

UNIVERSIDADE FEDERAL DO MARANHÃO
CENTRO DE CIÊNCIAS BIOLÓGICAS E DA SAÚDE
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA
MESTRADO

**EFEITO DO PRÉ-AQUECIMENTO NAS PROPRIEDADES MECÂNICAS E FÍSICAS
DE DIFERENTES RESINAS COMPOSTAS.**

**SÃO LUÍS
2018**

LUANNA MARINHO SERENO NERY

**EFEITO DO PRÉ-AQUECIMENTO NAS PROPRIEDADES MECÂNICAS E FÍSICAS
DE DIFERENTES RESINAS COMPOSTAS.**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia como parte dos requisitos para a obtenção do título de Mestre em Odontologia.

Orientador: Prof. Dr. Darlon Martins Lima

SÃO LUÍS

2018

DEDICATÓRIA

Ao meu Pai **Luís dos Santos Nery** (in memorian) dedico tudo isso e vou além, não houve um dia sequer que não tenha sentido a sua presença. Carrego teus ensinamentos no coração, e estou aqui, lutando e dedicando sempre os melhores frutos às duas pessoas pais importantes da minha vida.

A minha Mãe **Giovanna Marinho Sereno Nery** minha eterna gratidão. Sem dúvida alguma és o meu esteio, sem você essas realizações seriam apenas rascunhos de um sonho bom. Espero um dia poder ser de alguma forma tudo que vocês sonharam e investiram em mim. Amo muito vocês.

Aos meus irmãos **Rodrigo Marinho Sereno Nery e Larissa Marinho Sereno Nery**, meus parceiros para toda a vida, melhor parte de mim.

Ao meu Noivo **Mauro Henrique Saldanha dos Santos Júnior**, pelo apoio e estímulo, amizade, pela parceria, por esse imenso carinho e ainda por tanta compreensão.

AGRADECIMENTOS

A **PPGO UFMA**, pela oportunidade da realização de um sonho.

Ao **Órgão de fomento a pesquisa – CNPq**, pelo apoio financeiro através da concessão da bolsa de estudo.

Ao **Prof. Dr. José Roberto Bauer**, pelo apoio e suporte na realização do projeto, por disponibilizar material laboratorial e compartilhar seus conhecimentos, dando-nos segurança a execução de cada passo.

Ao meu orientador **Prof. Dr. Darlon Martins Lima**, pela amizade, apoio, confiança, e ainda, pelos ensinamentos e conhecimentos compartilhados desde a minha graduação. Obrigado por ter dado sempre todo suporte, por estar presente trazendo novos casos, novos pacientes e levando a gente a ser mais que o trivial; Muito Obrigado por tudo, e principalmente pela oportunidade de tê-lo como amigo para vida inteira.

O sucesso não cai do céu. Ele exige muita luta, esforço, estudo e força de vontade.

Nery, Luanna Marinho Sereno.

EFEITO DO PRÉ AQUECIMENTO NAS PROPRIEDADES MECÂNICAS E FÍSICAS DE DIFERENTES RESINAS COMPOSTAS/ Luanna Marinho Sereno Nery — São Luís, 2018.

? f.

Orientador: Darlon Martins Lima.

Dissertação (Mestrado) – Universidade Federal do Maranhão, Programa de Pós Graduação em Odontologia, 2018.

1.Pré-Aquecimento. 2. Resina Composta. 3. Cimentos Resinosos. 4. Cimentação. I. Título.

CDU

LUANNA MARINHO SERENO NERY

**EFEITO DO PRÉ AQUECIMENTO NAS PROPRIEDADES MECÂNICAS E FÍSICAS DE
DIFERENTES RESINAS COMPOSTAS.**

A Comissão julgadora da Defesa do Trabalho Final de Mestrado em Odontologia,
em sessão pública realizada no dia 14/12/2018, considerou a candidato(a).

APROVADO

REPROVADO

1. Examinador: Prof. Dr. José Roberto de Oliveira Bauer
2. Examinador: Prof. Dr. Rudys Rodolfo de Jesus Tavares
3. Presidente (Orientador): Prof. Dr. Darlon Martins Lima

RESUMO

NERY, Luanna Marinho Sereno. EFEITO DO PRÉ AQUECIMENTO NAS PROPRIEDADES MECANICAS E FISICAS DE DIFERENTES RESINAS COMPOSTAS. (Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia.) – Universidade Federal do Maranhão, 2018.

O pré-aquecimento de resinas compostas surgiu com o objetivo de diminuir a viscosidade de resinas com alto conteúdo de carga inorgânica sem prejuízo nas propriedades do material polimerizado. Recentemente, a técnica vem ganhando popularidade entre os cirurgiões-dentistas e existem dispositivos aquecedores sendo comercializados com essa finalidade. A utilização de resinas pré-aquecidas para cimentação de restaurações cerâmicas seria interessante para a ampliação do uso, não só como material restaurador direto, mas também como agente cimentante, já que faz parte da rotina dos cirurgiões-dentistas, e geralmente estão disponíveis em diversas cores nos consultórios odontológicos. No entanto, não se conhece a viabilidade de sua utilização como material de cimentação para laminados cerâmicos, pois os estudos são insuficientes para sustentar recomendações clínicas. O propósito do trabalho foi estudar o efeito do pré-aquecimento de diferentes resinas compostas, comparando-as ainda com cimentos resinosos dual e fotopolimerizável, avaliando as propriedades mecânicas e físicas. Foram selecionados dois tipos de resina composta (microhíbrida e nanohíbrida), e ainda dois cimentos resinosos (dual e fotopolimerizável). O tratamento térmico das resinas ocorreu por meio de dispositivo próprio, pré-aquecendo as resinas a 69°C (± 1) numa média de 15 minutos, até a estabilização da temperatura, sendo então inseridas em incremento único nas matrizes de cada teste. Esses materiais foram submetidos aos testes de resistência flexural, módulo de elasticidade, tenacidade, escoamento, sorção e solubilidade, translucidez e estabilidade de cor. Utilizando os dados estatísticos para verificação do efeito do pré-aquecimento de forma isolada para cada tipo de resina, notou-se que para a resina microhíbrida (Z250), o pré-aquecimento gerou um aumento do escoamento, da sorção, do módulo de elasticidade, uma maior translucidez, tanto em água destilada como vinho, e uma maior variação de cor após 30 dias de armazenamento em água. Nenhum efeito foi encontrado para os testes de resistência flexural, tenacidade à fratura, solubilidade e variação de cor após 30 dias em vinho. Para a resina nanohíbrida (Z350), houve aumento do escoamento, sorção e alta variação de cor após 30 dias de armazenamento tanto pra água como para o vinho, não apresentando nenhuma outra influência significativa sob as demais propriedades testadas. Por fim, com a análise comparativa entre as resinas pré-aquecidas e os cimentos resinosos, pode-se verificar que o escoamento dos cimentos continua maior, e estes apresentam ainda maior sorção e solubilidade, apesar da resina Z350 também apresentar alta sorção e solubilidade equivalente ao CRD. Finalmente no que diz respeito a translucidez e estabilidade de cor, os cimentos apresentaram maior translucidez em função do tempo, enquanto as resinas apresentaram maior variação de cor em função do tempo de armazenamento, seja em água ou vinho. Para resistência flexural e tenacidade à fratura não houve qualquer diferença estatística entre esses materiais. Podemos concluir que os resultados encontrados demonstram um efeito positivo do pré-aquecimentos sob algumas propriedades mecânicas das resinas compostas analisadas, contudo, propriedades como resistência flexural e tenacidade à fratura, que são defendidas como grande diferencial da técnica, e conferem maior resistência ao desgaste e menor deformação na transferência de cargas, não apresentam diferenças estatísticas dos cimentos resinosos. Foi observado também, altos valores de sorção, translucidez em água e vinho, e variação de cor para quase todos os testes feitos para a resina microhíbrida (Z250). Portanto, para aprofundar o conhecimento sobre o tema, é necessário ir além dos testes laboratoriais que avaliem as propriedades intrínsecas dos materiais, verificando posteriormente a sua interação com o substrato dental, a fim de se fazer futuramente um estudo pré-clínico delineando os materiais a serem utilizados, para em seguida, avaliar o comportamento desses materiais clinicamente a longo prazo.

Palavras Chave: Pré-Aquecimento, Resina Composta, Cimentos Resinosos, Cimentação

ABSTRACT

NERY, Luanna Marinho Sereno. EFFECT OF PREHEATING ON THE MECHANICAL AND PHYSICAL PROPERTIES OF DIFFERENT COMPOSITE RESINS. (Dissertation presented to the Graduate Program in Dentistry) – Universidade Federal do Maranhão, 2018.

The preheating of composite resins arose with the aim of reducing the viscosity of resins with high inorganic filler content without compromising the properties of the polymerized material. Recently, the technique has been gaining popularity among dentists and there are heating devices being marketed for this purpose. The use of preheated resins to cement ceramic restorations would be interesting for the expansion of use, not only as a direct restorative material, but also as a luting agent, since it is part of the routine of dentists and is generally available in several dental offices. In the meantime, the viability of its use as luting material for ceramic laminates is unknown, since the studies are insufficient to support clinical recommendations. The purpose of the work was to study the effect of preheating of different resin composites, comparing them with dual-cured and resin cements, evaluating the mechanical and physical properties. Two types of composite resin (microhybrid and nanohybrid) were selected, as well as two composite resin cements (dual and light-cure). The preheating of the resins occurred by means of a proprietary device, preheating the resins at 69 ° C (± 1) in an average of 15 minutes, until the temperature stabilization, and then they were inserted in a single increment in the matrices of each test. These materials were subjected to tests of flexural strength, modulus of elasticity, fracture toughness, flow, sorption and solubility, translucency and color stability. Using the statistical data to verify the effect of the preheating in isolation for each type of resin, it was noticed that for the microhybrid resin (Z250), preheating generated an increase of the flow, sorption, modulus of elasticity, greater translucency in both water and wine, and greater color variation after 30 days of storage in water. No effect was found for the tests of flexural strength, fracture toughness, solubility and color variation after 30 days in wine. For the nanohybrid resin (Z350), there was an increase in the flow, sorption and high color variation after 30 days of storage for both water and wine, showing no other significant influence under the other properties tested. Finally, with the comparative analysis between the preheated resins and the resin cements, it can be verified that the flow of the cements continues higher, and these present even greater sorption and solubility, although the Z350 resin also presents high sorption and equivalent solubility to the CRD. Finally, regarding to the translucency and color stability, the cements presented higher translucency as a function of time, while the resins presented greater color variation as a function of the storage time, either in water or wine. For flexural strength and fracture toughness there was no statistical difference between these materials. We can conclude that the results show a positive effect of the preheaters under some mechanical properties of the composite resins analyzed. However, properties such as flexural strength and fracture toughness, which are defended as a great differential of the technique, and confer greater resistance to wear and tear. smaller deformation in the transfer of loads, do not present statistical differences of the resin cements. High sorption values, water and wine translucency, and color variation were observed for almost all the tests made for the microhybrid resin (Z250). Therefore, in order to deepen the knowledge about the subject, it is necessary to go beyond the laboratory tests that evaluate the intrinsic properties of the materials, later verifying their interaction with the dental substrate, in order to make in the future a preclinical study delineating the materials to be used, and then evaluate the behavior of these materials clinically in the long term.

Keywords: Preheating, Composite Resin, Resin Cements, Cementation

LISTA DE FIGURAS

| | | |
|------------------|--|----|
| Figura 3.4.1-1 | Delineamento Experimental | 26 |
| Figura 3.4.2-1 | Aquecimento da resina em seringas controladas por termômetro e dispositivo de aquecimento | 28 |
| Figura 3.4.5-1 | Corpos de prova confeccionado em matriz metálica bipartida 25x2x2mm e teste de flexão em 3 pontos com distância de 20mm entre apoios | 30 |
| Figura 3.4.6-1 | Matriz bipartida de aço inoxidável 25 x 2 x 2,5 mm, com fenda de 2,5 mm no centro para confecção dos corpos de prova para o teste de tenacidade a fratura e teste de flexão de três pontos, com distância entre os apoios de 20 mm | 31 |
| Figura 3.4.6-2 | Corpo de prova, levado ao microscópio para mensuração da área transversal do cp e entalhe, e imagens da área de secção da fratura, obtidas através do software UEye Cockpit | 31 |
| Figura 3.4.7-1 | Confecção dos corpos de prova e balança analítica, utilizada para o teste de sorção e solubilidade | 32 |
| Figura 1-1 | 1Esquema da sequência para realização do teste de escoamento. (inserção do material e colocação do peso) | 33 |
| Figura 3.4.8-2 | Material após compressão com peso específico, para mensuração de diâmetros e verificação do escoamento | 34 |
| Figura 3.4.9-1 | Matriz para confecção dos corpos de prova e soluções de armazenamento: água destilada e vinho tinto. | 34 |
| Figura 3.6.5.2-1 | Leitura não captadas pelo Easyshade dos cps da resina nano (Z350) armazenados em vinho | 40 |

LISTA DE TABELAS

| | | |
|----------------|---|----|
| Tabela 3.4.1-1 | Materiais, fabricantes e composição | 27 |
| Tabela 3.6-1 | Valores de resistência flexural, módulo de elasticidade, tenacidade à fratura, escoamento, sorção e solubilidade dos diferentes materiais | 37 |
| Tabela 3.6.5-1 | Valores de translucidez dos diferentes materiais antes e após 7, 14 e 30 dias de armazenamento em água destilada | 39 |
| Tabela 3.6.5-2 | Valores de translucidez dos diferentes materiais antes e após 7, 14 e 30 dias de armazenamento em vinho | 41 |
| Tabela 3.6.6-1 | Valores da variação de cor (ΔE_w) em relação ao baseline dos diferentes materiais após 7, 14 e 30 dias de armazenamento em água destilada | 41 |
| Tabela 3.6.6-2 | Valores da variação de cor (ΔE_w) em relação ao baseline dos diferentes materiais após 7, 14 e 30 dias de armazenamento em vinho | 42 |

LISTA DE ABREVIACOES E SIGLAS

| | | |
|-------------------------|-------|--------------------------------------|
| % | _____ | Por cento |
| μg | _____ | Micrograma |
| μl | _____ | Microlitro |
| μm | _____ | Micrometro |
| BIS- GMA | _____ | Bisfenol glicidil metacrilato |
| cm | _____ | Centímetro |
| cm^2 | _____ | Centímetro quadrado |
| cp | _____ | Corpo-de-prova |
| cps | _____ | Corpos-de-prova |
| E | _____ | Módulo de Elasticidade |
| h | _____ | Horas |
| mg | _____ | Miligrama |
| min | _____ | Minutos |
| mm | _____ | Milimetro |
| mm^2 | _____ | Milimetro quadrado |
| mm^3 | _____ | Milimetro cúbico |
| MPa | _____ | Mega Pascal |
| mW/cm^2 | _____ | MiliWatts por centímetro quadrado |
| N | _____ | Newton |
| n | _____ | Números de corpos-de-prova por grupo |
| $^{\circ}\text{C}$ | _____ | Graus clsius |
| s | _____ | Segundos |
| TEGDMA | _____ | Dimetacrilato de trietilenoglicol |
| UDMA | _____ | Uretano dimetacrilato |
| V | _____ | Volume |
| VAC | _____ | Volts em corrente alternada |
| RF | _____ | Resistência Flexura |
| ME | _____ | Modulo de Elasticidade |
| TF | _____ | Tenacidade a Fratura |

SUMÁRIO

| | | |
|--------|---|----|
| 1. | INTRODUÇÃO | 15 |
| 1.1. | CIMENTAÇÃO ADESIVA | 15 |
| 1.2. | CIMENTOS RESINOSOS | 15 |
| 1.3. | RESINA COMPOSTA TERMICAMENTE MODIFICADA | 17 |
| 1.4. | RESINA COMPOSTA PRÉ-AQUECIDA VS. CIMENTO RESINOSO | 18 |
| 2. | PROPOSIÇÃO | 20 |
| 3. | CAPÍTULO | 21 |
| 3.1. | PÁGINA DE TÍTULO | 22 |
| 3.2. | RESUMO | 23 |
| 3.3. | INTRODUÇÃO | 24 |
| 3.4. | MATERIAIS E MÉTODOS | 26 |
| 3.4.1. | DELINEAMENTO EXPERIMENTAL | 26 |
| 3.4.2. | TRATAMENTO TÉRMICO EXPERIMENTAL | 28 |
| 3.4.3. | DISPOSITIVO DE AQUECIMENTO | 28 |
| 3.4.4. | CONTROLE DE TEMPERATURA | 29 |
| 3.4.5. | RESISTÊNCIA FLEXURAL E MÓDULO DE ELASTICIDADE | 29 |
| 3.4.6. | TENACIDADE À FRATURA | 30 |
| 3.4.7. | SORÇÃO E SOLUBILIDADE | 32 |
| 3.4.8. | ESCOAMENTO | 33 |
| 3.4.9. | TRANSLUCIDEZ E ESTABILIDADE DE COR | 34 |
| 3.5. | ANÁLISE DOS DADOS | 35 |
| 3.6. | RESULTADOS | 36 |
| 3.6.1. | RESISTÊNCIA FLEXURAL E MÓDULO DE ELASTICIDADE | 37 |
| 3.6.2. | TENACIDADE A FRATURA | 37 |
| 3.6.3. | SORÇÃO E SOLUBILIDADE | 37 |
| 3.6.4. | ESCOAMENTO | 38 |
| 3.6.5. | TRANSLUCIDEZ | 38 |
| 3.6.6. | ESTABILIDADE DE COR | 41 |
| 3.7. | DISCUSSÃO | 43 |
| 3.7.1. | RESISTÊNCIA FLEXURAL E MÓDULO DE ELASTICIDADE | 43 |
| 3.7.2. | TENACIDADE A FRATURA | 45 |
| 3.7.3. | SORÇÃO E SOLUBILIDADE | 46 |
| 3.7.4. | ESCOAMENTO | 48 |
| 3.7.5. | TRANSLUCIDEZ E ESTABILIDADE DE COR | 49 |
| 3.8. | CONCLUSÃO | 51 |
| 4. | CONSIDERAÇÕES FINAIS | 52 |
| | REFERÊNCIAS | 53 |

1. INTRODUÇÃO

1.1. Cimentação Adesiva

Com o apelo estético e a necessidade de materiais mais biocompatíveis, houve o surgimento de restaurações indiretas, e com o surgimento da porcelana como material restaurador indireto, fez-se necessário a utilização de materiais que se integrassem simultaneamente ao dente e à restauração e lhe conferisse propriedades biomecânicas.

As opções disponíveis até então, fosfato de zinco e cimentos ionoméricos, apresentavam problemas como deslocamento, infiltração e estética ruim. Então na década de 60 surgiram os cimentos resinosos, que para Anusavice, 2003 e Chain et al, 2013 não passam de uma resina composta modificada a ponto de torna-se fluída para escoar na cimentação [1,2].

Um agente cimentante ideal deve atender aos requisitos básicos mecânicos, biológicos e de manuseio como compatibilidade com o dente e tecido, tempo de trabalho suficiente, fluidez, resistência à compressão, microinfiltração mínima, baixa solubilidade em fluidos orais, adesividade, estética, baixo custo, facilidade de remoção do excesso [3–5].

Em relação aos tipos de cimentos dentais existe uma grande variedade. Há classificações quanto aos principais componentes, quanto ao tipo de ligação da matriz e ainda como cimentos convencionais e cimentos contemporâneos, e neste estão incluídos os cimentos resinosos [1].

Lad et al, 2014 em uma ampla revisão da literatura afirmam que nenhum material atualmente disponível satisfaz todos os requisitos ideais e que a seleção do material deve ser baseada na habilidade do profissional e na necessidade do paciente. Idealmente, a seleção do agente de cimentação deve basear-se nas necessidades específicas de cada situação clínica e o clínico deve ter um conhecimento profundo de todas as opções disponíveis [3].

1.2. Cimentos Resinosos

Os cimentos resinosos são resinas compostas cuja fase orgânica é à base de BIS- GMA (bisfenol glicidil metacrilato) ou UDMA (uretano dimetacrilato), e a fase inorgânica tem uma menor quantidade de carga (31-66% em volume, partículas entre 0,5-15µm de tamanho) visando o aumento da fluidez necessária para cimentação e melhores propriedades de escoamento [1,2,6].

Sua aplicabilidade inclui restaurações totalmente em cerâmica (onlays, inlays e laminados cerâmicos), metálicas ou metalocerâmica e para cimentação de retentores intraradiculares[1,7], contudo têm limitações, como sensibilidade técnica e alto custo [3].

Os autores classificam esses cimentos quanto ao tipo de carga (macropartículas, micropartículas e híbridos), viscosidade (pesado, médio e leve), sistemas de polimerização (químico, foto ou dual), e quanto à presença de monômeros adesivos na sua composição [1–3,6].

De acordo com o sistema de polimerização, os cimentos são divididos em polimerização química, fotopolimerizáveis e duais (química e foto) [7–9].

Os cimentos resinosos de polimerização química, também conhecidos por “autopolimerizáveis”, possuem duas pastas que ao misturá-las iniciam o processo de cura (polimerização) utilizando ativadores químicos (peróxido de benzoíla que reagem com aminas terciárias) de modo a formar radicais livres que iniciarão a polimerização [2,7,8].

Esses cimentos não oferecem muita seleção em termos de sombra e translucidez, mas são especialmente úteis em maiores profundidades onde a fotopolimerização é difícil. Alguns exemplos incluem restaurações metálicas, pinos endodônticos e restaurações de cerâmica de maiores espessuras [7].

Já os cimentos resinosos fotopolimerizáveis, tem em sua maior desvantagem o alto custo, é um tipo de cimento que possui monômeros fotossensíveis, como as cetonas aromáticas (canforoquinona), que são ativados pela luz, logo, a capacidade da luz penetrar em todas as áreas e ativar os fotoiniciadores é importante com este tipo de cimento [2,7].

Uma vantagem dos cimentos fotoativados é a sua estabilidade de cor comparada aos cimentos resinosos duais e autopolimerizáveis.[10] Esses cimentos são, portanto, adequados para restaurações estéticas de peças delgadas e restaurações sem metal.

Os cimentos resinosos de dupla polimerização (duais) polimerizam por meio de produtos químicos e luz, e são indicados quando a cerâmica é muito espessa ou muito opaca para permitir a transmissão da luz através dela.[7]

Pode-se dizer que os cimentos resinosos estão em constante desenvolvimento e que, na atualidade, são os cimentos de escolha para a cimentação de restaurações estéticas, pois apresentam características de manuseio que são importantes para cimentação de restaurações indiretas, proporcionam boa adesão tanto ao substrato dentário quanto ao material restaurador[3], com ou sem aplicação do sistema adesivo e oferecem melhores propriedades mecânicas e ópticas que os cimentos convencionais. [8]

Por outro lado, os cimentos resinosos contêm diferentes monômeros, que são ligados entre si durante a reação de polimerização [8]. Em geral, o grau de conversão máximo,

alcançado por esses cimentos é de cerca de 60%, [11] devido ao aumento da viscosidade do cimento durante a reação de polimerização, dificultando a mobilidade das espécies reativas, a ponto da reação diminuir progressivamente até um momento em que novas ligações não podem ser feitas. [12]. Logo, limitações associadas a uma incompleta polimerização, (baixo grau de conversão) desses cimentos podem resultar em altos valores de sorção e solubilidade, causando uma degradação marginal pelos ácidos presentes no biofilme dental, e por sua vez reduzem a resistência de união entre a restauração e o substrato, que podem significar a perda clínica da restauração. [13]

1.3. Resina composta termicamente modificada

Com a adição de Bis-GMA por Bowen em 1962, as resinas compostas passaram a se destacar como material restaurador, e evoluir continuamente, principalmente no que diz respeito às suas propriedades físicas, o que ampliou seu campo de aplicação clínica [14,15].

Desde seu uso convencional como material restaurador direto, o uso da resina vem sendo explorado sob diversos métodos. Como exemplo tem-se a composição das restaurações indiretas, a qual é semelhante à da resina composta utilizada na técnica direta, diferindo apenas na utilização de métodos adicionais de polimerização, resultando numa maior conversão monomérica. Estes métodos adicionais de polimerização podem incluir fotoativação, calor e pressão [16].

Já o pré-aquecimento de materiais resinosos foi proposto recentemente. Inicialmente com a finalidade de material restaurador direto [17], partindo de um pressuposto que, determinadas situações clínicas apresentam limitações para um bom selamento marginal devido à alta viscosidade do material, que resultaria por sua vez na deterioração da integridade marginal e da eficácia da adesão, considerados fatores importantes na longevidade de uma restauração [18,19].

Então, como alternativa para melhorar o escoamento e assim a adaptação marginal dessas restaurações, usariam-se resinas compostas com menor número de partículas de carga, ou seja, com baixa viscosidade, no entanto, isso afetaria a durabilidade das restaurações.

Outra alternativa sugerida por Friedman, 2003 foi o aquecimento de resinas compostas convencionais, propondo que o aquecimento reduziria a viscosidade, sem comprometer as propriedades mecânicas, permitindo assim uma melhor integridade marginal [18–20], redução da viscosidade, e melhoria na polimerização das resinas.

Essas alterações ocorrem pelo efeito da temperatura na mobilidade dos monômeros, aumentando a frequência de colisão de espécies reativas, tornando possível um atraso no processo de auto desaceleração. Assim, mais monômeros podem converter antes do ponto de vitrificação [21], o que resulta não só em aumento da conversão [22–24], mas também em melhoria de propriedades mecânicas [25–27]. Outra vantagem desta técnica é melhorar a inserção de resina no preparo cavitário e, conseqüentemente a adaptação interfacial, minimizando a formação de gaps e a microinfiltração [18,28–30].

Na técnica do pré-aquecimento, é realizado a inserção das resinas compostas num dispositivo próprio, onde é controlado a temperatura de aquecimento [31–33], é importante ressaltar que entre o pré-aquecimento e a inserção da resina aquecida, existe um tempo pré-determinado para que não haja a redução significativa dessa temperatura. Estima-se que esta redução da temperatura seja de 35% a 40% após 40 segundos, 50% nos primeiros 2 minutos e de quase 90% ao fim de 5 minutos [21,33,34].

E ainda, o aquecimento das resinas compostas não leva à perda de componentes nem à degradação de monômeros, bem como, a exposição das bisnagas de resinas aos ciclos moderados ao processo de aquecimento, não alteram suas propriedades, permitindo assim a sua reutilização após o aquecimento [21].

1.4. Resina composta pré-aquecida vs. cimento resinoso

Nos últimos anos, muitos agentes cimentantes e cimentos foram introduzidos com a alegação de desempenho clinicamente melhor do que os materiais existentes, devido às características melhoradas. Segundo D'arcangelo et al., 2014 [35] vários autores investigaram propriedades dos agentes resinosos de cimentação, como a resistência de união, o grau de conversão e o desgaste, como forma de prever o seu comportamento clínico.

Dessa forma, ao longo dos anos, foi crescendo o interesse na utilização de resinas compostas com alto conteúdo de carga inorgânica como agentes cimentantes de restaurações indiretas, tornando-as menos viscosas através de seu pré-aquecimento [36,37]. Todavia, os estudos são escassos.

Nesse sentido, um estudo de Acquaviva, 2009 [24] mostrou grau de conversão semelhante de uma resina pré-aquecida a 54°C a cimentos resinosos duais em cimentação de restaurações indiretas de resina composta com até 4 mm de espessura. Em outro estudo Goulart, 2018 [38] comparou a resistência de união à microtração de resinas pré-aquecidas a 64°C, nanohíbrida e microhíbrida, com um cimento resinoso dual, relatando desempenho semelhante

ou superior das resinas pré-aquecidas para cimentação de restaurações indiretas com espessuras de 2 ou 4 mm. Esses dois trabalhos mostraram a aplicação de resinas pré-aquecidas para cimentação de restaurações indiretas, confeccionadas em resina composta.

Fróes-salgado et al., 2010 [34] afirmam que resinas compostas que passem por um aumento do grau de conversão tem um maior número de ligações cruzadas e, portanto, melhores propriedades mecânicas. Deste modo, é provável que resinas compostas sujeitas a um pré-aquecimento exibam melhorias a nível da dureza de superfície, resistência flexural, módulo de elasticidade, resistência à fratura, resistência de união e resistência ao desgaste [19,39].

No que diz respeito a cimentação de restaurações cerâmicas, um estudo de Kramer, 2016 [40] mostrou que uma das resinas avaliadas, quando pré-aquecida a 37, 54 e 68°C, apresentou maior resistência de união ao cisalhamento à cerâmica reforçada por leucita. Entretanto, nesse estudo, não houve comparação com cimentos resinosos duais nem fotoativados.

Embora em todos os estudos supracitados, as conclusões sejam semelhantes de que há vantagens que o aquecimento possa trazer a alguns dos produtos testados, existe uma prática clínica não baseada em evidências, que indicam o seu uso para cimentação de restaurações indiretas, inclusive em dentes anteriores, e não há respostas na literatura para o uso da resina composta aquecida como material alternativo aos cimentos resinosos, principalmente os fotopolimerizáveis, na cimentação de peças cerâmicas finas.

2. PROPOSIÇÃO

Este trabalho se propôs a estudar o efeito do pré-aquecimento de diferentes resinas compostas, comparando-as ainda com cimentos resinosos dual e fotopolimerizável, avaliando as seguintes propriedades mecânicas e físicas: resistência flexural, módulo de elasticidade, tenacidade à fratura, sorção e solubilidade, escoamento, translucidez e estabilidade de cor.

3. CAPÍTULO

Esta dissertação está baseada na normativa da Pró-Reitoria de Pesquisa e Pós-graduação da Universidade Federal do Maranhão. Sendo assim composta de um capítulo, contendo um artigo que será enviado para publicação na revista Dental Materials.

Capítulo 1

“Efeito do pré-aquecimento nas propriedades mecânicas e físicas de diferentes resinas compostas.”

NERY LMS; LIMA DM; RAPOSO CC.

3.1. Página de Título

Efeito do pré-aquecimento nas propriedades mecânicas e físicas de diferentes resinas compostas.

Luanna Marinho S. Nery 1; Darlon Martins Lima 2; Carol Carramilo Raposo.

1 Programa de Pós-Graduação em Odontologia, Universidade Federal do Maranhão, São Luís, Brasil.

2 Departamento de Odontologia I, Programa de Pós-Graduação em Odontologia, Universidade Federal do Maranhão, São Luís, Brasil.

3 Programa de Pós-Graduação em Odontologia, Universidade Federal do Maranhão, São Luís, Brasil.

Título Resumido: Pré-aquecimento de resinas compostas.

Autor Correspondente:

Dr. Darlon Martins Lima

Endereço: Rua dos Juritis, N.10, Edifício Juliana, Ap. 203, Jardim Renascença, São Luís - MA

E-mail: darlonmartins@yahoo.com.br

Telefone: (98) 98413-6315

3.2. Resumo

Objetivo: estudar o efeito do pré-aquecimento de diferentes resinas compostas, comparando-as ainda com cimentos resinosos dual e fotopolimerizável, avaliando propriedades mecânicas e físicas destes materiais.

Material e Métodos: foram selecionados dois tipos de resina composta (microhíbrida e nanohíbrida), e ainda dois cimentos resinosos (dual e fotopolimerizável). O tratamento térmico das resinas foi realizado em um dispositivo (HotSet, Technolife, Fortaleza, CE, Brasil) para aquecimento a 69°C (± 1), por aproximadamente 15 minutos, até a estabilização da temperatura, sendo então inseridas em incremento único nas matrizes referentes a cada teste mecânico. Esses materiais foram submetidos aos testes de resistência flexural, módulo de elasticidade, tenacidade, escoamento, sorção e solubilidade, e translucidez e estabilidade de cor em água destilada e vinho tinto.

Resultados: para as resinas compostas, o pré-aquecimento trouxe uma diminuição da resistência flexural e aumento do módulo de elasticidade, escoamento, sorção e solubilidade, translucidez e estabilidade de cor; para tenacidade houve um aumento em resina nano e diminuição em resina micro. Comparando o aquecimento dessas resinas com os cimentos resinosos, as resinas apresentaram maior resistência flexural, módulo de elasticidade, e maior variação de cor, por outro lado, menores valores de escoamento, sorção e solubilidade, translucidez e tenacidade.

Significância: O pré-aquecimento de resinas compostas modifica as propriedades mecânicas e físicas desse material. Assim, sua indicação pode ir além do uso como material restaurador direto, e ser utilizada em situações clínicas que requeiram a cimentação de restaurações indiretas do tipo cerâmicas. Entretanto, a utilização alternativa aos cimentos resinosos da resina composta pré-aquecida como material de cimentação, requer para sua efetiva seleção, estudos clínicos que corroborem os resultados encontrados.

Palavras Chave: Pré-Aquecimento, Resina Composta, Cimentos Resinosos, Cimentação

3.3. Introdução

A constante busca por um sorriso estético e agradável culminou no desenvolvimento de técnicas minimamente invasivas e de materiais restauradores que mimetizam a estrutura dentária. Associado a essa evolução, o refinamento dos procedimentos de cimentação permitiu a confecção de peças restauradoras com espessuras muito delgadas, os laminados cerâmicos [41].

Os preparos minimamente invasivos, além de possuírem maior demanda na prática clínica comparados aos preparos totais, constituem importante fator para o sucesso do tratamento [42,43]. Movido então pelo apelo estético, mas ainda pela necessidade de materiais biocompatíveis, surgiu a necessidade de produtos que interponham dente/restauração conferindo além da estética, resistência às forças oclusais incidentes [6], uma vez que a cimentação dos laminados cerâmicos é também um fator determinante para seu sucesso a longo prazo.

Usualmente, os cimentos resinosos são os materiais de eleição para a cimentação dessas restaurações [44], podem ser diferenciados quanto ao mecanismo de reação de presa em autopolimerizáveis, fotopolimerizáveis ou de polimerização dual [3,7,9,45].

Especificamente na cimentação de laminados cerâmicos, onde a estética é priorizada, a escolha se restringe aos cimentos resinosos fotopolimerizáveis, uma vez que os cimentos resinosos quimicamente ativados, ou duais apresentam amina terciária em sua composição, composto orgânico que participa da reação de presa, mas que é altamente susceptível a oxidação e com isso provoca alteração de cor com o decorrer do tempo e manchamento das restaurações [46].

Mas, apesar de ser o material de eleição, o uso de cimentos resinosos principalmente os fotopolimerizáveis requerem um alto custo, e ainda há uma relação das falhas dos cimentos à sua degradação marginal, que representam na rotina clínica uma desvantagem do material [3];

Por isso, tem sido recomendado o uso de resinas compostas para cimentação de restaurações cerâmicas, uma vez que possuem vantagens em relação aos cimentos resinosos, resultando em maior resistência ao desgaste nas margens expostas ao meio bucal [36,47–49].

A proposta de aquecer a resina composta antes da sua inserção na cavidade, conhecida como pré-aquecimento, tem sido recomendada para diminuir a viscosidade [50] e aumentar o grau de conversão [21–24,51,52] de resinas compostas. Estudos mostram que essa técnica pode resultar em melhoria de propriedades como microdureza [25,26], resistência flexural [27], resistência de união ao microcissalhamento [53], melhor adaptação às paredes do preparo cavitário e menor

formação de gaps, resultando em melhor adaptação marginal [28,29] e menor microinfiltração [18].

A literatura sobre o assunto tem demonstrado propriedades laboratoriais superiores das resinas compostas pré-aquecidas quando comparadas com as resinas em temperatura ambiente, o que justifica o uso da técnica para restaurações diretas, e esta ideia é reforçada ainda por estudos [19,21,54] que mostram que as características estruturais da resina compostas são melhoradas pelo seu aquecimento controlado [17].

Assim, o interesse na utilização de resinas compostas com alto conteúdo de carga inorgânica como agentes cimentantes de restaurações indiretas, tornando-as menos viscosas através de seu pré-aquecimento [36].

Todavia, os estudos são escassos, embora existam estudos que usem a resina composta na modalidade pré-aquecida, estes trabalhos trazem o conceito de uso como material restaurador direto, ou agente de cimentação indireta dos tipos inlays, onlays [55,56] variando ainda o tipo de resinas compostas utilizadas, sendo restrito os estudos que verificaram a aplicabilidade desta técnica em resinas fotopolimerizáveis [21,32,34].

Dessa maneira, embora tenha-se difundido a ideia na prática clínica, não há respostas na literatura para o uso da resina composta pré-aquecida como material alternativo aos cimentos resinosos fotopolimerizáveis na cimentação de peças cerâmicas finas. E diante da escassez da literatura, são necessários estudos que avaliem as propriedades das resinas pré-aquecidas comparativamente a cimentos resinosos e o seu desempenho a longo prazo.

Assim, o objetivo do estudo é avaliar o efeito do pré-aquecimento de diferentes resinas compostas nas propriedades mecânicas e físicas destes materiais quando comparados aos cimentos resinosos fotopolimerizáveis e de polimerização dual. A hipótese nula testada é a que o pré-aquecimento das resinas compostas estudadas não afeta a resistência flexural, módulo de elasticidade, tenacidade à fratura, sorção e solubilidade, escoamento, translucidez e estabilidade de cor.

3.4. Materiais e Métodos

3.4.1. Delineamento Experimental

Quatro materiais resinosos odontológicos comerciais foram avaliados por meio de um estudo experimental *in vitro*; duas resinas compostas, Filtek Z350XT e Z250XT (3M ESPE, St. Paul, MN, EUA), submetidas a um tratamento experimental de pré-aquecimento a 69°C ($\pm 1^\circ$) [23,34,40,47,53,57,58] e ao modo convencional à temperatura ambiente de 25°C ($\pm 1^\circ$), e dois cimentos resinosos RelyX ARC e RelyX Veneer (3M ESPE, St. Paul, MN, EUA), aplicados de modo convencional em temperatura ambiente. Com exceção do tratamento experimental, a manipulação de todos os materiais seguiu as orientações dos fabricantes. A classificação e composição destes estão dispostas na tabela 3.4.1 1.

O esquema abaixo representa a seqüência dos procedimentos realizados na execução do trabalho:

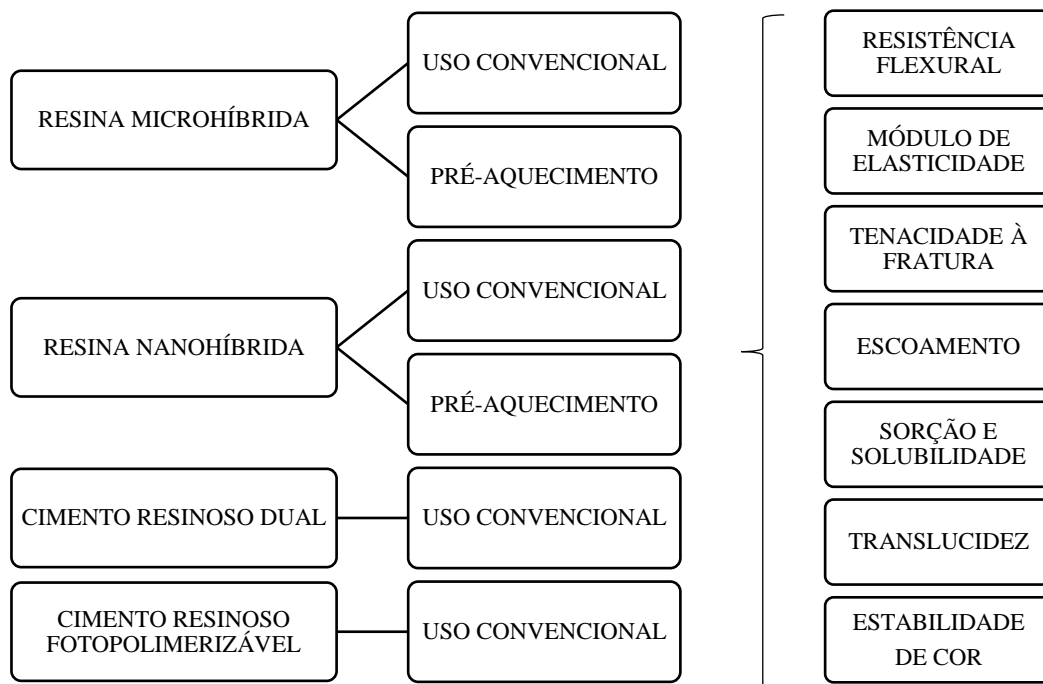


Figura 3.4.1-1 – Delineamento Experimental

Tabela 3.4.1 1 - Materiais, fabricantes e composição

| MATERIAL | FABRICANTE | DESCRIÇÃO | COMPOSIÇÃO | % POR PESO |
|---|--------------------------------|--|--|---------------|
| Filtek Z250XT | 3M ESPE (St. Paul, MN, EUA) | Resina composta microhíbrida | Matriz Orgânica | |
| | | | Bisfenol A diglicidil éter dimetacrilato (BisGMA) | 1 – 10 |
| | | | Bisfenol A polietileno glicol diéter dimetacrilato | 1 – 10 |
| | | | Diuretano dimetacrilato (UDMA) | 1 – 10 |
| | | | Carga Inorgânica | |
| | | | Cerâmica silanizada tratada | 70 – 85 |
| | | | Sílica tratada de silano | 1 – 10 |
| Dimetacrilato de trietilenoglicol (TEGDMA) | <1 | | | |
| Filtek Z350XT | 3M ESPE (St. Paul, MN, EUA) | Resina composta nanohíbrida | Matriz Orgânica | |
| | | | Diuretano dimetacrilato (UDMA) | 1 – 10 |
| | | | Bisfenol A polietileno glicol diéter dimetacrilato | 1 – 10 |
| | | | Bisfenol A diglicidil éter dimetacrilato (BisGMA) | 1 – 10 |
| | | | Carga Inorgânica | |
| | | | Cerâmica silanizada tratada | 60 – 80 |
| | | | Sílica tratada de silano | 1 – 10 |
| | | | Polietilenoglicol dimetacrilato | <5 |
| Cerâmica de zircônia, superfície modificada com 3-metacriloxipropiltrimetoxisilano, material a granel | 1,96 | | | |
| Dimetacrilato de trietileno glicol | 0,2364 | | | |
| RelyX ARC | 3M ESPE (St. Paul, MN, EUA) | Cimento Resinoso Dual | Matriz Orgânica | |
| | | | Dimetacrilato de trietilenoglicol (TEGDMA) | 10 – 20 |
| | | | Bisfenol A diglicidil éter dimetacrilato (Bis- GMA) | 10 – 20 |
| | | | Carga Inorgânica | |
| | | | Cerâmica silanizada tratada | 60 – 70 |
| | | | Sílica tratada de silano | 1 - 10 |
| | | | Polímero policaprolactona reagida | <5 |
| 2-Benzotriazolil-4-metilfenol | <1 | | | |
| Etil 4-dimetil aminobenzoato (EDMAB) | <0,5 | | | |
| 4-(Dimetilamino)-benzetanol | <0,5 | | | |
| RelyX Veneer | 3M ESPE (St. Paul, MN, EUA) | Cimento Resinoso Fotopolimerizável | Matriz Orgânica | |
| | | | Dimetacrilato de trietilenoglicol (TEGDMA) | 10 – 20 |
| | | | Bisfenol A diglicidil éter dimetacrilato (BisGMA) | 10 – 20 |
| | | | Carga Inorgânica | |
| | | | Cerâmica silanizada tratada | 55 – 65 |
| Sílica tratada de silano | 1 – 10 | | | |

3.4.2. Tratamento Térmico Experimental

As resinas dos grupos experimentais foram colocadas em incremento único em uma seringa descartável de 5ml (Descarpak, São Paulo, SP, Brasil) a fim de evitar o efeito negativo de repetidos ciclos de aquecimento sobre as resinas compostas [59] e colocadas em um dispositivo (HotSet, Technolife, Fortaleza, CE, Brasil) para aquecimento a 69°C (± 1), por aproximadamente 15 minutos, até que se estabilizasse na temperatura proposta, confirmada por um termômetro digital, (Tp101); e então inseridas nas matrizes para confecção dos corpos de prova de cada teste, em um tempo padronizado e controlado de aproximadamente 30 segundos até a fotopolimerização, conforme orientação do fabricante.



Figura 3.4.2-1 Aquecimento da resina em seringas controladas por termômetro e dispositivo de aquecimento

3.4.3. Dispositivo de aquecimento

O dispositivo de aquecimento (HotSet, Technolife, Fortaleza, CE, Brasil), foi desenvolvido para aquecer resinas compostas, anestésicos dentários e facetas. O HotSet aquece os compósitos a partir de ponteiras de compressão (ex.: pistola tipo centrix), seringa descartável ou de seringas de resina composta colocadas numa bandeja multifuncional (bloco de aquecimento) que é colocada na parte superior do aquecedor onde uma fonte de alimentação universal (100-240 VAC, 50/60 hz) fornecia energia para o aquecedor.

3.4.4. Controle de temperatura

Seguindo as orientações do fabricante a bandeja multifunção foi pré-aquecida por 25(\pm 1) minutos na temperatura selecionada de 69°C, antes da inserção das seringas com resina.

Para realização do controle de temperatura foi realizado uma calibração prévia ao procedimento experimental, para confirmar o tempo de aquecimento da bandeja multifuncional com termômetro digital, aferindo após o tempo sugerido pelo fabricante. (Figura 3.4.2–1)

Foram realizados ainda procedimentos pilotos para calibração, aplicando o termômetro diretamente na resina em tempos distintos, até a padronização do tempo de aquecimento [15 (\pm 1) minutos] para a temperatura de 69°C (\pm 1).

3.4.5. Resistência Flexural e Módulo de Elasticidade

Para determinar o valor de resistência flexural (RF) dos materiais testados foram confeccionados 10 corpos de prova (n=10) de cada material de forma padronizada usando uma matriz de aço inoxidável bipartida (Odeme, Luzerna, SC, Brasil), com as seguintes dimensões internas especificadas pela ISO 4049/2000: 25mm de comprimento, 2mm de largura e 2mm de altura (Figura. 3.4.5.1).

Os materiais foram inseridos, conforme o protocolo de cada grupo, estando a matriz posicionada sobre uma tira de poliéster sobre uma placa de vidro. Após a inserção do material, uma segunda tira de poliéster foi posicionada sobre o material e pressionada por uma lâmina de vidro, proporcionando o extravasamento de qualquer excesso de material, removidos com bisturi após a polimerização.

Os espécimes foram fotopolimerizados (DEEMILED Curing light; Kerr, C.A. EUA) em uma intensidade de 800mW/cm² durante 20 segundos em três pontos, e em seguida foram armazenados em água destilada por 24 horas em estufa a 37°C (502C; FANEM®, SP, Brasil). O fotopolimerizador foi aferido em radiômetro (Demetron LC Curing Light; Kerr, CA, EUA) para calibração durante os todos os procedimentos laboratoriais.

Após as 24h, um teste de flexão de três pontos foi realizado usando uma máquina de ensaios universal (Instron 3342, Cantom, EUA) A distância entre os apoios foi de 20 mm e a velocidade de avanço da cabeça de 1 mm/min, estando o ponto de tensão centralizando ao comprimento do cp (Figura. 3.4.5.1).

Antes do teste, os corpos-de-prova foram mensurados com um paquímetro digital (Mitutoyo Corp, Tokyo, Japão) com 0,001 de precisão. Os valores das cargas foram obtidos e a resistência flexural (σ) foi calculada em Mega pascal (MPa) usando a seguinte equação:

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

onde F é a carga (N); L é o comprimento da amostra (mm); B é a largura da amostra (mm) e H é a altura da amostra (mm).

Os dados utilizados para a obtenção do módulo de elasticidade (E) foram retirados da parte reta da curva tensão vs. deformação obtida no teste de resistência flexural com a ajuda de um software (BlueHill - Instron 3342, Cantom, EUA).

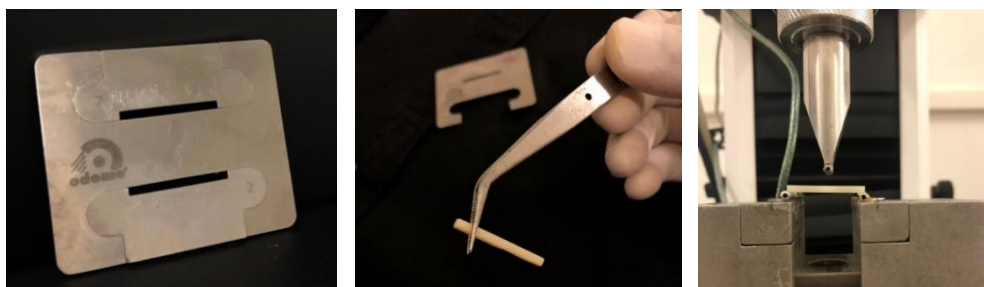


Figura 3.4.5-1 Corpos de prova confeccionado em matriz metálica bipartida 25x2x2mm e teste de flexão em 3 pontos com distância de 20mm entre apoios.

3.4.6. Tenacidade à Fratura

Foram confeccionados 7 corpos de prova (n=7) de cada material em matrizes bipartidas de aço inoxidável (Odeme, Luzerna, SC, Brasil) que permitia gerar um espécime de 25x 5 x 2,5mm, com uma fenda de 2,5 mm no centro. (Figura 3.4.5-1)

Os materiais foram inseridos, seguindo o mesmo protocolo do teste de resistência flexural, onde, a matriz posicionada sobre uma tira de poliéster sobre uma placa de vidro e após a inserção do material, uma segunda tira de poliéster foi posicionada sobre o material e pressionada por uma lâmina de vidro, proporcionando o extravasamento de qualquer excesso de material, removidos com bisturi após a polimerização.

Os espécimes foram fotopolimerizados (DEEMILED Curing light; Kerr, C.A. EUA) em uma intensidade de 800mW/cm² durante 20 segundos em três pontos, e em seguida foram armazenados em água destilada por 24 horas em estufa a 37°C (502C; FANEM®, SP, Brasil). O fotopolimerizador foi aferido em radiômetro (Demetron LC Curing Light; Kerr, CA, EUA) para calibração durante os todos os procedimentos laboratoriais.

Após a fotoativação, os cps foram armazenados em água destilada durante 24h a 37°C e levados para realização do teste de flexão (Figura 3.4.6-1). A confecção dos espécimes foi realizada com base na especificação D5045/ASTM para testes de tenacidade à fratura.

A distância entre os apoios foi de 20mm e a velocidade de avanço da cabeça de 1 mm/min. Os cps foram posicionados de modo que o entalhe confeccionado ficasse oposto à ponta que geraria a aplicação da carga. Antes do teste, os corpos-de-prova foram mensurados com um paquímetro digital (Mitutoyo Corp, Tokyo, Japão) com 0,001mm de precisão.

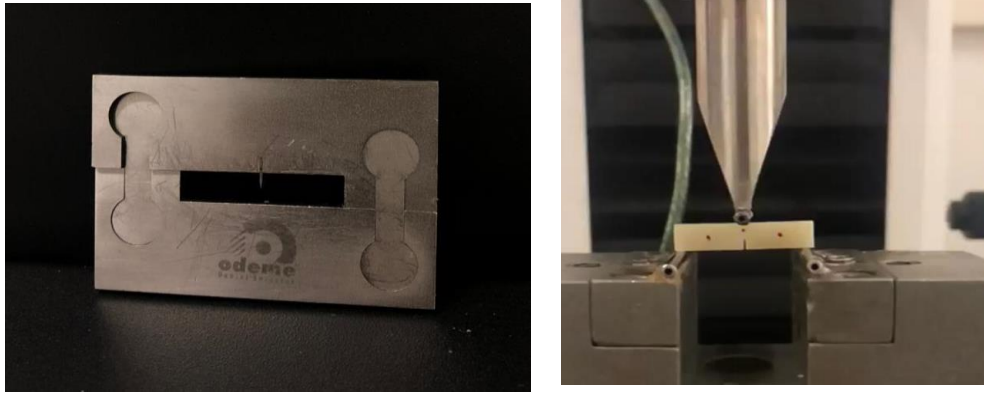


Figura 3.4.6-1 .matriz bipartida de aço inoxidável 25 x 2 x 2,5 mm, com fenda de 2,5 mm no centro para confecção dos corpos de prova para o teste de tenacidade a fratura e teste de flexão de três pontos, com distância entre os apoios de 20 mm

Após a obtenção dos dados referente as cargas de ruptura, as superfícies de fratura dos cps foram levadas ao estereomicroscópio. Com a utilização do software (uEye Cockpit) foram mensuradas a profundidade do entalhe (a); a largura (w) e a espessura (B) de cada cp, das imagens obtidas. (Figura 3.4.6 - 2).



Figura 3.4.6-2 Corpo de prova levado ao microscópio para mensuração da área transversal do cp e entalhe, e imagens da área de secção da fratura, obtidas através do software UEye Cockpit

A tenacidade à fratura foi calculada com a seguinte fórmula:

$$K_{IC} = \left[\frac{(P \times S)}{(B \times w^{1,5})} \right] \times f \left(\frac{a}{w} \right)$$

Onde, P é a carga máxima de fratura (em Newton), S é a distância entre os apoios e $f \left(\frac{a}{w} \right)$ foi calculado de acordo com as seguintes equações:

$$f \left(\frac{a}{w} \right) = 3 \sqrt{\frac{a}{w}} \left(\frac{1,99 - \frac{a}{w} \times \left[1 - \left(\frac{a}{w} \right) \right] \times \left[2,15 - 3,93 \left(\frac{a}{w} \right) + 2,7 \left(\frac{a}{w} \right)^2 \right]}{2 \times \left[1 + 2 \left(\frac{a}{w} \right) \right] \times \left[1 - \left(\frac{a}{w} \right) \right]^{3/2}} \right)$$

3.4.7. Sorção e Solubilidade

Para cada grupo experimental foram confeccionados 8 corpos de prova (cp) de 15mm de diâmetro por 1mm de profundidade, em formato de discos de acordo com as dimensões especificadas pela ISO 4049/2000. Os cps foram confeccionados, por meio da inserção do material em uma matriz circular (Odeme, Luzerna, SC, Brasil), em incremento único, interposta por uma lâmina de vidro para maior lisura do cp e remoção de possíveis bolhas. (Figura 3.4.77–3.4.7-1)

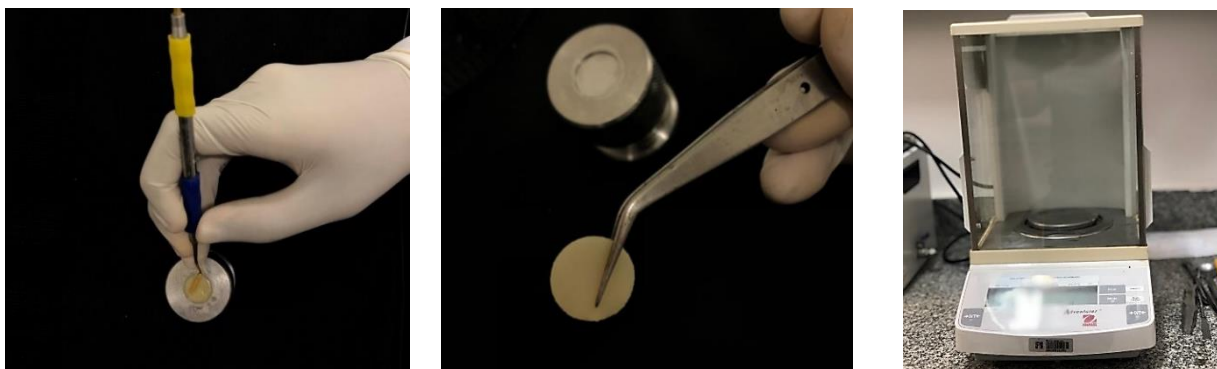


Figura 3.4.7-2 Confeção dos corpos de prova e balança analítica, utilizada para o teste de sorção e solubilidade.

A fotoativação foi realizada através de uma divisão imaginária do cp em 4 partes, sendo ativado por 20s em cada quadrante, numa intensidade de luz de 800mW/cm². Após remoção das matrizes, foi feita a regularização do corpo de prova, com lâmina de bisturi, para remoção de excessos.

Em seguida, os cps foram colocados em um dessecador contendo sílica gel por cerca de 21 dias, sendo removidos e pesados em balança analítica com precisão com 0,1mg (AUW 220D, Shimadzu Corp. Nakagyo-ku, Kyoto, Japão) até obtenção de uma massa constante (M1).

A espessura e diâmetro dos corpos de prova foram medidos em três pontos diferentes aleatoriamente. e feito a média para então calcular o volume de cada amostra (em mm³). Seguindo a equação abaixo, onde r é o raio do espécime e h a espessura média.

$$V = \pi r^2 h$$

Os espécimes forma imersos em água destilada a 37 ° C durante 7 dias e depois removidos, secos e pesados (M2). E por fim, passaram pelo mesmo ciclo de dessecação, já mencionado, a fim de obter uma terceira massa constante (M3). Para cada amostra, os dados de sorção de água (SA) e solubilidade (SL) foram calculados (em g/mm³) usando as seguintes fórmulas:

$$SA = \frac{M2-M3}{V} \quad SL = \frac{M1-M3}{V}$$

3.4.8. Escoamento

Um volume final de 0,05mL de cada material foi preparado e colocado sobre uma placa de vidro (P1) com o auxílio de uma seringa de insulina de 1mL. Após 180 (± 5) segundos da manipulação dos materiais, uma segunda placa de vidro (P2) com dimensões de 50 x 50 x 3,2 mm, pesando aproximadamente 20g, foi colocada sobre o material e sobre o conjunto (P1 + material + P2), um peso de 100g foi colocado cuidadosamente, totalizando uma massa de 120g em cima do material testado.

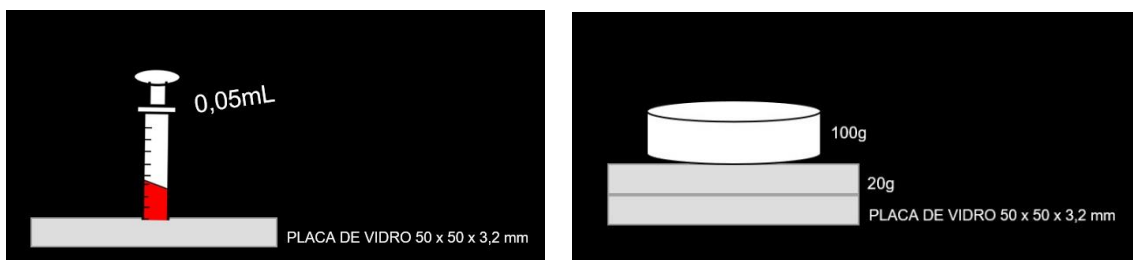


Figura 3.4.8-1 Esquema da sequência para realização do teste de escoamento. (inserção do material e colocação do peso)

Após 10 minutos da manipulação do material o peso foi removido, sendo medidos os diâmetros máximo e mínimo dos discos formados pelos materiais comprimidos, com o auxílio de um paquímetro digital (Mitutoyo MTI Corp., Huntersville, NC, EUA).

Se a diferença do diâmetro dos discos fosse maior que 1mm ou se o formato final não fosse circular e uniforme, o teste seria repetido. Os valores do escoamento foram representados

pela média entre os diâmetros máximo e mínimo, obtida e avaliada três vezes para cada espécime, sendo utilizados 6 espécimes para cada grupo experimental.

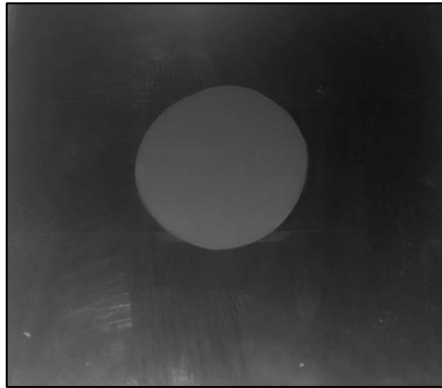


Figura 3.4.8-2 Material após compressão com peso específico, para mensuração de diâmetros e verificação do escoamento.

3.4.9. Translucidez e Estabilidade de Cor

Para o teste de translucidez e estabilidade de cor, foram confeccionados corpos de prova, na forma de disco com 10mm de diâmetro e 2 mm de profundidade. Após a remoção das matrizes, e regularização do corpo de prova, estes foram armazenados por 24h, em potes protegidos de luz, em estufa (502C; FANEM[®], SP, Brasil).

Em seguida os cps foram polidos com discos de lixa médio, fino e extrafino (série Sof-Lex Pop On Orange, 3M ESPE) por 15s, e também com disco de feltro extrafino (2- 4 m) com pasta diamantada (Diamante AC II, FGM, Joinville, SC, Brasil).



Figura3.4.9-1 Matriz para confecção dos corpos de prova e soluções de armazenamento: água destilada e vinho tinto pH 3,3.

Os cps foram alocados aleatoriamente em dois subgrupos: imersos em água destilada (pH ~5.9) e vinho tinto (Quinta do Morgado, Farroupilhas, Brasil - pH ~3,3 e 10,09% em volume de álcool), que foram renovados semanalmente e mantidos em estufa a 37 °C. O pH das soluções foi medido por pHmetro digital (Orion™ 4-Star Plus pH, Thermo Fisher Scientific, Waltham, Massachusetts, EUA). Para a avaliação foi utilizado o CIE L*a*b* (modelo proposto pela Commission Internationale de l'Éclairage - CIE), organização destinada a padronização da cor e aparência em áreas definidas) Os valores de L* a* b* dos cps foram aferidos com espectrofotômetro digital (Vita Easyshade, Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Alemanha).

Os parâmetros utilizados foram os valores de L* a* b*, sendo o L* referente a coordenada de luminosidade, e seus valores variam de zero (preto) a cem (branco). As variáveis a* b* são relativas a cor nas axiais vermelho-verde e amarelo-azul, respectivamente. Valores positivos de a* indicam uma tendência ao vermelho e valores negativos ao verde, ao mesmo tempo que valores positivos de b* indicam tendência ao amarelo e negativos ao azul. As coordenadas a* e b* aproximam-se de zero para as cores neutras (branco, cinza) e aumentam em magnitude para as cores mais saturadas e intensas.

A translucidez das amostras foi medida usando o método do parâmetro de translucidez (TP). A TP foi calculada usando a fórmula proposta por Johnston; Má; Kienle (1995):

$$TP = \sqrt{(L_W^* - L_B^*)^2 + (a_W^* - a_B^*)^2 + (b_W^* - b_B^*)^2}$$

Onde L_W^* , a_W^* e b_W^* foram mensurados em fundo branco e L_B^* , a_B^* , b_B^* em fundo preto. A TP de todos os espécimes foi avaliada em diferentes tempos: imediatamente após o polimento (baseline) e depois de 7, 14 e 30 dias de armazenamento em cada meio.

A estabilidade de cor foi mensurada através dos parâmetros de cor de fundo branco, utilizados no teste de translucidez, calculando assim a variação de cor (ΔE^*) dos espécimes após o mesmo período de armazenamentos nas soluções. O ΔE^* foi calculado usando a seguinte fórmula:

$$\Delta E^* = \sqrt{(\Delta L^*)^2 + (\Delta a^*)^2 + (\Delta b^*)^2}$$

Onde ΔL^* , Δa^* e Δb^* é a diferença entre os parâmetros de cor L_W^* , a_W^* e b_W^* final e inicial, respectivamente.

3.5. Análise dos Dados

Os dados foram analisados com o programa estatístico SigmaPlot 13.0 (Systat Software Inc., San José, CA, EUA). Foram submetidos usando o teste de normalidade Shapiro-Wilk, análise de variância (ANOVA) e o teste de holm sidak para comparações múltiplas ($\alpha = 5\%$). Dependendo das variáveis analisadas, diferentes testes foram utilizados: ANOVA-1 para os dados de resistência flexural, módulo de elasticidade, tenacidade a fratura, sorção e solubilidade, e escoamento; para translucidez e estabilidade de cor ANOVA-2 de medidas repetidas.

3.6. Resultados

Os valores de resistência flexural (RF), módulo de elasticidade (ME), tenacidade à fratura, escoamento, sorção e solubilidade, estão dispostos na tabela 3.6-1, enquanto os de translucidez e estabilidade de cor, foram divididos conforme o meio de armazenamento, apresentados nas tabelas de 3.6.5.1.1 a 3.6.6.2.1.

Tabela 3.6-1 Valores de resistência flexural, módulo de elasticidade, tenacidade à fratura, escoamento, sorção e solubilidade dos diferentes materiais

| Grupos | Resistência Flexural (MPa) | Módulo de Elasticidade (GPa) | Tenacidade a Fratura ($\text{MPa}\cdot\text{m}^{1/2}$) | Escoamento (mm) | Sorção ($\mu\text{g}/\text{mm}^3$) | Solubilidade ($\mu\text{g}/\text{mm}^3$) |
|-----------|----------------------------|------------------------------|--|-------------------------|--------------------------------------|--|
| Z250 (NA) | 152,8 ± 30,4 ^a | 12,0 ± 2,0 ^b | 1,49 ± 0,04 ^a | 8,7 ± 0,1 ^d | 21,1 ± 1,3 ^c | 3,2 ± 1,2 ^c |
| Z250 (A) | 149,0 ± 33,2 ^a | 14,4 ± 2,3 ^a | 1,36 ± 0,11 ^{ab} | 9,5 ± 0,2 ^c | 26,6 ± 2,3 ^b | 4,7 ± 1,2 ^{d,e} |
| Z350 (NA) | 160,1 ± 20,5 ^a | 12,1 ± 2,1 ^b | 1,27 ± 0,15 ^{ab} | 8,7 ± 0,1 ^d | 28,7 ± 2,8 ^b | 6,5 ± 2,0 ^{c,d} |
| Z350 (A) | 153,4 ± 31,0 ^a | 13,0 ± 1,3 ^{ab} | 1,33 ± 0,13 ^{ab} | 9,8 ± 0,4 ^c | 35,8 ± 5,0 ^a | 7,8 ± 1,4 ^{b,c} |
| CRD | 123,9 ± 30,5 ^a | 7,5 ± 1,2 ^c | 1,17 ± 0,05 ^b | 19,1 ± 0,8 ^a | 26,9 ± 1,5 ^b | 8,3 ± 1,8 ^b |
| CRF | 135,7 ± 24,9 ^a | 6,9 ± 0,8 ^c | 1,37 ± 0,24 ^{ab} | 16,7 ± 0,5 ^b | 37,4 ± 3,0 ^a | 10,3 ± 1,0 ^a |

Estimativa e intervalo de confiança de 95%, grupos com a mesma letra não são estatisticamente diferentes.

3.6.1. Resistência Flexural e Módulo de Elasticidade

Os dados de resistência flexural e módulo de elasticidade estão demonstrados na tabela 3.6-1. Não foi observada uma diferença estatística para a resistência flexural entre os grupos testados ($p>0,05$). Para o módulo de elasticidade foi observada uma diferença estatística entre os grupos ($p<0,05$). O maior valor foi observado para a resina microhíbrida aquecida (Z250A), sendo similar a resina nanohíbrida aquecida (Z350A). Os valores das resinas micro e nano, não pré-aquecidas (Z250) e (Z350), também foram similares entre si, se assemelhando a resina nano aquecida (Z350A). Os cimentos resinosos (CRD) e (CRF) apresentaram menores valores para módulo de elasticidade, similares entre si.

3.6.2. Tenacidade a Fratura

No teste de tenacidade a fratura, notou-se diferença estatística entre os grupos, onde o maior valor foi para a resina micro aquecida (Z250A), estatisticamente semelhante a resina micro não aquecida (Z250), resina nano aquecida (Z350A) e não aquecida (Z350) e ao cimento resinoso fotopolimerizável (CRF). O cimento resinoso dual (CRD) apresentou menores valores de tenacidade. (Tabela 3.6-1)

3.6.3. Sorção e Solubilidade

Foram encontradas diferenças entre os grupos tanto para sorção como solubilidade, para o teste de sorção o cimento resinoso fotopolimerizável (CRF) apresentou maior valor, sendo estatisticamente igual ao grupo da resina nano aquecida (Z350A); o cimento resinoso dual (CRD), a resina micro aquecida (Z250A) e resina nano não aquecida (Z350) apresentaram

valores estatisticamente semelhantes, e a resina micro não aquecida (Z250) apresentou os menores valores de sorção.

Para o teste de solubilidade, o grupo do cimento resinoso foto (CRF) também apresentou os maiores valores, seguido do cimento resinoso dual (CRD) e a resina nano aquecida (Z350A) semelhantes estatisticamente. E a resina microhíbrida não aquecida (Z250) também apresentou os menores valores de solubilidade, assim como no teste de sorção.

3.6.4. Escoamento

A análise estatística dos dados de escoamento, mostraram diferença entre os grupos testados, sendo que os maiores valores foram do cimento resinoso dual (CRD), este, superior ao cimento resinoso foto (CRF).

Os menores valores foram observados para as resinas não aquecidas, tanto micro (Z250) como nano (Z350). O pré-aquecimento das resinas, representou um aumento nos valores de escoamento para os dois materiais, contudo este aumento não se aproxima estatisticamente dos cimentos resinosos (CRD e CRF).

3.6.5. Translucidez

Os dados de translucidez foram divididos conforme o meio de armazenamento, e as análises foram feitas entre os grupos para cada tempo, e intragrupo no decorrer do tempo de armazenamento.

3.6.5.1. Água

Na análise intragrupo, o cimento resinoso foto (CRF) se apresentou estável no decorrer do tempo, não apresentando diferença estatística, enquanto os outros grupos apresentaram alguma diferença. O cimento resinoso dual (CRD) apresentou dados estatisticamente semelhantes nos tempos de 7, 30 dias e baseline, notando-se menor valor aos 14 dias, mas ainda assim semelhante ao baseline.

Para a resina microhíbrida, no modo aquecido (Z250A) houve uma diminuição sem diferença estatística após 7 dias de armazenamento, e nos tempos de 14 a 30 dias apresentaram uma queda dos valores de translucidez. No modo não aquecido (Z250) houve uma diminuição dos valores no decorrer do tempo de forma acentuada, embora a diminuição dos períodos de 7

a 14 dias não tenha se apresentado estatisticamente, todos os tempos comparados ao baseline apresentavam diferenças estatística.

Na resina nano, para o modo aquecido (Z350A) notou-se um comportamento semelhante a resina micro também aquecida (Z250A), cujo os valores apresentaram-se estáveis até 7 dias, e nos tempos seguintes notou-se uma queda representativa estatisticamente. E para o modo não aquecido (Z350) notou-se um comportamento diferente dos outros grupos, uma vez que apresentou um aumento da translucidez no decorrer do tempo, comparando ao baseline, o aumento foi maior no período de 7 dias, e nos tempos de 14 e 30 dias diminuíram de forma expressiva, mas ainda assim, maiores que o baseline.

Para análise entre grupos, inicialmente as resinas pré-aquecidas apresentaram maiores valores de translucidez, sendo o maior valor da resina nano aquecida (Z350A) seguido da resina micro aquecida (Z250A); os cimentos resinosos e a resina micro não aquecida (Z250) apresentaram valores intermediários, semelhantes entre si estatisticamente. A resina nano não aquecida (Z350), apresentou os menores valores para a leitura inicial.

Na análise de 30 dias, notou-se que as resinas pré-aquecidas apresentaram maiores valores que as resinas não aquecidas, mas semelhantes estatisticamente ao cimento resinoso dual (CRD); O cimento resinoso foto (CRF) além de ter se mantido estável em função do tempo, apresentou o maior valor após 1 mês comparado aos outros grupos.

Tabela 3.6.5.1.1 – Valores de translucidez dos diferentes materiais antes e após 7, 14 e 30 dias de armazenamento em água destilada.

| Grupos | Translucidez (H ₂ O) | | | |
|-----------|---------------------------------|---------------------------|--------------------------|---------------------------|
| | Baseline | 7 dias | 14 dias | 30 dias |
| Z250 (NA) | 8,0 ± 1,2 ^{aC} | 6,4 ± 0,9 ^{bE} | 6,1 ± 0,7 ^{bC} | 3,5 ± 0,8 ^{cD} |
| Z250 (A) | 10,0 ± 0,3 ^{aB} | 10,3 ± 0,7 ^{aB} | 7,3 ± 1,2 ^{bC} | 8,4 ± 0,8 ^{cAB} |
| Z350 (NA) | 4,5 ± 0,9 ^{dD} | 8,9 ± 1,1 ^{aCD} | 7,7 ± 0,8 ^{bBC} | 6,2 ± 0,7 ^{cC} |
| Z350 (A) | 11,3 ± 0,8 ^{aA} | 11,8 ± 1,0 ^{aA} | 9,2 ± 0,7 ^{bA} | 7,6 ± 1,8 ^{cBC} |
| CRD | 7,46 ± 0,1 ^{a,bC} | 7,55 ± 0,9 ^{aDE} | 6,28 ± 0,8 ^{bC} | 7,45 ± 0,9 ^{aBC} |
| CRF | 8,4 ± 0,7 ^{aC} | 9,1 ± 0,7 ^{aBC} | 9,1 ± 0,8 ^{aAB} | 9,6 ± 1,0 ^{aA} |

Estimativa e intervalo de confiança de 95%, grupos com a mesma letra não são estatisticamente diferentes; Letras minúsculas representam análise intragrupo e letras maiúsculas representam análise entre grupos

3.6.5.2. Vinho

Os corpos de provas armazenados em vinho apresentaram um comportamento distinto pra alguns grupos.

Para análise intragrupo a resina micro não aquecida (Z250) apesar de valores menores, apresentou o mesmo padrão de comportamento que o armazenamento em água, onde houve uma diminuição dos valores ao decorrer do tempo, se mantendo estável entre o sétimo e decimo quarto dia, mas todos os tempos comparados ao baseline apresentavam diferenças estatísticas.

Para a resina micro aquecida (Z250A) houve uma queda acentuada no decorrer do tempo, notando um aumento do valor após 1 mês, sendo estatisticamente semelhante ao período de 7 dias.

A resina nano (Z350) tanto no modo aquecido como não aquecido apresentou um padrão de pigmentação diferente dos demais grupos testados, não sendo possível realizar sua leitura após 30 dias de armazenamento. (Figura 3.6.5.2-1), para esses corpos de foram assumidos os valores de 0 (zero) para todas as coordenadas, uma vez que para L^* (luminosidade) valores mais próximos de zero indicam leituras mais próximas do preto, e as variáveis a^* b^* , relativas as cores axiais indicam uma tendência as cores neutras (branco, cinza) e aumentam em magnitude para as cores mais saturadas e intensas.

Para o modo não aquecido (Z350) houve uma queda dos valores, mas sem diferença estatística entre 14 e 7 dias, enquanto no modo aquecido (Z350A) houve uma queda acentuada dos valores ao decorrer dos períodos analisados.



Figura 3.6.5.2-1 – Leitura não captadas pelo Easyshade dos cps da resina nano (Z350) armazenados em vinho.

Para os cimentos resinosos, houve uma queda nos valores do cimento resinoso dual (CRD) a partir do sétimo dia, mas se manteve estável no decorrer dos tempos analisados, sem diferença estatística. O cimento resinoso foto (CRF) apresentou-se estável até o decimo quarto dia, com uma queda acentuada após 1 mês de armazenamento.

Tabela 3.6.5.2.1 - Valores de translucidez dos diferentes materiais antes e após 7, 14 e 30 dias de armazenamento em vinho.

| Grupos | Translucidez (Vinho) | | | |
|-----------|-------------------------|------------------------|-------------------------|------------------------|
| | Baseline | 7 dias | 14 dias | 30 dias |
| Z250 (NA) | 8,7 ±1,3 ^{ad} | 2,5 ±0,5 ^{bd} | 1,7 ±0,5 ^{bcB} | 1,3 ±0,4 ^{cC} |
| Z250 (A) | 10,5 ±0,3 ^{aC} | 4,0 ±1,1 ^{bC} | 2,3 ±0,8 ^{cB} | 4,0 ±0,1 ^{bB} |
| Z350 (NA) | 14,2 ±0,8 ^{aA} | 2,7 ±0,5 ^{bd} | 2,0 ±1,0 ^{bB} | 0,0 ±0,0 ^{cD} |
| Z350 (A) | 11,7 ±0,5 ^{ab} | 3,6 ±1,1 ^{bC} | 2,0 ±0,3 ^{cB} | 0,0 ±0,0 ^{dD} |
| CRD | 8,1 ±0,3 ^{aDE} | 6,2 ±0,9 ^{bB} | 6,5 ±1,3 ^{bA} | 5,7 ±0,4 ^{bA} |
| CRF | 7,3 ±1,0 ^{aE} | 7,4 ±1,2 ^{aA} | 6,8 ±1,3 ^{abA} | 6,0 ±1,4 ^{bA} |

Estimativa e intervalo de confiança de 95%, grupos com a mesma letra não são estatisticamente diferentes; Letras minúsculas representam análise intragrupo e letras maiúsculas representam análise entre grupos

3.6.6. Estabilidade de Cor

Assim como os dados de translucidez, os dados e padrões de estabilidade de cor foram divididos conforme o meio de armazenamento, e as análises foram feitas entre os grupos para cada tempo, e intragrupo no decorrer do tempo de armazenamento. Os valores de estabilidade de cor, estão expressos por meio do ΔE_w , representado assim a variação de cor de cada tempo em relação ao tempo inicial (baseline) (Tabela 3.6.6.1.1 e 3.6.6.2.1)

3.6.6.1. Água

Na análise intragrupo, com exceção da resina nano aquecida (Z350A), todos os outros grupos apresentaram um comportamento estável no decorrer do tempo, sem nenhuma diferença estatística entre os períodos de armazenamento.

A resina nano aquecida (Z230A) apresentou um aumento de variação de cor no decorrer do tempo, com diferença estatisticamente acentuada após 14 e 30 dias de armazenamento.

Tabela 3.6.6.1.1 - Valores da variação de cor (ΔE_w) em relação ao baseline dos diferentes materiais após 7, 14 e 30 dias de armazenamento em água destilada.

| Grupos | Variação de Cor - ΔE_w (H ₂ O) | | |
|-----------|---|-------------------------|-------------------------|
| | 7 dias | 14 dias | 30 dias |
| Z250 (NA) | 4,6 ±1,9 ^{aC} | 4,9 ±1,3 ^{aC} | 3,6 ±1,4 ^{aC} |
| Z250 (A) | 12,3 ±0,4 ^{aA} | 13,2 ±0,5 ^{aA} | 13,1 ±1,0 ^{aA} |
| Z350 (NA) | 4,2 ±0,8 ^{aC} | 4,5 ±0,9 ^{aC} | 4,7 ±0,7 ^{aC} |
| Z350 (A) | 2,8 ±0,6 ^{bC} | 4,0 ±1,1 ^{bC} | 10,8 ±2,6 ^{bB} |
| CRD | 9,5 ±1,1 ^{ab} | 8,8 ±1,4 ^{ab} | 9,4 ±0,5 ^{ab} |
| CRF | 3,5 ±1,0 ^{aC} | 3,5 ±1,0 ^{aC} | 4,6 ±2,2 ^{aC} |

Estimativa e intervalo de confiança de 95%, grupos com a mesma letra não são estatisticamente diferentes; Letras minúsculas representam análise intragrupo e letras maiúsculas representam análise entre grupos

Na análise por tempo de armazenamento, a resina micro aquecida (Z250A) apresentou maior variação de cor após 7 e 14 dias de armazenamento, acompanhado do cimento resinoso dual (CRD) e seguido dos outros grupos, que por sua vez, apresentaram valores estatisticamente semelhantes.

Para análise após 30 dias de armazenamento apenas a resina nano aquecida (Z350A) sofreu alta variação em relação aos outros tempos, se assemelhando aos valores do cimento resinoso dual (CRD).

3.6.6.2. Vinho

A análise para estabilidade de cor foi realizada através do mesmo teste de translucidez, dessa forma, a análise de estabilidade de cor para a resina micro (Z350) aquecida e não aquecida armazenadas em vinho após 30 dias também foi limitada (Figura 3.6.6.2-1), uma vez que o espectrofotômetro não conseguiu fazer a leitura dos corpos de prova.

Pela análise intragrupo, a variação de cor da resina micro não aquecida (Z250) aumentou em função do tempo, enquanto o modo aquecido (Z250A) apresentou alta variação desde o sétimo dia de armazenamento ($\Delta E_w = 35,5$).

A resina nano não aquecida (Z350) apresentou o mesmo padrão da resina micro não aquecida, aumentando a variação gradativamente, enquanto a aquecida (Z350A) apresentou altos valores desde a primeira semana, mas se manteve estável aos 14 dias, variando novamente após os 30 dias, onde impossibilitou a leitura do espectrofotômetro.

Os cimentos resinosos apresentaram as menores variações nos tempos analisados.

Tabela 3.6.6.2.1 - Valores da variação de cor (ΔE_w) em relação ao baseline dos diferentes materiais após 7, 14 e 30 dias de armazenamento em vinho

| Grupos | Variação de Cor - ΔE_w (Vinho) | | |
|-----------|--|------------------------------|------------------------------|
| | 7 dias | 14 dias | 30 dias |
| Z250 (NA) | 19,4 \pm 1,9 ^{cC} | 27,5 \pm 2,0 ^{bB} | 33,6 \pm 2,3 ^{aC} |
| Z250 (A) | 35,5 \pm 1,3 ^{aA} | 27,4 \pm 1,6 ^{cB} | 32,6 \pm 3,5 ^{bC} |
| Z350 (NA) | 26,2 \pm 2,0 ^{bB} | 35,9 \pm 1,4 ^{bA} | 68,5 \pm 1,9 ^{aB} |
| Z350 (A) | 34,6 \pm 1,3 ^{bA} | 34,4 \pm 0,5 ^{bA} | 82,8 \pm 0,6 ^{aA} |
| CRD | 13,7 \pm 1,8 ^{bD} | 13,6 \pm 2,4 ^{bC} | 17,3 \pm 2,1 ^{aD} |
| CRF | 10,4 \pm 0,5 ^{eE} | 12,9 \pm 1,0 ^{bC} | 18,1 \pm 2,0 ^{aD} |

Estimativa e intervalo de confiança de 95%, grupos com a mesma letra não são estatisticamente diferentes; Letras minúsculas representam análise intragrupo e letras maiúsculas representam análise entre grupos

3.7. Discussão

3.7.1. Resistência Flexural e Módulo de Elasticidade

A resistência flexural (RF) e módulo de elasticidade (ME) são considerados úteis na caracterização de materiais para cimentação, pois indicam a capacidade de resistirem a altas forças mastigatórias, impedindo o deslocamento de próteses e ou microinfiltração [60].

A resistência flexural representa ainda, um preditor confiável para a durabilidade clínica e risco de fratura em restaurações. Uma correlação significativa entre a resistência flexural o risco de fratura em restaurações anteriores foi encontrada no estudo de Heintze, 2011., citado por Kramer, 2016 [40].

Estudos que avaliaram a resistência flexural de resinas [27,34,40,59] e cimentos [39,60,61] correlacionaram positivamente a RF ao grau de conversão [27,34,39,40,59–61] e a quantidade de carga [27,60], com exceção estudo de Deb et al,2011 [33] que demonstrou uma forte correlação negativa entre a quantidade de carga e a resistência flexural.

A resistência flexural dos cimentos possui valores relativamente altos, principalmente após 24 horas da polimerização inicial, isso porque ocorre um processo contínuo de polimerização [61]. Lawson NC, et al.,2007 citado por Duymus et al. 2013 [60] afirmam que os cimentos resinosos apresentam valores de RF estatisticamente maiores que cimentos convencionais, em concordância com os achados de Haddad et al. 2011 [62]. No presente estudo a RF das resinas pré-aquecidas e em temperatura ambiente foram estatisticamente semelhantes aos cimentos resinosos.

Em geral, os estudos do pré-aquecimento de resinas compostas [27,33,34,40] mostraram que o aquecimento aumenta a RF para algumas resinas, enquanto outras não sofreram nenhuma influência.

No estudo de Kramer et al., 2016 [40] todas as resinas nanohíbridas apresentaram valores de resistência flexural significativamente mais altos com o pré-aquecimento a 37,54 e 60°C, comparadas a temperatura ambiente, com exceção da Filtek Supreme XT, que não sofreu influência da temperatura, esta apresentou ainda altos valores mesmo em temperatura ambiente.

Sharafeddin F. et al., 2015 [27] avaliou o efeito do pré-aquecimento a 45°C na resistência flexural das resinas Filtek Z250XT e Filtek P90, ambas apresentaram valores semelhantes, concordando ainda com outros estudos [33,40], que há o aumento da RF com o aumento da temperatura, para eles [27], com o aumento da temperatura e diminuição da viscosidade, os radicais livres e as cadeias poliméricas de propagação adquirem maior

mobilidade resultando numa reação de polimerização mais completa e com isso maior resistência flexural, que também é justificado por El-Korashy DI et al., 2010, citado por Gholizadeh et al., 2017 [59].

Nesse estudo, a resistência flexural das resinas compostas Filtek Z250XT e Z350XT, não sofreram influência do pré-aquecimento, em concordância com Fróes-Salgado et al., 2010 [34] que em seu estudo não encontrou qualquer influência do aumento da temperatura na RF da resina Filtek Z350.

Outros estudos levantaram ainda a relação da composição dos materiais com a resistência flexural, Cassina et al., 2016 [61] afirmaram, que os tipos de monômeros influenciam no grau de conversão e Gonçalves et al., 2009 [63] avaliaram a influência dos teores de BisGMA, TEGDMA e BisEMA na viscosidade, conversão e resistência flexural de resinas e compósitos experimentais, e verificaram que a concentração de BisGMA não influencia diretamente na resistência flexural, mas o conteúdo de comonômeros poderiam variar; compósitos que continham TEGDMA apresentavam maior resistência flexural que os que possuíam TEGDMA e BisEMA que por sua vez eram maior que compostos formados apenas com BisEMA [63].

Quanto ao módulo de elasticidade, talvez uma das propriedades na qual o compósito dental seja mais visivelmente deficiente seja o módulo de elasticidade, que no compósito é muito menor que o valor do dente. Este módulo mais baixo pode permitir deformação aprimorada e mudança dimensional nas superfícies oclusais sob alta tensão, o que leva à formação de defeitos ou aumento do desgaste devido ao aumento do contato superficial [64].

Segundo Korashy et al, 2010 [23], o módulo de elasticidade é desenvolvido logo após a polimerização, a contração de polimerização na fase pós-gel será mais alta e o módulo elástico é estabelecido mais cedo. O pré-aquecimento gera uma polimerização mais rápida, o que implica em um maior grau de conversão, e por consequência, um maior módulo de elasticidade, que concorda com os achados desse estudo, especialmente para a resina microhíbrida.

No presente estudo, as resinas aquecidas apresentaram maior módulo de elasticidade comparadas as resinas não aquecidas e aos cimentos resinosos, contudo o módulo de elasticidade da resina Filtek Z350XT não teve influência do pré-aquecimento, o que vai de acordo com os achados de Sharafeddin et al. 2015 [27].

Segundo Xu et al. 1998 citado por Sharafeddin et al. 2015 o módulo de elasticidade da dentina humana está em torno de 19 GPa, e segundo Sharafeddin et al. 2015, o módulo de elasticidade semelhante ao dente, tem efeito positivo na longevidade das restaurações, esse valor se aproxima dos encontrados para as resinas aquecidas nesse estudo, podendo representar

uma nova diretriz de estudos para elucidar os fatores ligados a essa propriedade especificamente.

3.7.2. Tenacidade a Fratura

Baseado nas principais razões para o fracasso de um material resinoso, Ferracane et al., 2013 [65] relata que umas das propriedades mecânicas mais importantes a ser avaliada é a tenacidade a fratura (TF), como toda restauração provavelmente tem falhas, a TF pode ser o fator mais crítico na determinação da resistência a fratura intra-oral.

Para Ilie et al. 2017 esta propriedade é inerente de um material e, portanto, seu valor deve ser independente da modalidade de teste ou da geometria da amostra, e altamente relevante para caracterizar os materiais dentários [66].

Em outro estudo [67], Ferracane et al., 1999 relacionou a tenacidade a fratura a mais de 91% das fraturas dos materiais resinosos, reafirmado em seguida por dois outros estudos [68,69] e pelos achados da revisão sistemática de Heintz et al.,2017 [70] que afirma ainda que as fraturas clínicas são mais correlacionadas a TF do que a resistência flexural.

A variável mais importante e extensamente investigada para a tenacidade à fratura em resinas composta é a quantidade de carga [68,70–72], assim como para os cimentos [60]. Em geral foi mostrado que a TF aumenta de acordo com a quantidade de carga independente do grau de conversão e da matriz [70], e ainda que o percentual de carga é mais importante do que o seu peso [68] para essa propriedade.

No estudo de Ilie et al., 2012 foi verificado que a TF aumentava com o percentual de volume de carga até o volume crítico de 57%, seguindo de um platô até 65% e acima disso ocorreu uma leve diminuição da tenacidade, sendo eles por um possível aumento da concentração de poluentes, vazios e porosidades que são incorporados pelo material como consequência do aumento da viscosidade.

Já a tenacidade máxima encontrada por Kim et al.,2016 foi num nível limiar de 55% de volume de carga, relatando ainda que existem alguns mecanismos plausíveis para esse fenômeno [72], como efeito de curvatura da dobra, resultando na fixação de partículas de carga que aumentam a energia da linha na frente da trinca; ou que a matriz ao redor do preenchedor é deformada plasticamente pela extensão da trinca, o que leva a um aumento na energia da fratura, entre outras.

No estudo de Watanabe et al. 2008 [68] os percentuais de volume de carga tinham um nível similar, e diferentes valores de tenacidade à fratura entre os cinco compósitos resinosos

(híbrido, microhíbrido, nanopartícula). Logo, esta diferença pode ser devida a outros fatores também.

Nesse estudo, não foi encontrada nenhuma influência do pré-aquecimento sob a tenacidade a fratura para ambas as resinas, e a análise comparativa dessas resinas aos cimentos resinosos, também não apresentaram diferenças estatísticas.

Mas apesar de não terem sido encontradas diferenças estatísticas entre os materiais testados para tenacidade, o cimento resinoso dual (CRD) apresentou pequena diferença de valores, com dados sutilmente inferiores aos demais, o que pode ser justificado pelo fato que os materiais com menor quantidade de carga costumam apresentar menor resistência à compressão e à fratura [60].

3.7.3. Sorção e Solubilidade

Quando um material resinoso é imerso em uma solução ocorrem dois processos distintos: inicialmente é a sorção que acarreta num inchaço do corpo e ganho de massa [73]; posteriormente, ocorre lixiviação de componentes não reagidos, podendo ocorrer perda de massa, volume e redução das propriedades mecânicas [73,74].

No estudo de Boaro et al., 2013 [75] encontrou-se uma correlação significativa entre quantidade de carga e sorção, já relatada por Sideridou et al., 2003 [73] e Janda et al. 2007 [76], que afirmaram ainda que além da quantidade de carga, a matriz orgânica apresenta influência sobre a propriedade de sorção.

A taxa de sorção desses materiais podem estar relacionadas à composição do material, ao tipo de solução, tempo de imersão, características hidrofílicas da matriz e quantidade de carga, [73,75,76] apesar disso não foram encontradas correlação da quantidade de carga e solubilidade [75,76], o que mostra que não há uma correlação exata entre as propriedades de sorção e solubilidade; um material que apresenta alta sorção não apresenta necessariamente maior solubilidade ou vice-versa, como foi encontrado no estudo de Malacarne et al., 2006, em que uma resina menos hidrofílica apresentou maior solubilidade do que a resina mais hidrofílica [77], em outro estudo, valores negativos de solubilidades foram ligados aos materiais hidrofóbicos, pois estes teriam dificultado o transporte e solvente dentro e fora das amostras [75].

No estudo de Dziedzic et al., 2016 também foi verificado um aumento da massa final apesar da lixiviação dos componentes, relatando possíveis explicações para o ocorrido, a primeira foi que em vez da eluição dos componentes o material tenha apresentado retenção do

solvente, ou ainda que a reação entre as partículas de carga tenham formado hidróxidos que por sua vez resultam no aumento da massa [78].

Os parâmetros estruturais que influenciam na sorção e solubilidade são a densidade de reticulação e porosidade das cadeias; microvazios produzidos por monômeros não reagidos aprisionados aumentam a solubilidade e formam sítios para o acúmulo de solventes [78].

No que diz respeito ao pré-aquecimento das resinas, o estudo de Castro et al., 2016 concluiu que o pré-aquecimento da 60°C diminuiu a sorção e solubilidade desses materiais [79], o que vai contra os achados desse estudo, que apresentou aumento da sorção para ambas as resinas, enquanto para solubilidade não houve qualquer alteração significativa.

Para os cimentos resinosos, uma limitação associada a incompleta polimerização (baixo grau de conversão) pode resultar em altos valores de sorção e solubilidade, causando assim uma maior susceptibilidade à degradação marginal pelos ácidos presentes no biofilme dental, e por sua vez reduzem a resistência de união entre a restauração e o substrato, significando um perda clínica da restauração [13].

Em geral, o grau de conversão máximo, alcançado por esses cimentos é de cerca de 60% [11] isso porque o aumento da viscosidade durante a reação de polimerização, dificulta a mobilidade das espécies reativas, a ponto de diminuir progressivamente até que não ocorra mais nenhuma ligação [12]. E para Malacarne et al, 2006, a presença de Bis-GMA aumenta mais ainda a viscosidade e conseqüentemente diminui o grau de conversão [77].

Nesse estudo, os cimentos resinosos, apresentaram maiores valores de sorção e solubilidade comparados as resinas, aquecidas ou não. Isso talvez possa ser explicado por suas composições, possuindo maior concentração de TEGDMA, confirmando os achados dos estudos anteriores [73,75,76] ou pelo baixo grau de conversão [11].

De acordo com a norma 4049/2009 da ISO, para que os compósitos sejam indicados como materiais restauradores, estes devem apresentar sorção de água menor que $40\mu\text{g}/\text{mm}^3$ e solubilidade menor que $7,5\mu\text{g}/\text{mm}^3$ em um período de 7 dias de armazenamento. Dessa forma todos os materiais apresentaram comportamento aceitável para sorção, enquanto os cimentos resinosos e a resina nanohíbrida aquecida estariam fora do padrão para solubilidade.

O período de armazenamento de água de sete dias, escolhido para o presente estudo, tem sido extensivamente estudado, segundo Dziejic et al., 2016, durante sete dias de armazenamento em água, os principais componentes removidos dos materiais resinosos são os monômeros residuais que não reagiram para formar cadeias poliméricas [78], e a maior concentração de monômeros eluídos em 7 dias também foi observada por outros autores [80].

3.7.4. Escoamento

O pré-aquecimento de resinas compostas surgiu com o objetivo de diminuir a viscosidade de resinas com alto conteúdo de carga inorgânica sem prejuízo nas propriedades do material polimerizado [17,47,81].

Num estudo de Da Costa et al., 2009, 22 tipos de materiais resinosos foram avaliados quanto ao efeito do pré-aquecimento a 54 e 68°C na fluidez, sendo que as várias marcas de resina responderam de forma diferente ao aquecimento, devido sua composição e quantidade de carga; Para algumas resinas o aquecimento produziu um melhora significativa da fluidez, contudo, para a maioria das resinas convencionais o aquecimento pareceu não ter influência sobre essa propriedade [82].

Gonçalves et al. 2009 por sua vez, encontrou uma alta interação entre a concentração de BisGMA e o conteúdo de comonômeros na viscosidade dos materiais resinosos, pois o BisGMA é capaz de formar fortes ligações de hidrogênio que restringe a mobilidade molecular [63], e para Ayub et al. 2014 a viscosidade das resinas compostas é uma propriedade que é determinada pelo grau de mobilidade molecular. Para Deb S. et al. 2011 há uma correlação positiva fraca entre a quantidade de carga e a fluidez para ambas as temperaturas.

Lucey et al., 2010 [81] afirma que a temperatura é um preditor estatisticamente significativo da viscosidade de matérias resinosos, reforçado por outros estudos [17,33,37,83,84].

Ayub et al, 2014 [83], explicam que o pré-aquecimento expõem os monômeros a um estado de agitação térmica, que aumenta o movimento molecular proporcionando fluidez.

Ahn et al, 2015 [50], avaliaram o comportamento da resina nanohíbrida Filtek Z350, comparando-a no modo pré-aquecido a 60°C e em temperatura ambiente, e concluíram ainda que a adaptação marginal foi melhorada pelo pré-aquecimento e redução da viscosidade da resina.

Em concordância como relatados dos estudos acima, comprovou-se nesse estudo a influência do pré-aquecimento no escoamento das resinas. Da mesma forma como nos achados encontrados por Goulart et al. 2013 [84], houve aumento do escoamento para as resinas micro e nanohíbridas nesse estudo, contudo o escoamento foi maior para as resinas microhíbridas e os cimentos resinosos por sua vez, apresentaram maior escoamento, também relatado no estudo de Deb S. et al. 2011 [33] que pode ser explicado por suas composições e quantidade de carga [84].

Como já preconiza a literatura [1,2,6] que os cimentos resinosos são resinas compostas cuja fase orgânica é à base de BisGMA (bisfenol glicidil metacrilato) ou UDMA (uretano dimetacrilato), e a fase inorgânica tem uma menor quantidade de carga (31-66% em volume, partículas entre 0,5-15µm de tamanho) visando o aumento da fluidez necessária para cimentação e melhores propriedades de escoamento.

De toda forma, apesar do pré-aquecimento das resinas compostas diminuírem sua viscosidade, e estarem relacionados ao aperfeiçoamento de outras propriedades mecânicas, estas não chegam a atingir os valores de resinas compostas fluidas [33,84], mas apresentam uma boa opção de agente cimentante, devido as boas propriedades mecânicas, baixo custo e variedade de cor [84].

3.7.5. Translucidez e Estabilidade de Cor

As alterações óticas dos materiais resinosos é um fenômeno multifatorial de origem intrínseca ou extrínseca. fatores intrínsecos incluem alterações na composição química da matriz da resina e na interface entre as partículas da carga e a matriz, enquanto fatores extrínsecos consistem na absorção de materiais coloridos de fontes externas ligadas aos hábitos do paciente[46,59,85].

Para Gholizadeh et al., 2017 [59], a propensão da matriz resinosa a alteração de cor está sob influência do grau de conversão e das propriedades físico-química da matriz; no seu estudo investigou o efeito do pré-aquecimento de resinas compostas à base de metacrilato e silorano em sua estabilidade de cor até 40 vezes a 55 e 60°C, notando que a severidade da coloração foi maior na resina aquecida, o que pode ser explicado pelo aumento significativo do grau de conversão [59].

Micali B. 2004 e Ferracane JL. 2006 citados por Gholizadeh et al., 2017 explicam que o grau de conversão do monômero afeta a estabilidade química da resina, as ligações duplas de carbono não convertidas são capazes de tornar o material susceptível a degradação das ligações, reduzindo a estabilidade da cor e liberando materiais como o ácido metacrílico e o formaldeído; Além de facilitar a influência dos solventes da cavidade oral na cadeia polimérica, destruindo as cadeias formadas pouco tempo antes.

Nos estudos de Mundim et al.,2011 [46] o aquecimento não teve influência sobre a estabilidade de cor e translucidez/opacidade da resina nanohíbrida a 60°C, concordando com os achados desse estudo, uma vez que a resina Z350XT aquecida apresentou uma variação de cor

semelhante a não aquecida armazenadas em água, e apresentou alto manchamento em vinho para ambas as temperaturas, 68°C ou ambiente.

Mundim et al. 2011, relaciona essa alteração de cor e a translucidez ao tamanho e concentração das partículas de carga, pois, estas são responsáveis por espalhar luz, que fornece a opacidade/translucidez dos materiais resinosos. Quanto maior a partícula, maior a propagação de luz e conseqüentemente maior a opacidade [46].

Somado a este fato sabe-se que a capacidade de absorção do pigmento está relacionada a composição da resina, ou seja, matriz orgânica, relação do volume de carga inorgânica, tamanho, forma das partículas; e sabe-se ainda que a percepção da cor está diretamente relacionada com a dispersão da luz; considerando que a interface entre matriz orgânica e partícula de carga é um dos pontos frágeis do compósito, com alta sensibilidade à sorção de água, pode-se supor que a degradação hidrolítica desta interface pode modificar a maneira pela qual a luz é dispersa pelas partículas [86].

No que diz respeito aos cimentos resinosos, Marchionatti et al., 2017 [9] comparou a estabilidade de cor de cerâmicas cimentadas com cimento resinoso dual e fotopolimerizável, não encontrando diferença estatística entre eles, concordando parcialmente com achados deste estudo, pois os cimentos armazenados em vinho apresentaram estabilidade de cor semelhante, mas em água o cimento dual apresentou maior variação de cor, que também é explicado por Marchionatti confirmando ainda outros estudos[46,85] que afirmam que o cimento dual é mais susceptível a variação de cor, por conta da oxidação das amins terciárias.

Há de se ressaltar por fim, que a intensa exposição ao qual material foi submetido não corresponde com exatidão a uma situação clínica, já que estudos laboratoriais são mais agressivos ao que ocorre na realidade [9,85], pois grandes áreas de superfície dos agentes cimentantes são expostas homogeneamente as soluções, enquanto na realidade clínica, apenas uma linha marginal é exposta ao meio bucal. E ainda, por esses métodos de avaliação laboratorial, a pigmentação tem sido associada a degradação hidrolítica dos componentes orgânicos dos materiais resinosos, como supracitado por Pires-De-Souza 2007 [86].

3.8. Conclusão

Isoladamente, os resultados encontrados demonstram que a hipótese nula foi então refutada, uma vez que mesmo que não tenha interferido na resistência flexural, tenacidade à fratura, e solubilidade das resinas, o pré-aquecimento das resinas compostas estudadas afetaram o escoamento, a sorção e estabilidade de cor, para ambas as resinas, e ainda ao módulo de elasticidade e translucidez da resina microhíbrida.

4. CONSIDERAÇÕES FINAIS

O diferencial desse trabalho está não apenas na busca de evidências científicas que confirmem os efeitos supracitados na literatura a respeito do pré-aquecimento de determinadas resinas compostas sob suas propriedades mecânicas e físicas; mas, na comparação destas mesmas propriedades com os materiais de eleição para cimentação de laminados cerâmicos já disponíveis no mercado, para assim, contribuir com a arte do conhecimento e endossar a plausibilidade dessa técnica como uma alternativa clínica.

Partindo do pressuposto que os resultados encontrados nesse estudo fundamentem posteriores estudos clínicos, bem como sirvam de parâmetro para o melhor desenvolvimento da técnica do pré-aquecimento de resinas como material cimentante, a resina de seleção seria a microhíbrida (Z250), uma vez que nas condições testadas por essa metodologia, apresentou melhores benefícios pela com a aplicação da técnica.

E sobretudo, avaliando o pré-aquecimento das resinas no intuito de usá-las como material cimentante de laminados cerâmicos, os resultados demonstram uma equivalência ou até superioridade nas propriedades físicas e mecânicas, todavia apontam a necessidade de maiores estudos que sustentem a eficácia da técnica para propriedades óticas/estéticas, quesito altamente relevante para o que se foi proposto.

É importante ponderar que na aplicação clínica dessa técnica, existem variáveis que podem impedir o alcance dos mesmos resultados, levando em conta por exemplo, o tipo (marca) do equipamento disponível, bem como a temperatura de aquecimento oferecida para cada marca; exigindo ai talvez uma padronização da temperatura ou especificação e categorização de acordo com o tipo da resina, pra que essas não sofram quaisquer tipo de alteração por um possível supraaquecimento.

Vale ressaltar que o dispositivo utilizado no teste (HotSet, Technolife, Fortaleza, CE, Brasil) apresentou um desempenho compatível ao que foi proposto, apresentando pequenas oscilações de temperatura, que não chegaram a comprometer a padronização dos tratamentos térmicos realizados, uma vez que a cada incremento era feita a aferição adequada.

Então, para maior apropriação do tema e consagração da técnica, são necessários além dos testes laboratoriais que avaliem as propriedades intrínsecas dos materiais; testes que afirmam sua interação com os laminados cerâmicos e o substrato dental, a fim de fazer um estudo pré-clínico delineando os materiais a serem utilizados, e em seguida, avaliar in vivo o comportamento desses materiais a longo prazo. Contraindicando assim as práticas realizadas, ensinadas e vendidas atualmente sem nenhum alicerce científico bem definido.

REFERÊNCIAS

- [1] Anusavice KJ. Phillips - materiais dentários. 11^a. 2003.
- [2] Chain MC, Alexandre P, Rosa LI. Cimentos Odontológicos. Materiais dentários - série abeno - odontologia essencial - parte clínica, 2013, p. 88–91.
- [3] Lad PP, Kamath M, Tarale K, Kusugal PB. Practical clinical considerations of luting cements: A review. *Journal of international oral health : JIOH* 2014;6:116–20. doi:nao tem doi.
- [4] Simon J, Darnel L. Considerations for proper selection of dental cements. *Compend Contin Educ Dent* 2012;33:28–36.
- [5] Gallo JR, Burgess JO, Ripps AH, Walker RS, Ireland EJ, Mercante DE, et al. Three-year clinical evaluation of a compomer and resin composite as class V filling materials. *Operative Dentistry* 2005;30:275–81.
- [6] Badini SRG, Tavares AC da S, Guerra MA de L, Dias NF, Vieira CD. Cimentação adesiva – Revisão de literatura. *Revista Odonto* 2008;16:105–15.
- [7] Stamatacos C, Simon JF. Cementation of indirect restorations: an overview of resin cements. *Compendium of continuing education in dentistry* 2013;34:42–6.
- [8] De Souza G, Braga RR, Cesar PF, Lopes GC. Correlation between clinical performance and degree of conversion of resin cements: a literature review. *Journal of applied oral science : revista FOB* 2015;23:358–68. doi:10.1590/1678-775720140524.
- [9] Marchionatti AME, Wandscher VF, May MM, Bottino MA, May LG. Color stability of ceramic laminate veneers cemented with light-polymerizing and dual-polymerizing luting agent: A split-mouth randomized clinical trial. *Journal of Prosthetic Dentistry* 2017;118:604–10. doi:10.1016/j.prosdent.2016.11.013.
- [10] Peumans M, Meerbeek B Van, Lambrechts P, Vanherle G. Porcelain veneers : a review of the literature. *Journal of Dentistry* 2000;28:163–77.
- [11] Kumbuloglu O, Lassila L, User A, Vallittu P. A study of the physical and chemical properties of four resin composite luting cements. *Int J Prosthodont* 2004;3:357–63.
- [12] SVIZERO N da R, SILVA MS, ALONSO RCB, RODRIGUES FP, HIPÓLITO V Di, CARVALHO RM, et al. Effects of curing protocols on fluid kinetics and hardness of resin cements. *Dental Materials Journal* 2013;32:32–41. doi:10.4012/dmj.2012-085.
- [13] Silva EM Da, Noronha-Filho JD, Amaral CM, Poskus LT, Guimarães JGA. Long-term degradation of resin-based cements in substances present in the oral environment: influence of activation mode. *Journal of applied oral science : revista FOB* 2013;21:271–7. doi:10.1590/1679-775720130026.
- [14] Nandini S. Indirect resin composites. *Journal of Conservative Dentistry* 2010;13:184. doi:10.4103/0972-0707.73377.
- [15] Saade EG, Bandeca MC, Rastelli ANS, Bagnato VS, Porto-Neto ST. Influence of pre-heat treatment and different light-curing units on Vickers hardness of a microhybrid composite resin. *Laser Physics* 2009;19:1276–81. doi:10.1134/S10546660X09060164.
- [16] Ozakar-Ilday N, Zorba YO, Yildiz M, Erdem V, Seven N, Demirbuga S. Three-year clinical performance of two indirect composite inlays compared to direct composite restorations. *Medicina Oral, Patologia Oral y Cirugia Bucal* 2013;18. doi:10.4317/medoral.18491.
- [17] Friedman J. Thermally Assisted Flow and Polymerization of Composite Resins. *Contemporary Esthetics and Restorative Practice* 2003:100–1.
- [18] Wagner W, Asku M, Neme A, Linger J, Pink F, Walker S. Effect of preheating resin composite on restoration microleakage. *Operative Dentistry* 2008;33:72–8. doi:10.1111/j.1708-8240.2011.00461.x.
- [19] Aygun Emiroglu Ş, Evren B, Özkan Y, Kulak. Effect of cements at different

- temperatures on the clinical performance and marginal adaptation of inlay-onlay restorations in vivo. *Journal of Prosthodontics* 2016;25:302–9. doi:10.1111/jopr.12311.
- [20] Blalock JS, Holmes RG, Rueggeberg FA. Effect of temperature on unpolymerized composite resin film thickness. *Journal of Prosthetic Dentistry* 2006;96:424–32. doi:10.1016/j.prosdent.2006.09.022.
- [21] Daronch M, Rueggeberg F, Moss L, De Goes MF. Clinically relevant issues related to preheating composites: Commentary. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry* 2006;18:340–50. doi:10.1111/j.1708-8240.2011.00461.x.
- [22] Prasanna N, Pallavi Reddy Y, Kavitha S, Lakshmi Narayanan L. Degree of conversion and residual stress of preheated and room-temperature composites. *Indian journal of dental research : official publication of Indian Society for Dental Research* 2007;18:173–6.
- [23] El-Korashy DI. Post-gel Shrinkage Strain and Degree of Conversion of Preheated Resin Composite Cured Using Different Regimens. *Operative Dentistry* 2010;35:172–9. doi:10.2341/09-072-L.
- [24] Acquaviva PA, Cerutti F, Adami G, Gagliani M, Ferrari M, Gherlone E, et al. Degree of conversion of three composite materials employed in the adhesive cementation of indirect restorations: A micro-Raman analysis. *Journal of Dentistry* 2009;37:610–5. doi:10.1016/j.jdent.2009.04.001.
- [25] Dionysopoulos D, Papadopoulos C, Koliniotou-Koumpia E. Effect of temperature, curing time, and filler composition on surface microhardness of composite resins. *Journal of Conservative Dentistry* 2015;18:114. doi:10.4103/0972-0707.153071.
- [26] Mohammadi N, Navimipour E, Kimyai S, Ajami A, Bahari M, Ansarin M, et al. Effect of pre-heating on the mechanical properties of silorane-based and methacrylate-based composites. *Journal of Clinical and Experimental Dentistry* 2016;0–0. doi:10.4317/jced.52807.
- [27] Sharafeddin F, Motamedi M, Fattah Z. Effect of preheating and precooling on the flexural strength and modulus of elasticity of nanohybrid and silorane-based composite. *Journal of dentistry (Shiraz, Iran)* 2015;16:224–9.
- [28] Da Costa JB, Hilton TJ. Effect of preheating resin composite on restoration microleakage: Commentary. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry* 2011;23:271. doi:10.1111/j.1708-8240.2011.00461.x.
- [29] Alizadeh Oskoe P, Pournaghi Azar F, Jafari Navimipour E, Ebrahimi chaharom ME, Naser Alavi F, Salari A. The effect of repeated preheating of dimethacrylate and silorane-based composite resins on marginal gap of class V restorations. *Journal of Dental Research, Dental Clinics, Dental Prospects* 2017;11:36–42. doi:10.15171/joddd.2017.007.
- [30] Choudhary N, Kamat S, Mangala T, Thomas M. Effect of pre-heating composite resin on gap formation at three different temperatures. *Journal of conservative dentistry : JCD* 2011;14:191–5. doi:10.4103/0972-0707.82618.
- [31] Daronch M, Rueggeberg FA, de Goes MF, Giudici R. Polymerization kinetics of preheated composite. *J Dent Res* 2006;85:38–43.
- [32] RUEGGERBERG FA, DARONCH M, BROWNING WD, DE GOES MF. In vivo temperature measurement: tooth preparation and restoration with preheated resin composite. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry* 2010;22:314–22. doi:10.1111/j.1708-8240.2010.00358.x.
- [33] Deb S, Di Silvio L, MacKler HE, Millar BJ. Pre-warming of dental composites. *Dental Materials* 2011;27:e51–9. doi:10.1016/j.dental.2010.11.009.
- [34] Fróes-Salgado NR, Silva LM, Kawano Y, Francci C, Reis A, Loguercio AD. Composite pre-heating: Effects on marginal adaptation, degree of conversion and mechanical

- properties. *Dental Materials* 2010;26:908–14. doi:10.1016/j.dental.2010.03.023.
- [35] D’Arcangelo C, Zarow M, De Angelis F, Vadini M, Paolantonio M, Giannoni M, et al. Five-year retrospective clinical study of indirect composite restorations luted with a light-cured composite in posterior teeth. *Clinical Oral Investigations* 2014;18:615–24. doi:10.1007/s00784-013-1001-8.
- [36] Gresnigt MMM, Özcan M, Carvalho M, Lazari P, Cune MS, Razavi P, et al. Effect of luting agent on the load to failure and accelerated-fatigue resistance of lithium disilicate laminate veneers. *Dental Materials* 2017;33:1392–401. doi:10.1016/j.dental.2017.09.010.
- [37] Bromme JC. Effects of preheating resin composites on flowability 2006.
- [38] Goulart M, Borges Veleza B, Damin D, Bovi Ambrosano GM, Coelho de Souza FH, Erhardt MCG. Preheated composite resin used as a luting agent for indirect restorations: effects on bond strength and resin-dentin interfaces. *The international journal of esthetic dentistry* 2018;13:86–97.
- [39] França FÁ, Oliveira M de, Rodrigues JA, Arrais CAG. Pre-heated dual-cured resin cements: analysis of the degree of conversion and ultimate tensile strength. *Brazilian Oral Research* 2011;25:174–9. doi:10.1590/S1806-83242011000200013.
- [40] Kramer MR, Edelhoff D, Stawarczyk B. Flexural Strength of Preheated Resin Composites and Bonding Properties to Glass-Ceramic and Dentin 2016. doi:10.3390/ma9020083.
- [41] Zavanelli AC, Caetano L, Silva LC, Zavanelli RA. Previsibilidade do tratamento estético com lentes de contato cerâmicas. *Arch health Invest* 2017;6:598–603.
- [42] Edelhoff D, Prandtner O, Saeidi Pour R, Liebermann A, Stimmelmayer M, Guth J-F. Anterior restorations: The performance of ceramic veneers. *Quintessence international (Berlin, Germany : 1985)* 2018;49:89–101. doi:10.3290/j.qi.a39509.
- [43] Burke FJT. Survival rates for porcelain laminate veneers with special reference to the effect of preparation in dentin: A literature review. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry* 2012;24:257–65. doi:10.1007/s00467-017-3745-x.
- [44] Vaz EC, Vaz MM, de Torres ÉM, de Souza JB, Barata T de JE, Lopes LG. Resin Cement: Correspondence with Try-In Paste and Influence on the Immediate Final Color of Veneers. *Journal of Prosthodontics* 2018;1–8. doi:10.1111/jopr.12728.
- [45] Petridis HP, Papathanasiou I, Doukantzi M, Koidis P. Marginal discoloration of all-ceramic restorations cemented adhesively versus nonadhesively. *Journal of the American Dental Association* 2012;143:e70–80. doi:10.14219/jada.archive.2012.0050.
- [46] Mundim FM, Garcia LDFR, Cruvinel DR, Lima FA, Bachmann L, Pires-De-Souza FDCP. Color stability, opacity and degree of conversion of pre-heated composites. *Journal of Dentistry* 2011;39:25–9. doi:10.1016/j.jdent.2010.12.001.
- [47] Rickman LJ, Padipatvuthikul P, Chee B. Clinical applications of preheated hybrid resin composite. *British Dental Journal* 2011;211:63–7. doi:10.1038/sj.bdj.2011.571.
- [48] D’Arcangelo C, Algelis F, Vadini M, D’Amaro M. Clinical evaluation on porcelain laminate veneers bonded with light-cured composite: results up to 7 years. *Clinical Oral Investigations* 2012;16:1071–9. doi:10.1007/s00784-011-0593-0.
- [49] Kameyama A, Bonroy K, Elsen C, Lührs AK, Suyama Y, Peumans M, et al. Luting of CAD/CAM ceramic inlays: Direct composite versus dual-cure luting cement. *Bio-Medical Materials and Engineering* 2015;25:279–88. doi:10.3233/BME-151274.
- [50] AHN KH, LIM S, KUM KY, CHANG SW. Effect of preheating on the viscoelastic properties of dental composite under different deformation conditions. *Dental Materials Journal* 2015;34:702–6. doi:10.4012/dmj.2015-042.
- [51] Theobaldo JD, Aguiar FHB, Pini NIP, Lima DANL, Liporoni PCS, Catelan A. Effect of preheating and light-curing unit on physicochemical properties of a bulk fill composite.

- Clinical, Cosmetic and Investigational Dentistry 2017;9:39–43. doi:10.2147/CCIDE.S130803.
- [52] Daronch M, Rueggeberg FA, De Goes MF. Monomer conversion of pre-heated composite. *Journal of Dental Research* 2005;84:663–7. doi:10.1177/154405910508400716.
- [53] Demirbuga S, Ucar FI, Cayabatmaz M, Zorba YO, Cantekin K, Topçuoğlu HS, et al. Microshear bond strength of preheated silorane- and methacrylate-based composite resins to dentin. *Scanning* 2016;38:63–9. doi:10.1002/sca.21242.
- [54] Cantoro A, Goracci C, Carvalho CA, Coniglio I, Ferrari M. Bonding potential of self-adhesive luting agents used at different temperatures to lute composite onlays. *Journal of Dentistry* 2009;37:454–61. doi:10.1016/J.JDENT.2009.02.006.
- [55] Morais A, Santos ARA Dos, Giannini M, Reis AF, Rodrigues JA, Arrais CAG. Effect of pre-heated dual-cured resin cements on the bond strength of indirect restorations to dentin. *Brazilian oral research* 2012;26:170–6.
- [56] Oliveira M, Cesar P, Giannini M, Rueggeberg F, Rodrigues J, Arrais C. Effect of temperature on the degree of conversion and working time of dual-cured resin cements exposed to different curing conditions. *Operative Dentistry* 2012;37:370–9. doi:10.2341/11-198-L.
- [57] Tauböck TT, Tarle Z, Marovic D, Attin T. Pre-heating of high-viscosity bulk-fill resin composites: Effects on shrinkage force and monomer conversion. *Journal of Dentistry* 2015;43:1358–64. doi:10.1016/j.jdent.2015.07.014.
- [58] Lohbauer U, Zinelis S, Rahiotis C, Petschelt A, Eliades G. The effect of resin composite pre-heating on monomer conversion and polymerization shrinkage. *Dental Materials* 2009;25:514–9. doi:10.1016/j.dental.2008.10.006.
- [59] Gholizadeh S, Abed Kahn mouei M, Rikhtegaran S, Daneshpooy M, Kimyai S, Alizadeh Oskoei P, et al. Effect of preheat repetition on color stability of methacrylate- and silorane-based composite resins. *Journal of dental research, dental clinics, dental prospects* 2017;11:222–8. doi:10.15171/joddd.2017.039.
- [60] Duymus ZY, Yanikoğlu ND, Alkurt M. Evaluation of the flexural strength of dual-cure composite resin cements. *Journal of Biomedical Materials Research - Part B Applied Biomaterials* 2013;101 B:878–81. doi:10.1002/jbm.b.32892.
- [61] Cassina G, Fischer J, Rohr N. Correlation between flexural and indirect tensile strength of resin composite cements. *Head and Face Medicine* 2016;12:1. doi:10.1186/s13005-016-0128-7.
- [62] Haddad MF, Rocha EP, Assunção WG. Cementation of prosthetic restorations: From conventional cementation to dental bonding concept. *Journal of Craniofacial Surgery* 2011;22:952–8. doi:10.1097/SCS.0b013e31820fe205.
- [63] Gonçalves F, Kawano Y, Pfeifer C, Stansbury JW, Braga RR. Influence of BisGMA, TEGDMA, and BisEMA contents on viscosity, conversion, and flexural strength of experimental resins and composites. *European Journal of Oral Sciences* 2009;117:442–6. doi:10.1111/j.1600-0722.2009.00636.x.
- [64] Ferracane JL. Resin composite - State of the art. *Dental Materials* 2011;27:29–38. doi:10.1016/j.dental.2010.10.020.
- [65] Ferracane JL. Resin-based composite performance: Are there some things we can't predict? *Dental Materials* 2013;29:51–8. doi:10.1016/j.dental.2012.06.013.
- [66] Ilie N, Hilton TJ, Heintze SD, Hickel R, Watts DC, Silikas N, et al. Academy of Dental Materials guidance—Resin composites: Part I—Mechanical properties. *Dental Materials* 2017;33:880–94. doi:10.1016/j.dental.2017.04.013.
- [67] Ferracane JL, Condon JR. In vitro evaluation of the marginal degradation of dental composites under simulated occlusal loading. *Dental Materials* 1999;15:262–7.

- doi:10.1016/S0109-5641(99)00045-7.
- [68] Watanabe H, Khera SC, Vargas MA, Qian F. Fracture toughness comparison of six resin composites. *Dental Materials* 2008;24:418–25. doi:10.1016/j.dental.2007.06.018.
- [69] Xu HHK, Quinn JB, Giuseppetti AA. Wear and mechanical properties of nano-silica-fused whisker composites. *Journal of Dental Research* 2004;83:930–5. doi:10.1177/154405910408301208.
- [70] Heintze SD, Ilie N, Hickel R, Reis A, Loguercio A, Rousson V. Laboratory mechanical parameters of composite resins and their relation to fractures and wear in clinical trials—a systematic review. *Dental Materials* 2017;33:e101–14. doi:10.1016/j.dental.2016.11.013.
- [71] Ilie N, Hickel R, Valceanu AS. Fracture toughness of dental restorative materials 2012:489–98. doi:10.1007/s00784-011-0525-z.
- [72] Kim K-H, Ong JL, Okuno O. The Effect of Filler Loading and Morphology on the Mechanical Properties of Contemporary Composites. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 2016;87:642–9. doi:10.1067/mpr.2002.125179.
- [73] Sideridou I, Tserki V, Papanastasiou G. Study of water sorption, solubility and modulus of elasticity of light-cured dimethacrylate-based dental resins. *Biomaterials* 2003;24:655–65. doi:10.1016/S0142-9612(02)00380-0.
- [74] Ferracane JL. Hygroscopic and hydrolytic effects in dental polymer networks. *Dental Materials* 2006;22:211–22. doi:10.1016/j.dental.2005.05.005.
- [75] Boaro LC, Gonçalves F, Guimarães TC, Ferracane JL, Pfeifer CS, Braga RR. Sorption, solubility, shrinkage and mechanical properties of “low-shrinkage” commercial resin composites. *Dental Materials* 2013;29:398–404. doi:10.1016/j.dental.2013.01.006.
- [76] Janda R, Roulet J-F, Latta M, Rüttermann S. Water sorption and solubility of contemporary resin-based filling materials. *Journal of biomedical materials research Part B, Applied biomaterials* 2007;83:340–4. doi:10.1002/jbmb.
- [77] Malacarne J, Carvalho RM, de Goes MF, Svizero N, Pashley DH, Tay FR, et al. Water sorption/solubility of dental adhesive resins. *Dental Materials* 2006;22:973–80. doi:10.1016/j.dental.2005.11.020.
- [78] Dziejczak DSM, Prohny JPS, Picharski GL, Furuse AY. Influence of curing protocols on water sorption and solubility of a self-adhesive resin-cement. *Brazilian Journal of Oral Sciences* 2016;15:144–50. doi:10.20396/bjos.v15i2.8648766.
- [79] Castro F, Pazinato F, Lima E. The effect of preheating and opacity on the sorption and solubility of a composite resin. *General dentistry* 2016:57–61.
- [80] Örtengren U, Andersson F, Elgh U, Terselius B, Karlsson S. Influence of pH and storage time on the sorption and solubility behaviour of three composite resin materials. *Journal of Dentistry* 2001;29:35–41. doi:10.1016/S0300-5712(00)00055-5.
- [81] Lucey S, Lynch CD, Ray NJ, Burke FM, Hannigan A. Effect of pre-heating on the viscosity and microhardness of a resin composite. *Journal of Oral Rehabilitation* 2010;37:278–82. doi:10.1111/j.1365-2842.2009.02045.x.
- [82] Da Costa J, McPharlin R, Hilton T, Ferracane J. Effect of heat on the flow of commercial composites. *American Journal of Dentistry* 2009;22:92–6.
- [83] Ayub K V., Santos GC, Rizkalla AS, Bohay R, Pegoraro LF, Rubo JH, et al. Effect of preheating on microhardness and viscosity of 4 resin composites. *Journal of the Canadian Dental Association* 2014;80.
- [84] Goulart M. Effect of Pre- Heating Composites on Film Thickness. *Journal of Research in Dentistry* 2013;1:274–80.
- [85] Almeida JR, Schmitt GU, Kaizer MR, Boscato N, Moraes RR. Resin-based luting agents and color stability of bonded ceramic veneers. *Journal of Prosthetic Dentistry* 2015;114:272–7. doi:10.1016/j.prosdent.2015.01.008.

- [86] Pires-De-Souza F de CP, Garcia L da FR, Hamida HM, Casemiro LA. Color stability of composites subjected to accelerated aging after curing using either a halogen or a light emitting diode source. *Brazilian Dental Journal* 2007;18:119–23. doi:10.1590/S0103-64402007000200006.