

UNIVERSIDADE DE PASSO FUNDO

Viviane Cantelli

**COMPORTAMENTO BIOMECÂNICO DE
MATERIAL PARA BASE DE PRÓTESE
TOTAL FABRICADA POR IMPRESSÃO 3D**

**Passo Fundo
2021**

Viviane Cantelli

**COMPORTAMENTO BIOMECÂNICO DE
MATERIAL PARA BASE DE PRÓTESE
TOTAL FABRICADA POR IMPRESSÃO 3D**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-graduação em Odontologia da Faculdade de Odontologia da UPF, para obtenção do título de Mestre em Odontologia – Área de Concentração em Clínica Odontológica, sob orientação do prof. Dr. Álvaro Della Bona.

Passo Fundo

2021

Folha reservada para
Ata de aprovação da Banca Examinadora

Folha reservada para
Ficha catalográfica

AGRADECIMENTOS

Agradeço a Deus, pela oportunidade de viver ao lado da minha família e por me permitir um caminho repleto de aprendizado.

À minha família, especialmente aos meus pais e meu irmão, muito obrigada por todo amor, incentivo e por estarem sempre ao meu lado.

Ao meu orientador, Dr. Álvaro Della Bona, muito obrigada pelo imenso aprendizado, pelas oportunidades que me proporcionou e por conduzir com tanta dedicação e profissionalismo cada etapa de planejamento e execução deste estudo.

Aos colegas, pela amizade e pelos trabalhos que realizamos juntos.

À Instituição UPF e ao Laboratório Coral pela estrutura e suporte para o desenvolvimento deste trabalho, bem como à CAPES, por ter viabilizado meu ingresso no Curso, por meio da concessão de uma bolsa de estudos.

SUMÁRIO

1.	INTRODUÇÃO	16
2.	REVISÃO DE LITERATURA	18
2.1	Prótese Total.....	18
2.1.1	Método de confecção convencional	19
2.1.2	Método de confecção por impressão 3D	22
2.2	Propriedades importantes dos materiais para base de prótese total	26
2.2.1	Sorção e solubilidade	26
2.2.2	Resistência a flexão máxima (σ_f) e módulo de elasticidade (E) por flexão.....	29
3.	PROPOSIÇÃO.....	33
3.1	Objetivos gerais	33
3.2	Objetivos específicos.....	33
4.	MATERIAIS E MÉTODOS	34
4.1.	Resistência à flexão (σ_f) e módulo de elasticidade (E).....	35
4.1.1	Confecção dos corpos de prova.....	35
4.1.2	Envelhecimento dos corpos de prova.....	41
4.1.3	Teste de resistência máxima à flexão e módulo de elasticidade.....	41
4.1.4	Análise fractográfica	43

4.1.5	Análise estatística	43
4.2	Sorção e solubilidade da água.....	44
4.2.1	Confecção dos corpos-de-prova	44
4.2.2	Teste de sorção e solubilidade.....	48
4.2.3	Análise estatística	51
5.	RESULTADOS E DISCUSSÃO	52
6.	CONCLUSÕES.....	70
7.	CONSIDERAÇÕES FINAIS.....	71
8.	REFERÊNCIAS.....	73
	ARTIGO A SER SUBMETIDO.....	81

LISTA DE FIGURAS

<i>Figura 1. Fluxograma do estudo.....</i>	<i>34</i>
<i>Figura 2. CPs em forma de barra para os testes de flexão e módulo de elasticidade.....</i>	<i>35</i>
<i>Figura 3. Desenho das matrizes na plataforma digital de impressão. Esse design de foi impressão selecionado para maximizar o número de CPs (usados como matrizes) por impressão.....</i>	<i>36</i>
<i>Figura 4. Desenho dos CPs na plataforma digital de impressão.....</i>	<i>39</i>
<i>Figura 5. Ensaio de flexão por 3 pontos para avaliar a resistência flexural e o módulo de elasticidade por flexão.....</i>	<i>42</i>
<i>Figura 6. Matriz de aço inoxidável para confecção dos CPs pelo método convencional.....</i>	<i>45</i>
<i>Figura 7. Matriz de aço inoxidável contendo resina acrílica sendo prensada (1000 Kg por 12 h).....</i>	<i>45</i>
<i>Figura 8. Abertura da matriz metálica onde se encontra o corpo de prova (CP).....</i>	<i>46</i>
<i>Figura 9. Desenho dos CPs na plataforma digital de impressão.....</i>	<i>47</i>

Figura 10. Gráfico de Weibull para os grupos experimentais com respectivos intervalos de confiança a 95%.....55

Figura 11. Imagens obtidas por estereomicroscópio de um CP do grupo 3D Imediato. A imagem A (x10) apresenta uma vista de toda a superfície de fratura e a imagem B (x32) mostra a origem da falha.....63

Figura 12. Imagens obtidas por estereomicroscópio de um CP do grupo 3D mediato. A imagem A (x10) apresenta uma vista de toda a superfície de fratura e a imagem B (x32) mostra a origem da falha.....64

Figura 13. Imagens obtidas por estereomicroscópio de um CP do grupo convencional imediato. A imagem A (x10) apresenta uma vista de toda a superfície de fratura e a imagem B (x32) mostra a origem da falha.....65

Figura 14. Imagens obtidas por estereomicroscópio de um CP do grupo convencional mediato. A imagem A (x10) apresenta uma vista de toda a superfície de fratura e a imagem B (x40) mostra a origem da falha.....66

LISTA DE TABELAS

Tabela 1. Valores médios, desvio padrão e intervalos de confiança em 95% para a resistência flexural (σ_f , em MPa) e módulo elasticidade (E , em MPa) das resinas avaliadas nesse estudo em função do tempo de armazenamento em água (imediatos e após 6 meses). Os grupamentos estatísticos para os testes t de Student seguem após os valores para cada propriedade dos materiais..... 53

Tabela 2. Valores de módulo de Weibull (m) e resistência característica (σ_0) para os grupos avaliados acompanhados dos respectivos intervalos de confiança a 95% (IC 95%)..... 54

Tabela 3. Valores médios, desvio padrão e intervalos de confiança em 95% para a sorção (W_{sp}) e solubilidade (W_{sl}). Os grupamentos estatísticos para os testes t de Student seguem após os valores para cada propriedade dos materiais..... 68

LISTA DE ABREVIATURAS

CAD - *computer aided design* (desenho assistido por computador)

CAM – *computer aided manufacturing* (fabricação assistida por computador)

CP – corpo-de-prova

E- módulo de elasticidade

GPa – giga Pascal

h – horas

Kg – quilograma

MEV - microscopia eletrônica de varredura

mg – miligrama

min – minutos

ml – mililitro

mm – milímetros

MPa – mega Pascal

nm – nanômetro

RA – Resina Acrílica

V – volume

Wsp – valores de sorção em água

W_{s1} – valores de solubilidade em água

μl – microlitro

σ_f – resistência a fratura por flexão

RESUMO

O objetivo desse estudo foi avaliar algumas propriedades relevantes (resistência flexural (σ_f), módulo de elasticidade (E), sorção e solubilidade) de uma resina para base de prótese total fabricada por impressão 3D (3D) e compará-las com as de uma resina acrílica termo-polimerizável (RA) fabricada pela técnica convencional (controle). A hipótese testada foi que os materiais apresentam valores médios similares para as propriedades avaliadas. Todos os testes seguiram a norma ISO 20795-1:2013. O ensaio de sorção e solubilidade usou CP em formato de disco ($n=5$). CPs em formato de barra ($n=30$) foram utilizados para avaliar o E e o σ_f por três pontos. Os CP foram testados em água destilada a 37°C, 48 h após a fabricação e 6 meses após armazenamento em água destilada a 37°C, usando uma máquina de ensaios universal com taxa de deslocamento constante de 5 ± 1 mm/min até a fratura do CP. Os dados de todos os testes foram analisados estatisticamente usando testes t de Student ($\alpha= 0,05$) comparando as 2 resinas em cada propriedade avaliada. Os resultados mostraram diferenças significativas nas propriedades avaliadas dos polímeros utilizados nesse estudo, com a RA sendo superior a 3D. Assim, conclui-se que as estruturas produzidas por impressão 3D precisam maior desenvolvimento para mostrar comportamento similar as

estruturas fabricadas de forma convencional com resina acrílica termopolimerizável.

Palavras-chave: polímero resinoso, resina acrílica, base de prótese, impressão 3D.

ABSTRACT

The purpose of this study was to evaluate some relevant properties (flexural strength (σ_f), elastic modulus (E), sorption, and solubility) from a 3D printed resin (3D) used for denture base and compare them with a conventional manufactured heat cured acrylic resin (AR- control), testing the hypothesis that both resins show similar mean values for the evaluated material's properties. Tests were performed in accordance with the ISO 20795-1: 2013 standard. Disc-shaped specimens (n= 5) were used for the sorption and solubility tests. Bar-shaped specimens (n= 30) were used to evaluate E and σ_f under 3-point flexure. Specimens were tested in 37°C distilled water, 48 h after manufacturing and after 6 months stored in 37°C distilled water, using a universal testing machine with a constant displacement rate of 5 ± 1 mm/min until fracture. Data from all tests were statistically analyzed using Student's t test ($\alpha= 0.05$) comparing the resins for each material's property. Results showed significant differences between the evaluated resins for the properties investigated in this study, with AR being superior to 3D. Therefore, the 3D printed structures need further development to show similar behavior to conventionally manufactured acrylic resin structures.

Keywords: resinous polymer, acrylic resin, denture base, 3D printing.

1. INTRODUÇÃO

A perda dentária pode impactar negativamente na qualidade de vida das pessoas. Os impactos causados podem ser observados pela diminuição das capacidades funcionais e prejuízos de ordem nutricional (SHEIHAM *et al.*, 2001; MUSACCHIO *et al.*, 2007), estética e psicológica, com reduções da autoestima e da integração social (PAPADAKI e ANASTASSIADOU, 2012; FISKE *et al.*, 1998).

O tratamento mais utilizado na reabilitação de pacientes edêntulos tem sido a prótese total suportada pela mucosa que recobre o osso remanescente do rebordo alveolar, conhecida como prótese total convencional (TELLES *et al.*, 2004). Essa alternativa de tratamento tem a função de repor as superfícies mastigatórias e as estruturas acessórias de uma arcada, sendo assim compostas por dentes artificiais unidos à base da prótese total. Esta é a estrutura que proporciona suporte aos dentes artificiais e retenção a prótese por meio de um íntimo contato com a mucosa oral subjacente (PHOENIX, 2005).

A tecnologia digital tem avançado rapidamente na odontologia, propiciando o desenvolvimento de tarefas em menor tempo, com menor custo e maior previsibilidade (VAN NOORT, 2012). Métodos digitais já estão disponíveis para a confecção de prótese total. Uma alternativa é a impressão 3D, que permite criar estruturas como as peças protéticas a partir de um modelo digital produzido por CAD e construído com uma impressora 3D. Essa tecnologia poderia ser utilizada por cirurgiões-dentistas para facilitar o desenvolvimento de novas opções de tratamentos, de forma mais prática. No entanto, não existe conhecimento suficiente sobre materiais e, conseqüentemente, sobre a aplicabilidade clínica de impressão 3D em Odontologia.

Portanto, o objetivo do presente estudo é avaliar o comportamento biomecânico de um material polimérico a base de resina acrílica para base de prótese total fabricada por impressão 3D investigando propriedades relevantes para uso clínico.

2. REVISÃO DE LITERATURA

2.1 Prótese Total

Apesar da ciência odontológica ter evoluído muito, ainda existe uma parcela significativa de pacientes que necessitam de tratamento devido a perdas dentárias (TELLES *et al.*, 2004). A pesquisa Nacional de Saúde Bucal, realizada em 2010, mostrou que entre os adolescentes não havia necessidade de tratamento com próteses totais, mas 1,3% dos adultos tinham necessidade de prótese total em pelo menos um maxilar, enquanto que em idosos de 65 a 74 anos, 23,9% necessitavam de prótese total em pelo menos um maxilar e 15,4% necessitavam de prótese total dupla, ou seja, nos dois maxilares (SB Brasil, 2010). Tais dados demonstram a grande necessidade de tratamento com prótese total ainda existente na população brasileira.

A perda dentária possui forte efeito sobre a qualidade de vida das pessoas (SAINTRAIN e SOUZA, 2012; SILVA *et al.*, 2012). O profissional que se propõe a realizar tratamento reabilitador em pacientes que sofreram perdas dentárias, deve ter empatia pelo problema e conhecimento das limitações das técnicas que podem ser utilizadas. A forma de tratamento mais utilizada durante o último

século para realizar reabilitação em pacientes edêntulos foi a prótese total suportada pela mucosa que recobre o osso remanescente do rebordo alveolar, ou seja, a prótese total convencional (TELLES *et al.*, 2004). Essa alternativa de tratamento tem a função de repor as superfícies mastigatórias e as estruturas acessórias de uma arcada, sendo assim compostas por dentes artificiais unidos à base da prótese total, que é a estrutura que proporciona suporte aos dentes artificiais e retenção a prótese por meio de um íntimo contato com a mucosa oral subjacente. A maioria das bases de prótese totais são fabricadas em polímeros, como a resina acrílica, que são selecionados com base na disponibilidade, estabilidade dimensional, características de manipulação e tecnologia de fabricação, cor e compatibilidade com os tecidos orais (PHOENIX, 2005).

2.1.1 Método de confecção convencional

Existem várias técnicas disponíveis para confecção de prótese total, mas para cada uma delas é necessário a obtenção de modelos precisos da arcada a ser realizada a reabilitação e da arcada antagonista. A partir do modelo do arco a ser reabilitado é confeccionado uma placa base em resina e em seguida é adicionado cera e posicionado os dentes para realização da prova e ajustes (PHOENIX, 2005). Após aprovação estética e funcional pelo paciente, é realizado a etapa de inclusão da prótese total utilizando uma mufa

(CORRÊA, 2008) onde é posicionado o modelo e a respectiva prótese contidos com gesso (PHOENIX, 2005; TURANO e TURANO, 2000). Para essa etapa, é necessário selecionar a mufla e verificar se o modelo da prótese total se ajusta adequadamente em seu interior. A porção inferior da mufla deve ser preenchida com gesso e o modelo com a prótese total encerrada é assentado na mistura de gesso recém-espaturado. Após a presa do gesso, é aplicado uma camada de isolante para evitar união com o gesso pedra que recobrirá o trabalho (PHOENIX, 2005; TURANO e TURANO, 2000). Esse recobrimento também pode ser realizado com silicone pesado (PHOENIX, 2005). Em seguida, é adaptado a contra-mufla e completado o preenchimento com gesso comum realizando vibração e colocado a tampa para fechar a mufla. Após completar o processo de presa do gesso, a mufla é colocada em um recipiente com água fervente e deixada por cerca de 4 minutos. Ao ser removida da água, as partes são separadas cuidadosamente e é possível observar que a placa base e a cera amolecida permanecem na porção inferior da mufla e os dentes da prótese na porção superior, na contra-mufla (PHOENIX, 2005). A placa base e a cera devem ser removidas cuidadosamente da superfície do modelo e todo resíduo de cera deve ser removido com água em ebulição (TURANO e TURANO, 2000).

Para realizar a próxima etapa, é necessário aplicar um agente isolante adequado sobre o modelo, e em seguida manipular a resina acrílica, aguardar o tempo necessário para que ela atinja a fase plástica

para adapta-la ao modelo, colocar uma folha de polietileno sobre a resina acrílica, fechar a mufla e colocá-la em uma prensa especial aplicando uma pressão gradual até que o completo fechamento da mufla. A mufla é aberta, a folha de polietileno é removida da superfície e, com auxílio de um instrumento cortante, remove-se os excessos de resina acrílica. Uma nova folha de polietileno é colocada entre as partes da mufla que é novamente fechada e comprimida na prensa. Quando nenhum excesso de resina acrílica é observado, a prensa definitiva do molde pode ser realizada. No último ciclo de prensaagem, quando não existir mais excesso, não se deve colocar folha de polietileno entre as duas partes da mufla, que é colocada sob pressão e em recipiente com água em temperatura adequada durante todo o processo de polimerização da resina da base de prótese total. Realizada a polimerização da prótese, essa é retirada da mufla em cuidadoso processo de remoção do gesso, seguido pelos processos de limpeza e polimento da prótese total (PHOENIX, 2005).

A maioria das placas-base para prótese total são confeccionadas com resina acrílica a base de poli (metacrilato de metila), que é um plástico resiliente formado pela união de múltiplas moléculas de metacrilato de metila ou meros. Daí a origem do nome polímero. O polimetacrilato de metila puro é um sólido incolor e transparente, porém pode ser pigmentado para utilização odontológica. As propriedades desse material têm se mostrado adequadas para utilização em odontologia. Esse material é geralmente fornecido num

sistema pó-líquido, onde o líquido contém resina de metacrilato de metila não-polimerizada e o pó contém uma resina de poli (metacrilato de metila) pré-polimerizada em forma de pequenas pérolas. Quando é realizado a mistura do pó e do líquido, na proporção correta, é obtido uma massa manipulável, caracterizando-se numa das principais vantagens desse material para ser utilizado em base de prótese, além da facilidade de processamento (PHOENIX, 2005). Tais características de material, facilidades e domínio da tecnologia simples de fabricação fazem dessa técnica convencional a mais popular para esse tipo de prótese.

2.1.2 Método de confecção por impressão 3D

A tecnologia digital está avançando rapidamente na odontologia e isso está facilitando o desenvolvimento de determinadas tarefas, em menor tempo, com menor custo e com maior previsibilidade (VAN NOORT, 2012). A aplicação de desenho auxiliado por computador (CAD- *computer aided design*) e a fabricação assistida por computador (CAM- *computer aided machining* ou *manufacturing*) ganhou ampla aceitação na odontologia e isso levou ao desenvolvimento de novos materiais e também do processo de digitalização e automação na fabricação de restaurações e estruturas. Há pouco tempo atrás, na odontologia, a fabricação assistida por computador era sinônimo apenas de fabricação subtrativa, ou seja, quando um objeto é formado a partir da fresa gem

de um bloco sólido pré-fabricado de determinado material (KESSLER *et al.*, 2020). Essa técnica apresenta a vantagem de produzir um produto com um acabamento preciso, porém tem a desvantagem no desperdício de material e na dificuldade em fazer uma forma com detalhe minucioso na superfície interna, como um casquete por exemplo (WOO e KIM, 2016).

Os arquivos CAD (.stl) também podem ser utilizados para os processos de manufatura aditiva, como a impressão 3D, que é uma prototipagem rápida para fabricação de objetos a partir da adição sucessiva de finas camadas de determinado material (KESSLER *et al.*, 2020). Esse processo de fabricação pode produzir formas complexas a preços acessíveis, com pouco ou nenhum desperdício (VAN NOORT, 2012).

A manufatura aditiva é definida pela Sociedade Americana de Testes e Materiais (ASTM) como “o processo de unir materiais para criar objetos a partir de dados de modelos 3D, geralmente camada após camada, ao contrário das metodologias de fabricação subtrativa” (VAN NOORT, 2012). Esse tipo de processo de fabricação foi introduzido pela primeira vez em 1986 com o advento do processo de estereolitografia, com a patente de Charles Hull (HULL, 1984). Hoje, a impressão 3D está em rápido desenvolvimento e é, frequentemente, descrita como a tecnologia chave da próxima revolução industrial. A transição para a sua aplicação clínica em odontologia é altamente dependente dos materiais disponíveis, os quais devem não apenas

fornecer a precisão necessária, mas também as propriedades biológicas e físicas adequadas ao uso odontológico (KESSLER *et al.*, 2020).

A impressora 3D é uma máquina que faz objetos sólidos com base nos arquivos de desenho. Segue o mesmo princípio que uma impressora jato de tinta que imprime imagem 2D, borrifando tinta no papel, que se move para frente e para trás (eixo x) e esquerda e direita (eixo y). No entanto, em uma impressora 3D, o movimento para cima e para baixo (eixo z) é adicionado para que ocorra a construção, por impressão, de um objeto sólido com base no desenho 3D (WOO e KIM, 2016).

Existem diversas formas de construir uma peça, de acordo com o estado ou forma do material a ser utilizado para a fabricação. Os materiais utilizados para impressão 3D podem ser: de base líquida, de base pó, e por extrusão de filamentos plásticos. O exemplo mais popular da tecnologia a base de líquido é a SLA (*Stereolithography* ou estereolitografia). A tecnologia a base de pó inclui SLS (*Selective Laser Sintering* ou sinterização seletiva a laser) e DMLS (*Direct Metal Laser Sintering* ou sinterização de metais a laser). A tecnologia a base de plástico-filamento-extrusão inclui FDM (*Fused Deposition Modeling* ou modelagem por deposição de material fundido) e LOM (*Laminated Object Manufacturing* ou fabricação de objetos laminados). A espessura das camadas adicionadas uma sobre as outras, pode variar de 0,01 a 0,08 mm. Quanto mais fina for a camada de

material adicionado, mais precisa será a forma 3D impressa (WOO e KIM, 2016).

A estereolitografia (SLA) é o método mais antigo e mais utilizado em impressão 3D na odontologia (KESSLER *et al.*, 2020). Para fabricação de um objeto por estereolitografia é necessário a criação de um modelo 3D do objeto desejado (CAD). O *software* utilizado divide o modelo CAD em finas camadas, que sobrepostas formam o objeto 3D (TAORMINA *et al.*, 2018). Em seguida, o laser ou luz de fotoativação polimeriza a resina líquida da primeira camada definida pelo CAD. Continuando o processo, a plataforma se move na cuba por uma fração de milímetro e ocorre a polimerização da próxima camada, esse processo é repetido camada por camada até que o modelo esteja completo e o objeto impresso. Quando a execução é concluída, o objeto deve ser lavado com um solvente para remover a resina superficial não polimerizada e, em seguida, é realizada uma complementação da polimerização da resina (VAN NOORT, 2012).

O processo de fabricação não pode ser considerado rápido, pois depende do tamanho do objeto a ser impresso. Se o objeto for muito extenso, a fotoativação pode demorar um ou dois minutos para cada camada, porém se o objeto for pequeno, o tempo diminui e também tem a possibilidade de produzir vários objetos iguais ao mesmo tempo em que ficam um ao lado do outro na bandeja da impressora (VAN NOORT, 2012).

As próteses totais podem ser totalmente ou parcialmente fabricadas pela tecnologia de impressão 3D com resultados promissores (CHUNG *et al.*, 2018; CHA *et al.*, 2020; PARK *et al.*, 2020). Próteses totais provisórias (LIN *et al.*, 2018), duplicação de próteses totais (CLARK *et al.*, 2019; TAKEDA *et al.*, 2020) e próteses totais imediatas (JURADO *et al.*, 2020) já foram reportados na literatura recente, mostrando bom desempenho clínico, demonstrando que o fluxo digital é viável.

A variedade de materiais e técnicas para a manufatura aditiva garante inúmeras implementações na área odontológica e promete tornar-se parte da prática clínica rotineira (KATREVA *et al.*, 2018). Contudo, ainda é muito precário a definição de técnicas para impressão 3D para próteses totais e os fabricantes de materiais para essa finalidade não são precisos na informação da fabricação. Essa é a razão para a não descrição da técnica de fabricação por impressão 3D nesse momento.

2.2 Propriedades importantes dos materiais para base de prótese total

2.2.1 Sorção e solubilidade

Segundo a ISO 20795-1 sorção é o aumento de massa por volume em uma amostra e solubilidade é a perda de massa da amostra. Os valores de sorção para polímeros termo-polimerizáveis e ativados

por luz, utilizados para confecção de base de prótese total, devem ser no máximo 32 Wsp, e os valores de solubilidade para esse mesmo material devem ser de no máximo 1,6 Wsl.

A água exerce um efeito significativo nas propriedades dimensionais e mecânicas dos polímeros. O poli (metacrilato de metila) absorve pequenas quantidades de água quando colocado em um meio aquoso. O mecanismo primário responsável pelo ingresso da água é a difusão, ou seja, é por migração de uma substância através de um espaço ou dentro de uma segunda substância. No caso do poli (metacrilato de metila) a água penetra na massa do material e ocupa posições entre as cadeias poliméricas e, conseqüentemente, as cadeias afetadas se separam. Esse fenômeno produz dois efeitos: leve expansão da massa polimerizada e as moléculas de água interferem no entrelaçamento da cadeia polimérica, agindo como plastificante. O poli (metacrilato de metila) absorve, em torno de $0,69 \text{ mg/cm}^2$ de água, que pode exercer um efeito significativo na base da prótese total polimerizada. Estima-se que, para cada 1% de aumento produzido pela absorção de água, a resina acrílica expande 0,23% linearmente. Porém, alguns testes indicam que a expansão linear causada por absorção de água é aproximadamente igual à contração térmica encontrada no processo de polimerização, logo esses processos quase anulam um ao outro. Em relação a solubilidade, as resinas utilizadas para confecção de base de prótese total podem ser solúveis em uma variedade de

solventes, porém nos fluidos encontrados na cavidade oral elas são praticamente insolúveis (PHOENIX, 2005).

Determinadas etapas de confecção da prótese total podem influenciar nas propriedades do material, como por exemplo o ciclo de polimerização. Em um estudo realizado por Figuerôa *et al.* (2018) foi avaliada a porosidade, sorção de água e solubilidade de resinas acrílicas (Vipi Cril-VC e Vipi Wave-VW) após ciclos de polimerização convencional ou por micro-ondas. Para as análises de sorção e solubilidade em água, não houve diferença significativa entre as resinas acrílicas ($P > 0,05$). Os maiores valores médios de sorção de água foram obtidos no grupo que recebeu polimerização convencional (2,43%); valores intermediários no grupo que recebeu polimerização por micro-ondas durante 25 min (2,25%); e os menores valores nos grupos que foram polimerizados por micro-ondas durante 3 min (2,20%) e por 5 min (2,17%). Em relação a solubilidade, as estruturas polimerizadas por micro-ondas durante 3 min mostraram os maiores valores médios de solubilidade (0,13%); valores intermediários foram observados com polimerização por micro-ondas durante 5 min e por polimerização convencional (0,05%); e os menores valores ocorreram com a polimerização por micro-ondas durante 5 min (0,03%). Os autores concluíram que a resina acrílica convencional pode ser polimerizada em micro-ondas, pois ambos os métodos apresentaram desempenho semelhante nas propriedades avaliadas.

Saini *et al.* (2016) realizaram um estudo com o objetivo de comparar a sorção e a solubilidade de resinas acrílicas termo- e auto-polimerizável em diferentes soluções: água destilada, saliva artificial, solução de limpeza de próteses, água destilada e solução de limpeza de próteses por 12 h alternativamente, saliva artificial e solução de limpeza de prótese por 12 h alternativamente, a $37 \pm 2^\circ\text{C}$, e testou a sorção e a solubilidade pelo método de ganho / perda de peso, respectivamente, após 1, 6 e 11 semanas. Os autores concluíram que os resultados de sorção e solubilidade de água mostraram conformidade com a especificação ISO e que a solução de saliva artificial é um meio de armazenamento mais desafiador do que a água destilada e a solução de limpeza para dentaduras construídas com resinas acrílicas termo-polimerizáveis e auto-polimerizáveis.

2.2.2 Resistência a flexão máxima (σ_f) e módulo de elasticidade (E) por flexão

Para poder desenvolver um adequado planejamento para execução de um tratamento reabilitador é extremamente importante obter informações sobre a resistência de materiais que são utilizados para confecção de próteses dentárias, pois essa propriedade mecânica é o que garante que a prótese desenvolva suas funções ao longo do tempo e determina a capacidade de uma prótese em resistir a tensões sem causar fratura ou deformação permanente, ou seja, são propriedades importantes para o sucesso clínico das estruturas

(ANUSAVICE *et al.*, 2013; DIAZ-ARNOLD *et al.*, 2008). As resinas acrílicas utilizadas na confecção de base de prótese total devem ser fortes e resistentes para suportar as forças da mastigação (DIAZ-ARNOLD *et al.*, 2008).

A resistência à flexão, também chamada de resistência transversal ou módulo de ruptura, é um teste para avaliar a resistência de determinado material, pode ser realizado através do ensaio de flexão por três pontos que consiste na aplicação de uma carga no centro de um CP em formato de barra, apoiado sobre dois suportes nas extremidades (ANUSAVICE *et al.*, 2013). O teste de resistência flexural tem sido amplamente utilizado por ser eficiente em simular e detectar alterações estruturais dos materiais e com baixa complexidade de execução (RODRIGUES JUNIOR *et al.*, 2007; AGUIRRE *et al.*, 2020; PRPIC *et al.*, 2019).

O módulo de elasticidade é uma propriedade que determina a rigidez relativa de um material, a qual é calculada pela inclinação da região elástica na curva de tensão-deformação. Nesta curva, a região reta da linha representa a deformação elástica reversível e a região da linha curva representa a deformação plástica irreversível. É importante determinar os valores de limite elástico para determinados materiais utilizados na odontologia, pois espera-se que a estrutura retorne ao seu formato original após a remoção da força ou carga, situação conhecida como recuperação elástica (ANUSAVICE *et al.*, 2013).

Maekawa *et al.* (2006) realizaram um estudo para avaliar o efeito da saliva artificial na resistência flexural de resina acrílica termicamente ativada para bases de próteses (Artigos Odontológicos – Clássico Ltda – SP). Os CPs foram submetidos ao teste de flexão de três pontos. A resistência flexural das estruturas armazenadas por 30 dias em água destilada (grupo controle) e saliva artificial foi de 57,7 MPa e 56,2 MPa, respectivamente. Não houve diferença estatística significativa entre os grupos e também não houve diferença quanto ao tempo de armazenamento (1, 7, 15 e 30 dias).

Em um estudo para avaliar a resistência à flexão de resinas para base de prótese polimerizadas por curto e longo tempo usando a técnica convencional (sob água e pressão) e por micro-ondas, os autores concluíram que o procedimento de polimerização influencia na resistência à flexão das resinas, com a técnica de processamento por micro-ondas produzindo bases para próteses com maior resistência à flexão (BANERJEE *et al.*, 2010).

Aguirre *et al.* (2020) realizaram um estudo para comparar a resistência à flexão por 3 pontos de resina para base para prótese total fabricadas por três técnicas: compressão, injeção e fresada por CAD/CAM. Os valores médios de σ_f foram de: 86,7 MPa no método injetável, 116,6 MPa no método de pressão e 146,6 MPa no método por fresagem. Enquanto que o valor médio de E foi de 2121.3 MPa no método injetável, 2918.4 MPa no método de compressão e 3816.7 MPa no método de fresagem. Os valores de σ_f e E do grupo CAD-

CAM foi significativamente maior que dos outros grupos, concluindo que as bases de próteses fresadas com CAD-CAM podem ser uma alternativa útil às bases de próteses processadas convencionalmente em situações em que é necessária uma maior resistência a resistência à flexão.

3. PROPOSIÇÃO

3.1 Objetivos gerais

Caracterizar uma resina para base de prótese total fabricada por impressão 3D através da avaliação de propriedades relevantes para aplicação clínica e compará-las com as de uma resina acrílica termopolimerizável usada pela técnica convencional (controle).

3.2 Objetivos específicos

Avaliar a resistência à fratura por flexão (σ_f), o módulo de elasticidade por flexão (E), a sorção (W_{sp}) e a solubilidade (W_{sl}) de materiais utilizados para confecção de base de prótese pelo método de impressão 3D e pelo método convencional, testando a hipótese de que ambos materiais apresentam valores médios similares para essas propriedades. A h_0 se justifica pela falta de informação sobre materiais de base de prótese para impressão 3D.

4. MATERIAIS E MÉTODOS

Foram confeccionados 130 CPs utilizando material para base de prótese total, sendo 120 para avaliar as propriedades de resistência máxima à flexão e módulo de elasticidade por flexão, com e sem envelhecimento (n= 30) e 10 para avaliar sorção e solubilidade (n= 5). O fluxograma desse estudo está apresentado na Figura 1.

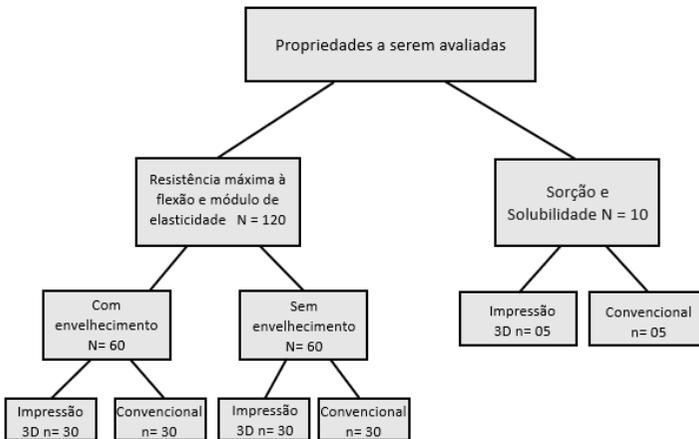


Figura 1. Fluxograma do estudo.

4.1. Resistência à flexão (σ_f) e módulo de elasticidade (E)

O teste de resistência à flexão e módulo de elasticidade foi realizado de acordo com a norma ISO 20795-1: 2013.

4.1.1 Confeccção dos corpos de prova

Foram confeccionados os CPs ($n= 30$; a norma solicita pelo menos $n=5$) em formato de barra, com dimensões de 64 mm de comprimento, 10 mm de largura e 3,5 mm de espessura (Figura 2), por meio de dois métodos: por impressão 3D e seguindo a metodologia convencional para fabricação de bases protéticas.



Figura 2. CPs em forma de barra para os testes de flexão e módulo de elasticidade

Para confeccionar os CPs pelo método convencional foi, inicialmente, fabricado matrizes. Um desenho digital com as dimensões da Figura 2 foi convertido em arquivo tipo .stl que foi transferido para o sistema específico (CAMCreator) de uma

impressora 3D (Varseo, Bego, Brémen, Alemanha) e organizado tridimensionalmente na plataforma digital de impressão (Figura 3).

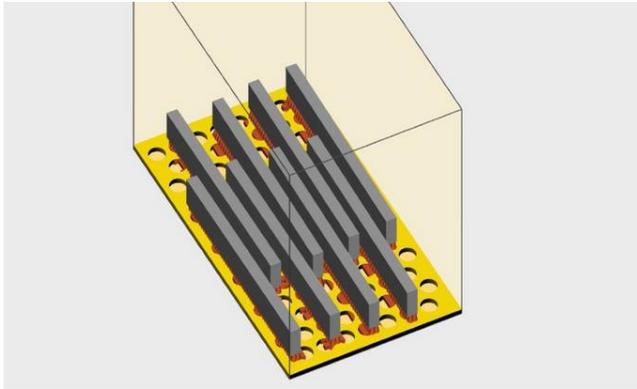


Figura 3. Desenho das matrizes na plataforma digital de impressão. Esse design de foi impressão selecionado para maximizar o número de CPs (usados como matrizes) por impressão.

O material para impressão das matrizes (Cosmos Denture, Yller, Pelotas, RS, Brasil) foi colocado no recipiente (*vat*) da impressora (Varseo, Bego, Brémen, Alemanha) e o arquivo do desenho dos CPs foi exportado via USB para a impressora, onde ocorreu a impressão das matrizes. O conjunto base de impressão, *sprues* e matrizes foram removidos da impressora e o resíduo da resina de impressão foi, inicialmente, removido com banho manual em álcool etílico a 96% (NatuPharma Manipulação e medicamentos, Passo Fundo, RS, Brasil) e em banho sônico (Digital ultrasonic Cleaner,

CD4810, Gnatus, São Paulo, Brasil) contendo álcool etílico 96% por dois ciclos de limpeza de 5 min.

O processo de pós-polimerização das matrizes foi realizado em câmara de fotopolimerização (Magnabox, EDG, São Carlos, São Paulo, Brasil) que compreende um ciclo de 3 min, seguido por dois ciclos de polimerização de 5 min (total: 13 min).

Após completa polimerização, as matrizes foram separadas, manualmente, dos *sprues* e quando necessário foi realizado acabamento e polimento com lixa d'água 2500 (3M, Sumaré, São Paulo, Brasil) em sentido único com água.

Para obtenção dos corpos de prova (convencional) em resina acrílica termo-ativada, essas matrizes foram mufladas. Para isso, na divisão inferior da mufla foi colocado uma camada de gesso extra duro (Tuff Rock 44, Talmax, Curitiba, PR, Brasil). Após a presa do gesso, foram proporcionadas 6 doses de silicone de condensação laboratorial (Zettalabor, Zermach, Polesine, Itália) que foram misturadas e a massa adaptada sobre o gesso. Quatro matrizes foram posicionadas no silicone e uma placa de vidro foi acomodada sobre elas com uma carga compressiva de 2 kg, para obtenção de camada lisa e íntegra, até a presa final do silicone. Após esse processo, foi posicionado a parte intermediária da mufla, realizado isolamento da superfície do conjunto (silicone/matrizes) com isolante para resina acrílica (Cel-lac, SS White, Rio de Janeiro, Brasil), proporcionado gesso extra duro para preenchimento da mufla e posicionado a tampa da mufla.

Após a presa do material, a parte inferior e intermediária da mufla foram separadas com auxílio de uma faca para gesso (Golgran, São Caetano do Sul, São Paulo, Brasil) e as matrizes foram cuidadosamente removidas, deixando a impressão das mesmas no silicone laboratorial. A resina acrílica termo-ativada (Clássico, São Paulo, Brasil) foi manipulada de acordo com as orientações do fabricante e adaptada nas impressões deixadas pelas matrizes dos CPs.

A manipulação da resina acrílica termo-ativada ocorreu a partir da proporção correta de líquido e pó em um pote paladon (Golgran, São Caetano do Sul, SP, Brasil) e uma espátula de número 36 (Fava, São Paulo, SP, Brasil) foi utilizada para agregar o pó ao líquido. O pote contendo a resina permaneceu fechado até a fase plástica do material, quando esse foi removido do pote e adaptado nas impressões de silicone da mufla, que foi fechada e prensada em prensa hidráulica, para ocorrer escoamento do excesso de RA que foi removido. Em seguida, a mufla foi colocada em uma prensa manual e o ciclo de polimerização da resina iniciado, conforme recomendação do fabricante. Para isso a mufla foi submersa em água na temperatura ambiente e iniciado seu aquecimento até 70°C por 30 min, seguido por 30 min de manutenção dessa temperatura e subsequente aquecimento da água até 100°C por 60 min. O término do ciclo ocorreu com resfriamento natural da água até temperatura ambiente.

Após o ciclo de polimerização dos CPs convencionais, a mufla foi aberta e os CPs removidos cuidadosamente. Os CPs foram polidos

com lixas d'água 2500 (3M, Sumaré, São Paulo, Brasil) em sentido único com água.

Foi realizado três medições da espessura em cada CP no seu longo eixo com uma precisão de $\pm 0,01$ mm e a diferença entre as três medições não excedeu $\pm 0,02$ mm, ou seja, os CPs eram planos com espessura uniforme, sem defeitos ou porosidades visíveis.

Para confeccionar os CPs por impressão 3D, foi utilizado o mesmo arquivo tipo stl descrito acima para confecção das matrizes. Esse arquivo foi transferido para o sistema específico (CAMCreator) da impressora (Varseo, Bego, Brémen, Alemanha) e neste organizado tridimensionalmente na plataforma digital de impressão (Figura 4).

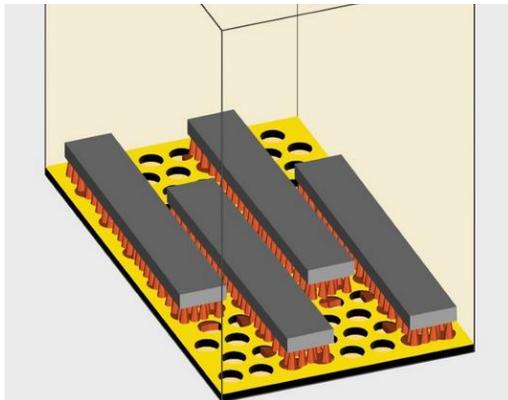


Figura 4. Desenho dos CPs na plataforma digital de impressão.

O material para impressão dos CPs (Cosmos Denture, Yllor, Pelotas, RS, Brasil) foi colocado no recipiente (*vat*) da impressora

(Varseo, Bego, Brémen, Alemanha) e o arquivo do desenho dos CPs foi exportado via USB para a impressora, onde ocorreu a impressão dos CPs. Foram impressos 4 CPs por vez, respeitando a área de impressão. A orientação de impressão foi horizontal conforme a maior área de superfície do corpo de prova, contendo 182 camadas com espessura de 0,027 mm (27 μm), compondo a base de impressão, *sprues* de suporte e o CP. O conjunto base de impressão, *sprues* e CPs foram removidos da impressora e o resíduo da resina de impressão foi, inicialmente, removido com banho manual em álcool etílico a 96% (NatuPharma Manipulação e medicamentos, Passo Fundo, RS, Brasil) e em banho sônico (Digital ultrasonic Cleaner, CD4810, Gnatus, São Paulo, Brasil) contendo álcool etílico 96% por dois ciclos de limpeza de 5 min.

O processo de pós-polimerização dos CPs foi realizado em câmara de fotopolimerização (Magnabox, EDG, São Carlos, São Paulo, Brasil) que compreende um ciclo de 3 min, seguido por dois ciclos de polimerização de 5 min (total: 13 min).

Após completa polimerização, os CPs foram separados, manualmente, dos *sprues* e quando necessário foi realizado acabamento e polimento com lixa d'água 2500 (3M, Sumaré, São Paulo, Brasil) em sentido único com água.

Os CPs foram armazenados em água destilada a $37 \pm 1^\circ\text{C}$, por 48 h antes do teste de flexão.

4.1.2 Envelhecimento dos corpos de prova

Metade do total do número de amostras (N= 60; n= 30) foram armazenadas em água destilada a 37°C por seis meses. A água foi trocada a cada sete dias e os CPs sempre permaneceram recobertos por água.

4.1.3 Teste de resistência máxima à flexão e módulo de elasticidade

Os CPs, chamados de imediatos (*baseline*), foram armazenados em água destilada a 37°C por 48 h antes do teste de flexão. Os CPs foram retirados do armazenamento em água destilada um de cada vez, e colocados imediatamente sobre os suportes do dispositivo de ensaio de flexão por 3 pontos (Figura 5) imersos em água a 37°C, com taxa de deslocamento constante de 5 mm/min até a fratura do CP.

O equipamento para o teste de flexão é composto por um pistão metálico (Emic-Instron., São José dos Pinhais, Brasil) que aplica uma carga no centro do CP que é suportado por dois cilíndricos com 3,2 mm de diâmetro e, pelo menos, 10,5 mm de comprimento (flexão por 3 pontos), situados a 40 mm de distância um do outro (Figura 5). De acordo com a norma ISO 20795-1:2013, a resistência à flexão máxima não deve ser inferior a 65 MPa para esse tipo de material.

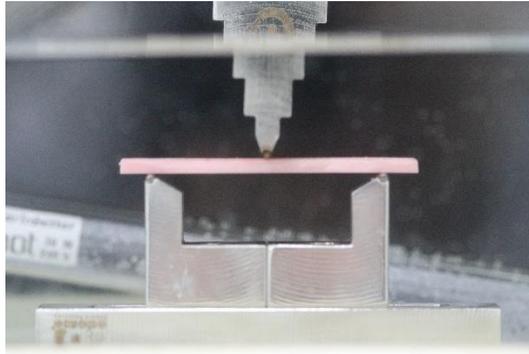


Figura 5. Ensaio de flexão por 3 pontos para avaliar a resistência flexural e o módulo de elasticidade por flexão.

4.1.3.1 Resistência à flexão máxima

Calculou-se a resistência à flexão (em MPa) usando a seguinte equação.

$$\sigma = 3Fl / 2bh^2$$

onde, F é a carga máxima de fratura (em N); l é a distância (em mm) entre os suportes (40 mm); b é a espessura (em mm) do CP medida imediatamente após o teste na região de fratura; h é a altura (em mm) do CP medida imediatamente após o teste na região de fratura.

4.1.3.2 Módulo de elasticidade por flexão

O módulo de elasticidade (E) foi obtido por flexão e calculado (em MPa) usando a seguinte equação:

$$E = F_1 l^3 / 4bh^3 d$$

onde, F_1 é a carga (em N) em um ponto na porção da linha reta (com a inclinação máxima) da curva tensão/deformação; d é a deformação (em mm) em F_1 ; l é a distância (em mm) entre os suportes (40 mm); b é a largura (em mm) do CP; h é a espessura (em mm) do CP.

4.1.4 Análise fractográfica

As superfícies fraturadas dos corpos de prova foram avaliadas com base nos princípios da fractografia. Para tanto, inicialmente foi realizado uma inspeção visual, seguida de estereomicroscopia (MO) (Stemi 2000-C, ZEISS, Alemanha) para CPs representativos.

4.1.5 Análise estatística

Os valores para cada propriedade e material foram tabulados e analisados estatisticamente usando Student t (dois materiais x propriedade; dois estágios (imediato e 6 meses) x propriedade), pois os dados apresentaram normalidade. Também foi realizada análise de Weibull.

4.2 Sorção e solubilidade da água

O ensaio de sorção e solubilidade, foi realizado conforme norma ISO 20795-1:2013.

4.2.1 Confeção dos corpos-de-prova

Os CPs foram confeccionados em ambiente controlado, em temperatura de 23°C e umidade relativa do ar de 50%.

Para confecção dos CPs pelo método convencional foi utilizado resina acrílica termo-ativada (Clássico, Artigos Odontológicos Clássico, São Paulo, Brasil) que foi proporcionada e manipulada em um pote paladon (Golgran, São Caetano do Sul, São Paulo, Brasil) de acordo com as instruções do fabricante. Com uma espátula de número 36 (Fava, São Paulo, SP, Brasil) foi incorporado o pó ao líquido e em seguida foi mantido o pote fechado, até a fase plástica (fase de trabalho) do material quando foi removido do pote paladone colocado em uma matriz de aço inoxidável (Figura 6). A matriz foi fechada com a tampa, prensada (1000 Kg por 12 h) (Figura 7) para ocorrer escoamento do excesso de RA, e levada a um recipiente com água em temperatura ambiente para o ciclo de polimerização. Para isso, a água foi aquecida até 70°C por 30 min, seguido por 30 min de manutenção dessa temperatura e subsequente aquecimento da água até 100°C por 60 min. O término do ciclo ocorreu com resfriamento natural da água até temperatura ambiente.



Figura 6. Matriz de aço inoxidável para confecção dos CPs pelo método convencional.

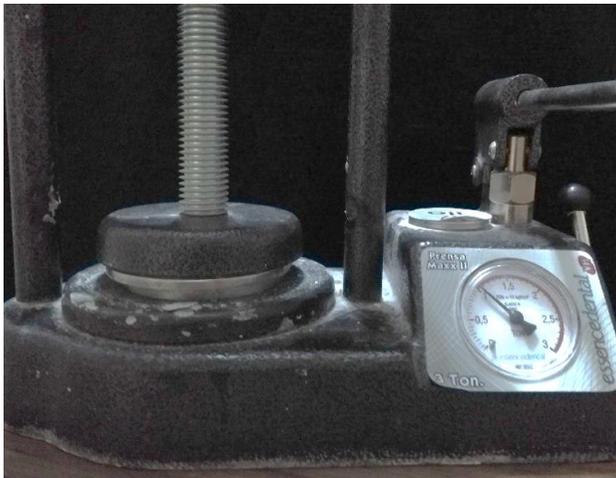


Figura 7. Matriz de aço inoxidável contendo resina acrílica sendo prensada (1000 Kg por 12 h).

Após a polimerização do acrílico e resfriamento da matriz, essa foi aberta e o corpo de prova removido (Figura 8). Todos os CPs sofreram inspeção visual para avaliar possíveis defeitos relacionados com a fabricação.

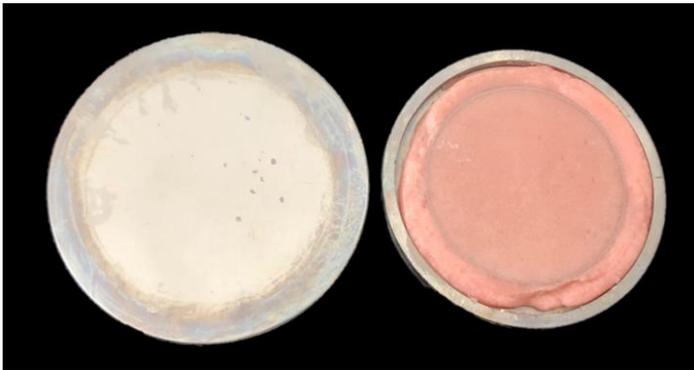


Figura 8. Abertura da matriz metálica onde se encontra o corpo de prova (CP).

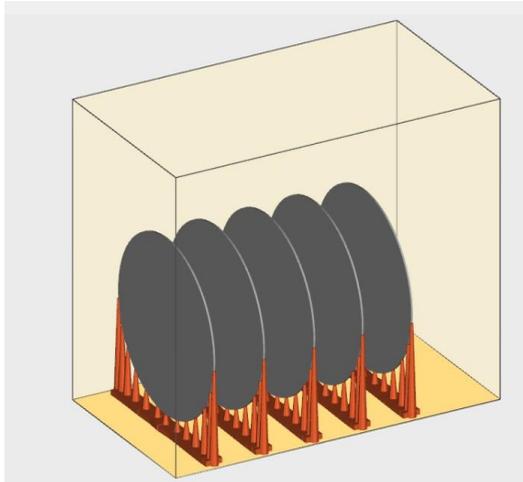


Figura 9. Desenho dos CPs na plataforma digital de impressão.

Para confeccionar os CPs por impressão 3D, foi inicialmente realizado um desenho digital, com mesmo padrão utilizado pelos CPs convencionais (50 mm de diâmetro e 5 mm de espessura), que foi convertido em um arquivo stl (Figura 9). Esse arquivo foi transferido para o sistema específico (CAMCreator) da impressora (Varseo, Bego, Brémen, Alemanha) e neste organizado tridimensionalmente na plataforma digital de impressão. O material para impressão (Cosmos Denture, Yller, Pelotas, RS, Brasil) foi colocado no recipiente (*vat*) da impressora (Varseo, Bego, Brémen, Alemanha) e o arquivo do desenho dos CPs foi exportado, via USB, para a impressora, onde ocorreu o processo de impressão. A orientação de impressão foi horizontal com os corpos de prova na posição vertical, contendo 1080

camadas com espessura de 0,027 mm (27 μm), compondo a base de impressão, *sprues* de suporte e o CP.

Após impressão 3D, o conjunto base de impressão, *sprues* e CPs foram removidos da plataforma de impressão e lavados. Para isso, foram imersos em álcool etílico 96% (NatuPharma Manipulação e medicamentos, Passo Fundo, RS, Brasil) e movimentados dentro da solução, para remoção inicial de resíduos da resina de impressão. Na sequência, os CPs foram colocados em cuba sônica (Digital ultrasonic Cleaner, CD4810, Gnatus, São Paulo, Brasil) contendo álcool etílico 96% (NatuPharma Manipulação e medicamentos, Passo Fundo, RS, Brasil), para realizar dois ciclos de limpeza de 5 min cada. A seguir, foi realizado a fotopolimerização adicional dos corpos de prova em câmara de fotopolimerização (Magnabox, EDG, São Carlos, São Paulo, Brasil) usando um ciclo de pré-polimerização de 3 min seguido de dois ciclos de polimerização de 5 min cada.

Após a completa polimerização, os CPs foram separados dos *sprues* e realizado o acabamento e polimento com lixa d'água 2500 (3M, Sumaré, São Paulo, Brasil) em sentido único com água.

4.2.2 Teste de sorção e solubilidade

Os CPs foram colocados sobre uma plataforma mantendo-os paralelos e separados, dentro de um dessecador contendo sílica gel (seca por 300 min a 130°C) que foi colocado em uma estufa a 37°C por 23 h. Após, o dessecador foi removido da estufa e a sílica gel seca

renovada. O dessecador foi mantido a 23°C por 60 min e então os CPs foram pesados em balança analítica com precisão de 0,2 mg (Eletronic Balance Bioprecisa, TDS Instrumental Tecnológica Ltda., Tijuca do Sul, PR, Brasil). O dessecador foi mantido fechado, exceto para manipulação dos CPs e troca da sílica gel seca. Após a pesagem dos CPs, o gel de sílica no dessecador foi substituído e o suporte com os CPs foi recolocado no dessecador que foi levado, novamente, a estufa. Esse procedimento foi repetido até obter CPs com uma massa constante, **m1**, ou seja, até que a perda de massa de cada CP não fosse superior a 0,2 mg entre pesagens sucessivas e, assim, os CPs foram considerados realmente secos.

Nesse momento, foi calculado o volume, V ($V = \pi r^2 h$), de cada CP, usando a média de três medidas de diâmetro e a média de cinco medidas de espessura. As medições de espessura foram realizadas no centro e em quatro locais igualmente espaçados ao redor da circunferência do CP.

2.1.2.1 Corpos-de-prova molhados

Os CPs condicionados foram mergulhados em água (em conformidade com o grau 2 da ISO 3696:1987) a 37°C por 7 dias. Após esse período, os CPs foram removidos da água, colocados em uma toalha de papel até ficarem livres de umidade visível, agitados ao ar por 15 s e pesados

60 s após a remoção da água (com uma precisão de 0,2 mg). Nesse momento foi registrado a massa como **m2**.

2.1.2.2 Corpos-de-prova recondicionados

Os CPs foram recondicionados em massa constante no dessecador, conforme descrito acima para obter m1, registrando a massa dos CPs "recondicionados" como **m3**. É essencial que as mesmas condições sejam aplicadas como no primeiro processo de secagem para m1.

2.1.2.3 Cálculo e expressão de resultados do teste de sorção de água

O valor da sorção de água, W_{sp} , para cada CP é expresso em microgramas por milímetro cúbico ($\mu\text{g}/\text{mm}^3$) a partir da seguinte equação:

$$W_{sp} = m_2 - m_3 / V$$

onde, **m2** é a massa do CP (em μg) após imersão em água; **m3** é a massa recondicionada do CP (em μg); e V é o volume do CP (em mm^3).

2.1.2.4 Cálculo e expressão de resultados do teste de solubilidade em água

Foi calculado a matéria solúvel por unidade de volume, W_{sl} , lixiviada durante a imersão, expressa em microgramas por milímetro cúbico ($\mu\text{g}/\text{mm}^3$), para cada CP a partir da seguinte equação:

$$W_{sl} = \frac{m_1 - m_3}{V}$$

onde, m_1 é a massa "condicionada" do CP (em μg), m_3 é a massa recondicionada do CP (em μg) e V é o volume do CP (em mm^3).

Os valores calculados para a solubilidade em água foram arredondados para o valor mais próximo de $0,1 \mu\text{g}/\text{mm}^3$.

4.2.3 Análise estatística

Os valores para cada propriedade e material foram tabulados e analisados estatisticamente usando Student t (dois materiais x propriedade), pois os dados apresentaram normalidade.

5. RESULTADOS E DISCUSSÃO

O objetivo do presente estudo foi avaliar a resistência máxima à flexão (σ_f), o módulo de elasticidade por flexão (E), a sorção, a solubilidade e materiais poliméricos utilizados para confecção de base de prótese total pelo método de impressão 3D e pelo método convencional (resina acrílica termo-polimerizável). Os resultados mostraram valores significativamente diferentes para essas propriedades entre os dois materiais avaliados, rejeitando a hipótese nula do estudo.

Como já mencionado, é importante ter conhecimento sobre a resistência à flexão e módulo de elasticidade por flexão de materiais utilizados para confecção de próteses dentárias, pois essas propriedades determinam a capacidade de uma prótese em resistir a tensões sem causar fratura ou deformação permanente (ANUSAVICE *et al.*, 2013). Os valores dessas propriedades para os materiais avaliados no presente estudo estão resumidos na Tabela 1. Todas as comparações (teste t de Student) mostraram significância estatística ($p= 0,0000$), exceto para os valores de σ_f na comparação entre os tempos imediato e após armazenamento em água por 6 meses da resina

impressa em 3D ($p = 0,12$), mostrando que esse material não perdeu em resistência com essa condição de armazenamento.

Tabela 2. Valores médios, desvio padrão e intervalos de confiança em 95% para a resistência flexural (σ_f , em MPa) e módulo elasticidade (E , em MPa) das resinas avaliadas nesse estudo em função do tempo de armazenamento em água (imediatos e após 6 meses). Os agrupamentos estatísticos para os testes t de Student seguem após os valores para cada propriedade dos materiais.

Material	Propriedade	n	Tempo de avaliação	
			Imediato	6 meses
Conven.	σ_f	30	78,1 \pm 5,5 (76,1-80,2) Aa	52,8 \pm 3,5 (51,4-54,1) Ba
	E	30	1707 \pm 190 (1636-1778) Aa	1172 \pm 99 (1134-1211) Ba
3D	σ_f	30	34,4 \pm 7,5 (31,6-37,2) Ab	31,9 \pm 8,8 (28,6-35,2) Ab
	E	30	811 \pm 128 (759-862) Ab	539 \pm 115 (496-582) Bb

Letras maiúsculas diferentes mostram diferença estatística na mesma linha ($p \leq 0,05$). Letras minúsculas diferentes mostram diferença estatística na mesma coluna para a mesma propriedade ($p \leq 0,05$).

O módulo de Weibull (m) e a resistência característica (σ_0) estimados com a análise de Weibull para os dados de resistência flexural estão apresentados na Tabela 2 e na Figura 10. Os grupos controle imediato e mediato apresentaram valores de m similares e estatisticamente superiores aos grupos 3D imediato e mediato. O grupo controle imediato apresentou o maior valor de σ_0 , seguido pelo

grupo controle mediato. Os grupos 3D (imediate e mediato) apresentaram os menores valores de σ_0 , sem diferença estatística entre si, já que os intervalos de confiança de 95% se sobrepõem. Para o grupo controle houve uma redução significativa de σ_0 após o envelhecimento, pois os intervalos de confiança de 95% não se sobrepõem (Tabela 2 e Figura 10).

Tabela 2. Valores do módulo de Weibull (m) e da resistência característica (σ_0 , em MPa) para os grupos avaliados acompanhados dos respectivos intervalos de confiança a 95% (IC 95%).

	m (IC 95%)	σ_0 (IC 95%)
Convencional	17,5 (12,4; 22,3)	80,5 (78,7; 82,5)
Imediato		
Convencional	18,0 (12,3; 22,0)	54,3 (53,0; 55,7)
Mediato		
3D Imediato	5,5 (3,6; 6,5)	37,2 (34,1; 40,8)
3D Mediato	4,2 (3,0; 5,4)	35,0 (31,9; 38,7)

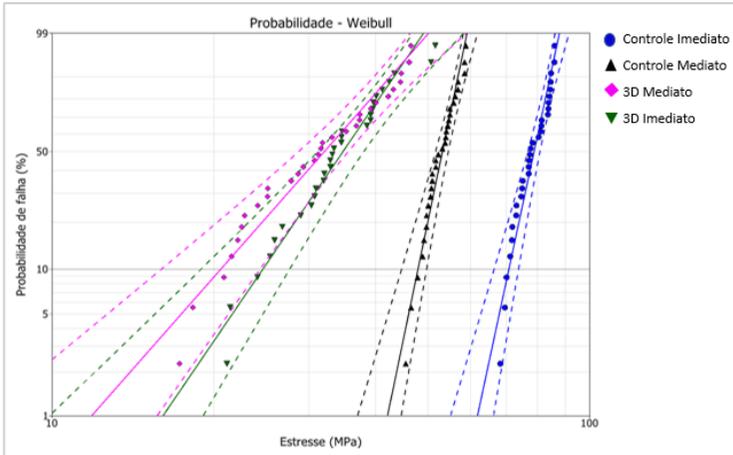


Figura 10. Gráfico de Weibull para os grupos experimentais com respectivos intervalos de confiança a 95%.

No presente estudo, os valores de resistência flexural e módulo de elasticidade foram obtidos por ensaio de flexão em três pontos, que consiste na aplicação de uma carga no centro de um corpo de prova em formato de barra, apoiado sobre dois suportes nas extremidades (ANUSAVICE *et al.*, 2013; DELLA BONA, 2009). Os testes foram realizados com base na norma ISO 20795-1:2013 e estudos anteriores (AJAJ-ALKORDY e ALSAADI, 2014; SHIM *et al.*, 2020), especialmente para a confecção de corpos de prova por impressão 3D, que ainda não estão contemplados por norma internacional. Para estruturas impressas em 3D é importante determinar vários parâmetros, mas especialmente, a orientação da impressão e a configuração das camadas impressas. Os parâmetros de impressão

podem interferir na precisão da impressão, nas propriedades mecânicas das estruturas impressas, na morfologia da superfície e na resposta bacteriana, uma vez que superfícies irregulares favorecem a aderência de microorganismos (SHIM *et al.*, 2020; UNKOVSKIY *et al.*, 2018). No presente estudo, os corpos de prova foram impressos em uma orientação de 0° em relação a plataforma de impressão e a carga compressiva no teste de flexão foi aplicada em uma direção perpendicular (90°) a deposição das camadas para construção do CP.

A influência dos parâmetros de impressão na resistência flexural e na precisão estrutural de objetos impressos por SLA foram avaliadas por alguns estudos (ALHARBI *et al.*, 2016; UNKOVSKIY *et al.*, 2018; SHIM *et al.*, 2020). Unkovskiy *et al.* (2018) reportam que as amostras impressas em 90° de orientação (camadas paralelas à carga axial) mostraram resistência à flexão e módulo de flexão superiores e que a orientação de impressão de 45° em relação à plataforma de impressão mostrou a melhor precisão. Contudo, outros estudos (ALHARBI *et al.*, 2016; SHIM *et al.*, 2020) apresentaram resultados divergentes mostrando que corpos de prova construídos em uma direção paralela à direção da carga (90°) exibiram propriedades mecânicas inferiores aos impressos em 0°. Isso ocorre porque a adesão entre as camadas é menor que a resistência intrínseca de cada camada. Essa anisotropia está muito associada a resistência de adesão entre as camadas impressas e, assim, o efeito da orientação de impressão pode ser alterado pela resistência adesiva entre as camadas. Além disso, a

resistência adesiva pode ser influenciada pelo tipo de polímero, pelo tamanho da área de adesão, e pela taxa de polimerização, que também pode afetar a resistência flexural da estrutura como um todo (SHIM *et al.*, 2020). Diante dessa divergência nos valores reportados, o presente estudo optou pela impressão em 0° (com direção de carga de 90°), considerando o direcionamento das forças mastigatórias e o raciocínio apresentado acima.

O posicionamento da estrutura a ser impressa na plataforma de impressão também pode influenciar na geometria da estrutura. Objetos colocados nas bordas da plataforma de construção podem ser particularmente propensos a imprecisões (UNKOVSKIY *et al.*, 2018), por isso o presente estudo realizou a impressão dos corpos de prova no centro da plataforma de impressão.

A norma ISO 20795-1:2013 reporta que a resistência à flexão do material para base de próteses não deve ser inferior a 65 MPa, o que foi plenamente alcançado pela resina acrílica convencional ($78,1 \pm 5,5$), mas não foi obtido no material impresso ($34,4 \pm 7,5$). Contudo, o valor médio dessa propriedade é apresentado com significativa variabilidade na literatura e nenhum estudo anterior testou os corpos de prova simulando o meio bucal, ou seja, em água a 37°C.

A resistência à flexão (σ_f) e o módulo de elasticidade (E) de duas resinas acrílicas termo-polimerizáveis utilizadas para base de prótese, Rodex, (SPD, Italia) e Lucitone 199 (Dentsply International Inc., Degu Dent GmbH, Hanau, Germany) foram avaliados após

armazenagem em saliva artificial a 37°C por 2 semanas (Ajaj-AlKordy e Alsaadi, 2014), apresentando resultados médios ($\sigma_f = 70$ MPa e $E = 1600$ MPa para a Redox e $\sigma_f = 82$ MPa e $E = 1230$ MPa para a Lucitone 199) semelhantes aos do presente estudo para a resina acrílica convencional ($\sigma_f = 78$ MPa e $E = 1700$ MPa). Contudo, outro estudo (Aguirre *et al.*, 2020) obteve valores médios de resistência a flexão por 3 pontos de 116 MPa e de 2918 MPa para o módulo de elasticidade por flexão de uma resina acrílica convencional (Lucitone 199, Dentsply Sirona), que são maiores do que os valores obtidos pelo presente estudo, muito provavelmente devido as condições de teste que foram realizados em condições laboratoriais (a seco).

Dois estudos utilizaram a mesma resina acrílica avaliada no presente estudo (Clássico, São Paulo, Brasil) obtendo valores médios de resistência flexural de 85 MPa (Barbosa *et al.*, 2003) e 101 MPa (Yamamoto *et al.*, 2009). Esses valores não são muito diferentes aos valores do presente estudo ($\sigma_f = 78$ MPa), que foram obtidos em ambiente úmido.

A influência da umidade sobre a resistência a flexão de resinas acrílicas convencionais termo-polimerizáveis tem sido reportado (MAEKAWA *et al.*, 2006; JAGINI *et al.*, 2019; CHANDRAHARI *et al.*, 2019). Maekawa *et al.* (2006) armazenaram os corpos de prova de resina acrílica em água destilada por até 30 dias resultando em um valor médio de resistência flexural (57 MPa) semelhante ao do presente estudo (53 MPa) após armazenamento de 6 meses.

Chandrahari *et al.* (2019) armazenaram os corpos de prova de resina acrílica em saliva artificial e avaliaram a resistência a flexão após 2, 60, 90 e 120 dias, mostrando redução significativa nos valores de resistência (86 para 76 MPa) conforme o tempo de armazenamento (2 a 120 dias). Similarmente, Jagini *et al.* (2019) armazenaram os corpos de prova de resina acrílica em saliva artificial e em água avaliando a resistência a flexão após 15, 30, 60, e 120 dias, mostrando redução significativa nos valores de resistência (98 para 86 MPa) conforme o tempo de armazenamento, indiferentemente se em água ou saliva artificial. Esses estudos corroboram com os achados do presente estudo, onde a resina acrílica convencional apresentou um valor médio imediato (78 MPa) superior ao valor médio de resistência do mesmo material após armazenamento em água por 6 meses (53 MPa). Esses estudos indicam a influência do armazenamento em ambiente úmido na resistência flexural desse tipo de material, assim como já foi verificado em outros polímeros de uso odontológico.

Assim como no presente estudo, Prpić *et al.* (2020) compararam a resistência flexural de resinas para base de prótese fabricadas por diferentes técnicas (tradicional e impressão 3D) mostrando que as resinas acrílicas tradicionais obtiveram valores variando de 62 MPa a 110 MPa, em concordância com os valores do presente estudo, enquanto que o polímero impresso em 3D (NextDent Base) variou de 60 MPa a 84 MPa, com valores superiores aos

encontrados no presente estudo ($\sigma_f = 34$ MPa), o que pode ser explicado pelas condições diferentes de teste (seco vs úmido).

É importante mencionar que o presente estudo simulou as condições orais para avaliação das propriedades mecânicas (σ_f e E) e que não há estudos que reportam a influência da armazenagem em água a 37°C por 6 meses e, subsequente, teste dessas propriedades em água a 37°C. Essas condições podem aproximar os resultados aos esperados durante o serviço oral.

Resultados quantitativos de resistência a fratura devem ser qualificados e compreendidos por uma detalhada investigação da superfície de fratura usando princípios da fractografia (DELLA BONA, 2009). Uma macro avaliação visual inicial seguida de microscopia em baixa ampliação (microscopia óptica e estereomicroscopia) usualmente revelam as características principais da superfície de fratura com relação ao processo de falha (CALLISTER e RETHWISCH, 2018; QUINN, 2020). Algumas situações, materiais e estruturas podem solicitar um exame mais detalhado em maior ampliação (microscopia eletrônica de varredura, MEV) para determinar características importantes de menor dimensão, como por exemplo a origem da fratura, ou ainda para mensurar com precisão áreas ou características da superfície de fratura para cálculos posteriores de tenacidade, por exemplo (DELLA BONA, 2009).

Estruturas submetidas a carga de flexão desenvolvem estresses de tração e compressão. A grande maioria dos ensaios de flexão

avaliam amostras com formas geométricas simples e com dimensões bem definidas, como barras ou discos (DELLA BONA, 2009; QUINN, 2020). Considerando o presente estudo, as amostras em forma de barra foram submetidas ao teste de flexão por três pontos, onde a região da superfície que recebe a carga desenvolve estresses de compressão e a região da superfície oposta desenvolve estresses de tração que são responsáveis pelo o início da fratura em materiais e estruturas frágeis, como é o caso dos materiais avaliados nesse estudo (DELLA BONA, 2009; QUINN, 2020; CALLISTER e RETHWISCH, 2018). Com auxílio de um estereomicroscópio e utilizando os princípios da fractografia para avaliar as superfícies fraturadas dos corpos de prova foi possível identificar o defeito inicial, indicado por um semi-círculo preto, as ramificações (*hackle*) que mostram o sentido de propagação da fratura a partir do defeito inicial (marcado com *), e a curva de compressão (marcada com cc) que está associada com o final do processo de fratura na área sob estresse de compressão (Figuras 10B, 11B, 12B e 13B).

Ao redor da origem da fratura, é possível observar a região de espelho (*mirror*), relativamente plana e lisa. Essa região é onde a trinca segue em um único plano, ainda com baixa velocidade de crescimento, efeito que ocorre no início da fratura. O tamanho da região de espelho é inversamente proporcional ao estresse de fratura ao quadrado. Quando a trinca atinge uma certa velocidade ou encontra uma mudança na direção das tensões principais, formando pequenos sulcos

radiais na superfície de fratura, pode-se observar a região de névoa (*mist*). A região de ramificação das trincas (*hackle*) é o estágio seguinte, onde a trinca original sofre várias bifurcações. A quantidade de ramificações nessa região, também fornece informações sobre a quantidade de energia disponível durante a fratura, pois quanto maior a energia disponível, maior será o número de ramificações (QUINN, 2020).

No presente estudo, a região do espelho foi menor nos grupos imediatos, o que significa um maior estresse de fratura, o que pode ser verificado pelos valores de resistência flexural e módulo de elasticidade (Tabela 1). O envelhecimento em água é deletério para a maioria dos materiais, inclusive para os polímeros (JAGINI *et al.*, 2019; CHANDRAHARI *et al.*, 2019), diminuindo os valores das propriedades mecânicas (σ_f e E). Assim, as estruturas envelhecidas acumulam menor quantidade de energia até a fratura catastrófica. Isso demonstra que os valores quantitativos de σ_f e E reportados nesse estudo estão coerentes com as características fractográficas observadas nas superfícies de fratura.

Não foi encontrado na literatura estudos que reportassem uma análise fractográfica seguindo princípios da fractografia para avaliar amostras de resina para base de prótese testadas sob flexão. Dois estudos avaliaram a resistência ao impacto, usando o método Charpy, e subsequente avaliação da morfologia da fratura de resinas acrílicas para base de prótese. Como consequência do teste de impacto, os

estudos tiveram dificuldades para evidenciar as características fractográficas usualmente observadas em testes de flexão (FAOT *et al.*, 2006; PRAVEEN *et al.*, 2014).

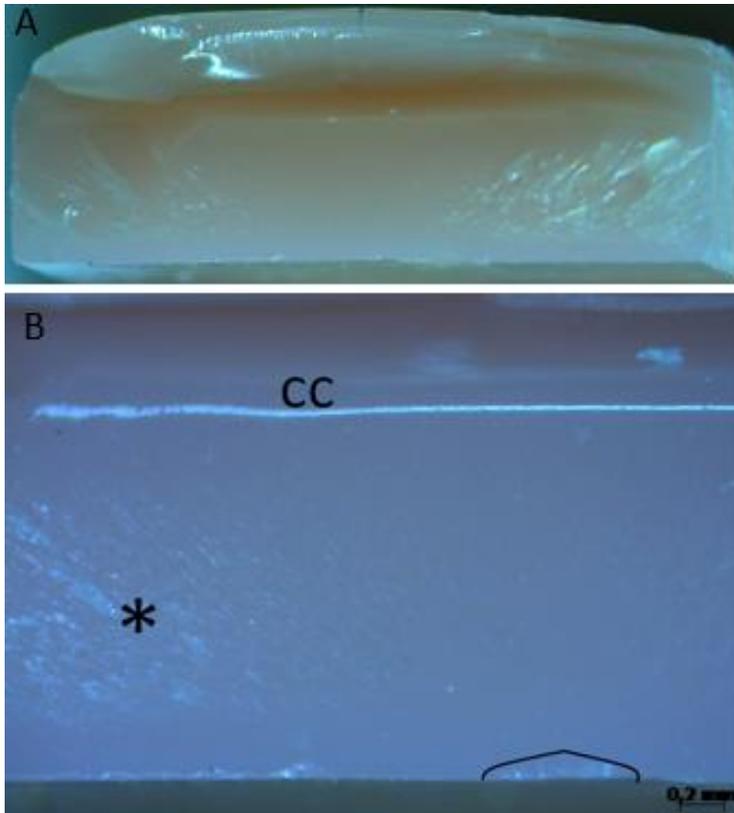


Figure 101. *Imagens obtidas por estereomicroscópio de um CP do grupo 3D Imediato. A imagem A (x10) apresenta uma vista de toda a superfície de fratura e a imagem B (x32) mostra a origem da falha.*

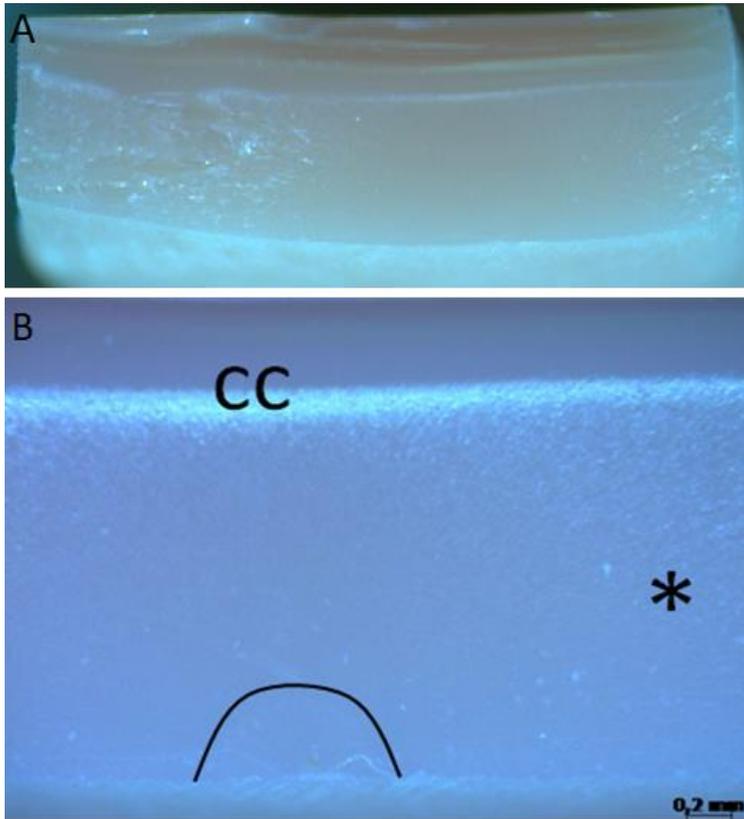


Figura 12. Imagens obtidas por estereomicroscópio de um CP do grupo 3D mediato. A imagem A (x10) apresenta uma vista de toda a superfície de fratura e a imagem B (x32) mostra a origem da falha.

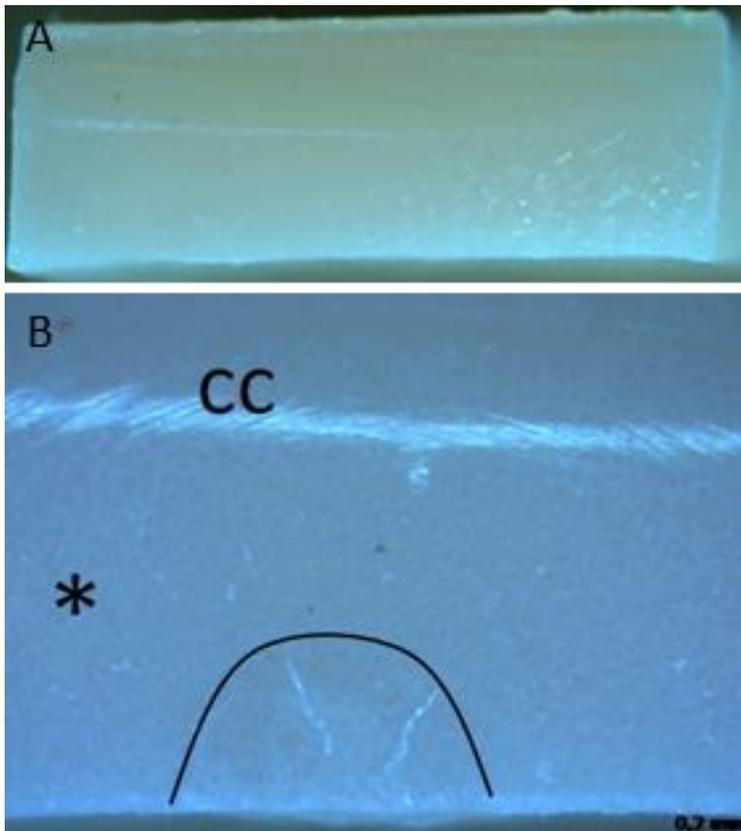


Figura 13. Imagens obtidas por estereomicroscópio de um CP do grupo convencional imediato. A imagem A (x10) apresenta uma vista de toda a superfície de fratura e a imagem B (x32) mostra a origem da falha.

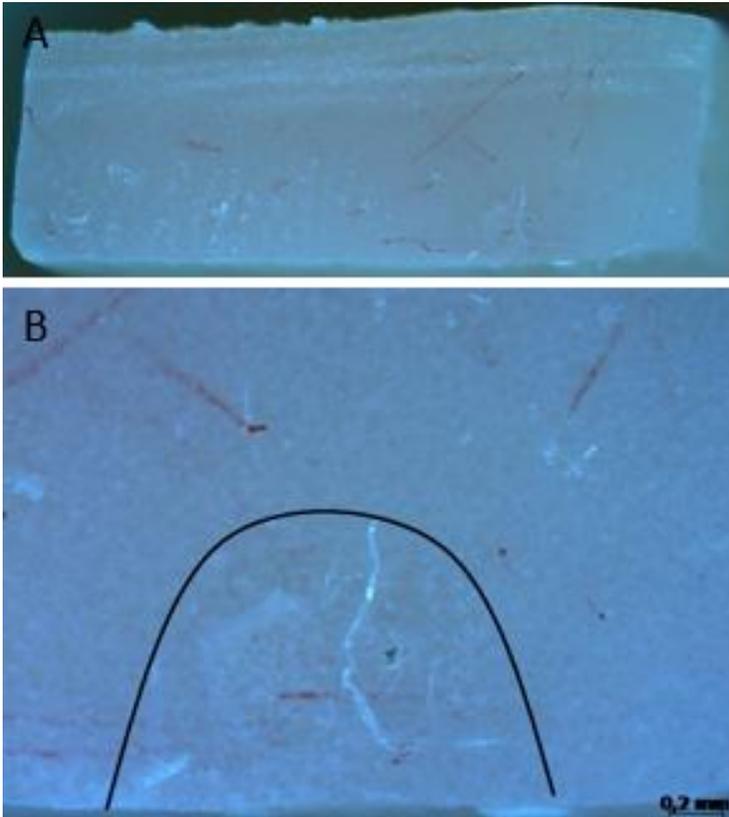


Figura 114. Imagens obtidas por estereomicroscópio de um CP do grupo convencional mediato. A imagem A (x10) apresenta uma vista de toda a superfície de fratura e a imagem B (x40) mostra a origem da falha.

As propriedades de sorção e solubilidade também foram avaliadas no presente estudo. Essas propriedades podem alterar o comportamento dimensional e a estabilidade da prótese (PFEIFFE e ROSENBAUE, 2004; ANUSAVICE, 2013). A solubilidade das resinas acrílicas representa a quantidade de ingredientes solúveis em água, monômeros que não participaram da reação, plastificantes e iniciadores que migram para a água durante o tempo de imersão do experimento. Assim, esses materiais devem ter baixa ou nenhuma solubilidade, conforme aponta a norma ISO 20795-1, pois o monômero residual passa para os fluidos orais podendo causar irritação da mucosa oral (CUCCI *et al.*, 1998).

Segundo a ISO 20795-1, o valor máximo de sorção (W_{sp}) para polímeros termo-polimerizáveis (Tipo 1) e ativados por luz (Tipo 4-polímeros ativados por luz, por analogia os polímeros impressos em 3D) utilizados para confecção de base de prótese total, devem ser de $32 \mu\text{g}/\text{mm}^3$, e o valor máximo de solubilidade (W_{sl}) para esses materiais deve ser de $1,6 \mu\text{g}/\text{mm}^3$. No presente estudo (Tabela 3), o polímero convencional (controle) mostrou uma $W_{sp} = 24,9 \mu\text{g}/\text{mm}^3$ que foi maior que a mostrada pelo polímero impresso em 3D ($W_{sp} = 15,2 \mu\text{g}/\text{mm}^3$) ($p = 0,0000$). Não ocorreu solubilidade na resina acrílica convencional, enquanto que o polímero impresso em 3D mostrou uma solubilidade de $2,3 \mu\text{g}/\text{mm}^3$ ($p = 0,0000$), o que está um pouco acima do valor padronizado. Contudo, há resinas no mercado com valores fora da padronização, como é o caso da Lucitone 199 (Dentsply

International Inc., York, PA) que mostrou $W_{sp} = 20,3 \mu\text{g}/\text{mm}^3$ e $W_{sl} = 3,02 \mu\text{g}/\text{mm}^3$ (DHIR *et al.*, 2007) e a Lucitone 550 com $W_{sp} = 38,3 \mu\text{g}/\text{mm}^3$ e $W_{sl} = 0,18 \mu\text{g}/\text{mm}^3$ (CUCCI *et al.*, 1998). Não há estudos reportando sorção e solubilidade de polímeros para base de prótese impressos em 3D (DELLA BONA *et al.*, 2021).

Tabela 3. Valores médios, desvio padrão e intervalos de confiança em 95% para a sorção (W_{sp}) e solubilidade (W_{sl}). Os agrupamentos estatísticos para os testes t de Student seguem após os valores para cada propriedade dos materiais.

Propriedade	n	Materiais	
		Convencional	3D
W_{sp} ($\mu\text{g}/\text{mm}^3$)	5	$24,91 \pm 0,55$ (24,2-25,6) A	$15,16 \pm 0,57$ (14,4-15,8) B
W_{sl} ($\mu\text{g}/\text{mm}^3$)	5	$0,00 \pm 0,00$ A	$2,33 \pm 0,48$ (1,7-2,9) B

Letras maiúsculas diferentes mostram diferença estatística na mesma linha ($p \leq 0,05$)

Esse experimento seguiu as instruções de metodologia da norma ISO 20795-1 (2013) que indica corpos de prova com uma espessura 0,5 mm. As amostras de resina tipo 1 (convencional) foram muito difíceis de serem fabricadas, mesmo utilizando molde pré-fabricado em aço inoxidável, conforme indica a norma. Essa mesma dificuldade também foi descrita por Dhir *et al.* (2007), que não conseguiram seguir as recomendações e optaram por realizar CP com espessura de 1 mm. As dificuldades metodológicas, que podem interferir com os resultados, sugerem a necessidade de uma urgente

atualização da norma, que também não contempla os novos materiais impressos em 3D.

6. CONCLUSÕES

Esse estudo mostrou diferenças significativas nas propriedades avaliadas dos polímeros indicados para confecção de base de prótese removível. Os valores médios de resistência flexural, do módulo de elasticidade, e da sorção em água foram maiores para a resina acrílica termo-polimerizável do que para a resina impressa por 3D, e a solubilidade em água foi maior para o material impresso por 3D. O armazenamento em água por 6 meses influenciou negativamente a resistência flexural e o módulo de elasticidade de ambos os materiais, exceto para a resistência do material impresso em 3D. Considerando os materiais avaliados e os resultados obtidos, esse estudo sugere que as estruturas obtidas por impressão 3D precisam maior desenvolvimento para que suas propriedades sejam comparáveis as estruturas fabricadas de forma convencional com resinas acrílicas termo-polimerizáveis.

7. CONSIDERAÇÕES FINAIS

Esse estudo confirmou a importância em avaliar propriedades dos polímeros indicados para confecção de base de prótese removível e a necessidade de realizar mais estudos com materiais para impressão 3D.

Foi possível observar algumas limitações em relação aos ensaios realizados e reportados na literatura. A metodologia utilizada pela maioria dos trabalhos sobre resistência à flexão poderia incluir resultados adicionais importantes se princípios de fractografia fossem considerados na avaliação das superfícies de fratura. Nesse sentido, poderiam ser apresentadas informações relevantes com relação ao modo de falha e características microestruturais associadas ao processo de falha que podem auxiliar na compreensão desse processo e sugerir melhorias em futuros materiais e estruturas. O envelhecimento, a simulação de serviço e teste nas condições bucais das amostras avaliadas são raramente reportados, dificultando comparações com outros resultados como os do presente estudo. A variabilidade nas condições experimentais, como por exemplo testes em ambiente seco ou úmido, também dificultam comparações entre os estudos.

Em relação ao teste de sorção e solubilidade, a confecção dos corpos de prova, em especial a dimensão destes, conforme preconiza a norma internacional, é muito difícil e alguns trabalhos não conseguiram seguir a norma. Após inúmeras tentativas e controle de algumas variáveis do processo de fabricação, esse estudo teve sucesso nesse processo. Contudo, fica a sugestão para atualização da norma internacional.

Baseado nos ensaios realizados, o material testado para impressão 3D de base de prótese total, precisa um maior desenvolvimento para que seja possível sua aplicação clínica com propriedades comparadas ao material convencional.

Além dos experimentos realizados e apresentados nessa dissertação, o projeto previa a realização do ensaio de biocompatibilidade, porém devido a pandemia do coronavírus (COVID-19) os horários do laboratório que seria utilizado para realizar o teste, ficaram limitados ou indisponíveis, impossibilitando a realização dessa parte do estudo que deve ser realizado e incluído no artigo para publicação.

8. REFERÊNCIAS

- AGUIRRE, B.C.; CHEN, J.; KONTOGIORGOS, E.D.; MURCHISON, D.F.; NAGY, W.W. Flexural strength of denture base acrylic resins processed by conventional and CAD-CAM methods. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, v. 123, n. 4, p. 641-646, 2020.
- AJAJ-ALKORDY, N.M.; ALSAADI, M.H. Elastic modulus and flexural strength comparisons of high-impact and traditional denture base acrylic resins. *Saudi Dental Journal*, v. 26, n. 1, p. 15–18, 2014.
- ALHARBI, N.; OSMAN, R.; WISMEIJER, D. Effects of build direction on the mechanical properties of 3D-printed complete coverage interim dental restorations. **Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 115, n. 6, p. 760–767, 2016.
- ANUSAVICE, K. J. Resinas e Polímeros Protéticos. In: ANUSAVICE, K. J. **Phillips Materiais dentários**. 12. Rio de Janeiro: GEN Guanabara Koogan, 2013. p. 474-496.
- BANERJEE, R.; BANERJEE, S.; PRABHUDESAI, P.S.; BHIDE, S.V. Influence of the processing technique on the flexural fatigue strength of denture base resins: An *in vitro* investigation. *Indian Journal of Dental Research*, v. 21, n. 3, p. 391-395, 2010.
- BARBOSA, D. B.; SOUZA, R. F.; LUCAS, M. G.; LELES, C. R.; COMPAGNONI, M. A. Resistência à flexão de resina acrílica

polimerizada pela energia de microondas. *Cienc Odontol Bras*, v. 6, n. 2, p. 72-9, 2003.

CALLISTER JR, W.D.; RETHWISCH, D.G. *Materials Science and Engineering: An Introduction*. 10th ed. Wiley. 2018.

CHA, H.S.; PARK, J.M.; KIM, T.H.; LEE, J.H.; Wear resistance of 3D-printed denture tooth resin opposing zirconia and metal antagonists. *J Prosthet Dent*, v. 124, n. 3, p. 387-394, 2020.

CHANDRAHARI, N.; KUMAR, C.R.; SALGAR, A.R.; N, P.; SINGH, M.; SINGH, S. Comparison of fracture resistance of heat cure resins polymerized by conventional and microwave methods after immersion in artificial saliva. *Journal of Contemporary Dental Practice*, v. 20, n. 1, p. 71–77, 2019.

CHUNG, Y.J.; PARK, J.; KIM, T.; AHN, J.; CHA, H.; LEE, J. 3D printing of resin material for denture artificial teeth: Chipping and indirect tensile fracture resistance. *Materials*, v. 11, n. 10, 21, 2018.

CLARK, W.A.; DUQUM, I.; KOWALSKI, B.J. The digitally replicated denture technique: A case report. **Journal of Esthetic and Restorative Dentistry**, v. 31, n. 1, p. 20–25, 2019.

CORRÊA, G. A. Inclusão, processamento convencional e microondas. In: CORRÊA, G. A. *Prótese Total*. 1º Ed. São Paulo: Editora Santos, 2008. p. 125-137.

CUCCI, A.L.; VERGANI, C.E.; GIAMPAOLO, E.T.; AFONSO, M.C. Water sorption, solubility, and bond strength of two autopolymerizing acrylic resins and one heat-polymerizing acrylic resin. *J Prosthet Den*, v. 80, n. 4, p. 434-8, 1998.

DELLA BONA, A. *Adesão às Cerâmicas: Evidências Científicas para o uso clínico*. 1ª edição. São Paulo: Artes Medicas, 2009.

DELLA BONA, A.; CANTELLI, V.; BRITTO, V. T.; COLLARES, K. F.; STANSBURY, J. W. 3D printing restorative materials using a stereolithographic technique: a systematic review. *Dental Materials*, v. 37, n. 2, p. 336-350, 2021.

DHIR, G.; BERZINS, D.W.; DHURU, V.B.; PERIATHAMBY, A.R.; DENTINO, A. Physical properties of denture base resins potentially resistant to candida adhesion: Basic science research. *Journal of Prosthodontics*, v. 16, n. 6, p. 465–472, 2007.

DIAZ-ARNOLD, A.M.; VARGAS, M.A.; SHAULL, K.L.; LAFFOON, J.E.; QIAN, F. Flexural and fatigue strengths of denture base resin. *Journal of Prosthetic Dentistry*, v. 100, n. 1, p. 47–51, 2008.

FAOT, F.; COSTA, M. A.; DEL BEL CURY, A. A.; GARCIA, E. C. M. R. Impact strength and fracture morphology of denture acrylic resins. *The journal of prosthetic dentistry*, v. 96, n. 5, p.367-73, 2006.

FIGUERÔA, R.M.S.; CONTERNO, B.; ARRAIS, C.A.G.; SUGIO, C.Y.C.; URBAN, V.M.; NEPPELENBROEK, K.H. Porosity, water sorption and solubility of denture base acrylic resins polymerized conventionally or in microwave. *Journal of Applied Oral Science*, v. 26, p. 1–7, 2018.

FISKE, J.; DAVIS, D. M.; FRANCES, C.; GELBIER, S. The emotional effects of tooth loss in edentulous people. *British Dental Journal*, v. 184, n. 2, p. 90-3, 1998.

HULL, C.W.; ARCADIA; CALIF. United States Patent (19). n. 19, p. 16, 1984.

JAGINI, A.S.; MARRI, T.; JAYYARAPU, D.; KUMARI, R.; D, V.; K, M. Effect of

long-term immersion in water and artificial saliva on the flexural strength of two heat cure denture base resins. *Journal of Contemporary Dental Practice*, v. 20, n. 3, p. 341–346, 2019.

JURADO, C.A.; TSUJIMOTO, A.; ALHOTAN, A.; VILLALOBOS-TINOCO, J.; ALSHABIB, A. Digitally Fabricated Immediate Complete Dentures: Case Reports of Milled and Printed Dentures. *The International Journal of Prosthodontics*, v. 33, n. 2, p. 232–241, 2020.

KATREVA, I.; DIKOVA, T.; TONCHEV, T. 3d printing - an alternative of conventional crown fabrication: a case report. *Journal of Imab*, v. 24, n. 2, p. 2048–2054, 2018.

KESSLER, A.; HICKEL, R.; REYMUS, M. 3D Printing in Dentistry- State of the Art. *Operative dentistry*, v. 45, n. 1, p. 30-40, 2020.

LIN, W.S. HARRIS, B.T.; PELLERITO, J.; MORTON, D. Fabrication of an interim complete removable dental prosthesis with an in-office digital light processing three-dimensional printer: A proof-of-concept technique. *Journal of Prosthetic Dentistry*, v. 120, n. 3, p. 331–334, 2018.

MAEKAWA, M.Y.; UEMURA, E.S. Estudo do efeito da saliva artificial na resistência flexural de resinas acrílicas para base de próteses. *Revista de Odontologia da Universidade Cidade de São Paulo*. v. 18, n. 2, p. 161–166, 2006.

MUSACCHIO, E. PERISSINOTTO, E.; BINOTTO, P.; SARTORI, L.; SILVA-NETTO, F.; ZAMBON, S.; MANZATO, E.; CORTI, M.C.; BAGGIO, G.; CREPALDI, G. Tooth loss in the elderly and its association with nutritional status, socio-economic and lifestyle factors. *Acta Odontologica Scandinavica*, v. 65, n. 2, p. 78–86, 2007.

PAPADAKI, E.; ANASTASSIADOU, V. Elderly complete denture wearers: A social approach to tooth loss. *Gerodontology*, v. 29, n. 2, 2012.

PARK, C.; KEE, W.; LIM, H., PARK, S.W. Combining 3D-printed metal and resin for digitally fabricated dentures: A dental technique. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, v. 123, n. 3, p.389-392, 2020.

PRAVEEN, B.; BABAJI, H. V.; PRASANNA, B. G.; RAJALBANDI, S. K.; SHREEHARSHA, T. V.; PRASHANT, G. M.; Comparison of Impact Strength and Fracture Morphology of Different Heat Cure Denture Acrylic Resins: An In vitro Study. *J Int Oral Health*, v. 6, n. 5, p.12-6, 2014.

PFEIFFER, P.; ROSENBAUER, E. Residual methyl methacrylate monomer, water sorption, and water solubility of hypoallergenic denture base materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. v. 92 n. 1, p. 72-8, 2004.

PHOENIX, R.D. Resinas para base de prótese total. In: ANUSAVICE, K.J. Phillips, *Materiais Dentários*. 11ªEd. Rio de Janeiro: Elsevier, 2005. p. 679-712.

PRPIC, V. SLACANIN, I.; SCHAUPERL, Z.; CATIC, A.; DULCIC, N.; CIMIC, S. A study of the flexural strength and surface hardness of different materials and technologies for occlusal device fabrication. *Journal of Prosthetic Dentistry*, v. 121, n. 6, p. 955-959, 2019.

PRPIĆ, V.; SCHAUPERL, Z.; ĆATIC, A.; DULĀIĆ, N.; ĆIMIC, S. Comparison of Mechanical Properties of 3D-Printed, CAD/CAM, and Conventional Denture Base Materials. *Journal of Prosthodontics*, v. 29, n. 6, p. 524–528, 2020.

QUINN, G. NIST Recommended Practice Guide: Fractography of Ceramics and Glasses. 3rd ed, Special Publication (NIST SP),

National Institute of Standards and Technology, Gaithersburg, MD, [online], 2020. <https://doi.org/10.6028/NIST.SP.960-16e3>.

RODRIGUES JUNIOR, A.; ZANCHI, C.H. CARVALHO, R.V.; DEMARCO, F.F. Flexural strength and modulus of elasticity of different types of resin-based composites. *Brazilian Oral Research*, v. 21, n. 1, p. 16–21, 2007.

SAINI, R.; KOTIAN, R.; MADHYASTHA, P.; SRIKANT, N. Comparative study of sorption and solubility of heat-cure and self-cure acrylic resins in different solutions. *Indian Journal of Dental Research*, v. 27, n. 3, p. 288-294, 2016.

SAINTRAIN, M.V.D.L.; DE SOUZA, E.H.A. Impact of tooth loss on the quality of life. *Gerodontology*, v. 29, n. 2, jun. 2012.

SB BRAZIL 2010: National Research on Oral Health: main results. v. 13 Disponível em:
<<http://dx.plos.org/10.1371/journal.pone.0142922> %5Cn<http://www.ama.ba/index.php/ama/article/view/188> %5Cn<http://www.trialsjournal.com/content/16/1/426> %5Cn<http://www.biomedcentral.com/1472-6831/12/52> %5Cnhttp://bvsm.s.saude.gov.br/bvs/publicacoes/pesquisa_naci>.

SHEIHAM, A.; STEELE, J.G.; MARCENES, W.; TSAKOS, G.; FINCH, S.; WALLS, A.W.G. Prevalence of impacts of dental. *Community Dent Oral Epidemiol*, v. 29, p. 195–203, 2001.

SHIM, J.S.; KIM, J.; JEONG, S.H.; CHOI, Y.J.; RYU, J.J. Printing accuracy, mechanical properties, surface characteristics, and microbial adhesion of 3D-printed resins with various printing orientations. *Journal of Prosthetic Dentistry*, v.124, n.4, p. 468-475, 2020.

SILVA, E. A. TÔRRES, L.H.N.; SOUZA, M.L.R. Perda dentária e o impacto na qualidade de vida em adultos usuários de duas Unidades

Básicas de Saúde. *Rev Odontol UNESP*, v. 41, n. 3, p. 177–184, 2012.

TAKEDA, Y. LAU, J.; NOUH, H.; HIRAYAMA, H. A 3D printing replication technique for fabricating digital dentures. *Journal of Prosthetic Dentistry*, v. 124, n. 3, p. 251-256, 2020.

TAORMINA, G.; SCIANCALEPORE, C.; MESSORI, M.; BONDIOLI, F. 3D printing processes for photocurable polymeric materials: technologies, materials, and future trends. *Journal of applied biomaterials & functional materials*, v. 16, n. 3, p. 151–160, 2018.

TELLES, D.; HOLLWEG, H.; CASTELLUCCI. Planejamento das reabilitações protéticas nos pacientes edentados. In: TELLES, D.; HOLLWEG, H.; CASTELLUCCI. Prótese total: Convencional e sobre implante. 2º Ed. São Paulo: Santos, 2004. p. 1-56.

TURANO, J. C.; TURANO, L. M. Introdução ao Estudo da Prótese Dentária. In: TURANO, J. C.; TURANO, L. M. Fundamentos da Prótese Total. 5º Ed. São Paulo: Santos, 2000. p. 1-8.

UNKOVSKIY,; BUI, P. H.; SCHILLE, C.; GEIS-GERSTORFERC, J.; HUETTIG, F.; SPINTZYKC, S. Objects build orientation, positioning, and curing influence dimensional accuracy and flexural properties of stereolithographically printed resin. *Dental Materials*, v. 34, n. 12, p. 324–333, 2018.

VAN NOORT, R. The future of dental devices is digital. *Dental Materials*, v. 28, n. 1, p. 3–12, 2012.

WOO, H. S.; KIM, S. H. A study on applying a 3D printer to healthcare; dentistry area. *Indian Journal of Science and Technology*, v. 9, n. 20, 2016.

YAMAMOTO, E.T.C.; UEMURA, E.S.; MAEKAWA, M.Y.; BAGNI, B.A.; ROSA, R.G.S.; DESTRO, A.S.S. Avaliação da resistência flexural de resinas acrílicas polimerizadas por dois métodos. *RSBO Revista Sul-Brasileira de Odontologia*, v. 6, n. 2, p. 147–154, 2009.

**COMPORTAMENTO BIOMECÂNICO DE
MATERIAL PARA BASE DE PRÓTESE TOTAL
FABRICADA POR IMPRESSÃO 3D**

Viviane Cantelli¹, Vitor Trancoso Brito¹, Alvaro Della
Bona¹

¹Post-graduate Program in Dentistry, School of Dentistry,
University of Passo Fundo, Passo Fundo, RS, Brazil

RESUMO:

Objetivo: Avaliar algumas propriedades relevantes (resistência flexural (σ_f), módulo de elasticidade (E), sorção e solubilidade) de uma resina para base de prótese total fabricada por impressão 3D (3D) e compará-las com as de uma resina acrílica termo-polimerizável (RA) fabricada pela técnica convencional (controle). A hipótese testada foi que os materiais apresentam valores médios similares para as propriedades avaliadas. **Materiais e Métodos:** Todos os testes seguiram a norma ISO 20795-1:2013. O ensaio de sorção e solubilidade usou CP em formato de disco ($n=5$). CPs em formato de barra ($n=30$) foram utilizados para avaliar o E e o σ_f por três pontos. Os CP foram testados em água destilada a 37°C , 48 h após a fabricação e 6 meses após armazenamento em água destilada a 37°C , usando uma máquina de ensaios universal com taxa de deslocamento constante de 5 ± 1 mm/min até a fratura do CP. Os dados de todos os testes foram analisados estatisticamente usando testes t de Student ($\alpha= 0,05$) comparando as 2 resinas em cada propriedade avaliada. **Resultados:** Os resultados mostraram diferenças significativas nas propriedades avaliadas dos polímeros utilizados nesse estudo, com a RA sendo superior a 3D. **Conclusão:** Assim, conclui-se que as estruturas produzidas por impressão 3D precisam maior desenvolvimento para mostrar comportamento similar as estruturas fabricadas de forma convencional com resina acrílica termo-polimerizável.

Palavras-chave: polímero resinoso, resina acrílica, base de prótese, impressão 3D.

INTRODUÇÃO

O edentulismo é uma condição altamente prevalente em todo o mundo e parece ser um problema comum entre países de baixa e média renda ¹. A perda dentária pode impactar negativamente na qualidade de vida das pessoas. Os impactos causados podem ser observados pela diminuição das capacidades funcionais e prejuízos de ordem nutricional ^{2,3}, estética e psicológica, com reduções da autoestima e da integração social^{4,5}. Uma alternativa para reabilitação de pacientes edêntulos, tem sido a prótese total⁶.

A tecnologia digital tem avançado rapidamente na odontologia, propiciando o desenvolvimento de tarefas em menor tempo, com menor custo e maior previsibilidade⁷. Métodos digitais já estão disponíveis para a confecção de prótese total. Uma alternativa é a impressão 3D, que permite criar estruturas como as peças protéticas a partir de um modelo digital produzido por CAD e construído com uma impressora 3D. As próteses totais podem ser totalmente ou parcialmente fabricadas pela tecnologia de impressão 3D com resultados promissores ⁸⁻¹⁰. A manufatura aditiva é definida pela Sociedade Americana de Testes e Materiais (ASTM) como “o processo de unir materiais para criar objetos a partir de dados de modelos 3D, geralmente camada após camada, ao contrário das

metodologias de fabricação subtrativa”⁷. A transição para a sua aplicação clínica em odontologia é altamente dependente dos materiais disponíveis, os quais devem não apenas fornecer a precisão necessária, mas também as propriedades biológicas e físicas adequadas ao uso odontológico¹¹. Algumas propriedades, tais como: sorção e solubilidade, resistência à flexão e módulo de elasticidade e biocompatibilidade, são importantes para um material a ser utilizado para base de prótese total.

As resinas acrílicas utilizadas na confecção de base de prótese total devem ser fortes e resistentes para suportar as forças da mastigação¹² e apresentar valores adequados de sorção e solubilidade, pois essas propriedades podem alterar o comportamento dimensional e a estabilidade da prótese¹³.

Em relação à sorção e solubilidade, a água exerce um efeito significativo nas propriedades dimensionais e mecânicas dos polímeros. O poli (metacrilato de metila) absorve pequenas quantidades de água quando colocado em um meio aquoso, a água penetra na massa do material e ocupa posições entre as cadeias poliméricas e, conseqüentemente, as cadeias afetadas se separam. Esse fenômeno produz dois efeitos: leve expansão da massa polimerizada e as moléculas de água interferem no entrelaçamento da cadeia polimérica, agindo como plastificante. Em relação a solubilidade, as resinas utilizadas para confecção de base de prótese total podem ser

solúveis em uma variedade de solventes, porém nos fluidos encontrados na cavidade oral elas são praticamente insolúveis¹⁴.

A resistência à flexão tem sido amplamente utilizada para caracterizar materiais e estruturas por ser um teste eficiente em simular e detectar alterações estruturais dos materiais e com baixa complexidade de execução¹⁵⁻¹⁷. Alguns estudos já avaliaram as propriedades de resistência flexural (σ_f), módulo de elasticidade (E) por flexão^{18,16} e sorção e solubilidade resinas acrílicas termopolimerizável para a confecção de base de prótese total^{19,20} porém, em relação às resinas para impressão 3D de base de prótese total existem poucos resultados na literatura sobre essa propriedade²¹. Um estudo²² avaliou a resistência flexural de resinas para base de prótese fabricadas por diferentes técnicas (convencional e por impressão 3D) mostrando que as resinas acrílicas tradicionais obtiveram valores variando de 62 MPa a 110 MPa, enquanto que o polímero impresso em 3D (NextDent Base) variou de 60 MPa a 84 MPa.

A tecnologia de impressão 3D poderia ser utilizada por cirurgiões-dentistas para facilitar o desenvolvimento de novas opções de tratamentos, de forma mais prática. No entanto, o conhecimento sobre materiais e, conseqüentemente, sobre a aplicabilidade clínica de impressão 3D em Odontologia é ainda muito incipiente. Portanto, o objetivo do presente estudo é avaliar o comportamento biomecânico de um polímero resinoso para base de prótese total fabricada por impressão 3D investigando propriedades relevantes para uso clínico e

comparar com as propriedades de uma resina acrílica convencional com mesma indicação de uso. A hipótese testada é de que ambos materiais apresentam valores médios similares para essas propriedades avaliadas.

MATERIAIS E MÉTODOS

CPs em forma de disco (50 mm de diâmetro x 5 mm de espessura) e em forma de barra (64 mm de comprimento x 10 mm de largura x 3,5 mm de espessura) foram fabricados para os dois materiais (ISO 20795-1: 2013): RA-resina acrílica termo-ativada (Clássico, São Paulo, Brasil) (controle), e 3D- polímero resinoso para impressão em 3D (Cosmos Denture, Yllor, Pelotas, RS, Brasil).

Os CPs 3D foram fabricados a partir de um arquivo tipo .stl que foi transferido para o sistema específico (CAMCreator) da impressora 3D (Varseo, Bego, Brémen, Alemanha) e organizado tridimensionalmente na plataforma digital de impressão (Figura 1).

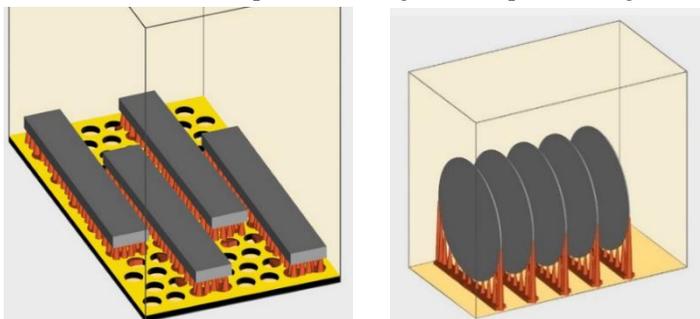


Figura 1. Desenho dos CPs (em formato de barra e disco) na plataforma digital de impressão.

Respeitando o limite da área de impressão da impressora 3D, em cada ciclo de impressão foi possível imprimir 4 CPs em forma de barra ou 5 CPs em forma de disco. A orientação de impressão das barras foi horizontal conforme a maior área de superfície do CP, contendo 182 camadas com espessura de 0,027 mm (27 μm), compreendendo a base de impressão, os *sprues* de suporte e o CP propriamente dito. Os discos foram impressos na posição vertical, contendo 1080 camadas com espessura de 0,027 mm (27 μm), desde a base até o CP. Após a impressão, a estrutura impressa (base de impressão, *sprues* e CP) foi removida da impressora e o resíduo da resina de impressão foi, inicialmente, removido com banho manual em álcool etílico a 96% e em banho sônico (Digital ultrasonic Cleaner, CD4810, Gnatus, São Paulo, Brasil) contendo álcool etílico 96% por dois ciclos de limpeza de 5 min. O processo de pós-polimerização dos CPs foi realizado em câmara de fotopolimerização (Magnabox, EDG, São Carlos, São Paulo, Brasil) que compreende um ciclo de 3 min, seguido por dois ciclos de polimerização de 5 min (total: 13 min). Após completa polimerização, os CPs foram separados, manualmente, dos *sprues* e quando necessário foi realizado acabamento e polimento com lixa d'água 2500 (3M, Sumaré, São Paulo, Brasil) em sentido único com água.

Os CPs de RA, em forma de barras, foram fabricados a partir de matrizes impressas em uma impressora 3D (Varseo, Bego, Brémen,

Alemanha), utilizando polímero resinoso para impressão 3D (Cosmos Denture, Yller, Pelotas, RS, Brasil) como descrito acima. As matrizes impressas foram mufladas de forma convencional. Para isso, na divisão inferior da mufla foi colocado uma camada de gesso extra duro (Tuff Rock 44, Talmax, Curitiba, PR, Brasil) que após a presa foi coberta com uma camada de silicone de condensação laboratorial (Zettalabor, Zermach, Polesine, Itália). Quatro matrizes foram posicionadas no silicone e uma placa de vidro foi acomodada sobre elas com uma carga compressiva de 2 kg, para obtenção de camada lisa e íntegra, até a presa final do silicone. A parte intermediária da mufla foi posicionada, a superfície do conjunto (silicone/matrizes) foi isolada (Cel-lac, SS White, Rio de Janeiro, Brasil) e a mufla preenchida com gesso extra duro. A tampa da mufla foi posicionada fechando a mufla e, após a presa do gesso, a parte inferior e intermediária da mufla foram separadas e as matrizes foram removidas, deixando a impressão das mesmas no silicone laboratorial. A resina acrílica termo-ativada (Clássico, São Paulo, Brasil) foi manipulada e adaptada nas impressões deixadas pelas matrizes. A manipulação da resina acrílica termo-ativada ocorreu conforme orientações do fabricante, a partir da proporção correta de líquido e pó em um pote de vidro e espatulação lenta para agregar o pó ao líquido. A mufla foi fechada e prensada em prensa hidráulica, para ocorrer escoamento do excesso de RA que foi removido. Em seguida, a mufla foi colocada em uma prensa manual e submersa em água na

temperatura ambiente e iniciado seu aquecimento até 70°C por 30 min, seguido por 30 min de manutenção dessa temperatura e subsequente aquecimento da água até 100°C por 60 min. O término do ciclo ocorreu com resfriamento natural da água até temperatura ambiente. A mufla foi aberta e os CPs removidos cuidadosamente. Os CPs foram polidos com lixas d'água 2500 (3M, Sumaré, São Paulo, Brasil) em sentido único com água.

Os CP de RA, em forma de disco, foram obtidos a partir de uma matriz de aço inoxidável (ISO 20795-1:2013). A RA foi dosada e manipulada até a fase plástica, conforme descrito acima, e adaptada no interior da matriz, que foi fechada com uma tampa de aço inoxidável. A matriz foi prensada (1000 Kg por 12 h), para ocorrer o escoamento de RA com remoção do excesso de material, e levada a um recipiente com água em temperatura ambiente para o ciclo de polimerização, conforme descrito acima. Após a polimerização do acrílico e resfriamento da matriz, essa foi aberta e o corpo de prova removido.

Todos os CPs sofreram inspeção visual para avaliar possíveis defeitos relacionados com a fabricação.

Resistência à flexão (σ_f) e módulo de elasticidade (E)

Os CPs de RA e 3D em forma de barra foram testados para σ_f e E conforme a norma ISO 20795-1: 2013. Após a fabricação, todos os CPs foram armazenados em água destilada a 37°C por 48 h ou 6 meses antes do teste de flexão por 3 pontos. Os CPs armazenados por

6 meses tiveram a água trocada a cada sete dias assegurando que os CPs permanecessem recobertos por água o tempo todo.

Para a realização do ensaio de flexão (n= 30), o CP foi retirado do armazenamento em água e posicionado sobre os dois suportes (cilíndricos de 3,2 mm de diâmetro x 10,5 mm de comprimento, $s_{pam}=40$ mm) do dispositivo de teste de flexão por 3 pontos (Figura 2) imersos em água a 37°C. O pistão metálico da máquina de ensaio universal (Emic-Instron, São José dos Pinhais, PR, Brasil) foi cuidadosamente posicionado no centro do CP e acionado para carga de compressão com taxa de deslocamento constante de 5 mm/min até a fratura do CP.

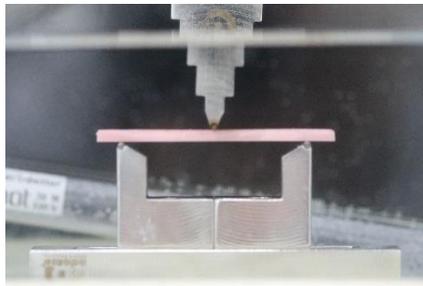


Figura 2. Ensaio de flexão por 3 pontos para avaliar a resistência flexural e o módulo de elasticidade por flexão.

Calculou-se a resistência à flexão (em MPa) usando a seguinte equação.

$$\sigma = 3Fl / 2bh^2$$

onde, F é a carga máxima de fratura (em N); l é a distância (em mm) entre os suportes (40 mm); b é a espessura (em mm) do CP medida imediatamente após o teste na região de fratura; h é a altura (em mm) do CP medida imediatamente após o teste na região de fratura.

O módulo de elasticidade (E) foi obtido por flexão e calculado (em MPa) usando a seguinte equação:

$$E = F_1 l^3 / 4bh^3d$$

onde, F1 é a carga (em N) em um ponto na porção da linha reta (com a inclinação máxima) da curva tensão/deformação; d é a deformação (em mm) em F1; l é a distância (em mm) entre os suportes (40 mm); b é a largura (em mm) do CP; h é a espessura (em mm) do CP.

As superfícies fraturadas dos corpos de prova foram avaliadas com base nos princípios da fractografia. Para tanto, inicialmente foi realizado uma inspeção visual, seguida de estereomicroscopia (MO) (Stemi 2000-C, ZEISS, Alemanha) para CPs representativos.

Sorção e solubilidade da água

Os CPs em forma de disco (n= 5) foram usados para o ensaio de sorção e solubilidade (ISO 20795-1:2013).

Os CPs foram colocados sobre uma plataforma mantendo-os paralelos e separados, dentro de um dessecador contendo sílica gel (seca por 300 min a 130°C) que foi colocado em uma estufa a 37°C por 23 h. Após, o dessecador foi removido da estufa e a sílica gel seca

renovada. O dessecador foi mantido a 23°C por 60 min e então os CPs foram pesados em balança analítica com precisão de 0,2 mg (Eletronic Balance Bioprecisa, TDS Instrumental Tecnológica Ltda., Tijuca do Sul, PR, Brasil). O dessecador foi mantido fechado, exceto para manipulação dos CPs e troca da sílica gel seca. Após a pesagem dos CPs, o gel de sílica no dessecador foi substituído e o suporte com os CPs foi recolocado no dessecador que foi levado, novamente, a estufa. Esse procedimento foi repetido até obter CPs com uma massa constante, **m1**, ou seja, até que a perda de massa de cada CP não fosse superior a 0,2 mg entre pesagens sucessivas e, assim, os CPs foram considerados realmente secos. Nesse momento, foi calculado o volume, V ($V = \pi r^2 h$), de cada CP, usando a média de três medidas de diâmetro e a média de cinco medidas de espessura.

Os CPs condicionados foram mergulhados em água (em conformidade com o grau 2 da ISO 3696:1987) a 37°C por 7 dias. Após esse período, os CPs foram removidos da água, colocados em uma toalha de papel até ficarem livres de umidade visível, agitados ao ar por 15 s e pesados 60 s após a remoção da água (com uma precisão de 0,2 mg). Nesse momento foi registrado a massa como **m2**.

Os CPs foram recondicionados em massa constante no dessecador, conforme descrito acima para obter **m1**, registrando a massa dos CPs "recondicionados" como **m3**. É essencial que as mesmas condições sejam aplicadas como no primeiro processo de secagem para **m1**.

O valor da sorção de água, W_{sp} , para cada CP é expresso em microgramas por milímetro cúbico ($\mu\text{g}/\text{mm}^3$) a partir da seguinte equação: $W_{sp} = m_2 - m_3 / V$. Onde, m_2 é a massa do CP (em μg) após imersão em água; m_3 é a massa recondicionada do CP (em μg); e V é o volume do CP (em mm^3).

Foi calculado a matéria solúvel por unidade de volume, W_{sl} , lixiviada durante a imersão, expressa em microgramas por milímetro cúbico ($\mu\text{g}/\text{mm}^3$), para cada CP a partir da seguinte equação: $W_{sl} = m_1 - m_3 / V$. Onde, m_1 é a massa "condicionada" do CP (em μg), m_3 é a massa recondicionada do CP (em μg) e V é o volume do CP (em mm^3).

Os valores calculados para a solubilidade em água foram arredondados para o valor mais próximo de $0,1 \mu\text{g}/\text{mm}^3$.

Análise estatística

Os valores para cada material e propriedade de resistência à flexão e módulo de elasticidade por flexão, foram tabulados e analisados estatisticamente usando Student t (dois materiais x propriedade; dois estágios (imediate e 6 meses) x propriedade), pois os dados apresentaram normalidade. Esses valores também foram avaliados usando a distribuição de Weibull. Os valores para cada material e propriedade de sorção e solubilidade foram tabulados e analisados estatisticamente usando Student t (dois materiais x propriedade), pois os dados apresentaram normalidade.

RESULTADOS

Os valores de resistência à flexão e módulo de elasticidade por flexão para os materiais avaliados no presente estudo estão resumidos na Tabela 1. Todas as comparações (teste t de Student) mostraram significância estatística ($p=0,0000$), exceto para os valores de σ_f na comparação entre os tempos imediato e após armazenamento em água por 6 meses da resina impressa em 3D ($p=0,12$), mostrando que esse material não perdeu em resistência com essa condição de armazenamento.

Tabela 3. Valores médios, desvio padrão e intervalos de confiança em 95% para a resistência flexural (σ_f , em MPa) e módulo elasticidade (E , em MPa) das resinas avaliadas nesse estudo em função do tempo de armazenamento em água (imediatos e após 6 meses). Os agrupamentos estatísticos para os testes t de Student seguem após os valores para cada propriedade dos materiais.

Material	Prop.	n	Tempo de avaliação	
			Imediato	6 meses
Conv.	σ_f	30	78,1 ± 5,5 (76,1-80,2) Aa	52,8 ± 3,5 (51,4-54,1) Ba
	E	30	1707 ± 190 (1636-1778) Aa	1172 ± 99 (1134-1211) Ba
3D	σ_f	30	34,4 ± 7,5 (31,6-37,2) Ab	31,9 ± 8,8 (28,6-35,2) Ab
	E	30	811 ± 128 (759-862) Ab	539 ± 115 (496-582) Bb

Letras maiúsculas diferentes mostram diferença estatística na mesma linha ($p \leq 0,05$). Letras minúsculas diferentes mostram diferença estatística na mesma coluna para a mesma propriedade ($p \leq 0,05$).

O módulo de Weibull (m) e a resistência característica (σ_0) estimados com a análise de Weibull para os dados de resistência flexural estão apresentados na Tabela 2 e na Figura 10. Os grupos controle imediato e mediato apresentaram valores de m similares e estatisticamente superiores aos grupos 3D imediato e mediato. O grupo controle imediato apresentou o maior valor de σ_0 , seguido pelo grupo controle mediato. Os grupos 3D (imediato e mediato) apresentaram os menores valores de σ_0 , sem diferença estatística entre si, já que os intervalos de confiança de 95% se sobrepõem. Para o grupo controle houve uma redução significativa de σ_0 após o envelhecimento, pois os intervalos de confiança de 95% não se sobrepõem (Tabela 2 e Figura 4).

Tabela 2. Valores do módulo de Weibull (m) e da resistência característica (σ_0 , em MPa) para os grupos avaliados acompanhados dos respectivos intervalos de confiança a 95% (IC 95%).

	m (IC 95%)	σ_0 (IC 95%)
Conv. Imediato	17,5 (12,4; 22,3)	80,5 (78,7; 82,5)
Conv. Mediato	18,0 (12,3; 22,0)	54,3 (53,0; 55,7)
3D Imediato	5,5 (3,6; 6,5)	37,2 (34,1; 40,8)
3D Mediato	4,2 (3,0; 5,4)	35,0 (31,9; 38,7)

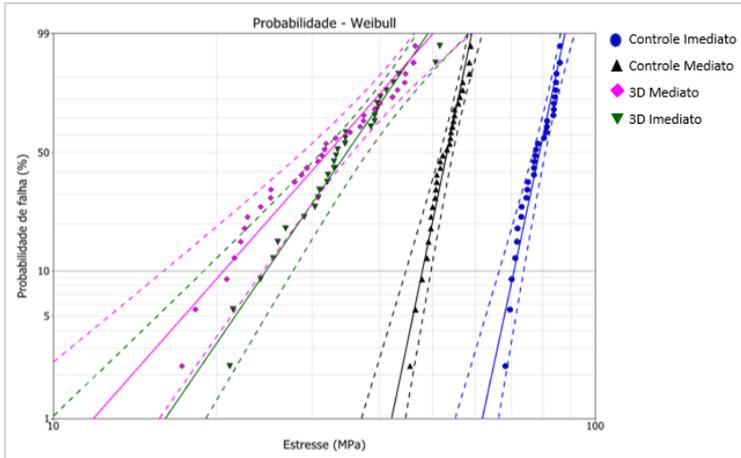


Figura 4. Gráfico de Weibull para os grupos experimentais com respectivos intervalos de confiança a 95%.

Na avaliação por estereomicroscópio das amostras fraturadas, a região do espelho foi menor nos grupos imediatos quando comparadas com o mediato (Fig. 5, 6, 7 e 8).

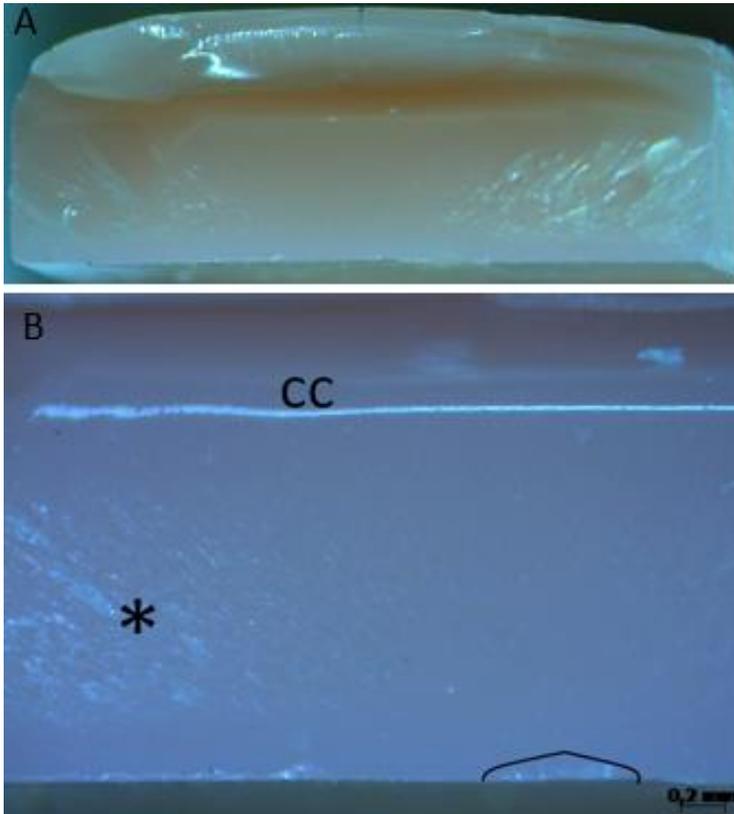


Figure 5. Imagens obtidas por estereomicroscópio de um CP do grupo 3D Imediato. A imagem A (x10) apresenta uma vista de toda a superfície de fratura e a imagem B (x32) mostra a origem da falha

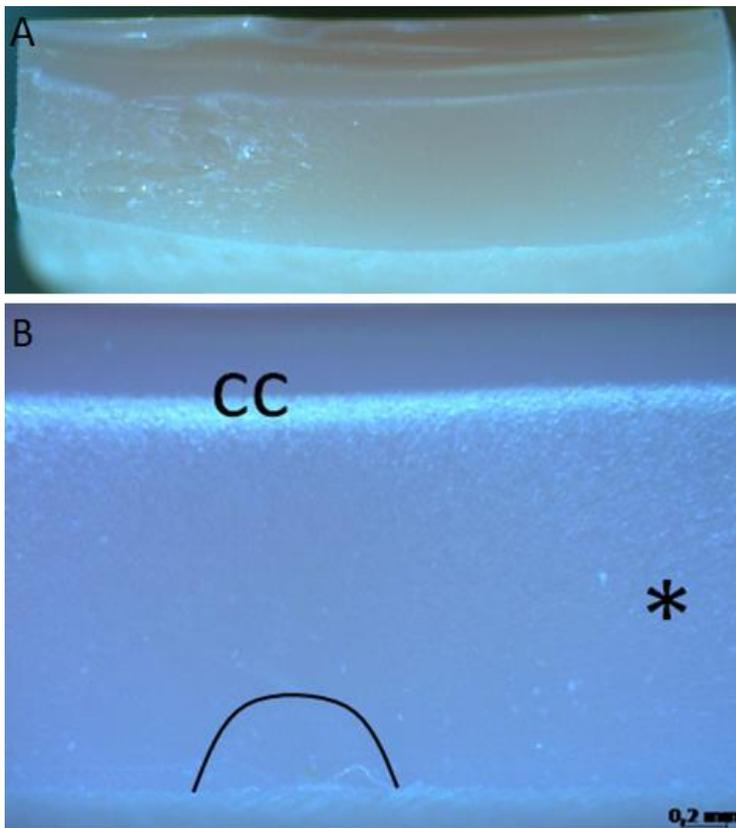


Figura 6. Imagens obtidas por estereomicroscópio de um CP do grupo 3D mediato. A imagem A (x10) apresenta uma vista de toda a superfície de fratura e a imagem B (x32) mostra a origem da falha.

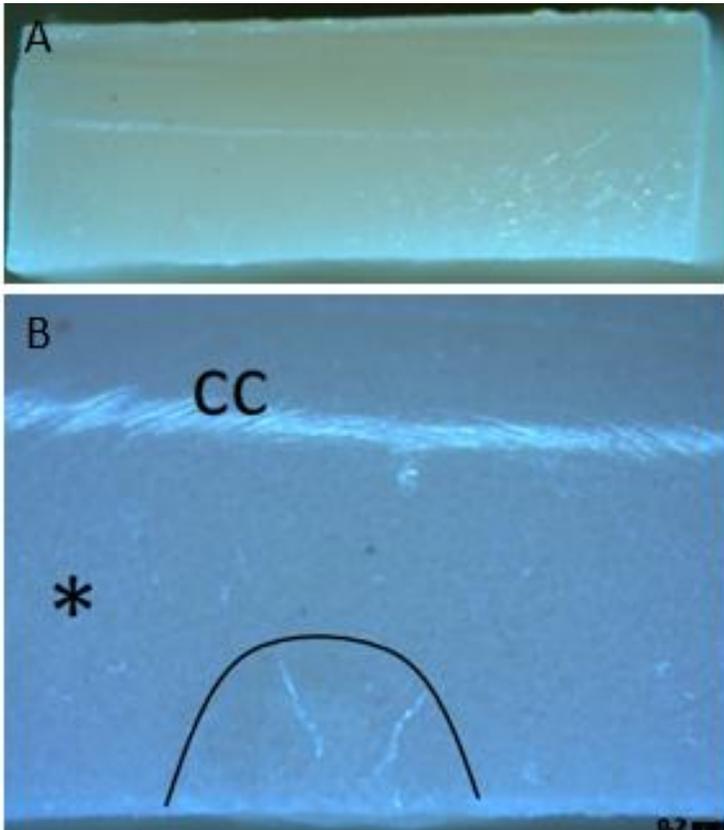


Figura 7. Imagens obtidas por estereomicroscópio de um CP do grupo convencional imediato. A imagem A (x10) apresenta uma vista de toda a superfície de fratura e a imagem B (x32) mostra a origem da falha.

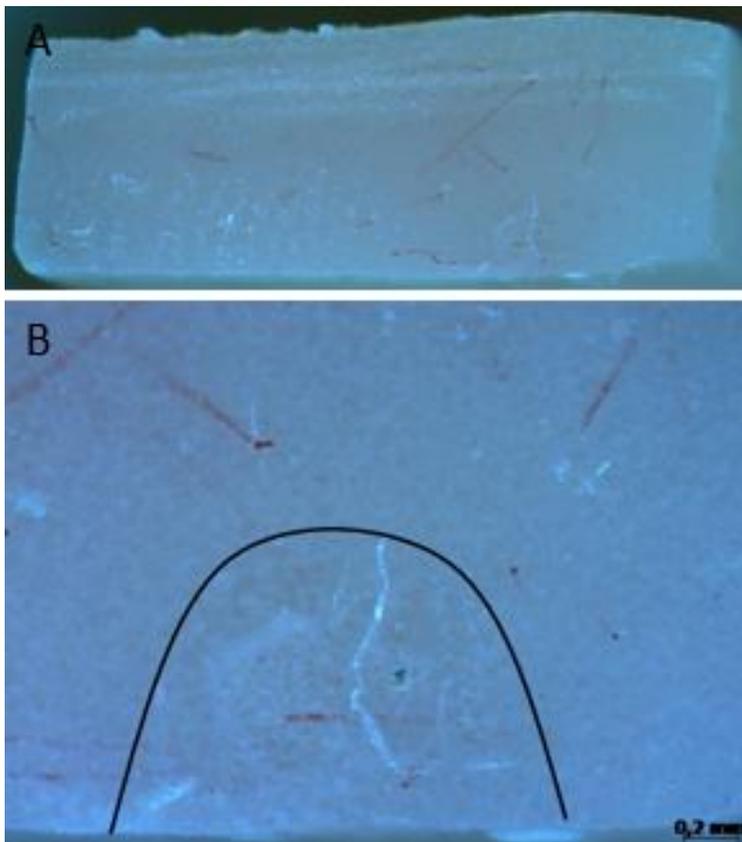


Figura 812. Imagens obtidas por estereomicroscópio de um CP do grupo convencional mediato. A imagem A (x10) apresenta uma vista de toda a superfície de fratura e a imagem B (x40) mostra a origem da falha.

Em relação às propriedades de sorção e solubilidade, no presente estudo (Tabela 3), o polímero convencional (controle) mostrou uma $W_{sp} = 24,9 \mu\text{g}/\text{mm}^3$ que foi maior que a mostrada pelo polímero impresso em 3D ($W_{sp} = 15,2 \mu\text{g}/\text{mm}^3$) ($p = 0,0000$). Não ocorreu solubilidade na resina acrílica convencional, enquanto que o polímero impresso em 3D mostrou uma solubilidade de $2,3 \mu\text{g}/\text{mm}^3$ ($p = 0,0000$), o que está um pouco acima do valor padronizado.

Tabela 3. Valores médios, desvio padrão e intervalos de confiança em 95% para a sorção (W_{sp}) e solubilidade (W_{sl}). Os agrupamentos estatísticos para os testes t de Student seguem após os valores para cada propriedade de dos materiais.

Propriedade	n	Materiais	
		Convencional	3D
W_{sp} ($\mu\text{g}/\text{mm}^3$)	5	$24,91 \pm 0,55$ (24,2-25,6) A	$15,16 \pm 0,57$ (14,4-15,8) B
W_{sl} ($\mu\text{g}/\text{mm}^3$)	5	$0,00 \pm 0,00$ A	$2,33 \pm 0,48$ (1,7-2,9) B

Letras maiúsculas diferentes mostram diferença estatística na mesma linha ($p \leq 0,05$)

DISCUSSÃO

O objetivo do presente estudo foi avaliar a resistência máxima à flexão (σ_f), o módulo de elasticidade por flexão (E), a sorção, a solubilidade e materiais poliméricos utilizados para confecção de base de prótese total pelo método de impressão 3D e pelo método convencional (resina acrílica termo-polimerizável). Os resultados mostraram valores significativamente diferentes para essas

propriedades entre os dois materiais avaliados, rejeitando a hipótese nula do estudo.

No presente estudo, os testes de resistência flexural e módulo de elasticidade foram realizados com base na norma ISO 20795-1:2013 e estudos anteriores^{18,23}, especialmente para a confecção de corpos de prova por impressão 3D, que ainda não estão contemplados por norma internacional. Para estruturas impressas em 3D é importante determinar vários parâmetros, mas especialmente, a orientação da impressão e a configuração das camadas impressas^{23,24}. No presente estudo, os corpos de prova foram impressos em uma orientação de 0° em relação a plataforma de impressão e a carga compressiva no teste de flexão foi aplicada em uma direção perpendicular (90°) a deposição das camadas para construção do CP.

A influência dos parâmetros de impressão na resistência flexural e na precisão estrutural de objetos impressos por SLA foram avaliadas por alguns estudos²³⁻²⁵. Um estudo²⁴ mostrou que as amostras impressas em 90° de orientação (camadas paralelas à carga axial) mostraram resistência à flexão e módulo de flexão superiores e que a orientação de impressão de 45° em relação à plataforma de impressão mostrou a melhor precisão. Contudo, outros estudos^{23,25} apresentaram resultados divergentes mostrando que corpos de prova construídos em uma direção paralela à direção da carga (90°) exibiram propriedades mecânicas inferiores aos impressos em 0°. Isso ocorre porque a adesão entre as camadas é menor que a resistência intrínseca

de cada camada. Essa anisotropia está muito associada a resistência de adesão entre as camadas impressas e, assim, o efeito da orientação de impressão pode ser alterado pela resistência adesiva entre as camadas. Além disso, a resistência adesiva pode ser influenciada pelo tipo de polímero, pelo tamanho da área de adesão, e pela taxa de polimerização, que também pode afetar a resistência flexural da estrutura como um todo²³. Diante dessa divergência nos valores reportados, o presente estudo optou pela impressão em 0° (com direção de carga de 90°), considerando o direcionamento das forças mastigatórias e o raciocínio apresentado acima.

O posicionamento da estrutura a ser impressa na plataforma de impressão também pode influenciar na geometria da estrutura. Objetos colocados nas bordas da plataforma de construção podem ser particularmente propensos a imprecisões²⁴, por isso o presente estudo realizou a impressão dos corpos de prova no centro da plataforma de impressão.

A norma ISO 20795-1:2013 reporta que a resistência à flexão do material para base de próteses não deve ser inferior a 65 MPa, o que foi plenamente alcançado pela resina acrílica convencional ($78,1 \pm 5,5$), mas não foi obtido no material impresso ($34,4 \pm 7,5$). Contudo, o valor médio dessa propriedade é apresentado com significativa variabilidade na literatura e nenhum estudo anterior testou os corpos de prova simulando o meio bucal, ou seja, em água a 37°C.

A resistência à flexão (σ_f) e o módulo de elasticidade (E) de duas resinas acrílicas termo-polimerizáveis utilizadas para base de prótese, Rodex, (SPD, Italia) e Lucitone 199 (Dentsply International Inc., Degu Dent GmbH, Hanau, Germany) foram avaliados após armazenagem em saliva artificial a 37°C por 2 semanas¹⁸, apresentando resultados médios (σ_f = 70 MPa e E = 1600 MPa para a Redox e σ_f = 82 MPa e E = 1230 MPa para a Lucitone 199) semelhantes aos do presente estudo para a resina acrílica convencional (σ_f = 78 MPa e E = 1700 MPa). Contudo, outro estudo¹⁶ obteve valores médios de resistência a flexão por 3 pontos de 116 MPa e de 2918 MPa para o módulo de elasticidade por flexão de uma resina acrílica convencional (Lucitone199, Dentsply Sirona), que são maiores do que os valores obtidos pelo presente estudo, muito provavelmente devido as condições de teste que foram realizados em condições laboratoriais (a seco).

A influência da umidade sobre a resistência a flexão de resinas acrílicas convencionais termo-polimerizáveis tem sido reportado^{26,27}. Em um estudo²⁷ armazenaram os corpos de prova de resina acrílica em saliva artificial e avaliaram a resistência a flexão após 2, 60, 90 e 120 dias, mostrando redução significativa nos valores de resistência (86 para 76 MPa) conforme o tempo de armazenamento (2 a 120 dias). Similarmente, em outro estudo²⁶ armazenaram os corpos de prova de resina acrílica em saliva artificial e em água avaliando a resistência a flexão após 15, 30, 60, e 120 dias, mostrando

redução significativa nos valores de resistência (98 para 86 MPa) conforme o tempo de armazenamento, indiferentemente se em água ou saliva artificial. Esses estudos corroboram com os achados do presente estudo, onde a resina acrílica convencional apresentou um valor médio imediato (78 MPa) superior ao valor médio de resistência do mesmo material após armazenamento em água por 6 meses (53 MPa). Esses estudos indicam a influência do armazenamento em ambiente úmido na resistência flexural desse tipo de material, assim como já foi verificado em outros polímeros de uso odontológico.

Assim como no presente trabalho, um estudo²² comparou a resistência flexural de resinas para base de prótese fabricadas por diferentes técnicas (tradicional e impressão 3D) mostrando que as resinas acrílicas tradicionais obtiveram valores variando de 62 MPa a 110 MPa, em concordância com os valores do presente estudo, enquanto que o polímero impresso em 3D (NextDent Base) variou de 60 MPa a 84 MPa, com valores superiores aos encontrados no presente estudo ($\sigma_f = 34$ MPa), o que pode ser explicado pelas condições diferentes de teste (seco *vs* úmido).

É importante mencionar que o presente estudo simulou as condições orais para avaliação das propriedades mecânicas (σ_f e E) e que não há estudos que reportam a influência da armazenagem em água a 37°C por 6 meses e, subsequente, teste dessas propriedades em água a 37°C. Essas condições podem aproximar os resultados aos esperados durante o serviço oral.

Realizar análise da superfície de fratura, através de uma macro avaliação visual inicial seguida de microscopia em baixa ampliação (microscopia óptica e estereomicroscopia), usualmente revelam as características principais da superfície de fratura com relação ao processo de falha²⁸. Algumas situações, materiais e estruturas podem solicitar um exame mais detalhado em maior ampliação (microscopia eletrônica de varredura, MEV) para determinar características importantes de menor dimensão, como por exemplo a origem da fratura, ou ainda para mensurar com precisão áreas ou características da superfície de fratura para cálculos posteriores de tenacidade, por exemplo. Não obstante, resultados quantitativos de resistência a fratura devem ser qualificados e compreendidos por uma detalhada investigação da superfície de fratura usando princípios da fractografia²⁹.

Estruturas submetidas a carga de flexão desenvolvem estresses de tração e compressão. A grande maioria dos ensaios de flexão avaliam amostras com formas geométricas simples e com dimensões bem definidas, como barras ou discos^{28,29}. No presente estudo, as amostras em forma de barra foram submetidas ao teste de flexão por três pontos, onde a região da superfície que recebe a carga desenvolve estresses de compressão e a região da superfície oposta desenvolve estresses de tração que são responsáveis pelo início da fratura em materiais e estruturas frágeis, como é o caso dos materiais avaliados nesse estudo^{28,29}. Com auxílio de um estereomicroscópio e

utilizando os princípios da fractografia para avaliar as superfícies fraturadas dos corpos de prova foi possível identificar o defeito inicial, indicado por um semi-círculo preto, as estrias (*hackle*) que mostram o sentido de propagação da fratura a partir do defeito inicial (marcado com *), e a curva de compressão (marcada com cc) que está associada com o final do processo de fratura na área sob estresse de compressão (Figuras 4B, 5B, 6B e 7B).

Ao redor da origem da fratura, é possível observar a região de espelho (*mirror*), relativamente plana e lisa. Essa região é onde a trinca segue em um único plano, ainda com baixa velocidade de crescimento, efeito que ocorre no início da fratura. O tamanho da região de espelho é inversamente proporcional ao estresse de fratura ao quadrado. Quando a trinca atinge uma certa velocidade ou encontra uma mudança na direção das tensões principais, formando pequenos sulcos radiais na superfície de fratura, pode-se observar a região de névoa (*mist*). A região de ramificação da trinca ou estria (*hackle*) é o estágio seguinte, onde a trinca original sofre várias bifurcações. A quantidade de estrias nessa região, também fornece informações sobre a quantidade de energia disponível durante a fratura, pois quanto maior a energia disponível, maior será o número de estrias²⁸.

No presente estudo, a região do espelho foi menor nos grupos imediatos, o que significa um maior estresse de fratura, o que pode ser verificado pelos valores de resistência flexural e módulo de elasticidade (Tabela 1). O envelhecimento em água é deletério para a

maioria dos materiais, inclusive para os polímeros^{26,27}, diminuindo os valores das propriedades mecânicas (σ e E). Assim, as estruturas envelhecidas acumulam menor quantidade de energia até a fratura catastrófica. Isso demonstra que os valores quantitativos de σ e E reportados nesse estudo estão coerentes com as características fractográficas observadas nas superfícies de fratura.

Não foi encontrado na literatura estudos que reportassem uma análise fractográfica seguindo princípios da fractografia para avaliar amostras de resina para base de prótese testadas sob flexão. Dois estudos avaliaram a resistência ao impacto, usando o método Charpy, e subsequente avaliação da morfologia da fratura de resinas acrílicas para base de prótese. Como consequência do teste de impacto, os estudos tiveram dificuldades para evidenciar as características fractográficas usualmente observadas em testes de flexão^{30,31}.

A solubilidade das resinas acrílicas representa a quantidade de ingredientes solúveis em água, monômeros que não participaram da reação, plastificantes e iniciadores que migram para a água durante o tempo de imersão do experimento. Assim, esses materiais devem ter baixa ou nenhuma solubilidade, conforme aponta a norma ISO 20795-1, pois o monômero residual passa para os fluidos orais podendo causar irritação da mucosa oral²⁰.

Segundo a ISO 20795-1, o valor máximo de sorção (W_{sp}) para polímeros termo-polimerizáveis (Tipo 1) e ativados por luz (Tipo 4- polímeros ativados por luz, por analogia os polímeros impressos em

3D) utilizados para confecção de base de prótese total, devem ser de $32 \mu\text{g}/\text{mm}^3$, e o valor máximo de solubilidade (Wsl) para esses materiais deve ser de $1,6 \mu\text{g}/\text{mm}^3$. No presente estudo (Tabela 2), o polímero convencional (controle) mostrou uma $W_{\text{sp}} = 24,9 \mu\text{g}/\text{mm}^3$ que foi maior que a mostrada pelo polímero impresso em 3D ($W_{\text{sp}} = 15,2 \mu\text{g}/\text{mm}^3$) ($p = 0,0000$). Não ocorreu solubilidade na resina acrílica convencional, enquanto que o polímero impresso em 3D mostrou uma solubilidade de $2,3 \mu\text{g}/\text{mm}^3$ ($p = 0,0000$), o que está um pouco acima do valor padronizado. Contudo, há resinas no mercado com valores fora da padronização, como é o caso da Lucitone 199 (Dentsply International Inc., York, PA) que mostrou $W_{\text{sp}} = 20,3 \mu\text{g}/\text{mm}^3$ e $W_{\text{sl}} = 3,02 \mu\text{g}/\text{mm}^3$ ¹⁹ e a Lucitone 550 com $W_{\text{sp}} = 38,3 \mu\text{g}/\text{mm}^3$ e $W_{\text{sl}} = 0,18 \mu\text{g}/\text{mm}^3$ ²⁰. Não há estudos reportando sorção e solubilidade de polímeros para base de prótese impressos em 3D²¹.

CONCLUSÃO

Esse estudo mostrou diferenças significativas nas propriedades avaliadas dos polímeros indicados para confecção de base de prótese removível. Os valores médios de resistência flexural, do módulo de elasticidade, e da sorção em água foram maiores para a resina acrílica termo-polimerizável do que para a resina impressa por 3D, e a solubilidade em água foi maior para o material impresso por 3D. O armazenamento em água por 6 meses influenciou negativamente a resistência flexural e o módulo de elasticidade de

ambos os materiais, exceto para a resistência do material impresso em 3D. Considerando os materiais avaliados e os resultados obtidos, esse estudo sugere que as estruturas obtidas por impressão 3D precisam maior desenvolvimento para que suas propriedades sejam comparáveis as estruturas fabricadas de forma convencional com resinas acrílicas termo-polimerizáveis.

REFERÊNCIAS

1. Tyrovolas S, Koyanagi A, Panagiotakos DB, Haro JM, Kassebaum NJ, Chrepa V, et al. Population prevalence of edentulism and its association with depression and self-rated health. *Sci Rep*. 2016;6:1–9.
2. Sheiham A, Steele JG, Marcenes W, Tsakos G, Finch S, Walls AWG, et al. Prevalence of impacts of dental and oral disorders and their effects on eating among older people; a national survey in Great Britain. *Community Dent Oral Epidemiol*. 2001;29(3):195–203.
3. Musacchio E, Perissinotto E, Binotto P, Sartori L, Silvanetto F, Zambon S, et al. Tooth loss in the elderly and its association with nutritional status, socio-economic and lifestyle factors. *Acta Odontologica Scandinavica*. 2007;65(2):78–86.
4. Papadaki E, Anastassiadou V. Elderly complete denture wearers: A social approach to tooth loss. *Gerodontology*. 2012;29(2): 721-7.
5. Fiske J, Davis DM, Frances C, Gelbier S. The emotional effects of tooth loss in edentulous people. *British Dental Journal*. 1998;184(2):90-3.
6. Kattadiyil MT, AlHelal A, Goodacre BJ. Clinical complications and quality assessments with computer-engineered complete dentures: A systematic review. *J Prosthet Dent*. 2017;117(6):721–8.
7. Van noort R. The future of dental devices is digital. *Dental Materials*. 2012;28(1):3–12.
8. Chung YJ, Park JM, Kim TH, Ahn JS, Cha HS, Lee JH. 3D printing of resin material for denture artificial teeth: Chipping and indirect tensile fracture resistance. *Materials*. 2018; 11(10).

9. Cha H-S, Park J-M, Kim T-H, Lee J-H. Wear resistance of 3D-printed denture tooth resin opposing zirconia and metal antagonists. *J Prosthet Dent.* 2020;124(3):387-394.
10. Park C, Kee W, Lim H-P, Park S-W. Combining 3D-printed metal and resin for digitally fabricated dentures: A dental technique. *The Journal of Prosthetic Dentistry.* 2020;123(3):389-392.
11. Kessler A, Hickel R, Reymus M. 3D Printing in Dentistry - State of the Art. *Operative dentistry.* 2020;45(1):30-40.
12. Diaz-arnold AM, Vargas MA, Shaull KL, Laffoon JE, Qian F. Flexural and fatigue strengths of denture base resin. *Journal of Prosthetic Dentistry.* 2008;100(1):47-51.
13. Pfeiffer P, Rosenbauer E-U. Residual methyl methacrylate monomer, water sorption, and water solubility of hypoallergenic denture base materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry.* 2004;92(1):72-8.
14. Anusavice KJ, Shen CS, Rawls HR. *Prosthetic Polymers and Resins. Science of Dental Materials.* 12th Ed. Elsevier, 2013. p. 474- 498.
15. Rodrigues Junior A, Zanchi CH, Carvalho RV, Demarco FF. Flexural strength and modulus of elasticity of different types of resin-based composites. *Brazilian Oral Research.* 2007;21(1):16-21.
16. Aguirre BC, Chen J-H, Kontogiorgos ED, Murchison DF, Nagy WW. Flexural strength of denture base acrylic resins processed by conventional and CAD-CAM methods. *The Journal of Prosthetic Dentistry.* 2020;123(4):641-646.
17. Ptpic V, Slacanin I, Schauperl Z, Catic A, Dulcic N, Cimic S. A study of the flexural strength and surface hardness of different materials and technologies for occlusal device fabrication. *Journal of Prosthetic Dentistry.* 2019;121(6):955-959.
18. Ajaj-alkordy NM, Alsaadi MH. Elastic modulus and flexural strength comparisons of high-impact and traditional

- denture base acrylic resins. *Saudi Dental Journal*. 2014;26(1):15–18.
19. Dhir G, Berzins DW, Dhuru VB, Periatnamby AR, Dentino A. Physical properties of denture base resins potentially resistant to candida adhesion: Basic science research. *J Prosthodont*. 2007;16(6):465–72.
 20. Cucci AL, Vergani CE, Giampaolo ET, Afonso MC. Water sorption, solubility, and bond strength of two autopolymerizing acrylic resins and one heat-polymerizing acrylic resin. *J Prosthet Den*. 1998;80(4):434-8.
 21. Della Bona A, Cantelli V, Britto VT, Collares KF, Stansbury JW. 3D printing restorative materials using a stereolithographic technique: a systematic review. *Dental Materials*. 2021;37(2):336-350, 2021.
 22. Pripic V, Schauperl Z, Catic A, Dulcic N, Cimić S. Comparison of Mechanical Properties of 3D-Printed, CAD/CAM, and Conventional Denture Base Materials. *J Prosthodont*. 2020;29(6):524–8.
 23. Shim JS, Kim J, Jeong SH, Choi YJ, Ryu JJ. Printing accuracy, mechanical properties, surface characteristics, and microbial adhesion of 3D-printed resins with various printing orientations. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2020;124(4):468-475.
 24. Unkovskiy A, Bui PHB, Schille C, Geis-Gerstorfer J, Huettig F, Spintzyk S. Objects build orientation, positioning, and curing influence dimensional accuracy and flexural properties of stereolithographically printed resin. *Dent Mater*. 2018;34(12):324–33.
 25. Alharbi N, Osman R, Wismeijer D. Effects of build direction on the mechanical properties of 3D-printed complete coverage interim dental restorations. *J Prosthet Dent*. 2016;115(6):760–7.
 26. Jagini AS, Marri T, Jayarapu D, Kumari R, Vidhyadhar D, Manisha K. Effect of long-term immersion in water and

- artificial saliva on the flexural strength of two heat cure denture base resins. *J Contemp Dent Pract.* 2019;20(3):341–6.
27. Chandrahari N, Ravi Kumar C, Salgar AR, Prathibha N, Singh M, Singh S. Comparison of fracture resistance of heat cure resins polymerized by conventional and microwave methods after immersion in artificial saliva. *J Contemp Dent Pract.* 2019 Jan 1;20(1):71–7.
 28. Quinn G. Recommended Practice Guide: Fractography of Ceramics and Glasses. 3rd ed, Special Publication (NIST SP), National Institute of Standards and Technology, Gaithersburg, MD, [online], 2020.
 29. Della Bona A. Bonding to ceramics: scientific evidences for clinical dentistry. São Paulo: Artes Medicas, 2009.
 30. Faot F, Costa MA, Del bel cury AA, Garcia ECMR. Impact strength and fracture morphology of denture acrylic resins. *The journal of prosthetic dentistry.* 2006;96(5):367-73.
 31. Praveen B, Babaji HV, Prasanna BG, Rajalbandi SK, Shreeharsha TV, Prashant GM. Comparison of Impact Strength and Fracture Morphology of Different Heat Cure Denture Acrylic Resins: An In vitro Study. *J Int Oral Health.* 2014;6(5):12-6.