



UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO  
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE RIBEIRÃO PRETO  
DEPARTAMENTO DE MATERIAIS DENTÁRIOS E PRÓTESE



MARCELLA NAKAMURA COSTA DA SILVA

**Efeitos de soluções desinfetantes na resina para impressão 3D comparativamente à  
resina acrílica termoativada para base de prótese**

ORIENTADORA: PROFA. DRA. VALÉRIA OLIVEIRA PAGNANO DE SOUZA

RIBEIRÃO PRETO

2024

MARCELLA NAKAMURA COSTA DA SILVA

**Efeitos de soluções desinfetantes na resina para impressão 3D comparativamente à resina acrílica termoativada para base de prótese**

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado à Faculdade Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo, como parte dos requisitos para obtenção do grau de Cirurgião(ã)-Dentista.

ORIENTADORA: PROFA. DRA. VALÉRIA OLIVEIRA PAGNANO DE SOUZA

RIBEIRÃO PRETO

2024

Autorizo a reprodução e divulgação total ou parcial deste trabalho, por qualquer meio convencional ou eletrônico, para fins de estudo e pesquisa, desde que citada a fonte.

Nome: SILVA, Marcella Nakamura Costa da.

Título: Efeitos de soluções desinfetantes na resina para impressão 3D comparativamente à resina acrílica termoativada para base de prótese.

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado à Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, como requisito parcial à obtenção do título de Cirurgiã-Dentista.

Aprovado em: \_\_\_/\_\_\_/\_\_\_

#### Banca Examinadora

Prof. Dr. \_\_\_\_\_

Instituição: \_\_\_\_\_

Julgamento \_\_\_\_\_

Prof. Dr. \_\_\_\_\_

Instituição: \_\_\_\_\_

Julgamento \_\_\_\_\_

Prof. Dr. \_\_\_\_\_

Instituição: \_\_\_\_\_

Julgamento \_\_\_\_\_

## **AGRADECIMENTOS**

Mais um ciclo se encerrando. A graduação em odontologia se tornou um grande sonho depois que pude conhecer mais sobre essa profissão. Nesses cinco anos e meio pude ter a certeza que fiz a escolha certa, escolha essa que só foi possível com o apoio de todos que fizeram parte dessa trajetória.

Primeiramente gostaria de agradecer aos meus pais, Marcelo e Monica, que me confiaram e incentivaram durante todo o percurso. Foram minha base, sempre com uma palavra de carinho e incentivo. Todo meu amor e gratidão.

Aos amigos que fiz durante essa jornada, por compartilharmos momentos de alegria e tristeza, deixando essa experiência mais leve de ser vivida. Sou imensamente grata.

Um agradecimento especial à minha professora orientadora Valéria, por ter me dado a oportunidade de participar e desenvolver esse projeto, e compartilhar tanto conhecimento. Fazer parte da pesquisa foi uma experiência de grande crescimento profissional e pessoal.

Por fim, agradeço a FORP, todos os funcionários e professores que tornam essa faculdade uma das melhores da América Latina. Finalizo com a certeza de que tive a melhor base para que eu consiga seguir esse sonho que está apenas no começo. Obrigada a todos.

## RESUMO

SILVA, Marcella Nakamura Costa da. **Efeitos de soluções desinfetantes na resina para impressão 3D comparativamente à resina acrílica termoativada para base de prótese.** 2024. Trabalho de Conclusão de Curso – Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2024.

O objetivo deste estudo foi comparar os efeitos de soluções desinfetantes in vitro em superfícies de resina para impressão 3D (Cosmos Denture®) *versus* resina acrílica termoativada (Clássico). A amostra consistiu de 260 espécimes, sendo 180 espécimes circulares, sendo 120 (Ø20 mm x 3 mm) e 60 (Ø50 mm x 0,5 mm), além de 80 espécimes retangulares (65,0 x 10,0 x 3,3 mm). Os espécimes foram distribuídos em 3 grupos de soluções (n=10): 1. Água destilada (AD, controle), 2. Hipoclorito de sódio 0,2% (HS), 3. Ácido peracético 0,2% (AP). Os espécimes retangulares compuseram mais um grupo, sem imersão (n=10). Os espécimes foram polidos e imersos nas soluções AD e HS por 608 h e 20 min e em AP por 304 h e 10 min, correspondendo à simulação de 5 anos de imersão diária de 20 min/dia e 10 min/dia, respectivamente. Os espécimes circulares foram avaliados em relação às seguintes variáveis: rugosidade de superfície (Ra, µm), microdureza (KNH, kgf/mm<sup>2</sup>), sorção e solubilidade (g/cm<sup>2</sup>), alteração de cor (ΔE) e os retangulares quanto à resistência à flexão (MPa). Os dados apresentaram distribuição não normal, tendo sido utilizados Wald-test em modelo linear generalizado para alteração de cor e resistência à flexão, e Wald-test em Estimador de Equações generalizado (GEE) para rugosidade de superfície e microdureza. Todas as múltiplas comparações foram realizadas com ajuste de Bonferroni. Foi considerado nível de significância de 5%. Não houve diferença significativa na rugosidade entre as soluções (p=0,700), tempo (p=0,276) e para as interações resina vs solução (p=0,680); solução vs tempo (p=0,495) e resina vs solução vs tempo (p=0,131), cor entre as resinas (p=0,931), soluções (p=0,372) e para a interação resina vs solução (p=0,680) e microdureza entre as soluções (p=0,099), tempos (p=0,360) e para as interações solução vs tempo (p=0,177) e resina vs solução vs tempo (p=0,060) dos espécimes, após a imersão nas soluções estudadas para ambas as resinas. Quanto à sorção e solubilidade, a resina termopolimerizável apresentou-se mais estável (p<0,001) que a resina impressa. Na resina impressa 3D, houve maior sorção em ácido peracético (p<0,001) e, em seguida, em hipoclorito de sódio (p<0,001) e água (p<0,001). No entanto, a solubilidade foi maior na água (p<0,001). A resistência à flexão diminuiu

após a imersão nas soluções para ambas as resinas. Conclui-se que a resina termopolimerizável apresentou melhor comportamento em relação à resina impressa 3D com a imersão nas soluções avaliadas.

Palavras-chave: desinfecção, resina acrílica, resina impressa 3D, hipoclorito de sódio, ácido peracético, efeitos adversos.

## ABSTRACT

SILVA, Marcella Nakamura Costa da. **Effects of thermocycling on the physical and mechanical properties of 3D printing resins used for prosthesis bases.** 2024. 34f. Trabalho de Conclusão de Curso – Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2024.

The aim of this study was to evaluate in vitro the effects of disinfectant solutions on the surfaces of 3D printing resin (Cosmos Denture®) compared to thermopolymerizable acrylic resin (Classic). The sample consisted of 260 specimens, with 180 circular specimens divided into 120 (Ø20 mm x 3 mm) and 60 (Ø50 mm x 0.5 mm), and 80 rectangular specimens (65.0 x 10.0 x 3.3 mm). The specimens were divided into 3 groups of disinfectant solutions (n=10): 1. Distilled water (DW, control), 2. 0.2% Sodium Hypochlorite (SH), 3. 0.2% Peracetic Acid (PA). The rectangular specimens had a group without immersion (n=10). The specimens were polished, immersed in DW and SH solutions for 608 hours and 20 minutes, and in PA for 304 hours and 10 minutes, corresponding to 5 years of daily immersion for 20 minutes/day and 10 minutes/day, respectively. The circular specimens were evaluated for the following variables: surface roughness (Ra, µm), microhardness (KNH), sorption and solubility (g/cm<sup>2</sup>), color change (ΔE), and the rectangular ones for flexural strength (MPa). The data showed non-normal distribution, and the Wald-test was used in a generalized linear model for color change and flexural strength, and Wald-test in Generalized Estimating Equations (GEE) for surface roughness and microhardness. All multiple comparisons were made with Bonferroni adjustment. A significance level of 5% was considered. There was no significant change in the surface roughness [between solutions (p=0.700), time (p=0.276), and for resin vs solution interactions (p=0.680); solution vs time (p=0.495), and resin vs solution vs time (p=0.131)], color [between resins (p=0.931), solutions (p=0.372), and for resin vs solution interaction (p=0.680)], and microhardness [between solutions (p=0.099), times (p=0.360), and for interactions vs time (p=0.177), and resin vs solution vs time (p=0.060)] of the specimens after immersion in the studied solutions for both resins. Regarding sorption and solubility, it was noticed that the thermopolymerizable resin was more stable (p<0.001) than the printed resin. In the 3D printed resin, there was higher absorption in peracetic acid (p<0.001), followed by hypochlorite (p<0.001) and water (p<0.001). However, solubility was higher in water (p<0.001). Flexural strength

decreased after immersion in solutions for both resins. It is concluded that the thermopolymerizable resin exhibited better behavior compared to the 3D printed resin concerning the evaluated solutions.

Keywords: disinfection, acrylic resin, 3D printed resin, sodium hypochlorite, peracetic acid, adverse effects.

## SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO.....	10
2. OBJETIVOS.....	13
2.1. Objetivos gerais.....	13
2.2. Objetivos específicos.....	13
3. MATERIAIS E MÉTODOS.....	14
3.1. Fatores de variação.....	14
3.2. Obtenção dos espécimes de resina acrílica.....	15
3.3. Obtenção da resina de impressão 3D.....	16
3.4. Imersão nas soluções desinfetantes.....	16
3.5. Análise da rugosidade de superfície.....	16
3.6. Ensaio de microdureza.....	17
3.7. Avaliação da sorção e solubilidade.....	17
3.8. Avaliação da alteração de cor.....	17
3.9. Ensaio de Resistência a Flexão.....	18
3.10. Análise estatística.....	18
4. RESULTADOS.....	19
4.1. Rugosidade de superfície.....	19
4.2. Microdureza.....	20
4.3. Sorção.....	21
4.4. Solubilidade.....	21
4.5. Alteração de cor.....	22
4.6. Resistência a flexão.....	23
5. DISCUSSÃO .....	24
6. CONCLUSÃO.....	26
7. CONSIDERAÇÕES FINAIS .....	27
8. REFERÊNCIAS.....	27

## 1. INTRODUÇÃO

Todo dispositivo inserido na cavidade bucal, por ter contato com os fluidos orais, saliva e sangue, pode ser fonte principal de contaminação cruzada entre consultórios odontológicos e laboratórios (ADA, 1996). A desinfecção desses dispositivos é fortemente recomendada pela Associação Dentária Americana (ADA) e pelos Centros de Controle de Doenças (ADA, 1996) para prevenir a possível transmissão de doenças infecciosas. Deste modo, procedimentos de controle e desinfecção durante a confecção e manuseio de próteses dentárias devem ser garantidos (Ribeiro et al., 2009, Fernandes et al., 2012; Delgallo 2021). A escolha do desinfetante deve ser feita em função de sua eficácia antimicrobiana, como também de ausência de efeitos adversos aos materiais constituintes da prótese dentária. Existem diversos protocolos de desinfecção relatados na literatura, dentre eles a imersão de próteses em soluções como hipoclorito de sódio em diferentes concentrações (de Freitas Fernandes et al., 2011; Salles et al., 2015; Sousa-Porta et al., 2015; Arruda et al., 2017, 2021, Badaró et al., 2021, Rocha et al., 2021), clorexidina (Silva et al., 2008), peróxidos alcalinos (Lucena Ferreira et al., 2014, Coimbra et al., 2021), glutaraldeído (Silva et al., 2008), ácido peracético (Chassot et al., 2006; Fernandes et al., 2012, Sczepanski et al., 2014, Fonseca et al., 2019) ou a desinfecção em micro-ondas (Polyzois et al., 1995; Neppelenbroek et al., 2008; Dovigo et al., 2009; Ribeiro et al., 2009; Senna et al., 2011; da Costa et al., 2021). O hipoclorito de sódio é um dos desinfetantes mais comumente utilizados pela população devido ao seu custo baixo e por apresentar potente ação bactericida e fungicida (de Freitas Fernandes et al., 2011; Sousa-Porta et al., 2015, Salles et al., 2015; Kiesow et al., 2016; Valentini-Mioso et al., 2019). No entanto, características negativas são relatadas, tais como, aumento de rugosidade, alteração de cor e diminuição da dureza da resina acrílica (Paranhos et al., 2013; Badaró et al., 2017; Porwal et al., 2017), perda de brilho, oxidação e deslustre em metais (Keyf, Gungor, 2003; Felipucci et al., 2011a;b; Paranhos et al., 2014; Kiesow et al., 2016), além de causar, nos dentes artificiais, aumento de rugosidade e diminuição da microdureza (Yuzugullu et al., 2016). Entretanto, Arruda et al. (2017, 2021) demonstraram a eficácia antimicrobiana do hipoclorito 0,2% com imersões curtas de 20 minutos. Já Rocha et al. (2021) relataram ausência de efeitos adversos na resina acrílica com o hipoclorito de sódio a 0,2%. O glutaraldeído, apesar de possuir ação bactericida, pode ficar impregnado nas porosidades das resinas, resultando em efeito irritante aos tecidos bucais (Fernandes et al., 2012). Ademais, deve ser usado em ambientes bem

ventilados, com uso de máscaras, luvas e óculos, pois libera vapores tóxicos irritantes que podem causar respostas alérgicas na pele e trato respiratório (Rutala; Weber, 1999). O ácido peracético (PAA) é uma combinação formada da reação química do ácido acético ( $\text{CH}_3\text{COOH}$ ) com uma solução aquosa de peróxido de hidrogênio ( $\text{H}_2\text{O}_2$ ) ou pela reação de tetraacetileno-diamina com solução alcalina de peróxido de hidrogênio (Fernandes et al., 2012). Apresenta amplo espectro de atividade antimicrobiana (Chassot et al., 2006) e é uma alternativa sustentável comparativamente aos compostos à base de cloro, uma vez que os subprodutos de desinfecção formados são limitados e não há resíduos persistentes no meio ambiente (Domínguez Henao et al., 2018). Tem sido utilizado como desinfetante em diversas áreas da indústria, como processamento de alimentos e bebidas, cervejaria, farmacêutica, papel e celulose, bem como instalações de tratamento de água para descontaminação e esterilização de equipamentos médicos e hospitalares termossensíveis e dispositivos como endoscópios e lentes UV (Ekren et al., 2016). Na Odontologia, autores utilizaram em diferentes concentrações, tendo alcançado resultados positivos em relação à ausência de efeitos adversos em moldes de hidrocolóide irreversível (Guiraldo et al., 2012), em aço inoxidável (Costa et al., 2015), em resina acrílica autopolimerizável utilizada para transferência de estruturas de implantes (da Fonseca et al., 2019) e na resina acrílica de base de prótese (Chassot et al., 2006, Fernandes et al., 2012, Sczepanski et al., 2014). A resina acrílica utilizada para confecção da base de prótese é constituída por polimetilmetacrilato (PMMA) que é o material padrão para bases de próteses devido à sua biocompatibilidade, baixo custo, facilidade de processamento, alta resistência à flexão e módulo de flexão e baixa solubilidade em água (Phoenix et al., 2004), facilidade de reparo e baixo custo. No entanto, libera monômero residual, com comprometimento da estabilidade dimensional e predisposição à porosidade (Saponaro et al., 2016). Em contrapartida, avanços na tecnologia de desenho e confecção assistidos por computador (CAD-CAM) promoveram fluxos de trabalho digitais com novos materiais para confecção de próteses totais (Al-Dwairi et al., 2019; Srinivasan et al., 2021). A resina obtida por CAD-CAM é polimerizada sob condições padronizadas em alta temperatura e pressão, permite a confecção de próteses com menor volume de resina e menor peso da prótese (Steinmassl et al., 2017) e tende a apresentar menor quantidade de monômero residual (Srinivasan et al., 2021) e, conseqüentemente, propriedades químicas e mecânicas melhoradas quando comparadas às resinas convencionais (Al-Dwairi et al., 2019; Limírio et al., 2021; Srinivasan et al., 2021). A investigação a respeito da rugosidade de superfície e da microdureza da resina acrílica é

de grande relevância clínica, uma vez que podem predispor à adesão e colonização de microrganismos (Bollen et al., 1997, Schwindling et al., 2014), comprometendo a saúde dos portadores de próteses dentárias. A estabilidade de cor e de brilho garante a estética e longevidade das próteses (Papadiochou; Polyzois, 2018), a sorção e solubilidade demonstram a capacidade de absorção de água, com conseqüente alteração dimensional da resina e incidência de fraturas (Wong et al., 1999). A resistência à flexão pode refletir a capacidade da resina da base de prótese de suportar as forças funcionais durante a mastigação (Machado et al., 2012). Considerando que cada vez se buscam mais produtos sustentáveis, a avaliação a respeito dos efeitos adversos do ácido peracético na concentração de 0,2% como alternativa à desinfecção pelo hipoclorito de sódio 0,2% ou micro-ondas, merece ser explorada. Adicionalmente são escassos os trabalhos a respeito da desinfecção de resina obtida por impressão 3D. Desta forma, o intuito do presente projeto foi investigar a ação de métodos de desinfecção químico e físico na superfície da resina obtida por impressão comparativamente à da resina acrílica termoativada convencional, por um período simulado de 5 anos. As hipóteses nulas do trabalho foram: nenhum dos métodos causaria efeitos adversos, relacionados à rugosidade, dureza, sorção, solubilidade, cor, brilho e resistência à flexão, sobre as superfícies das resinas convencional e obtida por impressão e que não haveria diferença entre as resinas avaliadas.

## **2. OBJETIVOS**

### **2.1 Objetivo geral:**

O objetivo deste estudo foi avaliar a ação de métodos de desinfecção químicos: imersão em hipoclorito de sódio 0,2% ou ácido peracético 0,2% na superfície da resina obtida por impressão comparativamente à da resina acrílica termoativada convencional, por um período simulado de 5 anos.

### **2.2 Objetivos Específicos:**

- Avaliar a rugosidade de superfície das resinas antes e depois da simulação.
- Avaliar a microdureza das resinas antes e depois da simulação.
- Avaliação da sorção e solubilidade antes e depois da simulação.
- Avaliar alterações de cor das resinas antes e após a simulação.

- Avaliar a resistência à flexão após a simulação.

### 3. MATERIAIS E MÉTODOS

#### 3.1 Fatores de variação

Os fatores de variação do estudo foram: Resinas para base de prótese, em dois níveis 1. Resina acrílica termoativada e 2. Resina para impressão 3D e Soluções em 3 níveis, dentre elas: 1. Água destilada (controle); 2. Hipoclorito de sódio 0,2% e 3. Ácido peracético 0,2%. As variáveis avaliadas foram: rugosidade de superfície ( $R_a$ ,  $\mu\text{m}$ ), microdureza (KNH), sorção e solubilidade ( $\text{g}/\text{cm}^2$ ), alteração de cor ( $\Delta E$ ) e resistência à flexão (MPa).

Foram confeccionadas 130 espécimes de resina acrílica termopolimerizável (Clássico, Artigos Odontológicos Clássico Ltda., São Paulo, SP, Brasil) e 130 de resina de impressão 3D (Smart Dent®, M.M. Tech Projetos Tecnologia Imp. e Exp. LTDA, São Carlos, SP, Brasil.), sendo 120 com formato circular, 60 ( $\text{Ø}20 \text{ mm} \times 3 \text{ mm}$ ) (Figura 1) e 60 ( $\text{Ø}50 \text{ mm} \times 0,5 \text{ mm}$ ), para análise de rugosidade de superfície, microdureza, sorção e solubilidade, cor, brilho e 80 amostras retangulares ( $65 \times 10 \times 3,3 \text{ mm}$ ) (Figura 2), para avaliação da resistência à flexão.



Fig.1 – Espécimes de resina impressa 3D para o ensaio de sorção e solubilidade



Fig.2 – espécimes de resina termopolimerizável para o ensaio de resistência à flexão. Os espécimes rosas claro, à esquerda, são de resina para impressão 3D e, os rosas escuros, à direita, são de resina termopolimerizada.

### **3.2 Obtenção dos espécimes de resina acrílica termopolimerizável**

Para obtenção dos espécimes em resina acrílica termopolimerizável, foram utilizadas matrizes metálicas de aço inoxidável, incluídas em muflas metálicas convencionais número 7 (Jon, Jon, Indústria Brasileira, São Paulo, SP, Brasil) com gesso pedra tipo III (Gesso Rio, Orlando Antônio Bussioli ME, Rio Claro, SP, Brasil). Após a presa do gesso, as muflas foram separadas e as matrizes metálicas removidas. A resina foi manipulada conforme instruções do fabricante (proporção de 3:1; polímero/monômero) e acondicionada nos moldes. Após o fechamento da mufla foi realizada a prensagem da resina com carga inicial de 500 Kgf e final de 1000 Kgf, a qual foi mantida por 60 minutos.

A polimerização da resina acrílica termopolimerizável foi realizada em polimerizadora eletrônica Termocicler 100. A mufla foi colocada em prensa manual e imersa em água com temperatura ambiente, atingindo 65 °C em 30 minutos e permanecendo por 1 hora. Em seguida a temperatura foi elevada a 100 °C, em meia hora e mantida por 1 hora de acordo com as instruções do fabricante. Após a polimerização, as muflas foram mantidas em temperatura ambiente até seu resfriamento para demuflagem dos espécimes. Em seguida, os espécimes foram imersos em água destilada

a 50 °C por 24 horas em estufa para eliminação do monômero residual (Barbosa et al., 2007).

Os excessos de resina foram removidos com fresa de corte fino e o polimento foi realizado em uma polítrix horizontal (Arotec Arapol E, Cotia, SP, Brasil), com lixas d'água de diferentes granulações (120, 240, 400, 600 e 1200) (Norton Indústria Brasileira, São Paulo, Brasil). feltro de polimento e solução de carbonato de cálcio e água. Para uniformizar a área a ser analisada, foram feitas leituras prévias utilizando o rugosímetro de superfície (Surftest SJ-201P, Mitutoyo Corporation, Japão), de tal forma que os espécimes apresentassem intervalo entre 0,04 µm a 0,08 µm de Ra (Quirynen; Bollen, 1995).

### **3.3 Obtenção da resina de impressão 3D**

Para obtenção dos corpos de prova em resina impressa, arquivos em stl dos corpos de prova foram gerados no programa Rhinoceros e exportados para o programa específico do sistema de impressão.

### **3.4 Imersão nas soluções desinfetantes**

Os espécimes foram distribuídos aleatoriamente em 3 grupos (n=10) de acordo com as soluções: água destilada (controle), hipoclorito de sódio 0,2 % (Triex Sertãozinho, SP, Brasil) e ácido peracético 0,2% (Perax Rio 0,2 Pronto Uso®, Rioquímica, São José do Rio Preto, SP, Brasil). Foram imersos em 150 mL de cada solução e o conjunto foi mantido em invólucro plástico fechado. Foi feita a análise por um período correspondente a 5 anos, com simulação de 20 minutos de imersão na água destilada e na solução de hipoclorito de sódio a 0,2% (Arruda, 2017, 2021; Rocha et al., 2021) e por 10 minutos de imersão diária na solução de ácido peracético a 0,2% (Chassot et al., 2006, Fonseca et al., 2019). Após a imersão, os espécimes foram lavados em água destilada por 10 segundos.

### **3.5 Análise da rugosidade de superfície**

Com o auxílio de uma ponta analisadora de superfície acoplada a um rugosímetro de superfície (Surftest SJ-201P, Mitutoyo Corporation, Japão), três leituras foram obtidas na superfície polida de cada espécime a fim de se obter uma média aritmética dos desvios de rugosidade do perfil (Ra, µm). As mensurações foram obtidas com um *cut off* de 0,8 mm de forma que a ponta da agulha percorresse uma área de 4,8 mm durante cada leitura. As leituras foram realizadas antes (pré-imersão) e após a simulação de 5 anos de uso das

soluções. A resina termopolimerizável foi padronizado com rugosidade de 0,04 a 0,08  $\mu\text{m}$  (Quiryneen; Bollen, 1995), porém a resina impressa 3D não chegou a esse padrão, mesmo utilizando as mesmas técnicas utilizado na resina termo. Diante disso, a rugosidade da resina impressa ficou padronizada entre 0,12 a 0,15  $\mu\text{m}$ .

### **3.6 Ensaio de microdureza**

Foi realizado ensaio de microdureza Knoop com o auxílio do “Microhardness Tester Shimadzu” (modelo HMV-2, Shimadzu Corporation, Kyoto, Japão) com carga de 25 g por 5 segundos (ISO 4516:2002). Os espécimes foram divididos em 4 quadrantes, sendo que cada quadrante e o centro foi submetido a duas leituras. A mensuração final da microdureza de cada espécime foi calculada pelo resultado da média dos 10 valores encontrados. A microdureza foi avaliada antes e após a simulação de 5 anos de uso dos procedimentos de desinfecção.

### **3.7 Avaliação da sorção e solubilidade**

O ensaio de sorção e solubilidade seguiu a norma ANSI/ADA (American National Standards Institute / American Dental Association) – especificação nº12 (1975). Os espécimes foram pesados imediatamente após a obtenção, em balança de precisão (Mettler Toledo GmbH, colocados em dessecador (Pyrex, EUA), contendo sílica gel azul hidratada à temperatura ambiente e pesados diariamente, até a obtenção da estabilidade das massas ( $\pm 0,001$  g), obtendo-se assim, a massa inicial (M1). Em seguida, os espécimes foram imersos em água destilada por 25 dias e pesados novamente para obtenção da massa final (M2). Sendo possível obter a sorção em  $\text{g}/\text{cm}^3$  pela fórmula:  $\text{Sorção} = (M2 - M1)/V$ . O ensaio de solubilidade consistiu em analisar a alteração de massa dos espécimes após o período de imersão e acondicionamento a um valor constante de massa constante. Sendo assim, após a obtenção de M2, os espécimes foram recolocados no dessecador contendo sílica gel azul desidratada, e pesados diariamente até a estabilidade na leitura da massa ( $\pm 0,001$  g) (M3). A massa foi considerada estável após a obtenção do mesmo valor em três pesagens diárias consecutivas. Ao final, a solubilidade foi calculada em  $\text{g}/\text{cm}^3$  pela fórmula:  $\text{Solubilidade} = (M1 - M3)/V$ .

### **3.8 Avaliação da alteração de cor**

Os espécimes de resina acrílica foram submetidos às leituras de cor em espectrofotômetro portátil, modelo Delta Vista 450G (Delta Color Indústria e Comércio

de Equipamentos Eletrônicos Ltda, São Leopoldo, Rio Grande do Sul, Brasil). Para leitura de cor foi utilizado o sistema de cores Standard Commission Internationale de L'Eclairage (CIE Lab), recomendado pela American Dental Association (n=10). Este sistema representa um espaço tridimensional de cor tendo componentes de clareza (L), vermelho-verde (a), e amarelo-azul (b). A estabilidade de cor ( $\Delta E$ ) e de brilho ( $\Delta GU$ ) foram determinadas pelas diferenças entre as coordenadas obtidas das amostras antes e após a simulação de 5 anos de uso dos procedimentos de desinfecção. O  $\Delta E$  foi calculado a partir da fórmula:  $\Delta E^* = \sqrt{(\Delta L^*)^2 + (\Delta a^*)^2 + (\Delta b^*)^2}$ , onde:  $\Delta E^*$  = alteração de cor;  $\Delta L^*$  = diferença na luminosidade (L\*);  $\Delta a^*$  = diferença no eixo a\*;  $\Delta b^*$  = diferença no eixo b\*. A alteração de cor foi avaliada pelo sistema National Bureau Standards (NBS), o qual relaciona os valores de alteração de cor ( $\Delta E$ ) obtidos com o uso do espectrofotômetro para uma situação clínica. Os dados foram convertidos para o sistema NSB por meio da seguinte equação:  $NBS\ units = \Delta E \times 0,92$

### **3.9 Ensaio de Resistência à Flexão**

O ensaio de resistência à flexão foi realizado de acordo com a norma ISO 20795-1:2008. Os espécimes de resina acrílica (n=10) foram submetidos ao ensaio de flexão em 3 pontos, o qual consistiu em dois apoios localizados a 50 mm um do outro e carga de flexão aplicada no centro do corpo de prova, em máquina de ensaios mecânicos (modelo MEM 2000; EMIC, São José dos Pinhais, PR, Brasil), com velocidade de deformação igual a 5 mm/min, sendo esses valores constantes. As leituras foram realizadas após a simulação de imersão correspondente a 5 anos de uso. Adicionalmente foi obtido um grupo a mais correspondente ao grupo sem imersão (n=10).

### **3.10 Análise estatística**

Os dados foram testados quanto à distribuição normal (Shapiro-Wilk) e homogeneidade de variância (Levene). Como estas condições não foram atendidas, foi realizado Wald-test em modelo linear generalizado para alteração de cor e resistência à flexão e Wald-test em Estimador de Equações generalizado (GEE) para rugosidade de superfície e microdureza. Todas as múltiplas comparações foram realizadas com ajuste de Bonferroni. Foi considerado nível de significância de 5%.

## 4 RESULTADOS

### 4.1. Rugosidade de superfície

Para rugosidade de superfície ( $R_a$ ,  $\mu\text{m}$ ) não foram encontradas diferenças significantes entre as soluções ( $p=0,700$ ), tempo ( $p=0,276$ ) e para as interações resina vs solução ( $p=0,680$ ); solução vs tempo ( $p=0,495$ ) e resina vs solução vs tempo ( $p=0,131$ ). Entre as resinas ( $p<0,001$ ) e para a interação resina vs tempo ( $p<0,001$ ) houve diferenças significantes. Entre as resinas, a resina termopolimerizável apresentou menor rugosidade de superfície que a resina impressa. Avaliando a interação resina vs tempo, para a mesma resina comparando os tempos: para resina termopolimerizável, a rugosidade aumentou após a simulação de 5 anos ( $p=0,013$ ); para resina impressa, houve diminuição da rugosidade após a simulação de 5 anos ( $p<0,001$ ). Comparando as resinas em cada tempo: a resina impressa apresentou maior rugosidade que a resina termopolimerizável em T0 ( $p<0,001$ ) e em T5 ( $p<0,001$ ).

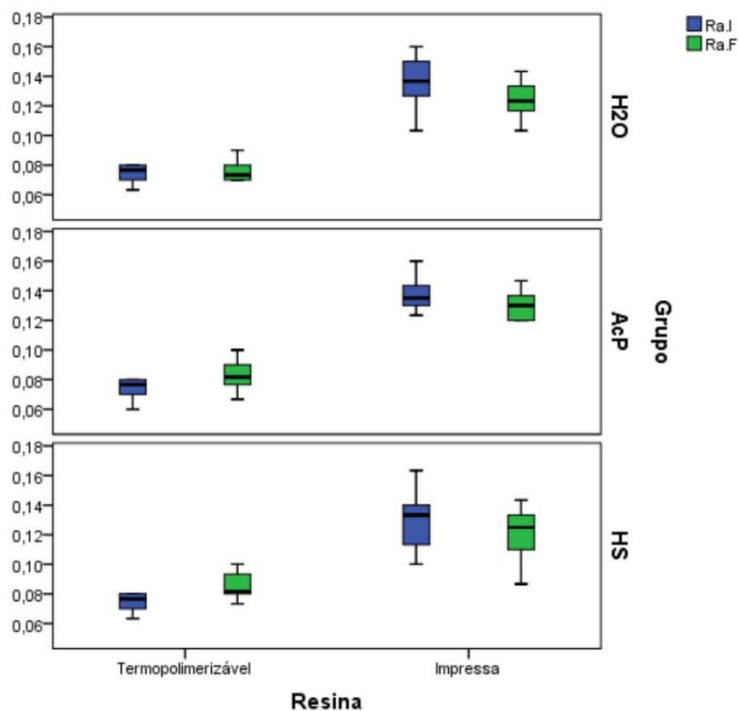


Figura 03. Rugosidade de superfície ( $R_a$ ,  $\mu\text{m}$ ), à esquerda, resina termopolimerizável e à direita, resina impressa 3D. A cor azul (Ra.I) representa o resultado inicial antes da imersão e a cor verde (Ra.F) o resultado após a imersão.

## 4.2. Microdureza

Para a microdureza Knoop (Figura 4) não foram encontradas diferenças significantes entre as soluções ( $p=0,099$ ), tempos ( $p=0,360$ ) e para as interações solução vs tempo ( $p=0,177$ ) e resina vs solução vs tempo ( $p=0,060$ ). Entre as resinas ( $p<0,001$ ) e para as interações resina vs solução ( $p=0,001$ ) e resina vs tempo ( $p<0,001$ ) houve diferenças significantes. Avaliando a interação resina vs solução: para a mesma resina comparando as soluções: para a resina termopolimerizável, o ácido peracético proporcionou maior microdureza que o hipoclorito de sódio ( $p=0,045$ ); para a resina impressa não houve diferença entre as soluções. Comparando as resinas em cada solução: a resina impressa apresentou maior microdureza que a resina termopolimerizável em água destilada ( $p=0,010$ ) e na solução de hipoclorito de sódio ( $p=0,005$ ). Avaliando a interação: resina vs tempo, para a mesma resina comparando os tempos: para a resina termopolimerizável houve diminuição da microdureza após a simulação de 5 anos de uso ( $p<0,001$ ). Comparando as resinas em cada tempo: a resina impressa apresentou menor microdureza que a resina termo em T0 ( $p<0,001$ ) e maior que a termo em T5 ( $p<0,001$ ).

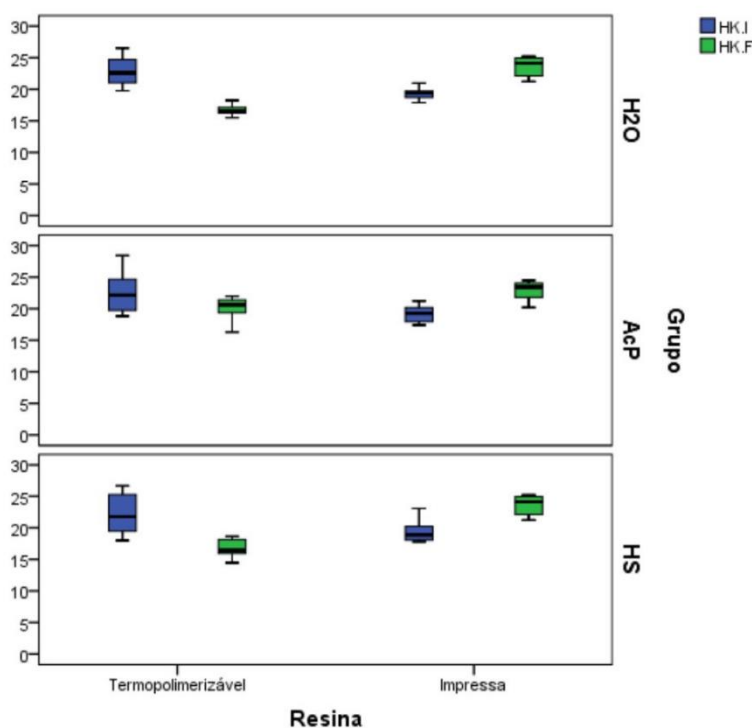


Figura 4. Microdureza (HK, kgf/mm<sup>2</sup>), à esquerda, resina termopolimerizável e à direita, resina impressa 3D. A cor azul (HK. I) representa o resultado inicial antes da imersão e a cor verde (HK. F) o resultado após a imersão.

### 4.3. Sorção

Para a sorção (Figura 5) não foram encontradas diferenças significantes entre as resinas ( $p=0,851$ ). Entre as soluções ( $p<0,001$ ) e a interação resina vs solução ( $p<0,001$ ) houve diferenças significantes. Avaliando a interação: resina vs solução, para a mesma resina comparando os grupos: para a resina termopolimerizável, não houve diferença entre as soluções; para a resina impressa, a água destilada proporcionou menor sorção que o ácido peracético ( $p<0,001$ ) e o hipoclorito de sódio ( $p<0,001$ ). O hipoclorito promoveu menor sorção que o ácido peracético. Comparando as resinas em cada grupo: em água destilada, a resina termopolimerizável apresentou maior sorção que a resina impressa ( $p<0,001$ ); na solução de ácido peracético, a resina termopolimerizável apresentou menor sorção que a resina impressa ( $p<0,001$ ). Para o hipoclorito, não houve diferença entre as resinas ( $p<0,001$ ).

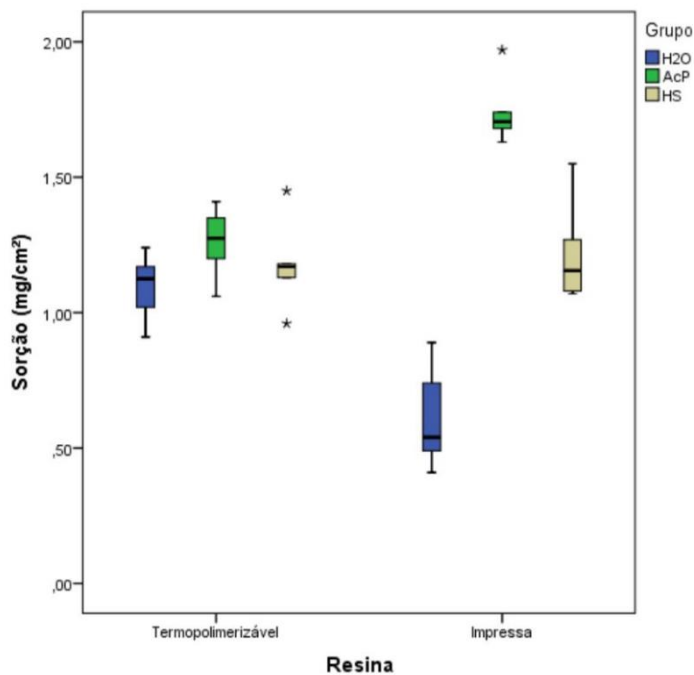


Figura 5: Sorção ( $\text{g}/\text{cm}^3$ ). A cor azul representa os grupos imersos em água destilada, a cor verde os grupos imersos em ácido peracético e o amarelo claro em hipoclorito de sódio.

### 4.4. Solubilidade

Para a solubilidade (Figura 6) foram encontradas diferenças significantes entre as resinas ( $p<0,001$ ), soluções ( $p<0,001$ ) e a interação resina vs solução ( $p<0,001$ ). Avaliando a interação: resina vs solução, para a mesma resina comparando os grupos: para a resina termopolimerizável, não houve diferença entre os grupos; para a resina

impressa, a água destilada proporcionou maior solubilidade que o ácido peracético ( $p < 0,001$ ) e o hipoclorito de sódio ( $p < 0,001$ ). Comparando as resinas em cada grupo: Em água destilada, a resina impressa apresentou maior solubilidade que a resina termopolimerizável ( $p < 0,001$ ); não houve diferença entre as resinas para os demais grupos.

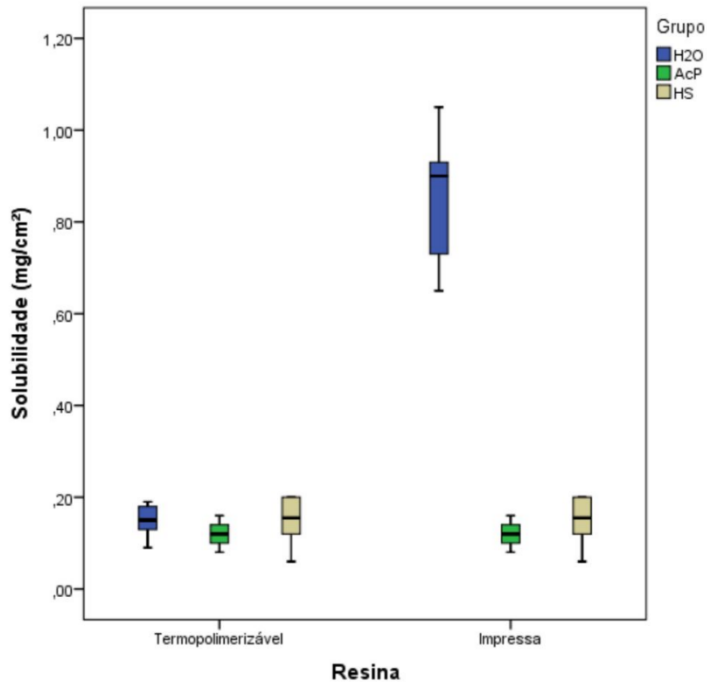


Figura 6: Solubilidade ( $g/cm^3$ ). A cor azul representa os grupos imersos em água destilada, a cor verde os grupos imersos em ácido peracético e o amarelo claro em hipoclorito de sódio.

#### 4.5. Alteração de cor

Para alteração de cor (Figura 7), não foram encontradas diferenças significantes entre as resinas ( $p = 0,931$ ), soluções ( $p = 0,372$ ) e para a interação resina vs solução ( $p = 0,680$ ).

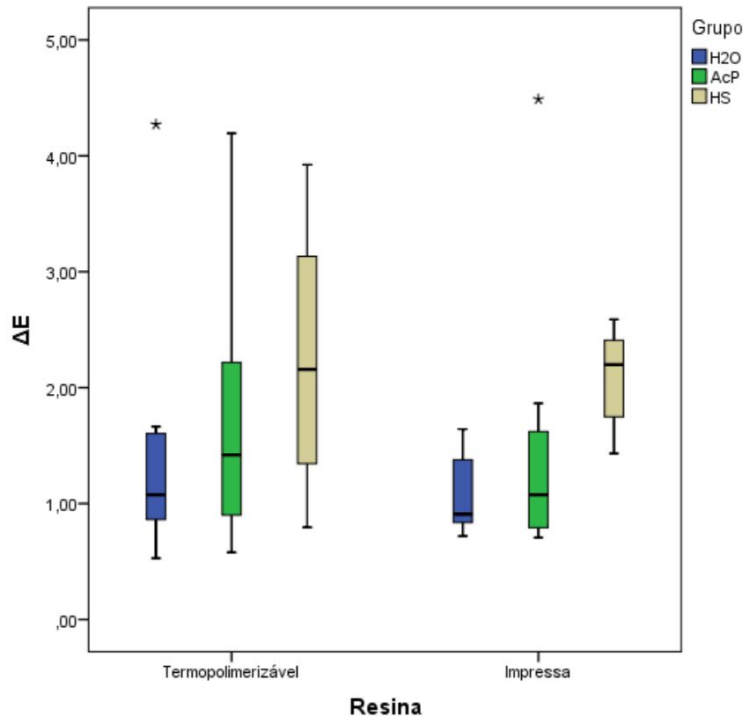


Figura 7. Alteração de cor ( $\Delta E$ ). A cor azul representa os grupos imersos em água destilada, a cor verde os grupos imersos em ácido peracético e o amarelo claro em hipoclorito de sódio.

#### 4.6. Resistência de flexão

Para a resistência à flexão (Figura 8), não foi encontrada diferença significativa entre as resinas ( $p=0,587$ ) e para a interação resina vs solução ( $p=0,271$ ). Entre as soluções houve diferença ( $p<0,001$ ), o grupo sem imersão apresentou maior resistência à flexão que os demais grupos (água destilada,  $p=0,001$ ; ácido peracético,  $p=0,034$ ; hipoclorito de sódio,  $p<0,001$ ).

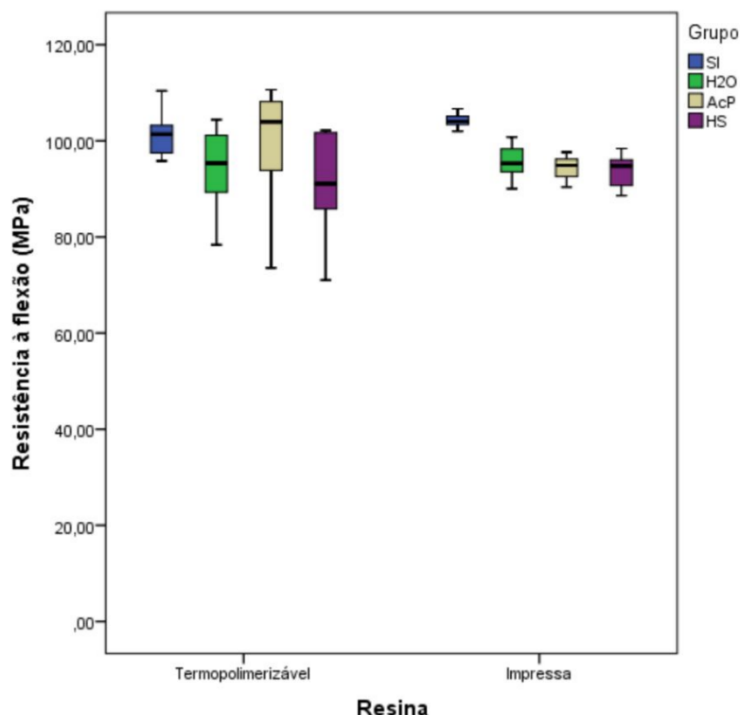


Figura 8: Resistência à flexão (MPa). A cor azul representa o grupo sem imersão, a cor verde representa os grupos imersos em água destilada, a cor amarelo-clara os grupos imersos em ácido peracético e o roxo em hipoclorito de sódio.

## 5. DISCUSSÃO

No presente estudo foram avaliados *in vitro* os efeitos de soluções desinfetantes nas superfícies de resina para impressão 3D comparativamente à resina acrílica termopolimerizável. A hipótese nula deste estudo foi parcialmente aceita uma vez que as soluções analisadas propiciaram alterações em algumas das propriedades das resinas selecionadas.

Na análise da rugosidade de superfície, a resina termopolimerizável foi padronizada com rugosidade de 0,04 a 0,08  $\mu\text{m}$  (Quiryneen; Bollen, 1995), porém a resina impressa 3D não chegou a este padrão, mesmo utilizando as mesmas técnicas utilizadas na resina termopolimerizável. Diante disso, a rugosidade da resina impressa ficou padronizada entre 0,12 a 0,15  $\mu\text{m}$ , valor mínimo que se conseguiu obter com este tipo de resina. Como resultado, a resina termopolimerizável apresentou aumento da rugosidade de superfície após a imersão nas diferentes soluções, enquanto a resina impressa apresentou diminuição. A resina impressa apresentou rugosidade de superfície maior, quando comparada à resina termopolimerizável. Esta diferença de rugosidade pode estar relacionada à impressão da resina 3D, porque as condições e parâmetros usados para

impressão alteram a superfície do objeto (Consani et al., 2016; Al-Dulaijan et al., 2022). Além disso, a direção da camada, durante a impressão da resina, em relação às superfícies dos espécimes também pode alterar as propriedades das superfícies (Al-Dulaijan et al., 2022). É importante destacar que a rugosidade da superfície é responsável pela pigmentação extrínseca e pelo acúmulo de biofilme, podendo levar ao aumento da adesão de microrganismos, havendo maior chance de aparecimento de manchas na resina, alterando a cor e comprometendo a estética (Consani et al., 2016; Al-Dulaijan et al., 2022).

Quanto à microdureza, se compararmos resina *versus* solução, para a resina termopolimerizável, a solução de ácido peracético proporcionou maior microdureza que a de hipoclorito de sódio. Nas resinas impressas não houve diferença entre as soluções. Entre as resinas, a resina termopolimerizável apresentou maior microdureza que a resina impressa. A microdureza de ambas as resinas aumentou após a imersão nas diferentes soluções. Vale destacar que microdureza relaciona-se à abrasividade e ao desgaste das resinas acrílicas, portanto, quanto menor a microdureza, maior será a abrasividade, arranhões, desgaste, danos à superfície e alterações dimensionais da resina (Consani et al., 2016; Al-Dulaijan et al., 2022).

Com relação à sorção, a resina termopolimerizável, não apresentou diferença entre as soluções. Em relação à resina impressa 3D, houve menor sorção de água, entretanto, não manteve o mesmo padrão observado na resina termopolimerizável quando imersa nas soluções de ácido peracético e de hipoclorito de sódio. Comparando as resinas em cada grupo a resina termopolimerizável apresentou maior sorção que a resina impressa, porém nas soluções de hipoclorito de sódio e ácido peracético a resina termopolimerizável apresentou menor sorção que a resina impressa.

Quanto à solubilidade, a resina termopolimerizável apresentou-se mais estável, sem grandes variações entre os grupos. No entanto, a solubilidade da resina impressa sugere que pode ter havido a dissolução de parte de sua composição na água, porque após a secagem dos espécimes, houve diminuição do peso, enquanto que no hipoclorito e no ácido peracético não houve esse comportamento. Desta forma, notou-se que a resina impressa é mais solúvel em água. Diante disso, se avaliada a possibilidade de utilizá-la como base de prótese, é possível que a base da prótese de resina impressa possa apresentar esse efeito na presença da saliva, que contém grande quantidade de água em sua composição. (Al-Dulaijan et al 2022) e Dimitrova et al (2023) relataram que a absorção

de água pela resina impressa altera suas propriedades mecânicas e a água atua como um agente plastificante.

Na análise da cor das resinas, após a imersão nas diferentes soluções, não foi observada nenhuma alteração na coloração da resina, tanto na resina termo ativada como na resina impressa 3D. Embora tenha havido diferença na rugosidade das resinas ao longo do tempo, essa diferença não influenciou a cor de ambas.

No ensaio de resistência à flexão, o grupo sem imersão apresentou o maior valor, ou seja, a imersão nas diferentes soluções propiciou diminuição da resistência à flexão. Sabe-se que um material com baixa resistência à flexão é mais susceptível a efeitos danosos como alteração de rugosidade, microdureza cor e brilho (Consani et al., 2016;). Os resultados do presente estudo corroboram os achados de Alkaltham et al. (2023) que verificaram também diminuição da resistência à flexão e da microdureza após imersão em diferentes soluções (água destilada, pastilha efervescente e hipoclorito de sódio). Alshaikh et al. (2022) avaliaram as propriedades de resina impressa para base de prótese comparando com a resina termopolimerizável, além de verificarem os efeitos da adição de nanopartículas de ZrO<sub>2</sub> (ZrO<sub>2</sub>NPs) na resina impressa. De acordo com os resultados, a resina impressa apresentou menor resistência à flexão quando comparada à resina termopolimerizável, porém, com a adição de nanopartículas houve aumento da resistência à flexão, como também da resistência ao impacto. É importante ressaltar que a resina para impressão 3D é um recurso novo para a Odontologia, principalmente no aspecto clínico. Novas pesquisas são necessárias para desvendar mais sobre o comportamento das resinas 3D. Em relação ao atual cenário, as resinas termopolimerizáveis apresentam propriedades superiores em relação à resina impressa (Consani et al., 2016; Alshaikh et al., 2022; Lourinho et al., 2022; Almeida 2023). Adicionalmente são necessários estudos para a busca de uma solução que não propicie efeitos adversos nas resinas impressas, visto que no presente estudo, a resistência a flexão, rugosidade de superfície, sorção e solubilidade e a microdureza foram alteradas após a imersão nas diferentes soluções. Clinicamente, isso diminui a vida útil das próteses dentárias, levando à necessidade de confecção de novas próteses (Consani et al., 2016; Alshaikh et al., 2022; Lourinho et al., 2022).

## **6. CONCLUSÃO**

De acordo com a metodologia utilizada e resultados obtidos, conclui-se que com as imersões por 10 minutos nas soluções de hipoclorito de sódio 0,2% e de ácido peracético 2,5 mg/mL:

- A rugosidade da resina termopolimerizável aumentou após a simulação, enquanto da resina impressa houve a diminuição.
- A microdureza de ambas as resinas aumentou após a simulação.
- A cor de ambas as resinas não se alterou após a imersão nas soluções estudadas;
- A resina impressa 3D apresentou menor sorção de água e maior solubilidade comparativamente à resina termopolimerizável;
- A resistência à flexão das resinas diminuiu após a imersão nas três soluções estudadas;
- A resina termopolimerizável apresentou menor rugosidade, sorção e solubilidade e maior microdureza e resistência à flexão que a resina impressa;
- Para a rugosidade e para alteração de cor, não foram encontradas diferenças significantes entre as soluções.
- Para a resina termopolimerizável, o ácido peracético propiciou maior microdureza que o hipoclorito de sódio e para a resina impressa, não houve diferença entre as soluções.
- Em relação à sorção e solubilidade, a solução de ácido peracético propiciou maior valor que a solução de hipoclorito de sódio para ambas as resinas.

## **7. CONSIDERAÇÕES FINAIS**

As resinas de impressão 3D para base de prótese podem ser consideradas como alternativa viável e promissora para as resinas termopolimerizáveis, embora tenham apresentado desvantagens após as imersões nas soluções desinfetantes, como aumento da rugosidade de superfície, sorção e solubilidade e diminuição da microdureza e resistência à flexão. Há, portanto, necessidade de aprimoramento dessas resinas impressas para que apresentem comportamento similar às resinas termopolimerizáveis para base de próteses.

## **8. REFERÊNCIAS**

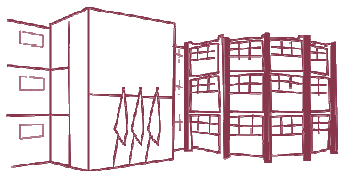
1. Al-Dulaijan YA, Alsulaimi L, Alotaibi R, Alboainain A, Alalawi H, Alshehri S, Khan SQ, Alsaloum M, AlRumaih HS, Alhumaidan AA, Gad MM. Comparative Evaluation of Surface Roughness and Hardness of 3D Printed Resins. *Materials (Basel)*. 2022 Oct 1;15(19):6822. doi: 10.3390/ma15196822. PMID: 36234163; PMCID: PMC9571863.

2. Al-Dwairi, ZN, Tahboub, KY, Baba, NZ, Goodacre, CJ, & Özcan, M. (2019). Uma comparação das propriedades de superfície de CAD/CAM e polimetilmetacrilato convencional (PMMA). *Jornal de Prótese Dentária*, 28 (4), 452-457.
3. Alkaltham NS, Aldhafiri RA, Al-Thobity AM, Alramadan H, Aljubran H, Ateeq IS, Khan SQ, Akhtar S, Gad MM. Effect of Denture Disinfectants on the Mechanical Performance of 3D-Printed Denture Base Materials. *Polymers (Basel)*. 2023 Feb 26;15(5):1175. doi: 10.3390/polym15051175. PMID: 36904416; PMCID: PMC10007094.
4. Almeida FN. Estabilidade da cor de resinas acrílicas de bases protéticas: resina CAD/CAM vs resina convencional. FMD - Dissertações de Mestrado / Master Dissertations. 2023 Jul 26. <https://hdl.handle.net/104000.14/42551>
5. Alshaikh AA, Khattar A, Almindil IA, Alsaif MH, Akhtar S, Khan SQ, Gad MM. 3D-Printed Nanocomposite Denture-Base Resins: Effect of ZrO<sub>2</sub> Nanoparticles on the Mechanical and Surface Properties In Vitro. *Nanomaterials (Basel)*. 2022 Jul 18;12(14):2451. doi: 10.3390/nano12142451. PMID: 35889675; PMCID: PMC9315924.
6. Badaró, M. M. (2017). *Avaliação clínica e laboratorial do efeito de soluções de Hipoclorito de sódio, Cloramina T e Ricinus communis sobre espécies de Candida identificadas no biofilme de próteses totais e palato de indivíduos desdentados totais* (Doctoral dissertation, Universidade de São Paulo).
7. Chassot, A. L. C., Poisl, M. I. P., & Samuel, S. M. W. (2006). In vivo and in vitro evaluation of the efficacy of a peracetic acid-based disinfectant for decontamination of acrylic resins. *Brazilian Dental Journal*, 17, 117-121.
8. Consani RL, Folli BL, Nogueira MC, Correr AB, Mesquita MF. Effect of Polymerization Cycles on Gloss, Roughness, Hardness and Impact Strength of Acrylic Resins. *Braz Dent J*. 2016 Mar-Apr;27(2):176-80. doi: 10.1590/0103-6440201600733. PMID: 27058380.
9. Delgallo, ALB Higienização e cuidados com a prótese dentária: uma revisão de literatura. 2021. Trabalho de Conclusão de Curso (Graduação em Odontologia) - Universidade Federal de Alfenas, Alfenas, 2021. <https://repositorio.unisagrado.edu.br/jspui/handle/handle/246>
10. de Freitas Fernandes, F. S., Pereira-Cenci, T., Da Silva, W. J., Ricomini Filho, A. P., Straioto, F. G., & Cury, A. A. D. B. (2011). Efficacy of denture cleansers on

- Candida spp. biofilm formed on polyamide and polymethyl methacrylate resins. *The Journal of prosthetic dentistry*, 105(1), 51-58.
11. de Lucena-Ferreira, S. C., Ricomini-Filho, A. P., Da Silva, W. J., Cury, J. A., & Del Bel Cury, A. A. (2014). Influence of daily immersion in denture cleanser on multispecies biofilm. *Clinical oral investigations*, 18, 2179-2185.
  12. de Oliveira Limírio, J. P. J., de Luna Gomes, J. M., Rezende, M. C. R. A., Lemos, C. A. A., Rosa, C. D. D. R. D., & Pellizzer, E. P. (2022). Mechanical properties of polymethyl methacrylate as a denture base: Conventional versus CAD-CAM resin—A systematic review and meta-analysis of in vitro studies. *The Journal of prosthetic dentistry*, 128(6), 1221-1229.
  13. de Sousa Porta, S. R., de Lucena-Ferreira, S. C., da Silva, W. J., & Del Bel Cury, A. A. (2015). Evaluation of sodium hypochlorite as a denture cleanser: a clinical study. *Gerodontology*, 32(4), 260-266.
  14. Dimitrova M, Vlahova A, Hristov I, Kazakova R, Chuchulska B, Kazakov S, Forte M, Granberg V, Barile G, Capodiferro S, et al. Avaliação da absorção de água e solubilidade de materiais de base de próteses impressas em 3D, fresadas em CAD/CAM e PMMA submetidos ao envelhecimento artificial. *Jornal de Ciência de Compostos*. 2023; 7(8):339. <https://doi.org/10.3390/jcs7080339>
  15. Felipucci, DNB, Davi, LR, Paranhos, HFO, Bezzon, OL, Silva, RF, & Pagnano, VO (2011). Efeito de diferentes produtos de limpeza na superfície de próteses parciais removíveis. *Revista Odontológica Brasileira*, 22, 392-397.
  16. Guiraldo, RD, Borsato, TT, Berger, SB, Lopes, MB, Gonini-Jr, A., & Sinhoreti, MAC (2012). Reprodução de detalhes superficiais e precisão dimensional de modelos de pedra: influência de soluções desinfetantes e materiais de moldagem de alginato. *Revista Odontológica Brasileira*, 23, 417-421.
  17. Henao, LD, Turolla, A. e Antonelli, M. (2018). Formação de subprodutos de desinfecção e efeitos ecotoxicológicos de efluentes tratados com ácido peracético: uma revisão. *Quimosfera*, 213, 25-40.
  18. Dovigo, L. N., Pavarina, A. C., Ribeiro, D. G., De Oliveira, J. A., Vergani, C. E., & Machado, A. L. (2009). Microwave disinfection of complete dentures contaminated in vitro with selected bacteria. *Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry*, 18(7), 611-617.
  19. Keyf, F. e Güngör, T. (2003). Comparação dos efeitos do alvejante e da pastilha de limpeza na refletância e nas alterações superficiais de uma liga dentária usada

- para próteses parciais removíveis. *Jornal de aplicações de biomateriais* , 18 (1), 5-14.
20. Kiesow, A., Sarembe, S., Pizzey, RL, Axe, AS e Bradshaw, DJ (2016). Compatibilidade de materiais e atividade antimicrobiana de produtos de consumo comumente usados para limpar próteses dentárias. *The Journal of prótese dentária* , 115 (2), 189-198.
  21. Lourinho C, Salgado H, Correia A, Fonseca P. Mechanical Properties of Polymethyl Methacrylate as Denture Base Material: Heat-Polymerized vs. 3DPrinted-Systematic Review and Meta-Analysis of In Vitro Studies. *Biomedicines*. 2022 Oct 13;10(10):2565. doi: 10.3390/biomedicines10102565. PMID: 36289826; PMCID: PMC9599137.
  22. Neppelenbroek, K. H., Pavarina, A. C., Palomari Spolidorio, D. M., Sgavioli Massucato, E. M., Spolidório, L. C., & Vergani, C. E. (2008). Effectiveness of microwave disinfection of complete dentures on the treatment of Candida-related denture stomatitis. *Journal of Oral Rehabilitation*, 35(11), 836-846.
  23. Papadiochou, S. e Polyzois, G. (2018). Práticas de higiene em próteses removíveis: uma revisão sistemática. *Revista internacional de higiene dental* , 16 (2), 179-201.
  24. Paranhos, HDFO, Peracini, A., Pisani, MX, Oliveira, VDC, Souza, RFD, & Silva-Lovato, CH (2013). Estabilidade de cor, rugosidade superficial e resistência à flexão de uma resina acrílica submetida à simulação de imersão noturna em limpadores de próteses dentárias. *Revista Odontológica Brasileira* , 24 , 152-156.
  25. Phoenix, RD, Mansueto, MA, Ackerman, NA, & Jones, RE (2004). Avaliação das propriedades mecânicas e térmicas de resinas para bases de próteses comumente utilizadas. *Revista de Prótese Dentária* , 13 (1), 17-27.
  26. Polyzois, G. L., Zisis, A. J., & Yannikakis, S. A. (1995). The effect of glutaraldehyde and microwave disinfection on some properties of acrylic denture resin. *International Journal of Prosthodontics*, 8(2).
  27. Porwal, A., Khandelwal, M., Punia, V., & Sharma, V. (2017). Efeito dos produtos de limpeza para próteses dentárias na estabilidade da cor, rugosidade superficial e dureza de diferentes resinas para bases de próteses dentárias. *The Journal of Indian Prosthodontic Society* , 17 (1), 61-67.
  28. Quirynen, M., & Bollen, C. M. (1995). The influence of surface roughness and surface-free energy on supra- and subgingival plaque formation in man. A review

- of the literature. *J Clin Periodontol*, 22(1), 1–14. <https://doi.org/10.1111/j.1600-051x.1995.tb01765.x>
29. Rutala, W. A., & Weber, D. J. (1999). Infection control: the role of disinfection and sterilization. *Journal of Hospital Infection*, 43, S43-S55.
  30. Saponaro, PC, Yilmaz, B., Heshmati, RH e McGlumphy, EA (2016). Desempenho clínico de próteses totais fabricadas em CAD-CAM: um estudo transversal. *The Journal of prótese dentária* , 116 (3), 431-435.
  31. Schwindling, FS, Rammelsberg, P. e Stober, T. (2014). Efeito da desinfecção química na rugosidade superficial de materiais duros para bases de próteses dentárias: uma revisão sistemática da literatura. *Revista Internacional de Prótese Dentária* , 27 (3).
  32. Srinivasan, M., Kamnoedboon, P., McKenna, G., Angst, L., Schimmel, M., Özcan, M., & Müller, F. (2021). Próteses totais removíveis CAD-CAM: uma revisão sistemática e meta-análise da veracidade do ajuste, biocompatibilidade, propriedades mecânicas, características de superfície, estabilidade de cor, análise de custo de tempo, resultados clínicos e relatados pelo paciente. *Revista de Odontologia* , 113 , 103777.
  33. Steinmassl, PA, Wiedemair, V., Huck, C., Klaunzer, F., Steinmassl, O., Grunert, I., & Dumfahrt, H. (2017). As próteses CAD/CAM realmente liberam menos monômero que as próteses convencionais?. *Investigações clínicas orais* , 21 , 1697-1705.
  34. Valentini-Mioso, F., Maske, TT, Cenci, MS, Boscato, N., & Pereira-Cenci, T. (2019). Protocolos de higiene química para próteses totais: um ensaio clínico randomizado cruzado. *The Journal of prótese dentária* , 121 (1), 83-89.
  35. Yuzugullu, B., Acar, O., Cetinsahin, C. e Celik, C. (2016). Efeito de diferentes produtos de limpeza de próteses na rugosidade superficial e na microdureza de dentes protéticos artificiais. *O jornal de prótese dentária avançada* , 8 (5), 333.



### Folha de Informação

Em consonância com a Resolução CoCEx-CoG nº 7.497/2018, informamos que a Comissão de Graduação da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo (FORP/USP) em sua 536ª Reunião Ordinária, realizada em 04 de outubro de 2024, **aprovou**, fundamentando-se na sugestão da Subcomissão para Avaliação dos Trabalhos de Conclusão de Curso (TCCs) da Unidade, **a inclusão deste trabalho na Biblioteca Digital de Trabalhos Acadêmicos da USP (BDTA).**

Cumpre-nos destacar que a disponibilização deste trabalho na BDTA foi autorizada pelos autores (estudante e docente orientador), conforme menção constante no trabalho e documentação existente no Serviço de Graduação da FORP.

Ribeirão Preto, 04 de novembro de 2024.

**Prof. Dr. Michel Reis Messoria**  
Presidente da Comissão de Graduação  
FORP/USP