



UNIVERSIDADE DO ESTADO DO RIO GRANDE DO NORTE – UERN
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM SAÚDE E SOCIEDADE – PPGSS



JOSÉ LEONILSON FEITOSA

**RUGOSIDADE SUPERFICIAL E RESISTÊNCIA À FLEXÃO DE COMPÓSITOS
RESTAURADORES DIRETOS FOTOATIVADOS POR DIODO EMISSOR DE LUZ
(LED).**

MOSSORÓ, RN

2018

JOSÉ LEONILSON FEITOSA

**RUGOSIDADE SUPERFICIAL E RESISTÊNCIA À FLEXÃO DE COMPÓSITOS
RESTAURADORES DIRETOS FOTOATIVADOS POR DIODO EMISSOR DE LUZ
(LED).**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Saúde e Sociedade (PPGSS) da Universidade do Estado do Rio Grande do Norte – UERN, como requisito parcial para obtenção do grau de Mestre em Saúde e Sociedade.

Orientadora:

Profa. Dr.^a Isabela Pinheiro Cavalcanti Lima

MOSSORÓ, RN

2018

JOSÉ LEONILSON FEITOSA

**RUGOSIDADE SUPERFICIAL E RESISTÊNCIA À FLEXÃO DE COMPÓSITOS
RESTAURADORES DIRETOS FOTOATIVADOS POR DIODO EMISSOR DE LUZ
(LED).**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Saúde e Sociedade (PPGSS) da Universidade do Estado do Rio Grande do Norte – UERN, como requisito parcial para obtenção do grau de Mestre em Saúde e Sociedade.

Data da defesa: ____/____/____

COMISSÃO EXAMINADORA

Profa. Dra. Isabela Pinheiro Cavalcanti Lima

Profa. Dra. Suhem Lauer

Profa. Dra. Geórgia Costa de Araújo Souza

Dedicado aos meus irmãos, minha noiva, meu pai, e especialmente a Antônia Maria da Conceição (*In Memoriam*), minha mãe, o ser humano mais puro que conheci; o verdadeiro significado de amor incondicional.

AGRADECIMENTOS

Agradeço a todos os amigos e familiares por todo amor que compartilham comigo.

A Pessoa de Rafaella Dantas Rocha, minha diva, por todo companheirismo e por me mostrar que a vida pode ser melhor a cada dia e que podemos ser mais amor a cada instante.

Aos meus Irmãos e suas respectivas esposas e esposos por me darem a oportunidade de ser tio de seres repletos de ternura e do amor mais verdadeiro, puro e inocente.

Ao Laboratório de Ensaios Mecânicos da Faculdade de Medicina Dentária da Universidade de Coimbra (Portugal) pela oportunidade de desenvolver todo o ensaio clínico deste estudo, o cerne desta pesquisa!

A Dra. Isabela Pinheiro Cavalcanti Lima, minha orientadora no mestrado, minha professora na graduação, minha amiga, minha inspiração na Odontologia! Obrigado por acreditar em mim e por investir muito do seu tempo ao longo dos últimos 10 anos para me fazer um profissional melhor e principalmente um ser humano melhor. Mais uma vez, Obrigado!

Ao meu velho Pai, Luiz Joca Feitosa e Antônia Maria da Conceição (*In Memoriam*), minha mãe; pela vida, pelo pão, pela roupa, pela base, e, por todo amor e dedicação.

Ao meu bom Deus! Por ser Deus, por ser vivo e por me amar muito mais do que mereço!

RESUMO

As resinas compostas têm atraído grande interesse entre os pesquisadores. A evolução da composição delas tem sido significativa desde quando foram introduzidas pela primeira vez à Odontologia, há mais de 50 anos. O sucesso das resinas modernas aplicadas em diferentes modalidades de tratamento é observado em sua *performance* clínica. Por isso, há necessidade de compreender o comportamento das resinas odontológicas em relação à deformação, quando aplicada sobre ela uma determinada carga; e, sabendo que a lisura superficial da resina composta influencia na sua durabilidade clínica, justifica-se nesta análise *in vitro*, avaliar rugosidade superficial e resistência flexural de 05 compósitos resinosos restauradores dentais diretos polimerizados por LED, com diferentes tempos de polimerização, partindo do pressuposto de que o tempo de polimerização pode interferir diretamente nas propriedades dos compósitos. Foram realizadas três etapas: 1) confecção dos corpos de prova; 2) obtenção dos valores de resistência flexural e rugosidade superficial, e, 3) análise dos dados de acordo com o tempo de polimerização; de modo que para análise da rugosidade superficial, além de tempos variados de polimerização avaliou-se esta propriedade, ainda, de acordo com a presença ou não de polimento. Para tanto foram utilizados cinco materiais resinosos restauradores dentais diretos: Zirconfill® (TECHNEW), Estelite® (TOKUYAMA DENTAL CORPORATION), Filtek™ Z350 XT® (3M ESPE), Filtek™ Z250 XT® (3M ESPE), Z100® (3M ESPE). Para análise da Resistência Flexural foi utilizada uma Máquina Universal de Ensaio Mecânico em Materiais Biopdi®. Para Análise da Rugosidade Superficial foi empregado um Aparelho Rugosímetro de Superfície Portátil Mitutoyo Sj210®. A análise estatística dos resultados foi feita com o auxílio do programa IBM SPSS Statistics (versão 21.0; IBM Corp., Armonk, NY) e considerou um nível de significância de 5% ($p < 0,05$). De todos os compósitos resinosos avaliados a Zirconfill® apresentou os melhores resultados para rugosidade superficial (Análise a partir de 24,0 horas pós polimerização) e resistência flexural, independentemente do tempo de polimerização e polimento superficial.

Palavras-chave: Compósitos, Propriedades Físicas e Químicas, Propriedades de Superfície.

ABSTRACT

Composite resins have attracted great interest among researchers. The evolution of their composition has been significant since when they were first introduced to Dentistry, more than 50 years ago. The success of modern resins applied in different treatment modalities is observed in their clinical performance. Therefore, it is necessary to understand the behavior of the dental resins in relation to the deformation, when applied a certain load on it; and, knowing that the surface smoothness of the composite resin influences its clinical durability, it is justified in this in vitro analysis, to evaluate surface roughness and flexural strength of 05 direct resin restorative dental composites polymerized by LED, with different polymerization times, starting from the assumption that the polymerization time can directly interfere in the properties of the composites. Three steps were performed: 1) preparation of the test specimens; 2) obtaining the values of flexural strength and surface roughness, and, 3) analyzing the data according to the polymerization time; so that for the analysis of the surface roughness, in addition to varied polymerization times, this property was evaluated, according to the presence or not of polishing. Five direct restorative resin restorative materials were used: Zirconfill® (TECHNEW), Estelite® (TOKUYAMA DENTAL CORPORATION), Filtek™ Z350 XT® (3M ESPE), Filtek™ Z250 XT® (3M ESPE), Z100® (3M ESPE). For the analysis of Flexural Strength, a Universal Machine of Mechanical Assays in Biopdi® Materials was used. For Analysis of Surface Roughness, a Mitutoyo Sj210® Portable Surface Roughness Meter was used. Statistical analysis of the results was done using the IBM SPSS Statistics program (version 21.0; IBM Corp., Armonk, NY) and considered a significance level of 5% ($p < 0.05$). Of all the resin composites evaluated, Zirconfill® presented the best results for surface roughness (Analysis after 24.0 hours post polymerization) and flexural strength, regardless of the time of polymerization and surface polishing.

Keywords: Composites, Physical and Chemical Properties, Surface Properties.

LISTA DE FIGURAS E TABELAS

- Tabela 1** - Características dos compósitos utilizados.....**15**
- Tabela 2** - Resistência Flexural e Rugosidade Superficial em função do Tempo de Polimerização de acordo com o teste t de student, considerando valor de $p < 0,005$**18**
- Tabela 3** - Valores das médias obtidas para a Resistência Flexural dos corpos de prova avaliados de acordo com o teste ANOVA One-Way e pós-teste de Turkey, considerando valor de $p < 0,005$**19**
- Tabela 4** - Valores das médias obtidas de cada tipo de resina para a Rugosidade Superficial nos períodos avaliados de acordo com o teste ANOVA One-Way e pós-teste de Turkey, considerando valor de $p < 0,005$**20**

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO.....	9
2 OBJETIVOS	10
2.1 Objetivo Geral.....	10
2.2 Objetivos Específicos	10
3 REFERENCIAL TEÓRICO	11
4 MATERIAIS E MÉTODOS	14
4.1 Dos Materiais	14
4.2 Métodos Empregados	15
4.3 Análise Estatística dos Dados	17
5 RESULTADOS	18
6 DISCUSSÃO	20
7 CONCLUSÃO.....	25
8 REFERÊNCIAS.....	25

1 INTRODUÇÃO

A Ciência Odontológica evolui sempre em busca de minimizar desgastes nos substratos biológicos e no sentido de ao mesmo tempo, reduzir o tempo de trabalho clínico do profissional, e, aumentar a substantividade dos tratamentos, proporcionando desta forma, melhor qualidade de vida aos pacientes que dela necessitem.

Desta feita, a história dos materiais dentários acompanha essa evolução e os compósitos restauradores dentais, em todas as suas apresentações comerciais, são um dos mais clássicos exemplos disto.

As resinas compostas têm atraído grande interesse entre os pesquisadores (LIN et al., 2013; SAGSOZ et al., 2016; VAN DIJKEN e PALLESEN, 2016), são materiais estéticos que vêm ganhando grande aplicabilidade na Odontologia atual, tanto nas restaurações de dentes anteriores como posteriores (SILVEIRA et al., 2012).

De acordo com Ferracane:

A evolução da composição delas tem sido significativa desde quando os materiais foram introduzidos pela primeira vez à Odontologia, há mais de 50 anos. As modificações mais importantes estão ligadas à porção inorgânica, no sentido de reduzir o tamanho das partículas e aumentar sua porcentagem na composição do material para produzir materiais mais eficazes no polimento, com maior resistência ao desgaste (2011, p. 29-38) e com maior resistência à flexão.

Para Alves:

Tanto o desempenho estético quanto a durabilidade das restaurações de resina dependem, também da qualidade do acabamento e polimento da superfície. Desta forma uma superfície rugosa pode reduzir a vida útil da restauração, pois esta ficará predisposta ao maior acúmulo do biofilme, o que pode acarretar o desenvolvimento de cárie secundária, manchamento na interface dente/restauração, mudança precoce de cor, irritação gengival tecidual devido às agressões ao periodonto, além de interferir no brilho e estética final, resultando na necessidade de sua substituição. A lisura superficial da resina composta influencia a durabilidade clínica (2012, p.19).

Segundo Marchan e colaboradores:

A polimerização dos compósitos resinosos pode ser afetada por características relacionadas ao material, como o tipo e concentração de cargas, características do fotoiniciador, espessura de resina em cada

incremento; e/ou características ligadas ao aparelho fotopolimerizador, como por exemplo: tipo de aparelho, quantidade e intensidade de luz, saída espectral e tempo de exposição (2011, p. 98-103).

Desta forma é salutar verificar não tão somente as propriedades de um material restaurador fotossensível bem como analisá-las de acordo com variáveis as quais estariam relacionadas a um melhor aproveitamento das propriedades deste material, em especial, o tempo de polimerização e polimento superficial.

Nesta perspectiva, justifica-se nesta análise *in vitro* avaliar rugosidade superficial (RS) e resistência flexural (RF) de 05 compósitos resinosos, restauradores dentais diretos, polimerizados por diodo emissor de luz (LED), uma vez que são amplamente mais utilizados que os aparelhos de luz halógenas (LH), com diferentes tempos de polimerização; partindo do pressuposto de que o tempo de polimerização e o polimento da superfície restauradora podem interferir diretamente nas propriedades dos compósitos restauradores dentais diretos.

2 OBJETIVOS

2.1 Objetivo Geral

- Verificar, *in vitro*, a rugosidade superficial e a resistência à flexão de cinco compósitos restauradores dentais diretos polimerizados por LED.

2.2 Objetivos Específicos

- Verificar relação entre tempo de polimerização e rugosidade superficial;
- Verificar relação entre tempo de polimerização e resistência flexural;
- Verificar relação entre polimento pós-polimerização e rugosidade superficial;
- Verificar relação entre não-polimento pós-polimerização e rugosidade superficial.

3 REFERENCIAL TEÓRICO

De acordo com Carvalho:

Em 1955, Buonocore introduziu a utilização de ácido fosfórico 85% para melhorar a retenção de resina acrílica ao esmalte. A natureza micromecânica da interação de adesivos dentários com o esmalte é o resultado da infiltração de monômeros de resina nas microporosidades criadas após condicionamento ácido e seguinte envolvimento dos cristais de hidroxiapatite (HAp) expostos com os monômeros polimerizados nos poros da superfície do esmalte (2016, p.02).

No princípio dos anos 60, Bowen pesquisou a respeito das resinas epóxicas reforçadas com carga:

Constatou deficiências em algumas propriedades do material, como a baixa velocidade de polimerização e a tendência à descoloração, que o motivaram a realizar combinações entre resinas epóxicas e acrílicas. Desse modo, ocorreu o desenvolvimento da molécula do BisGMA, a qual foi aprovada para ser utilizada como matriz para resinas compostas (1963, p. 57-64).

Já no final da década de 70, surgiram as resinas compostas híbridas. Segundo Melo Júnior e colaboradores:

As resinas híbridas apresentavam melhor estabilidade de cor, aceitável resistência mecânica e capacidade de proporcionar uma superfície razoavelmente polida. Em plena década de 80 surgem as microparticuladas, tendo como principal vantagem a possibilidade de se obter restaurações bem polidas, com baixa rugosidade superficial. Apesar disso ainda exibiam baixa resistência mecânica, o que impossibilita sua utilização em áreas de esforços mastigatórios, além do alto coeficiente de expansão térmica e alta contração de polimerização. Em seguida surgem no mercado as resinas compostas micro híbridas, com alta resistência mecânica, baixa expansão térmica e contração de polimerização, apresentando rugosidade superficial comparável às resinas microparticuladas, podendo assim, ser utilizadas tanto para restaurações de dentes anteriores quanto posteriores. Surgia então um grau de aperfeiçoamento bastante favorável no que diz respeito à cor, à resistência mecânica e ao polimento (2011, p.91-96).

Avanços na área da odontologia restauradora têm contribuído para o desenvolvimento e evolução de diferentes materiais dentários com melhores características mecânicas e estéticas (ANTONSON et al., 2011; REIS, 2013).

A atual demanda por procedimentos estéticos tem exigido cada vez mais das técnicas de reconstrução dental e dos materiais. Dentro deste contexto, as resinas compostas aparecem com grande destaque, capazes de propiciar um trabalho belo e harmônico (ANTONSON et al., 2011; CLAVAGIO e KABBACH, 2015).

Além disso, nenhum outro material restaurador tem sido tão modificado e melhorado nesta última década (OLIVEIRA et al., 2014). A diversidade do tamanho de suas partículas (micro-híbridas, microparticuladas e nanoparticuladas) e infinidade de marcas comerciais, ampliaram muito, tanto as indicações quanto as propriedades físicas (ANTONSON et al., 2011). O uso desses materiais provavelmente continuará a crescer tanto em frequência como em aplicabilidade, pois é muito versátil (FERRACANE, 2011; DUYGU et al., 2013).

Apesar de todos os avanços observados no desenvolvimento das resinas compostas, percebe-se que esses materiais ainda apresentam algumas limitações como a contração de polimerização, o coeficiente de expansão térmica linear distinta das estruturas dentárias e do grau de conversão dos monômeros (MARCHAN, 2011).

Observa-se ainda que as propriedades fisicomecânicas das resinas compostas dependem principalmente de sua microestrutura e composição, mas também sofrem influência da qualidade da sua polimerização (ALBINO, 2011).

Por mais de 20 anos esta polimerização era realizada por meio dos aparelhos de luz halógena (LH). Estes aparelhos eram compostos por um filtro de luz, que barrava todos os comprimentos de onda, permitindo somente a passagem da luz no comprimento azul. Essa luz filtrada que chegava ao material restaurador permitia a excitação do sistema fotoiniciador, e iniciava a polimerização do material (SOUZA JUNIOR et al., 2014).

Os aparelhos de LH mais antigos possuíam irradiância em torno de $100\text{mW}/\text{cm}^2$ - $200\text{mW}/\text{cm}^2$, já os mais novos têm $400\text{mW}/\text{cm}^2$ - $800\text{mW}/\text{cm}^2$, em média. Normalmente são encontrados em forma de “pistola”, somente funcionam com fio, são pesados, barulhentos (por conta principalmente pelo ventilador embutido, para permitir melhor refrigeração do aparelho) e sua lâmpada possui em torno de 40 horas de vida útil (SOUZA JUNIOR, 2014, p. 24-30).

Uma das fontes de luz disponíveis no mercado como opção para polimerizar materiais fotossensíveis sem os inconvenientes dos aparelhos de LH é o LED. São fontes de luz no estado sólido, compostas pela combinação de diferentes semicondutores para emissão de luz azul (SANTOS, 2012).

Sabe-se que quando um incremento de resina composta é fotoativado, o feixe de luz tem máxima intensidade perto da superfície, à medida que passa através de seu interior ele perde intensidade devido à dispersão, levando a uma menor eficácia de polimerização. Esta dispersão de luz leva à diferença na microdureza, por exemplo, entre as superfícies (VANDEWALLE e SWIFT JUNIOR, 2011).

As pesquisas que avaliam o comportamento dos materiais dentários são importantes para o desenvolvimento científico e industrial, especialmente quando são testadas em condições que simulam o ambiente oral (DALTOE, 2013).

Deste modo, pesquisas recentes têm provocado mudanças na composição das resinas, principalmente quanto ao tipo, tamanho, forma e quantidade das partículas inorgânicas (SABBAGH, 2004). De acordo com Lima estas partículas devem se apresentar como reforço, serem bem distribuídas e possuir natureza versátil e inerte para que sua incorporação venha a convergir com a melhora das propriedades dos materiais resinosos (LIMA, 2005). Estes fatores são determinantes na rugosidade superficial das restaurações com resina composta (EREIFEJ et al., 2013).

A rugosidade após o polimento não é influenciada unicamente pelo tamanho das partículas (BERGER et al., 2011; ALVES, 2013), outras variáveis devem ser consideradas, dentre elas, o tempo de polimerização (PEREIRA, 2011), o método e a fonte de polimerização (HERBSTTRITH SEGUNDO et al., 2007; CCAHUANA-VÁSQUEZ et al., 2004).

Na formulação e desenvolvimento de compósitos odontológicos restauradores, é de suma importância compreender as propriedades mecânicas do material a fim de alcançar melhores resultados clínicos (PICCIONI, 2010). Resinas compostas de natureza híbrida por exemplo, possuem propriedades similares cujas diferenças nas propriedades mecânicas justificaram-se nas diferenças do conteúdo de carga inorgânica (MOTA 2011).

O sucesso das resinas modernas aplicadas em diferentes modalidades de tratamento é observado em sua *performance* clínica. Por isso, há necessidade de compreender o comportamento da resina em relação à deformação, quando aplicada sobre ela uma determinada carga (FARES et al., 2005).

A resistência flexural representa a resistência máxima ao dobramento de um material antes que ocorra fratura. A relevância clínica desta propriedade se faz presente, sobretudo, no ato da mastigação, quando ocorrem diferentes esforços mastigatórios, que induzem variadas tensões, tanto no dente quanto na restauração (FARES et al., 2005).

Visando melhorar ainda mais as propriedades dos materiais a nanotecnologia vem sendo aplicada e tem proporcionado avanços recentes no desenvolvimento de materiais odontológicos (LIN, J; et al; 2013).

Com essa tecnologia, alguns pesquisadores propuseram a realização de alterações na matriz resinosa, com o intuito de melhorar as propriedades do material; já que as alterações na matriz inorgânica parecem terem se esgotado (HAN et al., 2012). Alguns autores tentaram promover por exemplo a substituição do TEGDMA (Triethyleneglycol-dimethacrylate) por outros dois diluentes em diferentes concentrações, e perceberam que as resinas compostas sofreram alterações de aumento na resistência flexural e microdureza. Essa grande evolução das resinas compostas permite questionar se o limite realmente já foi atingido (SILVA et al., 2008).

4 MATERIAIS E MÉTODOS

O presente estudo, experimental laboratorial, é resultado de uma pesquisa *in vitro*, realizada junto ao Laboratório de Ensaios Mecânicos da Faculdade de Medicina Dentária da Universidade de Coimbra (Portugal), com investigação da Resistência Flexural (RF) e Rugosidade Superficial (RS) de compósitos restauradores dentais diretos de acordo com o tempo de polimerização, com ou sem presença de polimento.

Foram realizadas três etapas: 1) confecção dos corpos de prova (CP); 2) obtenção dos valores de resistência flexural e rugosidade superficial, e, 3) análise dos dados de acordo com o tempo de polimerização; de modo que para análise da rugosidade superficial, além de tempos variados de polimerização, avaliou-se esta propriedade, ainda, de acordo com a presença ou não de polimento.

4.1 Dos Materiais

Para confecção dos Corpos de Prova (CP) foram utilizados cinco materiais resinosos restauradores dentais diretos os quais possuem óxido Misto de Zircônia e Sílica em sua composição: Zirconfill® (TECHNEW), Estelite® (TOKUYAMA DENTAL CORPORATION), Filtek™ Z350 XT® (3M ESPE), Filtek™ Z250 XT® (3M ESPE), Z100® (3M ESPE) (Ver Tabela 1).

Foram utilizadas matrizes metálicas para confecção dos corpos de prova e como fonte de polimerização, o aparelho Fotopolimerizador RAD II Plus® (Luz - LED) - SDI - Intensidade de luz: 1500 mW/cm² (pico) e ponteira adaptável de 12mm de diâmetro. Segundo o fabricante este aparelho atinge profundidade de polimerização superior a 5,0 mm. Todos os CP confeccionados nesta pesquisa não ultrapassaram este limite de modo a se obter homogeneidade na polimerização dos mesmos.

Para certificação das dimensões foi utilizado um paquímetro digital Digimess® em aço inoxidável temperado e resolução de 0.01mm/.0005.

Para análise da Resistência Flexural foi utilizada uma Máquina Universal de Ensaio Mecânicos em Materiais Biopdi®. Para Análise da Rugosidade Superficial foi empregado um Aparelho Rugosímetro de Superfície Portátil Mitutoyo Sj210®.

	Z100®	Filtek™ Z250 XT®	Filtek™ Z350 XT®	Estelite®	Zirconfill®
FABRICANTE	3M ESPE	3M ESPE	3M ESPE	TOKUYAMA DC	TECHNEW
COMPOSIÇÃO BÁSICA	*	* UDMA Bis-EMA	* UDMA Bis-EMA PEGDMA	* Radical Amplified Photopoly- merization - RAP	* UDMA Bis- EMA PEGDMA Diatomita
PARTÍCULAS	Micro Híbrida	Micro Híbrida	Nano-particulada	Sub- micrômica	Nano-híbrida
VALIDADE /COR	06/19 A2	06/19 A2	09/19 A2	06/19 A2	05/19 A2
LOTE	1623500158	1620700599	646748	281E76	16014
ORIGEM	EUA	EUA	EUA	Japão	Brasil

Tabela 1 – Características dos compósitos utilizados.

*Matriz orgânica de Bis-GMA, TEGDMA, e partículas inorgânicas de Zircônia/Sílica.

Fonte: (Criação Nossa)

4.2 Métodos Empregados

Para a confecção dos Corpos de Prova (CP) para posterior análise da **Resistência Flexural (RF)** foi utilizada uma matriz de metal (molde metálico), contendo uma cavidade retangular de 24,0 mm de comprimento por 2,0 mm de largura e 2,0 mm de profundidade.

Confeccionou-se 08 CP para cada material restaurador, totalizando 40 CP. Os materiais restauradores foram manipulados e inseridos na cavidade de acordo com as instruções dos

fabricantes. As superfícies dos moldes permaneceram cobertas com tira de poliéster e placa-de-vidro. Então uma pressão foi aplicada a fim de se expulsar excesso de material restaurador.

Dos 08 CP confeccionados para cada material, 04 CP de cada, foram polimerizados utilizando-se o aparelho Fotopolimerizador LED, 20,0 segundos em cada superfície e outros 04 de cada resina por 40,0 segundos em cada superfície. A fotopolimerização percorreu o comprimento do corpo de prova, dividido, virtualmente, em duas porções de 12,0 mm. Portanto, entende-se enquanto superfície, cada uma das porções virtuais de 12,0 mm, as quais correspondem exatamente ao diâmetro da ponta adaptada ao aparelho fotopolimerizador.

Após sua remoção da matriz, os corpos de prova se viram tratados com lixas de granulação 400 e 600, para a remoção de excessos laterais, e as dimensões certificadas utilizando-se o paquímetro.

Em seguida, os CP foram armazenados em água destilada e em temperatura constante de 37,0 °C, onde metade dos CP (10 polimerizados por 20,0 segundos e 10 polimerizados por 40,0 segundos) permaneceram por 24,0 horas até serem ensaiados na máquina de ensaio universal, utilizando uma célula de carga de 500,0 N e com velocidade média de 0,1 mm/min até a fratura dos CP. Os mesmos procedimentos foram realizados para a outra metade dos CP, os quais permaneceram em água destilada e em temperatura constante de 37,0 °C por 07 dias, até serem ensaiados para aferição posterior de sua respectiva RF. Os valores de “S” ($S = \sigma$) foram calculados pela seguinte fórmula: $\sigma = 3PL / 2WB^2$ onde, “P” é a carga aplicada no momento da fratura (N); “L” é a distância média entre os dois pontos de suporte (mm); “W” é a largura (mm) e “B” é a espessura do corpo de prova (mm) (LIMA, 2005).

Para análise da **Rugosidade Superficial (RS)** confeccionou-se um total de 20 CP cilíndricos; 04 para cada compósito. Para cada um deles, utilizou-se uma matriz metálica (5,0 mm de diâmetro por 4,0 mm de profundidade), e, fez-se a inserção dos materiais com auxílio de uma espátula Thompson n.º 6. Empregou-se também uma lâmina de vidro com o objetivo de obter pastilhas de resina composta com base plana e polida.

As resinas foram inseridas conforme recomendações do fabricante e para a polimerização trabalhou-se com 05 centímetros de distância entre os CP e a fonte de polimerização, distância essa padronizada por meio de um apoio metálico.

Em seguida 05 CP foram polimerizados por 20,0 segundos e outros 04 por 40,0 segundos. Neste grupo (01 por compósito, para cada tempo de polimerização), os 10 CP, não submetidos a polimento, receberam as seguintes análises: Imediatamente após a polimerização, e posteriormente houve armazenagem em água destilada e estufa a 37,0 °C

para aferição de novos valores respectivamente em 01 hora, 24,0 horas, 72,0 horas e 07 dias após.

Outro grupo, também composto por 10 CP (01 por compósito, para cada tempo de polimerização), foi submetido aos mesmos procedimentos metodológicos aplicados ao primeiro grupo descrito, entretanto, a este se aplicou o procedimento de acabamento e polimento superficial, para posterior avaliação rugosimétrica.

O acabamento foi feito na máquina politriz, com rotação constante de 300,0 rpm, pressionando-se a amostra por 10,0 segundos contra cada granulação de lixa (600, 1.200 e 1.500 μm), conforme literatura (LIMA, 2005), sob refrigeração de água; as lixas foram trocadas após o acabamento de cada uma das amostras. O polimento com disco de feltro associado à pasta de polimento (Artec-Artident: Diatomita e Óxido de Alumínio) com granulação de 2,0 a 4,0 μm sem água na politriz.

Depois desses procedimentos, os CP seguiram sendo lavados em água corrente e secos com jato de ar livre de óleo. Mensuraram-se as medidas de rugosidade superficial da mesma forma para os grupos que não receberam os procedimentos de acabamento ou de polimento superficial. Para este grupo, houve armazenagem em água destilada e estufa a 37,0 °C para aferição da rugosidade superficial respectivamente em 24,0 horas, 72,0 horas e 07 dias após a confecção.

Tomou-se 05 leituras de rugosidade superficial em regiões distintas (o mais distante possível uma da outra) de cada CP. O dado final pode ser calculado por meio de uma média das referidas leituras. O rugosímetro trabalhou acoplado a uma base metálica para eliminar vibrações indesejadas, garantindo a precisão das leituras.

Sendo avaliados 02 CP de cada material, mesmo o ensaio não apresentando características destrutivas da superfície da amostra, optou-se por esta prevenção no intuito de se prover resultados com menores desvios padrão dentro do mesmo grupo de material e assim possibilitar menor erro de análise (LIMA, 2005).

4.3 Análise Estatística dos Dados

Com o auxílio do programa IBM SPSS Statistics (versão 21.0; IBM Corp., Armonk, NY) e considerando um nível de significância de 5% ($p < 0,05$) os dados foram analisados. Para verificação da distribuição normal dos dados foram utilizados os testes de normalidade de Kolmogorov-Smirnov e Shapiro-Wilk. A partir desta etapa, foi selecionado o teste

paramétrico Análise de variância ANOVA One-Way para comparação da resistência flexural e da rugosidade superficial com os cinco tipos de resina avaliados.

Para análise da variável de tempo de polimerização com ambas as variáveis dependentes (resistência flexural e rugosidade superficial) foi utilizado o teste paramétrico t de student. Em relação à observação da influência tempo de luz polimerizadora na resistência flexural e na rugosidade superficial em cada grupo de resina utilizou-se o teste não paramétrico de Kruskal-Wallis.

Considerando a influência da variável de polimento com a rugosidade superficial nos grupos de resina, foi utilizado o teste não-paramétrico de Kruskal-Wallis, no decorrer do tempo.

5 RESULTADOS

Após o ensaio clínico foi possível inferir que não houve significância estatística quando da observação da influência da variável tempo de polimerização na resistência flexural e rugosidade superficial em todos os grupos testados, seja para 20,0 segundos de polimerização, seja para 40,0 segundos.

A Tabela 2 representa a comparação da resistência flexural e rugosidade superficial com o tempo de polimerização, de acordo com o teste t de student, considerando valor de $p < 0,005$.

	Média/DP RF (Mpa)	Média/DP RS	Valor de t	Valor de p
LED 40s	132,25 ± 23,01	0,17± 0,05	1,71	0,249
LED 20s	124,25 ± 20,1	0,21± 0,06	-1,86	0,070

Tabela 2 – Resistência Flexural e Rugosidade Superficial em função do Tempo de Polimerização de acordo com o teste t de student, considerando valor de $p < 0,005$.

*DP corresponde ao Desvio Padrão, RF a Resistência Flexural e RS a Rugosidade Superficial.

Fonte: (Criação Nossa)

Quando da análise da Resistência Flexural, independente do tempo de polimerização, foi possível observar alta significância, apenas, para a Zirconfill®, cujos valores de RF da mesma não sofrem interceptação em relação a Z100®, Z250®, Z350® e Estelite®.

Na Tabela 3 estão dispostos os valores das médias/desvio padrão (DP) obtidas para a Resistência Flexural dos corpos de prova avaliados de acordo com o teste ANOVA One-Way

e pós-teste de Turkey, considerando valor de $p < 0,005$, cujo asterisco (“*”) aponta significância, neste caso no sentido da Zirconfill®, e “F” corresponde a homocedasticidade, ou seja, apresentam diferenças estatísticas significativas entre os DP’s.

	Média/DP da Resistência Flexural (Mpa)	Intervalo de confiança (95%)	Valor de F	Valor de p
Zirconfill	161,88 ^a ± 16,88	147,76 - 175,99	17,16	0,001*
Z100	119,25 ± 3,53	116,29 - 122,21		
Z250	116,50 ± 7,76	110,01 - 122,99		
Z350	115,13 ± 16,65	101,20 - 129,05		
Estelite	128,50 ± 15,86	115,24 - 141,76		

Tabela 3 - Valores das médias obtidas para a Resistência Flexural dos corpos de prova avaliados de acordo com o teste ANOVA One-Way e pós-teste de Turkey, considerando valor de $p < 0,005$.

Fonte: (Criação Nossa)

Quando da aferição da Rugosidade Superficial dos compósitos, independente do tempo de polimerização, observa-se que a Z100® apresenta menor rugosidade superficial inicial que os demais compósitos. Vale ressaltar que 24,0 horas após a polimerização todos os compósitos têm sua rugosidade superficial aumentada com exceção da Zirconfill® cujo valor decaiu quase pela metade e continua a decrescer substancialmente após 07 dias. Neste mesmo cenário as demais continuam aumentando sua RS até atingirem seus maiores valores 07 dias após a polimerização.

Na Tabela 4, podem ser visualizados os valores das médias obtidas de cada tipo de resina para a rugosidade superficial, considerando inclusive a variável polimento, avaliada no decorrer dos tempos imediato, 01 hora, 24,0 horas, 72,0 horas e 07 dias; de acordo com o teste ANOVA One-Way e pós-teste de Turkey, considerando valor de $p < 0,005$.

	RS Imediata (Média/DP)	RS 1 hora (Média/DP)	RS 24 horas (Média/DP)	RS 72 horas (Média/DP)	RS 7 dias (Média/DP)
Zirconfill	0,19 ^a ± 0,005	0,19 ± 0,005	0,11 ^a ± 0,05	0,09 ^a ± 0,03	0,08 ^a ± 0,02
Z100	0,16 ± 0,02	0,16 ± 0,017	0,18 ± 0,015	0,19 ± 0,02	0,20 ± 0,02
Z250	0,17 ± 0,02	0,17 ± 0,02	0,19 ± 0,02	0,20 ± 0,02	0,21 ± 0,02
Z350	0,18 ± 0,03	0,19 ± 0,02	0,20 ± 0,02	0,20 ± 0,02	0,23 ± 0,03
Estelite	0,18 ± 0,005	0,19 ± 0,018	0,20 ± 0,03	0,22 ± 0,02	0,23 ± 0,03
Valor de F	4,239	1,716	10,703	26,201	34,090
Valor de p	0,017	0,199	0,0001*	0,0001*	0,0001*

Tabela 4 - Valores das médias obtidas de cada tipo de resina para a Rugosidade Superficial nos períodos avaliados de acordo com o teste ANOVA One-Way e pós-teste de Turkey, considerando valor de $p < 0,005$.

Fonte: (Criação Nossa)

6 DISCUSSÃO

As propriedades mecânicas dos compósitos resinosos são relevantes para a sua durabilidade (DALTOE et al., 2013, REIS et al., 2013). Desde a sua introdução há 50 anos, os compósitos evoluíram significativamente na sua composição.

Até recentemente as mudanças estavam nas partículas de carga inorgânica, propositalmente reduzindo seus tamanhos, disposição, morfologia e geometria. Porém, as mudanças na matriz inorgânica parecem ter esgotado, fazendo com que novas mudanças fossem realizadas, focadas agora na matriz orgânica (HAN et al., 2012). Mesmo assim, novas partículas passaram a ser incorporadas e permitiram o surgimento de novos materiais.

Pode-se indicar as resinas microparticuladas, quando se deseja obter uma melhor estética e aspecto óptico mais natural em dentes anteriores. Contudo, como essas resinas apresentam uma menor quantidade de carga inorgânica e partículas de tamanhos reduzidos, acabam apresentando uma resistência mecânica inferior (MELO JÚNIOR et al., 2011). Para associar as vantagens das resinas de macro e micropartículas, surgiram as resinas híbridas e micro híbridas.

Os compósitos híbridos são um dos diversos materiais disponíveis hoje no mercado para restaurações diretas. Daí a opção por incluir neste estudo resinas Micro híbridas (Z100®, Z250®, Estelite®), Nano híbrida (Zirconfill®) e Nanoparticulada (Z350®). A literatura aponta para comportamento mecânico similar no que tange aos compósitos de mesma classificação (MOTA et al., 2011), e apesar deste estudo ter sido realizado com compósitos de

natureza híbrida, onde todas apresentam em sua composição o óxido misto de Zircônia e Sílica foi possível observar que apenas um dos compósitos analisados mostrou diferenças estatísticas significantes quando da comparação da Resistência Flexural com os demais compósitos, neste caso, a Zirconfill®.

Apesar de estruturalmente semelhantes, apenas um dos compósitos resinosos estudados apresenta um mineral exclusivo em sua composição; a Zirconfill® possui partículas a base de diatomita. A diatomita é uma rocha rica em sílica, construída essencialmente por carapaças de algumas diatomáceas (LIMA, 2005).

O rearranjo molecular pós polimerização da Zirconfill® resulta em um compósito mais resistente a flexão, decorrente da “alta permeabilidade da rocha diatomácea e sua capacidade de retenção de outros materiais em seu interior” (LIMA, 2005); o que justificaria o comportamento da Zirconfill® diante dos testes de resistência à flexão quando comparadas esta propriedade aos demais compósitos analisados, cuja significância estatística aponta apenas para a mesma ante aos testes estatísticos utilizados, independente do tempo de polimerização, como mostra a Tabela 3.

De acordo com Lima:

A versatilidade e suas propriedades químicas convergem para uma incorporação favorável da diatomita as resinas dentárias como a bis-GMA, ou outras pré-carregadas, já em fase de comercialização. Uma das vantagens é que a diatomita atua como um material inerte, sem reagir quimicamente com a resina, mas atuando pura e simplesmente como uma carga e/ou reforço que propiciam aos materiais boas propriedades mecânicas, uma vez que permite uma razoável permeação de líquidos através si. (LIMA, 2005, p. 15).

Os resultados deste estudo corroboram com Lima ainda no seguinte aspecto:

Imediatamente após a polimerização as resinas apresentaram valores de resistência que não diferem muito dos observados com o tempo de 07 dias dentro dos mesmos grupos, porém a resina com adição de diatomita não só apresenta valores discretamente superiores de resistência à carga imposta, mas também, um maior potencial de elasticidade diante desta força. Tal fato comprova a boa relação estabelecida entre a diatomita e a matriz resinosa no sentido de não permitir, ou no mínimo dificultar, a ruptura da massa do material (LIMA, 2005, p. 65).

No tocante a Rugosidade Superficial nota-se diferenças estatísticas significativas para a Zirconfill® considerando que a mesma diminui ao longo de 07 dias mesmo considerando a variável polimento, independente do tempo de polimerização, como descrito na Tabela 4. Chama bastante atenção o fato das demais resinas aumentarem a rugosidade após o polimento e acabamento enquanto a Zirconfill® exibe comportamento antagônico. Pode-se propor então que a presença da diatomita torna a superfície após o acabamento e polimento mais homogêneos, e, assim, com maior lisura superficial.

A explicação para diferenças (positivas) tão relevantes da Zirconfill® em comparação com as demais resinas aqui estudadas no que tange a RS especialmente considerando a variável polimento, estaria, de acordo com Lima, associada ao seguinte fato:

É sabido que imediatamente após a fotopolimerização clínica as resinas, ainda não se encontram com seus valores máximos de conversão de monômeros em polímeros, fato que obviamente restringe sua dureza superficial e facilita o desgaste seja em simulações mecânica, ou na boca do paciente... enquanto que o material advindo da adição de diatomita quando avaliado respondeu de forma muito mais positiva... o que significa uma resistência ao arrancamento de cargas e conseqüente vantagem clínica, principalmente neste período crítico de polimerização continuada, que pode chegar a durar até 72 horas (LIMA, 2005, p. 72).

Este achado conduz para uma nova abordagem nos procedimentos odontológicos restauradores diretos, uma vez que a literatura apontava para aumentos da rugosidade superficial quando da presença de polimento superficial.

Embora haja a necessidade de estudos posteriores, uma conclusão primária nos permite inferir que apenas a Zirconfill® permite ser polida, de acordo com método deste estudo, de modo que este procedimento deve ser realizado 24,0 horas após a polimerização uma vez que a rugosidade superficial imediata da mesma se apresenta aumentada neste momento e decai com o passar dos dias.

Notadamente em algumas situações clínicas, a remoção de excessos de resina é necessária. O acabamento elimina a camada superficial da restauração rica em matriz orgânica, e esta remoção expõe ou desloca as partículas inorgânicas, aumentando a

rugosidade superficial. A técnica de acabamento pode aumentar em até 10 vezes a rugosidade superficial da resina (PEREIRA et al., 2011).

O comportamento acima descrito pode ser observado nas resinas Z100®, Z250®, Z350® e Estelite®, de modo que para a Zirconfill® tem-se como resultado uma superfície mais homogênea quando da remoção de sua camada superficial em função do procedimento de polimento. Uma vez que o rearranjo molecular desta última permite que o trabeculado estrutural da diatomita abrigue em seu interior partículas de cargas menores, o resultado final é uma superfície ainda mais lisa (LIMA, 2005).

Procedimentos de lisura e acabamento das resinas compostas é um fator importantíssimo das restaurações; pois uma restauração rugosa acaba funcionando como ponto de retenção de biofilme, podendo levar ao surgimento de mancha nas margens cavitárias, mudança precoce de cor das restaurações, cárie secundária e também problemas periodontais, como gengivite e até periodontite.

Estudos mostram (ALVES et al., 2013) que a rugosidade superficial média acima de 0,7 mm pode facilitar a agregação de células bacterianas, resultando em injúria aos tecidos periodontais e facilitação da desmineralização do tecido dentário e da degradação da matriz orgânica da restauração. Os compósitos aqui estudados tiveram médias de Ra (unidade de medida de RS) entre 0,23 a 0,08; portanto, a superfície não favoreceria, teoricamente, a agregação bacteriana na superfície do material restaurador. Notadamente uns se aproximam bem mais que outros do valor crítico.

Nota-se também a maior rugosidade inicial da Zirconfill®, o que insinua que clinicamente deve haver um cuidado extra com esta no período temporal anterior ao polimento (indicativo de pesquisa clínica posterior). A explicação para essa maior aspereza inicial superficial estaria no processo de acomodação monomérica até as primeiras 24,0 horas pós polimerização, que tem características diferenciadas em virtude da presença e quantidade presente de diatomita na matriz resinosa (LIMA, 2005). Mesmo assim os valores obtidos ainda são bastante inferiores aos necessários para provocar uma significativa agregação de biofilme.

Neste cenário, a resina Z100® apresenta maior acomodação monomérica e aparece então com menor rugosidade superficial imediata; corroborando Sabbagh e Colaboradores:

Numerosos estudos apontam para que quanto menores e mais regulares forem às partículas de carga, incrementadas a um material resinoso, especialmente

aqueles a base de sílica, menor seja a rugosidade superficial deste material restaurador, de modo que esta venha a ser verificada imediatamente após o término da restauração (SABBAGH et al., 2004, p. 1090-1101).

24,0 horas após a polimerização observa-se uma mudança no perfil de acomodação monomérica em todos os grupos de resinas estudados. A RS aumenta em todos, com exceção da Zirconfill®, cujos valores decaem significativamente. Neste sentido, vencidas as primeiras 24,0 horas, a regularidade e o menor tamanho das partículas não mais justificam diminuições expressivas da rugosidade superficial, corroborando com Lima, neste estágio de polimerização do seguinte modo:

Apesar dos estudos da literatura apontarem para que quanto menores e mais regulares forem às partículas de carga, especialmente a sílica, menor seja a rugosidade superficial imediatamente após o término da restauração, a presença das cargas totalmente irregulares, porém muito bem distribuídas ao longo da matriz seria um fator extremamente positivo, sem a formação de precipitados ou sobrenadantes, provam que estas, a redução do tamanho e a regularidade das partículas, não são as únicas alternativas para a obtenção de lisura superficial aumentada (LIMA, 2005, p. 78).

E ainda:

Mesmo que isto possa parecer aparentemente ilógico, um estudo mais detalhado da composição química e da estrutura física da diatomita elucidará as dúvidas quanto a sua capacidade, não de reação, já que se trata de um material inerte quimicamente, mas de integração com o meio que a circunda, permitindo-se transpassar por líquidos e muitas vezes absorvendo-os, como é o caso da matriz orgânica resinosa; vale ainda ressaltar que seus poros são manométricos (LIMA, 2005, p. 78).

As características físicas das resinas compostas podem ainda ser influenciadas pela polimerização realizada, o que reflete no desempenho clínico das mesmas (HERBSTTRITH SEGUNDO et al., 2007). A 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 (CCAHUANA-VÁSQUEZ et al., 2004). Os resultados do presente estudo mostraram que a resistência à flexão e a rugosidade superficial, quando comparado quanto aos tempos de polimerização, não mostraram diferenças estatísticas significantes para todos os grupos avaliados, apresentando resultados semelhantes seja quando polimerizados por 20,0 segundos, sejam polimerizados por 40, segundos; como evidencia a Tabela 2.

7 CONCLUSÃO

Os resultados do presente estudo mostraram que a resistência à flexão e a rugosidade superficial, quando comparado quanto aos tempos de polimerização, não mostraram diferenças estatísticas significativas em nenhum dos grupos avaliados.

Dentre os compósitos avaliados a Zirconfill® apresenta-se estatisticamente como o mais resistente à flexão independente do tempo de polimerização.

Quando da rugosidade superficial observou-se que todas as resinas pesquisadas apresentaram maior rugosidade superficial considerando a variável polimento, exceto para a Zirconfill® que teve comportamento antagônico. Este evento embora necessite de estudos posteriores nos permite concluir primariamente que apenas a Zirconfill® permite ser polida sem que afete negativamente sua rugosidade superficial de acordo com o método empregado neste estudo.

Nos grupos não submetidos a polimento a Z100® apresenta menor rugosidade superficial imediata, contudo, após 24,0 horas sua RS aumenta, assim como as demais, exceto a Zirconfill®, cuja RS decai, praticamente pela metade ao longo de 07 dias.

8 REFERÊNCIAS

ALBINO, L. G; RODRIGUES, J. A; KAWANO, Y; CASSON, I. A. Knoop microhardness and FT-Raman evaluation of composite resins: influence of opacity and photoactivation source. **Braz Oral Res.** 2011; 25(3): 267-273.

ALVES, C. B. **Avaliação in vitro da rugosidade superficial de resinas compostas, comparando diferentes sistemas de acabamento e polimento e após a profilaxia com jatos de bicarbonato.** Dissertação (mestrado) – Universidade de São Paulo. São Paulo-SP. 2012. 110p.

ALVES, L. M. M; et al. Rugosidade e microscopia de força atômica de resinas compostas submetidas a diferentes métodos de polimento. **Polímeros.** 2013; 23, (5), 661- 666.

ANTONSON, S. A, et al. Comparison of different finishing/ polishing systems on surface roughness and gloss of resin composites. In: **Journal of Dentistry**, Exeter, 2011, 39 (4), 09-17.

BERGER, S. B; PALIALOL, A. R.M; CAVALLI, V; GIANNINI M. Surface roughness and staining susceptibility of composite resins after finishing. **Journal of Esthetic and Restorative Dentistry.** 2011; 23(1) 34-43.

BOWEN, R. L. Properties of a silica-reinforced polymer for dental restorations. In: **J Am Dent Assoc**, Washington, v. 66, p. 57-64, Jan. 1963.

CARVALHO, C. L. **Estudo In Vitro das forças de adesão à dentina de um Sistema Adesivo Universal pela técnica Etch-and-rinse quando aplicada uma camada adicional de resina hidrofóbica.** Dissertação (mestrado) ULFMD, Lisboa. 2016.123p.

CCAHUANA-VÁSQUEZ, R. A; TORRES, C. R. G; ARAÚJO, M. A. M. D; ANIDO, A. Influência do tipo de ponteira condutora de luz de aparelhos LED na microdureza das resinas compostas. **Revista de Odontologia da UNESP.** 2004; 33(2), 69-73.

CLAVAGIO, V; KABBACH, W. O que pensar da técnica bulk fill? Clínica – **Int J Braz Dent.** 2015 Jan-Mar;11(1):114-23.

DALTOÉ, M. O; LEPRI, C. P; WIEZEL, J. G; et al. Analysis of the microstructure and mechanical performance of composite resins after accelerated artificial aging. **Minerva Stomatol;** 62:63-69; 2013.

DUYGU, T; EMEL, K; ESRA, F. Does the temperature of beverages affect the surface roughness, hardness, and color stability of a composite resin. **Euro J Dent,** 2013;7:165-71. doi: 10.4103/1305-7456.110161

EREIFEJ, N. S; OWEIS, Y. G; ELIADES, G. The effect of polishing technique on 3D surface roughness and gloss of dental restorative resin composites.**Operative Dentistry.** 2013; 36(1) 01-12.

FARES, N. H; et al. Flexural strength and static modular elasticity of composite resin. **Rev. de Clin. Pesq. Odontol.** 2005, 2 (1), 24-31.

FERRACANE, J.L. Review resin composite – State of the art. **DentMater.** 2011; 27:29-38.

HAN, J. M; LIN, H; ZHENG, G; SHINYA, A; GOMI, H; SHINYA, A; et al. Effect of nanofiller on wear resistance and surface roughness of resin composites. **Chin J Dent Res.** 2012; 15(1):41-47.

HERBSTRITH, S. R. M; MOTA, E. G; OSHIMA, H. M. S; BALBINOT, C.E; BONDAN, J. L; COELHO, L. F. B. Influência do método de polimerização na microdureza de compósitos microhíbridos armazenados em água destilada. **Revista Odonto Ciência.** 2007; 22(58), 317-320.

LIMA, I. P. C. **Caracterização e avaliação do incremento de diatomita em uma resina comercial de uso odontológico.** Tese (doutorado) – UFRN, Natal-RN, 2005. 113p.

LIN, J; et al. Effects of rotating fatigue on the mechanical properties of microhybrid and nanofiller-containing composites. **Dental Materials Journal.** 2013. 32(3): 476–483.

MARCHAN, S. M; WHITE, D; SMITH, W. A; RAMAN, V; COLDERO, L; DHURU, V. Effect of reduced exposure times on the microhardness of nanocomposites polymerized by QTH and secondgeneration LED curing lights. **Oper Dent.** 2011;36(1), 98-103.

MELO JÚNIOR, P. C; CARDOSO, R. M; MAGALHÃES, B. G; GUIMARÃES, R. P; SILVA, C. H. V; BEATRICE, L. C. S. Selecionando corretamente as resinas compostas. In: **J Dent, Recife.** 2011; 10(2), 91-96.

MOTA, E. D; et al. Relação entre conteúdo de carga e propriedades mecânicas de seis resinas compostas microhíbridas. **Rev Odonto Cienc.** 2011; 26(2):151-155.

OLIVEIRA, A. L. B. M; BOTTA, A. C; CAMPOS, J. A. B. D; GARCIA, P. P. N. S. Effects of Immersion media and repolishing on color stability and superficial morphology of nanofilled composite resin. **Microsc Microanal** 2014;20(4):1234-9. doi: 10.1017/S1431927614001299.

PICCIONI, M. A. R. V. **Avaliação da resistência à flexão e determinação das propriedades mecânicas de resinas compostas e sua aplicação no método dos elementos finitos.** / Máýra Andressa Rodrigues Valinhos Piccioni. Tese (doutorado) USP– Araraquara: 2010. 99p.

REIS, A. C; et al. Microstructure and Mechanical Properties of Composite Resins Subjected to Accelerated Artificial Aging. **Brazilian Dental Journal.** 2013; 24(6): 599-604.

SABBAGH, J; RYELANDT, L; BACHÉRIUS, L; BIEBUYCK, J. J; VREVEN, J; LAMBRECHTS, P;&LELOUP, G. Characterization of the inorganic fraction of resin composites. **Journal of Oral Rehabilitation.** 2004; 31(11), 1090-1101.

SAGSOZ, O; et al. The bond strength of highly filled flowable composites placed in two different configuration factors. **J Conserv Dent.** v.19, n.1, p.21-5,2016.

SANTOS, S. G; CARDOSO, A. C. D; MOYSÉS, M. R; RIBEIRO, J. C. R; RIBEIRO, J. G. R; Eficiência de polimerização de duas gerações de aparelhos LED em Resina Composta. **Revista da Universidade Vale do Rio Verde, Três Corações.** 2012, 10 (2), 289-296.

SILVEIRA, R. R; CASTRO, J. C. O; POMPEU, J. G. F; BRANDIM, A. S; ARAÚJO A. A.V.L; BARROS G. A. Análise comparativa da microdureza superficial e profunda entre uma resina microhíbrida e uma resina composta de nanopartículas. **Pesq Bras Odontoped Clin Integ.** 2012;12(4):529-534.

SOUZA, J. R. E; et al. Fotoativação na Atualidade: Conceitos e Técnicas Clínicas. **International Journal of Brazilian Dentistry**, Florianópolis. 2014, 10 (2), 24-30.

Pereira CA, Eskelson E, Cavalli V, Liporoni PCS, Jorge AOC, Rego MA. Streptococcus mutans biofilm adhesion on composite resin surfaces after different finishing.

Techniques Operative Dentistry. 2011; 36(3), 311-317.

VAN DIJKEN, J. W. V;& PALLESEN, U. (2016). Posterior bulk-filled resin composite restorations: A 5-year randomized controlled clinical study. **Journal of Dentistry**, 5-11.

VANDEWALLE, K. S; SWIFT, E. J. J. R. Estimated light exposure time for composite resin restorative materials. **J Esthet Restor Dent.** 2011; 23(4): 201-204.