



UNESP - Universidade Estadual Paulista
“Júlio de Mesquita Filho”
Faculdade de Odontologia de Araraquara



Hamile Emanuella do Carmo Viotto

**Resistência à flexão de uma resina para base protética obtida por impressão
3D após diferentes técnicas de reparo imediato**

Araraquara

2022



UNESP - Universidade Estadual Paulista
“Júlio de Mesquita Filho”
Faculdade de Odontologia de Araraquara



Hamile Emanuella do Carmo Viotto

**Resistência à flexão de uma resina para base protética obtida por impressão
3D após diferentes técnicas de reparo imediato**

Dissertação apresentada à Universidade Estadual Paulista (Unesp), Faculdade de Odontologia, Araraquara para obtenção do título de Mestre em Odontologia, na Área de Reabilitação Oral

Orientador: Profa. Dra. Ana Carolina Pero

Araraquara

2022

V799r

Viotto, Hamile Emanuella do Carmo

Resistência à flexão de uma resina para base protética obtida por impressão 3D após diferentes técnicas de reparo imediato / Hamile Emanuella do Carmo Viotto. -- Araraquara, 2022

121 f. : il., tabs., fotos

Dissertação (mestrado) - Universidade Estadual Paulista (Unesp), Faculdade de Odontologia, Araraquara

Orientadora: Ana Carolina Pero

1. Prótese Dentária. 2. Impressão Tridimensional. 3. Resistência à Flexão. 4. Resinas. 5. Bases de Dentadura. I. Título.

Sistema de geração automática de fichas catalográficas da Unesp. Biblioteca da Faculdade de Odontologia, Araraquara. Dados fornecidos pelo autor(a).

Essa ficha não pode ser modificada.

Hamile Emanuella do Carmo Viotto

**Resistência à flexão de uma resina para base protética obtida por impressão
3D após diferentes técnicas de reparo imediato**

Comissão julgadora

**Dissertação para obtenção do grau de mestre em Odontologia com área de
concentração em Reabilitação Oral**

Presidente e orientador (a): Profa. Dra. Ana Carolina Pero

Examinador 1: Prof. Dr. João Neudenir Arioli Filho

Examinador 2: Profa. Dra. Andréa Cândido dos Reis

Araraquara, 01 de Abril de 2022.

DADOS CURRICULARES

Hamile Emanuella do Carmo Viotto

NASCIMENTO: 16/04/1997 – Botucatu – São Paulo

FILIAÇÃO: Elizabete Aparecida do Carmo Viotto
Adilson Aparecido Viotto

2015/2019: Curso de graduação na Faculdade de Odontologia de Araraquara- FOAr, UNESP

2020: Curso de Pós-Graduação em Odontologia com área de concentração em Reabilitação Oral, nível mestrado, na Faculdade de Odontologia de Araraquara-UNESP.

A Deus, por ter me dado saúde, paciência, determinação e discernimento em mais uma etapa da minha vida.

Ao meu pai Adilson Aparecido Viotto, pelo apoio e incentivo incondicional, por ser responsável pela minha formação pessoal e profissional. Agradeço eternamente por tudo que me proporcionou e me proporciona. Obrigada por dividir meus sonhos.

À minha mãe, Elizabete Aparecida do Carmo Viotto, pela sua dedicação, ajuda, determinação e amor. Agradeço eternamente por todos os seus cuidados.

À minha irmã, Joingle Raphaela do Carmo Viotto, por sempre me ouvir, me motivar, incentivar, por nunca me permitir desistir e sempre me levantar nos momentos de dúvida. Você foi amiga, irmã, companheira e confidente.

AGRADECIMENTOS

Aos meus pais e minha irmã por sempre estarem presentes.

À minha orientadora Profa. Dra. Ana Carolina Pero, pela minha formação acadêmica, por abrir oportunidades a mim desde a graduação até a pós-graduação, sempre me motivar e por acreditar em mim. Mais que uma orientadora, se mostrou uma amiga, uma colega de profissão e um exemplo de ser humano. Meus eternos agradecimentos.

Aos professores da disciplina de Prótese Total, Ana Carolina Pero, João N. Arioli Filho, Francisco Mollo Jr., Sérgio Nogueira e Sérgio Russi, pela convivência, ensinamentos e ajuda sempre que necessária.

À Profa. Dra. Silmara Aparecida Milori Corona, por gentilmente ter me recepcionado e permitido utilizar o equipamento de laser na Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto-USP.

Ao técnico do laboratório de prótese do Departamento de Odontologia Social Alessandro Carezia, por toda ajuda na metodologia desse trabalho e ensinamentos.

Ao técnico do Laboratório Integrado de Pesquisa de Biocompatibilidade de Materiais da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto-USP, Edson Volta, pela execução da termociclagem dos corpos de prova, permitindo a realização desse trabalho.

À CAPES: o presente trabalho foi realizado com o apoio da Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior – Brasil (CAPES) – Código de financiamento 001.

E a todos que indiretamente contribuíram para a realização deste trabalho.

“O corpo não é de mármore. Não é essa a sua finalidade. A sua finalidade é a de proteger, conter, apoiar e atizar o espírito e a alma em seu interior, a de ser um repositório para as recordações, a de nos encher de sensações - ou seja, o supremo alimento da psique. É a de nos elevar e de nos impulsionar, de nos impregnar de sensações para provar que existimos, que estamos aqui [...].”

Clarissa Pinkola Estés*

* Estés CP. Mulheres que correm com os lobos. Rio de Janeiro: Rocco; 1994

Viotto HEC. Resistência à flexão de uma resina para base protética obtida por impressão 3D após diferentes técnicas de reparo imediato [dissertação de mestrado]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 2022.

RESUMO

A técnica aditiva de fabricação de próteses removíveis tem ganhado visibilidade na odontologia digital, entretanto pouco se sabe sobre como reparar próteses impressas 3D e a longevidade desse reparo. O objetivo do estudo foi avaliar a resistência à flexão de uma resina para base protética obtida por impressão 3D após diferentes técnicas de reparo imediato. Foram confeccionados espécimes retangulares nas dimensões 64 mm X 10 mm X 3,3 mm (N=130) da resina para base protética obtida por impressão 3D Cosmos Denture. Os espécimes foram termociclados (5.000 ciclos, 5 °C e 55 °C) antes de receberem o reparo e após as diferentes técnicas de reparos: resina acrílica autopolimerizável Jet (J, n=10); resina para reembasamento Soft Confort dura (SC, n=10); monômero da resina Jet por 180 s + J (MMA+J, n=10); MMA+SC (n=10); jateamento com óxido de alumínio 50 µm + J (JAT+J, n=10); JAT + SC (n=10); aplicação de laser de erbio: yttrium-aluminum-garnet + J (L+J, n=10), L + SC (n=10), JAT + MMA+ J (n=10), JAT + MMA + SC (n=10), L + MMA + J (n=10), L + MMA + SC (n=10). O grupo controle foi estabelecido como espécimes intactos (n=10). O ensaio de flexão de três pontos foi realizado sob uma velocidade de 5 mm/min, para obtenção dos dados de resistência à flexão (MPa). Os dados foram analisados por ANOVA com correção de Welch e pós-teste de Games-Howell com $\alpha=0,05$. Os tipos de falha foram classificados como adesiva, coesiva ou mista a partir de imagens obtidas em estereomicroscópio; os tratamentos de superfície dos espécimes foram analisados por meio de imagens obtidas em microscópio eletrônico de varredura (MEV). A maior média e desvio-padrão foi observada no grupo controle, o qual foi estatisticamente diferente em comparação aos outros grupos (36,77±6,44 MPa, $p<0,001$). O grupo MMA+J teve a segunda maior média de resistência à flexão (15,53±3,41 MPa), e os outros grupos com tratamento com laser foram estatisticamente semelhantes ao grupo MMA ($p>0,05$). O tratamento JAT+J foi melhor que o grupo SC e o JAT+SC ($p<0,05$), porém não houve diferença com os outros grupos ($p>0,05$). Os grupos com jateamento apresentaram um maior número de falhas adesivas principalmente quando reparados com SC, os tratamentos com MMA e com L mostraram mais falhas coesivas e mistas. As imagens de MEV mostraram as alterações na superfície provocadas pelos tratamentos, sendo que os grupos que apresentaram alterações visualmente visíveis foram os grupos MMA, L, JAT+MMA e L+MMA. Foi possível concluir que nenhum dos grupos atingiu a resistência à flexão do grupo controle, seguido pelos grupos MMA+J e JAT+MMA+J. O jateamento prejudicou a adesão da SC, sendo que esta resina apresentou os menores valores de resistência à flexão quando utilizada como material de reparo. Os piores resultados foram vistos nos grupos SC e JAT+SC.

Palavras-chave: Prótese Dentária. Impressão Tridimensional. Resistência à Flexão. Resinas. Bases de Dentadura.

Viotto HEC. Flexural strength of a 3D printed denture base resin after different immediate repair techniques. [dissertação de mestrado]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 2022.

ABSTRACT

The additive technique of manufacturing removable dentures has gained visibility in digital dentistry, however little is known about how to repair 3D printed dentures and the longevity of this repair. The aim of the study was to evaluate the flexural strength of a denture base resin obtained by 3D printing after different immediate repair techniques. Rectangular specimens of the denture base resin for 3D printing, Cosmos Denture, were made in the dimensions 64 mm X 10 mm X 3,3 mm (N=130). The specimens were thermocycled (5.000 cycles, 5 °C and 55 °C) before receiving the repair and after the different repair techniques: self-curing acrylic resin Jet (J, n=10); hard resin for reline Soft Confort (SC, n=10); Jet resin monomer for 180 s + J (MMA+J, n=10); MMA+SC (n=10); sandblasting with aluminum oxide 50 µm + J (JAT+J, n=10); JAT + SC (n=10); laser application erbium: yttrium-aluminum-garnet + J (L+J, n=10), L + SC (n=10), JAT + MMA+ J (n=10), JAT + MMA + SC (n= 10), L + MMA + J (n=10), L + MMA + SC (n=10). The control group was established as intact specimens (n=10). The three-point bending test was performed at a cross-head speed of 5 mm/min, to obtain data of flexural strength (MPa). Data were analyzed by ANOVA with Welch correction and Games-Howell post-hoc with $\alpha=0,05$. The types of failure were classified as adhesive, cohesive or mixed from images obtained with a stereomicroscope; the surface treatments of the specimens were analyzed by means of images obtained in a scanning electron microscope (SEM). The highest mean and standard deviation was observed in the control group, which was statistically different compared to the other groups ($36,77\pm6,44$ MPa, $p<0,001$). The MMA+J group had the second highest mean flexural strength ($15,53\pm3,41$ MPa), and the other laser treatment groups were statistically similar to the MMA group ($p>0,05$). The JAT+J treatment was better than the SC and JAT+SC groups ($p<0,05$), but there was no difference with the other groups ($p>0,05$). The sandblasting groups showed a greater number of adhesive failures, especially when repaired with SC, the MMA and L treatments showed more cohesive and mixed failures. The SEM images showed the surface changes caused by the treatments, and the groups that showed visually visible changes were the MMA, L, JAT+MMA and L+MMA groups. It was possible to conclude that none of the groups reached the flexural strength of the control group, followed by the MMA+J and JAT+MMA+J groups. The blasting impaired the adhesion of SC, and this resin presented the lowest values of flexural strength when used as a repair material. The worst results were seen in the SC and JAT+SC groups.

Keywords: Dental Prosthesis. Printing, Three-Dimensional. Flexural Strength. Resins. Denture Bases.

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	9
2 PROPOSIÇÃO	12
3 REVISÃO DA LITERATURA	13
4 MATERIAL E MÉTODO	72
4.1 Método.....	73
4.1.1 Obtenção dos corpos de prova.....	73
4.1.2 Acabamento dos corpos de prova.....	78
4.1.3 Termociclagem prévia.....	78
4.1.4 Técnicas de reparo.....	79
4.1.5 Termociclagem	85
4.1.6 Análise da resistência à flexão	85
4.1.7 Análise do tipo de falha	86
4.1.8 Análise do tratamento de superfície.....	86
4.2 Planejamento Estatístico	87
4.3 Estatística Prévia.....	88
4.3.1 Estatística descritiva.....	88
4.3.2 Teste de normalidade.....	88
4.3.3 Teste de homocedasticidade	89
5 RESULTADO	90
5.1 Ensaio de Resistência à Flexão	90
5.2 Análise do Tipo de Falha	93
5.3 Análise em Microscópio Eletrônico de Varredura.....	96
6 DISCUSSÃO	99
7 CONCLUSÃO	105
REFERÊNCIAS.....	106

APÊNDICE A	112
APÊNDICE B	114
APÊNDICE C	115
APÊNDICE D	116
APÊNDICE E	120
ANEXO A	121

1 INTRODUÇÃO

Com o avanço da tecnologia digital, novos métodos de confecção de próteses removíveis através da fabricação subtrativa (fresagem) e fabricação aditiva (impressão 3D) impactaram a odontologia principalmente nas áreas de prótese dentária e odontologia restauradora¹. Estes métodos de confecção digitais consistem, na grande maioria das vezes, em apenas duas etapas clínicas: em uma primeira consulta são coletados dados sobre moldagens, relações maxilo-mandibulares e seleção de dentes; e a segunda consulta para instalação e ajustes². Além da eliminação de alguns passos clínicos, apresentam benefícios de custos, hora clínica, arquivamento digital dos dados da prótese, eliminação de problemas relacionados a moldagens convencionais, maior conforto ao paciente, avaliação e ajustes prévios das imagens digitalizadas e melhor selamento marginal, em relação as próteses convencionais¹.

Muitos estudos compararam a técnica de fabricação digital subtrativa (fresagem) de próteses removíveis à técnica convencional com PMMA quanto a retenção³, adaptação^{4,5}, adesividade a resinas reembasadoras⁶, precisão das bases⁷, resistência à flexão^{8,9}, dureza⁸, conteúdo de monômero residual⁸, rugosidade superficial¹⁰, colonização por *Candida albicans*¹¹. No entanto, poucos são os estudos que avaliaram, até o momento, as propriedades relacionadas à técnica de fabricação digital aditiva (impressão 3D) de próteses removíveis¹²⁻¹⁴.

No estudo de Alghazzawi¹, foram destacadas inúmeras vantagens relacionadas à técnica de fabricação digital aditiva de próteses removíveis, como: reprodução mais detalhada; mais econômica que a técnica da fresagem; maior produção em massa (maior número de unidades); consegue produzir objetos maiores (exemplo: prótese facial); melhor produção passiva (sem aplicação de força); pode reproduzir formas complexas sem exigir ferramenta de corte especial; opções de geometria ilimitadas; mais rápida que a técnica da fresagem e imprime exatamente como projetado sem desperdício¹.

As bases protéticas estão constantemente sujeitas a cargas repetidas durante a mastigação, além de estarem também sujeitas a quedas durante seu manuseio, em especial porque os usuários destas próteses são na grande maioria indivíduos idosos com baixa destreza manual¹⁵. Ainda, os materiais utilizados para confecção de bases protéticas estão sujeitos à biodegradação em ambiente bucal devido a fatores como:

hidrólise e enzimas salivares, estresse mecânico por mudanças térmicas e químicas da dieta alimentar¹⁶.

Devido a esses fatores, as fraturas das bases protéticas podem ocorrer, e técnicas de reparo adequadas devem ser empregadas para garantir o bem-estar dos pacientes. As técnicas de reparo devem ser, idealmente, de fácil execução, baixo custo e devem garantir boa resistência mecânica à prótese reparada.

Diversos estudos demonstram que bases protéticas confeccionadas com resinas convencionais a base de poli (metil) metacrilato (PMMA) podem ser reparadas por meio de técnicas simples executadas no próprio consultório odontológico pelo cirurgião-dentista, utilizando-se principalmente resinas acrílicas autopolimerizáveis¹⁷⁻²⁴. A literatura também relata o uso de resina rígida para reembasamento autopolimerizável em áreas de reparo¹⁸, associado a tratamentos de superfície a fim de melhorar suas propriedades de união²⁵. Dentre as técnicas mais relatadas estão tratamentos de superfície químicos, como o condicionamento com metacrilato de metila^{19-21,26-29}, acetona^{17,19,26,30}, clorofórmio^{18,31}, acetato de etila³² e tratamentos mecânicos, como a asperização da superfície por meio de abrasão com lixas^{20,28}, partículas de óxido de alumínio Al_2O_3 ^{18,24,29,33,34}, ou o tratamento da superfície com laser de alta potência^{24,33-35}. Técnicas de reparo com materiais de reforço também são utilizadas como por exemplo, reforço com fibra de vidro³⁶⁻³⁹, reforço a partir de fontes renováveis como a cristais de celulose⁴⁰ e recentemente a incorporação de nanocompósitos^{29,41-43}.

Considerando a problemática da fadiga mecânica relacionada com a mastigação e possíveis quedas das peças protéticas, além da fadiga térmica provocada pelas alterações de temperatura no ambiente bucal, apenas o trabalho de Li et al.⁴⁴, publicado em 2021 relatou sobre a utilização de técnicas de reparo para próteses obtidas por impressão 3D, no qual foi avaliada a capacidade de reparo de uma resina para impressão 3D de próteses através do teste de resistência ao cisalhamento. Ainda assim, existe a necessidade de explorar as propriedades mecânicas dos materiais utilizados na técnica aditiva de confecção de próteses removíveis e suas possibilidades de reparo em pesquisa, de acordo com estudo recente¹³, para estabelecer maiores comprovações científicas.

Essa pesquisa trará como benefício, dentro de suas limitações de um estudo in vitro, a identificação de uma possível técnica que permita o reparo de uma resina para base protética obtida por impressão 3D, submetida ao envelhecimento térmico e

a resistência mecânica desse material. Como consequência, os resultados dessa pesquisa têm potencial para agregar conhecimento técnico ao cirurgião-dentista, otimizando sua prática clínica, e para garantir a satisfação e o bem-estar dos seus pacientes usuários de próteses removíveis. A hipótese conceitual do estudo é “se é possível reparar uma resina para base de prótese impressa 3D, com os métodos citados na literatura”, já a hipótese estatística é “Qual é a resistência à flexão de uma resina para base protética obtida por impressão 3D, após diferentes técnicas de reparo?”. A hipótese nula do estudo é que não haverá diferença entre a resistência à flexão da resina intacta e a resistência à flexão dos grupos reparados com diferentes tratamentos de superfície.

2 PROPOSIÇÃO

O objetivo principal desse estudo foi avaliar a resistência à flexão de uma resina para base protética obtida por meio da técnica de fabricação digital aditiva (impressão 3D) submetida a diferentes tratamentos de superfície na área de reparo previamente à realização da técnica de reparo imediato.

O objetivo secundário foi avaliar visualmente as falhas de união encontradas nas áreas de reparo e o efeito dos tratamentos de superfície na resina de base protética impressa 3D.

3 REVISÃO DA LITERATURA

A presente revisão de literatura teve o objetivo de identificar as técnicas de reparo encontradas na literatura, assim como os tratamentos de superfície mais utilizados para melhorar a união entre material de base protética e material de reparo, e a metodologia utilizada nesses trabalhos. Já com relação as tecnologias digitais na odontologia com ênfase na confecção de próteses removíveis, foi realizada uma busca com o propósito de compreender as diferenças entre a técnica subtrativa (fresagem) e técnica aditiva (impressão 3D) na confecção de próteses removíveis, além de entender as propriedades dos materiais utilizados nessas técnicas até então relatadas na literatura em comparação com as resinas acrílicas utilizadas na técnica convencional de fabricação de próteses removíveis.

Harrison e Stansbury⁴⁵ (1970), propuseram avaliar o efeito do contorno da superfície de união do reparo na resistência transversal de resinas acrílicas para base de prótese. Para avaliar qual o melhor método de preparar a interface das superfícies fraturadas, foram confeccionados espécimes (N= 45) de resina acrílica com ligação cruzada termopolimerizada com dimensões de 65 mm x 10 mm x 2,5 mm, que foram fraturados em um equipamento de ensaio universal, em um ensaio de três-pontos com uma velocidade de carga de 0,5 polegada/min e depois acomodados em uma matriz sendo seccionados com uma broca criando um espaço de 3 mm entre as superfícies e foram testados três tipos de contorno de superfície para reparo: junta com junta em mesmo ângulo, n=15; junta arredondada na qual as pontas externas da interface foram reduzidas e arredondadas com uma broca em um ângulo de 45°, n=14; e por último a junta no qual era cortado um entalhe medindo 1,5 mm de profundidade e 2 mm de largura na porção mais larga da superfície oposta da interface, n=16. Para o reparo, readaptaram os espécimes na mufla e molharam a interface de reparo com monômero da resina acrílica por quatro minutos, a resina autopolimerizável para reparo foi então colocada na superfície de união e a mufla foi mantido em uma câmara de pressão contendo água entre 75 ° e 80 °F a 30 p.s.i por 30 minutos. Após essa etapa os excessos foram removidos e os espécimes mantidos em água até serem testados 48 h após o reparo. Os espécimes foram refraturados em um aparelho de ensaio universal, com uma velocidade de carga de 0,5 polegada/min. Foi observado que não houve diferença estatística significativa entre as superfícies do tipo junta com junta e junta com entalhe. Já a superfície do tipo junta arredondada teve uma média

significativamente superior às outras duas, concluindo que a superfície arredondada tem resultados superiores. Dos 45 espécimes testados, 33 falharam na interface de união (segundo os autores isso não deveria ocorrer, pois a interface deveria ser a parte mais resistente da união) e o restante falhou em um dos dois materiais. Os autores também sugerem que que ângulos agudos e vivos promovem concentrações de estresse residual que podem levar a falha do reparo. Por isso uma superfície arredondada pode distribuir melhor essa concentração de estresse mais uniformemente, prevenindo uma falha estrutural.

A fim de comparar os testes de resistência à flexão (RF) do tipo três e quatro pontos para vários polímeros utilizados para confecção de base protética, assim como módulo de flexão e deformação na ruptura, Chitchumnong et al.⁴⁶ (1989), observaram que na literatura o teste de 4 pontos era interessante de ser aplicado pela distribuição uniforme do sistema de força ao longo do espécime e que o pico de estresse não fica concentrado em um único ponto de aplicação de carga, porém sua aplicação em experimentos é mais difícil tornando esse teste pouco usado para polímeros odontológicos. Foram utilizados quatro tipos de polímeros sendo dois termopolimerizáveis (Trevalon e Trevalon HI), um autopolimerizável (De Trey SOS) e nylon industrial (Nylon 12 glass-filled, uma alternativa não-polimetilmetacrilato de resina para base protética), para a confecção de espécimes de dimensões 65 mm x 10 mm x 2,5 mm, com um N= 10 por material, por teste. Os testes mecânicos de flexão de três e quatro pontos foram conduzidos em uma máquina de ensaios universais em banho de água mantido a uma temperatura de 37 °C, a velocidade da ponta durante o teste foi de 5 mm/min. Os Valores para o módulo de elasticidade, resistência flexural e deflexão de fratura foram calculados a partir das fórmulas: $E_3 = (0,25) \cdot (L^3W/bd^3x)$ (módulo de elasticidade para o teste de três-pontos); $E_4 = (0,21) \cdot (L^3W/bd^3X)$ (Módulo de elasticidade para o teste de quatro-pontos com a deflexão no centro do espécime), $E_4 = (0,185) \cdot (L^3W/bd^3X^1)$ (Módulo de elasticidade para o teste de quatro-pontos com deflexão no ponto da carga); $F_3 = (1,5) \cdot (PL/bd^2)$ (resistência à flexão três pontos); $F_4 = (PL/bd^2)$ (resistência à flexão três pontos); $F_3^1 = (1,5) \cdot (PL/bd^2) \cdot (1 + 6D^2/L^2 - 4dD/L^2)$ (resistência à flexão três-pontos com correção para grandes deformações), $F_4^1 = (PL/bd^2) \cdot (1 + 4.7D^2/L^2 - 7,04Dd/L^2)$ (resistência à flexão quatro pontos com correção para grandes deformações); $r = 6DdJL^2$; onde: E = módulo de elasticidade (MN/m²) F= máxima resistência à flexão (MN/m²) F¹= Máxima resistência à flexão (MN/m²) corrigida para grandes deformações; r =Tensão; L = Extensão do suporte (mm); d =

espessura do espécime (mm); b = largura do espécime (mm); W/X = curva inicial da carga – curva de deflexão (N/mm); W/X¹ = curva inicial da carga- curva de deflexão (N/mm) ponto de carga; P = carga para a fratura (N); D = deflexão máxima (mm). O módulo de elasticidade não apresentou nenhuma diferença estatística entre os testes de três e quatro pontos em nenhum dos materiais, a resistência à flexão foi altamente significativa sem a correção, o nylon 12 foi muito flexível e portanto incapaz de fraturar em ambos os testes flexurais, o teste de curvatura de quatro-pontos permitiu que todos os materiais de PMMA curvassem mais do que no teste de curvatura de três pontos antes de fraturar. A resistência à flexão do teste de três pontos foi sempre maior do que a do teste de quatro pontos.

O reparo de próteses com resina termopolimerizável pode atingir uma resistência transversal de no máximo 75% a 85% da resistência original, já quando resinas autopolimerizáveis são usadas nesses reparos, a resistência transversal varia entre 36% e 65% quando comparadas com a prótese de resina termopolimerizada intacta. Com o surgimento de resinas polimerizadas por luz visível (PLV), Andreopoulos et al.⁴⁷ (1994), compararam a resistência do reparo de resinas para próteses termopolimerizadas (SR 3/60, Ivoclar), PLV (Triad – folhas pré-misturadas, Dentsply International) reparadas com uma resina autopolimerizável (Novodur, Novodent) (controle) e quatro resinas PLV com diferentes formas de mistura: pré-misturado (Triad, Dentsply International), gel (Triad gel, Dentsply International; Extoral gel, Pro-Den Systems) e pó-líquido (GC Unifast LC, GC Dental Industrial). Foram confeccionados espécimes das resinas SR 3/60 e Triad pré-misturada com as dimensões de 65 mm x 10 mm x 2,5 mm, que foram seccionados criando uma área de reparo de 3mm paralelas entre si. A área de reparo foi então preenchida com os materiais de reparo testados, resina autopolimerizável e resinas PLV, de acordo com as recomendações dos fabricantes. Para as resinas PLV na forma gel e pré-misturada as superfícies de união foram molhadas com seus respectivos agentes de união antes de receber o reparo. Cinco espécimes para cada categoria foram preparados para o teste de flexão transversal, sendo um total de 50 espécimes. O teste foi realizado em uma máquina de teste universal Monsanto (modelo T10, Monsanto Ltd, Swindon, Wilt&ire, U.K.) e jig de flexão Monsanto TG 168 com 50 mm de distância e uma velocidade de carga de 5 mm/min, a fórmula de resistência à flexão (S) usada foi $S = 3 PL/2 bd^2$, onde P= carga máxima de fratura, L=comprimento entre as extremidades do jig (50 mm), b= largura do espécime e d=espessura. A dureza foi calculada pela

fórmula $T=1/2Px$, onde x =deflexão na fratura, obtida pela curva de tensão de carga com uma precisão de $\pm 4 \mu\text{m}$. Foi observado que os melhores resultados de resistência à flexão foram vistos para os reparos feitos com a resina autopolimerizável Novodur, independentemente da resina de base utilizada, com médias e desvio-padrão para SR 3/60 + Novodur de $29,915 \pm 3,753 \text{ Mpa}$; e para Triad + Novodur de $30,532 \pm 6,094 \text{ Mpa}$. Os resultados obtidos com os reparos feitos com Triad, Triad gel e Unifast para ambos os materiais de base foram similares entre si e atingiram entre 50 a 58% da resistência máxima conseguida com reparo feito com Novodur. Os menores resultados obtidos de resistência à flexão foram vistos com os reparos feitos com a resina Extoral gel + SR 3/60 ($7,018 \pm 1,419 \text{ Mpa}$) e Extoral gel + Triad ($6,566 \pm 0,706 \text{ Mpa}$). As médias de deflexão em mm também foram maiores nos reparos feitos com o material Novodur + SR 3/60 ($1,520 \pm 0,363 \text{ mm}$) e Novodur + Triad ($1,462 \pm 0,330 \text{ mm}$), seguido por Unifast + SR 3/60 ($0,912 \pm 0,159 \text{ mm}$), Unifast + Triad ($0,908 \pm 0,086 \text{ mm}$), Triad + SR 3/60 ($0,794 \pm 0,082 \text{ mm}$), Extoral gel + Triad ($0,722 \pm 0,072 \text{ mm}$). Os menores resultados de deflexão foram vistos nos grupos Triad gel + SR 3/60, Extoral gel + SR 3/60, Triad + Triad e Triad gel + Triad. Para os resultados de dureza o material Novodur com ambas as resinas de base obtiveram os melhores resultados. Ao contrário do esperado, as interfaces de materiais similares não apresentaram os maiores resultados de resistência à flexão, deflexão e dureza, os autores sugerem que isso possa ocorrer porque o reparo foi feito algum tempo depois da confecção dos espécimes, impedindo que essas superfícies pudessem se combinar e reagir quimicamente. O melhor desempenho obtido com o material autopolimerizável como material de reparo para ambas as resinas de base sugerem uma importância clínica relevante e os autores recomendam que resinas PLV não deveriam ser usadas para reparo antes de melhores métodos de adesão serem desenvolvidos.

A fim de avaliar o efeito do tratamento de superfície de reparo de resinas acrílicas com metilmetacrilato (MMA), na resistência transversal dos espécimes reparados, Vallitu et al.²⁷ (1994), aplicaram o MMA por diferentes períodos de tempo e analisaram as mudanças morfológicas da superfície em microscópio eletrônico de varredura (MEV). Foram fabricados 72 espécimes de resina acrílica transparente termopolimerizada (ProBase, Ivoclar), com dimensões de 50 mm x 4,2 mm x 2,3 mm, distribuídos em 6 grupos: A-espécime intacto (controle), B- espécimes reparados sem tratamento de superfície, C- tratamento com MMA por 5 s, D- tratamento com MMA por 30 s, E- tratamento com MMA por 60 s e F- tratamento por 180 s. O espécimes

foram seccionados criando uma superfície de reparo com ângulo de 35° e o reparo foi realizado com resina acrílica rosa autopolimerizável (ProBase cold, Ivoclar), que foi polimerizada em uma câmara pneumática com pressão de 2 bares por 15 min e temperatura da água em 40 °C. As superfícies a serem reparadas receberam o tratamento com o MMA da resina autopolimerizável de acordo com a determinação dos grupos. Para avaliar as mudanças morfológicas de superfície, cinco espécimes extras foram preparados, e após a aplicação do MMA foram lavados e receberam uma camada pulverizada de ouro e examinados em a MEV com 15 Kv e fotomicrografias foram feitas com uma magnificação de x 600. Para o teste de resistência à flexão foi realizado o teste de três-pontos com uma máquina de teste Schleuniger 2E (Schleuniger, Solothurn, Switzerland), com uma velocidade de carga de 120 mm/min, um jig de apoio com 35 mm de distância. A resistência à flexão (S) foi calculada pela fórmula $S=3WL/2bd^2$, onde W=força de fratura, L=distância do suporte (35 mm), b=largura do espécime, d=espessura. Após a fratura as superfícies fraturadas foram avaliadas em microscópio com uma magnificação de x6,4, para determinar se a falha foi adesiva ou coesiva (quando a resina autopolimerizável se apresenta nas duas superfícies de reparo). Os resultados mostraram alta significância ($p < 0,001$) com a maior média apresentada pelo grupo A (intacto) ($4,4 \pm 0,5$ kg), seguida pelo grupo F (180 s) ($4,2 \pm 0,6$ kg), e grupo E (60 s) ($3,7 \pm 0,5$ kg), os outros grupos apresentaram resultados menores. Com relação ao tipo de falha foi visto que quanto mais tempo era aplicado o monômero, menor a porcentagem de falha adesiva e maior a falha coesiva, em comparação com o grupo que não recebeu nenhum tratamento com MMA e o grupo que recebeu 5 s que obtiveram 100% de falha adesiva. As superfícies onde o MMA foi aplicado por 60 s e 180 s, se apresentaram mais lisas nas imagens de MEV, que sugerem uma dissolução do PMMA permitindo uma maior adesão da resina autopolimerizável. As superfícies mais ásperas não promoveram uma maior retenção mecânica entre as resinas acrílicas.

Jacobsen et al.³³ (1997), buscaram avaliar o efeito do jateamento com óxido de alumínio 250 μm (Al_2O_3) ou aplicação de Laser de dióxido de carbono (CO_2) (Laser Machining Inc) na interface de adesão entre resina para base de PMMA, Lucitone 199 (Dentisply) e dois tipos de reembasadores resilientes, um a base de silicone (Prolastic, Jermyn Specialties) e um a base de polietil metacrilato (BioSoft Better Health Systems). Para isso 120 espécimes retangulares de Lucitone 199 de dimensões 9,5 mm x 70 mm x 3,2 mm foram fabricados a partir de uma matriz metálica incluída em

mufla. Os espécimes foram distribuídos em 6 grupos com $n=20$ em cada, os grupos controle não receberam nenhum tratamento de superfície, os grupos Al_2O_3 receberam o jateamento de 250 μm por 30 s com uma pressão de 0,62 MPa (MN/m^2) e nos grupos laser foi aplicado um laser de fluxo de gás, espelhado de 80 W, com comprimento de onda de 10,6 μm , com um tamanho de ponta medindo $3,172 \pm 0,127$ mm e entrega de energia= 2400 J/cm^2 (J=Joules). Após o tratamento os reembasadores foram aplicados sobre toda a extensão dos espécimes, o teste de resistência a adesão-descamação foi feito em uma máquina de teste universal e foi selecionado para avaliar a resistência da interface de adesão entre PMMA e do material reembasador resiliente, pois fornece informação sobre o nível de resistência de adesão sob condições severas. Para isso foi usada uma célula de carga de 453,59 Kg, o aparelho foi programado para descamar em uma angulação de 180° com uma taxa de 50,8 mm por minuto. A média de resistência a descamação para cada material reembasador resiliente variou entre 16,2 até 78,5 N. O reembasador a base de polietil metacrilato aplicado na resina de PMMA sem o tratamento de superfície (controle) mostrou a maior média de resistência mostrando um resultando estatisticamente significativo ($p<0,05$) (78,5 N). O material a base de silicone aplicado na superfície de PMMA com jateamento mostrou a menor média de resistência também mostrando um resultado estatisticamente significativo ($p<0,05$) (16,2 N). Não foram encontradas diferenças significantes entre os grupos “material/tratamento” remanescentes. O tipo de falha de união foi categorizada como falha coesiva: quando o material reembasador macio rompia dentro dele mesmo, isso ocorreu nos grupos polietil metacrilato controle, polietil metacrilato com laser, polietil metacrilato jateamento e silicone com laser. A classificação falha adesiva inicial seguida por falha coesiva: quando o material reembasador conseguiu resistir às tensões de tração colocadas sobre ele e manteve sua integridade durante o descascamento inicial da amostra, o reembasador então se rompeu dentro de si mesmo, esse tipo de falha ocorreu nos espécimes polietil metacrilato controle e silicone controle. Falha coesiva periférica com falha adesiva central: ocorreu quando o material reembasador rompeu dentro dele mesmo nas extremidades dos espécimes, mas manteve sua integridade e permitiu que a descamação ocorresse na área central do mesmo, isso foi visto nos espécimes silicone controle e silicone com jateamento. Nesse estudo foi possível sugerir que os tratamentos de superfície foram ineficientes em reduzir as falhas adesivas dos reembasadores em situações clínicas.

Rached et al.²⁶ (2001) investigaram o efeito de diferentes tratamentos químicos de superfície na resistência transversal de uma resina para base protética convencional polimerizada por banho de água quente, reparada com uma resina polimerizada por micro-ondas. Para isso N=70 espécimes da resina Lucitone 550 transparente (Caulk Dentsply) (LU) nas dimensões de 65 mm x 10 mm x 3 mm foram fabricados, dos quais n= 14 permaneceram intactos como grupo controle (GI) e um segundo grupo controle intacto, n=14, foi feito com a resina Acron MC rosa (GC Dent. Ind. Corp) (AC) (GII). Os espécimes remanescentes de LU foram seccionados ao meio criando um perfil junta com junta de reparo de 10 mm, os quais receberam um tratamento de superfície antes da resina AC ser aplicada na área de reparo, os tratamentos foram: 30 s mergulhados no monômero da resina AC (MMA) (GIII); 30 s mergulhados em solvente de acetona (GIV); 15 s mergulhados na acetona + jato de ar + 15 s mergulhados no MMA da resina AC (GV); e superfícies de reparo sem tratamento (GVI). A resistência transversal (S) foi medida usando o teste de resistência transversal flexural de três-pontos, com uma célula de carga de 100 kg com uma velocidade de 5 mm/min. A resistência S de cada espécime foi calculada pela fórmula $S = 3WL/2bd^2$, onde W=carga máxima à fratura, L= distância do suporte (50 mm), b=a largura do espécime, d= espessura do espécime. Espécimes de LU medindo 4 mm x 4 mm x 4 mm foram fabricados, receberam os procedimentos de tratamento de superfície e suas superfícies foram examinadas em um microscópio eletrônico de varredura (MEV), no qual imagens com uma magnificação de 2000x foram feitas e mostraram superfícies com menos irregularidades após os tratamentos. A ANOVA one-way ($p < 0,05$) mostrou valores significativos com $p=0,0002$, sendo o grupo GII com a maior média de S ($p < 0,05$) ($108,25 \pm 2,71$ Mpa), o GI não mostrou diferença estatística ($p > 0,05$) quando comparado com os espécimes reparados. O GIV mostrou uma significativa ($p < 0,05$) melhora na resistência de união ($97,69 \pm 2,32$ Mpa) quando comparado com GV ($87,27 \pm 4,62$ Mpa) e GVI ($85,82 \pm 3,61$ Mpa), sendo dos espécimes reparados o GIV com a maior média de S e o GVI com a menor. A resistência transversal do reparo atingiu 93-106% da resistência original da LU e 79-90% da AC intacta. As falhas também foram classificadas como adesivas: falha na interface entre material de reparo e de base, ocorrendo somente nos grupos GV; falhas coesivas: ocorrendo dentro do material de reparo ou dentro do material de base, esse tipo de falha foi vista em todas as amostras reparadas independente do tratamento de superfície ($> 50\%$); ou ainda classificadas como adesivas-coesivas: a

fratura iniciava na interface e se estendia ao material de reparo, foi vista em todos os grupos reparados.

Com o objetivo de melhorar adesão entre um reembasador rígido autopolimerizável e uma resina acrílica termo polimerizada, Leles et al.³¹ (2001) confeccionaram N=63 espécimes de resina acrílica transparente Lucitone 550 (LU) nas dimensões 64 mm X 10 mm X 2,5 mm que foram distribuídos em seis grupos: controle sem tratamento (GI); tratamento de superfície com o monômero da LU (LU MMA) por 180 s (GII); tratamento de superfície com monômero da Kooliner (isobutil metacrilato) (IBM) por 180 s (GIII); tratamento com clorofórmio por 5 s + lavagem com água destilada e secagem suave com ar (GIV); tratamento com acetona por 5 s + lavagem com água destilada e secagem suave com ar (GV); tratamento com um adesivo experimental (Kooliner polimerizada derretida em acetona $0,83 \text{ g (5 ml)}^{-1}$) por 5 s (GVI). Os espécimes foram seccionados criando uma área de reparo de 10 mm, receberam o tratamento de superfície e foram reparados com a reembasador rígido Kooliner autopolimerizável. A resistência transversal foi avaliada pelo teste de três-pontos com uma velocidade de carga de 0,5 mm/min, distância do suporte de 50 mm e a força à fratura registrada em Newtons (N). As falhas foram classificadas como adesivas quando ocorreu na interface de união entre LU e Kooliner e coesiva quando ocorreu no centro do reembasador Kooliner. A ANOVA one-way com pós-teste de Tukey mostrou que GII ($43,56 \pm 5,91 \text{ N}$) e GIV ($41,34 \pm 5,29 \text{ N}$) tiveram a maior média de resistência de união. Os menores valores foram apresentados por GI ($32,37 \pm 5,74 \text{ N}$), GV ($30,09 \pm 6,03 \text{ N}$) e GVI ($28,78 \pm 4,39 \text{ N}$). Todos os grupos apresentaram mais de 50% de falha adesiva. Os resultados indicam que o tratamento com MMA ou clorofórmio melhoram a superfície de união, promovendo maior resistência transversal de união.

Para avaliar o efeito do vapor, limpeza com ultrassom, fervura e termociclagem na resistência ao cisalhamento (RC) de resinas para recobrimento (Sinfony (Bis-metacrilato)- agente de união Rocatec; Visio-Gem (Bis-acrilato)- agente de união Rocatec; Zeta LC (UDMA)- agente de união HLC-BOND e resina experimental de recobrimento (Ducera) a base de Bis-GMA – sem agente de união aplicadas em ligas metálicas de Co-Cr pré-tratadas quimicamente e em dentes artificiais, Kim et al.⁴⁸ (2003), confeccionaram espécimes de 20 mm X 10 mm X 2 mm de Co-Cr e jatearam com óxido de alumínio 50 μm , os dentes foram recobertos com resina autopolimerizável deixando exposta a área de união, foram confeccionados

espécimes de resina de recobrimento nas dimensões 5 mm X 2,5 mm sobre os espécimes de liga Co-Cr (n=140) e sobre os espécimes de dentes (n=140). A resina opaca de união foi aplicada na superfície de união pré-tratada da liga metálica e nos dentes artificiais e polimerizada de acordo com cada sistema de união e depois foi aplicada a resina de recobrimento. Os espécimes de cada resina foram divididos em 5 grupos (n=7 em cada): GI, controle- armazenados por 24 h no ar; GII, armazenados 24 h no ar + aplicação de estresse (2 min limpeza com vapor, 15 min ultrassom, 1 h fervendo em água); GIII, armazenados por 24 h no ar + termociclagem (5000 ciclos, 5 ° a 55 °C, 30 s de imersão 35 s de intervalo); GIV, armazenados por 24 h no ar + aplicação de estresse + termociclagem; GV, armazenados por 24 h no ar + termociclagem + fervura. O teste de RC foi aplicado e os tipos de falha entre resina-metal e resina-dente foram classificadas como adesivas, coesiva com o material opaco permanecendo preso na superfície do metal e coesiva com o opaco e a resina presos na superfície do metal. Foi aplicado o teste de ANOVA a um fator e pós-teste de Bonferroni-Dunn com $\alpha=0,05$. Foi observado que a limpeza com vapor, ultrassom e fervura (GII) alteraram significativamente ($p<0,05$) a RC dos grupos Sinfony/Co-Cr, Visio-Gem/Co-Cr, Ducera/Co-Cr e Zeta/dente, quando comparados com o controle. O tratamento feito em GII não afetou significativamente a RC dos grupos Zeta/Co-Cr, Sinfony/dente, Visio-Gem/dente e Ducera/dente, quando comparados ao controle. A RC dos grupos Zeta/Co-Cr e Vision-Gem/dente mostraram uma média significativamente menor após os tratamento com termociclagem dos grupos III, IV e V ($P<0,05$). Com exceção do grupo Ducera/dente, os espécimes apresentaram menor RC após o tratamento III, IV e V quando comparados com o controle. Ducera/dente não foi afetado pelos tratamentos de estresse e termociclagem ($p>0,05$). A única resina de recobrimento que não passou no pré-requisito da ISO de > 5 MPa foi o conjunto HLC-BOND/Zeta unido ao Co-Cr. Os espécimes de Co-Cr unidos com Rocatec e Sinfony mostraram falha coesiva com o remanescente opaco aderido na superfície do metal rompido. O mesmo tipo de falha foi observado no conjunto HLC-BOND/Zeta. O sistema Visio-Gem/Rocatec mostrou falha coesiva com remanescente opaco ou remanescente com opaco e resina. Falhas adesivas foram vistas na união entre Co-Cr/Ducera e para todas as resinas unidas aos dentes. Os autores concluíram que os procedimentos laboratoriais e termociclagem promoveram uma diminuição na RC entre metal/resina e dente/resina. A resina Sinfony foi menos afetada pela termociclagem e os procedimentos de estresse, do que as resinas Visio-Gem e Zeta.

A resistência de união da resina Ducera/dente não foi significativamente afetada pelo vapor, fervura, limpeza com ultrassom e termociclagem quando comparada com o controle. Termociclagem antes do teste de RC teve o mesmo efeito que os procedimentos laboratoriais na resistência de união da resina.

Com o objetivo de mensurar os efeitos da termociclagem na resistência de união à tração de 6 reembasadores resilientes a base de silicone, Kulak-Ozkan et al.⁴⁹ (2003), confeccionaram vinte e quatro espécimes medindo 3 mm X 10 mm X 10 mm de cada material reembasador (Ufigel C- UC, Ufigel P- UP, Mollosil- M, Molloplast B- MB, Permafrix- PFIX, Permafrix- PFLEX). Foram confeccionados dois espécimes da resina termopolimerizada Trevalon com um espaço mantido entre as partes de 3 mm para ser posteriormente colocada a resina de reembasamento. Metade dos espécimes para cada grupo (n=12) foram termociclados por 5000 ciclos com temperatura variando entre 5 ° e 55 °C e a outra metade não. O teste de resistência à tração (RT) foi realizado com uma velocidade de 5 mm/min e após a ruptura as falhas foram classificadas como adesiva, coesiva ou mista. O teste de ANOVA dois fatores foi aplicado para os conjuntos armazenados, ANOVA um fator foi aplicada para os dados de interação dos conjuntos armazenados antes e após termociclagem e o teste de Duncan foi utilizado para determinar se as mudanças significativas nas propriedades de união de tração dos materiais ocorreram durante a termociclagem, com $\alpha=0,05$. A ANOVA dois fatores identificou diferenças significativas entre produtos e termociclagem para as propriedades de união de tração, essa interação mostrou que alguns materiais são mais afetados pela termociclagem. A média de resistência de união da resina a base de PMMA variou entre 6,64 até 10,7 kg/cm² antes da termociclagem e entre 4,5 até 9,5 kg/cm² após termociclagem. A menor RT antes da termociclagem foi vista para UC e a maior para MB. Após a termociclagem a menor RT foi vista para PFIX e a maior para M, a maioria dos reembasadores mostrou uma redução da RT após a termociclagem. Após a termociclagem UP, MB e PFIX mostraram uma diminuição significativa na RT com $p=0,01$ para UP e MB e $p=0,0001$ para PFIX. Os reembasadores M e UC mostraram um aumento significativo na RT após a termociclagem com $p=0,02$ e $p=0,03$ respectivamente. Para os tipos de falha UC, UP e PFLEX mostraram mais falhas adesivas, M e PFIX mostraram uma mistura de coesiva e adesiva e MB mostrou mais coesiva antes da termociclagem. Portanto os autores concluíram que a termociclagem reduziu a resistência de união à tração e alterou o tipo de falha para falha adesiva para os materiais reembasadores resilientes.

Todos os materiais atingiram o valor clinicamente aceitável de resistência de união à tração de 4,5 kg/cm² quando unidos com a resina a base de PMMA após a termociclagem. O material MB apresentou falhas do tipo coesiva e o valor mais alto de RT, já UC apresentou mais falha adesiva e o valor mais baixo de RT, antes da termociclagem.

Pinto et al.⁵⁰ (2004), buscaram avaliar a resistência de união e deformação permanente de 2 reembasadores resilientes (Softliner – a base de silicone, Promedica GmbH Rosbach e PermaSoft – a base de resina acrílica, Austenal Inc) unidos a uma resina para base termopolimerizada a base de polimetil metacrilato (QC-20, Dentsply International Inc) (PMMA), após diferentes etapas de tempo de envelhecimento térmico in vitro. Para o teste de tração, foram confeccionados 100 espécimes retangulares de resina QC-20 de dimensões 40 mm x 10 mm x 10 mm, com uma área central 10 x 10-mm² para o material reembasador ser aplicado. As superfícies de PMMA foram tratadas de acordo com as orientações dos fabricantes dos reembasadores, para o material Softliner uma camada de agente de união foi aplicado aos blocos de PMMA. Espécimes cilíndricos de dimensões 12,7 mm diâmetro x 19 de altura foram confeccionados para o teste de deformação permanente, sendo N=100 de cada material reembasador. Os espécimes foram divididos em 10 grupos (n=10), onde: o controle não foi termociclado e os grupos 200, 500, 1000, 1500, 2000, 2500, 3000, 3500 e 4000 ciclos, respectivamente, foram termociclados em uma cicladora térmica (MSCT-3plus) com temperaturas variando de 5 ° C a 55 ° C e um tempo de imersão de 60 s, com o ciclo máximo simulando 4 anos de uso de uma prótese. O teste de tração foi realizado em uma máquina de teste universal usando uma velocidade de 5 mm/min, a resistência de união foi calculada em Mpa e as falhas classificadas entre coesiva, adesiva ou ambas. Na deformação um peso de 750 g contactava o espécime com a quantidade de força desejada e uma medida era feita 30 s após o contato, o peso era removido e uma segunda medida era feita 30 s depois, a porcentagem de deformação foi calculada pela diferença da medida 1 com a 2 dividida pelo comprimento original do espécime e multiplicado por 100. As médias e desvios-padrões foram submetidos a ANOVA two-way e pós-teste de Tukey com $\alpha=0,05$. Foi observado que a termociclagem não afetou significativamente o material Softliner ($p > 0,05$). Entre os grupos do material PermaSoft houve diferença entre os grupos controle ($0,47 \pm 0,09$ MPa) e G500 ciclos ($0,46 \pm 0,07$ Mpa) quando comparado com G4000 ciclos ($0,70 \pm 0,20$ Mpa) ($p < 0,05$), mostrando que a termociclagem aumentou a

resistência de união para os espécimes PermaSoft. Com relação a porcentagem de deformação, os grupos Softliner não apresentaram diferenças significantes. Os grupos PermaSoft apresentaram diferença depois de 1500 ciclos (1,88% ± 0,24%), 2000 (2,19% ± 0,30%), 2500 (2,57% ± 0,26%), 3000 (2,85% ± 0,22%) e 3500 (3,24% ± 0,33%) ciclos, o grupo 4000 ciclos não se mostrou significativamente diferente do 3500 ciclos. Com relação ao tipo de falha, os grupos Softliners apresentaram 100% de falha adesiva. Os grupos PermaSoft apresentaram 53% de falha adesiva, 12% coesiva e 35% de falha coesiva e adesiva combinadas. Como a resistência de união considerada aceitável para o uso clínico de reembasadores resilientes é de 0,44 MPa, todos os materiais testados tiveram uma união considerada satisfatória com a resina de base, com valores de tração de 0,46 MPa ou maiores. O material PermaSoft teve sua resistência de união afetada pela termociclagem após 4000 ciclos, além de ter mostrado maior deformação permanente depois de 1500 ciclos, diferente do Softliner que não foi afetado. As falhas adesivas que ocorreram no Softliner, sugerem que a resistência de união do reembasador foi maior que a resistência entre o reembasador e a resina de PMMA.

As fraturas das próteses maxilares são causadas por uma combinação entre fadiga e impacto. Sendo assim Kim et al.⁵¹ (2004), buscaram avaliar o efeito do reforço com fibra de vidro na resistência ao impacto de próteses maxilares confeccionadas com resinas acrílicas de alto impacto. Foram confeccionadas 20 próteses totais convencionais maxilares com resina acrílica termo ativada de alto impacto (Lucitone 199, Denstply) e com dentes de resina acrílica (Anterior 5P, B2; Posterior 16, B2; Senator; Wright Health Group Ltd). Como grupo controle 10 próteses foram confeccionadas de acordo com as orientações do fabricante e para o grupo experimental uma folha de 60 mm x 150 mm de um sistema pré-impregnado com fibra de vidro (Stick Net; Stick Tech Ltd) com um polímero altamente poroso foi usado para cobrir toda região do palato da prótese enquanto a resina acrílica ainda estava na fase plástica. O teste de impacto foi realizado em um aparelho que era formado por um tubo plástico e um impactador feito de madeira no formato de uma hemiesfera com 50 mm de raio e massa de 0,836 kg. A hemiesfera era lançada sobre a prótese de uma altura de 60 cm e o teste era repetido até a prótese se quebrar. Se a prótese não se quebrasse depois de 40 repetições, a altura era aumentada para 80 cm. A energia absorvida em cada quebra foi calculada pela fórmula: $E = mg + \sum_{i=1}^n h_i$, onde E=resistência ao impacto (J), m= massa do impactador (0,836 kg), g= aceleração da

gravidade ($9,8 \text{ m/s}^2$), h = altura de lançamento (metro), n = número de lançamentos. Foram determinadas a energia para iniciar a fratura e a energia para completar a fratura. As médias e desvios-padrões foram submetidos a ANOVA para medidas repetidas com $\alpha=0,05$. Foi calculada a distribuição Weibull para a probabilidade cumulativa de fratura como uma função da resistência ao impacto pela fórmula $F(s) = 1 - e^{-i(S/\alpha)^\beta}$, onde S é a resistência ao impacto em um determinado momento, α = parâmetro de escala que é o nível da resistência ao impacto no qual 63,2% das próteses testadas falharam e β = parâmetro do formato. Os resultados mostraram que quando a prótese era reforçada com fibra de vidro, tanto a resistência ao impacto no início à fratura, quanto a resistência ao impacto para a fratura completa aumentaram significativamente ($p<0,0001$) e superaram o controle. Em ambos os grupos, a resistência ao impacto entre o início da fratura e a fratura completa foram significativamente diferentes ($p<0,0001$), o grupo com reforço precisou de maior energia para ocorrer uma fratura completa a partir do início da fratura.

Minami et al.¹⁸ (2004), em um estudo in vitro determinaram o efeito de diferentes condições de teor de água na resina para base protética durante o reparo e a ciclagem térmica na resistência de união ao cisalhamento de resinas autopolimerizáveis à resina de base protética. Para isso foram confeccionados 180 discos de resina para base termopolimerizada Lucitone 199 (Dentsply International Inc) de dimensões 12 mm X 3 mm que foram divididos em 3 grupos ($n=60$) de acordo com o teor de água: G1- grupo controle, os discos foram mantidos em água destilada por 21 dias até completarem a saturação de água (saturados); G2- depois do processo de saturação, os discos desse grupo foram superficialmente desidratados com um secador de cabelo à 100 °C por 30 s; o G3- os discos desse grupo foram armazenados em um desidratador por mais de 45 dias até os espécimes serem completamente desidratados. Cada um desses grupos receberam 3 tratamentos de superfície ($n=20$), incluindo o sem tratamento, tratamento com jateamento com óxido de alumínio (Al_2O_3) 50 μm sob 0,5 Mpa de pressão por 5 s e o último tratamento foi imersão em solvente de cloreto de metileno por 5 s. A resina de reparo autopolimerizada Repair Material (Dentsply International Inc) ($n=10$) e a resina para reembasamento Tokuso Rebase Normal set (Tokuyama Corp) ($n=10$) foram aplicadas em uma área delimitada por um anel de latão medindo 6 mm X 2,5 mm colocado sobre o disco de resina para base, as resinas foram então polimerizadas em uma câmara a 37 °C por 10 min. Em cada grupo 5 de cada 10 espécimes receberam 50.000 ciclos de ciclagem térmica em

banho de água variando entre 4 °C e 60 °C, com imersão de 1 min em cada banho, os outros 5 não foram termociclados. O teste de cisalhamento foi realizado com uma velocidade de 1 mm/min. As médias de resistência de união de cada grupo foram analisadas por ANOVA 3-way com $\alpha=0,05$ para os fatores independentes teor de água, tratamento de superfície e termociclagem, ANOVA one-way foi usada para comparar diferenças para cada um dos 3 fatores, o pós-teste de Bonferroni foi usado para comparações múltiplas com $\alpha=0,05$. O tipo de falha foi avaliada sob um microscópio óptico com um aumento de 10 vezes e categorizadas como: falha coesiva da resina autopolimerizável; falha coesiva da resina de base; falha adesiva entre a interface resina de base e resina autopolimerizável ou uma combinação dessas. Foi observado que a termociclagem foi o fator que mais influenciou a resistência de união ($p < 0,0001$ para grupo com resina de reparo e resina de reembasamento), seguido por tratamento de superfície e condições de teor de água. Para a resina de reparo aplicada sem tratamento de superfície em espécimes saturados termociclados não houve diferença significativa dos grupos secos com secador e desidratados. A termociclagem diminuiu a resistência de união quando comparados com os não termociclados para as condições de teor de água saturado ($p = 0,0001$), secos ($p < 0,0001$) e desidratados ($p < 0,0001$). Para o grupo jateado a resistência de união não foi afetada de maneira significativa independente de teor de água e termociclagem. A termociclagem não afetou a resistência de união para cada condição de teor de água ($p > 0,05$), e as falhas ocorridas nos espécimes tratados com jateamento foi uma mistura de coesiva e adesiva. Os espécimes desidratados não termociclados tratados com solvente tiveram uma resistência de união menor quando comparados com os saturados ($p = 0,0067$). Os espécimes saturados após termociclagem apresentaram maior resistência de união ($p = 0,0048$) do que os desidratados. A termociclagem diminuiu a resistência de união dos espécimes quando comparados aos não termociclados, para cada condição de teor de água, o tipo de falha encontrada nos espécimes tratados com solvente foram uma mistura de coesiva e adesiva. Para o grupo resina de reembasamento sem tratamento de superfície com termociclagem, a resistência de união foi significativamente menor ($p < 0,0001$) do que sem termociclagem, e os espécimes mostraram falha adesiva independente do teor de água. A termociclagem também diminuiu a resistência de união para o grupo com jateamento para cada condição de teor de água ($p < 0,0001$), apresentando uma mistura de falha adesiva e coesiva. O tratamento com solvente nos espécimes

desidratados sem termociclagem, não foi diferente dos espécimes saturados, mas foi menor que os espécimes secos com secador. Após termociclagem os espécimes saturados apresentaram maior resistência de união do que os secos com secador, sendo que o tipo de falha nos saturados foi coesiva. A resina de reembasamento mostrou menor resistência de união que a de reparo ($p < 0,0002$).

As resinas acrílicas termopolimerizadas já mostraram que possuem uma resistência de reparo que atinge 75% a 80% da resistência do material original quando usada uma resina polimerizada por banho de água quente e 93% a 106% da resistência do material original quando usada uma resina polimerizada por micro-ondas. Já as resinas autopolimerizadas, apesar de mostrarem uma resistência de reparo inferior, são de mais fácil processamento. Sendo assim, Rached et al.¹⁷ (2004), em um estudo in vitro avaliaram a resistência transversal do reparo feito com resinas polimerizadas por banho de água (L) (Lucitone 199, Dentsply Intl), micro-ondas (A) (Acron MC, GC Corp) ou autopolimerizadas (AR) (Acron MC/R, GC Corp). Foram fabricados $n=6$ espécimes da resina autopolimerizada (AR) que permaneceram intactos como controle, 24 espécimes de resina L e A, sendo 6 espécimes de cada resina estabelecidos como controles intactos, com dimensões de 65 mm X 12 mm X 3,6 mm, as resinas termo ativadas foram processadas de acordo com o fabricante e a resina AR foi processada sob 2 bares de pressão em uma temperatura de 45 °C por 15 min. Para os procedimentos de reparo, 18 espécimes de L e A foram seccionados criando uma área de reparo de 10 mm no formato junta com junta, as superfícies de reparo foram tratadas com imersão em acetona por 30 segundos, e as áreas de reparo foram reparadas com as resinas L, A e AR. A resistência transversal foi medida usando o teste de flexão de três-pontos em uma máquina de ensaio universal, com uma célula de carga de 100 kg com uma velocidade de 5 mm/min. A resistência transversal (S) foi calculada pela fórmula $S=3WL/2bd^2$, onde W= carga máxima para fratura, L= distância entre os suportes (50 mm), b= largura do espécime e d= espessura. As falhas foram classificadas como adesiva, coesiva ou mista. Os dados foram analisados por ANOVA 2-way e teste de Tukey HSP ($\alpha=0,05$). Foi observado que os fatores resina para base (= 0,00052) e material de reparo ($p= 0,00003$) foram fontes de variação. Todos os grupos apresentaram resultados similares entre si, com exceção do grupo da resina A intacto que teve uma média significativamente maior $p < 0,05$ ($80,6 \pm 2,9$) quando comparada com os outros materiais intactos e reparados. Os grupos reparados não tiveram diferença entre si. Com relação ao tipo de falha a mais

observada foi mista (interface e material de reparo), as falhas puramente coesivas ocorreram apenas nos materiais de reparo quando reparadas com L ou A, e foi vista apenas uma falha adesiva ocorrendo no grupo L reparado com L, indicando no geral uma boa resistência de união, especialmente para as resinas autopolimerizáveis.

Para avaliar o efeito do etil acetato como tratamento de superfície na resistência de união do reparo de uma resina acrílica para base protética e comparar esse método com o método convencional usando diclorometano, Shimizu et al.³² (2006) em um estudo in vitro, confeccionaram 80 espécimes de resina acrílica termo ativada (Acron, GC Corp), com dimensões de 68 mm X 10 mm X 2,5 mm, os espécimes foram seccionados ao meio criando uma superfície de reparo de 3 mm no formato junta com junta. Os espécimes foram divididos em 5 grupos: sem tratamento e tratamento com etil acetato (E) por 5, 30, 60 e 120 s. O reparo foi realizado com a resina acrílica autopolimerizável (Unifast II, GC Corp). Para o tratamento com diclorometano (D), foram preparados 20 espécimes que receberam tratamento por 5 s, desses espécimes 10 foram selecionados e 10 espécimes tratados com E por 120 s foram termociclados por 10.000 ciclos com temperatura variando entre 5 °C e 55 °C, com um minuto de imersão em cada banho. Foi realizado o teste de flexão de três pontos, com uma velocidade de carga de 5 mm/min, a resistência transversal (S) foi obtida pela fórmula $S=3PL/2bd^2$, onde P= carga máxima para a fratura, L= distância entre suportes (50 mm), b= largura do espécime e d= espessura do espécime. As superfícies fraturadas dos espécimes tratados com D por 5 s e E por 120 s, foram observadas em um microscópio óptico com um aumento de 30 vezes e para avaliar as mudanças morfológicas foi usado microscópio eletrônico de varredura (MEV) com 5 Kv. A análise estatística usada foi ANOVA com pós-teste de Newman-Keuls com $\alpha=0,05$. Foi observado que as superfícies tratadas com E por 120 s mostraram maior resistência ($p < 0,05$) ($30,6 \pm 2,1$ MPa) quando comparado com os outros tempos de tratamento e sem tratamento. O grupo sem tratamento não foi significativamente diferente ($p > 0,05$) dos grupos tratados por 5 s e 60 s, os tempos de tratamento 5 s, 30s e 60s não foram diferentes entre si ($p > 0,05$). O tratamento com D por 5 s foi semelhante a aplicação de E por 120 s para ambos os momentos sem termociclagem (E 120 s: $30,6 \pm 2,1$ Mpa; D 5 s: $33,3 \pm 3,6$ MPa) com predominância de falha mista em ambos os grupos, com apenas duas falhas adesivas no grupo E, e termociclados por 10.000 ciclos ($p > 0,05$) (E 120 s: $29 \pm 4,4$ Mpa; D 5 s: $26,5 \pm 5,3$ Mpa), nessa etapa o grupo E apresentou apenas duas falhas mistas e o D apresentou 50% mista e 50% adesiva. Apesar do etil

acetato por 120 s ter mostrado uma resistência semelhante ao diclorometano e das imagens de MEV terem mostrado uma alteração na superfície da resina, a maior porcentagem de falha adesiva foi observada dentro desse grupo.

Seó et al.⁵² (2007), por meio de uma revisão de literatura identificaram os fatores mais importantes que afetam a resistência do reparo para prótese de resina acrílica. Entre esses fatores estão os diferentes tipos de resinas acrílicas que podem ser utilizadas no reparo, podendo ser polimerizadas por luz sendo que essa resina apresenta algumas limitações como baixa adesão a dentes plásticos, absorção de água e maior fragilidade; micro-ondas que apresenta excelente propriedade física e pouco monômero residual; banho de água quente que apesar de mostrar uma boa resistência transversal, requer mais tempo de trabalho e equipamentos específicos, além do paciente ficar sem a prótese por mais tempo; ou autopolimerizadas, a última apesar de ser tecnicamente mais fácil de se utilizar, possui uma menor resistência transversal por conta da baixa conversão atingida pelo seu sistema iniciador químico, mas ainda assim é muito bem indicada. O reparo pode ser reforçado com materiais como fios metálicos, nylon ou fibras (carbono, vidro, polietileno de alto módulo ou aramida), a literatura mostrou que os metais podem ser tratados com jateamento ou silanização para melhorar a adesão com a resina, esses materiais de reforço mostraram uma melhora na resistência transversal e módulo de elasticidade do reparo. O armazenamento em água por 24 h ou mais também pode influenciar na resistência do reparo, visto que os materiais só atingem suas propriedades até o dia seguinte do reparo. Alguns estudos mostraram que uma polimerização adicional em micro-ondas reduziu o monômero residual, melhorava a resistência de união e aumentava a dureza contudo poderia causar distorções na prótese. Alguns tratamentos de superfície sugeridos na literatura como molhar a superfície da resina de base com metil metacrilato por 180 s, clorofórmio por 5 s, cloreto de metileno por 5 s e acetona por 30 s mostraram uma modificação da superfície da resina de base promovendo melhor união com a resina de reparo, melhorando a resistência do reparo. Além de tratamentos químicos a literatura sugere tratamentos mecânicos como por exemplo o formato da superfície de união do reparo que pode ser do tipo junta com junta; junta chanfrada em 45°; junta chanfrada em 30°, junta chanfrada em 55°; junta arredondada e junta com um entalhe formando uma caixa. Alguns estudos sugeriram que o formato junta com junta forneceu uma resistência transversal inferior à do tipo arredondada, do tipo com entalhe e a do tipo chanfrada em 45°, outros sugeriram que o tipo

arredondada forneceu maior resistência transversal ou também que o tipo chanfrada em 45° e arredonda foram similares entre si, o formato chanfrado em 45° muitas vezes é preferível por ser mais fácil de ser feito. A largura do reparo também pode variar entre 1,5 mm e 3 mm. Os métodos de testes de reparo para próteses também variam na literatura, sendo o teste de três ou quatro pontos os mais usados para avaliar a resistência transversal que diferem entre si na região de incidência da carga. Os testes de cisalhamento e torção são bastante indicados para avaliar resistência de união, pois simulam mais aproximadamente o que ocorre com o material de reparo em uso clínico. Com isso foi possível concluir que o sucesso do reparo depende de vários fatores e a combinação entre eles para um sucesso clínico relevante.

A falha na adesão entre dentes artificiais e a resina acrílica de base protética, gerou a necessidade de buscar alternativas que promovam uma melhor união entre si. Para isso Barbosa et al.⁵³ (2009), avaliaram a resistência de união entre três tipos de resinas acrílicas e uma marca de dentes de resina para prótese após duas técnicas diferentes de aplicação de monômero na superfície dos dentes e diferentes técnicas de polimerização. Os dentes utilizados foram dentes de resina com ligação cruzada (Biotone, Dentsply Ind.) que foram unidos em três tipos de resinas acrílicas, processadas por diferentes técnicas de polimerização: Onda-Cryl (Artigos Odontológicos Clássico Ltd) polimerizada por micro-ondas com 3 processos diferentes, ciclo A- 500 W/3 min, ciclo B- 90 W/13 min + 500 W/90 s, ciclo C- 320 W /3 min + 0 w/4 min + 720 W/3 min; resina Clássico (Artigos Odontológicos Clássico Ltd) polimerizada por banho de água quente, ciclo T- 74 °C/9 h; resina acrílica autopolimerizada Jet (Artigos Odontológicos Clássico Ltd), ciclo Q- em bancada a 23 °C. Para cada técnica de polimerização 30 espécimes foram confeccionados, sendo 10 estabelecidos como controle (sem tratamento) e 20 tratados quimicamente com o monômero correspondente da resina usada na sua técnica, sendo aplicada uma gota de monômero na superfície do dente, dos dentes tratados 10 esperaram 60 s após a aplicação e 10 esperaram 180 s antes da união com a resina acrílica de base. O teste de resistência de união ao cisalhamento foi realizado a uma velocidade de 1mm/min com uma força de aplicação de $0,50 \pm 0,02$ mm na superfície de união. Os dados foram analisados pela ANOVA two-way e pós-teste de Tukey ($\alpha=0,05$). As superfícies foram analisadas em microscópio eletrônico de varredura e classificadas quanto a sua falha: adesiva na interface entre dente e resina acrílica, coesiva dentro da resina, ou mista (coesiva e adesiva juntas). Foi observado que independentemente do ciclo de

polimerização, as superfícies tratadas com monômero mostraram os valores mais altos de resistência ao cisalhamento. Contudo apenas o ciclo A mostrou aumento da resistência com o aumento do tempo de aplicação do monômero ($p < 0,05$). Para o tempo de 60 s, o ciclo A teve menor resistência que o B, C, T e Q ($p < 0,05$). A aplicação por 180 s forneceu maior resistência para o ciclo B ($p < 0,05$) do que os ciclos A, C e Q. As falhas adesivas foram vistas mais nos grupos sem tratamento, principalmente em A e Q, já as falhas mistas e coesivas foram mais encontradas nos grupos com tratamento, principalmente B e T. Foi possível concluir que o tratamento químico da superfície melhorou a resistência de união e que essa também é afetada pelo ciclo de polimerização, no qual ciclos mais longos mostraram maior resistência de união.

Bural et al.¹⁹ (2009), por meio de um estudo in vitro avaliaram a resistência à flexão (RF), deformação, carga máxima à fratura, módulo de elasticidade e deflexão de uma resina acrílica termopolimerizada reparada com uma resina autopolimerizada e uma resina polimerizada por luz, depois de suas superfícies serem tratadas com o monômero da resina termo ativada, monômero da resina autopolimerizada e acetona. Foram preparados 54 espécimes de resina termopolimerizada Selectaplus H/Trevalon (Dentsply Caulk) (H) de dimensões 65 mm X 10 mm X 2,5 mm, 48 desses espécimes foram seccionados formando um perfil de reparo junta com junta com 3 mm de área de reparo, sendo distribuídos entre os grupos: reparo com resina autopolimerizada MegaDUR (Megadental GmbH) (M) (n=24) e resina polimerizada por luz Triad (Dentsply Caulk) (T) (n=24), os espécimes remanescentes permaneceram intactos como controle (I) (n=6). Os espécimes seccionados do grupo MegaDUR e Triad, foram distribuídos em sub-grupos de acordo com o tratamento de superfície que iriam receber: reparo com M sem tratamento, M com monômero H, M com monômero M, MegaDUR com acetona; reparo com T sem tratamento, T com monômero H, reparo com T com monômero M e T com acetona. Cada solvente foi aplicado com 2 gotas por 180 s e secos com um jato de ar por 30 s. Para o teste de flexão de três pontos foi utilizada uma velocidade de 5 mm/min, uma distância de suporte de 50 mm, e o diâmetro do suporte de 3,2 mm, os dados de resistência à flexão (RF), deformação, carga de fratura, módulo de elasticidade e deflexão foram automaticamente calculados pelo software do equipamento. Para comparar os materiais de reparo foi usado o teste t-Student, com o pós-teste LSD para avaliar o efeito de cada solvente utilizado entre os quatro sub-grupos para cada material de reparo com um $p < 0,05$. Foi observado que para os espécimes reparados com T, os valores de resistência à flexão

($p < 0,01$), deformação ($p < 0,01$), carga à fratura ($p < 0,001$) e deflexão ($p < 0,01$) foram significativamente maiores do que para os reparados com M. Para os espécimes reparados com M, o tratamento com o monômero H promoveu maior resistência à flexão e carga à fratura do que os sem tratamento e tratados com acetona, os resultados de deflexão, deformação e módulo de elasticidade não foram estatisticamente significantes ($p > 0,05$). Os espécimes reparados com T + monômero M, mostraram maiores valores de resistência à flexão, deformação, carga à fratura e deflexão do que sem tratamento. O reparo feito com T+monômero M e T+monômero H, mostraram valores de carga à fratura mais altos do que com T+acetona e sem tratamento respectivamente. O tratamento com monômero H promoveu maiores valores de resistência à flexão ($p < 0,05$), deformação ($p < 0,01$), carga à fratura ($p < 0,001$) e deflexão ($p < 0,05$) quando o reparo foi feito com a resina T do que com a resina M com o mesmo tratamento. O tratamento com o monômero M e acetona para o reparo feito com T também mostrou melhores resultados do que quando o reparo foi feito com M na resistência à flexão, deformação, carga à fratura, deflexão e módulo de elasticidade. Os espécimes reparados com a resina M tiveram 100% de falha adesiva, independentemente do sub-grupo, já o espécimes reparados com a resina T apresentaram uma mistura de falha adesiva e mista entre seus sub-grupos com predominância de falha mista.

Para avaliar a resistência de união ao cisalhamento de resinas acrílicas para base protética unidas a dentes artificiais de resina acrílica após termociclagem, Marra et al.⁵⁴ (2009), selecionaram resinas para base obtidas por diferentes métodos de processamento, polimerizada por micro-ondas (Acron MC – AMC), termopolimerizadas (Lucitone 550 – LU e QC-20 – QC) e polimerizada por luz (Versyo.bond – VB), os dentes selecionados foram Biotone/30M (BT), Trilux/M5 (TX), Ivoclar/Gnathostar D86 (IV). Foram produzidos vinte espécimes para cada combinação de resina de base/dente, com um total de $N=240$, os dentes foram embebidos em resina autopolimerizável Jet para sua união com as resinas AMC, LU e QC, Já para os dentes unidos com a VB, foi aplicado o agente de união da resina VB e polimerizado por luz por 30 s na superfície de união. A partir da inclusão dos dentes em mufla com padrões de silicone nas dimensões 5 mm de diâmetro e 2,5 de espessura, os espaços criados foram preenchidos com as resinas acrílicas. Cada conjunto $n=20$ de resina de base/dente foram divididos em dois grupos ($n=10$) sem termociclagem e com termociclagem por 5.000 ciclos com temperaturas variando

entre 4 e 60 °C, 30 s em cada banho. Os grupos controle foram os não termociclados. O teste de cisalhamento foi aplicado com uma carga de 2 Kn com uma velocidade de 1 mm/min. Os dados foram analisados por ANOVA três-fatores e pós-teste de Bonferroni com $\alpha=0,05$. Foi identificado uma diferença significativa para a interação da resina para base e dente com termociclagem ($p<0,001$). A termociclagem resultou em uma redução da resistência de união entre LU/BT e LU/TX ($p<0,05$). Para os grupos controle a menor resistência ao cisalhamento foi vista para o grupo QC/IV com 4,14 MPa, a maior foi vista no grupo LU/BT com 14,54 MPa e após termociclagem a maior resistência foi vista em LU/IV com 11,03 MPa e a menor foi vista em QC/TX com 3,69 MPa. Para os autores a redução dos valores de resistência de união após termociclagem podem ocorrer devido a absorção de água e a diferença do coeficiente de expansão térmica de cada material. A água que se difundiu na interface pode resultar em falha de união que causou uma redução na resistência de união. Sendo assim, concluíram que a termociclagem diminuiu a resistência de união ao cisalhamento da resina LU unida com BT e TX, e VB com IV. Após a termociclagem, os grupos AMC com IV e LU com IV aumentaram significativamente sua resistência. Ainda assim os maiores valores de resistência foram vistos para a resina LU e VB e os menores para QC.

Para comparar os efeitos dos agentes de tratamento químico de superfície para resinas acrílicas na resistência à flexão de uma resina termopolimerizada reparada com uma resina autopolimerizada, Thunyakitpisal et al.²¹ (2011), em um estudo in vitro confeccionaram 90 espécimes de resina termopolimerizada (Meliodente, Heraeus Kulzer) (MEL) de dimensões 64 mm X 10 mm X 3.3 mm que foram seccionados no formato chanfrado em 45°, criando uma área de reparo de 3 mm e reparados com a resina autopolimerizável Unifast TRAD (GC Dental Products Corp) (TRAD), antes do reparo as faces seccionadas receberam um tratamento de superfície de acordo com os seguintes grupos: I- controle intacto; II- seccionado + sem tratamento; III- tratamento com monômero da resina TRAD (MMA) 180 s; IV- tratamento com adesivo Rebase II; V- metil formato (MF) 15 s; VI- mistura de metil formato + metil acetato (MA) (75:25 v/v) 15 s; VII- MF + MA (50:50 v/v) 15 s; VIII- MF + MA (25:75 v/v) 15 s; IX- MA 15 s. Após o reparo os espécimes foram submetidos ao teste de flexão por três-pontos com uma velocidade de 5 mm/min, uma distância entre os suportes de 50 mm e 1000 N de célula de carga, a resistência à flexão foi determinada em MPa. As superfícies fraturadas foram observadas em um estereó microscópio com uma magnificação de

7 vezes e as falhas foram classificadas como adesivas ou coesivas. O microscópio eletrônico de varredura (MEV) foi usado para avaliar as mudanças nas superfícies após os tratamentos. Os dados foram analisados por ANOVA one-way e pós-teste de Tukey para comparações múltiplas ($\alpha=0,05$). Observaram que o grupo intacto teve o maior resultado e grupo sem tratamento o menor resultado de resistência à flexão ($p<0,05$). Entre os grupos com tratamento se superfície, o grupo tratado com MMA mostrou o menor valor de resistência à flexão, já o tratamento MF + MA (25:75 v/v) aumentou significativamente a resistência do reparo ($p<0,05$) quando comparado com o grupo MMA. Com relação ao tipo de falha os grupos V, VI, VII, VIII e IX apresentaram 100% de falha coesiva, o grupo II 90% de falha adesiva e os grupos III e IV tiveram 60% de coesiva. Os tratamentos V, VI, VII, VIII e IX no MEV mostraram uma maior alteração de superfície com o aspecto parecido de uma colmeia. Sendo assim foi possível concluir que os tratamentos de superfície melhoraram a resistência à flexão do que o grupo sem tratamento, contudo os tratamentos com MF, MA e a mistura entre eles (MF + MA) apresentaram melhores resultados com relação a redução de falha adesiva quando comparados com os grupos MMA e Rebase II.

Pereira et al.²⁰ (2011), avaliaram em um estudo in vitro a resistência à flexão do reparo de resina acrílica para base protética realizado com resina autopolimerizável após diferentes tratamentos mecânicos e químicos de superfície. Para isso 10 espécimes da resina termopolimerizada Lucitone 550 (LU) (Dentply Ind.) foram confeccionados intactos nas dimensões 65 mm X 10 mm X 2,5 mm e 40 feitos com uma área de reparo de 3 mm no formato junta com junta. Os espécimes foram divididos em 5 grupos: G1- resina para base intacta; G2- tratamento com monômero metil-metacrilato (MMA) por 180 s; G3- tratamento de abrasão com lixa de silicone granulação 400; G4- lixa granulação 400 + MMA 180 s; G5- reparo sem tratamento de superfície. Os grupos G2 a G5 foram reparados com a resina autopolimerizada Simplex (Clássico, Artigos Odontológicos) na fase fluída e a resina foi polimerizada em banho de água a 55 °C com pressão de 2 bars por 15 min. O teste de flexão de três pontos foi usado para se obter a resistência à flexão a partir de uma célula de carga de 100 Kgf que foi aplicada a uma velocidade de 5 mm/min até a fratura, com uma distância de apoio de 50 mm. Os dados obtidos foram submetidos a ANOVA one-way com pós-teste de Tukey HSD ($p=0,05$). Os resultados mostraram uma resistência mais significativa em G1 ($p<0,001$) do que nos outros quatro grupos. Entre os grupos reparados, G2 ($66,5 \pm 3,4$ MPa) e G4 ($69,3 \pm 1,8$ MPa) mostraram a maior resistência

à flexão, e foram estatisticamente semelhantes entre si ($p=0,216$), chegando até a 61% da resistência dos espécimes intactos. Os grupos G3 e G5 apresentaram os piores resultados de resistência à flexão e foram semelhantes entre si ($p=0,211$). Sendo assim foi possível determinar que embora todos os grupos reparados tenham apresentado uma resistência à flexão menor do que o grupo intacto, os espécimes tratados com MMA por 180 s aumentaram a resistência à flexão entre os espécimes reparados.

Para avaliar a resistência à flexão de uma resina acrílica para base reparada com diferentes resinas acrílicas e métodos de processamento, Arioli Filho et al.²² (2011), em um estudo in vitro, confeccionaram corpos de prova de resina acrílica termopolimerizada Lucitone 550 (LU) (Dentsply Trubite) nas dimensões 65 mm X 10 mm X 2,5 mm e com uma área de reparo central de 3 mm no formato junta com junta, separados em quatro grupos: 1) controle, sem reparo; 2) reparo com LU 550; 3) reparo com Acron MC polimerizada por micro-ondas (AMC) (GC Dental Inc) e 4) reparo com Simplex autopolimerizada (SPL) (Artigos Odontológicos Clássicos). As resina LU e AMC foram preparadas de acordo com o fabricante e a resina SPL foi polimerizada em banho de água por 15 min à 55 °C. O teste de flexão de três pontos foi conduzido com uma velocidade de carga de 5 mm/min e uma célula de carga de 100 Kgf com um suporte de 50 mm de distância para apoiar os corpos de prova. Os dados não passaram na normalidade, sendo o teste não paramétrico de Kruskal-Wallis aplicado ($p<0,05$) e teste de Student-Newman-Keuls para comparações múltiplas. O grupo 1 (intacto) apresentou a maior média de resistência à flexão ($156,046 \pm 1,832$ MPa), seguido pelo grupo três ($43,023 \pm 2,257$ MPa), grupo 2 ($36,215 \pm 1,205$ MPa) e grupo 4 ($6,742 \pm 0,856$ MPa). Concluindo que o material de reparo influencia na resistência à flexão.

Com o objetivo de avaliar a presença de grupos aminos na superfície de resinas acrílicas e a influência na resistência à flexão após a incorporação de 2-terc-butilaminoetil metacrilato (TBAEMA) (composto com potencial antimicrobiano), Paleari et al.⁵⁵ (2011), determinaram seis grupos sendo um controle sem adição de TBAEMA na resina Lucitone 550 e os demais com diferentes concentrações: G0,5%, G1%, G1,5%, G1,75%, G2%. Um espécime de cada grupo nas dimensões 25 mm X 75 mm foram obtidos para a análise XPS-ESCA, essa análise foi utilizada para observar a presença de nitrogênio na superfície dos espécimes que são compatíveis com grupos aminos. Para o teste de resistência à flexão (RF) de três pontos, foram confeccionados

n=10 espécimes para cada grupo (65 mm X 12 mm X 3,3 mm). Os dados de RF foram analisados por ANOVA um fator e pós-teste de Tukey com $\alpha=0,05$. Foi observado que a incorporação de TBAEMA na resina formou diferentes proporções de nitrogênio na superfície do espécime. A adição de 1,75% de TBAEMA mostrou a maior proporção de nitrogênio na superfície da resina (0,92%), já a menor proporção entre os grupos testes foi vista no G0,5% com 0,13%. A ANOVA mostrou diferença estatisticamente significativa na RF entre os grupos ($p<0,001$). O teste de Tukey não mostrou diferença entre o grupo controle ($98,26\pm 3,9$ MPa) e o G0,5% ($93,32\pm 3,24$ MPa). Os grupos G1% ($83,92\pm 2,08$ MPa) e G1,5% ($82,85\pm 5,17$ MPa) também não mostraram diferenças estatísticas entre eles. O G1,75% apresentou resultados intermediários ($71,19\pm 5,08$ MPa) e a menor RF foi vista para o G2% ($17,29\pm 3,24$ MPa). Algumas concentrações de TBAEMA reduziram a RF da resina Lucitone. A incorporação desse composto na resina, apresentou proporções de nitrogênio na superfície que são considerados similares aos grupos aminos, sendo que esses possuem potencial antimicrobiano.

Polyzois et al.⁵⁶ (2012) investigaram a resistência à flexão (RF) de três resinas acrílicas para base de próteses processadas por diferentes métodos (Microbase (MI) – micro-ondas; FuturaAcryl 2000 (FU) – termopolimerizada e Triad (TR) – fotopolimerizada) e como era afetada após reembasamento com um reembasador duro autopolimerizável (Rebaron (RB)) e um duro polimerizado por luz (Mild Rebaron LC (RL)), assim como a resistência de união (RU) entre resina para base e reembasadores explorando a correlação com os dados de RF e interpretando os resultados dos dois testes pela análise de Weibull, através do teste de quatro pontos. Foram feitos dez espécimes nas dimensões de 65 mm x 10 mm X 2,5 mm de cada resina para base. Para o preparo dos espécimes de material reembasador foram utilizados espécimes de resina para base nas dimensões 65 mm X 10 mm X 1,5 mm e o material reembasador foi aplicado em uma espessura de 1 mm, resultando em um conjunto com 1,5 mm de resina para base e 1 mm de reembasador. Para cada combinação de resina para base/reembasador foram confeccionados 10 espécimes (60 no total). Para o teste de RU, espécimes de resina para base foram seccionados ao meio e cada metade foi então unida com um reembasador formando um espécime de tamanho 65 mm X 10 mm X 2,5 mm (metade de resina para base e metade de reembasador), dez espécimes para cada combinação de resina para base/reembasador (6 combinações, 60 espécimes totais). Foi aplicado o teste de RF e RU de quatro pontos com uma velocidade de carga de 5 mm/min. As falhas foram

classificadas como adesivas, coesivas ou mistas. A distribuição de Weibull foi aplicada e para o teste de quatro pontos foi determinada que a RF mínima deveria ser de 55 MPa, também foi utilizada ANOVA dois fatores e pós-teste de Tukey HSD com $\alpha=0,05$. Não foram encontradas diferenças entre grupos para RF e RU na escala Weibull. O parâmetro de resistência característica de Weibull foi significativamente maior para RF do que para RU para todos os grupos com exceção do grupo FU+RL. A RF e RU característica também foi diferente entre RB e RL aplicados na resina FU. MI apresentou a menor RF e RU característica em comparação com os outros dois materiais de base maciços ou reembasados. Somente os grupos FU+RB, TR+RB e TR+RL apresentaram uma taxa de probabilidade de sobrevivência aceitável para os 55 MPa. Para o teste de RF e Rua ANOVA indicou diferença estatisticamente significativa entre os materiais maciços ($p<0,001$) e entre materiais reembasadores ($p<0,001$), e com uma interação significativa ($p<0,001$). O pós-teste de Tukey HSD mostrou diferença para RF entre todos os três materiais de base ($p<0,05$) e entre os reembasadores RB e RL, porém somente para o material de base FU ($p<0,05$). Todas as falhas foram do tipo adesivas entre resina para base e reembasador.

As resinas para base protética compostas por uretano dimetacrilato (UDMA), são uma alternativa para os pacientes alérgicos ao monômero residual das próteses de polimetil metacrilato (PMMA). Cilingir et al.²³ (2013), estudaram a possibilidade de se reparar espécimes de dimensões 65 mm X 10 mm X 3 mm confeccionados com resina para base protética polimerizada por luz a base de UDMA (Eclipse, Dentsply). Para isso 30 espécimes foram confeccionados de resina UDMA, 10 foram estabelecidos como controle intacto (grupo E), os 20 remanescentes foram seccionados criando uma área de reparo de 2 mm no formato arredondado e reparadas ou com resina autopolimerizada (Paladent RR, Heraeus Kulzer GmbH) (grupo ES) ou com resina UDMA (grupo EE). Para avaliar a resistência transversal foi utilizado o teste de flexão de três pontos, a partir dele foi obtida a resistência à flexão e módulo de flexão, o teste foi realizado a uma velocidade de carga de 5 mm/min, a resistência transversal (S) foi calculada pela fórmula $S=3PI/2bd^2$, onde S foi dado em N/mm², P=carga máxima à fratura (N), l=distância do suporte (50 mm), b= largura do espécime (mm) e d= espessura (mm). Para cada grupo coletaram a média de deslocamento, carga máxima, módulo de flexão, resistência à flexão e seus desvios-padrões. Os dados foram submetidos a ANOVA one-way e pós-teste de Tukey HDS ($p=0,05$). E a relação entre os parâmetros foi avaliada pela análise de Correlação de

Pearson. Para as médias de deslocamento, carga máxima, resistência à flexão e módulo de flexão o grupo controle apresentou resultados mais altos do que os grupos experimentais. Os grupos experimentais foram estatisticamente semelhantes entre si para deslocamento grupo ES ($1,995 \pm 0,78$ mm) grupo EE ($3,844 \pm 1,40$ mm), carga máxima grupo ES ($32,098 \pm 12,60$ N) grupo EE ($56,654 \pm 21,52$ N), resistência à flexão grupo ES ($22,106 \pm 8,68$ MPa) grupo EE ($39,018 \pm 14,82$) e módulo de flexão grupo ES ($1420,228 \pm 80,76$ E) grupo EE ($1443,559 \pm 103,96$ E). Pelos resultados similares obtidos nesse estudo, ambos os materiais poderiam ser materiais de escolha para o reparo de bases confeccionadas com Eclipse, sendo o material mais econômico preferível (a resina acrílica autopolimerizável), salvo em casos em que o paciente apresentar alergia ao monômero residual do PMMA.

Goiato et al.⁵⁷ (2013), avaliaram a micro dureza de 4 resinas acrílicas submetidas a termociclagem e desinfecção. As resinas testadas foram Onda Ceryl polimerizada por micro-ondas (Clássico Dental Products), QC-20 termopolimerização rápida (Dentsply), Clássico termopolimerizada (Clássico Dental Products) e Lucitone termopolimerizada (Dentsply), sendo confeccionados vinte e oito discos de cada resina com dimensões de 3 cm X 3 cm que foram divididos em 4 grupos (n=7) de acordo com o método de desinfecção: 1) 15 min de imersão no Efferdent original (Pfizer Consumer Health); 2) 10 min na clorexidina 4%; 3) 10 min no hipoclorito 1% e 4) micro-ondas 6 min a 650 W. O grupo controle não recebeu nenhum tipo de desinfecção. A microdureza de Knoop foi testada com um microdurometro, com uma carga de 25 g aplicada por 10 s, com 5 medidas realizadas em cada espécime, em 4 tempos distintos o primeiro foi o baseline (B), o segundo depois da primeira termociclagem (T1), depois da desinfecção (D) e depois da última termociclagem (T2). Após o teste de microdureza, as amostras foram termocicladadas em dois estágios, inicialmente todos os grupos passaram por 1000 ciclos de termociclagem e depois os procedimentos de desinfecção foram realizados três vezes por semana durante 60 dias. No segundo estágio, todas as amostras passaram por mais 1000 ciclos de termociclagem depois do período de desinfecção, portanto as amostras passaram por 2000 ciclos com tempo de imersão de 30 s em cada banho e temperatura variando entre 5 ± 1 °C e 55 ± 1 °C, esse processo simulou 2 anos de uso clínico das próteses. Após o teste de ANOVA three-way para medidas repetidas e pós-teste de Tukey-Kramer HSD ($\alpha=0,05$), foi observado que a resina QC-20 quando feita a desinfecção por micro-ondas (18,02) e efferdent (18,35) mostrou uma diferença estatística

significante na microdureza quando comparada com a desinfecção na clorexidina (17,56), a interação entre desinfecção e os períodos foi visto uma maior microdureza na desinfecção feita com efferdent do que com clorexidina e hipoclorito, sendo que a microdureza da desinfecção com efferdent aumentou em relação a clorexidina e hipoclorito após T1. A microdureza da resina QC-20 foi significativamente menor. E o tempo B de leitura também mostrou uma microdureza significativamente diferente entre os outros períodos, mostrando que a termociclagem reduziu a microdureza das resinas quando comparadas com o baseline. O resultado observado na resina QC-20 pode ser devido a maior quantidade de monômero residual que ela possa conter devido a sua rápida polimerização, gerando maior flexibilidade e resiliência da resina acrílica. A termociclagem e os técnicas de desinfecção alteraram a microdureza das resinas acrílicas.

Para avaliar o efeito da termociclagem na dureza à fratura de uma resina acrílica para base e quatro resinas reembasadoras autopolimeirizáveis, Silva et al.⁵⁸ (2013), confeccionaram 20 espécimes de cada material nas dimensões 40 mm X 8 mm X 4 mm das resinas Lucitone 550 (L), Ufi Gel Hard (UH), Tokuyama Rebase II (TR), New Trulliner (NT) e Kooliner (K). Os espécimes foram divididos em dois grupos: controle (CG) que foram submetidos ao teste de dureza à fratura e um experimental (TG), no qual os espécimes foram submetidos a termociclagem antes do teste de dureza à fratura. Foram realizados 5000 ciclos térmicos com 30 s de imersão em cada banho e temperatura variando entre 5 °C e 55 °C. O teste de fratura de escolha foi o flexão por três-pontos com uma velocidade de carga de 1mm/min, realizado em banho de água a 37 ± 1 °C, o fator de intensidade máxima de estresse ($K_{I,max}$) foi calculado pela fórmula $K_{I,max}=f P_{max}/(B W^{1/2})$, onde P= é a carga máxima, B= espessura do espécime, W= largura do espécime e f=o fator geométrico dependendo da proporção a/W. $K_{I,max}$ expressos em MPa.m^{1/2}. Os dados foram submetidos a ANOVA two-way e pós-teste de Tukey (p=0,05). A ANOVA mostrou interação entre o material (p<0,001) e o material X termociclagem (p<0,001). Para os grupos CG os resultados de L foram significativamente maiores do que os resultados das resinas autopolimerizáveis para reembasamento (p<0,001). Entre os materiais de reembasamento no grupo CG o NT mostrou o resultado mais alto (p<0,001) e o K o mais baixo (p<0,001), UH e TR não mostraram diferença um em relação ao outro (p=0,222). Para o grupo TG a resina L também teve resultado significativamente maior do que as de reembasamento. As resinas para reembasamento UH e NT no grupo TG não foram semelhantes entre si,

sem diferença significativa ($p=0,821$), UH e K também não foram diferentes entre si ($p=0,242$), assim como K e TR não apresentaram diferença significativa entre si ($p=0,569$). O material K foi o único que apresentou um aumento significativo na dureza à fratura após a termociclagem ($p=0,001$). A termociclagem não afetou negativamente a dureza à fratura para os materiais testados, pois os valores não mudaram para os materiais L, UH, TR e NT ou mostrou um aumento em K.

Alkurt et al.²⁴ (2014), estudaram o efeito de vários tratamentos de superfície na resistência do reparo feito com resina acrílica termopolimerizada, autopolimerizada e polimerizada por luz, em uma resina acrílica para base protética termopolimerizada. Foram confeccionados 96 espécimes de resina acrílica termopolimerizada (DeTrey QC-20, Dentsply) nas dimensões 65 mm X 10 mm X 2,5 mm, que foram distribuídos em 12 grupos, os quais receberiam 4 tratamentos de superfície e três resinas para o reparo. Os espécimes foram seccionados criando uma área de reparo de 3 mm, os materiais usados no reparo foram: resina termopolimerizada (HP) (DeTrey QC-20, Dentsply); resina autopolimerizada (AP) (Takilon, Rodent); resina polimerizada por luz (LP) (Versyo.com HD, Heraeus Kulzer), com um $n=32$ em cada grupo. Dentro de cada grupo de material de reparo, os espécimes foram divididos em quatro subgrupos de acordo com seu tratamento de superfície com $n=8$ por grupo: 1) grupo controle, sem tratamento de superfície; 2) monômero metil metacrilato por 120 s (MMA); 3) jateamento com óxido de alumínio (Al_2O_3) 250 μm por 10 s, com pressão de 0,2 MPa e 10 mm de distância (abrasão); 4) laser de erbium:yttrium-aluminum-garnet (Er:YAG), com comprimento de onda de 2940 nm, área de 0,8 mm, frequência de pulso de 10 Hz, energia de 150 mJ e duração de pulso de 100 μs , o laser foi aplicado por 60 s com uma distância de 10 mm (laser). Os espécimes reparados com AP foram polimerizados sobre pressão a uma temperatura de 55 °C por 15 min, os outros materiais foram polimerizados de acordo com as orientações dos fabricantes. Para avaliar a resistência foi usado o teste de flexão de três pontos com uma velocidade de carga de 5 mm/min e uma distância de apoio de 50 mm, a resistência à flexão (S) foi calculada pela fórmula $S=3WL/2bd^2$, o S foi dado em MPa, W=carga máxima para fratura, L=distância entre suportes (50 mm), b= largura do espécime (10 mm) e d=espessura (2,5 mm). Alguns espécimes de cada grupo foram selecionados para serem avaliados em microscópio eletrônico de varredura (MEV) após os tratamentos de superfície e após as fraturas no teste de flexão, as falhas foram classificadas como adesiva (interface), coesiva (somente no material de reparo) ou mista (interface e

material de reparo). Após ANOVA two-way revelou diferença significativa com relação ao tipo de resina usada ($p < 0,001$), tratamento de superfície ($p < 0,05$) e a interação entre eles ($p < 0,05$) e pós-teste de Tukey HSD ($\alpha = 0,05$) mostrou diferença entre os reparos feitos com HP, AP e LP ($p < 0,001$), sendo que HP mostrou as maiores médias de S e LP teve as menores. Com exceção do grupo HP tratado com MMA, todos os grupos com tratamento de superfície apresentaram resultados de resistência maiores do que o controle. Foi encontrada uma diferença significativa entre o grupo controle e abrasão ($p = 0,013$). Entre os outros grupos de tratamento não foram encontradas diferenças significativas. Os espécimes observados em MEV mostraram falhas adesivas. Foi possível concluir que o reparo feito com a resina HP mostrou maior resistência de reparo do que AP e LP, os tratamentos de superfície melhoraram a resistência à flexão em relação ao controle exceto para o grupo HP tratado com MMA e a abrasão foi significativamente maior que o grupo controle.

Para avaliar o efeito do tratamento de superfície na resistência de união entre reembasadores macios e resina acrílica para base protética, Gundogdu et al.³⁴ (2014), utilizaram dois tipos de reembasadores macios: Molloplast B- MB (Detax) termopolimerizável e Ufi Gel P- UFI (Voco) autopolimerizável, unidos em uma resina acrílica para base protética termopolimerizada QC-20 –QC (Dentsply). Foram confeccionados 96 espécimes em forma de halteres (75 mm de comprimento, 12 mm de diâmetro na região mais espessa e 7 mm na região mais estreita) de resina QC, esses foram distribuídos em 6 grupos de tratamento com $n = 16$ em cada e dentro de cada grupo de tratamento dois subgrupos com $n = 8$ para cada material reembasador (MB ou UFI): Grupo controle (sem tratamento de superfície); Grupo ácido, com condicionamento com ácido fosfórico 36% por 30 segundos; Grupo laser, tratamento com laser Er:YAG com comprimento de onda de 2940 nm, frequência de pulso de 10 Hz, energia de pulso de 150 mJ, duração de pulso 100 μ s, área de 0,8 mm e uma distância de 10 mm da ponta do laser até a superfície do espécime, a aplicação foi feita por 60 s; Grupo jateamento, o jateamento foi feito com óxido de alumínio 50 μ m por 10 s com uma pressão de 0,2 MPa e uma distância de 10 mm; Grupo ácido + laser e Grupo jateamento + laser. Os espécimes foram seccionados na região mais estreita, criando uma área de 3 mm para receber o tratamento de superfície e o material reembasador. O teste de resistência à tração foi aplicado com uma velocidade de 5 mm/min até a falha, sendo registrado em newtons (N) os valores máximos de estresse de tração antes da falha e a força na falha. A resistência de união à tração foi dada

pela fórmula $S=F/D$, onde S = resistência à tração (MPa), F = força (N) e D = área de adesão (mm^2). Os espécimes foram observados no microscópio eletrônico de varredura (MEV) com uma magnificação de X2000 após o tratamento de superfície e após o teste de resistência a tração. E as falhas foram classificadas visualmente como: adesiva (interface), coesiva (apenas no material reembasador) ou mista (interface e material reembasador). O Teste de ANOVA two-way e pós-teste de Sidak com $\alpha=0,05$ mostraram que as variáveis tratamento de superfície, material reembasador e a interação entre eles foram significativas. O material MB apresentou uma resistência à tração ($0,98 \pm 0,31$ MPa até $1,39 \pm 0,14$ MPa) significativamente maior do que o UFI ($0,09 \pm 0,03$ MPa até $0,36 \pm 0,04$ MPa). Para os grupos de tratamento o maior valor de resistência foi observado no grupo ácido e o menor no grupo jateamento. Entre os grupos controle, grupo laser e grupo ácido, não encontraram diferenças significativas. Foi observado diferença significativa entre os grupos ácido, ácido + laser e jateamento + laser. O grupo jateamento não mostrou diferença quando comparado com ácido + laser e jateamento + laser. Tanto para os espécimes unidos com MB quanto para UFI a maior quantidade de falhas foi a do tipo adesiva. Segundo a literatura os valores de resistência a tração entre 0,44 MPa de 0,45 MPa são aceitáveis para o uso de reembasadores, sendo assim o MB apresentou uma resistência de união mais satisfatória do que o UFI, devido ao seu método de polimerização. O jateamento enfraqueceu a resistência de união. E os tratamento com laser, ácido + laser e jateamento + laser, não aumentaram a resistência de união.

Para avaliar o efeito da incorporação de nano-ZrO₂ sobre a resistência à flexão (RF) e a resistência ao impacto (RI) de uma resina acrílica utilizada em reparo, Gad et al.⁴³ (2016), confeccionaram 90 espécimes da resina Major Base 20 nas dimensões 65 mm X 10 mm X 2,5 mm para o teste de RF e 90 para o teste de RI nas dimensões 50 mm X 6 mm X 4 mm com um entalhe no centro em formato de “V”. Para cada teste os espécimes foram divididos em grupo controle (intacto) e 4 grupos seccionados formando uma área de reparo junta com junta e quatro grupos com área de reparo chanfrada em 45°, os 4 subgrupos foram determinados pela concentração de partículas silanizadas de nano-ZrO₂ adicionadas ao pó da resina acrílica (Major repair) utilizada no reparo (0%, 2,5%, 5% e 7,5%). O teste de resistência à flexão de três pontos foi aplicado a uma velocidade de 5 mm/min e o de impacto foi aplicado um peso com energia de 0,5 J. As falhas foram classificadas como adesivas, coesivas ou mistas a partir das imagens de microscópio eletrônico de varredura. Para comparação

intra grupo com relação ao controle para RF e RI foi utilizado o teste t-Student pareado, já para comparação entre os diferentes tipos de formato de união (junta com junta ou chanfrado em 45°) foi utilizado o teste t-Student não pareado, $p < 0,05$. A RF para o grupo controle foi significativamente melhor do que para todos os grupos reparados ($p < 0,05$), com exceção do grupo chanfrado reforçado com 7,5% que não houve diferença quando comparado com o controle ($p > 0,05$). Entre os grupos chanfrados e junta com junta houve diferença entre os grupos de reforço e o sem reforço. Para o grupo chanfrado reforçado com 7,5% mostrou uma RF significativamente maior do que os outros grupos reforçados ($p < 0,05$), a menor RF foi vista para o grupo junta com junta reforçado com 2,5%. Não houve diferença na concentração de 5% entre os tipos de reparo junta com junta e o chanfrado. Houve diferença entre as concentrações de 2,5% e 7,5% ($p < 0,05$). Para a RI, todos os grupos apresentaram resultados menores do que o controle intacto ($p < 0,05$). A menor resistência ao impacto entre os grupos reforçados foi vista para o grupo chanfrado em 45° com 7,5% de nano-ZrO₂, já a maior foi vista para o grupo junta com junta com 2,5%. Em comparação com o reparo sem reforço, foi observado um aumento na RI do grupo junta com junta 2,5%, e uma redução foi vista para o grupo chanfrado em 45° com 7,5% de nano-ZrO₂. O que foi observado na resistência ao impacto foi o inverso do que aconteceu com a resistência à flexão. O grupo chanfrado em 45° sofreu mais falha coesiva, enquanto o junta com junta apresentou mais falha adesiva.

Em uma revisão de literatura, Alghazzawi¹ (2016), elucidou os avanços da tecnologia CAD/CAM, seus vários métodos e técnicas de escaneamento, desenho e fabricação, além de detalhar suas novas classificações. Os componentes do sistema CAD/CAM são três: 1) unidade de aquisição de dados, que coleta as informações do preparo e áreas opostas e adjacentes e transforma em impressões virtuais (scanners intra-orais ou de bancada); 2) Software para desenhar as restaurações virtualmente ou um modelo de trabalho virtual para determinar os parâmetros de fresagem; 3) um aparelho de fresagem computadorizado para confecção das restaurações a partir de um bloco sólido de um material restaurador ou fabricação aditiva. Com relação a classificação geral dos sistemas CAD/CAM, são classificados como sistemas de laboratório ou sistemas de bancada. Os sistemas de laboratório podem ser do tipo CAD/CAM no qual a empresa possui o próprio escâner e unidade de fresagem (ex: Amann Girbach, 3M ESPE, Sirona Dental Systems, Zirkon Zahn, vhf camfactory AG, Weiland Dental, Pou-Yuen and U-Best Dental, Planmeca, KaVo Dental, Dentsply

Prosthetics), apenas o sistema CAD no qual a empresa possui somente o escâner (ex: D2000, 3 Shape; Dental Wings 7 series, Dental Wings; Iscan D104, Imetric 3D SA; Ceramill Map, AmannGirrbach; Activity 850 3D, Smart Optics) ou apenas o sistema CAM, no qual a empresa possui a unidade fresadora (ex: DWX-50, Roland DGA Corporation; inLab MC X5, Sirona; M5, Zirkonzahn; Tizian Cut 5 Smart, Schu'tz Dental; S2 Model, vhf camufacture AG; Ceramill Motion 2, Amann Girrbach). O sistema de bancada pode ser classificado como: 1) sistema CAD/CAM de bancada no qual a empresa possui escâner e fresadora (Sirona e Planmeca); e 2) sistema de aquisição de imagem, no qual a empresa possui o escâner sem a capacidade de desenho (ex: True Definition Scanner, 3M ESPE; iTero, Align Technology, Inc; Trios, 3Shape; Apollo DI, Sirona; CS 3500, Carestream Dental LLC), nesse caso, esses devem ser conectados a um sistema aberto de escâner laboratorial para desenho da restauração. A classificação de sistema aberto e fechado se dá pelo primeiro ser passível de aplicar o dado original para o software CAD e CAM de outras empresas, enquanto que o sistema fechado oferece todos os procedimentos CAD/CAM, incluindo aquisição de dados, desenho virtual e confecção da restauração pela mesma empresa, sendo todas as etapas integradas em um único sistema, não sendo possível intercambiar entre diferentes sistemas de outras empresas. O sistema de laboratório CAD e o CAM devem ser sempre abertos. Os scanners são classificados em dois tipos: 1) câmeras de imagem única que gravam imagens individuais da dentição (ex: iTero (Align Technology), PlanScan (Planmeca), CS 3500 (Carestream Dental LLC), e Trios (3 shape); e 2) câmeras de vídeo que são usadas pelos scanners True Definition (versão mais nova do scanner oral de bancada da Lava), Apollo Di (Sirona) e sistema OmniCam (Sirona). Os scanners de laboratório são classificados em dois tipos: scanners ópticos e scanners mecânicos. Para o escaneamento intra oral existem duas opções: escanear antes do preparo para se ter a referência anatômica e plano oclusal ou escaneamento pós-operatório do preparo no qual a anatomia será selecionada a partir de uma biblioteca de anatomia de dentes. Cada fabricante tem um processo com uma sequência para aquisição da imagem. A partir da imagem a restauração pode ser obtida de diferentes métodos: 1) escaneamento do dente e implantes sem nenhum modelo, 2) escaneamento do dente + fabricação de modelos digitais, 3) moldagem física + escaneamento e 4) moldagem física + escaneamento do modelo de gesso de trabalho. O articulador virtual CAD/CAM replica um articulador totalmente ajustável. O Software de desenho é fornecido pelos fabricantes para que possam ser

confeccionados diferentes tipos de restaurações, tais como, copings e estruturas de próteses parciais fixas, coroas, inlays, onlays, laminados, table-tops e laminados sem preparo, restaurações temporárias, enceramento diagnóstico, pinos e núcleos, pilares personalizados com guia de posicionamento, próteses sobre implantes e barras, planejamento de implantes com guia cirúrgico, próteses removíveis, próteses totais e aparelhos ortodônticos também podem ser desenhados. A última fase do processo de fabricação digital consiste no desenvolvimento da restauração de um modelo CAD para a parte física, para isso existem dois métodos, o substrativo (fresagem) ou aditivo (impressão 3D). Para a técnica aditiva é feita uma deposição de camada por camada, para cada milímetro de material existe de 5-20 camadas na qual a máquina deposita camadas sucessivas do material líquido ou pó que são fundidos para o formato final. O autor relatou que a impressão de modelos é mais precisa que a fresagem e que a confecção convencional com gesso, e que é possível imprimir a base de prótese e os dentes como uma única unidade, sem separar etapas.

Para avaliar as desigualdades entre idosos brasileiros que necessitam de próteses totais (PT), com relação a determinantes sociais no nível contextual e individual, da Veiga Pessoa et al.¹⁵ (2016), propuseram um estudo retrospectivo que selecionou 7.619 adultos idosos das cinco regiões brasileiras a partir do Projeto Saúde Bucal Brasil. Para o trabalho a variável dependente foi a necessidade de usar prótese total em uma ou ambas as arcadas dentárias. As variáveis independentes foram fatores socioeconômicos e sociodemográficos obtidas pelo Projeto Saúde Bucal Brasil e pelo censo do IBGE. Foi observado que a maioria da população estudada foram mulheres com 65-69 anos de idade, mistura de raça, maior parte do nordeste do Brasil de cidades com um baixo IDH e de baixo status econômico. A maior prevalência de necessidade de uso de PT foi vista entre mulheres entre as idades de 70-74 anos e de raça mista. As regiões que mais apresentaram necessidade de uso de PT foram as regiões norte e nordeste, a necessidade também foi maior em idosos adultos que não moravam nas capitais. Adultos que vivem em cidades com um melhor IDH apresentaram uma menor necessidade de tratamentos odontológicos, a necessidade de tratamento mostrou estar relacionada com os níveis contextuais e individuais. Os autores concluíram que a necessidade de próteses totais foi maior entre aqueles de menor status socioeconômico, o IDH das cidades de onde as amostras foram retiradas e o nível da cidade no seu contexto (capitais, municípios, distritos) também foram fatores para a necessidade de PT.

Buscando investigar o efeito do reforço nas propriedades de resistência à flexão e módulo de elasticidade de resinas para base protética termoplásticas a base de poliamida (Valpast-V), poliéster (EstheShot Bright-EB), policarbonato (Reigning N-RN) e polimetil metacrilato (Acron-PMMA), Sasaki et al.⁵⁹ (2017), confeccionaram espécimes de dimensões 65 mm X 10 mm X 3,3 mm, reforçados com um fio metálico de Co-Cr-Ni de 1,2 mm de diâmetro e 65 mm de comprimento, reforçados com um compósito reforçado com fibra de vidro (CRFV) everStick C&B e sem reforço (controle) com n=10 para cada tipo de reforço dentro de cada grupo de resina. Foi aplicado o teste de resistência à flexão (RF) de três pontos, sendo a RF calculada em MPa e o módulo de elasticidade (ME) em Gpa. A ANOVA dois fatores foi aplicada para avaliar a existência de diferença entre as resinas e os reforços, se houve diferença entre essas duas variáveis a ANOVA um fator foi aplicada para cada combinação de resina/reforço e o pós-teste de Newman-Keuls quando apresentado diferença estatística ($p=0,05$). A ANOVA 2-fatores revelou diferença significativa da RF causada pela diferença entre os materiais das resinas e os reforços e suas interações ($p<0,05$). Todas as resinas quando reforçadas com CRFV apresentaram uma RF significativamente maior quando comparadas com as sem reforço. O grupo RN reforçado com metal apresentou uma RF significativamente maior do que RN sem reforço, e não houve diferença entre RN reforçado com metal e RN reforçados com CRFV. Para o módulo de elasticidade não houve diferença na interação entre resina e reforço ($p>0,05$), mas houve diferença entre os diferentes tipos de resina e reforço ($p<0,05$). O módulo de elasticidade das resinas do maior para o menor em termos de significância estatística foram: PMMA ($3,46 \pm 0,53$ Gpa) > RN ($2,69 \pm 0,48$ Gpa) > EB ($2,00 \pm 0,39$ Gpa) > V ($1,14 \pm 0,35$ Gpa), já para o reforço: metal ($2,74 \pm 0,96$ Gpa) > CRFV ($2,40 \pm 0,89$ Gpa) > sem reforço ($1,82 \pm 0,83$ Gpa). Sendo assim concluíram que para os materiais a base de poliamida, policarbonato e poliéster a fibra de vidro agiu como material de reforço, já para o metal, esse teve apenas efeito de reforço no policarbonato.

Com o objetivo de revisar as aplicações da tecnologia de manufatura aditiva (impressão 3D) na área de próteses e ressaltar a influência de fatores técnicos envolvidos com diferentes técnicas de impressão 3D, Alharbi et al.⁶⁰ (2017), encontraram 33 artigos que atendiam os critérios de busca abordando técnicas utilizadas na impressão e aplicação na área de prótese. Desses artigos 3 eram revisões narrativas, 18 eram estudos in vitro, 12 estudos in vivo. Com relação aos

materiais utilizados, uma diversidade de materiais foram encontrados, como por exemplo: cera, resina, metais e zircônia. Já as técnicas de impressão citadas foram: estereolitografia (SLA), processamento digital por luz (DLP), sinterização/derretimento seletivo por laser/derretimento direto do metal por laser (SLS/SLM/DMLS) e modelagem/jato por deposição direta. Na técnica SLS/DMLS um laser de CO₂ causa um derretimento do pó, fundindo suas partículas a cada camada até a completa formação do objeto desenhado no computador. No sistema SLS foram encontrados cerâmicas, polímeros e metais, já no DMLS, sinterização de partículas de metais. As técnicas SLS/SLM/DMLS foram encontradas em prótese fixa na confecção de coroas e infraestruturas metálicas e metalo-cerâmicas, sendo que as peças feitas com ligas de cobalto-cromo (Co-Cr) pela técnica SLM atingiram uma adaptação comparável às coroas feitas com Au-Pt pela técnica convencional e em alguns casos melhor do que a adaptação marginal de coroas feitas convencionalmente com Co-Cr. Contudo, alguns estudos ainda mostraram que as infraestruturas de Ni-Cr fabricadas pela técnica da cera perdida, mostraram uma melhor adaptação interna do que as infraestruturas de Co-Cr feitas por SLM. Alguns trabalhos mostraram uma superioridade das infraestruturas de Ni-Cr pela técnica da cera perdida, quando comparado com as infraestruturas de Co-Cr pela técnica DMLS-FDP, outrora não mostravam diferença entre o gap interno das peças feitas em modelo de gesso de Ni-Cr, Co-Cr e copings de Co-Cr sinterizados por laser. Para resistência à fratura foram encontrados valores similares para pinos e núcleos feitos de de Co-Cr por DMLS e pela técnica convencional. Não foi encontrada diferença na resistência ao cisalhamento entre cerâmica e ligas fabricadas por DMLS ou pela técnica convencional. A técnica SLS/SLM também foi observada na confecção de infraestrutura de Co-Cr e aço inoxidável de próteses parciais removíveis. As infraestruturas de Co-Cr, mostraram acurácia e qualidade de assentamento comparáveis as infraestruturas convencionais, já as de aço inoxidável mostraram uma tendência a deformação após repetidas inserções. A técnica de rápida formação por laser (LRF) foi usada para fabricar uma prótese total de titânio. As técnicas SLA e DLP apesar de mais caras que as outras impressões aditivas, oferecem alta acurácia, superfície com acabamento mais liso e boa construção de detalhes, essas técnicas são mais usadas para a confecção de mockups para testes estéticos, fonéticos e oclusais, a literatura também cita a confecção de um padrão em resina feito por SLA que a partir dele foi confeccionado uma infraestrutura de Co-Cr de prótese parcial

removível pela técnica convencional. Assim como a técnica e material podem influenciar na acurácia de coroas impressas, o ângulo de impressão e a configuração do suporte também podem influenciar na acurácia dimensional das impressões feitas por SLA e DLP. A técnica DLP ainda pode ser combinada com os princípios da técnica de jato. A impressão por deposição direta na área de prótese é usada para a impressão de modelos, padrões de resina e moldes. Para a confecção de próteses totais, foi relatado que a técnica de manufatura aditiva ainda estava em fase experimental devido a limitações como aquisição de dados, desenho dos softwares e materiais de fabricação, embora pode-se encontrar trabalhos que não encontraram diferenças entre a adaptação de uma prótese total realizada a partir da impressão de um enceramento 3D e um enceramento convencional. Os fatores a serem considerados para a fabricação de próteses pela tecnologia aditiva são: acurácia dimensional, propriedades físicas e mecânicas, tempo e custo. Durante o processo CAD o modelo é virtualmente fatiado e orientado dentro da plataforma de construção, onde os parâmetros de orientação de construção, espessura do fatiamento e formação de um suporte estrutural devem ser definidos. A direção de construção influencia no número de camadas que por sua vez afeta a qualidade de superfície, tempo de construção e portanto o custo total do processo. Foi recomendada que uma direção óptima de construção oferecesse “acurácia máxima, uma geometria do objeto que se auto suportasse e uma estrutura mínima de suporte que mantivesse a estabilidade do objeto durante a impressão”. A impressão SLA é considerada a técnica de impressão 3D de maior acurácia. A precisão da impressão DLP é influenciada pelas especificações dos microespelhos (DMD), qualidade das lentes, tamanho dos pixels, resolução da plataforma, assim como intensidade da luz e profundidade de polimerização. A técnica de jato depende do diâmetro da ponta do jato que deve ser maior do que as partículas do material, sendo assim a associação entre DLP-jato trouxe algumas melhoras nesses aspectos. As técnicas SLS/SLM/DMLS trazem a desvantagem da impossibilidade de controlar a temperatura de derretimento que pode gerar uma maior rugosidade de superfície e termo distorção. A aplicação da impressão 3D para próteses totais e parciais removíveis até o momento da revisão, havia considerada limitada por falta de referência bibliográfica dos componentes frequentemente usados para desenhar as próteses, desenhos de softwares e a incapacidade de detectar automaticamente os cortes inferiores e o melhor eixo de inserção. Os autores sugeriram que as propriedades mecânicas dos materiais

utilizados em impressão 3D assim como os fatores envolvidos nas técnicas de impressão deveriam ser melhor estudados.

O tratamento das superfícies metálicas e cerâmicas com lasers tem mostrado uma melhora na adesão e união. Os lasers fornecem um meio relativamente seguro e fácil para alterar a superfície dos materiais, causando mudanças na topografia de superfície e melhorando o molhamento. Sendo assim, Sari et al.⁶¹ (2018), buscaram avaliar a aplicação de laser Er,Cr: YSGG com diferentes potências (1-4 W), além de outros tratamentos de superfície como jateamento e asperização com brocas de tungstênio, na resistência de união ao cisalhamento entre dentes artificiais de resina acrílica (Eray Delux, Turkey) e resina para base protética a base de PMMA termopolimerizada (Meliodent, Heraeus Kulzer GmbH). Para isso sete grupos foram determinados com um n= 10 por grupo, sendo os grupos: G1- grupo controle, dentes sem tratamento; G2- dentes abrasionados com uma broca carbide com 15000 rpm por 10 s; G3- jateamento com Al₂O₃ 120 µm, com 2 bares de pressão por 20 s a uma distância de 10 mm; G4 ao G7- composto pelos grupos lasers, onde as superfícies foram irradiadas com laser Er,Cr:YSGG, com a potência variando de 1 a 4 W entre os grupos, um comprimento de onda de 2,78 µm, uma fibra óptica de 6 mm de diâmetro, a uma distância de 10 mm da superfície do dente e 100 Mj de energia de pulso. Após a união dos dentes com a resina de base, o teste de cisalhamento foi realizado com uma velocidade de 1 mm/min, a força máxima foi registrada em MPa e os dados submetidos a ANOVA one-way e pós-teste de Tukey (p=0,05). As falhas foram analisadas em um estereomicroscópio e classificadas como adesiva, coesiva ou mista, e para avaliação em MEV 4 espécimes adicionais foram preparados em cada grupo. Foi observado que embora todos os tratamentos de superfície aumentaram a rugosidade de superfície e a resistência de união ao cisalhamento, não houve diferença significativa entre o grupo controle e os tratamentos (p=0,521). Os espécimes que receberam aplicação de laser mostraram visualmente uma superfície com maior modificação, com áreas de derretimento do polímero da resina e porosidades, já a superfície jateada apresentou uma superfície rugosa mais limpa. As falhas encontradas foram do tipo adesivas. Portanto, apesar dos diferentes tratamentos terem aumentado a resistência ao cisalhamento e provocado uma mudança na topografia da superfície, os resultados obtidos não foram significativamente diferentes quando comparado ao controle.

Choi et al.⁶ (2018), em um estudo in vitro avaliaram a resistência de união de tração de 3 reembasadores resilientes (Ufi Gel SC (UFI), Silagum-Comfort (SC) sendo esses autopolimerizados e Vertex Soft (VS), termopolimerizado) unidos em resinas para base protética termopolimerizada (Vertex Rapid Simplified (VRS)), autopolimerizada (Vertex autopolimerizada (VA)) e uma resina para técnica CAD-CAM (Ivo-Base CAD (CAD)). Para esse objetivo foram confeccionados espécimes medindo 20 mm X 10 mm X 10 mm, sendo n=60 de resina termopolimerizada, n=48 de autopolimerizada e 30 de resina CAD-CAM. As resinas para base foram unidas com todos os reembasadores e separadas em grupos com termociclagem (1500 ciclos com temperaturas entre 5 ° e 55 °C e tempo de imersão de 30 s) e sem termociclagem. O teste de Resistência à tração foi realizado com uma célula de carga de 500 N. Os espécimes com os maiores e menores valores de cada grupo foram analisados em MEV. Uma análise termogravimétrica foi feita para avaliar a composição dos diferentes tipos de resinas para base. Os dados foram analisados por ANOVA one-way. A termociclagem resultou em uma redução na resistência à tração com exceção dos grupos UFI-VRS que não apresentou mudanças após termociclagem e UFI-CAD, VS-VRS e SC-VRS que apresentaram um aumento na resistência à tração. A resistência à tração foi estatisticamente significativa para VA (p=0,001), CAD (p=0,026) e SC (p=0,001). A análise termogravimétrica indicou que a resina CAD contem PMMA e 2 materiais adicionais desconhecidos, a análise usando EDS revelou sílica (0,1% a 0,2%) e alumínio (0,05% a 0,1%) além de carbono e oxigênio. As falhas do tipo adesiva foram encontradas em todos os espécimes unidos com reembasadores resilientes, já as falhas do tipo mista e coesiva foram vistas apenas as resinas unidas ao reembasador SC. O valor clínico aceitável de resistência à tração é de 0,44 MPa, sendo que os únicos grupos que não atingiram esse limite foram UFI-CAD sem termociclagem e com termociclagem e VS-CAD termociclado, sendo assim, essas combinações não são indicadas para uso clínico. O reembasador Silagum-Comfort mostrou os maiores resultados de resistência à tração quando usado com cada resina para base testada. Nesse estudo a termociclagem não reduziu a resistência à tração dos reembasadores. A resina autopolimerizável mostrou uma maior capacidade de adesão com os três reembasadores testados, enquanto a resina CAD-CAM mostrou os menores resultados de resistência à tração.

Com o objetivo de comparar a resistência à flexão (RF) de diferentes polímeros a base de PMMA processados por CAD-CAM, resina bis-acrílica e resina a base de PMMA convencional após termociclagem, Alp et al.⁶² (2018), em um estudo in vitro, selecionaram 3 resinas CAD-CAM a base de PMMA, uma bis-acrílica e uma convencional a base de PMMA como controle, sendo elas respectivamente: M-PM-Disc (M), Polident PMMA (P), Telio CAD (T), Protemp 4 (PT) e Art Concept ArtDentine AS. Foram confeccionados n=15 espécimes retangulares (25 X 2 X 2 mm³) de cada material, todos os espécimes foram submetidos a 10.000 ciclos de termociclagem com temperatura variando entre 5 ° e 55 °C, com 30 s de imersão. O teste de flexão de três pontos foi aplicado a uma velocidade de 1 mm/min, com um suporte de 15 mm e os dados de RF dados em MPa. O teste de ANOVA one-way e o pós-teste de Tukey HSD ($\alpha=0,05$) revelaram que o tipo de material afeta a RF, o pós-teste de Tukey mostrou diferenças estatisticamente significantes entre a RF dos diferentes materiais, com exceção Dos materiais T e P. O material M mostrou o maior resultado de RF (131,9 ± 19,8 MPa), já a resina convencional C apresentou o menor resultado (66,1 ± 13,1 MPa). Os materiais P e T tiveram resultados significativamente maiores do que PT e C. A resina bis-acrílica mostrou resultados maiores que a resina convencional autopolimerizável. Esses resultados podem ser explicados pela estrutura altamente cruzada, homogênea e pelo processo de polimerização das resinas CAD/CAM.

Em um estudo in vitro, Choi et al.⁶³ (2019), estabeleceram a dureza à fratura (K_{1C}) e a resistência de união à flexão de dentes artificiais unidos a resinas para base protética (RBP) obtidas por diferentes métodos de processamento: termopolimerizada (T) (Vertex Rapid Simplified), CAD-CAM (CAD) (Ivobase CAD) e impressão 3D (3D) (Dima Print Denture Base). Os dentes artificiais selecionados foram: sem PMMA (SPE) (Ivoclar SPE), com ligação cruzada dupla de PMMA (DCL) (Ivoclar DCL), PMMA com preenchimento nano (MD (Mondial) e PMMA por impressão 3D (D3D) (Dima Print Denture Teeth). Para a resina T foram feitas as combinações: T-SPE, T-DCL, T-MD; para a resina CAD: CAD-SPE, CAD-DCL, CAD-MD; e a resina 3D foi testada com o dente 3D (3D-D3D); os espécimes de cada material mediam 25 mm X 4 mm X 3 mm e foram determinados n=30 por grupo. A resina CAD foi unida com seu dente teste usando um adesivo autopolimerizável (Ivocad Bond), o dente D3D com a resina 3D foram unidos usando uma resina rosa para impressão 3D sem estar polimerizada. Para o processo de termociclagem, vinte espécimes foram termociclados por 600 ciclos e 1200 ciclos, simulando 6 e 12 meses, com as temperaturas variando entre 5

° e 55 °C com tempo de imersão de 30 s, os espécimes não termociclados foram considerados o controle. O Teste de flexão de quatro pontos foi aplicado com uma distância externa do suporte de 40 mm e uma interna de 13,3, foram calculados a dureza à fratura (K_{1C}) em MPa $m^{1/2}$ e a resistência à flexão (RF) em MPa. Os dados de K_{1C} e RF foram analisados por ANOVA e pós-teste de Bonferroni com um nível de significância de 5%. As falhas foram classificadas como adesiva, mista ou coesiva à partir da visualização em um microscópio óptico e confirmação em MEV. Foi observado que os dentes unidos a resina T produziram os maiores resultados de K_{1C} . A resistência de união reduziu significativamente com a termociclagem ($p < 0,01$). O maior resultado de dureza à fratura foi visto no grupo controle T-SPE, esses resultados caíram após 6 e 12 meses de termociclagem. O mesmo ocorreu com o grupo T-MD que foi o segundo com os melhores resultados. Os dentes unidos com a resina CAD e 3D mostraram uma resistência de união significativamente menor quando comparada com a resina T ($p < 0,01$). Nos grupos CAD e 3D o envelhecimento por termociclagem não foi significativo ($p = 0,32$ e $p = 0,91$ respectivamente). No grupo CAD-MD foram observados os maiores resultados de dureza quando comparados aos outros grupos CAD, sendo que após 6 meses de envelhecimento o K_{1C} reduziu e após 12 meses houve um aumento. Os grupos CAD-SPE e CAD-DCL mostraram um aumento do K_{1C} após 12 meses de termociclagem. Para o grupo CAD, o K_{1C} e RF não foi significativo quando comparado os grupos CAD-SPE e CAD-DCL ($p = 1,00$), contudo quando esses grupos foram comparados com CAD-MD foi observada uma diferença estatisticamente significativa ($p = 0,002$ e $p = 0,004$, respectivamente). A resina 3D unida com o dente D3D mostrou os menores valores de K_{1C} e RF quando comparada com os grupos T e CAD. Não foram encontradas diferenças estatisticamente significantes após a termociclagem para o grupo 3D-D3D. Com relação ao tipo de falha, no grupo T foram observadas falhas predominantemente adesivas, no grupo CAD foi coesiva dentro do adesivo e no grupo 3D as falhas foram adesivas entre a interface dente e resina para união aplicada. Sendo assim os maiores resultados de K_{1C} e RF foram vistos para os dentes unidos com a resina T, e a termociclagem reduziu significativamente esses resultados. Os dentes unidos as resinas CAD e 3D mostraram os menores resultados e o envelhecimento térmico não influenciou a resistência de união, muito provavelmente por essas resinas conterem plastificantes aquosos.

Para avaliar o efeito da adição de diferentes concentrações de nano-diamantes (ND) na resistência à flexão, resistência ao impacto e rugosidade de superfície de uma resina acrílica termopolimerizada, Al-Harbi et al.⁶⁴ (2019), adicionaram ao pó de uma resina acrílica termopolimerizada (Major.Base.20) diferentes concentrações de ND (0%-controle, 0,5%, 1% e 1,5% em peso) e confeccionaram espécimes (n=10 por grupo) de dimensões 65 mm X 10 X mm 2,5 mm para avaliar a resistência à flexão (RF), para a resistência ao impacto (RI) os espécimes tinham 55 mm X 10 mm X 10 mm com um entalhe de 2 mm de profundidade na região central e para avaliar a rugosidade de superfície (Ra) foram confeccionados espécimes de 12 mm X 12 mm X 3 mm. A morfologia do ND puro, PMMA e a mistura entre os dois foi avaliada em MEV antes da polimerização, o pó de ND também foi analisado em um microscópio eletrônico de transmissão. O teste de flexão de três pontos foi aplicado com uma célula de carga de 50 kgf, a uma velocidade de 5 mm/min, para se obter a RF. O teste de impacto foi realizado usando um tipo de pendulo afiado em uma máquina de teste de impacto, onde o peso era arremessado com uma energia de 0,5 J na direção oposta do entalhe central, a RI foi dada em KJ/m². Para a rugosidade foram feitas 5 leituras em cada espécime com a ajuda de um perfilômetro óptico interferométrico sem contato. Para comparar os resultados de RF, RI e Ra, os dados foram submetidos a ANOVA one-way e pós-teste de Tukey, com um nível de significância de 5%. Foi observado na microscopia eletrônica de varredura uma distribuição uniforme de ND dentro da matriz de PMMA. A adesão entre ND e PMMA foi investigada pela Fourier-transform infrared spectroscopy (FTIR) que indicou que a principal adesão é atribuída a grupos carbonila. Quando reforçada com 0,5% de ND, a resina apresentou uma RF significativamente maior do que o grupo controle, o 1% e 1,5%. O grupo controle e o 1% não apresentaram diferença estatisticamente significativa de RF. O grupo controle mostrou uma maior RI e os grupos 1% e 1,5% foram semelhantes entre si. A rugosidade de superfície foi significativamente maior nos grupos controle e 1,5%, sendo esses grupos semelhantes entre si, o grupo 1,5% demonstrou uma Ra significativamente maior do que os grupos 0,5% e 1%. O grupo 0,5% teve a menor Ra. Apesar do aumento na Ra observado, os valores ainda permaneceram dentro do clinicamente aceitável de até 0,2 μm . O MEV mostrou que os espécimes controle tinham uma superfície mais uniforme, enquanto que os reforçados com ND apresentavam lamelas irregulares pequenas e grandes, com cavidades, além da formação de conglomerados de ND conforme a concentração aumentava. Portanto a

adição de ND em baixa concentração de 0,5% nesse estudo melhorou a RF e Ra, porém o aumento dessas concentrações afetou negativamente as propriedades do material.

Para determinar como a largura do reparo afetava na resistência ao impacto (RI) e à flexão (RF) do reparo de próteses, Gad et al.⁶⁵ (2019), em um estudo in vitro comparativo, confeccionaram n=120 espécimes de resina acrílica termopolimerizada de dimensões 65 mm X 10 mm X 2,5 para o ensaio de RF e 120 espécimes de dimensões 55 mm X 10 mm X 10 mm com um entalhe de 2 mm de profundidade no centro para o teste de RI, os espécimes foram separados em dois grupos com e sem termociclagem (n=60) e dentro de cada grupo 6 subgrupos (n=10) de acordo com a área de reparo, sendo o grupo controle com uma distância de 2,5 mm, seguido pelo grupo com 2 mm, 1,5 mm, 1 mm, 0,5 mm, 0 mm, todos os grupos com um corte angulado chanfrado em 45°. Todas as superfícies de reparo foram tratadas com monômero metil metacrilato (MMA) por 120 s, e reparadas com resina autopolimerizada (Major Repair, Major Prodotti Dentari SPA) e após a polimerização em bancada em temperatura ambiente por 15 min, os espécimes receberam uma polimerização adicional sob 2 bars de pressão por 15 minutos, com uma temperatura de 45 °C. Os grupos submetidos a termociclagem passaram por uma simulação de 5000 ciclos com temperatura variando entre 5 °C e 55 °C com um tempo de imersão de 30 segundos. O teste de RF de três pontos foi aplicado com uma célula de carga de 5 KN a uma velocidade de 5 mm/min, a resistência à flexão foi calculada em MPa. Para o ensaio de RI foi usada uma máquina com um pendulo de impacto do tipo afiado que foi lançado com 0,5 J, sendo a RI gravada em KJ/m². Após os testes os espécimes foram avaliados a olho nu e em microscópio eletrônico de varredura (MEV), as fraturas foram classificadas como adesivas quando até 25% da resina de reparo permaneceu na interface, coesivas quando a fratura ocorreu no material de base ou em mais 75% do material de reparo e mistas se 25 a 75% da resina de reparo foi encontrada na superfície. O teste de ANOVA one-way (p≤0,05) foi aplicado para os dados de RF e RI antes da termociclagem e após termociclagem, para os dados de RF o valor de p foi significativo nas duas situações, sendo assim foi aplicado o pós-teste de Tukey HSD. Os valores de RF quando comparados com o controle, aumentaram significativamente nos grupos 1 mm (p=0,042), 0,5 mm (p=0,001) e 0 mm (p=0,012). Não foi encontrada diferença significativa no grupo 2 mm e 1,5 mm. Foi observado um valor máximo de RF para o grupo 0,5 mm (71,34 ± 2,02 MPa), e o menor valor foi visto

no grupo 2 mm ($65,17 \pm 2,7$ MPa). Para o grupo com termociclagem, quando comparado com o controle, houve um aumento significativo na RF para os grupos 1,5 mm ($p=0,009$), 1 mm, 0,5 mm e 0 ($p<0,0001$), o grupo 2 mm não apresentou esse aumento. O grupo 2 mm e 1,5 mm foram estatisticamente semelhantes, sem diferença entre eles na RF, assim como os grupos 1 mm e 0,5 mm ou 0 mm, e 0,5 mm e 0 mm. Comparando os grupos com e sem termociclagem, a termociclagem mostrou redução nos valores de RF para todos os grupos de reparo. Com relação ao tipo de falha encontrada nos grupos sem termociclagem após o teste de RF, foi observado falha do tipo adesiva no grupo controle, 2 mm e no 1,5 mm, o grupo 0 mm mostrou 100% de falha mista. Nos grupos termociclados, os grupos controle, 2 mm e 1,5 mm mostraram uma maior porcentagem de falha adesiva, enquanto os demais mostraram uma mistura entre falha mista, adesiva e coesiva. Para os dados de RI, foram encontradas diferenças significativas entre o grupo controle, 2 mm e o 1,5 mm. Já entre o grupo controle e os grupos 1 mm, 0,5 mm e 0 mm não foram encontradas diferenças. Os maiores resultados de RI foram encontradas no grupo 2 mm ($3,87 \pm 0,20$ KJ/m²) e o menor resultado no grupo 1 mm ($3,62 \pm 0,39$ KJ/m²). A termociclagem afetou significativamente o grupo controle, o grupo 2 mm e 1,5 mm. Com relação as falhas, para os grupos sem termociclagem, as falhas adesivas foram vistas em menor porcentagem, sendo o tipo coesiva a mais comum nos grupos controle e 2 mm. Após termociclagem, o número de falhas adesivas foi maior principalmente nos reparos mais largos. Os grupos 0,5 e 0 mostraram mais falhas coesivas e mistas. Sendo assim a RF do reparo de resinas para base aumentou conforme a largura do reparo diminuiu, tanto antes quanto depois da termociclagem. A RI aumentou com reparos de 2 mm e 1,5 mm, a termociclagem afetou a RI de reparos mais largos. As áreas de reparo chanfradas variando entre 0 mm e 1 mm são as mais recomendadas para melhorar as propriedades de resistência do reparo.

Shim et al.⁶⁶ (2019), buscaram avaliar como as diferentes direções da impressão (0, 45 e 90 graus) de uma resina para base protética para impressão 3D a base de polimetil metacrilato (PMMA), interferem na acurácia, nas propriedades mecânicas, características de superfície e adesão microbiana. Foram impressas amostras de dimensões 80 mm X 10 mm X 4 mm para se avaliar acurácia e propriedades mecânicas, já para avaliar as características de superfície e resposta à *C. albicans*, foram impressos disco de 10 mm X 2 mm, a resina NextDent Base (Vertex Dental) foi utilizada para impressão. Os espécimes foram impressos nas orientações

de 0, 45 e 90 graus com uma espessura de camada de 100 μm , com um total de 10 espécimes para cada orientação de impressão. Para quantificar a acurácia da impressão, calcularam o erro percentual médio comparando as dimensões dos espécimes impressos com as dimensões especificadas no programa CAD (FreeCAD v. 0.15; FreeCAD Team). Para o ensaio de resistência à flexão (RF) de três pontos, os espécimes foram posicionados em um suporte com uma distância de 64 mm, e uma força foi aplicada no centro do espécime com uma velocidade de 2 mm/min até a fratura, a carga máxima até a fratura foi calculada em MPa. As superfícies foram analisadas por um sistema digital de medição (Optical 560lym measuring system; Seven Ocean Optical Technology) com um aumento de x70 e foi feita microscopia eletrônica de varredura com um aumento de x2500. A rugosidade foi feita 5 vezes, cada vez com uma frequência de 0,25 mm, a hidrofobicidade foi feita com um goniômetro, fazendo a leitura do ângulo de contato entre a gota de água destilada e a superfície, a energia livre de superfície foi calculada pelo método Owens-Wendt a partir do ângulo de contato do glicerol com a superfície. Os espécimes para cultura de *C. albicans*, foram mantidos em cultura de levedura de malte de *C. albicans*. A cultura foi analisada em microscópio de fluorescência e em microscópio eletrônico de varredura para se avaliar *C. albicans* aderidas. Os dados foram submetidos ao teste Kruskal-Wallis e pós-teste de Dwass-Steel-Critchlow-Fligner ($\alpha= 0,05$). Foi observado que os espécimes impressos em 90° apresentaram menor taxa de erro para comprimento do que os outros grupos ($p < 0,001$), quanto a largura não encontraram diferença entre os grupos. A direção de 45° apresentou maior erro do que os demais grupos ($p < 0,001$). Com relação a RF o grupo 0° apresentou maior RF do que o grupo 45° ($p < 0,05$) e o grupo 90° apresentou a menor RF quando comparada com os outros grupos ($p < 0,001$). Para as leituras de rugosidade e energia livre de superfície o grupo 45° apresentou maior rugosidade, seguido pelo grupo 90° e 0°, sendo esses dois últimos estatisticamente semelhantes entre si. O grupo 45° foi o que apresentou menor hidrofobicidade quando comparado com os outros grupos ($p < 0,001$), e os grupos 90° e 0° foram estatisticamente semelhantes entre si ($p > 0,05$). Para a aderência de *C. albicans* após 6 e 24 horas de incubação, foi observado uma maior proporção nas direções de 0°, 45° e 90° respectivamente ($p < 0,05$). A superfície de 0° apresentou maiores poros e em maior quantidade que propiciaram a adesão de *C. albicans*. O grupo 90° apresentou menor adesão de *C. albicans*. Espécimes feitos em uma direção paralela a direção de carga de fratura, exibem piores propriedades mecânicas porque

a adesão entre as camadas é mais fraca do que a resistência dentro da mesma camada. A característica da superfície de 45°, de baixa hidrofiliicidade e elevada energia livre de superfície, afeta positivamente a adesão microbiana, entretanto, foi a superfície de 0° que apresentou maior adesão microbiana por conta da quantidade e tamanho dos poros presentes na superfície.

Em uma revisão de literatura sobre materiais disponíveis para odontologia digital, Sulaiman⁶⁷ (2019), buscou suas propriedades e acurácia e comparou com os materiais e métodos convencionais disponíveis. Para a tecnologia CAD/CAM através da manufatura aditiva/ impressão 3D, alguns benefícios foram relatados tais como, redução do desperdício de material e menor consumo de energia, minimiza o número de etapas para chegar ao produto final e portanto menor intervenção humana e possibilidade de erro, produz detalhes complexos com um custo previsível. Existem sete categorias de impressão aditiva, são elas, estereolitografia (SLA), jateamento do material (MJ), extrusão do material ou modelagem por deposição fundida, jato de pasta, fundição de camada de pó, laminação de lençol e deposição de energia direta. As mais usadas na odontologia são SLA e MJ. Com relação a manufatura aditiva de polímeros está incerto na literatura se os polímeros impressos são idênticos aos convencionais, devido as suas diferenças de processamento, sendo indicado mais estudos para analisarem quimicamente os materiais poliméricos para impressão 3D. Segundo o autor foi visto que a resistência à flexão de uma resina composta híbrida impressa foi menor quando comparada com materiais a base de PMMA fresados e convencionais, já a microdureza foi maior do que o material fresado e o convencional. Com relação a resistência à compressão, espécimes impressos verticalmente com suas camadas orientadas perpendicularmente a direção de carga, mostraram maior resistência do que os espécimes impressos horizontalmente com as camadas paralelas a direção da carga. Pouco se sabe sobre as propriedades dos polímeros impressos, assim como a sua durabilidade e longevidade em cenários clínicos. Ainda foi relatada a falta de informação sobre se esses materiais podem ser reparados ou reembasados com polímeros convencionais. Alguns fabricantes não informam as propriedades dos materiais, composição e requisitos de preparo, o fabricante da Denture 3D+ informa apenas a resistência à flexão (84 MPa), módulo de flexão (2383 Gpa), sorção (0,1 µg/mm³) e solubilidade em água (< 0,1 µg/mm³), já o fabricante da Dentca Denture Base II informa apenas resistência à flexão (< 65 MPa) e módulo de flexão (< 2000 Gpa), a composição desses materiais é desconhecida, algumas marcas

citam conter monômeros baseados em ésteres acrílicos e monômeros acrílicos multifuncionais e ésteres de ácido acrílico. A falta de evidência científica dos materiais obtidos por manufatura aditiva (MA) com relação as suas propriedades físicas, químicas, ópticas e composição, dificulta sua indicação e aplicação clínica, quando comparado com o histórico dos materiais convencionais e de manufatura subtrativa, indicando a necessidade de mais estudos sobre a MA.

Com o objetivo de avaliar a acurácia das próteses totais confeccionadas de forma digital e resumir os fatores que influenciam sobre a precisão da superfície de suporte, oclusão e adaptação, Wang et al.⁶⁸ (2020), por meio de uma revisão sistemática de estudos in vitro, utilizaram da abordagem PRISMA e PICO para determinar se os pacientes que iriam receber próteses totais (PTs), se as próteses totais CAD/CAM quando comparadas com as convencionais, produziam próteses com maior precisão? E a segunda pergunta, quais são os fatores influenciadores na precisão em próteses totais digitais. Estudos comparativos que avaliavam a precisão, veracidade ou adaptação das bases de PTs ou infra estruturas produzidas por tecnologia CAD/CAM (subtrativa (MS) ou aditiva (MA)) comparando com a convencional, foram selecionados. Através de uma busca eletrônica 552 artigos foram encontrados dos quais 14 foram revisados mais profundamente para estudar a acurácia das PTs digitais, 3 artigos mencionaram a acurácia das próteses enceradas digitalmente. Com relação a média de valores da veracidade da superfície de suporte os valores dos estudos variaram entre 0,059 mm e 0,157 mm para MS e entre 0,075 mm e 0,143 mm para MA. Para os valores de precisão da MS foram vistos -0,23 mm até 0,25 mm e para MA 0,090 mm. Os valores de adaptação variaram entre 0,058 mm e 0,177 mm para MS, já MA variou entre 0,077 mm e 0,29 mm. Alguns artigos foram encontrados comparando a adaptação da base de prótese da tecnologia CAD/CAM com a convencional, e foi visto um assentamento significativamente similar ou melhor para as próteses digitais. Com relação aos sistemas CAD/CAM foi visto que o sistema AvaDent Digital Dentures mostrou maior congruência. A adaptação mais perfeita foi vista nas regiões de rebordo alveolar e palato, já a pior adaptação foi vista na região de selado posterior do palato e regiões de selado anterior e lateral. Quando comparado a tecnologia CAD/CAM de MS e MA com relação a veracidade e adaptação das PTs, alguns trabalhos concluíram que a veracidade e adaptação das PTs por MS eram melhores do que as obtidas por MA por DLP, entretanto um trabalho mostrou que a técnica DLP é melhor nesses dois requisitos, dois trabalhos relataram

não terem encontrado diferença significativa na adaptação para as duas tecnologias. Também foi visto que a tecnologia 3D (MA) mostrou melhor adaptação na região de selado posterior do palato e a tecnologia subtrativa teve melhor adaptação na região de rafe palatina. A acurácia das bases de próteses são influenciadas pelo sistema CAD/CAM, pelo tipo de manufatura e uso a longo prazo. A acurácia dos objetos impressos podem ser influenciados pela intensidade de luz, direção e ângulo de impressão, número de camadas, software, encolhimento entre camadas, quantidade de estrutura de suporte, procedimento pós-processagem. A adaptação varia entre os diferentes sistemas CAD/CAM para PTs. A incubação das PTs em saliva artificial, mostrou uma melhora na adaptação para todas as técnicas, incluindo a técnica por inclusão e prensagem, injeção, 3D e fresagem. A maioria dos estudos relatou um alcance de exatidão oclusal clinicamente aceitável (< 1 mm) e adaptação da base da prótese ($< 0,3$ mm).

Rahaman et al.⁴⁰ (2020), em um estudo in vitro, buscaram avaliar o efeito da termociclagem na resistência à flexão (RF) e módulo de flexão de uma resina acrílica para base de prótese reforçada com microcristais de celulose (MCC) derivada dos cachos dos frutos vazios das palmeiras. Foram fabricados espécimes de resina acrílica nas dimensões 65 mm X 10 mm X 2,5 mm, com um n= 20 por grupo, sendo 5 grupos: A- resina convencional termopolimerizada PMMA; B- resina de alta resistência ao impacto PMMA; C- resina convencional reforçada com 2% de MCC + aumento de 2% de líquido; D- resina convencional com 2% de MCC + 2% de redução de pó; E- resina convencional com 5% de MCC + 5% de redução de pó. Metade dos espécimes de cada grupo foram armazenados em água por 48 horas e a outra metade foi termociclada por 5000 ciclos com uma temperatura variando entre 5 ° e 55 °C com um tempo de imersão de 30 s. O teste de resistência à flexão (RF) de três pontos foi realizado com uma velocidade de 5 mm/min com um suporte de 50 mm de distância, a partir dos dados de flexão foram calculadas a RF e o módulo de flexão (MF). Após o teste de flexão, as superfícies fraturas foram analisadas em microscópio eletrônico de varredura (MEV), para avaliar o grau de impregnação dos MCC na matriz polimérica da resina, que mostrou ausência de micro espaços entre as partículas de preenchimento e a matriz de resina acrílica. O teste de Anova revelou que o grupo A mostrou os menores resultados de RF e MF, os três grupos reforçados com MCC exibiram melhores propriedades flexurais quando comparados com a resina convencional tanto antes quanto após a termociclagem. Os grupos C e E

apresentaram maiores valores de RF e MF do que os grupos A, B e D. Embora a termociclagem ter provocado uma diminuição na RF e MF para todos os grupos com exceção do grupo C que manteve a mesma RF, os dados de RF e MF para os grupos com reforço de MCC ainda se manteve significativamente maior do que o grupo convencional antes e após termociclagem. Os resultados sugerem que fontes alternativas e renováveis podem ser indicadas para serem utilizadas como matriz de reforço de resinas acrílicas, a fim de substituir as opções sintéticas de reforço de resinas acrílicas.

Em um estudo *in vitro*, Qaw et al.²⁹ (2020), avaliaram a resistência ao cisalhamento do reparo de resinas acrílicas, após o tratamento mecânico da superfície com jateamento e aplicação de agentes adesivos intermediários a base de metil metacrilato (MMA), adesivo resinoso Tetric N-Bond Universal (MA) e silano (SCA), a resina autopolimerizada utilizada para o reparo foi reforçada com nanopartículas de zircônia (nano-ZrO₂) silanizadas em diferentes concentrações (2,5%, 5%, 7,5%), a fim de melhorar a resistência de união. Foram fabricados N=130 espécimes cilíndricos de resina acrílica termopolimerizada em banho de água quente, nas dimensões 15 mm X 10 mm, sendo distribuídos n=10 por grupo. Para o grupo I (controle, superfície de reparo tratada com MMA), foi aplicado MMA por 120 s na área a ser reparada, para os grupos II ao IV (grupos jateados com óxido de alumínio), foi jateado óxido de alumínio (50 µm) por 10 s, com uma pressão de 2,5 bares e uma distância de 10 mm da superfície, as partículas soltas foram limpas com um jato de ar suave, lavadas por 10 s com spray de água e seca com jato de ar por 3 s, o grupo III após o jateamento foi aplicado SCA e deixado por 1 hora para garantir evaporação da acetona, e secos por 10 s com jato de ar. No grupo IV o adesivo MA foi aplicado e fotopolimerizado por 30 s. O grupo I recebeu o reparo com resina acrílica autopolimerizada pura AS; os grupos II ao IV foram reparados com resina autopolimerizada pura e mais três subgrupos onde a resina foi reforçada com nano-ZrO₂ nas concentrações 2,5%, 5%, 7,5%. Os espécimes de resina autopolimerizada foram fabricados diretamente sobre as superfícies da resina de base preparadas, a partir de um molde de silicone de dimensões 6 mm X 2 mm, a resina foi polimerizada sob pressão de 2 bares por 15 min, com uma temperatura de 37 °C. O teste de resistência ao cisalhamento (RC) foi feito com uma velocidade de 0,5 mm/min com uma carga de célula de 1 kPa, a RC foi calculada em MPa. Os tratamentos de superfície foram analisados no microscópio eletrônico de varredura. O tipo de falha foi classificada a partir da porcentagem de

material de reparo que permaneceu retido na superfície da resina de base, e classificadas como adesiva (na interface, até 25%), coesiva (fratura da resina de base ou de reparo, mais de 75%) ou mista (coesiva e adesiva, 25-75%). O grupo controle apresentou mais falha adesiva, enquanto o grupo II e o grupo MA mostraram uma mistura entre falha mista, coesiva e adesiva. O grupo SC apresentou uma mistura de falha coesiva e adesiva. O teste estatístico Tukey-Kramer para comparações múltiplas foi aplicado utilizando um valor de $p \leq 0,05$ e mostrou que em comparação ao grupo controle, o tratamento de superfície no grupo SCA e MA, aumentou significativamente a RC ($p < 0,05$), o grupo SCA mostrou valores mais altos de RC ($15,4 \pm 2,0$ MPa) seguido por MA ($12,0 \pm 2,3$ MPa), com diferença significativa entre eles. O grupo II, mostrou um aumento na RC mas não foi estatisticamente diferente do controle ($p > 0,05$), esse mesmo grupo quando comparado com SCA mostrou uma redução na RC, enquanto quando comparado com MA o aumento foi insignificante. O reforço com nano-ZrO₂ aumentou a RC quando comparado com o grupo controle, com exceção dos grupos MA com 5% e 7,5% ($p > 0,05$). Dentro do grupo II houve um aumento na RC entre os grupos reparo puro, 2,5%, 5% e 7,5%, sendo que os três últimos não mostraram diferenças entre eles. Dentro do grupo SCA, houve diferença significativa entre o grupo 2,5% quando comparado com 5% e 7,5%, não havendo diferença entre o 5% e 7,5%. Os grupos com as superfícies tratadas e com os maiores valores de RC foram o SCA 5%, SCA 7,5% e grupo II 5% respectivamente. As imagens de MEV mostraram que o jateamento provocou uma superfície porosa com irregularidades, vales e pequenas elevações, a aplicação de SCA mostrou uma superfície com menos irregularidades, e as imagens do grupo MA mostraram a superfície mais suave entre os grupos com depressões rasas. Nesse estudo concluíram que o jateamento com óxido de alumínio melhorou a RC ao cisalhamento do reparo de resinas acrílicas, a aplicação do silano e o silano associado com o reforço com nano zircônia melhoraram a resistência de união do reparo.

Prpić et al.¹⁴ (2020), compararam as propriedades mecânicas (resistência à flexão e dureza superficial) de diferentes materiais e tecnologias para a confecção de próteses totais. Foram utilizadas três resinas acrílicas convencionais termopolimerizadas a base de PMMA (ProBase Hot (PBH), Paladon 65 (PAL) e Interacryl Hot (IAH)), três resinas a base de PMMA processadas pela técnica subtrativa CAD/CAM (IvoBase CAD (IBC), Interdent CC disc PMMA (IDP) e Polident CAD/CAM disc basic (PDD)), uma resina para impressão 3D composta por

monômeros baseados em estéres acrílicos (NextDent Base (NDB)) e uma resina por injeção por pressão a base de poliamida (Vertex ThersmoSens (VTS)). Espécimes retangulares nas dimensões 64 mm X 10 mm X 3.3 mm foram fabricados com um n=10 para cada material testado e submetidos ao ensaio de resistência à flexão (RF) de três pontos com uma velocidade de 5mm/min, sendo a RF calculada em MPa. Para o ensaio de dureza mais 10 espécimes de cada material foram confeccionados (64 mm X 10 mm X 3.3 mm) e testados usando o método de Brinell, com uma força de 358 N por 60 s, já para o material VTS foi aplicada uma força de 196 N, pois o material possui uma dureza inferior. A dureza de Brinell (DSB) foi lida 5 vezes em cada espécime para determinar uma média em MPa. Durante o teste de RF, nenhum espécime dos grupos VTS e IBC fraturam, dentro do limite estabelecido, sendo assim esses dois grupos foram considerados com os maiores valores de RF e semelhantes entre si. O grupo IDP e PDD foram os segundos com maior RF sendo estatisticamente semelhantes entre si, seguidos por IAH e PBH também semelhantes entre si e depois PAL e NDB, o grupo NDB apresentou a menor RF. Com relação a dureza os maiores valores foram visto em IDP, PDD, PBH, IAH, PAL, NDB, IBC e VTS, respectivamente. Para os resultados de dureza o grupo IDP foi similar ao PDD, PBH foi similar ao IAH e PAL foi similar ao NDB. Nesse estudo o material que apresentou maior RF do que os materiais CAD/CAM, foi o material a base de poliamida. Com relação aos materiais CAD/CAM é esperado que eles tenham maior RF pois eles são confeccionados sob altas condições de pressão e temperatura com resina condensada, com mínima contração, porosidade ou monômeros livres. Com relação a resina por impressão 3D apesar dela ter apresentado a menor RF, ela cumpriu o pré-requisito da ISO para RF (65 MPa).

Com o objetivo de investigar a capacidade de polimento de materiais para próteses totais obtidos pelas técnicas de manufatura subtrativa (MS) (Vita Vionic Base Deep-Pink, PMMA pré-polimerizado), aditiva (MA) (Freeprint Denture, uretano dimetacrilato) e convencional AS (resina acrílica autopolimerizada, Aesthetic Blue), e avaliar o efeito do recobrimento adicional com uma camada de resina antes de ser polimerizada na rugosidade superficial, Fernandez et al.⁶⁹ (2020), confeccionaram espécimes de cada resina (C, MS e MA) nas dimensões 2 cm X 2,5 cm X 5 cm, os espécimes ainda foram distribuídos em subgrupos: grupo referência- sem polimento; grupo polimento intermediário- lixa granulação 150 em seguida granulação 180 em peça reta; grupo polimento de alto brilho- em adição ao polimento com lixas, foi feito

escovação em máquina com lama de pedra pomes, em seguida com pasta de polimento e escova de cerdas no torno, para o brilho final os espécimes foram polidos com uma roda de pano macio e pasta de polimento. O grupo de resina MA ainda recebeu mais dois subgrupos, esses foram recobertos com uma camada fina de resina sem polimerizar e depois polimerizada na unidade polimerizadora, um grupo permaneceu com essa camada sem polimento e o outro recebeu o polimento de alto brilho já descrito, cada subgrupo com um $n=10$. A rugosidade superficial (RS) foi lida por um perfilômetro dando os valores de Ra (perfil médio de profundidade) e Rz (perfil de desvio máximo) de cada espécime. O valor do brilho (unidade de brilho (UB)) foi dado por um aparelho Picogloss 560 MC após 15 medidas repetidas em diferentes direções. Os espécimes também foram analisados em microscópio eletrônico de varredura (MEV). Com relação a RS foram vistos valores mais altos de Ra e RZ no grupo MA entre todos os espécimes de referência. Para o polimento intermediário, não foram encontradas diferenças estatisticamente significativas entre os grupos C, MS e MA. Os grupos com polimento de alto brilho mostraram valores significativamente menores de Ra e Rz para os grupos MS, MA e C respectivamente. Para o grupo MA houve diferença estatisticamente significativa entre os grupos polimento de alto brilho, camada adicional de resina com polimento e camada adicional de resina sem polimento, respectivamente. Para ativar o brilho de superfície foi necessário um tempo de polimento de 5 min 40 s até 6 min 20s. As imagens de MEV mostraram que no grupo C, o subgrupo referência apresentou uma superfície porosa cheia de cavidades, no grupo MS-referência várias linhas paralelas foram observadas, essas linhas foram deixadas pelas fresas, por último o grupo MA apresentou degraus oblíquos repetidos devido ao método de processamento por camada. O polimento de alto brilho gerou superfícies muito parecidas entre os diferentes tipos de resina. Para o grupo MA, o recobrimento com uma camada de resina deixou a superfície relativamente mais suave cheia de remendos pequenos distribuídos de forma desigual e bolhas de ar. A superfície mais uniforme e suave foi vista nos espécimes recobertos com resina e que receberam o polimento, esse grupo também recebeu o maior valor de UB.

Para avaliar o efeito das diferentes direções de impressão 3D SLA de uma prótese na sua acurácia (veracidade e precisão), Hada et al.⁷⁰ (2020), imprimiram bases de próteses maxilares, com três direções de impressão diferentes: 0°, camada de impressão vertical à direção do eixo z ($n=6$); camada de impressão 45° à direção

do eixo z (n=6) e 90°, direção de impressão horizontal à direção do eixo z (n=6). Foi utilizada a resina Clear (Formlabs) a base de metacrilato e a espessura de cada camada de impressão foi de 100 µm (resolução z), 150 µm (resolução x-y) e comprimento de onda do laser de 405 nm. Para se verificar a acurácia, foi aplicado um pó com partículas de 3 µm para escaneamento de alta de resolução na região de superfície mucosa da prótese. As próteses foram escaneadas com um scanner óptico 3D. A definição de veracidade (proximidade dos valores mensurados aos valores reais) e de precisão (proximidade dos valores mensurados durante mensurações repetidas), formam a definição de acurácia pela ISO. Durante o teste de veracidade, os dados experimentais foram sobrepostos aos dados verdadeiros (6 padrões por direção) e durante o teste de precisão, foram selecionados dois pares de dados experimentais a partir de seis próteses criadas usando três direções diferentes de impressão e sobrepostas umas com as outras (15 combinações por direção). A sobreposição foi feita automaticamente a partir de um algoritmo, após se alinhar manualmente o dado com a superfície interna. Foi feita uma análise de desvio usando um software de análise 3D e a distância entre cada par de dados obtidos pela análise de desvio foi calculado e transformado em um arquivo de texto. O valor (mm) da raiz quadrada do erro médio (RQEM) foi utilizada para quantificar a veracidade e precisão. Após o cálculo para cada prótese foi feita uma média de cada grupo e criado um mapa colorido para descrição qualitativa, com um desvio variando entre ±100 µm até ±300 µm para veracidade e precisão de tal forma que: desvio positivo, amarelo para vermelho (área onde os dados experimentais eram maiores do que os dados mestre e excediam o limite da faixa permitida [100 µm]); desvio negativo, azul claro para azul (área onde os dados experimentais foram menores do que os dados principais e excedem o limite inferior da faixa permitida [-100 µm]); e desvio aceitável, verde claro para verde. Foi realizada a análise estatística de ANOVA one-way e pós-teste de Tukey para comparações múltiplas com $\alpha = 0,05$. Os valores de RQEM para veracidade foram os menores para o grupo 45° (p=0,001), seguido por 90° (p=0,001) e 0° (p=0,001). O desvio significativo de veracidade aconteceu para todas as direções de impressão (p<0,05) e aconteceram tanto na direção positiva quanto negativa. Os valores de precisão foram menores para a direção de 45° (p=0,001), seguido por 90° (p=0,001) e 0° (p=0,001). Os valores de RQEM para veracidade foram os mais altos em 0° e houve uma diferença significativa entre os valores de RQEM para precisão usando todas as direções de impressão (p<0,05). Nesse estudo os valores de RQEM

para veracidade foram mínimos quando impressos em 45° ao eixo z, isso significa que as próteses impressas em 45°, mostraram melhor encaixe clínico entre as três direções testadas, seguido pela direção de 90° e por último 0°. A precisão nesse estudo mostrou uma tendência similar a veracidade, muito provavelmente porque a sobreposição dos dados experimentais de precisão foram feitos em outro dado experimental combinado.

Choi et al.⁷¹ (2020), avaliaram a adesão de compósitos para caracterização de próteses em resinas para base de prótese termopolimerizada, CAD/CAM e impressas 3D. Para isso foram selecionados dois compósitos com diferentes viscosidades (SR Nexco paste (SR) de alta viscosidade e seu respectivo agente de união SR Connector e Kulzer Cre-active gingiva (K) de baixa viscosidade com o seu agente de união Signum 65olymeri) e três resinas a base de PMMA (Vertex Rapid Simplified termopolimerizada (VER), IvoCAD CAD/CAM (CAD) e Kulzer 3D Dima por impressão 3D (3D)). Os materiais foram combinados formando os grupos: VER-SR, CAD-SR, 3D-SR, VER-K, CAD-K E 3D-K, com um n=30 por grupo, sendo subdivididos com um n=10 para cada sub grupo, 0-controle, 6-meses e 12-meses de 600 (6 meses) ciclos e 1200 (12 meses) ciclos de termociclagem com temperatura variando entre 5 °C e 55 °C com 30 s de imersão. Foram feitas amostras de dimensões 25 mm X 4 mm X 3 mm de cada resina que foram unidas com o material de caracterização com seus respectivos agentes de união, formando um espécime de 50 mm X 4 mm X 3 mm, esses foram submetidos ao ensaio de flexão de quatro pontos, sendo calculada a dureza à fratura Kic (MPa · m^{1/2}) e a resistência de união à flexão (RF) (MPa). O Tipo de falha foi classificada como adesiva, coesiva ou mista. Os dados foram submetidos a ANOVA e pós-teste de Bonferroni com $\alpha = 0,05$. Comparando as diferentes resinas unidas ao SR, o grupo VER-SR apresentou os maiores valores de Kic dentro do controle, que não foi estatisticamente significativa ($p=0,268$). Entretanto quando os espécimes unidos ao SR foram termociclados por 6 e 12 meses os resultados foram diferentes, os espécimes do grupo CAD-SR mostraram os maiores valores de Kic entre os grupos SR após 6 meses e 12 meses de termociclagem, não foi encontrada diferença estatística entre os tempos de envelhecimento ($p=0,209$). Para os grupos unidos com K, os espécimes do grupo VER-K apresentaram os maiores valores de Kic para o grupo controle. Para o tempo de termociclagem de 6 meses e 12 meses dos grupos unidos com K, o grupo CAD-K apresentou o maior valor de Kic, sendo que o Kic foi maior em 12 meses do que em 6 meses. Foi encontrada diferença estatística

entre o compósito K unido com diferentes tipos de resina ($p=0,002$), assim como entre os tempos de envelhecimento ($p=0,037$). Os grupos unidos com SR para qualquer resina, mostraram valores de Kic maiores do que os grupos unidos com K. Para os resultados de RF, o grupo VER-SR controle mostrou a maior média de RF. Após 6 meses de termociclagem, o grupo que mostrou a maior RF quando unido com SR foi o grupo CAD-SR, o mesmo ocorreu em 12 meses. Para os espécimes unidos com K, o grupo VER-K controle apresentou a maior RF. Para o tempo de 6 meses de termociclagem dentro dos grupos K, o grupo CAD-K apresentou a maior RF, e após 12 meses o grupo CAD-K também apresentou maior RF para os grupos unidos com K. Os resultados de RF dos grupos unidos com K foram inferiores aos unidos com SR. Os espécimes unidos com SR apresentaram em sua maioria falha do tipo coesiva, e os unidos com K apresentaram mais falha adesiva. Quando SR foi unido com os materiais CAD e 3D, de 80-90% dos espécimes mostraram falha coesiva. As falhas coesivas para o grupo K também ocorreram quando unido com a resina CAD ou 3D. Sendo assim o compósito de caracterização com maior viscosidade (SR Nexco) mostrou maior resistência de união quando unido com as resinas CAD e 3D, os resultados de resistência de união foram melhores com a resina CAD após 6 e 12 meses de termociclagem. Os resultados de Kic foram melhores para a resina termopolimerizada.

AlQahtani e Haralur⁷² (2020), em um estudo in vitro avaliaram a resistência à flexão (RF) de uma resina acrílica para confecção de base de prótese a base de polimetil-metacrilato termopolimerizada (Major base 20) (MB), reparada com resina acrílica termopolimerizada, autopolimerizada (Resine) AS e polimerizada por luz (Eclipse) (E), sendo submetidas a termociclagem. Foram confeccionados 40 corpos de prova de resina acrílica MB nas dimensões 50 mm X 25 mm X 3 mm. O grupo controle (G1) permaneceu intacto ($n=10$), os demais grupos foram seccionados criando uma área de reparo de 3 mm com a interface de reparo com um contorno arredondado, as superfícies de reparo foram tratadas com jateamento com óxido de alumínio 50 μm e uma pressão de 0,5 MPa, em seguida no grupo G2 foi feito o reparo com a resina MB, o grupo G3 com a resina R e o grupo G4. O teste de resistência à flexão (RF) de três pontos foi realizado após os espécimes serem submetidos a termociclagem com temperatura variando entre 5 ° e 55 °C por 5000 ciclos com tempo de imersão de 30 s. Os dados foram analisados pela ANOVA com pós-teste de Games-Howell, $p=0,05$. Como esperado, o grupo controle G1 registrou a maior média

de RF 13,02 MPa e carga máxima à fratura (173,60 N). Entre as resinas utilizadas para reparo o G2 se comportou melhor quando comparado com G3 e G4, G2 mostrou uma RF de 6,55 MPa, G3=4,72 MPa e G4=4,06 MPa. O teste de anova mostrou interação entre grupos e dentro dos grupos para as variáveis carga máxima à fratura e resistência à flexão, e o pós-teste mostrou que todos os grupos quando comparados uns com os outros mostraram significância estatística. Neste estudo, a resina polimerizada por luz mostrou menor resistência à fratura e resistência à flexão quando comparada às outras resinas. Os melhores resultados vistos com as resinas termopolimerizada e autopolimerizada podem ter ocorrido pela exposição da superfície de reparo ao monômero metil metacrilato da resina. Apesar de não ter sido feito um tratamento de superfície com MMA, se sabe que o monômero é capaz de amolecer a superfície, formar poços e promover uma propagação de rachaduras superficiais que facilitam a difusão do material de reparo e melhoram a adesão.

Gad et al.⁴¹ (2020), em um estudo in vitro buscaram avaliar os efeitos da imersão em água e termociclagem na resistência à tração (RT) do reparo de uma resina para base protética reforçado com nano-ZrO₂. Foram confeccionados N=240 espécimes de resina acrílica termopolimerizável Major base 20, no formato de alteres nas dimensões 32 mm X 6 mm X 2,5 mm, esses espécimes foram seccionados ao meio criando uma área de reparo de 2 mm e foram distribuídos em 3 grupos de acordo com o processo de envelhecimento. Cada grupo foi subdividido em subgrupos de acordo com a concentração de nano-ZrO₂ utilizada no reparo (n=10 por grupo). As partículas de nano-ZrO₂ foram silanizadas e adicionadas nas concentrações de 0%, 2,5%, 5% e 7,5% ao pó da resina acrílica autopolimerizável Major repair utilizada no reparo. As superfícies a serem reparadas foram tratadas com monômero por 180 s, a proporção da resina utilizada foi 10 g de pós e 7 ml de líquido e a polimerização foi completada em uma câmara de pressão à 45 °C por 15 min com 2,2 bares de pressão. Dez espécimes de cada grupo foram testados após 2 dias de imersão em água, depois mais dez de cada grupo foram testados após 7 dias de imersão em água e por último mais 10 de cada grupo foram testados após 30 dias de imersão em água. Para os espécimes remanescentes (130 espécimes, sendo 10 por grupo), esses foram submetidos a ciclagem térmica por 5000 ciclos (5 ° a 55 °C, 30 s), após cada intervalo de imersão (2, 7 e 30 dias). Os dados de RT foram analisados por ANOVA a um fator e pós-teste de Tukey-Kramer com p<0,05. Foi observado que entre os grupos 0% imersos em água por diferentes períodos (2, 7 e 30 dias) não foram encontradas

diferenças significativas ($p > 0,05$). Entre os grupos reforçados e imersos por 2 dias, foram encontradas diferenças entre os grupos 2,5%/5% e 2,5%/7,5% ($p < 0,05$). Dentro dos 7 dias de imersão não foram encontradas diferenças entre as diferentes concentrações ($p > 0,05$). Após 30 dias de imersão, foram encontradas diferenças entre as concentrações 2,5%/5% e 5%/7,5%. Entre os grupos reforçados a maior RT foi vista para o grupo 5% após 30 dias de imersão ($70,82 \pm 2,74$ MPa) e a menor foi vista para 2,5% após 2 dias ($57,54 \pm 3,25$ MPa). Para os grupos que receberam termociclagem o grupo 5% após 30 dias apresentou a maior média de RT e ($61,44 \pm 4,18$ MPa) enquanto o 2,5% após 2 dias apresentou a menor ($49,85 \pm 4,98$ MPa), e houve diferença entre as diferentes concentrações dentro dos tempos de imersão, com exceção do grupo controle. A maioria das falhas observadas foram adesivas, principalmente após a termociclagem. A imersão em água e termociclagem afetaram a RT dos reparos reforçados com nano-ZrO₂. A adição de nano-ZrO₂ nas concentrações de 5% e 7,5% aumentou a RT. A imersão em água em até 7 dias, aumentou a RT para os grupos 5% e 2,5%. A termociclagem após longos períodos de imersão aumentou a RT do grupo 2,5% e reduziu a RT do grupo 7,5%, o 5% permaneceu o mesmo.

Pela necessidade de melhorar união entre o material de reparo e a resina para base protética assim como sua resistência à flexão, Gad et al.⁴² (2020), em um estudo in vitro, avaliaram o efeito do tratamento mecânico de superfície com jateamento com Al₂O₃ combinado com tratamentos químicos da superfície de reparo com silano (S) ou metil metacrilato (MA), além do reforço com nano-ZrO₂ na resistência à flexão (RF) do reparo de uma resina para base protética termopolimerizada. Foram confeccionados 320 espécimes de resina acrílica nas dimensões de 65 x 10 x 2,5 mm, os espécimes foram seccionados criando uma área de reparo de 2 mm com uma interface de reparo angulada em 45°, após essa etapa os espécimes foram distribuídos em 4 grupos dependendo do tratamento de superfície (G1- (M)-tratamento com Monômero metil metacrilato por 2 min, G2- (JAT)- jateamento com Al₂O₃ 50 µm com uma pressão de 380 kPa por 15 s, G3- (JAT+S)- jateamento + silano (evaporado por 1 hora) e G4- (JAT+MA)- jateamento + agente de união de compósito (fotopolimerizado por 30 s)) e dentro de cada grupo mais 4 subgrupos (n=20) de acordo com a concentração de nano-ZrO₂ (resina autopolimerizável sem reforço, resina autopolimerizável com 2,5 % de nano-ZrO₂, 5% de nano-ZrO₂ e 7,5 % de nano-ZrO₂). As nano partículas de Zircônia foram silanizadas e acrescentadas ao pó da resina acrílica autopolimerizável nas

diferentes concentrações de acordo com o grupo. Após o reparo, metade dos espécimes foram submetidos a termociclagem por 5000 ciclos com temperatura variando entre 5 ° e 55 °C com tempo de imersão de 30 s. O teste de flexão de três pontos foi aplicado para medir a RF que foi obtida em MPa. Após o teste de ANOVA one-way nos grupos sem e com termociclagem e pós-teste de Tukey-Kramer para comparações múltiplas, com um $p \leq 0,05$ considerado como significativo, foi observado que a termociclagem reduziu os resultados de RF para todos os grupos, exceto para os grupos JAT sem reforço, com 2,5% e com 7,5% a termociclagem não afetou significativamente os resultados de RF ($p > 0,05$). O reforço com nano-ZrO₂ mostrou um aumento nos resultados de RF, sendo que conforme se aumentava a concentração de nano-ZrO₂, os resultados de RF também aumentavam. O maior resultado de RF foi visto no grupo tratado com JAT+S e reparado com 7,5% de nano-ZrO₂, sem termociclagem ($89,63 \pm 2$ MPa), seguido pelo grupo JAT, reparado com 7,5% de nano-ZrO₂, sem termociclagem ($85,79 \pm 2,3$ MPa). As imagens de MEV mostraram que o jateamento causou maior irregularidades nas superfícies, já o monômero deixou a superfície mais suavizada o mesmo ocorreu quando aplicado o silano ou o adesivo junto com o jateamento. Os grupos 2 ao 4 apresentaram majoritariamente falhas do tipo coesiva e mista, enquanto o G1 apresentou falhas adesivas. Após a termociclagem a maior parte das falhas foram adesivas. Sendo assim foi considerado que o reforço com nano-ZrO₂ aumenta a RF do reparo com resina acrílica e que embora a termociclagem afete a RF, os tratamentos com jateamento e a associação entre JAT+S ou JAT+MA podem ser considerados métodos promissores.

Para avaliar a capacidade de reparo de uma resina para base de prótese obtidas por impressão 3D, Li et al.⁴⁴ (2021), em um estudo in vitro avaliaram o efeito do tratamento de superfície e envelhecimento artificial na resistência de união ao cisalhamento (RUC). Para esse propósito foram impressos verticalmente N=224 espécimes com espessura de camada de 100 µm da resina para base de prótese FREEPRINT denture (3D) nas dimensões 20 mm X 10 mm X 2 mm. Os espécimes foram separados em 2 grupos com termociclagem (T) e sem termociclagem (NT), na etapa de termociclagem os espécimes foram submetidos a 5.000 ciclos com temperaturas variando entre 5 ° e 55 °C, 30 s em cada banho e 5 s de tempo de transferência. Os espécimes ainda foram subdivididos em 4 grupos dependendo do tipo de tratamento de superfície, esses grupos foram: sem tratamento AS; com MMA

(líquido da resina Palapress) seco por 120 s (MMA); asperização mecânica com lixa de granulação P600 (P600); jateado com óxido de alumínio 125 μm por 10 s a uma distância de 10 mm e pressão de 0,2 MPa (JAT). Após os tratamentos de superfície, foi realizada uma leitura da rugosidade de superfície dos espécimes (n=6 por grupo), as superfícies também foram reconstruídas tridimensionalmente para visualizar a topografia dos diferentes tratamentos de superfície, duas amostras de cada grupo também foi metalizada com Au-Pd e analisada em MEV com uma voltagem de 5 Kv. O reparo foi feito com a mesma resina 3D, utilizando um jig cilíndrico com 5 mm de diâmetro e 2,5 mm de altura, a polimerização foi feita camada por camada (< 2mm) usando o fotopolimerizador Bluephase por 20 s. Após o reparo, todos os corpos de prova foram submetidos a 10.000 ciclos térmicos variando entre 5 ° e 55 °C, 30 s em cada banho e 5 s de tempo de transferência. O teste de RUC foi realizado a uma velocidade de 1 mm/min (n=20 por grupo). Os tipos de falha foram classificados como adesiva, coesiva ou mista. Os valores de rugosidade e RUC foram analisados por ANOVA two-way com o envelhecimento térmico e tratamento de superfície como fatores independentes, as comparações múltiplas foram feitas pelo teste de Tukey. Os resultados de falha foram analisados por Qui-quadrado, todos os testes foram realizados com um nível de significância de $\alpha = 0,05$. Também foi realizada a correlação de Spearman para ver a correlação entre RUC e os tipos de falha. Os dados de rugosidade mostraram que os grupos jateados tanto termociclados como não termociclados mostraram uma rugosidade de superfície muito maior que os grupos controle, MMA e P600. Os grupos controle e MMA apresentaram uma superfície mais lisa, já o grupo P600 mostrou uma superfície mais homogênea com algumas ondas. Os grupos controle e MMA termociclados mostraram uma superfície mais heterogênea muito provavelmente pela termociclagem prévia. Para o teste de RUC, não foi observada uma diferença significativa nos grupos NT com relação aos diferentes tipos de tratamento. Já para os grupos termociclados (T) foi observada uma diminuição significativa para os grupos T-controle e T-MMA em comparação a todos os outros grupos. Os grupos T-P600 e T-JAT, não apresentaram diferenças comparados aos NT. Com relação ao tipo de falha, as falhas coesivas foram mais observadas nos grupos NT, já para os grupos T, o grupo T-controle e T-MMA apresentaram mais falhas adesivas, os grupos T-P600 e T-JAT apresentaram mais falha coesiva. O teste de correlação indicou que valores altos de RUC corresponderam as falhas coesivas. Nesse estudo o jateamento e o tratamento abrasivo com lixa,

foram capazes de remover a camada envelhecida pela termociclagem e portanto prevenindo o enfraquecimento na resistência de união ao cisalhamento do reparo de uma resina para base de prótese obtida por impressão 3D.

4 MATERIAL E MÉTODO

Neste estudo, foi avaliada a resina para base protética Cosmos Denture – (Ylller Digital, Pelotas, RS, Brasil), submetida a doze técnicas de reparo, descritos a seguir (Tabela 1). Nas respectivas técnicas, foi utilizada a resina autopolimerizável Jet, J (Clássico, Artigos Odontológicos Ltda, São Paulo, SP, Brasil), a resina para reembasamento autopolimerizável Soft Confort dura, SC (Dencril Produtos Odontológicos, Vipi Ltda, Pirassununga, SP, Brasil), o monômero da resina Jet por 180 s (MMA), o jateamento com óxido de alumínio (Al_2O_3) (JAT) 50 μm por 15 s e laser Erbium: yttrium-aluminum-garnet (L) por 60 s.

Tabela 1 - Grupos do estudo

Grupo (n=10)	Técnica de reparo
C	Intacto (resina Cosmos Denture)
J	Resina Jet (J)
SC	Resina Soft Confort dura (SC)
MMA+J	MMA da resina Jet por 180 s + resina J
MMA+SC	MMA da resina Jet por 180 s + resina SC
JAT+J	Jateamento (Al_2O_3) 50 μm por 15 s + resina J
JAT+SC	Jateamento (Al_2O_3) 50 μm por 15 s + resina SC
L+J	Laser Er: YAG por 60 s + resina J
L+SC	Laser Er: YAG por 60 s + resina SC

JAT+MMA+J	Jateamento (Al_2O_3) 50 μm por 15 s + MMA da resina Jet por 180 s + resina J
JAT+MMA+SC	Jateamento (Al_2O_3) 50 μm por 15 s + MMA da resina Jet por 180 s + resina SC
L+MMA+J	Laser Er: YAG por 60 s + MMA da resina Jet por 180 s + resina J
L+MMA+SC	Laser Er: YAG por 60 s + MMA da resina Jet por 180 s + resina SC

Fonte: Elaboração própria.

4.1 Método

4.1.1 Obtenção dos corpos de prova

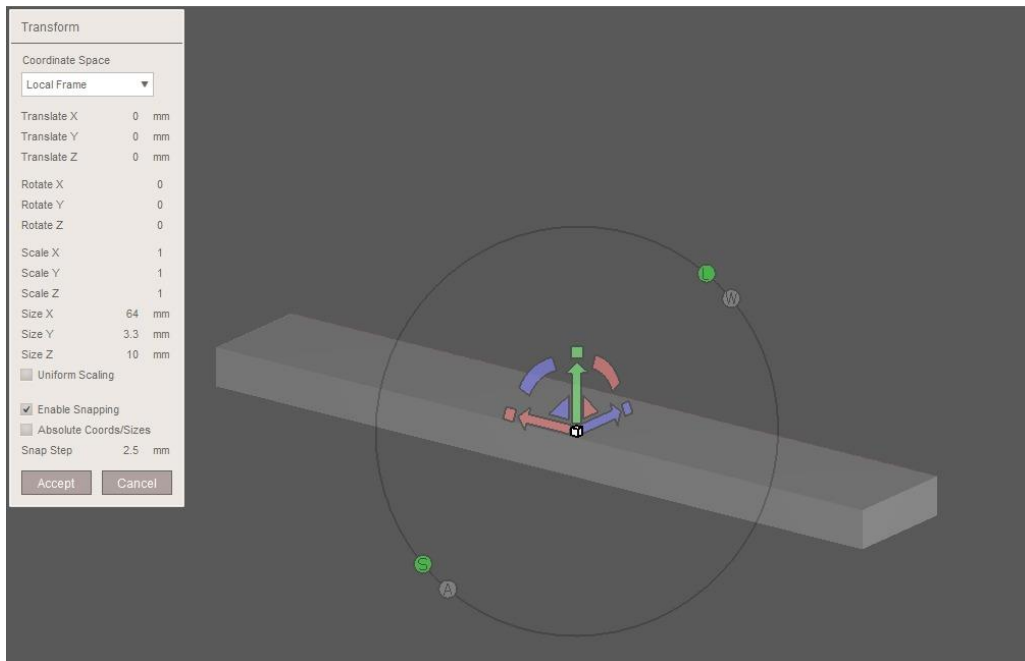
Os corpos de prova (N=130) para os ensaios de resistência à flexão foram confeccionados em dimensões recomendadas pela norma ISO/FDIS 1567⁷⁵ (64 mm x 10 mm x 3,3 mm) por meio da técnica de impressão aditiva. Para isso, foi utilizada a impressora Flashforge Hunter DLP Resin 3D Printer (Zhejiang Flashforge3D technology Co., Jinhua City, ZheJiang, China, Figura 1). O desenho virtual dos corpos de prova, nas respectivas dimensões descritas foi realizado através do software Adobe Meshmixer v. 3,5 (Autodesk Inc, San Rafael, CA, EUA), inicialmente em formato próprio do software (.mix; Figura 2). Um arquivo.stl foi preparado para o espécime. Os espécimes virtuais foram carregados no software próprio (FlashDLPrint v. 3.28.0), para definição da posição de orientação da impressão sendo neste trabalho usada a posição em 0 graus em relação ao eixo Z sem hastes de suporte, com a espessura de 3,3 mm juntamente com o comprimento de 64 mm apoiados na plataforma de impressão (Figura 3)^{66,70}, e as camadas foram orientadas para serem formadas tendo 50 μm de espessura por camada de impressão até formar a altura de 10 mm, seguindo o comprimento de 64 mm do espécime. Por último foi feito o fatiamento da trama e carregamento na impressora.

Figura 1- Impressora Flashforge – Hunter DLP Resin 3D Printer



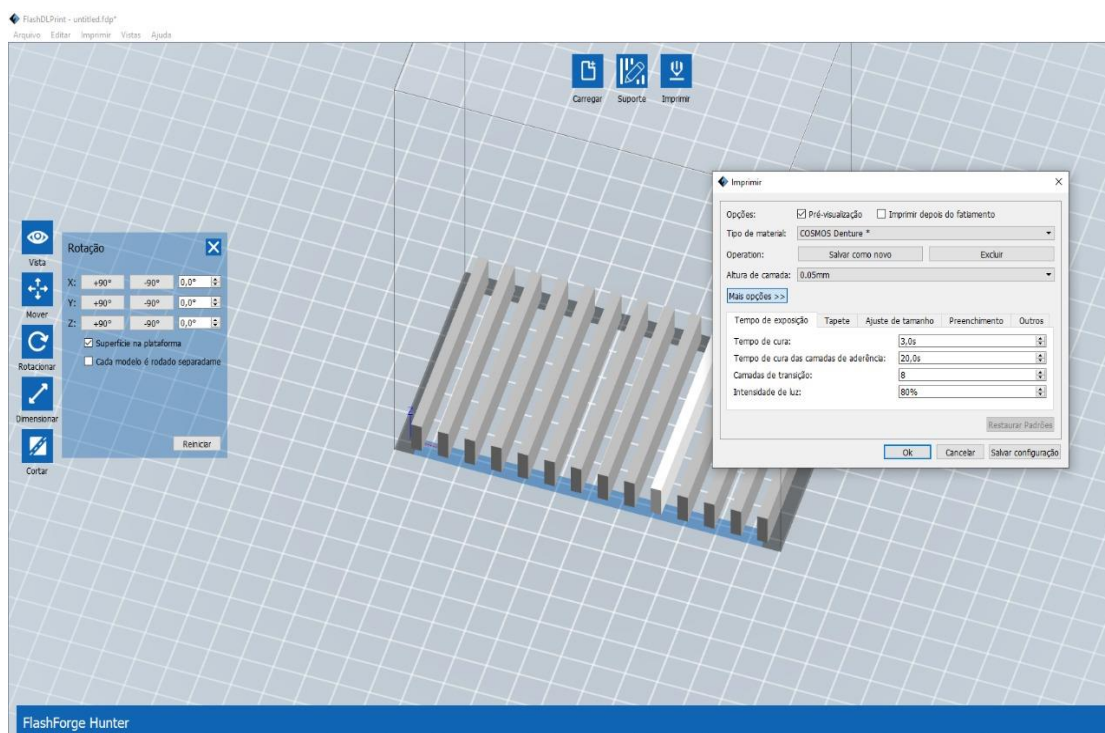
Fonte: Arquivo pessoal da autora.

Figura 2- Exemplo de layout dos corpos de prova, para avaliação de propriedades mecânicas, planejado através do software Adobe Meshmixer



Fonte: Elaboração própria.

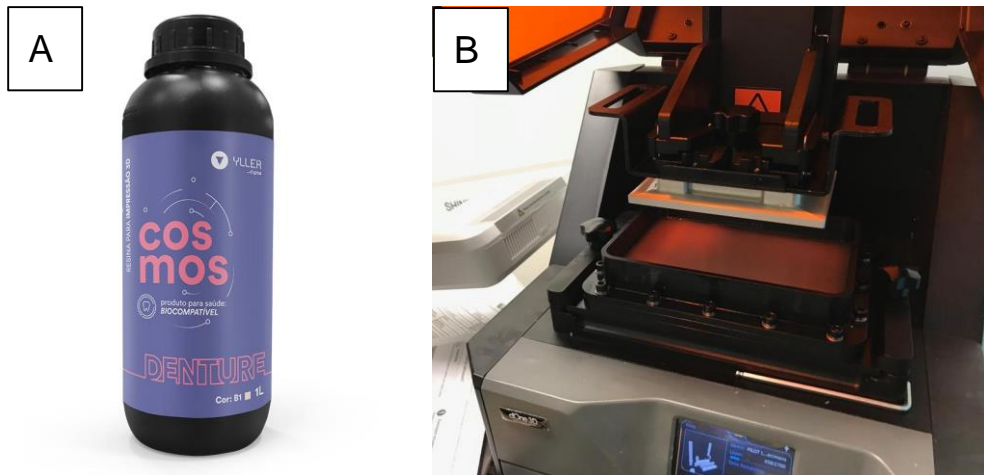
Figura 3- Software próprio (FlashDLPrint v. 3.28.0), para definição da posição de orientação da impressão em 0 graus na bandeja de impressão, sem hastes de suporte, com o comprimento de 64 mm e largura de 3,3 mm apoiados na bandeja de impressão



Fonte: Elaboração própria.

A partir do desenho e fatiamento dos corpos de prova, a resina para base protética Cosmos Denture (Figura 4A) foi depositada no tanque próprio da impressora previamente à impressão propriamente dita (Figura 4B). Ao acionar comando próprio, iniciou-se o processo de impressão dos corpos de prova sob a plataforma do equipamento, sendo que a polimerização é ativada por luz ultravioleta (painel LED, $\lambda = 405$ nm). O processo de impressão dos corpos de prova foi realizado conforme as recomendações do fabricante (ex.: tempo de polimerização por camada, intervalo e % de energia), usando-se uma espessura de camada de 50 μm , nesse processo ocorre uma super cura das primeiras 4 camadas por 20 segundos, cada camada subsequente é polimerizada por 3 segundos, com 80% de energia para que ela ocorra mais lentamente e diminua a contração por polimerização.

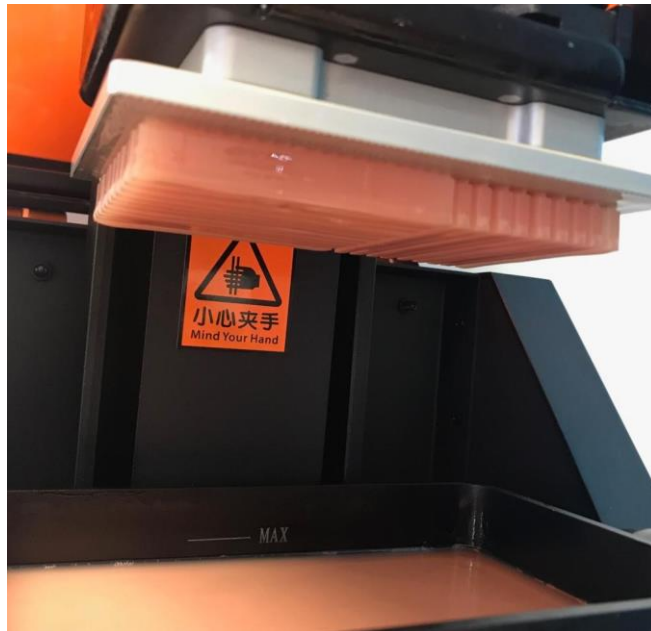
Figura 4- A- Resina para impressão 3D Cosmos Denture. B- Resina depositada no tanque próprio da impressora previamente à impressão



Fonte: Arquivo pessoal da autora.

Após a impressão, a plataforma da impressora sob a qual estavam posicionados os corpos de prova, foi imediatamente removida do equipamento e os corpos de prova foram destacados da mesma (Figura 5). Em seguida, foram lavados em álcool isopropílico 99% por 5 minutos para remover o monômero residual da superfície dos espécimes⁶⁶ e levados para polimerização adicional em luz UV Led com comprimento de onda de 405 nm, no equipamento Curing Box (dOne 3D, Ribeirão Preto, SP, Brasil) (Figura 6) por 10 minutos⁷⁰ conforme orientações do fabricante.

Figura 5- Corpos de prova após impressão sob a plataforma



Fonte: Arquivo pessoal da autora

Figura 6- Equipamento Form Cure para polimerização adicional em luz UV



Fonte: Arquivo pessoal da autora.

4.1.2 Acabamento dos corpos de prova

O acabamento inicial dos corpos de prova foi realizado com o auxílio de uma lixa d'água com granulação 320 na máquina politriz Aropol 2V (Arotec S/A Indústria e Comércio – Cotia – SP, Figura 7), também foram utilizadas lixas d'água com granulação 400 e 600 para o polimento final dos corpos de prova. Um paquímetro digital foi utilizado para controlar o desgaste dos corpos de prova, de acordo com as dimensões recomendadas pela norma ISO/FDIS 1567⁷³. Após o polimento, todos os corpos de prova (N=130) foram armazenados em água destilada a 37 °C por 50±2 horas⁷³.

Figura 7- Máquina politriz Aropol 2V



Fonte: Arquivo pessoal da autora.

4.1.3 Termociclagem prévia

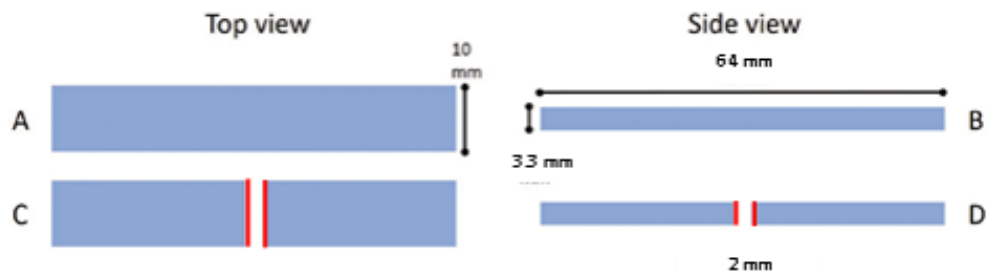
Todos os corpos de prova (N=130) foram submetidos à termociclagem em máquina de simulação de ciclos térmicos – modelo MSCT – 3 (Marcelo Nucci – ME, São Carlos, SP, Brasil) para realização de 5.000 ciclos^{48,49}, com temperatura variando entre 5 °C e 55 °C^{6,48,49,62} e tempo de imersão de 30 segundos em cada banho^{6,45-47}.

Essa etapa prévia tem o objetivo de simular uma condição mais próxima da realidade clínica, de simular uma situação de uma base protética já submetida a envelhecimento térmico devido ao uso da prótese pelo paciente pelo período de cinco anos.

4.1.4 Técnicas de reparo

Para avaliar as técnicas de reparo propostas, os corpos de prova dos grupos experimentais foram preparados de acordo com a metodologia desenvolvida no estudo de Gad et al. (2020)⁴². Foram desenhadas duas linhas perpendiculares ao longo eixo de cada corpo de prova, 1 mm à esquerda e à direita a partir do centro do mesmo. Os corpos de prova foram então cuidadosamente seccionados utilizando-se discos de metal dupla face diamantado (KG Sorensen, Cotia, SP, Brasil), criando uma superfície para reparo de 2 mm. A Figura 8 ilustra uma representação esquemática do preparo dos corpos de prova para reparo.

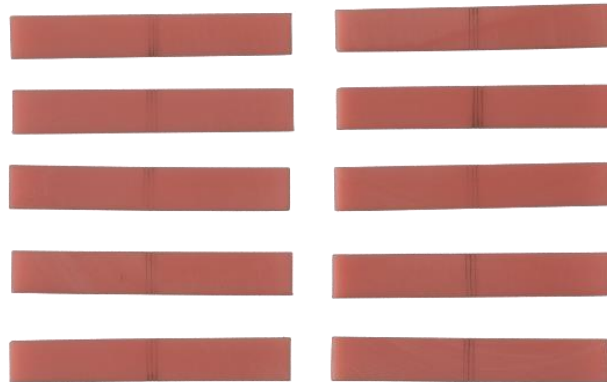
Figura 8- Representação esquemática do preparo dos corpos de prova dos grupos experimentais para reparo



As linhas em vermelho representam as superfícies de reparo.

Fonte: Adaptado de Gad et al.⁴² (2020).

Figura 9- Corpos de prova demarcados para serem seccionados



Fonte: Arquivo pessoal da autora.

Para possibilitar o reparo dos corpos de prova, matrizes metálicas vazadas de formato retangular (64 x 10 x 3,3 mm) foram fixadas com cera sobre uma placa de vidro grossa retangular (15 x 2,0 x 6,0 cm) (Figura 10). Em seguida, os corpos de prova seccionados foram adaptados individualmente no interior da matriz permanecendo uma área de 2 mm no centro para possibilitar as diferentes técnicas de reparo propostas.

Figura 10- Matriz metálica retangular posicionada sobre a placa de vidro



Fonte: Arquivo pessoal da autora.

Para os grupos J e SC, a resina Jet ou a resina Soft Comfort dura foi manipulada de acordo com as orientações do fabricante, sendo o pó pesado em uma balança de precisão eletrônica e o líquido mensurado com o auxílio de uma pipeta, a proporção pó/líquido 3:1 para a resina Jet e para a Soft Comfort em volume foi misturada com uma espátula metálica número 7 (Golgran, São Caetano do Sul, São Paulo, Brasil)

em pote de vidro com tampa, e acomodada nas superfícies de reparo do corpo de prova já posicionado no interior da matriz metálica (Figura 11). Em seguida, uma outra placa de vidro grossa foi colocada sobre esse conjunto, o qual foi mantido sob prensa hidráulica até a completa polimerização inicial das resinas (por 10 minutos em temperatura de 25 °C, segundo os respectivos fabricantes). Em seguida, para o grupo J (resina Jet) e SC (Soft Confort dura), os corpos de prova foram removidos das matrizes metálicas e foram colocados sob pressão (Câmara de pressão EDG, EDG equipamentos e controles Ltda, São Carlos, SP) de 2 bar à 55 °C por 15 minutos^{17, 22,27} para completar a polimerização.

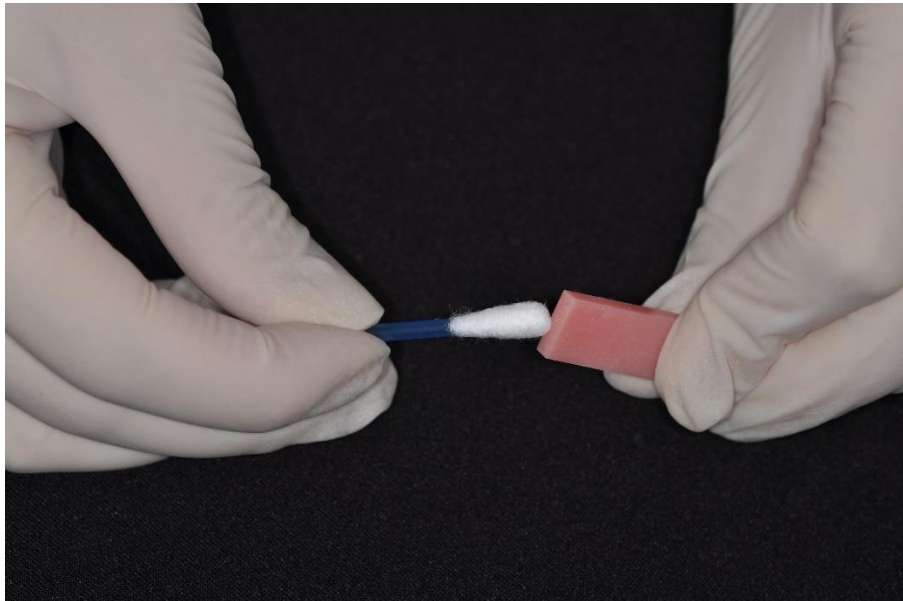
Figura 11- Resina Jet sendo manipulada e colocada na área de reparo



Fonte: Arquivo pessoal da autora.

Para os grupos MMA+J e MMA+SC, inicialmente o monômero da resina Jet foi pincelado (Figura 12) com auxílio de uma haste flexível (Flexicotton indústria e comércio de produtos de higiene pessoal S/A, Santo Amaro da Imperatriz, SC, Brasil) sobre as superfícies de reparo por 180 segundos^{20,27,53}. Para padronizar essa etapa, foram feitas três aplicações de 2 gotas de monômero, medidas com o auxílio de um conta gotas, a cada 60 segundos; e na sequência, os corpos de prova foram inseridos nas matrizes metálicas vazadas e foi inserida a resina Jet no grupo MMA+J, ou a resina Soft Confort dura no grupo MMA+SC. As resinas foram manipuladas e processadas conforme descrição do parágrafo anterior.

Figura 12- Monômero da Resina Jet sendo pincelado na superfície de reparo



Fonte: Arquivo pessoal da autora.

Já para os grupos JAT+J e JAT+SC, foi feito inicialmente o jateamento das superfícies de reparo dos corpos de prova com óxido de alumínio (Al_2O_3) $50\ \mu\text{m}$ ^{18,29,34} por meio de um jateador (Basic Classic; Renfert GmbH, Hilzingen, Alemanha) por 15 segundos⁷² com uma pressão de $0,28\ \text{MPa}$ ⁷² perpendicular ao jato com uma distância de $10\ \text{mm}$ ^{24,29,34,72} entre a ponta do aparelho e a superfície a ser reparada (Figura 13). Após essa etapa, as faces de reparo foram limpas com jato de ar para remover as partículas soltas, em seguida foram lavados por 10 segundos usando jato de spray de água e ar, e secos usando ar comprimido livre de água/óleo por 3 segundos²⁹. Em seguida, os corpos de prova foram inseridos nas matrizes metálicas vazadas, e reparados com resina Jet (JAT+J) ou resina Soft Confort dura (JAT+SC), de acordo com os procedimentos de já descritos.

Figura 13- Jateamento com óxido de alumínio (Al_2O_3) 50 μm



Fonte: Arquivo pessoal da autora.

Para os grupos L+J e L+SC, as superfícies a serem reparadas receberam inicialmente aplicação de laser erbio: yttrium-aluminum-garnet (Er:YAG) (Fotona 3 Medical Lasers, Ljubljana, Slovenia) com um comprimento de onda de 2940 nm, a uma frequência de pulso de 10 Hz, uma energia de pulso de 250 mJ, duração do pulso de 100 μs (Figura 14)^{24,34,35}. A aplicação foi feita por 60 segundos sob irrigação de água e ar (configuração número 6), com uma distância de 7 mm entre a ponta do laser e a superfície a ser reparada do corpo de prova^{24,34,35}. Em seguida os corpos de prova foram acomodados individualmente no interior da matriz metálica e foi acomodada a resina Jet para o grupo L+J e a resina Soft Comfort dura para o grupo L+SC, de acordo com os procedimentos de já descritos.

Figura 14- Laser erbium: yttrium-aluminum-garnet (Er:YAG) Fotona 3



Fonte: Arquivo pessoal da autora.

Os corpos de prova dos grupos JAT+MMA+J e JAT+MMA+SC foram inicialmente submetidos a jateamento com óxido de alumínio (Al_2O_3) já descrito. Após essa etapa, foram limpos primeiramente com jato de ar para remover as partículas soltas, em seguida foram lavados por 10 segundos usando jato de spray de água e ar, e secos usando ar comprimido livre de água/óleo por 3 segundos²⁹. Na sequência, os mesmos foram adaptados individualmente no interior da matriz metálica, foi pincelado o monômero da resina Jet nas superfícies de reparo por 180 segundos (2 gotas a cada 60 segundos) e, em seguida, foi inserida a resina Jet (JAT+MMA+J) ou a resina Soft Comfort dura (JAT+MMA+SC), conforme procedimentos já descritos anteriormente.

As superfícies de reparo dos corpos de prova dos grupos L+MMA+J e L+MMA+SC foram submetidas inicialmente a aplicação de laser (Er:YAG) conforme já descrito. Em seguida os corpos de prova foram acomodados individualmente no interior da matriz metálica, foi pincelado o monômero da resina Jet nas superfícies de reparo por 180 segundos como já descrito e, em seguida, foi inserida a resina Jet (L+MMA+J) ou a resina Soft Comfort dura (L+MMA+SC), conforme procedimentos já descritos.

Os corpos de prova de todos os grupos experimentais após as respectivas técnicas de reparo, e do grupo controle, receberam polimento com lixas d'água de granulação 400 e 600 para regularização de superfície e remoção de possíveis excessos, mantendo suas dimensões de 64,0 x 10,0 x 3,3 mm, que foram controladas com o auxílio de um paquímetro digital. Os mesmos foram então armazenados em água destilada por 50±2 horas em estufa à 37 °C⁴⁴.

4.1.5 Termociclagem

Após armazenamento em água destilada os corpos de prova dos grupos J a L+MMA+SC e o grupo controle foram novamente submetidos à termociclagem em máquina de simulação de ciclos térmicos – modelo MSCT – 3 (Marcelo Nucci – ME, São Carlos, SP, Brasil) para realização de 5.000 ciclos^{48,49}, com temperatura variando entre 5 °C e 55 °C^{6,48,49,62} e tempo de imersão de 30 segundos em cada banho^{6, 48,49,62}. Essa etapa de termociclagem teve como objetivo avaliar o efeito do envelhecimento térmico, que simula uma situação clínica mais próxima da real, na resistência dos corpos de prova após os diferentes reparos.

4.1.6 Análise da resistência à flexão

Todos os corpos de prova foram submetidos ao ensaio de flexão em três pontos em uma máquina de ensaios mecânicos EMIC – modelo DL 3000 (EMIC Equipamentos e Sistemas de Ensaios Ltda – Curitiba – SP). Esta máquina de ensaios apresenta um software que analisa e registra graficamente o comportamento do material frente a cargas aplicadas sob uma velocidade constante de 5 mm/min até a fratura do espécime. A partir deste teste, foram calculados, para cada grupo, os valores médios da resistência à flexão (MPa). A resistência à flexão (MPa) foi calculada a partir da seguinte fórmula^{55,59}:

$$FS = \frac{3FL}{2.bh^2}$$

Onde:

FS = resistência à flexão

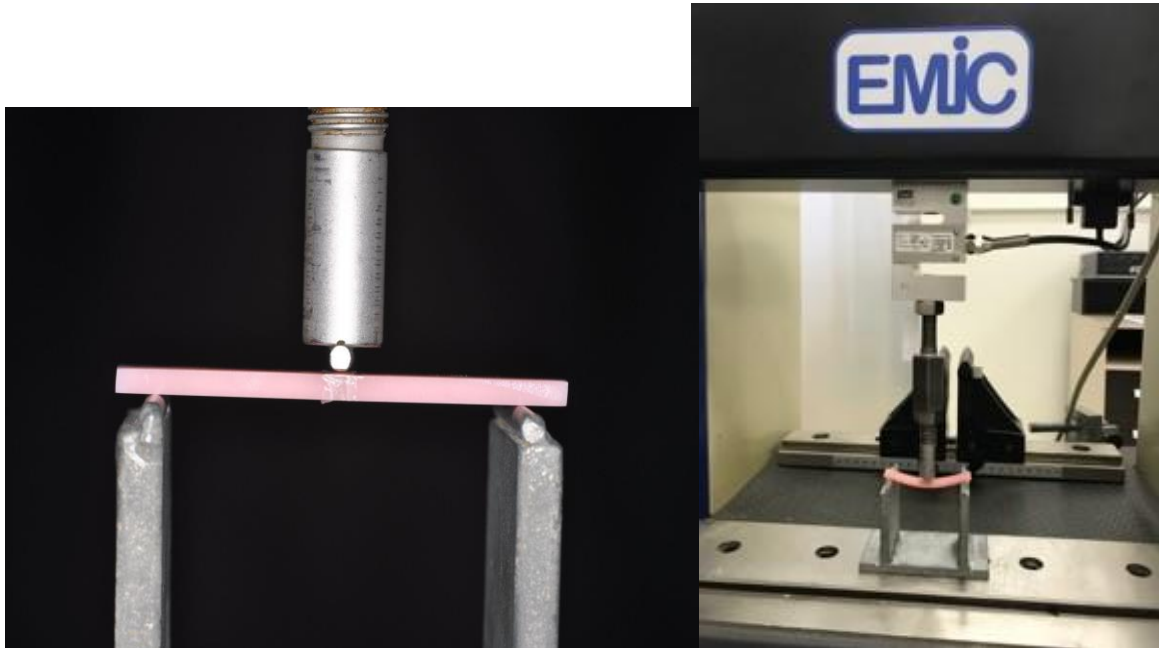
F = carga máxima, em Newtons, aplicada sobre o corpo de prova

L = distância entre os suportes, em milímetros

b = largura dos corpos de prova, em milímetros

h = espessura dos corpos de prova, em milímetros

Figura 15- Ensaio de resistência à flexão por três pontos



Fonte: Arquivo pessoal da autora.

4.1.7 Análise do tipo de falha

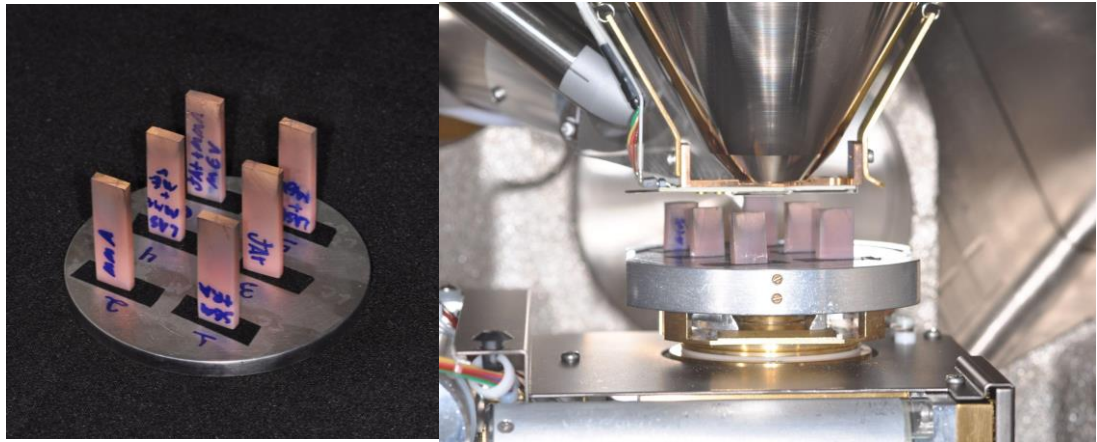
Após o teste de resistência à flexão, as superfícies fraturadas dos corpos de prova dos grupos J a L+MMA+SC foram examinadas em um estereomicroscópio (modelo M80; Leica Microsystems Ltd, Heerbrugg, Suíça) com aumento de 1,25 vezes, sendo as imagens capturadas pelo programa de computador Leica Application Suite EZ (Leica Microsystems Ltd, Heerbrugg, Suíça). As imagens foram analisadas e classificadas por um único observador como adesiva, coesiva ou mista⁵⁰. Foi considerado falha coesiva, quando mais de 75% da superfície de fratura ocorreu em um dos dois substratos; se a falha ocorreu somente na interface ou apresentasse até 25% de material aderido, a falha foi considerada adesiva; e a falha pode ser considerada mista quando a superfície de fratura mostrasse ambas falhas coesiva e adesiva em diferentes áreas^{21,65}.

4.1.8 Análise do tratamento de superfície

Para avaliar o efeito do tratamento de superfície, foram selecionados aleatoriamente seis corpos de prova sendo um de cada tipo de reparo: 1- sem tratamento de superfície; 2- tratamento com monômero (MMA); 3- jateamento (JAT); 4- laser (L); 5- JAT + MMA; 6- L + MMA. Após o respectivo tratamento de superfície e antes do reparo, esses corpos de prova foram limpos com álcool isopropílico, desidratados, metalizados com ouro e foram examinados em um campo de emissão

de um microscópio eletrônico de varredura (MEV) (modelo JSM – 6610, Jeol, Tóquio, Japão) com uma aceleração de voltagem de 12,0 Kv. As fotomicrografias foram feitas com uma magnificação de 55 vezes e 190 vezes para inspeção visual^{24,34,61}.

Figura 16- Corpos de prova metalizados e posicionados no interior do MEV



Fonte: Arquivo pessoal da autora.

4.2 Planejamento Estatístico

Assim que foi determinada a pergunta de pesquisa “Qual a resistência à flexão (MPa) de uma resina para base protética obtida por impressão 3D, sem reparo e com diferentes tipos de reparo?”, foi possível classificar o estudo com relação ao seu delineamento experimental sendo um estudo experimental laboratorial em corpos de prova. As variáveis foram classificadas quanto ao seu nível de mensuração, grupo controle (sem reparo) e grupos experimentais (com reparo/diferentes tipos de reparo), são variáveis manifestas independentes qualitativas nominais, já a resistência à flexão calculada em MPa é uma Variável manifesta dependente quantitativa contínua.

O cálculo amostral realizado baseado nos artigos da literatura e em um estudo piloto determinou um $n=10$ por grupo, com um $\alpha=5\%$. As amostras foram aleatorizadas entre os grupos a partir de um sorteio realizado no excel (versão 11 Microsoft Office 2010).

Os dados coletados das análises de resistência à flexão foram tabulados e a partir da estatística descritiva foi possível calcular a normalidade com o teste de Shapiro-Wilk indicado para amostras pequenas ($n<30$). O coeficiente de variação (%) foi observado para ver se a amostra estava homogênea.

As hipóteses assumidas para o Teste de normalidade Shapiro-wilk foram: H_0 : os dados apresentam distribuição normal ou H_1 : os dados não apresentam distribuição

normal. Considerando o $p > 0,05$ para ter distribuição normal. Se a distribuição normal fosse aceita, o teste estatístico de escolha seria uma Análise de Variância (teste paramétrico). Se os dados indicassem ausência de distribuição normal, seria realizado o teste estatístico de Kruskal-Wallis (teste não paramétrico).

A homocedasticidade foi determinada pela “regra prática do polegar: maior variância dividida pela menor variância deve ser menor do que 4” para sugerir homocedasticidade, se for maior sugere heterocedasticidade. Sendo as hipóteses H_0 : os dados apresentam homocedasticidade ou H_1 : os dados não apresentam homocedasticidade, com o teste de Levene.

Se os pressupostos normalidade e homocedasticidade forem aceitos, o teste de escolha seria ANOVA one-way, considerando as hipóteses H_0 : não há diferença nas médias de resistência à flexão dos diferentes tipos de reparo de uma resina para base protética obtida por impressão 3D; ou H_1 : há diferença nas médias de resistência à flexão dos diferentes tipos de reparo de uma resina para base protética obtida por impressão 3D. Se H_0 for rejeitada ($p < 0,05$), sendo assim houver diferença, será aplicado o pós-teste de Tukey HSD ou Bonferroni, para identificar onde está a diferença.

Se a normalidade for aceita e a homocedasticidade não, o teste de escolha será ANOVA com correção de Welch e pós-teste: Games-Howell.

Os dados serão analisados pelo Software IBM SPSS for Windows (versão 15.0; SPSS Inc.), com nível de significância de 5%.

As análises do tipo de fratura e dos tratamentos de superfície dos corpos de prova serão apresentadas de maneira descritiva, para cada condição experimental.

4.3 Estatística Prévia

4.3.1 Estatística descritiva

Na Tabela 2 (Apêndice A), encontra-se a estatística descritiva dos resultados.

4.3.2 Teste de normalidade

Para verificar a distribuição normal dos dados utilizou-se o teste de Shapiro-Wilk, os resultados encontram-se na Tabela 3 (Apêndice B). As hipóteses criadas foram H_0 = dados apresentam distribuição normal e H_1 = dados não apresentam distribuição normal, se valores de $p > 0,05$ aceitou-se H_0 .

Apesar do grupo de reparo 6 não ter passado no teste de normalidade, esse foi considerado normal para a seleção e realização do teste estatístico de comparações

entre as médias. Essa tomada de decisão só foi possível pelo resultado de p de todos os outros grupos terem dado maior que 0,05.

4.3.3 Teste de homocedasticidade

Para se verificar a homocedasticidade (se as variâncias são homogêneas) dos dados foi realizada a “Regra Prática do Polegar” (onde a maior variância dividida pela menor variância devem resultar em um valor menor que 4 para sugerir homocedasticidade) e confirmado o resultado com o Teste de Levene. Pela “Regra Prática do Polegar” o resultado foi 35,50 que é maior que 4 sugerindo que os dados são heterocedásticos, esse resultado foi confirmado pelo Teste de Levene que se encontra na Tabela 4 (Apêndice C).

Visto que o teste testa a hipótese nula de que a variância de erro da variável dependente é igual entre os grupos (se $p > 0,05$, H_0 = dados são homocedásticos e se $p < 0,05$, H_1 = dados são heterocedásticos), sendo o valor calculado de $p < 0,001$, rejeitou-se H_0 , os dados foram considerados heterocedásticos. Sendo assim o teste estatístico de escolha foi uma análise de variância heterocedástica, ANOVA com correção de Welch.

5 RESULTADO

5.1 Ensaio de Resistência à Flexão

Após as etapas de termociclagem prévia, reparo e termociclagem final os espécimes dos grupos C, J, SC, MMA+J, MMA+SC, JAT+J, JAT+SC, L+J, L+SC, JAT+MMA+J, JAT+MMA+SC, L+MMA+J e L+MMA+SC foram submetidos ao teste de flexão por três-pontos, os dados obtidos foram testados pela normalidade de Shapiro-Wilk e pelo Teste de Levene foi verificada a desigualdade de variâncias, após essas etapas os dados foram submetidos a ANOVA com correção de Welch (Tabela 5 e 6).

Tabela 5 - Teste de ANOVA com correção de Welch ($\alpha=0,05$). Araraquara, 2022

	Soma dos Quadrados	Df	Quadrado Médio	Z	Sig.
Entre Grupos	6868,865	12	572,405	76,860	,000
Nos grupos	871,344	117	7,447		
Total	7740,209	129			

* $\alpha < 0,05$, significativo.

Fonte: Elaboração própria.

Tabela 6 - Correção de Welch, teste robusto de igualdade de médias. Araraquara, 2022

	Estatística	df1	df2	Sig.
Welch	36,144	12	45,305	,000

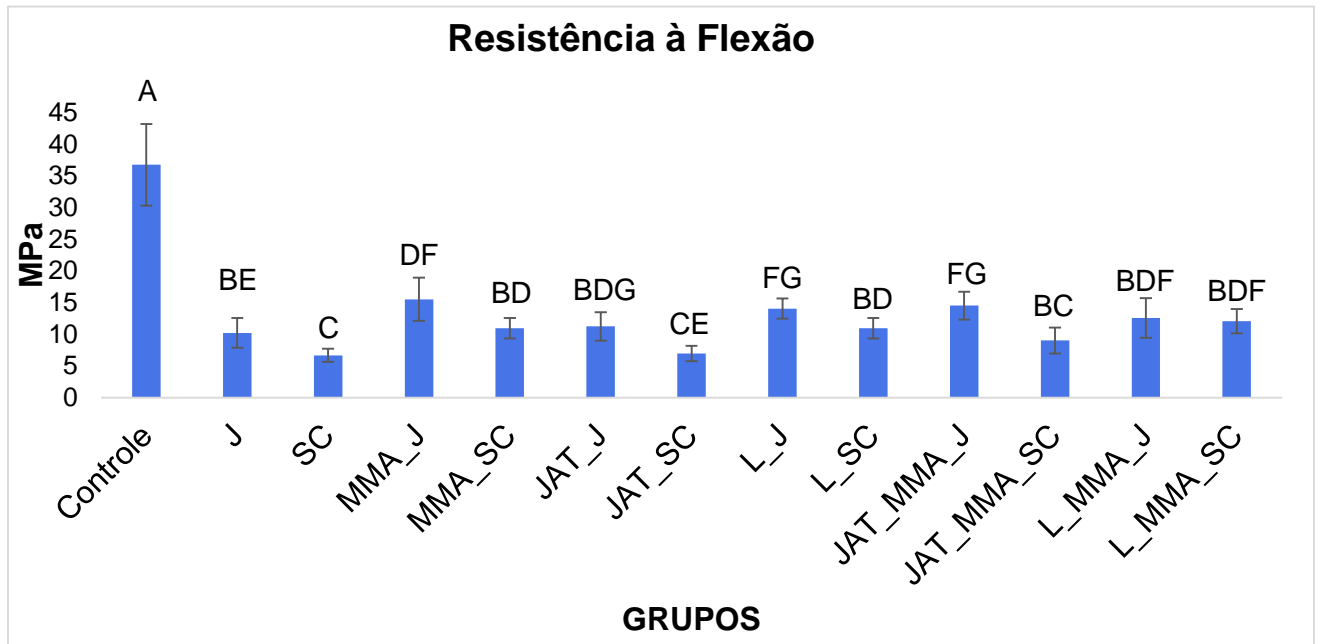
* $p < 0,05$, significativo

Fonte: Elaboração própria.

O teste de ANOVA com correção de Welch mostrou que há efeito do reparo sobre a resistência à flexão [$F(12, 45,305) = 36,144$; $p = 0,000$]. Para poder identificar onde as diferenças estatisticamente significantes ocorreram foi aplicado o pós-teste de Games-Howell.

Pós-teste de Games-Howell

Na Tabela 7 (Apêndice D) encontram-se as comparações múltiplas entre os grupos para identificar onde as diferenças aconteceram. O Gráfico 1, apresenta os dados de média e desvio-padrão de resistência à flexão dos grupos.

Gráfico 1 - Dados de média e desvio-padrão (MPa) dos grupos experimentais

Fonte: Elaboração própria.

O grupo controle (intacto) mostrou a maior média de resistência à flexão ($36,77 \pm 6,44$ MPa) quando comparado com todos os outros grupos, sendo estatisticamente significativo com $p < 0,001$. O grupo reparado com a resina Jet sem tratamento de superfície mostrou uma menor resistência à flexão ($10,20 \pm 2,35$ MPa) quando comparado ao controle sendo estatisticamente significativo ($p < 0,001$), assim como quando comparado com o grupo tratado com monômero e reparado com a resina Jet ($15,53 \pm 3,41$ MPa) ($p = 0,033$), o grupo tratamento com laser e reparo com a resina Jet ($14,06 \pm 1,60$ MPa) ($p = 0,022$) e o grupo tratamento com jateamento + monômero e reparo com a resina Jet ($14,52 \pm 2,21$ MPa) ($p = 0,021$). O grupo reparado com a resina Jet sem tratamento de superfície apresentou uma maior resistência à flexão quando comparado com o grupo reparado com a resina Soft Confort dura sem o tratamento de superfície ($6,68 \pm 1,02$ MPa) ($p = 0,030$). O grupo reparado com a resina Jet sem tratamento de superfície não apresentou diferença estatisticamente significativa quando comparado com os grupos reparados com monômero + Soft Confort dura, jateamento + Jet, jateamento + Soft Confort dura, laser + Soft Confort dura, jateamento + monômero + Soft Confort dura, laser + monômero + Jet, laser + monômero + Soft Confort dura.

O grupo SC mostrou a menor média de resistência à flexão ($6,68 \pm 1,02$ MPa) quando comparado aos grupos controle ($p < 0,001$), grupo J ($p = 0,030$), grupo MMA+J ($p < 0,001$), grupo MMA+ SC ($p < 0,001$), grupo JAT+J ($p = 0,003$), grupo L+J

($p < 0,001$), grupo L+SC ($p < 0,001$), grupo JAT+MMA+J ($p < 0,001$), grupo L+MMA+J ($p = 0,006$) e grupo L+MMA+SC ($p < 0,001$). O grupo SC foi estatisticamente semelhante ao grupo JAT+SC e ao grupo JAT+MMA+SC.

Como já mencionado, a média de resistência à flexão do grupo MMA+J ($15,53 \pm 3,41$ MPa) foi estatisticamente menor que a do grupo controle e estatisticamente maior do que a dos grupos J, SC, JAT+SC ($6,97 \pm 1,22$ MPa) ($p < 0,001$) e JAT+MMA+SC ($9,02 \pm 2,06$ MPa) ($p = 0,005$). O grupo MMA+J foi estatisticamente semelhante aos grupos MMA+SC, JAT+J, L+J, L+SC, JAT+MMA+J, L+MMA+J e L+MMA+SC, ($p > 0,05$).

O grupo MMA+SC apresentou uma média de resistência à flexão de ($10,96 \pm 1,62$ MPa), esse valor como já mencionado foi inferior ao controle ($p < 0,001$), inferior ao grupo L+J ($14,06 \pm 1,60$ MPa) ($p = 0,018$) e inferior ao JAT+MMA+J ($14,52 \pm 2,21$ MPa) ($p = 0,030$). Quando comparado aos grupos SC e JAT+SC, o grupo MMA+SC apresentou uma resistência à flexão estatisticamente maior, ($p < 0,001$) e ($p = 0,001$) respectivamente.

Para os grupos tratados com jateamento, o grupo JAT+J ($11,25 \pm 2,26$ MPa) não apresentou diferença estatística ($p > 0,05$) para todos os grupos com exceção do controle ($p < 0,001$) como já mencionado e quando comparado com os grupos SC ($6,68 \pm 1,02$ MPa) e JAT+SC ($6,97 \pm 1,22$ MPa) sua resistência à flexão foi estatisticamente maior com valores de $p = 0,003$ e $p = 0,005$ respectivamente. O grupo JAT+SC não apresentou diferença quando comparado aos grupos J, SC e JAT+MMA+SC ($p > 0,05$), mas sua resistência à flexão foi significativamente menor quando comparada a todos os outros grupos com ($p < 0,05$).

Para os grupos que receberam laser como tratamento, o grupo L+J apresentou uma média de resistência à flexão significativamente maior ($14,06 \pm 1,60$ MPa) quando comparada com os grupos já mencionados J, SC, MMA+SC, JAT+SC, com $p < 0,05$ para esses grupos, o grupo L+J também mostrou uma resistência à flexão significativamente maior do que os grupos L+SC ($10,94 \pm 1,61$ MPa) ($p = 0,017$) e JAT+MMA+SC ($9,02 \pm 2,06$ MPa) ($p = 0,001$). O grupo L+J apresentou uma média de resistência à flexão significativamente menor do que o grupo controle e não houve diferença estatística entre L+J e os grupos MMA+J, JAT+J, JAT+MMA+J, L+MMA+J, L+MMA+SC com $p > 0,05$. Já o grupo L+SC apresentou uma média significativamente menor quando comparado aos grupos já mencionados controle, L+J e JAT+MMA+J

(14,52± 2,21) ($p=0,029$), e foi significativamente maior aos grupos já mencionados SC e JAT+SC com valores de $p<0,05$.

Entre os grupos que receberam tratamento com jateamento mais a aplicação de monômero, o grupo JAT+MMA+J apresentou uma média de resistência à flexão (14,52±2,21) significativamente maior que o JAT+MMA+SC (9,02±2,06 MPa) ($p=0,001$) e como já mencionado também foi maior que os grupos L+SC, JAT+SC, MMA+SC, SC e J com valor de $p<0,05$. O grupo JAT+MMA+J foi estatisticamente semelhante aos grupos MMA+J, JAT+J, L+J, L+MMA+J e L+MMA+SC com $p>0,05$.

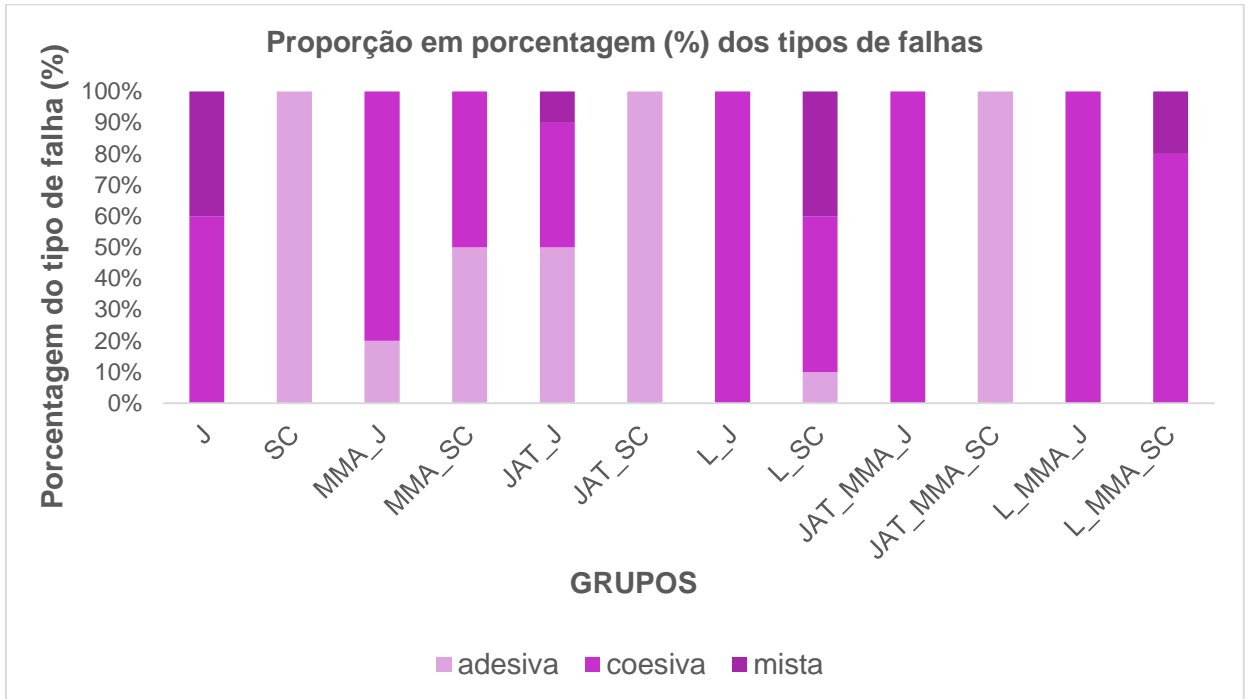
A média do grupo JAT+MMA+SC quando comparada com todos os outros grupos, como já descrito se mostrou significativamente menor que os grupos controle, MMA+J, L+J e JAT+MMA+J com $p<0,05$, e não mostrou diferença estatística quando comparado com os outros grupos.

Para os grupos que receberam o tratamento laser com o monômero, o grupo L+MMA+J e o grupo L+MMA+SC se mostraram estatisticamente semelhante a todos os grupos com exceção aos grupos JAT+SC e SC que apresentaram uma média de resistência à flexão estatisticamente menor ($p<0,05$) que os grupos com laser e monômero, e como já mencionado e L+MMA+J e o L+MMA+SC foram diferentes do controle ($p<0,001$).

5.2 Análise do Tipo de Falha

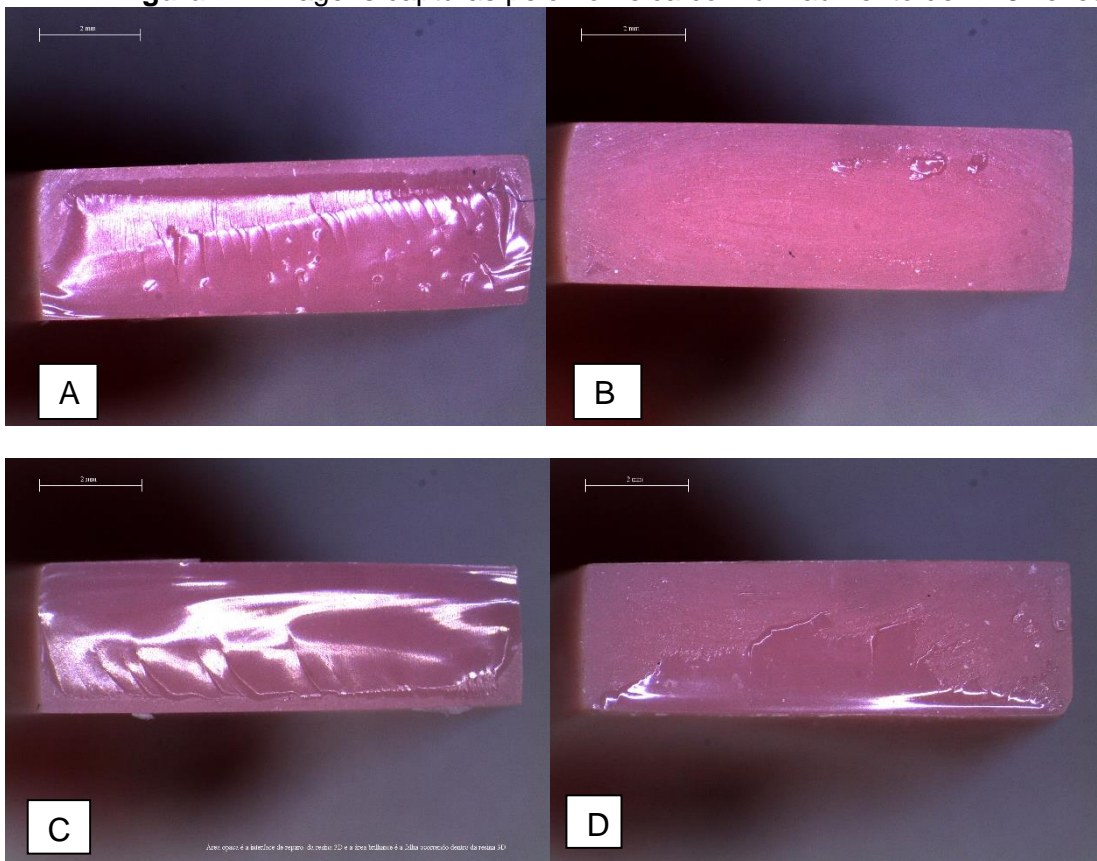
Para avaliar o tipo de falha que ocorreu no reparo após o teste de flexão por três-pontos, as superfícies fraturadas dos espécimes foram analisadas em um estereomicroscópio (modelo M80; Leica Microsystems Ltd, Heerbrugg, Suíça) com aumento de 1,25 vezes, sendo as imagens capturadas pelo programa de computador Leica Application Suite EZ (Leica Microsystems Ltd, Heerbrugg, Suíça). A partir das imagens as falhas foram classificadas como falha coesiva, quando mais de 75% da superfície de fratura ocorreu dentro de um dos dois substratos; se a falha foi somente na interface ou em até 25% de um dos materiais, a falha foi considerada adesiva; e a falha foi considerada mista quando a superfície de fratura mostrou ambas falhas coesiva e adesiva em diferentes áreas^{21,65}. O Gráfico 2, apresenta as proporções dos tipos de falhas encontradas.

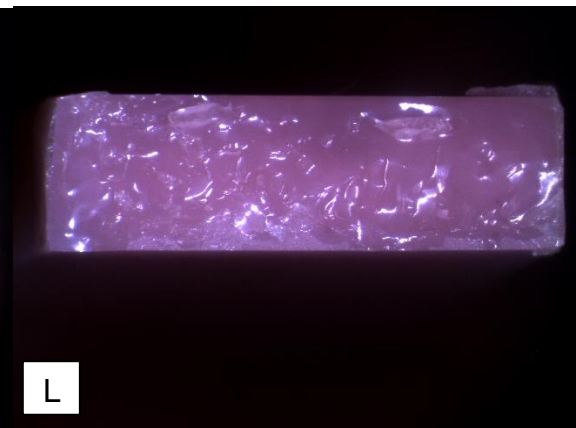
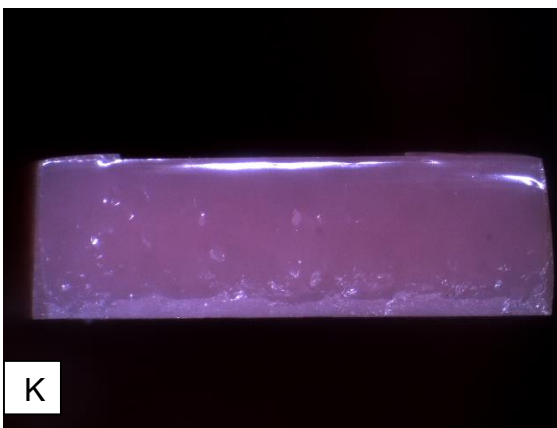
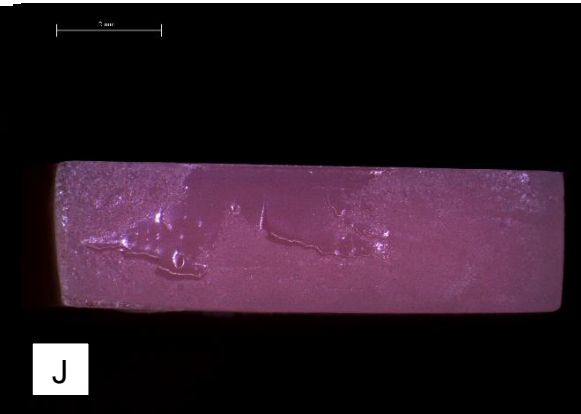
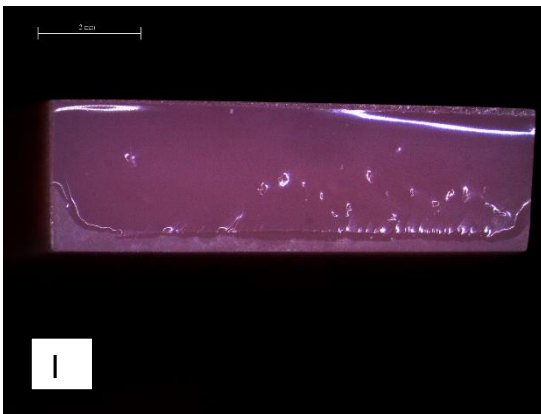
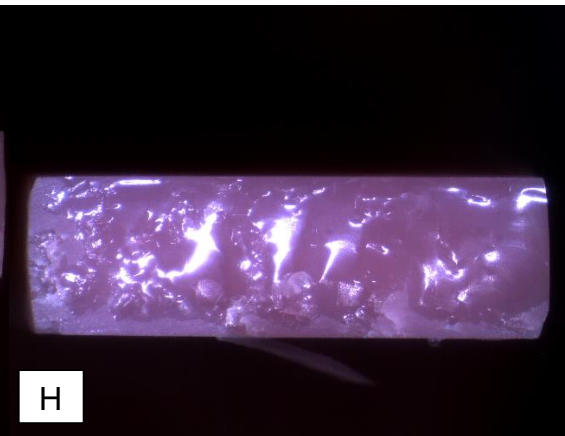
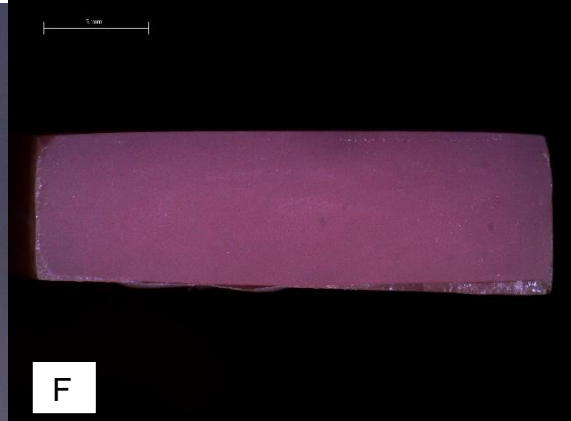
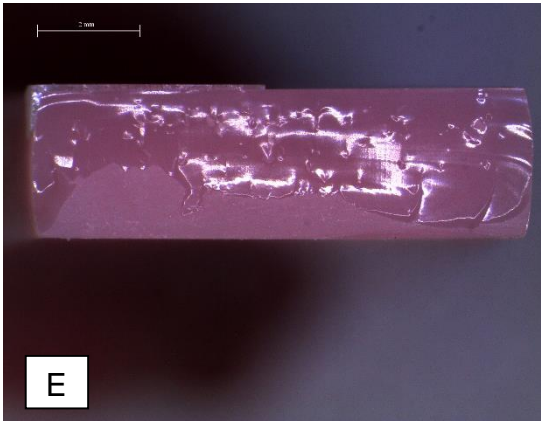
Gráfico 2 - Proporção em porcentagem (%) dos tipos de falhas



Fonte: Elaboração própria.

Figura 17- Imagens capturas pelo no Leica com um aumento de 1.25 vezes





A: grupo J; B: grupo SC; C: grupo MMA+J; D: grupo MMA+SC; E: grupo JAT+J; F: grupo JAT+SC; G: grupo L+J; H: grupo L+SC; I: grupo JAT+MMA+J; J: grupo JAT+MMA+SC; K: grupo L+MMA+J; L: grupo L+MMA+SC. As áreas de resina brilhante correspondem a fratura que ocorreu dentro da resina de base Cosmos Denture, e as áreas opacas correspondem a interface de adesão entre resina de base e resina de reparo.

Fonte: Arquivo pessoal da autora.

5.3 Análise em Microscópio Eletrônico de Varredura

As imagens realizadas em microscópio eletrônico de varredura mostraram que o grupo sem tratamento de superfície (Figura 18, 1a e 1b), apresentou uma superfície com algumas estrias e riscos no aumento de x55, com característica visual de aspereza superficial (x190).

Para o grupo tratado com MMA por 180 s, a imagem no aumento de x55 (Figura 18, 2a) mostrou uma superfície mais lisa e suave quando comparado ao sem tratamento, sugerindo que o monômero tenha removido irregularidades superficiais. Ao observar o grupo MMA 180 s no aumento de x190 é possível observar uma superfície mais homogênea com uma certa dissolução superficial das irregularidades antes vistas no grupo sem tratamento, o MMA deixou a matriz da resina mais uniforme e exposta (Figura 18, 2b).

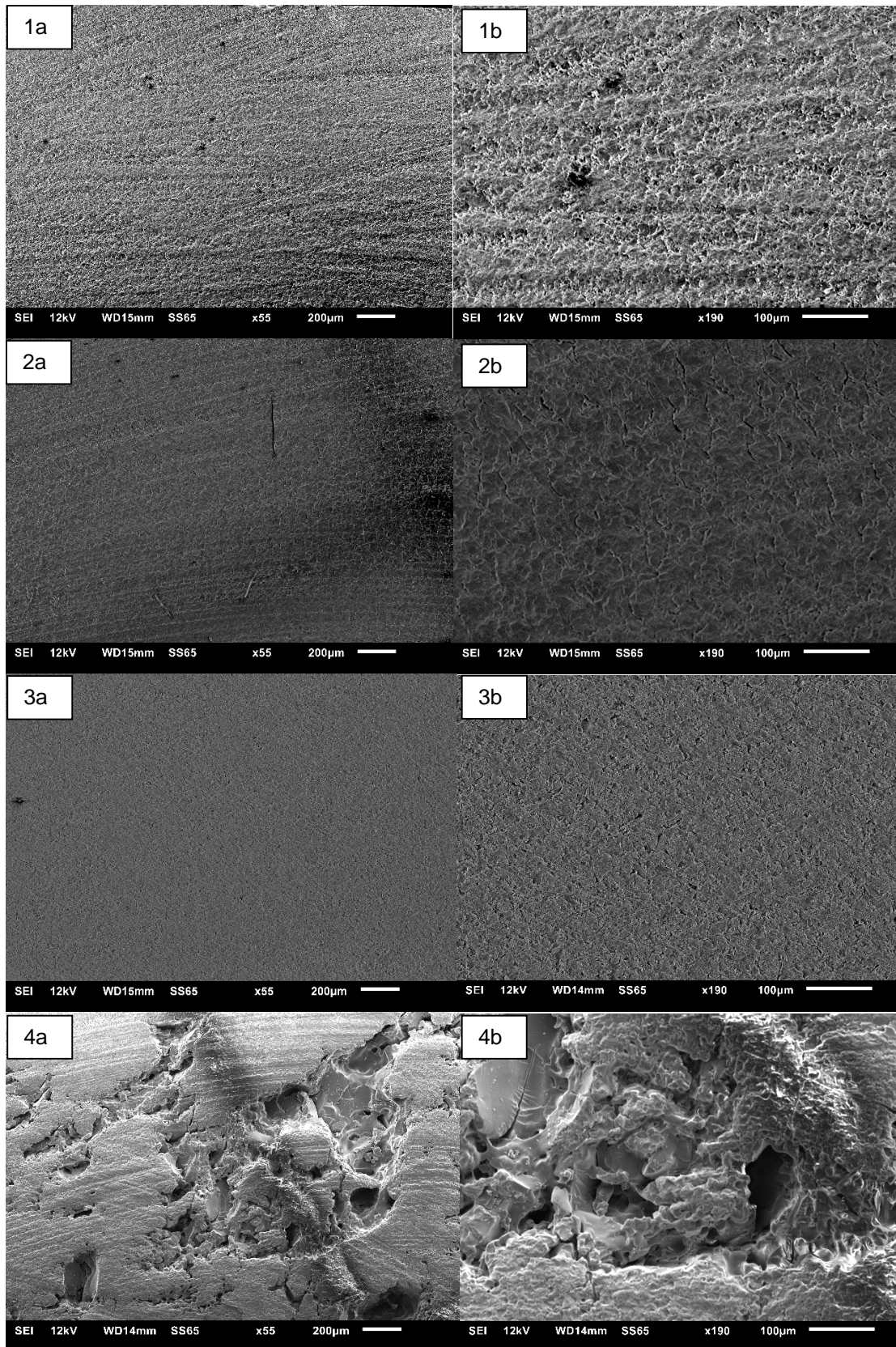
Quando jateada com Al_2O_3 50 μm , a superfície da resina 3D no aumento de x55 (Figura 18, 3a) se apresentou lisa sem estrias causadas pela secção com o disco diamantado e com pequenos poros, no aumento de x190 (Figura 18, 3b) é possível observar melhor a presença das pequenas porosidades causadas pelo tratamento mecânico abrasivo do jateamento.

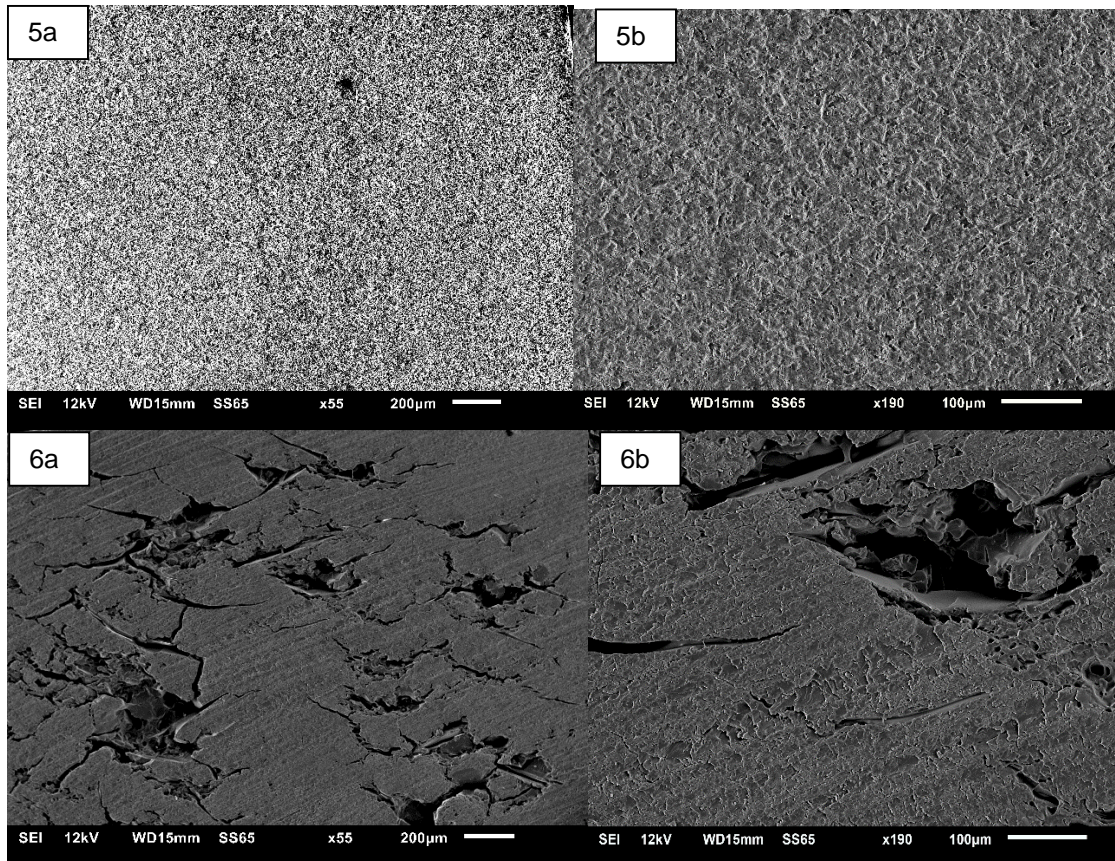
O tratamento com Laser Er:YAG promoveu uma ablação na superfície da resina 3D, causando um derretimento nas regiões afetadas pelo laser, esse derretimento promoveu crateras e reentrâncias na matriz de resina (Figura 18, 4a e 4b).

A associação do jateamento com a aplicação do monômero por 180 s, modificou a superfície da resina deixando-a com pequenos poros e uma matriz de resina com uma dissolução superficial (Figura 18, 5a e 5b).

Por último, o tratamento associado com laser Er:YAG e monômero por 180 s, resultou em uma superfície com crateras e fissuras causadas pelo laser e a matriz de resina ao entorno se mostrou superficialmente dissolvida pelo monômero (Figura 18, 6a e 6b).

Figura 18- Fotomicrografias em microscópio eletrônico de varredura dos tratamentos de superfície com voltagem de 12 Kv e magnificação de x55 e x190





1a: sem tratamento, x55; 1b: sem tratamento, x190; 2a: MMA, x55; 2b: MMA, x190;
 3a: JAT, x55; 3b: JAT, x190; 4a: L, x55; 4b: L, x190; 5a: JAT + MMA, x55; 5b: JAT +
 MMA, x190; 6a: L+ MMA, x55; 6b: L + MMA, x190.

Fonte: Arquivo pessoal da autora.

6 DISCUSSÃO

A tecnologia digital de impressão 3D na odontologia possibilita a realização de uma diversidade de trabalhos com diferentes formas anatômicas e desenhos minuciosos, o que difere da tecnologia CAD/CAM subtrativa. Contudo, ainda é necessário maiores investigações com relação aos materiais utilizados nessa técnica e suas propriedades físicas, mecânicas, químicas, biocompatibilidade e desempenho clínico¹, sendo assim esse estudo buscou identificar como reparar uma resina para impressão 3D de bases de prótese a partir de métodos já citados na literatura de reparo de resinas acrílicas convencionais.

Foi investigado o efeito de diferentes tipos de reparo na resistência à flexão da resina para impressão 3D submetida a uma simulação de 10 anos de envelhecimento. Baseado nos resultados de resistência à flexão (MPa), o teste de ANOVA com correção de Welch mostrou diferença estatística entre os diferentes tipos de reparo, portanto a hipótese nula foi rejeitada.

A resistência à flexão do reparo depende de uma boa adesão entre o material de reparo e a resina de base⁷². Como esperado, os espécimes do grupo controle (intacto) mostraram uma maior resistência à flexão quando comparado com todos os grupos reparados ($p < 0,001$). Nenhum grupo apresentou resistência à flexão de uma resina para base protética convencional intacta e não submetida a envelhecimento térmico segundo os padrões ISO/FDIS 1567 de no mínimo 65 MPa⁷³, todos os grupos apresentaram valores menores do que o ideal.

De acordo com a literatura, a resistência à flexão de espécimes de resinas para base protética convencionais (termopolimerizada em banho de água ou por energia de micro-ondas) submetidas a reparo varia de acordo com a técnica de reparo utilizada. Em um estudo de 2004, Rached et al.¹⁷, utilizaram acetona como solvente para fazer o condicionamento das superfícies de reparo e ao reparar uma resina termopolimerizada por banho de água quente e uma resina polimerizada por energia de micro-ondas com resina autopolimerizável, obtiveram resultados de resistência à flexão de três pontos > 60 MPa¹⁷. Já Arioli Filho et al.²², observaram que ao reparar uma resina polimerizada por banho de água quente com uma resina autopolimerizada sem nenhum tratamento de superfície e sem envelhecimento térmico, obtiveram uma média de resistência à flexão de 6,742 MPa. No presente estudo, todas as mostras foram envelhecidas termicamente e ainda assim o grupo J (10,203 MPa) atingiu um

valor superior ao encontrado no estudo de Arioli Filho et al.²²; já o grupo SC (6,680 MPa) mostrou um resultado semelhante ao de Arioli Filho²².

Entre os grupos reparados, em alguns grupos o tratamento de superfície não foi suficiente para melhorar a resistência à flexão quando comparado com os grupos sem tratamento. Ao comparar o grupo J com os demais, os grupos que mostraram uma resistência à flexão maior estatisticamente foram os grupos MMA+J, L+J, JAT+MMA+J ($p < 0,05$), todos os demais foram estatisticamente semelhantes com exceção do grupo SC que apresentou uma resistência à flexão menor estatisticamente, isso pode ter ocorrido pela incompatibilidade de adesão entre a resina Soft Confort dura com resina de base Cosmos Denture, pela diferente composição entre elas e pela menor resistência à flexão da resina Soft Confort dura por ser uma resina indicada para reembasamento. A resina Soft Confort dura é composta por um pó polímero de etilmetacrilato e um líquido monômero de isobutilmetacrilato em comparação com a resina Cosmos Denture que é composta por oligômeros, monômeros (acrilatos e metacrilatos), fotoiniciadores, estabilizantes e pigmento (informação do fabricante).

Os grupos que apresentaram uma resistência à flexão maior possuem a resina Jet em comum como material de reparo e o tratamento de superfície com o condicionamento com monômero de metil metacrilato por 180 s melhorou a resistência à flexão quando comparado com sem tratamento. Esse resultado está de acordo com resultados de estudos anteriores que citam uma melhora na resistência de união após a aplicação do monômero como tratamento de superfície anterior ao reparo propriamente dito^{20,27}. Segundo Vallitu et al.²⁷, a aplicação do monômero é capaz de dissolver uma resina a base de polimetil metacrilato, essa dissolução permite que ao reparar essa resina com uma autopolimerizável, novas cadeias poliméricas possam ser formadas quimicamente na interface de união.

A aplicação do laser previamente ao reparo com a resina Jet, causou uma alteração superficial que pode ter favorecido a adesão da resina Jet, possibilitando que ela escoasse e adentrasse nas irregularidades formadas na superfície de reparo. Sari et al.⁶¹, observaram que ao aplicar um laser de alta potência na superfície de um dente de resina acrílica, conforme a potência do laser é aumentada, esse laser promove um aumento da temperatura, promovendo alterações na superfície por calor e como consequência áreas de derretimento⁶¹.

A aplicação do laser teve efeito semelhante a aplicação do MMA nos dados de resistência à flexão desse estudo. No trabalho de Alkurt et al.²⁴, ao tratar a superfície com MMA por 120 s, reparar com uma resina autopolimerizável e ao tratar a superfície de reparo com laser de erbio:yttrium-aluminum-garnet e reparar com resina autopolimerizável, obtiveram resultados de resistência à flexão de 36 MPa e 34 MPa respectivamente, mostrando que o tratamento com laser e o com MMA mostraram resultados semelhantes de resistência à flexão em espécimes de resina termopolimerizada reparados com resina autopolimerizada sem envelhecimento térmico²⁴.

Gundogdu et al.³⁴ (2014), relataram não encontrar diferença no aumento da resistência de união à tração de materiais reembasadores unidos a resina acrílica de base após diferentes tratamentos de superfície com laser Er:YAG, ácido fosfórico + laser Er:YAG ou jateamento com Al₂O₃ 50 µm + laser Er:YAG, e que o jateamento enfraqueceu a resistência de união à tração. Nesse estudo, o grupo que recebeu jateamento como tratamento de superfície e reparo com a resina Jet só apresentou uma resistência à flexão maior quando comparado ao reparo com SC sem tratamento e ao reparo com JAT+SC. Quando comparado aos outros grupos reparados, JAT+J foi estatisticamente semelhante. Já para o grupo JAT+SC o jateamento prejudicou a resistência à flexão assim como relatado por Gundogdu et al.³⁴, e foi semelhante ao grupo reparado com SC e J sem tratamento. Os resultados observados nos grupos jateados são compatíveis com os encontrados no estudo de AlQahtani & Haralur (2020)⁷². Entretanto, Alkurt et al.²⁴, ao promoverem uma abrasão com jateamento com óxido de alumínio de 250 µm e utilizarem uma resina autopolimerizável como material de reparo observaram uma média de resistência à flexão de 53 MPa, esse resultado é superior aos resultados encontrados nesse estudo com os grupos jateados, lembrando que o tamanho das partículas de óxido de alumínio utilizadas são diferentes e no trabalho de Alkurt et al.²⁴, os espécimes não foram envelhecidos termicamente.

A associação do JAT+MMA+J, mostrou resultados similares aos tratamentos com MMA+J, JAT+J, L+J, a associação L+MMA+J e L+MMA+SC. Para o reparo JAT+MMA+SC, não houve diferença quando comparado com os reparos J, SC, MMA+SC, JAT+J, JAT+SC, L+SC, L+MMA+J e L+MMA+SC. Esses resultados semelhantes observados para os grupos tratados com jateamento e monômero

podem ser atribuídos à aplicação de monômero por 180 s que pode promover uma melhor adesão entre a resina de reparo e a resina de base^{20,53}.

Para a aplicação do laser em associação ao monômero não se mostrou melhor do que os outros tipos de tratamento de superfície, a não ser quando comparado com o grupo JAT+SC e o grupo SC sem tratamento. Esses resultados são semelhantes aos observados por Sari et al.⁶¹, (2018) que notaram que apesar dos tratamentos mecânicos com laser e jateamento aumentarem os resultados de resistência ao cisalhamento, esses resultados não foram estatisticamente significantes.

Os grupos reparados com a resina Soft Confort dura foram os que mais apresentaram falhas do tipo adesiva, principalmente quando não receberam nenhum tratamento de superfície ou receberam o tratamento com jateamento com óxido de alumínio e a sua associação com monômero. Esses resultados estão de acordo com os observados por Alkurt et al.²⁴, que observaram falhas adesivas em todos os seus espécimes tanto os sem tratamento, como os tratados com jateamento, MMA e Laser. Entretanto, esse estudo mostrou que a aplicação do MMA, laser e a associação entre jateamento e monômero, e o laser com monômero foram capazes de reduzir o número de falhas do tipo adesivas para os grupos reparados com a resina Jet, mostrando um resultado diferente do estudo de Alkurt et al.²⁴.

As imagens de MEV do espécime tratado com jateamento mostra uma superfície muito similar ao grupo sem tratamento e isso justifica os resultados similares encontrados de resistência à flexão, mostrando que o tratamento mecânico com jateamento não foi suficiente para melhorar a resistência de união à flexão.

Com relação ao tratamento com MMA, as imagens de MEV mostram uma modificação de superfície expondo mais matriz de resina, podendo supor que mais cadeias de carbono ficam livres para fazerem novas ligações com o material de reparo. Essa informação é contrária a observada por Li et al.⁴⁴, o qual observou que molhar a superfície da resina de base obtida por impressão 3D com MMA não promoveu mudanças morfológicas visíveis da superfície da resina 3D, isso é explicado pelo fato das resinas 3D serem compostas por monômeros di-metacrilatos e oligômeros (composição livre de MMA), e que para condicionar a superfície de uma resina 3D são indicados monômeros mais agressivos como acetona, clorofórmio, diclorometano e cloreto de metileno⁴⁴.

A aplicação do laser promoveu uma alteração superficial visível no MEV tanto para o grupo laser apenas quanto para a sua associação com MMA. Esse tratamento

mecânico foi capaz de promover reentrâncias na resina que devem ter favorecido o embricamento mecânico da resina de reparo com a de base. O laser promoveu um derretimento superficial da resina pelo aumento de temperatura nas áreas em que ele foi aplicado⁶¹. Entretanto os resultados de resistência à flexão não mostraram diferenças estatísticas significantes quando comparados aos outros grupos de tratamento de superfície, isso significa que o laser foi semelhante tanto a aplicação do monômero, quanto jateamento e suas associações.

A termociclagem nesse estudo foi uma condição experimental e não uma variável do estudo, portanto não é possível avaliar seus efeitos sobre essa amostra. Levando em conta que essas amostras foram sujeitas a 10.000 ciclos totais de ciclagem térmica que simulam 10 anos de uso da prótese pode-se imaginar que ela tenha tido algum efeito sobre a resistência à flexão como já demonstrado em estudos anteriores^{50,54}. Sabe-se que a água pode promover uma solubilização e deterioração por hidrólise a longo prazo da interface adesiva, sem contar a absorção de água e o diferente coeficiente de expansão térmica dos materiais⁶³.

Nesse estudo foi utilizada uma interface de reparo na qual as faces de reparo ficam paralelas entre si pela facilidade de confecção e aplicação em pesquisas⁵². A literatura ainda cita outros tipos de conformações de interface de reparo como por exemplo chanfrada em 45° e interface arredondada^{43,52}, entretanto o objetivo do estudo não foi avaliar os diferentes formatos de interface de reparo.

A literatura relata que para avaliar a resistência à flexão transversal de resinas acrílicas, os testes de escolha são os de três pontos ou quatro pontos⁵². O teste de três pontos apesar de não apresentar uma distribuição mais uniforme das forças aplicadas como o de quatro pontos, é um teste amplamente aplicado na literatura para avaliar a resistência à flexão do reparo, particularmente de resinas acrílicas para base protética, por isso foi o teste de escolha neste estudo. Entretanto, ele pode induzir a uma resistência à flexão reduzida, visto que a incidência de carga é aplicada exatamente na área central do reparo^{42,43,52,65}. Os resultados de resistência à flexão variam de um estudo para outro por conta dos materiais utilizados, métodos de processamento desses materiais e testes mecânicos aplicados.

Os resultados desse trabalho sugerem a longevidade de uma resina para base protética obtida por impressão 3D reparada sob diferentes condições, já que foi simulada uma condição clínica de envelhecimento térmico dos espécimes de resina para impressão 3D por 10 anos e o envelhecimento térmico do reparo por 5 anos.

Vale ressaltar que os resultados obtidos nesse estudo são consequência da metodologia empregada e parâmetros de impressão utilizados e que qualquer alteração nesses parâmetros, pode levar a diferentes resultados. No estudo de Shim et al.²⁶, ao alterar a angulação de impressão em espécimes retangulares e em discos impressos de resina para impressão 3D, foi possível observar mudanças nas propriedades mecânicas, características de superfície, acurácia e adesão microbiana. Ainda assim, deve ser considerado que outros fatores clínicos estão envolvidos nas falhas dos materiais em ambiente bucal, tais como hidrólise por enzimas salivares, pH do meio bucal, dieta e cargas mastigatórias. Ainda, os espécimes apresentam um formato diferente de uma prótese real, assim como uma prótese está sujeita a uma diversidade de cargas além da carga de resistência transversal.

Outra limitação do trabalho foi só ter sido testada uma resina para base obtida por impressão 3D com apenas uma angulação de impressão e apenas resinas autopolimerizáveis foram utilizadas para o reparo devido sua fácil aplicação e acesso pelo cirurgião dentista. Outros trabalhos utilizando outros métodos de ensaios mecânicos e outros materiais devem ser pensados para se obter melhores conclusões sobre esses novos materiais e tecnologias encontradas no mercado.

7 CONCLUSÃO

Dentro das limitações desse estudo foi possível concluir que:

1. Nenhum tipo de reparo testado foi capaz de atingir a resistência à flexão da resina 3D intacta do grupo controle;
2. O grupo MMA+J apresentou a maior média e desvio-padrão de resistência à flexão quando comparado aos outros grupos de tratamento, o grupo JAT+MMA+J foi o segundo grupo de reparo com a maior média e desvio-padrão de resistência à flexão. Os grupos J, SC, JAT+SC, JAT+MMA+SC mostraram uma resistência à flexão estatisticamente menor que o grupo MMA+J, os demais foram semelhantes a esse grupo.
3. O reparo com a resina Soft Confort dura não apresentou bons resultados de resistência à flexão quando utilizada como material de reparo principalmente nos grupos SC, JAT+SC.
4. O jateamento da superfície com óxido de alumínio não melhorou a união entre resina de base e resina de reparo, mostrando maior porcentagem de falhas adesivas quando associado com o reparo feito com a resina Soft Confort dura.

REFERÊNCIAS*

1. Alghazzawi TF. Advancements in CAD/CAM technology: options for practical implementation. *J Prosthodont Res.* 2016 Apr; 60(2): 72–84.
2. Bidra AS, Taylor TD, Agar JR. Computer-aided technology for fabricating complete dentures: systematic review of historical background, current status, and future perspectives. *J Prosthet Dent.* 2013 Jun; 109(6): 361–6.
3. AlHelal A, AlRumaih HS, Kattadiyil MT, Baba NZ, Goodacre CJ. Comparison of retention between maxillary milled and conventional denture bases: a clinical study. *J Prosthet Dent.* 2017 Feb; 117(2): 233–8.
4. Goodacre BJ, Goodacre CJ, Baba NZ, Kattadiyil MT. Comparison of denture base adaptation between CAD-CAM and conventional fabrication techniques. *J Prosthet Dent.* 2016 Aug; 116(2): 249–56.
5. McLaughlin JB, Ramos VJ, Dickinson DP. Comparison of Fit of Dentures Fabricated by Traditional Techniques Versus CAD/CAM Technology. *J Prosthodont.* 2019 Apr; 28(4): 428–35.
6. Choi JE, Ng TE, Leong CKY, Kim H, Li P, Waddell JN. Adhesive evaluation of three types of resilient denture liners bonded to heat-polymerized, autopolymerized, or CAD-CAM acrylic resin denture bases. *J Prosthet Dent.* 2018 Nov; 120(5): 699–705.
7. Lee S, Hong S-J, Paek J, Pae A, Kwon K-R, Noh K. Comparing accuracy of denture bases fabricated by injection molding, CAD/CAM milling, and rapid prototyping method. *J Adv Prosthodont.* 2019 Feb; 11(1): 55–64.
8. Ayman A-D. The residual monomer content and mechanical properties of CAD\CAM resins used in the fabrication of complete dentures as compared to heat cured resins. *Electron physician.* 2017 Jul; 9(7): 4766–72.
9. Al-Dwairi ZN, Tahboub KY, Baba NZ, Goodacre CJ. A Comparison of the Flexural and Impact Strengths and Flexural Modulus of CAD/CAM and Conventional Heat-Cured Polymethyl Methacrylate (PMMA). *J Prosthodont.* 2020 Jun; 29(4): 341-349.
10. Al-Dwairi ZN, Tahboub KY, Baba NZ, Goodacre CJ, Ozcan M. A Comparison of the Surface Properties of CAD/CAM and Conventional Polymethylmethacrylate (PMMA). *J Prosthodont.* 2019 Apr; 28(4): 452–7.
11. Al-Fouzan AF, Al-Mejrad LA, Albarrag AM. Adherence of *Candida* to complete denture surfaces in vitro: A comparison of conventional and CAD/CAM complete dentures. *J Adv Prosthodont.* 2017 Oct; 9(5): 402–8.

* De acordo com o Guia de Trabalhos Acadêmicos da FOAr, adaptado das Normas Vancouver. Disponível no site da Biblioteca: <http://www.foar.unesp.br/Home/Biblioteca/guia-de-normalizacao-atualizado.pdf>

12. Tasaka A, Matsunaga S, Odaka K, Ishizaki K, Ueda T, Abe S et al. Accuracy and retention of denture base fabricated by heat curing and additive manufacturing. *J Prosthodont Res*. 2019 Jan; 63(1): 85–9.
13. Kalberer N, Mehl A, Schimmel M, Muller F, Srinivasan M. CAD-CAM milled versus rapidly prototyped (3D-printed) complete dentures: An in vitro evaluation of trueness. *J Prosthet Dent*. 2019 Apr; 121(4): 637–43.
14. Prpić V, Schauerl Z, Čatić A, Dulčić N, Čimić S. Comparison of Mechanical Properties of 3D-Printed, CAD/CAM, and Conventional Denture Base Materials. *J Prosthodont*. 2020 Apr.
15. da Veiga Pessoa DM, Roncalli AG, de Lima KC. Economic and sociodemographic inequalities in complete denture need among older Brazilian adults: a cross-sectional population-based study. *BMC Oral Health*. 2016 Jul; 17(1): 5.
16. Bettencourt AF, Neves CB, de Almeida MS, Pinheiro LM, Oliveira SA e, Lopes LP, et al. Biodegradation of acrylic based resins: A review. *Dent Mater*. 2010 May; 26(5): 171-80.
17. Rached RN, Powers JM., Del Bel Cury AA. Repair strength of autopolymerizing, microwave, and conventional heat-polymerized acrylic resins. *J Prosthet Dent*. 2004 Jul; 92(1): 79-82.
18. Minami H., Suzuki S, Minesaki Y, Kurashige H, Tanaka T. In vitro evaluation of the influence of repairing condition of denture base resin on the bonding of autopolymerizing resins. *J Prosthet Dent*. 2004 Feb; 91(2): 164–170.
19. Bural C, Bayraktar G, Aydin I, Yusufoglu İ, Uyumaz N, Hanzade M. Flexural properties of repaired heat-polymerising acrylic resin after wetting with monomer and acetone. *Gerodontology*. 2010 Sep; 27(3): 217–223.
20. Pereira R de P, Delfino CS, Butignon LE, Vaz MAK, Arioli-Filho JN. Influence of surface treatments on the flexural strength of denture base repair. *Gerodontology*. 2012 Jun; 29(2): 234–238.
21. Thunyakitpisal N, Thunyakitpisal P, Wiwatwarapan C. The Effect of Chemical Surface Treatments on the Flexural Strength of Repaired Acrylic Denture Base Resin. *J Prosthodont*. 2011 Apr; 20(3): 195–199.
22. Arioli Filho JN, Butignon LE, Pereira R de P, Lucas MG, Mollo Junior F de A. Flexural strength of acrylic resin repairs processed by different methods: water bath, microwave energy and chemical polymerization. *J Appl Oral Sci*. 2011 May; 19(3): 249–253.
23. Cilingir A, Bilhan H, Geckili O, Sulun T, Bozdog E, Sunbuloglu E. In vitro comparison of two different materials for the repair of 107olymeri dimethacrylate denture bases. *J Adv Prosthodont*. 2013 Nov; 5(4): 396-401.

24. Alkurt M, Yeşil Duymuş Z, Gundogdu M. Effect of repair resin type and surface treatment on the repair strength of heat-polymerized denture base resin. *J Prosthet Dent*. 2014 Jan; 111(1): 71–78.
25. Ozdemir H, Ozdogan A. Bond strength of resilient lining materials to denture base resin: a systematic review and meta-analysis. *J Prosthodont*. 2018 Jun; 27: 828-841.
26. Rached RN, Del-Bel Cury AA. Heat-cured acrylic resin repaired with microwave-cured one: bond strength and surface texture. *J Oral Rehabil*. 2001 Apr; 28(4): 370–375.
27. Vallittu PK, Lassila VP, Lappalainen R. Wetting the repair surface with methyl methacrylate affects the transverse strength of repaired heat-polymerized resin. *J Prosthet Dent*. 1994 Dec; 72(6): 639–643.
28. Tamore SH, Jyothi KS, Muttagi S, Gaikwad AM. Flexural Strength of Surface-Treated Heat-Polymerized Acrylic Resin after Repair with Aluminum Oxide-Reinforced Autopolymerizing Acrylic Resin. *Contemp Clin Dent*. 2018 Sep; 9(22): 347-353.
29. Qaw MS, Abushowmi TH, Almaskin DF, AlZaher ZA, Gad MM, Al-Harbi FA, Abualsaud R, Ammar MM. A Novel Approach to Improve Repair Bond Strength of Repaired Acrylic Resin: An in Vitro Study on the Shear Bond Strength. *J Prosthodont*. 2020 Apr; 29(4): 323-333.
30. Yadav NS, Khare S, Mishra SK, Vyas R, Mahajan H, Chitumalla R. In-vitro Evaluation of Transverse Strength of Repaired Heat Cured Denture Base Resins without Surface Treatment and with Chemical and Mechanical Surface Treatment. *J Int Oral Health*. 2015 Aug; 7(8): 89-92.
31. Leles CR., Machado AL, Vergani CE, Giampaolo ET, Pavarina AC. Bonding strength between a hard chairside reline resin and a denture base material as influenced by surface treatment. *J Oral Rehabil*. 2001 Dec; 28(12): 1153–1157.
32. Shimizu H, Ikuyama T, Hayakawa E, Tsue F, Takahashi Y. Effect of surface preparation using ethyl acetate on the repair strength of denture base resin. *Acta Odontol Scand* 2006 Jun; 64: 159-63.
33. Jacobsen NL, Mitchell DL, Johnson DL, Holt RA. Lased and sandblasted denture base surface preparations affecting resilient liner bonding. *J Prosthet Dent*. 1997 Aug; 78(2): 153–158.
34. Gundogdu M, Yesil Duymus Z, Alkurt M. Effect of surface treatments on the bond strength of soft denture lining materials to an acrylic resin denture base. *J Prosthet Dent*. 2014 Oct; 112(4): 964–71.
35. Akin H, Tugut F, Guney U, Akar T. Shear bond strength of denture teeth to two chemically different denture base resins after various surface treatments. *J Prosthodont*. 2013 Apr; 23: 152-156.

36. Golbidi F, Pozveh MA. Flexural Strength of Polymethyl Methacrylate Repaired with Fiberglass. *J Dent (Tehran)*. 2017 Jul; 14(4): 231-236.
37. Kumar V, Kumar L, Sehgal K, Datta K, Pal B. A Comparative Evaluation of Effect of Reinforced Autopolymerizing Resin on the Flexural Strength of Repaired Heat-polymerized Denture Base Resin before and after Thermocycling. *J Int Soc Prev Community Dent*. 2017 Oct; 7(2): 99-106.
38. Yoshida K, Takahashi Y, Hamanaka I, Kawaguchi T, Sasaki H, Shimizu H. Reinforcing effect of glass fiber-reinforced composite reinforcement on flexural strength at proportional limit of a repaired denture base resin. *Acta Biomater Odontol Scand*. 2015 Oct; 1(2-4): 81-85.
39. Shanoj RP, Razak PA, Kumar KN, Francis J, Ashok K, Sameer KK. Comparative Evaluation of the Strength of Denture Base Resin repaired with Glass Fiber-reinforced Acrylic Resin: An in vitro Study. *J Contemp Dent Pract*. 2018 Jul; 19(7): 792-798.
40. Rahaman Ali AAA, John J, Mani SA, El-Seedi HR. Effect of Thermal Cycling on Flexural Properties of Microcrystalline Cellulose-Reinforced Denture Base Acrylic Resins. *J Prosthodont*. 2020 Aug; 29(7): 611-616.
41. Gad MM, Rahoma A, Abualsaud R, Al-Thobity AM, Akhtar S, Siddiqui IA, Al-Harbi FA. Influence of artificial aging and ZrO₂ nanoparticle-reinforced repair resin on the denture repair strength. *J Clin Exp Dent*. 2020 Apr; 12(4): 354-362.
42. Gad MM, Rahoma A, Abualsaud R, Al-Thobity AM, Akhtar S, Helal MA, Al-Harbi FA. Impact of different surface treatments and repair material reinforcement on the flexural strength of repaired PMMA denture base material. *Dent Mater J*. 2020 Feb 21.
43. Gad MM, Rahoma A, Al-Thobity AM, ArRejaie AS. Influence of incorporation of ZrO₂ nanoparticles on the repair strength of polymethyl methacrylate denture bases. *Int J Nanomedicine*. 2016 Oct; 11: 5633-5643.
44. Li P, Krämer-Fernandez P, Klink A, Xu Y, Spintzyk S. Repairability of a 3D printed denture base polymer: Effects of surface treatment and artificial aging on the shear bond strength. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2021 Feb; 114: 104227.
45. Harrison WM, Stansbury BE. The effect of joint surface contours on the transverse strength of repaired acrylic resin. *J Prosthet Dent*. 1970 Apr; 23(4): 464-72.
46. Chitchumnong P, Brooks SC, Stafford GD. Comparison of three- and four-point flexural strength testing of denture-base polymers. *Dent Mater*. 1989 Jan; 5(1): 2-5.
47. Andreopoulos AG, Polyzois GL. Repair of denture base resins using visible light-cured materials. *J Prosthet Dent*. 1994 Nov; 72(5): 462-8.

48. Kim JY, Pfeiffer P, Niedermeier W. Effect of laboratory procedures and thermocycling on the shear bond strength of resin-metal bonding systems. *J Prosthet Dent.* 2003 Aug; 90(2): 184-9.
49. Kulak-Ozkan Y, Sertgoz A, Gedik H. Effect of thermocycling on tensile bond strength of six silicone-based, resilient denture liners. *J Prosthet Dent.* 2003 Mar; 89(3): 303-10.
50. Pinto JR, Mesquita MF, Nóbilo MA, Henriques GE. Evaluation of varying amounts of thermal cycling on bond strength and permanent deformation of two resilient denture liners. *J Prosthet Dent.* 2004 Sep; 92(3): 288-93.
51. Kim SH, Watts DC. The effect of reinforcement with woven E-glass fibers on the impact strength of complete dentures fabricated with high-impact acrylic resin. *J Prosthet Dent.* 2004 Mar; 91(3): 274-80.
52. Seó RS, Neppelenbroek KH, Filho JN. Factors affecting the strength of denture repairs. *J Prosthodont.* 2007 Jul-Aug; 16(4): 302-10.
53. Barbosa DB, Monteiro DR., Barão VAR, Pero AC, Compagnoni MA. Effect of monomer treatment and polymerization methods on the bond strength of resin teeth to denture base material. *Gerodontology.* 2009 Sep; 26(3): 225–231.
54. Marra J, de Souza RF, Barbosa DB, Pero AC, Compagnoni MA. Evaluation of the bond strength of denture base resins to acrylic resin teeth: effect of thermocycling. *J Prosthodont.* 2009 Jul; 18(5): 438-43.
55. Paleari AG, Marra J, Pero AC, Rodriguez LS, Ruvolo-Filho A, Compagnoni MA. Effect of incorporation of 2-tert-butylaminoethyl methacrylate on flexural strength of a denture base acrylic resin. *J Appl Oral Sci.* 2011 May-Jun; 19(3): 195-9.
56. Polyzois GL, Lagouvardos PE, Frangou MJ. Flexural and bond strengths of relined denture polymers assessed by four-point bending tests and Weibull analysis. *Gerodontology.* 2012 Jun; 29(2): 543-52.
57. Goiato MC, Dos Santos DM, Baptista GT, Moreno A, Andreotti AM, Dekon SF. Effect of thermal cycling and disinfection on microhardness of acrylic resin denture base. *J Med Eng Technol.* 2013 Apr; 37(3): 203-7.
58. Silva Cde S, Machado AL, Chaves Cde A, Pavarina AC, Vergani CE. Effect of thermal cycling on denture base and autopolymerizing relined resins. *J Appl Oral Sci.* 2013; 21(3): 219-24.
59. Sasaki H, Hamanaka I, Takahashi Y, Kawaguchi T. Effect of Reinforcement on the Flexural Properties of Injection-Molded Thermoplastic Denture Base Resins. *J Prosthodont.* 2017 Jun; 26(4):302–8.
60. Alharbi N, Wismeijer D, Osman RB. Additive Manufacturing Techniques in Prosthodontics: Where Do We Currently Stand? A Critical Review. *Int J Prosthodont.* 2017 September/October; 30(5): 474–484.

61. Sari F, Ustun O, Kirmali O. Efficacy of various pretreatments on the bond strength of denture teeth to denture base resins. *Photomed Laser Surg.* 2018; 36(4): 214-220.
62. Alp G, Murat S, Yilmaz B. Comparison of Flexural Strength of Different CAD/CAM PMMA-Based Polymers. *J Prosthodont.* 2019 Feb; 28(2): 491-495.
63. Choi JJE, Uy CE, Plaksina P, Ramani RS, Ganjigatti R, Waddell JN. Bond Strength of Denture Teeth to Heat-Cured, CAD-CAM and 3D Printed Denture Acrylics. *J Prosthodont.* 2019 Nov 7.
64. Alharbi N, Wismeijer D, Osman RB. Additive Manufacturing Techniques in Prosthodontics: Where Do We Currently Stand? A Critical Review. *Int J Prosthodont.* 2017 September/October; 30(5): 474–484.
65. Gad MM, Rahoma A, Abualsaud R, Al-Thobity AM, Fouda SM. Effect of Repair Gap Width on the Strength of Denture Repair: An In Vitro Comparative Study. *J Prosthodont.* 2019 Jul; 28(6): 684-691.
66. Shim JS, Kim JE, Jeong SH, Choi YJ, Ryu JJ. Printing accuracy, mechanical properties, surface characteristics, and microbial adhesion of 3D-printed resins with various printing orientations. *J Prosthet Dent.* 2020 Oct; 124(4): 468-475.
67. Sulaiman TA. Materials in digital dentistry-A review. *J Esthet Restor Dent.* 2020 Mar; 32(2): 171-181.
68. Wang C, Shi YF, Xie PJ, Wu JH. Accuracy of digital complete dentures: A systematic review of in vitro studies. *J Prosthet Dent.* 2021 Feb; 125(2): 249-256.
69. Kraemer Fernandez P, Unkovskiy A, Benkendorff V, Klink A, Spintzyk S. Surface Characteristics of Milled and 3D Printed Denture Base Materials Following Polishing and Coating: An In-Vitro Study. *Materials (Basel).* 2020 Jul 24; 13(15): 3305.
70. Hada T, Kanazawa M, Iwaki M, Arakida T, Soeda Y, Katheng A, Otake R, Minakuchi S. Effect of Printing Direction on the Accuracy of 3D-Printed Dentures Using Stereolithography Technology. *Materials (Basel).* 2020 Aug 2; 13(15): 3405.
71. Choi JJE, Ramani RS, Ganjigatti R, Uy CE, Plaksina P, Waddell JN. Adhesion of Denture Characterizing Composites to Heat-Cured, CAD/CAM and 3D Printed Denture Base Resins. *J Prosthodont.* 2021 Jan; 30(1): 83-90.
72. AlQahtani M, Haralur SB. Influence of Different Repair Acrylic Resin and Thermocycling on the Flexural Strength of Denture Base Resin. *Medicina (Kaunas).* 2020 Jan; 56(2): 50.
73. International Organization for Standardization. ISO 1567: denture base polymers. 2nd ed. Geneva: The Organization; 1998.

APÊNDICE A – TABELA COM A ESTATÍSTICA DESCRITIVA DOS RESULTADOS

Tabela 2 - Estatística descritiva dos dados de Resistência à Flexão (MPa) para os grupos controle e experimentais. Araraquara, 2022

	<i>CONTROLE</i>	<i>J</i>	<i>SC</i>	<i>MMA_J</i>	<i>MMA_SC</i>
Média	36,772	10,203	6,680	15,529	10,959
Mediana	38,067	9,875	6,487	15,480	11,028
Desvio-padrão	6,445	2,350	1,019	3,415	1,618
Variância	41,542	5,524	1,038	11,660	2,617
Curtose	0,061	1,529	-0,943	-1,419	-0,737
Assimetria	-0,761	1,140	0,359	0,007	-0,113
Intervalo	21,108	7,777	3,047	9,546	5,279
Mínimo	24,120	7,594	5,314	10,769	8,207
Máximo	45,228	15,371	8,361	20,315	13,486
Soma	367,719	102,026	66,799	155,287	109,587
N	10,000	10,000	10,000	10,000	10,000
CV(%)	17,528	23,037	15,251	21,990	14,763
Q1	32,250	8,701	6,009	12,533	9,797
Q3	41,332	11,480	7,384	18,073	12,210
Diq	9,082	2,779	1,375	5,540	2,413
outliers leves					
Q1-1.5*diq(inferior)	18,627	4,533	3,946	4,223	6,178
Q3+1.5*diq(superior)	54,955	15,648	9,446	26,383	15,830
outliers graves					
Q1-3*diq(inferior)	5,004	0,365	1,883	-4,087	2,558
Q3+3*diq(superior)	68,578	19,816	11,509	34,693	19,449

	<i>JAT_J</i>	<i>JAT_SC</i>	<i>L_J</i>	<i>L_SC</i>
Média	11,252	6,971	14,058	10,946
Mediana	11,605	6,338	14,104	11,002
Desvio-padrão	2,259	1,219	1,598	1,614
Variância	5,103	1,487	2,554	2,604
Curtose	-0,661	-0,704	-0,285	-0,710
Assimetria	-0,402	1,062	-0,727	0,081
Intervalo	7,025	3,117	4,779	5,186
Mínimo	7,241	6,054	11,016	8,386
Máximo	14,267	9,171	15,794	13,572
Soma	112,515	69,711	140,578	109,455
N	10,000	10,000	10,000	10,000
CV(%)	20,077	17,492	11,369	14,742
Q1	9,866	6,102	13,259	9,678
Q3	12,614	7,841	15,512	11,918
Diq	2,748	1,739	2,253	2,240

outliers leves				
Q1-1.5*diq(inferior)	5,744	3,493	9,879	6,318
Q3+1.5*diq(superior)	16,735	10,449	18,892	15,279
outliers graves				
Q1-3*diq(inferior)	1,622	0,884	6,499	2,957
Q3+3*diq(superior)	20,857	13,058	22,272	18,639

	JAT_MMA_J	JAT_MMA_SC	L_MMA_J	L_MMA_SC
Média	14,525	9,016	12,587	12,080
Mediana	14,840	8,995	12,707	11,703
Desvio-padrão	2,215	2,060	3,145	1,907
Variância	4,908	4,245	9,888	3,635
Curtose	-0,145	1,014	-0,018	-1,521
Assimetria	0,222	0,648	0,386	0,330
Intervalo	6,982	7,340	10,427	5,378
Mínimo	11,682	5,906	8,012	9,680
Máximo	18,665	13,245	18,439	15,058
Soma	145,249	90,165	125,865	120,805
N	10,000	10,000	10,000	10,000
CV(%)	15,253	22,852	24,983	15,782
Q1	12,527	7,861	10,930	10,470
Q3	15,764	10,075	14,234	13,433
Diq	3,238	2,214	3,304	2,963
outliers leves				
Q1-1.5*diq(inferior)	7,670	4,540	5,974	6,025
Q3+1.5*diq(superior)	20,621	13,395	19,189	17,877
outliers graves				
Q1-3*diq(inferior)	2,814	1,220	1,018	1,581
Q3+3*diq(superior)	25,477	16,716	24,145	22,322

*n= número da amostra por grupo, CV(%)= coeficiente de variação em porcentagem, Q1= quartil 1, Q3= quartil 3, Diq= diferença interquartilica.

Fonte: Elaboração própria.

APÊNDICE B- TABELA COM O OUTPUT DO TESTE DE NORMALIDADE DE SHAPIRO-WILK

Tabela 3 - Output do teste de normalidade de Shapiro-Wilk para cada grupo (n=10), considerando $p=0,05$. Araraquara, 2022

Resultados	Controle	J	SC	MMA_J	MMA_SC
Tamanho da amostra =	10	10	10	10	10
Média =	36,7719	10,2026	6,68	15,5287	10,9587
Desvio-padrão =	6,4453	2,3504	1,019	3,4147	1,6179
W =	0,9432	0,9077	0,9594	0,9433	0,9625
p =	0,5615	0,3246	0,7522	0,5627	0,788

Resultados	JAT_J	JAT_SC	L_J	L_SC
Tamanho da amostra =	10	10	10	10
Média =	11,2515	6,97	14,0578	10,9455
Desvio-padrão =	2,259	1,219	1,5982	1,6136
W =	0,9641	0,7518	0,9149	0,9805
p =	0,8069	0,0096	0,366	0,9649

Resultados	JAT_MMA_J	JAT_MMA_SC	L_MMA_J	L_MMA_SC
Tamanho da amostra =	10	10	10	10
Média =	14,5249	9,0165	12,5865	12,0805
Desvio-padrão =	2,2155	2,0605	3,1445	1,9065
W =	0,9155	0,9662	0,9687	0,9113
p =	0,3695	0,8313	0,8609	0,345

* $p < 0,05$, rejeita-se H_0 e aceita-se H_1 .

Fonte: Elaboração própria.

APÊNDICE C- TABELA COM O RESULTADO DO TESTE DE HOMOCEDASTICIDADE DE LEVENE

Tabela 4 - Teste de igualdade de variâncias de erro de Levene. Araraquara, 2022

Z	df1	df2	Sig.
4,896	12	117	,000

* $p < 0,05$, dados não são homocedásticos

Fonte: Elaboração própria.

APÊNDICE D- TABELA COM O RESULTADO DO PÓS-TESTE DE GAMES-HOWELL

Tabela 7 - Comparações múltiplas por pares de Games-Howell. Araraquara, 2022

(I) GRUPOS	(J) GRUPOS	Diferença		Sig.	Intervalo de Confiança 95%	
		média (I-J)	Erro Padrão		Limite inferior	Limite superior
C	J	26,5700000*	2,1698247	,000	17,712329	35,427671
	SC	30,0920000*	2,0637613	,000	21,314289	38,869711
	MMA_J	21,2420000*	2,3066391	,000	12,148204	30,335796
	MMA_SC	25,8140000*	2,1017155	,000	17,020470	34,607530
	JAT_J	25,5210000*	2,1601138	,000	16,674988	34,367012
	JAT_SC	29,8020000*	2,0745810	,000	21,021398	38,582602
	L_J	22,7140000*	2,1000749	,000	13,921473	31,506527
	L_SC	25,8250000*	2,1012244	,000	17,031773	34,618227
	JAT_MMA_J	22,2490000*	2,1555571	,000	13,408188	31,089812
	JAT_MMA_SC	27,7540000*	2,1400844	,000	18,929508	36,578492
	L_MMA_J	24,1870000*	2,2680535	,000	15,171960	33,202040
	L_MMA_SC	24,6910000*	2,1257439	,000	15,879719	33,502281
	J	C	-26,5700000*	2,1698247	,000	-35,427671
SC		3,5220000*	,8103590	,030	,263874	6,780126
MMA_J		-5,3280000*	1,3107842	,033	-10,370576	-,285424
MMA_SC		-,7560000	,9026512	,999	-4,228689	2,716689
JAT_J		-1,0490000	1,0313403	,997	-4,952166	2,854166
JAT_SC		3,2320000	,8375305	,058	-,076906	6,540906
L_J		-3,8560000*	,8988247	,022	-7,317752	-,394248
L_SC		-,7450000	,9015072	,999	-4,214405	2,724405
JAT_MMA_J		-4,3210000*	1,0217619	,021	-8,188892	-,453108
JAT_MMA_SC		1,1840000	,9887024	,988	-2,565445	4,933445
L_MMA_J		-2,3830000	1,2416271	,765	-7,130316	2,364316
L_MMA_SC		-1,8790000	,9572661	,742	-5,521333	1,763333
SC		C	-30,0920000*	2,0637613	,000	-38,869711
	J	-3,5220000*	,8103590	,030	-6,780126	-,263874
	MMA_J	-8,8500000*	1,1265552	,000	-13,516860	-4,183140
	MMA_SC	-4,2780000*	,6047732	,000	-6,622718	-1,933282
	JAT_J	-4,5710000*	,7839862	,003	-7,711258	-1,430742
	JAT_SC	-,2900000	,5024230	1,000	-2,198886	1,618886
	L_J	-7,3780000*	,5990470	,000	-9,697709	-5,058291
	L_SC	-4,2670000*	,6030645	,000	-6,604250	-1,929750
	JAT_MMA_J	-7,8430000*	,7713423	,000	-10,926764	-4,759236
	JAT_MMA_SC	-2,3380000	,7269828	,166	-5,223735	,547735
	L_MMA_J	-5,9050000*	1,0452796	,006	-10,210994	-1,599006
	L_MMA_SC	-5,4010000*	,6836153	,000	-8,093655	-2,708345
	MMA_J	C	-21,2420000*	2,3066391	,000	-30,335796

	J	5,3280000*	1,3107842	,033	,285424	10,370576
	SC	8,8500000*	1,1265552	,000	4,183140	13,516860
	MMA_SC	4,5720000	1,1946648	,065	-,189903	9,333903
	JAT_J	4,2790000	1,2946458	,132	-,717991	9,275991
	JAT_SC	8,5600000*	1,1462557	,000	3,872715	13,247285
	L_J	1,4720000	1,1917763	,981	-3,284595	6,228595
	L_SC	4,5830000	1,1938007	,064	-,177305	9,343305
	JAT_MMA_J	1,0070000	1,2870285	1,000	-3,969102	5,983102
	JAT_MMA_SC	6,5120000*	1,2609430	,005	1,604123	11,419877
	L_MMA_J	2,9450000	1,4676794	,717	-2,613255	8,503255
	L_MMA_SC	3,4490000	1,2364478	,302	-1,399948	8,297948
MMA_SC	C	-25,8140000*	2,1017155	,000	-34,607530	-17,020470
	J	,7560000	,9026512	,999	-2,716689	4,228689
	SC	4,2780000*	,6047732	,000	1,933282	6,622718
	MMA_J	-4,5720000	1,1946648	,065	-9,333903	,189903
	JAT_J	-,2930000	,8790516	1,000	-3,664451	3,078451
	JAT_SC	3,9880000*	,6407232	,001	1,539418	6,436582
	L_J	-3,1000000*	,7189956	,018	-5,820587	-,379413
	L_SC	,0110000	,7223463	1,000	-2,722208	2,744208
	JAT_MMA_J	-3,5650000*	,8677939	,030	-6,888469	-,241531
	JAT_MMA_SC	1,9400000	,8286141	,519	-1,218374	5,098374
	L_MMA_J	-1,6270000	1,1183500	,944	-6,048580	2,794580
	L_MMA_SC	-1,1230000	,7908396	,956	-4,125691	1,879691
JAT_J	C	-25,5210000*	2,1601138	,000	-34,367012	-16,674988
	J	1,0490000	1,0313403	,997	-2,854166	4,952166
	SC	4,5710000*	,7839862	,003	1,430742	7,711258
	MMA_J	-4,2790000	1,2946458	,132	-9,275991	,717991
	MMA_SC	,2930000	,8790516	1,000	-3,078451	3,664451
	JAT_SC	4,2810000*	,8120406	,005	1,085415	7,476585
	L_J	-2,8070000	,8751219	,152	-6,166793	,552793
	L_SC	,3040000	,8778769	1,000	-3,063951	3,671951
	JAT_MMA_J	-3,2720000	1,0009745	,130	-7,059662	,515662
	JAT_MMA_SC	2,2330000	,9672047	,538	-1,430748	5,896748
	L_MMA_J	-1,3340000	1,2245777	,994	-6,029345	3,361345
	L_MMA_SC	-,8300000	,9350459	,999	-4,381149	2,721149
JAT_SC	C	-29,8020000*	2,0745810	,000	-38,582602	-21,021398
	J	-3,2320000	,8375305	,058	-6,540906	,076906
	SC	,2900000	,5024230	1,000	-1,618886	2,198886
	MMA_J	-8,5600000*	1,1462557	,000	-13,247285	-3,872715
	MMA_SC	-3,9880000*	,6407232	,001	-6,436582	-1,539418
	JAT_J	-4,2810000*	,8120406	,005	-7,476585	-1,085415
	L_J	-7,0880000*	,6353211	,000	-9,513826	-4,662174
	L_SC	-3,9770000*	,6391106	,001	-6,418780	-1,535220

	JAT_MMA_J	-7,5530000*	,7998403	,000	-10,694449	-4,411551
	JAT_MMA_SC	-2,0480000	,7571523	,336	-5,000729	,904729
	L_MMA_J	-5,6150000*	1,0664825	,008	-9,946333	-1,283667
	L_MMA_SC	-5,1110000*	,7156154	,000	-7,881584	-2,340416
L_J	C	-22,7140000*	2,1000749	,000	-31,506527	-13,921473
	J	3,8560000*	,8988247	,022	,394248	7,317752
	SC	7,3780000*	,5990470	,000	5,058291	9,697709
	MMA_J	-1,4720000	1,1917763	,981	-6,228595	3,284595
	MMA_SC	3,1000000*	,7189956	,018	,379413	5,820587
	JAT_J	2,8070000	,8751219	,152	-,552793	6,166793
	JAT_SC	7,0880000*	,6353211	,000	4,662174	9,513826
	L_SC	3,1110000*	,7175589	,017	,395881	5,826119
	JAT_MMA_J	-,4650000	,8638131	1,000	-3,776449	2,846449
	JAT_MMA_SC	5,0400000*	,8244441	,001	1,895018	8,184982
	L_MMA_J	1,4730000	1,1152638	,971	-2,942242	5,888242
	L_M_SC	1,9770000	,7864693	,421	-1,010803	4,964803
L_SC	C	-25,8250000*	2,1012244	,000	-34,618227	-17,031773
	J	,7450000	,9015072	,999	-2,724405	4,214405
	SC	4,2670000*	,6030645	,000	1,929750	6,604250
	MMA_J	-4,5830000	1,1938007	,064	-9,343305	,177305
	MMA_SC	-,0110000	,7223463	1,000	-2,744208	2,722208
	JAT_J	-,3040000	,8778769	1,000	-3,671951	3,063951
	JAT_SC	3,9770000*	,6391106	,001	1,535220	6,418780
	L_J	-3,1110000*	,7175589	,017	-5,826119	-,395881
	JAT_MMA_J	-3,5760000*	,8666040	,029	-6,895861	-,256139
	JAT_MMA_SC	1,9290000	,8273678	,525	-1,225356	5,083356
	L_MMA_J	-1,6380000	1,1174269	,942	-6,057673	2,781673
	L_MMA_SC	-1,1340000	,7895336	,953	-4,132227	1,864227
JAT_MM	C	-22,2490000*	2,1555571	,000	-31,089812	-13,408188
A_J	J	4,3210000*	1,0217619	,021	,453108	8,188892
	SC	7,8430000*	,7713423	,000	4,759236	10,926764
	MMA_J	-1,0070000	1,2870285	1,000	-5,983102	3,969102
	MMA_SC	3,5650000*	,8677939	,030	,241531	6,888469
	JAT_J	3,2720000	1,0009745	,130	-,515662	7,059662
	JAT_SC	7,5530000*	,7998403	,000	4,411551	10,694449
	L_J	,4650000	,8638131	1,000	-2,846449	3,776449
	L_SC	3,5760000*	,8666040	,029	,256139	6,895861
	JAT_MMA_SC	5,5050000*	,9569847	,001	1,881485	9,128515
	L_MMA_J	1,9380000	1,2165217	,909	-2,733434	6,609434
	L_MMA_SC	2,4420000	,9244704	,355	-1,066199	5,950199
JAT_MM	C	-27,7540000*	2,1400844	,000	-36,578492	-18,929508
A_SC	J	-1,1840000	,9887024	,988	-4,933445	2,565445
	SC	2,3380000	,7269828	,166	-,547735	5,223735

	MMA_J	-6,5120000*	1,2609430	,005	-11,419877	-1,604123
	MMA_SC	-1,9400000	,8286141	,519	-5,098374	1,218374
	JAT_J	-2,2330000	,9672047	,538	-5,896748	1,430748
	JAT_SC	2,0480000	,7571523	,336	-,904729	5,000729
	L_J	-5,0400000*	,8244441	,001	-8,184982	-1,895018
	L_SC	-1,9290000	,8273678	,525	-5,083356	1,225356
	JAT_MMA_J	-5,5050000*	,9569847	,001	-9,128515	-1,881485
	L_MMA_J	-3,5670000	1,1888903	,216	-8,159863	1,025863
	L_MMA_SC	-3,0630000	,8877953	,094	-6,424870	,298870
L_MMA_J	C	-24,1870000*	2,2680535	,000	-33,202040	-15,171960
	J	2,3830000	1,2416271	,765	-2,364316	7,130316
	SC	5,9050000*	1,0452796	,006	1,599006	10,210994
	MMA_J	-2,9450000	1,4676794	,717	-8,503255	2,613255
	MMA_SC	1,6270000	1,1183500	,944	-2,794580	6,048580
	JAT_J	1,3340000	1,2245777	,994	-3,361345	6,029345
	JAT_SC	5,6150000*	1,0664825	,008	1,283667	9,946333
	L_J	-1,4730000	1,1152638	,971	-5,888242	2,942242
	L_SC	1,6380000	1,1174269	,942	-2,781673	6,057673
	JAT_MMA_J	-1,9380000	1,2165217	,909	-6,609434	2,733434
	JAT_MMA_SC	3,5670000	1,1888903	,216	-1,025863	8,159863
	L_MMA_SC	,5040000	1,1628783	1,000	-4,020321	5,028321
L_MMA_	C	-24,6910000*	2,1257439	,000	-33,502281	-15,879719
SC	J	1,8790000	,9572661	,742	-1,763333	5,521333
	SC	5,4010000*	,6836153	,000	2,708345	8,093655
	MMA_J	-3,4490000	1,2364478	,302	-8,297948	1,399948
	MMA_SC	1,1230000	,7908396	,956	-1,879691	4,125691
	JAT_J	,8300000	,9350459	,999	-2,721149	4,381149
	JAT_SC	5,1110000*	,7156154	,000	2,340416	7,881584
	L_J	-1,9770000	,7864693	,421	-4,964803	1,010803
	L_SC	1,1340000	,7895336	,953	-1,864227	4,132227
	JAT_MMA_J	-2,4420000	,9244704	,355	-5,950199	1,066199
	JAT_MMA_SC	3,0630000	,8877953	,094	-,298870	6,424870
	L_MMA_J	-,5040000	1,1628783	1,000	-5,028321	4,020321

*. A diferença média é significativa no nível 0.05.

Fonte: Elaboração própria.

APÊNDICE E – RESUMO ESTATÍSTICO DO PÓS-TESTE DE GAMES-HOWELL

Tabela 8 - Resumo estatístico da comparação por pares de Games-Howell para resistência à flexão. Araraquara, 2022

Teste	Grupo	C	J	SC	MMA+J	MMA+SC	JAT+J	JAT+SC	L+J	L+SC	JAT+MMA+J	JAT+MMA+SC	L+MMA+J	L+MMA+SC
Resistência à flexão	C	-	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*
	J	0,000*	-	0,030*	0,033*	0,999	0,997	0,058	0,022*	0,999	0,021*	0,988	0,765	0,742
	SC	0,000*	0,030*	-	0,000*	0,000*	0,003*	1,000	0,000*	0,000*	0,000*	0,166	0,006*	0,000*
	MMA+J	0,000*	0,033*	0,000*	-	0,65	0,132	0,000*	0,981	0,064	1,000	0,005*	0,717	0,302
	MMA+SC	0,000*	0,999	0,000*	0,065	-	1,000	0,001*	0,018*	1,000	0,030*	0,519	0,944	0,956
	JAT+J	0,000*	0,997	0,003*	0,132	1,000	-	0,005*	0,152	1,000	0,130	0,538	0,994	0,999
	JAT+SC	0,000*	0,058	1,000	0,000*	0,001*	0,005*	-	0,000*	0,001*	0,000*	0,336	0,008*	0,000*
	L+J	0,000*	0,022*	0,000*	0,981	0,018*	0,152	0,000*	-	0,017*	1,000	0,001*	0,971	0,421
	L+SC	0,000*	0,999	0,000*	0,064	1,000	1,000	0,001*	0,017*	-	0,029*	0,525	0,942	0,953
	JAT+MMA+J	0,000*	0,021*	0,000*	1,000	0,030*	0,130	0,000*	1,000	0,029*	-	0,001*	0,909	0,355
	JAT+MMA+SC	0,000*	0,988	0,166	0,005*	0,519	0,538	0,336	0,001*	0,625	0,001*	-	0,216	0,094
	L+MMA+J	0,000*	0,765	0,006*	0,717	0,944	0,994	0,008*	0,971	0,942	0,909	0,216	-	1,000
	L+MMA+SC	0,000*	0,742	0,000*	0,302	0,956	0,999	0,000*	0,421	0,953	0,355	0,094	1,000	-

*Nível de significância de 0,05

ANEXO A- DECLARAÇÃO DE AUSÊNCIA DE NECESSIDADE DE COMITÊ DE ÉTICA



Rua Humaitá, 1680 - CEP 14801-903 – Caixa Postal 331 - Fax (0xx16) 3301-6406 - Araraquara – SP
Fone: (0xx16) 3301-6401 / e-mail: anacarolpero@foar.unesp.br / Home page: <http://www.foar.unesp.br>

Departamento de. Materiais Odontológicos e Prótese

Araraquara, 04 de março de 2022.

Declaro, para os devidos fins, que o projeto de pesquisa intitulado “*Resistência à flexão de uma resina para base protética obtida por impressão 3D após diferentes técnicas de reparo*”, tema de Dissertação de Mestrado da aluna Hamile Emanuella do Carmo Viotto, trata-se de estudo in vitro com corpos de prova de resina acrílica, o que implica na ausência de aspectos éticos.

Atenciosamente,

A handwritten signature in black ink, appearing to read 'Ana Carolina Pero', is centered within a light gray rectangular box.

Profa. Dra. Ana Carolina Pero
Orientador

Não autorizo a publicação deste trabalho pelo prazo de 2 anos após a data de defesa

Araraquara, 01 de abril de 2022. (data da defesa)

Hamile Emanuella do Carmo Viotto