudo foi comparar a contração máxima de polimerização e a variação máxima de temperatura de duas resinas acrílicas utilizadas na união dos postes de moldagem por meio de sensores de redes de Bragg. **Material e Métodos:** Dois implantes Cone Morse (Neodent) foram inseridos em um osso artificial. Sobre os implantes foram adaptados dois postes de moldagem que foram unidos com fio dental e resina acrílica. Para o estudo foram selecionadas duas resinas acrílicas: Duralay e GC Pattern LS. Foram posicionados dois sensores de fibra ótica, sendo um em contato com a resina e outro no interior de uma agulha. As deformações máximas (μ Strain) e a variação de temperatura máxima ($^{\circ}$ C) foram medidas durante 34 minutos (N=28). Os dados foram analisados por meio da ANOVA a dois critérios e teste de múltiplas comparações de Games Howell ($p < 0.05$). **Resultados:** A Duralay apresentou maior contração de polimerização que a GC Pattern LS. O tempo não influenciou nos valores de contração de polimerização, mas influenciou na variação de temperatura máxima. **Conclusão:** A resina acrílica GC Pattern LS revelou menores valores de contração máxima de polimerização que a resina Duralay. A Duralay apresentou maiores valores de temperatura que a GC Pattern LS.

Palavras-chave: Resina. Contração. Polimerização. Temperatura. Moldagem. Implantodontia.

ABSTRACT

Objective: The aim of the study was to compare the maximum polymerization shrinkage and maximum temperature variation of two acrylic resins used the joint transfer copings through Bragg's grating sensors. **Method:** Two implants Morse Taper (Neodent) were inserted into an artificial bone (Sawbones). Two transfer copings were screwed at the implants, were joint with dental floss and acrylic resin. For the study were selected two acrylic resins: Duralay and GC Pattern LS. Two fiber optical sensors were placed, one in contact with the resin and another inside a needle. The maximum deformation (μ Strain) and the maximum temperature variation ($^{\circ}$ C) were measured during 34 minutes (N=28). Data were analyzed using two way ANOVA and Games Howell multiple comparisons test ($p < 0.05$). **Results:** Duralay showed higher polymerization shrinkage than the GC Pattern LS. The time did not influenced at the polymerization shrinkage values, but influenced at the maximum temperature variation. **Conclusion:** The acrylic resin GC Pattern LS revealed lower maximum shrinkage values than Duralay. The Duralay presented higher maximum temperature values than GC Pattern LS.

Key-words: Resin. Shrinkage. Polymerization. Temperature. Impression. Implantology.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

FIGURA 1 --PRINCÍPIO DE OPERAÇÃO DE UMA REDE DE BRAGG.....	21
FIGURA 2 – IMPLANTES INSERIDOS	23
FIGURA 3 – TRANSFERENTES.....	24
FIGURA 4 - POSICIONAMENTO DOS SENSORES.....	25
FIGURA 5 - APLICAÇÃO DA RESINA ACRÍLICA.....	25
GRÁFICO 1 - CURVA MÉDIA DA CONTRAÇÃO DE POLIMERIZAÇÃO.....	27
GRÁFICO 2 - CURVA MÉDIA DA VARIAÇÃO DE TEMPERATURA.....	28

LISTA DE TABELAS

TABELA 1 – COMPOSIÇÃO DAS RESINAS ACRÍLICAS.....	24
TABELA 2 – CONTRAÇÃO MÁXIMA DE POLIMERIZAÇÃO.....	26
TABELA 3 – CONTRAÇÃO MÁXIMA DE POLIMERIZAÇÃO x TEMPO.....	26
TABELA 4 - CONTRAÇÃO MÁXIMA DE POLIMERIZAÇÃO RESINA x TEMPO.....	27
TABELA 5 - VARIAÇÃO MÁXIMA DE TEMPERATURA.....	28

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

UTFPR	- Universidade Tecnológica Federal do Paraná
MMA	- Metacrilato de metila
PMMA	- Polimetacrilato de metila

LISTA DE SÍMBOLOS

- μ Strain – micro strain
- $^{\circ}\text{C}$ - graus Celsius
- % - porcentagem
- > - maior
- < - menor

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	12
1.1	OBJETIVOS	13
2	REVISÃO DE LITERATURA.....	14
2.1	RESINAS ACRÍLICAS	14
2.1.1	Contração de polimerização.....	17
2.1.2	Métodos de avaliação da contração de polimerização.....	19
2.2	REDES DE BRAGG EM FIBRA ÓTICA.....	20
2.2.1	Fibra ótica	20
2.2.2	Redes de Bragg	20
3	MATERIAL E MÉTODOS.....	23
4	APRESENTAÇÃO DOS RESULTADOS E DISCUSSÃO.....	26
4.1	RESULTADOS.....	26
4.2	DISCUSSÃO.....	29
5	CONSIDERAÇÕES FINAIS	31
5.1	RECOMENDAÇÕES PARA TRABALHOS FUTUROS.....	31
	REFERÊNCIAS	32
	GLOSSÁRIO	36
	ANEXO - ARTIGO PUBLICADO.....	37

1 INTRODUÇÃO

Os implantes dentários foram criados no ano de 1969 para reabilitar de forma funcional e estética dentes perdidos devido a cáries extensas, fraturas e problemas periodontais. Nos anos 90 foram aperfeiçoados por Branemark no que se refere à osseointegração (BRANEMARK; ZARB; ALBREKTSSON, 1985). Atualmente uma grande porcentagem das pessoas que apresentam perdas dentárias unitárias ou múltiplas optam pela reabilitação por meio da prótese sobre implantes.

A prótese sobre implantes deve ser construída de forma individual para cada paciente de modo que o Cirurgião-dentista deve utilizar componentes de moldagem e componentes protéticos para essa finalidade. No caso de perdas dentárias múltiplas preconiza-se a técnica da moldagem aberta (CARR; SOKOL, 1991), na qual são utilizados postes de moldagem unidos com fio dental e resina acrílica, com o objetivo de determinar a passividade dos componentes, ou seja, que os postes de moldagem não se movam durante a inserção e remoção da moldeira. Essa esplintagem facilita que o técnico em prótese possa obter o encaixe preciso do poste de moldagem à plataforma do implante que pode ser de formato triangular, quadrangular ou hexagonal. Caso os postes de moldagem não sejam unidos de forma rígida e estável, pode ocorrer desadaptação da coroa protética sobre implante na boca do paciente.

As resinas acrílicas frequentemente utilizadas para união dos postes de moldagem são a Duralay (Reliance Dental MFG Company, Illinois, EUA) e a GC Pattern LS (GC America, Illinois, EUA). A contração de polimerização e a exotermia são características inerentes às resinas acrílicas (SKINNER, 1949). Além de modificações na composição resina acrílica, a técnica de união dos postes de moldagem visa também a redução da contração de polimerização. Nela os postes de moldagem são unidos, e após a polimerização inicial da resina (por volta de 15 minutos), a esplintagem é seccionada com um disco de carborundun ou ponta diamantada em alta rotação e a união é reestabelecida com uma pequena porção da mesma resina acrílica (MOJON et al., 1990).

Sensores de fibra ótica têm sido aplicados em estudos biomédicos (FAKIH; OSMAN; ADIKAN, 2012), em análises de materiais odontológicos (MILCZEWSKI

et al., 2006) como cimentos resinosos (MILCZEWSKI et al., 2007; KARAM et al., 2015) e resinas acrílicas (FRANCO et al., 2015) e na validação de métodos de esterilização de materiais (KARAM et al., 2012). Os sensores caracterizam-se pela capacidade de detecção de alterações térmicas e deformações mecânicas.

A contração de polimerização das resinas acrílicas utilizadas na união de postes de moldagem foi estudada por meio de extensômetro (CERQUEIRA et al., 2012), dilatômetro (MOJON et al., 1990), microscópio reflex (HERBST et al., 2000), mas estes apresentam menor sensibilidade se comparado aos sensores de fibra ótica.

Os fabricantes da resina Pattern GC (GC AMERICA, 2017) afirmam a menor contração de polimerização e exotermia desse material. Entretanto, não existem estudos que examinaram essas propriedades com equipamentos que apresentem elevada sensibilidade e as investiguem simultaneamente.

1.1OBJETIVOS

O objetivo do estudo foi comparar a contração máxima de polimerização e a variação máxima de temperatura de duas resinas acrílicas, Duralay e GC Pattern LS utilizadas na união dos postes de moldagem por meio de sensores de redes de Bragg.

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 RESINAS ACRÍLICAS

As resinas acrílicas foram introduzidas na odontologia em 1937. São composições de monômeros ou macromoléculas misturadas com outros componentes. Polímeros são formados pelas reações químicas que convertem um grande número de moléculas de baixo peso molecular, conhecidas como monômeros, em grande macromoléculas de peso molecular muito alto e cadeia longa.

As resinas acrílicas são derivadas do etileno e apresentam um grupo vinila em sua fórmula estrutural: $H_2C=CHR$. Como R pode ser qualquer radical orgânico ou inorgânico é evidente que diversas resinas acrílicas podem ser produzidas .

As resinas acrílicas são apresentadas na forma pó-líquido. O pó consiste em esferas pré-polimerizadas de polimetilmetacrilato e uma pequena quantidade de peróxido de benzoíla, que funciona como o iniciador, responsável por iniciar o processo de polimerização. O líquido é composto predominantemente de monômero de metilmetacrilato.

O Polimetacrilato de metila (PMMA) é derivado da polimerização do monômero metacrilato de metila (MMA). É quimicamente estável ao calor abaixo de 120°C e amolece a 125°C. Acima de 125°C o PMMA começa a despolimerizar formando metacrilato de metila (MMA), e aproximadamente a 450°C 90% do polímero terá despolimerizado. O PMMA é fácil de manipular, tenaz, resistente ao desgaste, pode ser pigmentado, pode ser esterilizado, facilmente limpo, é biologicamente seguro e bastante durável. O PMMA tem uma tendência de absorver água por embebição. Como o PMMA é um polímero linear ele é solúvel em um grande número de solventes orgânicos, como clorofórmio e acetona .

O metacrilato de metila (MMA) é um líquido transparente à temperatura ambiente. O MMA exibe uma pressão de vapor elevada e é um excelente solvente orgânico. Embora a polimerização possa ser iniciada por luz visível, luz ultravioleta ou calor, a maior parte dos produtos de uso odontológico é iniciada quimicamente. Os monômeros de metacrilato não são muito sensíveis à técnica e

podem ser polimerizados sob diversas condições (ANUSAVICE; SHEN; RAWLS, 2013).

As propriedades mecânicas das resinas acrílicas podem variar, dependendo da sua composição. Além disso, sabe-se que a concentração do iniciador peróxido de benzoíla e do agente ativador dimetil p-toluidina, presentes, respectivamente, no polímero e no monômero, interferem de maneira significativa nas propriedades mecânicas do material. Desta forma, resinas acrílicas com quantidades diferentes destes componentes, possivelmente, apresentam comportamento variado (NEJATIDANESH; MOMENI; SAVABI, 2009).

A reação de polimerização da resina acrílica pode acontecer por: reações químicas, por adição térmica ou por adição de luz, e dessa forma classifica-se em: resina acrílica ativada quimicamente (RAAQ), resina acrílica ativada termicamente (RAAT) e resina acrílica fotoativada (ANUSAVICE; SHEN; RAWLS, 2013).

As resinas acrílicas de interesse odontológico são polimerizadas por adição. A polimerização é um processo que une as moléculas do monômero por ligações covalentes, para formar o polímero (macromolécula). Por ativação que pode ser com agente químico (amina terciária) ou físico (calor ou microondas), o iniciador da polimerização (peróxido de benzoíla) decompõe-se formando radicais livres (carboxyl ou fenil). Cada radical livre reage como uma molécula de monômero rompendo sua ligação insaturada (dupla), deixando um elétron sem par e transformando a em um novo radical livre (radical acrílico) que inicia o crescimento da cadeia polimérica. Este processo ocorre a partir de vários centros ativos dando origem a um polímero de elevada massa molar. A reação cessa quando o centro ativo é bloqueado por uma série de reações de terminação, ou seja, quando dois radicais acrílicos se combinam e tornam-se desativados pela troca de energia (desproporcionamento) ou quando elétrons de uma macromolécula em crescimento são transferidos para uma molécula inativa. Este processo de polimerização ocorre por adição de molécula a molécula e não forma subprodutos (FONTES, 2007).

A reação de polimerização por adição apresenta quatro estágios: indução, propagação, transferência de cadeia e terminação. Para um processo de polimerização por adição começar é necessário uma fonte de radicais livres. Diversas substâncias capazes de gerar radicais livres são iniciadores potentes da polimerização do PMMA e de outras resinas derivadas do metacrilato. O iniciador

mais comumente utilizado é o peróxido de benzoíla, que é ativado rapidamente entre 50°C e 100°C para liberar dois radicais livres por molécula de peróxido de benzoíla. Este período de indução é altamente influenciado pela pureza do monômero. As moléculas do iniciador se quebram em radicais livres, os quais irão reagir com as moléculas monoméricas. Qualquer impureza pode aumentar a duração deste período ao consumir as moléculas do iniciador.

Quando o monômero e o polímero são misturados em proporções adequadas uma massa trabalhável é produzida. Essa massa passa por cinco fases distintas: arenosa, pegajosa, plástica, borrachóide e rígida .

Durante a fase arenosa pouca ou nenhuma interação ocorre ao nível molecular. As esferas de polímero permanecem inalteradas e a consistência da mistura pode ser descrita como granulosa. Mais tarde entra na fase pegajosa. Nesta fase o monômero ataca as superfícies de esferas de polímero individuais e é absorvido pelas esferas. Algumas cadeias poliméricas ficam dispersas no monômero líquido. Essas cadeias poliméricas se desenrolam, aumentando a viscosidade da mistura, caracterizando a fase pegajosa, pela formação de fios quando o material é manipulado. Em seguida a massa entra em uma fase plástica. Um número maior de cadeias poliméricas estão na solução. A mistura contém monômeros e polímeros dissolvidos. Comporta-se clinicamente como uma massa de modelar. Momento adequado para trabalhar a massa, de acordo com a técnica escolhida. A fase borrachóide apresenta uma massa borrachóide O monômero é dissipado por evaporação e o restante penetra nas esferas de polímero. A massa já não é mais capaz de fluir livremente. Finalmente se tem a fase rígida, na qual a massa está endurecida, devido à contínua evaporação do monômero (ANUSAVICE; SHEN; RAWLS, 2013).

A resina acrílica Duralay apresenta em sua composição: pó formado por um copolímero de metilmetacrilato, peróxido de benzoíla e pigmentos, e líquido composto por monômero de metilmetacrilato e dimetil p-toluidina (DURALAY. Reliance Dental MFG Company, Illinois, EUA).

O peróxido de benzoíla é o iniciador da reação de polimerização. O dimetil p-toluidina é o agente ativador da reação de polimerização (ANUSAVICE; SHEN; RAWLS, 2013).

A resina Duralay apresenta como vantagens uma polimerização em tempo recorde de 4 a 5 minutos, mínima contração de polimerização, proporciona as

margens mais precisas, queima mais limpa, poupa tempo, padrão denso, rígido, resistente e de fácil acabamento.

Ela é indicada para a técnica do pincel para confecção de padrões, coroas cônicas e telescópicas, incrustações, barras linguais e palatais, conectores de grampos (RELIANCE DENTAL BRASIL, 2017).

A resina acrílica GC Pattern LS é composta por: pó com polimetilmetacrilato, polietilmetacrilato, peróxido de benzoíla, e líquido com metacrilato de metila, 2-Hidroxietil-metacrilato (GC AMERICA, 2017).

O peróxido de benzoíla é o iniciador da reação de polimerização (ANUSAVICE; SHEN; RAWLS, 2013).

A resina GC Pattern LS apresenta como vantagens a polimerização em 4 minutos, baixa contração de polimerização (0,37%), facilidade de trabalho, não flui de áreas aplicadas, queima sem resíduos formando estruturas homogêneas, alta estabilidade mesmo em camadas finas e estabilidade dimensional ilimitada.

Ela é indicada para a técnica de fixação, transferências de coroas, confecção de barras linguais e palatinas, “attachments”, coroas telescópicas, grampos, técnicas de solda, união de transferentes de moldagem em implantodontia e fabricação de pilares personalizados (GC AMERICA, 2017).

2.1.1 Contração de polimerização

A contração de polimerização das resinas acrílicas se desenvolve conforme o monômero é convertido em polímero e o espaço livre entre os monômeros diminui (aproximadamente 20% menos espaço do que entre monômeros não reagidos) (ANUSAVICE; SHEN; RAWLS, 2013).

A contração das resinas acrílicas ocorre não só pelo processo de polimerização do monômero, mas também em razão do aumento de temperatura ocorrido durante a polimerização. O grau de contração de polimerização linear da resina acrílica pode variar de 0,3% a 4,10% (SKINNER, 1949).

Nas resinas acrílicas, o monômero líquido metacrilato de metila é misturado ao polímero, o qual é fornecido em forma de pó. O monômero dissolve parcialmente o polímero para formar uma massa plástica. O grau de polimerização varia com as condições da polimerização, tais como a temperatura, o método de ativação, o tipo de iniciador, sua concentração e o grau de pureza.

Uma contração volumétrica de aproximadamente 21% ocorre durante a polimerização do metacrilato de metila puro (ANUSAVICE; SHEN; RAWLS, 2013).

Segundo estudo de Mojon et al.(1990) a contração de polimerização é aumentada quando a proporção de copolímero é diminuída na mistura ao monômero.

A cinética das partículas é um fator mais influente para os valores de contração de polimerização do que os tamanhos das partículas de resina acrílica (KWON et al., 2014).

Em 1952 , Frank H . Nealon publicou uma técnica de aplicação da resina acrílica. A técnica de Nealon consiste em molhar o pincel no monômero e levá-lo ao copolímero, agregando desta forma uma quantia de material, que deverá ser levada ao local de interesse. A técnica de Nealon para aplicação da resina acrílica gera menor contração de polimerização (GIBBS et al., 2014).

A técnica de esplintagem dos postes de moldagem consiste em formar uma matriz rígida para ligar e prender os transferentes de moldagem. Nesta técnica o fio dental é passado ao redor dos transferentes e entre eles, para formar uma retenção para a resina acrílica (BEUMER; LEWIS, 2013). A separação da esplintagem e reconexão é sugerida para diminuir os efeitos da contração de polimerização (CERQUEIRA et al., 2012).

As resinas acrílicas Duralay e GC Pattern LS apresentam contração similar às fotopolimerizáveis (GIBBS et al., 2014).

Segundo o estudo de Júnior et al. (2013) a resina acrílica Duralay apresentou maior energia de distorção que a Pattern GC LS. Porém, as alterações dimensionais são pequenas quando comparadas as resinas acrílicas Dencrilay e Duralay II.

No estudo de McDonnell et al. (2004) as resinas Duralay e Pattern GC LS apresentaram ajuste passivo, segundo avaliação visual, durante os primeiros 15 minutos de experimento. No entanto, nas 2 horas seguintes apenas espécimes da resina Pattern GC LS mantiveram-se ajustadas. Nenhuma das resinas acrílicas apresentou ajuste passivo visual no tempo de 24 horas.

Segundo Mojon et al. (1990) 80% da variação da contração de polimerização da resina Duralay ocorre antes de 17 minutos.

A resina acrílica Duralay deve ser utilizada associada a um método capaz de compensar a contração de polimerização (MOJON et al., 1990).

2.1.2 Métodos de avaliação da contração de polimerização

A contração de polimerização das resinas acrílicas pode ser avaliada de diversas formas. A utilização de sensores e instrumentos de elevada precisão é fundamental para esta avaliação, pois o efeito da contração em materiais odontológicos pode ser mensurado *in vitro* entre placas de vidro, em pequenos recipientes ou *in loco* em dentes, entre postes de moldagem, ou seja, no local da sua aplicação clínica. Os instrumentos devem ser muito precisos devido às pequenas dimensões dos espécimes e reduzido volume de material que é utilizado nos experimentos para tentar reproduzir sua aplicação clínica.

O extensômetro foi utilizado no estudo de Cerqueira et al. (2012) para mensuração da contração de polimerização. Gibbs et al. (2014) realizaram uma análise por meio de imagens. Mojon et al. (1990) utilizaram um dilatômetro e um transdutor indutivo para tais análises.

O estudo de Cerqueira et al. (2012) utilizou-se de um medidor de tensão para análise da contração de polimerização de resinas acrílicas Duralay e Pattern II. Foram feitas três medições por quatro extensômetros. Eles foram colocados sobre a superfície de blocos de poliuretano, a 1mm da plataforma do implante que continham dois transferentes posicionados e unidos rigidamente por resina acrílica. A mensuração ocorria por um sinal elétrico amplificado, após os valores de microtensões foram processados por um software específico.

Gibbs et al. (2014) analisaram a contração de polimerização de resinas acrílicas autopolimerizáveis e fotopolimerizáveis pela análise de imagens. Foi determinada a contração de polimerização pela mensuração da mudança de dimensão da área analisada. A área original foi convertida em porcentagem volumétrica. A imagem foi capturada por microscópio com câmera digital, após software mensurava a área.

O estudo de Mojon et al. (1990) mensurou a contração de polimerização de duas resinas acrílicas com o auxílio de um dilatômetro e um transdutor indutivo. O dilatômetro mensurou as alterações volumétricas iniciais. O transdutor indutivo mensurou as mudanças lineares finais.

2.2 REDES DE BRAGG EM FIBRA ÓTICA

2.2.1 Fibra ótica

O processo de fabricação das fibras óticas tem como objetivo principal produzir uma estrutura com materiais de características similares (núcleo e casca), porém como uma pequena diferença entre seus índices de refração para que a luz possa ser acoplada e guiada neste meio ótico pelos fenômenos de reflexão interna total (PUC RIO. Estado da arte em Redes de Bragg, 2017).

Em 1978 a primeira observação da fotossensibilidade em fibra ótica foi realizada pelo grupo de pesquisa do Communication Research Center (Canadá), durante um estudo dos efeitos não lineares em fibras (HILL et al., 1993). A fotossensibilidade consiste na variação permanente que se verifica o índice de refração. Após esta descoberta houve um grande desenvolvimento dos sensores que atuam com retro reflexão, pois a fotossensibilidade permite a utilização de redes em fibra ótica.

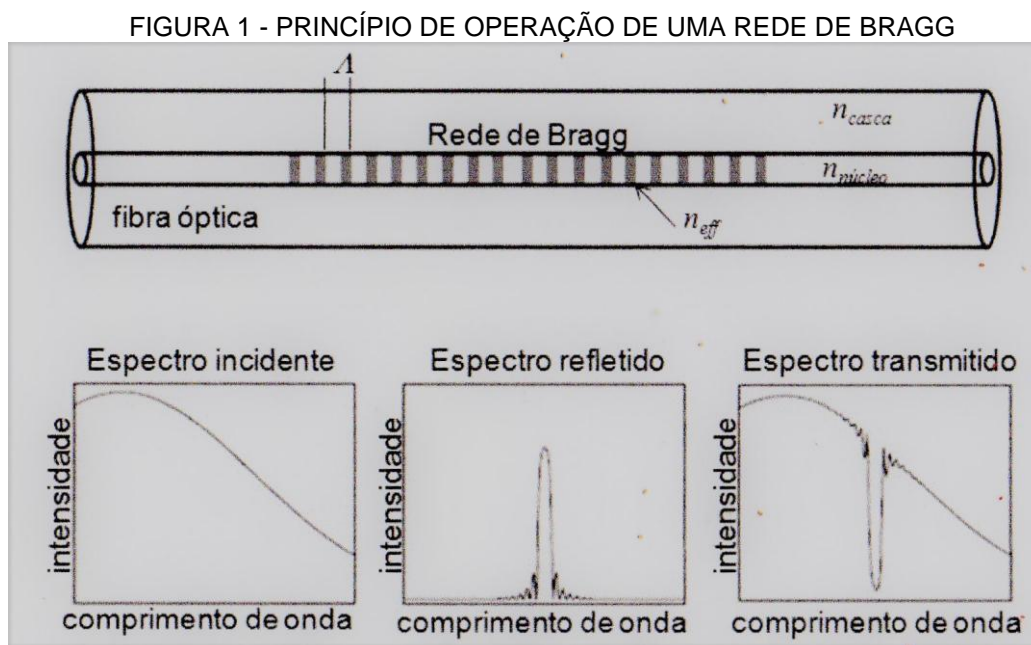
2.2.2 Redes de Bragg

O nome rede de Bragg é uma homenagem a Willian Henry Bragg e Willian Lawrence Bragg (pai e filho, respectivamente), ganhadores do prêmio Nobel de Física de 1915 pelos estudos de estruturas cristalinas utilizando difração de raios X (CARVALHO, 2010).

A gravação das redes em fibra ótica como sensores, está baseada na habilidade de se alterar o índice de refração do núcleo por meio da absorção ótica de luz UV. A fotossensibilidade permite a fabricação de estruturas, ou redes, obtidas pela alteração permanente do índice de refração do núcleo com padrão periódico ao longo da fibra. A modulação periódica do índice de refração atua como espelho seletivo de comprimentos de onda que satisfazem à condição de Bragg obtendo-se assim redes de Bragg (MILCZEWSKI et al., 2008).

O principio de operação de uma rede de Bragg em fibra ótica consiste em: a luz de uma fonte de banda larga percorre o núcleo da fibra e em seguida sofre um espelhamento (OTHONOS et al., 1999). Uma faixa do espectro de luz

centrado no comprimento de onda de Bragg é refletida e o restante é transmitido (FIGURA1).



Fonte ótica de banda larga incide no núcleo da fibra, parte do espectro é refletido e outra parte transmitido, em torno do comprimento de onda Bragg. FONTE: OTHONOS et al. (1999).

A fabricação de redes de Bragg pode ser feita de várias formas. Contudo, existem duas técnicas de fabricação que se destacam: técnica interferométrica e não-interferométrica.

O processo de gravação de uma rede em uma fibra ótica é bastante delicado e necessita de equipamentos especiais que operem em ambiente controlado e com pessoal treinado. Este refinamento das condições de medição é exigido em função da necessidade de se realizar deslocamentos da ordem de micrometros nos dispositivos de alinhamento da fibra ótica para gravação das Redes de Bragg (PUC RIO. Estado da arte em Redes de Bragg, 2017).

O sistema de leitura das redes de Bragg é composto por três módulos: circuito emissor, circuito ótico e circuito de demodulação. O circuito emissor é constituído por uma fonte de corrente modulada. O circuito ótico apresenta uma fonte ótica de banda larga.

A monitoração de redes de Bragg em fibra ótica pode ser feita mediante diferentes técnicas para a leitura de frequência ótica (comprimento de onda) (MARTELLI et al., 2004).

As redes de Bragg são populares devido a sua resistência a modulações na intensidade do sinal óptico, ou seja, a informação está contida não na intensidade da luz mas em um parâmetro espectral (comprimento de onda). Permitindo assim que várias redes de Bragg sejam contidas dentro de uma fibra óptica (DZIUDA, 2015).

A principal característica dos sensores de redes de Bragg em fibra óptica é sua sensibilidade a perturbações externas como compressão, tração, vibração, pressão ou variações de temperatura que alteram o comprimento de onda de Bragg refletido pela rede. A principal vantagem está na imunidade a interferências eletromagnéticas que afetam outros tipos de sensores (CARVALHO, 2010).

Tanto esforços mecânicos longitudinais quanto variações na temperatura provocam a variação do comprimento de onda de Bragg, indicando a alteração do parâmetro que está sendo monitorado (PUC RIO. Conceitos básicos de Redes de Bragg, 2017).

As redes de Bragg são utilizadas em diversas áreas de atuação mas principalmente na biomecânica e engenharia de reabilitação, devido as suas vantagens como pequeno tamanho, biocompatibilidade, inércia química, imunidade a interferência eletromagnética. Tais características as tornam adequadas para uso corporal, em estudos *in vivo* de monitoramento a longo prazo.

Elas têm sido utilizadas também na construção civil e naval, além de indústria automobilística e petroquímica. Afim de medir parâmetros como deformação, pressão, temperatura, umidade, deslocamento (FAKIH; OSMAN; ADIKAN, 2012).

Os primeiros estudos em Odontologia com redes de Bragg foram relatados em 2001. Em um destes estudos foi monitorado a pressão e temperatura em placas oclusais de indivíduos com apnéia. (TJIN et al., 2001).

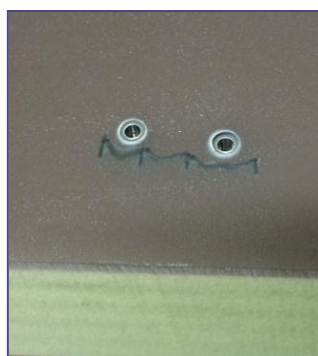
As redes de Bragg são utilizadas em diversos tipos de estudos biomédicos. Avaliação do comportamento biomecânico músculo-esquelético, da biomecânica dental em estudos de ortodontia (MILCZEWSKI et al., 2008), das características de materiais dentários como cimentos resinosos (KARAM et al., 2015), compósitos (ANTILLA et al., 2008) e gesso ((MILCZEWSKI et al., 2006), de exames médicos de imagem, da função respiratória ou cardíaca (DZIUDA, 2015).

3 MATERIAL E MÉTODOS

Foram selecionados dois implantes Cone Morse da marca Neodent (Curitiba, Brasil), com o diâmetro e comprimento de 4 e 15 milímetros, respectivamente.

Foi utilizado um osso artificial da marca Sawbones (Washington, USA), que apresenta propriedades de módulo de elasticidade semelhantes aos ossos cortical e medular naturais. Nele foram demarcadas, com o auxílio de um modelo, as distâncias entre os implantes (17 mm), simulando a necessidade de uma prótese sobre múltiplos implantes. A localização dos pilares de implante foi referente aos dentes 44 e 46, com ausência do dente 45. Os implantes foram inseridos no osso artificial com perfurações escalonadas com brocas indicadas pelo fabricante, na velocidade de 600 rpm em contra-ângulo redutor de velocidade, na proporção de 20:1 (W&H, Bürmoos Áustria). Em seguida, também com o auxílio do contra-ângulo, em velocidade reduzida (250 rpm), com 5 N/cm de torque final, eles foram aprofundados, ficando 1 milímetro abaixo da borda de perfuração (FIGURA 2).

FIGURA 2 – IMPLANTES INSERIDOS



Implantes inseridos no osso artificial Sawbones.

Sobre os implantes foram instalados os postes de moldagem (Neodent, Curitiba, Brasil) para a técnica aberta, unidos com fio dental e resina acrílica posteriormente (FIGURA 3).

FIGURA 3 – TRANSFERENTES



Postes de moldagem posicionados e unidos com fio dental.

No presente estudo foram selecionadas duas resinas acrílicas mais comumente utilizadas para unir postes de moldagem na implantodontia, resina acrílica GC Pattern LS e resina acrílica Duralay. As composições das resinas acrílicas utilizadas estão dispostas na TABELA 1.

TABELA 1 – COMPOSIÇÃO DAS RESINAS ACRÍLICAS

Resina Acrílica	Tipo	Composição	Fabricante
Duralay	Metacrilato	Copolímero de metacrilato plastificável, monômero de metacrilato, parafina, óleo mineral.	Reliance Dental Mfg Company, Illinois, EUA.
GC Pattern LS	Metacrilato	Polimetilmetacrilato, polietilmetacrilato, peróxido de benzoíla.	GC América, Illinois, EUA.

O pó e o líquido das resinas acrílicas foram pesados em uma balança analítica de precisão AUW220D (Shimadzu, North America) para padronizar a quantidade de resinas acrílicas utilizadas em cada esplintagem. Para ambas as resinas, foram utilizadas 0,14 g de pó e 0,05 g de líquido, que foram aplicados com um pincel de pelo de Marta fino, utilizando-se da técnica de Nealon, com a qual se molha o pincel no monômero e, em seguida, no copolímero da resina acrílica, para então ser levado em contato com o fio dental. Foi também padronizada a quantidade de dez pinceladas, sendo três para cada poste de moldagem e quatro sobre o fio dental entre os postes de moldagem.

Foram utilizados dois sensores de fibra ótica, sendo um deles posicionado próximo ao centro da esplintagem em contato direto com a resina acrílica; e outro posicionado no interior de uma agulha hipodérmica de 0,40 mm de diâmetro

(FIGURA 4). O sensor em contato com a resina acrílica é sensível às deformações e às variações de temperatura. O sensor posicionado no interior da agulha é sensível apenas às variações de temperatura. Dessa forma pode-se obter separadamente os valores das duas variáveis (FIGURA 5).

FIGURA 4 - POSICIONAMENTO DOS SENSORES

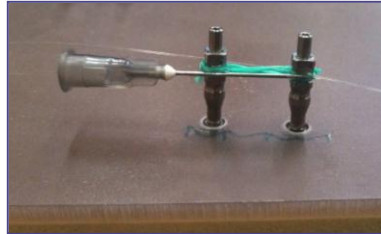
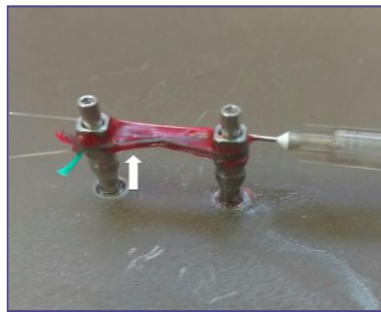


FIGURA 5 - APLICAÇÃO DA RESINA ACRÍLICA



Aplicação da resina acrílica unindo os postes de moldagem.
A seta indica a posição do sensor de fibra óptica em contato com a resina acrílica.

Os sensores iniciaram a medição logo após a colocação da resina acrílica (1 minuto em média) entre os postes de moldagem. O tempo total de medição foi de 34 minutos, polimerizando a barra como um todo, sem seccioná-la e reuni-la.

Os valores de contração máxima de polimerização (μStrain) e variação térmica máxima ($^{\circ}\text{C}$) foram obtidos em dois intervalos definidos: tempo 1 (T1) – de 0 a 17 minutos; e tempo 2 (T2) – de 17 a 34 minutos. Para análise estatística foram utilizados os testes de Normalidade de Kolmogorov-Smirnov, de homogeneidade de variância, com aplicação de ANOVA dois critérios e múltiplas comparações de Games Howell ($p < 0.05$).

4 APRESENTAÇÃO DOS RESULTADOS E DISCUSSÃO

4.1 RESULTADOS

A aplicação de ANOVA a dois fatores para a variável dependente contração máxima (μStrain) segundo a resina, apresentou valor de F igual a 120,57, que foi estatisticamente significativa, uma vez que $p < 0,05$, indicando existir diferença entre os valores médios dessa variável, independente de tempo (TABELA 2).

TABELA 2 – ESTATÍSTICA DESCRITIVA DE CONTRAÇÃO MÁXIMA DE POLIMERIZAÇÃO DAS RESINAS ACRÍLICAS UTILIZADAS NO ESTUDO.

Resina Acrílica	Média (μStrain)	Desvio padrão	N
Duralay	-349,31 ^a	109,4	28
GC Pattern LS	-99,84 ^b	54,02	28

* Letras minúsculas diferentes revelam diferenças estatísticas significativas na coluna ($p < 0,05$).

O mesmo procedimento, porém segundo o fator tempo, apresentou valor de F igual a 1,70, que foi estatisticamente não significativa, uma vez que $p > 0,05$, indicando não existir diferença entre os valores médios da variável dependente contração máxima (μStrain) segundo tempo, independente de resina (TABELA 3).

TABELA 3 - ESTATÍSTICA DESCRITIVA DOS VALORES DE CONTRAÇÃO MÁXIMA DE POLIMERIZAÇÃO SEGUNDO O TEMPO.

Tempo	Média (μStrain)	Desvio Padrão	N
T1	-209,77 ^a	135,77	28
T2	-239,38 ^a	168,12	28

* Letras minúsculas diferentes revelam diferenças estatísticas significativas na coluna ($p < 0,05$).

Com relação à interação entre resina x tempo, para a variável contração máxima (μStrain), o valor de F foi de 1,93, mostrando-se estatisticamente não significativa indicando não existir interação entre resina x tempo ($p > 0,05$). Para os dois tempos avaliados, a resina GC Pattern LS apresentou contração estatisticamente inferior à resina Duralay. Além disso, não houve diferenças

estatisticamente significantes entre os tempos para um mesmo material. (TABELA 4).

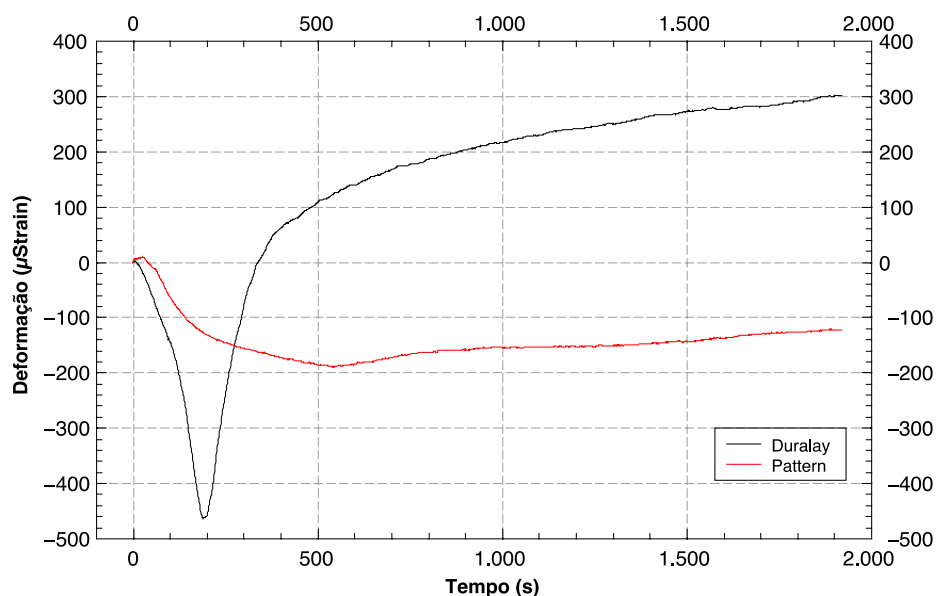
TABELA 4 - ESTATÍSTICA DESCRITIVA DA CONTRAÇÃO MÁXIMA DE POLIMERIZAÇÃO REFERENTE À INTERAÇÃO RESINA x TEMPO.

Resina	Média (μ Strain)	Desvio padrão	N
Acrílica/Tempo			
Duralay /T1	-318,73 ^a	99,93	14
Duralay /T2	-379,89 ^a	113,38	14
GC Pattern LS /T1	-100,8 ^b	52,2	14
GC Pattern LS /T2	-98,88 ^b	57,74	14

* Letras minúsculas diferentes revelam diferenças estatísticas significativas na coluna ($p < 0.05$).

No GRÁFICO 1 pode-se observar a curva média da contração de polimerização das resinas estudadas no tempo total de 0 a 34 minutos.

GRÁFICO 1 – CURVA MÉDIA DA CONTRAÇÃO DE POLIMERIZAÇÃO



Nesse experimento, as amostras de resina Duralay mostraram uma elevação acentuada da temperatura: o valor médio atingiu 43°C durante os primeiros três minutos. A resina GC Pattern LS demonstrou uma elevação de temperatura média de 16°C durante os dez minutos iniciais (TABELA 5).

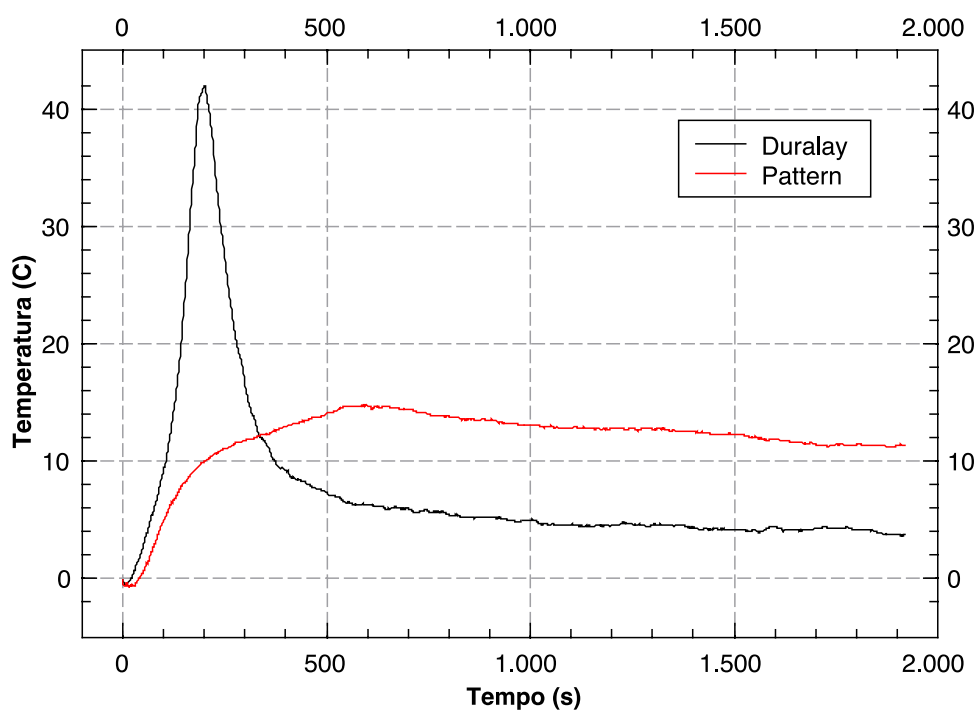
TABELA 5 - ESTATÍSTICA DESCRITIVA DA VARIAÇÃO MÁXIMA DE TEMPERATURA (°C) SEGUNDO DURALAY E GC PATTERN LS, E TEMPO 1 (T1) E TEMPO 2 (T2).

Resina x Tempo	Média (°C)	Desvio Padrão
Duralay/T1	43,43 ^a	4,94
Duralay/T2	5,45 ^b	3,35
GC Pattern LS/T1	15,88 ^c	0,91
GC Pattern LS/T2	16,24 ^c	0,93

* Letras minúsculas diferentes revelam diferenças estatísticas significativas na coluna ($p < 0.05$).

O aumento da temperatura inicial observado para a Duralay é seguido por uma diminuição e estabilização semelhante. A curva de resina GC Pattern LS mostrou apenas uma pequena redução na temperatura seguida por uma estabilização (GRÁFICO 2).

GRÁFICO 2 - CURVA MÉDIA DA VARIAÇÃO DE TEMPERATURA



4.2 DISCUSSÃO

A contração de polimerização nas resinas acrílicas é um fenômeno que ocorre devido à quebra da dupla ligação vinílica pelo radical livre e, conseqüentemente, união do monômero à cadeia em crescimento através de uma ligação covalente.

Li et al. (2007) relataram que as resinas acrílicas compostas por MMA/HEMA contém grupos funcionais sol-gel (sol é uma dispersão de partículas coloidais estável em um fluido, enquanto gel é um sistema formado pela estrutura rígida de partículas coloidais - gel coloidal ou de cadeias poliméricas - gel polimérico que imobiliza a fase líquida nos seus interstícios) que reduzem a contração de polimerização. No presente estudo observou-se que a GC Pattern LS demonstrou menores valores de contração máxima de polimerização que a Duralay estando de acordo com os achados de Li et al. (2007) e Cerqueira et al. (2012) e com as afirmações do fabricante da resina GC Pattern LS. O fenômeno de contração da Duralay foi seguido de uma expansão, enquanto que da GC Pattern LS demonstrou uma tendência à estabilização da curva. O estudo de Gibbs et al. mostrou não haver diferenças significativas para a contração volumétrica entre Duralay 5,72% (0,89) e GC Pattern de 5,07% (1,36).

Mojon et al. (1990) demonstraram que a contração de polimerização total da resina acrílica Duralay foi de 7% a 9% e que a contração máxima ocorreu nos primeiros 17 minutos à temperatura ambiente. Por esse motivo, o presente estudo comparou as diferenças de contração máxima de polimerização nos primeiros 17 minutos (tempo 1) e de 17 a 34 minutos (tempo 2). Os resultados do estudo não demonstraram diferenças estatísticas significativas para a deformação máxima segundo o tempo.

Após os 17 minutos iniciais de presa recomenda-se cortar o centro da esplintagem e reconectá-la com a mesma resina acrílica, com o objetivo de reduzir a contração de polimerização. Estudos como de Franco et al. (2015), Cerqueira et al. (2012) e Lee e Cho (2011) revelaram que, após esse procedimento, a contração dos materiais resinosos acrílicos realmente se reduziu, além de menores distorções serem obtidas, se comparada à técnica que apenas conecta os postes de moldagem.

Apesar do conhecimento dos dados acima mencionados, o intuito do presente estudo foi comparar a contração de polimerização das resinas acrílicas Duralay e GC Pattern LS, e não a técnica de esplintagem.

Além da contração de polimerização, as resinas acrílicas investigadas geram uma significativa energia térmica durante a reação de presa. Quando essas resinas são aplicadas diretamente sobre os postes de moldagem, elas podem transferir calor para os tecidos adjacentes, danificando a interface osso-implante (MOULDING; TEPLITSKY, 1990). O efeito do superaquecimento dos tecidos nessa interface pode causar estase vascular, necrose irreversível ou reabsorção do tecido ósseo e comprometer a capacidade de diferenciação óssea (ERIKSSON et al., 1982; ERIKSSON, ALBREKTSSON, 1984).

O presente estudo revelou o valor médio para a máxima alteração de temperatura de 43,4°C para a Duralay no tempo 1 e de 5,5°C para o tempo 2. A redução dos valores de temperatura no tempo 2 pode ser explicada pela menor mobilidade das cadeias carbônicas nessa fase se comparado à fase inicial da polimerização. Os valores referentes ao pico de temperatura da Duralay de 50°C obtidos no presente estudo estão de acordo com os estudos de Ko et al.(2006) e de Tapia et al. (2010) que demonstraram 56,7°C em 7,5 minutos utilizando-se de um termopar ligado a um termômetro digital.

A GC Pattern LS mostrou variação média de temperatura máxima de 18,1°C para o tempo 1 e 16,2°C para o tempo 2. Os valores de variação térmica mostraram-se mais elevados na resina Duralay quando comparada à GC Pattern LS e no tempo 1, se comparado ao tempo 2. A Duralay revelou elevados valores térmicos que podem danificar aos tecidos adjacentes, porém pode-se observar que no tempo 2 ela mostrou uma maior redução dessa variável quando comparada à GC Pattern LS. Considerando-se a variável temperatura, pode-se afirmar que a resina acrílica GC Pattern LS pode ser indicada para uma utilização mais generalizada, por apresentar menores riscos biológicos.

5 CONSIDERAÇÕES FINAIS

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

- A resina acrílica GC Pattern LS revelou menores valores de contração máxima de polimerização que a resina Duralay. Isso revela a maior passividade da GC Pattern LS em moldagens abertas;
- A variação da temperatura máxima foi maior para a resina acrílica Duralay;
- O tempo de polimerização não influenciou nos valores de contração de polimerização;
- A variação de temperatura máxima foi menor para o tempo 2 em ambas as resinas acrílicas.

5.1 RECOMENDAÇÕES PARA TRABALHOS FUTUROS

Futuros estudos devem investigar a transferência de calor dos postes de moldagem para as estruturas biológicas adjacentes.

REFERÊNCIAS

- ANTILLA, E.J.; KRINTILA, O.H.; LAURILA, T.K.; LASSILA, L.V.J.; HERNBERG, R.G.R. Evaluation of polymerization shrinkage and hydroscopic expansion of fibre-reinforced biocomposites using optical fiber Bragg grating sensors. **Dent Mat.** v.24, n.12, p.1720-1727, dez. 2008.
- ANUSAVICE, K. J.; SHEN, C.; RAWLS, H.R. **Phillips materiais dentários**. 12.ed. Rio de Janeiro: Elsevier,2013.
- BEUMER, III.J.; LEWIS, S.G. **Sistema de implantes Branemark procedimentos clinicos de laboratorio**. São Paulo: Pancast, 2013.
- BRANEMARK, P.I.; ZARB G.A.; ALBREKTSSON, T. Tissue integrated prosthesis: osseointegration in clinical dentistry. **J Prosthet Dent.** v.54, n.4, p.611-612, 1985.
- CARR, A.B.; SOKOL, J. Accuracy of casts produced by the Nobelpharma impression techniques [abstract 198]. **J Dent Res.** v.70, ed especial, p.290. 1991.
- CARVALHO, M.C. **Redes de bragg em fibras ópticas poliméricas (FOP)**. 305f. Tese (Doutorado em ciência dos materiais) - Instituto Militar de Engenharia, Rio de Janeiro, 2010.
- CERQUEIRA, N.M.; OZCAN, N. M.; GONÇALVES, M.; ROCHA, D.M.; VASCONCELLOS, D.K.; BOTTINO, M.A.; SALIHOGLU, E.Y. A strain gauge analysis of microstrain induced by various splinting methods and acrylic resin types for implant impressions. **Int J Oral Maxillofac Implants.** v.27, n.2, p. 341-345, mar-abr.2012.
- Duralay (Reliance Dental MFG Company, Illinois, EUA).
- DZIUDA, L. Fiber-optic sensors for monitoring patient physiological parameters: a review of applicable technologies and relevance to use during magnetic resonance imaging procedures. **J Biomed Opt.** v.20, n.1, 010901, jan. 2015.
- ERIKSSON, A.R.; ALBREKTSSON, T.; GRANE, B.; MCQUEEN, D. Thermal injury to bone: A vital-microscopic description in the rabbit. **Int J Oral Surg.** v.11, n. 2, p. 115-121, abr. 1982.
- ERIKSSON, A.R.; ALBREKTSSON, T. Assessment of bone viability after heat trauma: A histological, histochemical and vital microscopic study in the rabbit. **Scand J Plast Reconstruct Surg.** v.18, n. 3, p. 261-268, 1984.

FAKIH, E.A.; OSMAN, N.A.A.; ADIKAN, F.R.M. The Use of Fiber Bragg Grating Sensors in Biomechanics and Rehabilitation Applications: The State-of-the-Art and Ongoing Research Topics. **Sensors**. v.12, n.10, p. 12890-12926. 2012.

FONTES, C.B.B. **Caracterização e propriedades das resinas acrílicas de uso odontológico - um enfoque voltado para a biossegurança**. 121f. Tese (Doutorado em Ciência dos Materiais) - Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2007.

FRANCO, A.P.G.O.; KARAM, L.Z.; GALVÃO, J.R.; KALINOWSKI, H.J. Evaluation of shrinkage polymerization and temperature of different acrylic resins used to splinting transfer copings in indirect impression technique. In: THE 24th INTERNATIONAL CONFERENCE ON OPTICAL FIBRE SENSORS (OFS23), 2015.Curitiba. Published in **SPIE Proceedings** vol. 9634.

GC AMERICA. GC Pattern LS low shrinkage modelling resin tips and tricks: technique and handling of GC Pattern Resin. 2009;1-12. Disponível em: <http://www.gcamerica.com/lab/products/PATTERN_RESIN_LS/pattern_resin_tech_guide.pdf> Acesso em: 10 mar. 2017.

GIBBS, S.B.; VERSLUIS, A.; TANTBIROJN, D.; AHUJA, S. Comparison of polymerization shrinkage of pattern resins. **J Prosthet Dent**. v.12, n.6, p. 293-298, ago. 2014.

HERBST, D.; NEL, J.C.; DRIESSEN, C.H.; BECKER, P.J. Evaluation of impression accuracy for osseointegrated implant supported superstructures. **J Prosthet Dent**. v.83, n.5, p.555-561, mai. 2000.

HILL, K.O.; MALO, B.; BILODEAU, F.; JOHNSON, D.C. Photosensitivity in optical fibres. **Material Science**. v.23, p.125-157, 1993.

JÚNIOR, I.L.; LUCAS, B.L.; GOMIDE, H.A.; GOMES, V.L. Impression Techniques for Multiple Implants: A Photoelastic Analysis. Part II: Comparison of Four Acrylic Resins. **Journal of Oral Implantology**. v.39, n.5, p.545-549, out. 2013.

KARAM, L.Z.; FRANCO, A.P.G.O.; PULIDO, C.A.; GOMES, O.M.N.; KALINOWSKI, H.J. In vitro and in situ fiber Bragg grating sensor analysis of two dental resin cements. **J Lightwave Technol**. v.33, n.12, p.2543-2548, 2015.

KARAM, L. Z. ; FRANCO, A.P.G.O.; TOMAZINHO, P. ; KALINOWSKI, H. J. . Validation of sterilization methods in FBG sensors for in vivo experiments. In: Latin American Optics and Photonics Conference, 2012, Maresias. Latin American Optics and Photonics Technical Digest, 2012.

KO, M.J.; PAE, A.; KIM, S.H. In vitro study on exothermic reaction of polymer-based provisional crown and fixed partial denture materials measured by differential scanning calorimetry. **J Kore Academ Prosthodont**. v.44, n.6, p.690-696, dez. 2006.

KWON, T.Y.; HA, J.Y.; CHUN, J.N.; FILHO, J.S.; KIM, K.H. Effects of prepolymerized particle size and polymerization kinetics on volumetric shrinkage of dental modeling resins. **Biomed Res Int**. v. 2014. 2014.

LEE, S.J.; CHO, S.B. Accuracy of five implant impression technique effect of splinting material and methods. **J Adv Prosthodont**. v.3, n.4, p.177-185, dez. 2011.

LI, S.; SHAH, H.; HSIEH, A.J.; HAGHIGHAT, R.; PRAVEEN, S.S.; MUKHERJEE, I. et al. Characterization of poly (2-hydroxyethyl methacrylate-silica) hybrid materials with different silica contents. **Polymer**. v.48, n.14, p.3982-3989, 2007.

MARTELLI, C.; SILVA, J.C.C.; NOVAES, P.J.D.; KALINOWSKI, H.J.. Sistema de Leitura de Redes de Bragg para Medidas Estáticas e Dinâmicas. **Revista de Física Aplicada e Instrumentação**. v.17, n.1, p.22-29, mar. 2004.

MCDONNELL, T.; HOUSTON, F.; BYRNE, D.; GORMAN, C.; CLAFFEY, N. The effect of time lapse on the accuracy of two acrylic resins used to assemble an implant framework for soldering. **J Prosthet Dent**. v.91, n.6, p.538-540, jun. 2004.

MILCZEWSKI, M.S.; SILVA, J.C.; ABE, I.; CARVALHO, L.M.; FERNANDES, R.C.; KALINOWSKI, H.J.; NOGUEIRA, R. et al. FBG Application in the determination of setting expansion of dental materials. **Meas Sci Technol**. v.17, n. 5, p.1152-1156, 2006.

MILCZEWSKI, M.S.; SILVA, J.C.C.; PATERNO, A.S.; KULLER, F.; KALINOWSKI, H.J. Measurement of composite shrinkage using a fibre optic Bragg grating sensor. **J Biomat Sci Polym Edn**. v.18. n.4, p.383-392, 2007.

MILCZEWSKI, M.S.; SILVA, J.C.C.; ABE, I.; SIMÕES, J.A.; PATERNO, A.S.; KALINOWSKI, H.J. Avaliação de forças ortodônticas através de sensores em fibra óptica. **Revista da Associação Portuguesa de Análise Experimental de Tensões**. v.15, p39-49, 2008.

MOJON, P.; OBERHOLZER, J.P.; MEYER, J.M.; BELSER, U.C. Polymerization shrinkage of index and pattern acrylic resins. **J Prosthet Dent**. v.64, n.6, p.684-688, dez. 1990.

MOULDING, M.B.; TEPLITSKY, P.K. Interpulpal temperature during direct fabrication of provisional restorations. **Int J Prosthodont.** v.3, n.3, p.293-304, mai-jun. 1990.

NEJATIDANESH, F.; MOMENI, G.; SAVABI, O. Flexural strength of interim resin materials for fixed prosthodontics. **J Prosthodont.** v.18, n.6, p.507-511, ago. 2009.

OTHONOS, A.; KALLI, K.; PUREUR, D.; MUGNIER, A. **Fiber Bragg grating: fundamentals and applications in telecommunications and sensing.** London: Artech House. 1999.

PUC RIO. Conceitos básicos de Redes de Bragg. Disponível em: <https://www.maxwell.vrac.puc-rio.br/9243/9243_3.PDF>. Acesso em: 10 jan 2017.

PUC RIO. Estado da arte em Redes de Bragg. Disponível em: <https://www.maxwell.vrac.puc-rio.br/18805/18805_4.PDF>. Acesso em: 10 jan.2017.

RELIANCE DENTAL BRASIL. Disponível em: <<http://www.reliancedentalbrasil.com.br/produtos.html>>. Acesso em: 5 mar. 2017.

SKINNER EW. Acrylic resins: an appraisal of their use in dentistry. **J Am Dent Assoc.** v.39, n.3, p.261-268, set. 1949.

TAPIA, S.R.; VALENZUELA, A.V.; ZAMONARO, P.X.; BAENA, A.R. Cuantificación de la generación térmica en acrílicos de autopolimerización. **Av Odontostomatol.** v.26, n.2, p.91-96, mar-abr.2010

TJIN, S.C.; TAN, Y.K.; YOW, M.; HAO, J. Recording compliance of dental splint use in obstructive sleep apnoea patients by force and temperature modeling. **Medicine and Biology Engineering Computing.** v.39, n.2, p.182-184, mar. 2001.

GLOSSÁRIO

Fotossensibilidade - Propriedade que têm os corpos de sofrer alterações sob a ação da luz.

Índice de refração - O desvio que a luz sofre quando passa de um meio para outro, depende da velocidade da luz nos dois meios. A grandeza física que relaciona as velocidades nos dois meios, é o índice de refração.

Refração - Desvio que sofre a direção de uma onda (de luz, calor ou som) que se propaga num certo meio ao passar obliquamente para outro meio no qual a velocidade de propagação sofre alteração.

ANEXO - ARTIGO PUBLICADO

Biomaterials


 CLRD
 Clinical and Laboratorial
 Research in Dentistry

Redes de Bragg utilizadas para mensuração da contração de polimerização de duas resinas acrílicas na moldagem aberta de prótese sobre implantes

• **Moira Fatiga** Universidade Federal do Paraná, Curitiba, PR, Brasil • **Leandro Zen Karam** Universidade Tecnológica Federal do Paraná, Curitiba, PR, Brasil; Pontifícia Universidade Católica do Paraná, Curitiba, PR, Brasil • **Nerildo Luiz Ulbrich** Universidade Federal do Paraná, Curitiba, PR, Brasil • **Hypolito José Kalinowski** Universidade Tecnológica Federal do Paraná, Curitiba, PR, Brasil • **Ana Paula Gebert de Oliveira Franco** Pontifícia Universidade Católica do Paraná, Curitiba, PR, Brasil; Universidade Tecnológica Federal do Paraná, Curitiba, PR, Brasil.

RESUMO | *Objetivo:* O objetivo do estudo foi comparar a contração máxima de polimerização e a variação máxima de temperatura de duas resinas acrílicas utilizadas na união dos postes de moldagem por meio de sensores de redes de Bragg. *Material e Métodos:* Dois implantes Cone Morse (Neodent) foram inseridos em um osso artificial. Sobre os implantes foram adaptados dois postes de moldagem que foram unidos com fio dental e resina acrílica. Para o estudo foram selecionadas duas resinas acrílicas: Duralay e GC Pattern LS. Foram posicionados dois sensores de fibra ótica: um em contato com a resina e outro no interior de uma agulha. As deformações máximas (μ Strain) e a variação de temperatura máxima ($^{\circ}$ C) foram medidas durante 34 minutos ($N = 28$). Os dados foram analisados por meio da ANOVA a dois critérios e teste de múltiplas comparações de Games Howell ($p < 0,05$). *Resultados:* A Duralay apresentou maior contração de polimerização que a GC Pattern LS. O tempo não influenciou nos valores de contração de polimerização, mas influenciou na variação de temperatura máxima. *Conclusão:* A resina acrílica GC Pattern LS revelou menores valores de contração máxima de polimerização que a resina Duralay. Em contrapartida, A Duralay apresentou maiores valores de temperatura que a GC Pattern LS.

DESCRITORES | Resina; Contração; Polimerização; Temperatura; Moldagem; Implantodontia.

ABSTRACT | **Bragg gratings used to measure the shrinkage polymerization of two acrylic resins in opened molding prosthesis on implants** • *Objective:* The aim of this study was to compare the maximum polymerization shrinkage and maximum temperature variation of two acrylic resins used to join transfer copings through Bragg's grating sensors. *Method:* Two Morse Taper (Neodent) implants were inserted into an artificial bone (Sawbones), and two transfer copings were screwed at the implants and joint with dental floss and acrylic resin. Two acrylic resins were selected for the study: Duralay and GC Pattern LS. Two fiber optical sensors were placed, one in contact with the resin and another inside a needle. The maximum deformation (μ Strain) and the maximum temperature variation ($^{\circ}$ C) were measured during 34 minutes ($N = 28$). Data were analyzed using two way ANOVA and Games Howell multiple comparisons test ($p < 0.05$). *Results:* Duralay showed higher polymerization shrinkage than the GC Pattern LS. Time did not influence the polymerization shrinkage values, but influenced the maximum temperature variation. *Conclusion:* The acrylic resin GC Pattern LS revealed lower maximum shrinkage values than Duralay, and Duralay presented higher maximum temperature values than GC Pattern LS.

DESCRIPTORS | Resin; Shrinkage; Polymerization; Temperature; Impression; Implantology.

AUTORA CORRESPONDENTE | **Ana Paula Gebert de Oliveira Franco** Universidade Tecnológica Federal do Paraná • Rua Niccolò Paganini, 415, Vista Alegre Curitiba, PR, Brasil • 80820-180 E-mail: anapaula.gebert@gmail.com

• Received May 03, 2015 • Accepted Jun 15, 2015
 • DOI <http://dx.doi.org/10.11606/issn.2357-8041.clrd.2015.118419>

- Redes de Bragg utilizadas para mensuração da contração de polimerização de duas resinas acrílicas

INTRODUÇÃO

Os implantes dentários foram criados no ano de 1969 para reabilitar de forma funcional e estética dentes perdidos devido a cáries extensas, fraturas e problemas periodontais, sendo aperfeiçoados, no que se refere à osseointegração, por Branemark nos anos 1990.¹ Atualmente uma grande porcentagem das pessoas que apresentam perdas dentárias unitárias ou múltiplas optam pela reabilitação por meio da prótese sobre implantes.

A prótese sobre implantes deve ser construída de forma individual para cada paciente, de modo que o cirurgião-dentista deve utilizar componentes de moldagem e protéticos para essa finalidade. No caso de perdas dentárias múltiplas, preconiza-se a técnica da moldagem aberta,² na qual são utilizados postes de moldagem unidos com fio dental e resina acrílica, com o objetivo de determinar a passividade dos componentes, ou seja, que os postes de moldagem não se movam durante a inserção e remoção da moldeira. Essa esplintagem facilita que o técnico em prótese possa obter o encaixe preciso do poste de moldagem à plataforma do implante, que pode ser de formato triangular, quadrangular ou hexagonal. Caso os postes de moldagem não sejam unidos de forma rígida e estável, pode ocorrer desadaptação da coroa protética sobre o implante na boca do paciente.

As resinas acrílicas frequentemente utilizadas para unir os postes de moldagem são a Duralay (Reliance Dental MFG Company, Illinois, EUA) e a GC Pattern LS (GC America, Illinois, EUA). A contração de polimerização e a exotermia são características inerentes às resinas acrílicas.³ Além de modificações na composição resina acrílica, a técnica de união dos postes de moldagem visa também reduzir a contração de polimerização. Nela os postes de moldagem são unidos, e após a polimerização inicial da resina (por volta de 15 minutos), a esplintagem é seccionada com um disco de carborundum

ou ponta diamantada em alta rotação e a união é restabelecida com uma pequena porção da mesma resina acrílica.⁴

Sensores de fibra ótica têm sido aplicados em estudos biomédicos em análises de materiais odontológicos,⁵ como cimentos resinosos⁶⁻⁸ e resinas acrílicas,⁹ e na validação de métodos de esterilização de materiais. Os sensores caracterizam-se pela capacidade de detecção de alterações térmicas e deformações mecânicas.

A contração de polimerização das resinas acrílicas utilizadas na união de postes de moldagem foi estudada por meio de medidores de tensão,¹⁰ dilatômetro⁴ e microscópio reflex¹¹, mas apresentam menor sensibilidade se comparados aos sensores de fibra ótica.

Os fabricantes da resina Pattern GC LS¹² afirmam a menor contração de polimerização e exotermia desse material. Entretanto, não existem estudos que examinaram essas propriedades com equipamentos que apresentem elevada sensibilidade e as investiguem simultaneamente.

O objetivo do estudo foi comparar a contração máxima de polimerização e a variação máxima de temperatura de duas resinas acrílicas utilizadas na união dos postes de moldagem por meio de sensores de redes de Bragg.

MATERIAL E MÉTODOS

Foram selecionados dois implantes Cone Morse da marca Neodent (Curitiba, Brasil), com o diâmetro e comprimento de 4 e 15 milímetros, respectivamente.

Foi utilizado um osso artificial da marca Sawbones (Washington, EUA) que apresenta propriedades de módulo de elasticidade semelhantes aos ossos cortical e medular naturais. Nele foram demarcadas, com o auxílio de um modelo, as distâncias entre os implantes (17 mm), simulando a necessidade de uma prótese sobre múltiplos implantes. A localização dos pilares de implante foi

referente aos dentes 44 e 46, com ausência do dente 45. Os implantes foram inseridos no osso artificial com perfurações escalonadas com brocas indicadas pelo fabricante, na velocidade de 600 rpm em contra-ângulo redutor de velocidade, na proporção 20:1 (W&H, Bürmoos, Áustria). Em seguida, também com o auxílio do contra-ângulo, em velocidade reduzida (250 rpm), com 5 N. cm de torque final, eles foram aprofundados, ficando 1 milímetro abaixo da borda de perfuração.

Sobre os implantes, foram instalados os postes de moldagem (Neodent, Curitiba, Brasil) para a técnica aberta, unidos com fio dental e resina acrílica posteriormente.

No presente estudo foram selecionadas duas resinas acrílicas mais comumente utilizadas para unir postes de moldagem na implantodontia. As composições das resinas acrílicas utilizadas estão dispostas na Tabela 1.

Tabela 1 | Composição das resinas acrílicas utilizadas no estudo.

Resina acrílica	Tipo	Composição	Fabricante
Duralay	Metacrilato	Copolímero de metacrilato plastificável, monômero de metacrilato, parafina, óleo mineral.	Reliance Dental Mfg Company, Illinois, EUA.
GC Pattern LS	Metacrilato	Polimetilmetacrilato, polietilmetacrilato, peróxido de benzoíla.	GC América, Illinois, EUA.

O pó e o líquido das resinas acrílicas foram pesados em uma balança analítica de precisão AUW220D (Shimadzu, América do Norte) para padronizar a quantidade de resinas acrílicas utilizadas em cada esplintagem. Para ambas as resinas acrílicas, foram utilizadas 0,14 g de pó e 0,05 g de líquido, que foram aplicados com um pincel de pelo de Marta fino utilizando a técnica de Nealon, com a qual se molha o pincel no monômero e, em seguida, no copolímero da resina acrílica, para então ser levado em contato com o fio dental. Foi também padronizada a quantidade de dez pinceladas, sendo três para cada poste de moldagem e quatro sobre o fio dental entre os postes de moldagem.

Foram utilizados dois sensores de fibra ótica, sendo um deles posicionado próximo ao centro da esplintagem em contato direto com a resina acrílica; e outro posicionado no interior de uma agulha hipodérmica de 0,4 mm de diâmetro. O sensor em contato com a resina acrílica é sensível

às deformações e às variações de temperatura. O sensor posicionado no interior da agulha é sensível apenas às variações de temperatura. Dessa forma pode-se obter separadamente os valores das duas variáveis.

Os sensores iniciaram a medição logo após a colocação da resina acrílica (1 minuto em média) entre os postes de moldagem. O tempo total de medição foi de 34 minutos, polimerizando a barra como um todo, sem seccioná-la e reuni-la.

Os valores de contração máxima de polimerização (μ Strain) e variação térmica máxima ($^{\circ}$ C) foram obtidos em dois intervalos definidos: tempo 1 (T1) – de 0 a 17 minutos; e tempo 2 (T2) – de 17 a 34 minutos. Para análise estatística, foram utilizados os testes de normalidade de Kolmogorov-Smirnov, de homogeneidade de variância, com aplicação de ANOVA a dois critérios e múltiplas comparações de Games Howell ($p < 0,05$).

- Redes de Bragg utilizadas para mensuração da contração de polimerização de duas resinas acrílicas

RESULTADOS

A aplicação de ANOVA a dois fatores para a variável dependente “contração máxima” (μStrain), segundo a resina, apresentou valor de F igual a 120,57, que foi estatisticamente significativa, uma vez que $p < 0,05$, indicando existir diferença entre os valores médios dessa variável, independente de tempo (Tabela 2).

O mesmo procedimento, porém segundo o fator tempo, apresentou valor de F igual a 1,70, que foi estatisticamente não significativa, uma vez que $p > 0,05$, indicando não existir diferença entre os valores médios da variável dependente “contração máxima” (μStrain) segundo tempo, independente de resina (Tabela 3).

Tabela 2 | Estatística descritiva de contração máxima de polimerização das resinas acrílicas utilizadas no estudo.

Resina acrílica	Média (μStrain)	Desvio padrão	N
Duralay	-349,31 ^a	109,4	28
GC Pattern LS	-99,84 ^b	54,02	28

* Letras minúsculas diferentes revelam diferenças estatísticas significativas na coluna ($p < 0,05$).

Tabela 3 | Estatística descritiva dos valores de contração máxima de segundo o tempo.

Tempo	Média (μStrain)	Desvio padrão	N
T1	-209,77 ^a	135,77	28
T2	-239,38 ^a	168,12	28

* Letras minúsculas diferentes revelam diferenças estatísticas significativas na coluna ($p < 0,05$).

Com relação à interação entre resina \times tempo, para a variável “contração máxima” (μStrain), o valor de F foi de 1,93, mostrando-se estatisticamente não significativo e indicando não existir interação entre resina \times tempo ($p > 0,05$). Para os dois

tempos avaliados, a resina GC Pattern LS apresentou contração estatisticamente inferior à resina Duralay. Além disso, não houve diferenças estatisticamente significativas entre os tempos para um mesmo material (Tabela 4).

Tabela 4 | Estatística descritiva da contração máxima referente à interação resina \times tempo.

Resina acrílica/tempo	Média (μStrain)	Desvio padrão	N
Duralay/T1	-318,73 ^a	99,93	14
Duralay/T2	-379,89 ^a	113,38	14
GC Pattern LS/T1	-100,8 ^b	52,2	14
GC Pattern LS/T2	-98,88 ^b	57,74	14

* Letras minúsculas diferentes revelam diferenças estatísticas significativas na coluna ($p < 0,05$).

No Gráfico 1 pode-se observar a curva média da contração de polimerização das resinas estudadas no tempo total de 0 a 34 minutos.

Nesse experimento, as amostras de resina Duralay mostraram uma elevação acentuada da

temperatura: o valor médio atingiu 43°C durante os primeiros três minutos. A resina GC Pattern LS demonstrou uma elevação de temperatura média de 16°C durante os dez minutos iniciais (Tabela 5).

Gráfico 1 | Curva média da Contração de polimerização das resinas acrílicas estudadas.

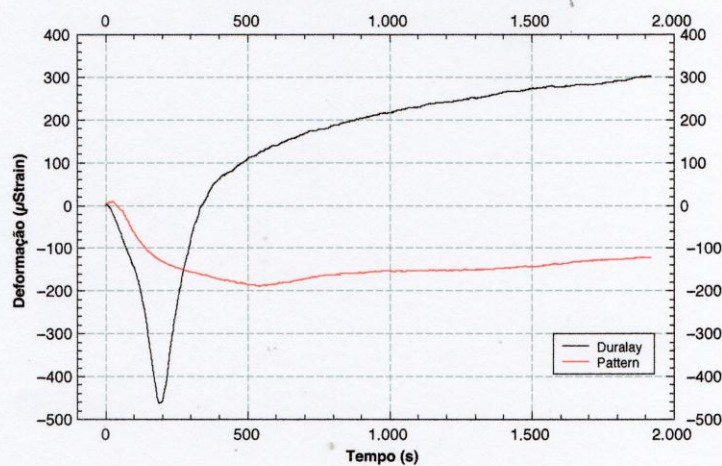


Tabela 5 | Estatística descritiva da variação máxima de temperatura (°C) segundo Duralay e GC Pattern LS, e Tempo 1 (T1) e Tempo 2 (T2).

Resina × tempo	Média (°C)	Desvio padrão
Duralay/T1	43,43 ^a	4,94
Duralay/T2	5,45 ^b	3,35
GC Pattern LS/T1	15,88 ^c	0,91
GC Pattern LS/T2	16,24 ^c	0,93

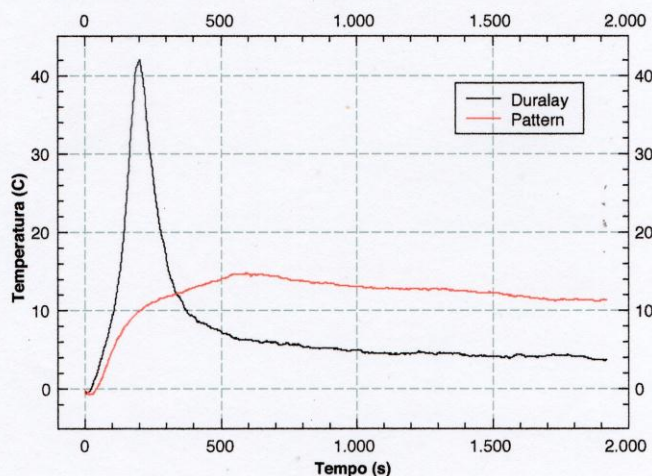
* Letras minúsculas diferentes revelam diferenças estatísticas significativas na coluna ($p < 0,05$).

O aumento da temperatura inicial observado para a Duralay é seguido por uma diminuição e estabilização semelhante. A curva de resina GC

Pattern LS mostrou apenas uma pequena redução na temperatura seguida por uma estabilização (Gráfico 2).

- Redes de Bragg utilizadas para mensuração da contração de polimerização de duas resinas acrílicas

Gráfico 2 | Curva média da variação de temperatura das resinas acrílicas estudadas.



DISCUSSÃO

A contração de polimerização nas resinas acrílicas é um fenômeno que ocorre devido à quebra da dupla ligação vinílica pelo radical livre e, conseqüentemente, união do monômero à cadeia em crescimento através de uma ligação covalente.

Li et al.¹³ relataram que as resinas acrílicas compostas por MMA/HEMA contêm grupos funcionais sol-gel (sol é uma dispersão de partículas coloidais estável em um fluido, enquanto gel é um sistema formado pela estrutura rígida de partículas coloidais – gel coloidal ou de cadeias poliméricas – gel polimérico que imobiliza a fase líquida nos seus interstícios) que reduzem a contração de polimerização. No presente estudo observou-se que a GC Pattern LS demonstrou menores valores de contração máxima de polimerização que a Duralay, estando de acordo com os achados desses autores,¹³ de Cerqueira et al.¹⁰ e com as afirmações do fabricante da resina GC Pattern LS.¹² O fenômeno de contração da Duralay foi seguido de uma expansão, enquanto a GC Pattern LS demonstrou uma tendência

à estabilização da curva. O estudo de Gibbs et al.¹⁴ mostrou não haver diferenças significativas para a contração volumétrica entre Duralay 5,72% (0,89) e GC Pattern de 5,07% (1,36).

Mojon et al.⁴ demonstraram que a contração de polimerização total da resina acrílica Duralay foi de 7% a 9% e que a contração máxima ocorreu nos primeiros 17 minutos à temperatura ambiente. Por esse motivo, o presente estudo comparou as diferenças de contração máxima de polimerização nos primeiros 17 minutos (tempo 1) e de 17 a 34 minutos (tempo 2). Os resultados do estudo não demonstraram diferenças estatísticas significativas para a deformação máxima segundo o tempo.

Após os 17 minutos iniciais de presa, recomenda-se cortar o centro da espiantagem e reconectá-la com a mesma resina acrílica, com o objetivo de reduzir a contração de polimerização. Estudos como o de Franco et al.⁹, Cerqueira et al.¹⁰ e Lee et al.¹⁵ revelaram que, após esse procedimento, a contração dos materiais resinosos acrílicos realmente se reduziu, além de menores distorções serem obtidas, se comparada

à técnica que apenas conecta os postes de moldagem. Apesar do conhecimento dos dados mencionados, o intuito do presente estudo foi comparar a contração de polimerização das resinas acrílicas Duralay e GC Pattern LS, e não a técnica de esplintagem.

Além da contração de polimerização, as resinas acrílicas investigadas geram uma significante energia térmica durante a reação de presa. Quando essas resinas são aplicadas diretamente sobre os postes de moldagem, elas podem transferir calor para os tecidos adjacentes, danificando a interface osso-implante.¹⁶ O efeito do superaquecimento dos tecidos nessa interface pode causar estase vascular, necrose irreversível ou reabsorção do tecido ósseo e comprometer a capacidade de diferenciação óssea.^{17,18}

O presente estudo revelou o valor médio para a máxima alteração de temperatura de 43,4°C para a Duralay no tempo 1 e de 5,5°C para o tempo 2. A redução dos valores de temperatura no tempo 2 pode ser explicada pela menor mobilidade das cadeias carbônicas nessa fase, se comparada à fase inicial da polimerização. Os valores referentes ao pico de temperatura da Duralay de 50°C obtidos no presente estudo estão de acordo com os estudos de Ko et al.¹⁹ e de Tapia Silva et al.,²⁰ que demonstraram 56,7°C em 7,5 minutos, utilizando um termopar ligado a um termômetro digital.

A GC Pattern LS mostrou variação média de temperatura máxima de 18,1°C para o tempo 1 e 16,2°C para o tempo 2. Os valores de variação térmica mostraram-se mais elevados na resina Duralay quando comparada à GC Pattern LS e no tempo 1, se comparado ao tempo 2. A Duralay revelou elevados valores térmicos que podem danificar os tecidos adjacentes, porém pode-se observar que no tempo 2 ela mostrou maior redução dessa variável quando comparada à GC Pattern LS. Considerando a variável temperatura, pode-se afirmar que a resina acrílica GC Pattern LS pode ser indicada para uma utilização mais generalizada, por apresentar menores riscos biológicos.

Futuros estudos devem investigar a transferência de calor dos postes de moldagem para as estruturas biológicas adjacentes.

CONCLUSÃO

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

- A resina acrílica GC Pattern LS revelou menores valores de contração máxima de polimerização que a resina Duralay. Isso revela maior passividade da GC Pattern LS em moldagens abertas;
- A variação da temperatura máxima foi maior para a resina acrílica Duralay;
- O tempo de polimerização não influenciou nos valores de contração de polimerização;
- A variação de temperatura máxima foi menor para o tempo 2 em ambas as resinas acrílicas.

REFERÊNCIAS

1. Branemark PI, Zarb GA, Albrektsson T. Tissue-integrated prosthesis: osseointegration in clinical dentistry. *J Prosthet Dent.* 1985;54(4):611-2. doi: [http://dx.doi.org/10.1016/0022-3913\(85\)90460-3](http://dx.doi.org/10.1016/0022-3913(85)90460-3).
2. Carr AB, Sokol J. Accuracy of casts produced by the Nobel-pharma impression techniques. *J Dent Res.* 1991;70(special issue):290.
3. Skinner EW. Acrylic resins: an appraisal of their use in dentistry. *J Am Dent Assoc.* 1949;39(3):261-8. doi: <http://dx.doi.org/10.14219/jada.archive.1949.0217>.
4. Mojon P, Oberholzer JP, Meyer JM, Belser UC. Polymerization shrinkage of index and pattern acrylic resins. *J Prosthet Dent.* 1990;64(6):684-8. doi: [http://dx.doi.org/10.1016/0022-3913\(90\)90296-0](http://dx.doi.org/10.1016/0022-3913(90)90296-0).
5. Milczewski MS, Silva JCC, Abe I, Carvalho LM, Fernandes RC, Kalinowski HJ, et al. FBG application in the determination of setting expansion of dental materials. *Meas Sci Technol.* 2006;17(5):1152-6. doi: [10.1117/12.623633](https://doi.org/10.1117/12.623633).
6. Milczewski MS, Silva JCC, Paterno AS, Kuller F, Kalinowski HJ. Measurement of composite shrinkage using a fibre optic Bragg grating sensor. *J Biomat Sci Polym Edn.* 2007;18(4):383-92. doi: [10.1163/156856207780425004](https://doi.org/10.1163/156856207780425004).

• Redes de Bragg utilizadas para mensuração da contração de polimerização de duas resinas acrílicas

7. Antilla EJ, Krintilä OH, Laurila TK, Lassila LV, Valittu PK, Hernberg RG. Evaluation of polymerization shrinkage and hydropscopic expansion of fiber-reinforced biocomposites using optical fiber Bragg grating sensors. *Dent Mat.* 2008;24(12):1720-7. doi: 10.1016/j.dental.2008.07.006.
8. Karam LZ, Franco APGO, Pulido CA, Pulido CA, Gomes OMM, Kalinowski HJ. In vitro and in situ fiber Bragg grating sensor analysis of two dental resin cements. *J Lightwave Technol.* 2015;33(12):2543-8. doi: 10.1109/JLT.2014.2376182.
9. Franco APGO, Karam LZ, Galvão JR, Kalinowski HJ. Evaluation of shrinkage polymerization and temperature of different acrylic resins used to splinting transfer copings in indirect impression technique. In: *The 24th International Conference on Optical Fibre Sensors (OFS23)*; 2015, Curitiba. Published in *SPIE Proceedings* vol. 9634.
10. Cerqueira NM, Ozcan M, Gonçalves M, Rocha DM, Vasconcelos DK, Bottino MA, et al. A strain gauge analysis of microstrain induced by various splinting methods and acrylic resin types for implant impressions. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2012;27(2):341-5.
11. Herbst D, Nel JC, Driessen CH, Becker PJ. Evaluation of impression accuracy for osseointegrated implant supported superstructures. *J Prosthet Dent.* 2000;83(5):555-61.
12. GC Corporation. GC Pattern LS low shrinkage modelling: resin tips and tricks: technique and handling of GC pattern resin. 2009 [citado em 2016 dez 1]. Disponível em: http://www.gcamerica.com/lab/products/PATTERN_RESIN_LS/pattern_resin_tech_guide.pdf.
13. Li S, Shah A, Hsieh AJ, Haghighat R, Praveen SS, Mukherjee I, et al. Characterization of poly (2-hydroxyethylmethacrylate-silica) hybrid materials with silica contents. *Polymer.* 2007;48(14):3982-9. doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.polymer.2007.05.025>.
14. Gibbs SB, Versluis A, Tantbirojn D, Ahuja S. Comparison of polymerization shrinkage of pattern resins. *J Prosthet Dent.* 2014;112(2):293-8. doi: 10.1016/j.prosdent.2014.02.006.
15. Lee SJ, Cho SB. Accuracy of five implant impression technique effect of splinting material and methods. *J Adv Prosthodont.* 2011;3(4):177-85. doi: 10.4047/jap.2011.3.4.177.
16. Moulding MB, Teplitsky PE. Interpulpal temperature during direct fabrication of provisional restorations. *Int J Prosthodont.* 1990;3(3):293-304.
17. Eriksson RA, Albrektsson T, Grane B, McQueen D. Thermal injury to bone: a vital-microscopic description of heat effects. *Int J Oral Surg.* 1982;11(2):115-21.
18. Eriksson RA, Albrektsson T. Assessment of bone viability after heat trauma: a histological, histochemical and vital microscopic study in the rabbit. *Scand J Plast Reconstruct Surg.* 1984;18(3):261-8.
19. Ko MJ, Pae A, Kim SH. In vitro study on exothermic reaction of polymer-based provisional crown and fixed partial denture materials measured by differential scanning calorimetry. *J Kore Academ Prosthodont.* 2006;44(6):690-6.
20. Tapia Silva R, Valenzuela Aránguiz V, Zamorano Pino X, Baena Águila R. Cuantificación de la generación térmica en acrílicos de autopolimerización. *Av Odontostomatol.* 2010;26(2):91-6.