

LUCAS CHIDI CHERMONT

AVALIAÇÃO DO EFEITO DA TERMOCICLAGEM NA RUGOSIDADE SUPERFICIAL DE BASES DE PRÓTESES REMOVÍVEIS DE POLIMETILMETACRILATO E POLIAMIDA: PESQUISA *IN VITRO*

CAMPO GRANDE – MATO GROSSO DO SUL  
2024

LUCAS CHIDI CHERMONT

AVALIAÇÃO DO EFEITO DA TERMOCICLAGEM NA RUGOSIDADE SUPERFICIAL DE BASES DE PRÓTESES REMOVÍVEIS DE POLIMETILMETACRILATO E POLIAMIDA: PESQUISA *IN VITRO*

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado ao Curso de Odontologia da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Mato Grosso do Sul, para obtenção do título Bacharel em Odontologia  
Orientadora: Prof<sup>ª</sup> Dr<sup>ª</sup> Luciana Mara Negrão Alves

CAMPO GRANDE – MATO GROSSO DO SUL  
2024

LUCAS CHIDI CHERMONT

AVALIAÇÃO DO EFEITO DA TERMOCICLAGEM NA RUGOSIDADE SUPERFICIAL DE BASES DE PRÓTESES REMOVÍVEIS DE POLIMETILMETACRILATO E POLIAMIDA: PESQUISA IN VITRO

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado no curso de Odontologia da Universidade Federal de Mato Grosso do Sul, como requisito parcial à obtenção do título de Cirurgião-Dentista.

Resultado: \_\_\_\_\_

Campo Grande (MS), \_\_\_\_\_ de \_\_\_\_\_ de \_\_\_\_\_.

**BANCA EXAMINADORA**

---

Prof<sup>a</sup>. Dra. Luciana Mara Negrão Alves (Presidenta)  
Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Mato Grosso do Sul /  
UFMS

---

Prof.  
Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Mato Grosso do Sul /  
UFMS

---

Prof.  
Faculdade de Odontologia da Universidade Federal do Mato Grosso do Sul /  
UFMS

## **AGRADECIMENTOS**

Primeiramente a Deus e a Ave Maria, que me guiaram, protegeram e deram me forças e sabedoria para enfrentar os desafios durante a minha caminhada acadêmica.

A meus amados pais Silvio e Silvia, que foram minhas maiores motivações, aconselhando, dando apoio emocional, carinho e conforto sacrificando-se dia após dia com esforço e trabalho árduo, permitindo que eu chegasse até aqui, fornecendo todos os materiais necessários e o que pudessem contribuir durante a trajetória deste curso. Minha mãe Silvia cirurgiã-dentista pela UFMS, a meu pai Silvio técnico em prótese dentária que contribuíram para o conhecimento na área odontológica e materiais utilizados neste estudo, gratidão eterna.

A minha tia Helena cirurgiã-dentista pela UFMS, que foi meu primeiro contato com a odontologia.

A minha companheira Gabrielle, amiga e namorada sendo uma grande colega de curso e parceira nos momentos dentro e fora da faculdade, desde o retorno das aulas presenciais após a pandemia, estando a meu lado nos momentos felizes, ajudando a enfrentar os desafios e acalmado nos momentos difíceis sempre disposta a ajudar com seu jeito carinhoso.

A minha orientadora, professora doutora Luciana Mara, que me guiou e aconselhou durante a execução deste trabalho, sanando todas as dúvidas, sempre atenciosa e disposta ajudar, um ombro amigo com quem sempre pude contar.

Ao professor Dr. Victor Bento que contribuiu para a realização deste trabalho, pela ajuda no laboratório de pesquisa, pelos ensinamentos.

Ao professor Dr. Elizeu Insaurrede que contribuiu para a formação técnico-científica minha e de minha família, e que mesmo após aposentado e apesar da idade continua frequentando a FAODO como professor voluntário demonstrando seu amor pela profissão e carinho pelos acadêmicos, um exemplo a ser seguido, gratidão.

A meus colegas de turma e de clínica que compartilharam a mesma rotina diariamente.

Aos professores que contribuíram, para o meu desenvolvimento técnico-científico e formação até aqui.

Aos pacientes que passaram durante as clínicas contribuindo para o meu desenvolvimento prático clínico e técnico.

A todos que foram citados neste agradecimento, farão parte da minha história e contribuíram para o meu desenvolvimento pessoal e profissional como cirurgião-dentista, cada parte desta construção só foi possível com vocês, o meu muito obrigado.

## SUMÁRIO

RESUMO .....	6
ABSTRACT .....	7
1 INTRODUÇÃO .....	8
2 JUSTIFICATIVA .....	10
3 OBJETIVOS .....	10
3.1 Objetivo geral. ....	10
3.2 Objetivo(s) específico(s) .....	10
4 MATERIAL E MÉTODO .....	11
4.1 Tipo de estudo .....	11
4.2 Material Analisado .....	11
4.3 Confeção dos corpos de prova .....	11
4.3.1 Confeção dos corpos de prova em resina acrílica termopolimerizável. ....	11
4.3.2 Confeção dos corpos de prova em resina de poliamida .....	12
4.4 Acabamento, polimento e armazenamento dos corpos de prova .....	14
4.5 Mensuração da rugosidade média superficial .....	15
4.6 Termociclagem. ....	17
4.7 Análise Estatística .....	18
5 RESULTADOS .....	19
6 DISCUSSÃO .....	20
7 CONCLUSÃO .....	25
8 REFERÊNCIAS .....	26

## **RESUMO**

**Chermont LC. Avaliação do efeito da termociclagem na rugosidade superficial de bases de próteses removíveis de polimetilmetacrilato e poliamida: Pesquisa *in vitro* – Campo Grande 2024. [Trabalho de Conclusão de Curso – Universidade Federal de Mato Grosso do Sul]**

A poliamida é um material de base de prótese que surgiu como uma alternativa à resina acrílica convencional (polimetilmetacrilato). Entre seus principais atrativos estão a sua flexibilidade, elasticidade e estética, por não necessitarem de armações metálicas em próteses parciais removíveis. Este estudo comparou o efeito do envelhecimento artificial, simulado por termociclagem, na rugosidade superficial de duas resinas utilizadas para bases de próteses removíveis: poliamida e polimetilmetacrilato (PMMA). Foram utilizados 20 corpos de prova, sendo 10 de cada material, que passaram pelo processo de termociclagem (10000 ciclos de 60s, variando entre temperaturas de 5 a 55°C), a leitura da rugosidade superficial ocorreu antes e após o processo de envelhecimento acelerado. Os resultados indicaram que houve um aumento significativo do nível de rugosidade superficial dos espécimes do grupo de polimetilmetacrilato em comparação a poliamida pós envelhecimento. A análise estatística confirmou que tanto o tipo de resina quanto o tempo de exposição à termociclagem influenciaram significativamente a rugosidade. No entanto, são necessários estudos mais aprofundados para confirmar esses resultados e avaliar o desempenho clínico a longo prazo.

**PALAVRAS-CHAVE:** 1. Poliamida, 2. Rugosidade Superficial, 3. Termociclagem

## **ABSTRACT**

**Chermont LC. Effect evaluation of thermocycling on the surface roughness of removable denture bases made of polymethyl methacrylate and polyamide: *In vitro* study – Campo Grande 2024. [Trabalho de Conclusão de Curso – Universidade Federal de Mato Grosso do Sul]**

Polyamide is a base material for prostheses that emerged as an alternative to conventional acrylic resin (polymethyl methacrylate). Among its main attractions are its flexibility, elasticity, and aesthetics, as it does not require metal frameworks in partial removable prostheses. This study compared the effect of artificial aging, simulated by thermocycling, on the surface roughness of two resins used for removable prosthesis bases: polyamide and polymethyl methacrylate (PMMA). Twenty specimens were used, 10 of each material, which underwent a thermocycling process (10,000 cycles of 60s, varying between temperatures of 5 and 55°C), and surface roughness readings were taken before and after the accelerated aging process. The results indicated a significant increase in the level of surface roughness of the polymethyl methacrylate group specimens compared to polyamide after aging. Statistical analysis confirmed that both the type of resin and the time of exposure to thermocycling significantly influenced roughness. However, further studies are needed to confirm these results and evaluate long-term clinical performance.

**KEYWORDS:** 1. Polyamide, 2. Surface Roughness, 3. Thermocycling

## 1. INTRODUÇÃO

A reabilitação protética desempenha um papel fundamental na restauração das funções mastigatória, fonética e estética em pacientes parcial ou totalmente desdentados, utilizando próteses de resina que podem ser suportadas por dentes, mucosa gengival ou implantes para substituir tecidos perdidos (GUNGOR *et al.*, 2012; KUHAR; FUNDUK, 2005).

Dentre os materiais utilizados, a resina acrílica termopolimerizável (PMMA) é amplamente empregada na confecção de bases de próteses totais desde a década de 1930, destacando-se por suas propriedades físicas e químicas, como estabilidade dimensional, facilidade de processamento e reparo, além de excelente estética (AYAZ *et al.*, 2015). Entretanto, o PMMA apresenta limitações, como baixa resistência flexural, suscetibilidade a fraturas, contração durante a polimerização e potencial de causar reações alérgicas (ABUZAR *et al.*, 2010; GUNGOR *et al.*, 2012; VOJDANI; GITI, 2015). A polimerização do PMMA por micro-ondas, introduzida na década de 1980, aprimora suas características, reduzindo porosidade e aumentando a resistência (BAFILE *et al.*, 1991; SAHIN *et al.*, 2016).

Como alternativa, a poliamida, um polímero termoplástico introduzido na década de 1950, tem ganhado destaque devido à sua elasticidade, estética e resistência química, térmica e ao impacto, sendo indicada principalmente para pacientes alérgicos ao monômero do PMMA (GUNGOR *et al.*, 2012). Contudo, apresenta desvantagens, como maior absorção de água, rugosidade superficial e alterações dimensionais (MEKKAWY *et al.*, 2015; TRIPATHI *et al.*, 2018).

A crescente demanda por estética impulsionou o desenvolvimento de próteses com grampos não metálicos, fabricadas com resinas termoplásticas, como a poliamida, que oferecem melhor mimetização dos tecidos e menor risco de reações alérgicas. Apesar dessas vantagens, esses materiais apresentam desafios, como menor capacidade de reparo e necessidade de planejamento cuidadoso para evitar deslocamentos (TAKABAYASHI, 2010; VOJDANI; GITI, 2015).

A rugosidade superficial das próteses é um fator crucial para o conforto, a estética e a higiene oral. Superfícies mais rugosas favorecem a adesão bacteriana, formação de biofilme e colonização por microrganismos como *Candida albicans* e *Streptococcus oralis*, que podem contribuir para estomatite protética e outras complicações (KUHAR; FUNDUK, 2005; BERGER *et al.*, 2006; AYAZ *et al.*, 2015). Estudos apontam um limite aceitável de rugosidade ( $R_a = 0,2 \mu\text{m}$ ), acima do qual há maior acúmulo de placa e dificuldade de remoção (KUHAR; FUNDUK, 2005; TRIPATHI *et al.*, 2018).



A termociclagem, processo *in vitro* que simula variações térmicas na cavidade bucal, permite avaliar os efeitos do envelhecimento em materiais protéticos. Ciclos térmicos entre 5 e 55 °C, representando mudanças associadas à alimentação, têm indicado que a poliamida pode apresentar maior rugosidade superficial em comparação ao PMMA após o envelhecimento artificial (AYAZ *et al.*, 2015).

## **2 JUSTIFICATIVA**

A literatura ainda é limitada e inconclusiva quanto aos efeitos da termociclagem (envelhecimento artificial) na rugosidade superficial (Ra) de resinas utilizadas na confecção de bases de próteses removíveis, como poliamida e polimetilmetacrilato (PMMA). Esse tema é particularmente relevante devido ao crescente interesse por materiais alternativos ao PMMA, motivado por demandas do mercado e avanços tecnológicos.

Diante disso, este trabalho propôs avaliar o impacto da termociclagem na rugosidade superficial desses dois materiais, considerando sua importância na durabilidade, conforto e higiene das próteses. Para este estudo, adotou-se como hipótese nula ( $H_0$ ) que o envelhecimento artificial não provoca alterações significativas na rugosidade superficial das resinas analisadas. Essa formulação permite uma análise objetiva dos efeitos do processo, servindo como base para a interpretação dos resultados experimentais.

## **3 OBJETIVOS**

### **3.1 Objetivo geral**

O objetivo deste trabalho é avaliar o efeito da termociclagem na rugosidade superficial do PMMA e da poliamida usadas na confecção de bases de próteses removíveis. A hipótese nula é que não há diferença significativa na rugosidade das resinas após o envelhecimento artificial.

### **3.2 Objetivo(s) específico(s)**

- Comparar a rugosidade superficial do Polimetilmetacrilato (VipiWave®) e da poliamida (Deflex® Classic SR) antes e após a termociclagem em água destilada.

## **4 MATERIAL E MÉTODO**

### **4.1 Tipo de estudo**

Estudo *in vitro*, realizado nos laboratórios de pesquisa da Faculdade de Odontologia (FAODO) da Universidade Federal de Mato Grosso do Sul (UFMS) e Faculdade de Odontologia (FOA) da Universidade Estadual Paulista (UNESP) “Júlio de Mesquita Filho” – Câmpus de Araçatuba, coordenado pela Professora Doutora Luciana Mara Negrão Alves e pelo acadêmico Lucas Chidi Chermont no período de agosto de 2023 a outubro de 2024.

### **4.2 Material Analisado**

Nesta pesquisa foram investigados dois grupos de resinas de bases de próteses removíveis, a resina acrílica termopolimerizável (VipiWave®) e a resina termoplástica injetável flexível de poliamida (Deflex® Classic SR).

### **4.3 Confeção dos corpos de prova**

Foram confeccionados 20 corpos de prova, divididos em dois grupos: dez em PMMA (VipiWave®) e dez em resina termoplástica injetável de poliamida (Deflex® Classic SR). Todas as amostras receberam acabamento e polimento em uma das faces, na face não polida, foi realizada a indentação da superfície com uma broca esférica 1014 em alta rotação e com irrigação, servindo de referência para a leitura na face oposta à marcação.

#### **4.3.1 Confeção dos corpos de prova em resina acrílica termopolimerizável**

Foram preparadas 10 amostras de PMMA utilizando resina convencional rosa médio (VipiWave®) e um molde de metal vazado, produzindo discos padronizados com 3 mm de espessura e 10 mm de diâmetro. As amostras foram incluídas em muflas para micro-ondas sobre gesso tipo IV. A resina foi manipulada de acordo com as instruções do fabricante e inserida nos moldes previamente lubrificadas com vaselina, na fase plástica, sendo mantida sob carga de 14,71kN por 2 minutos em uma prensa hidráulica (Maxx 1; Essence Dental) e depois em uma prensa de bancada por 30 minutos. A polimerização foi realizada em micro-ondas (Brastemp Ltda), com 3 minutos a 30% de potência, 4 minutos a 0%, e 3 minutos a 60%.

#### 4.3.2 Confeção dos corpos de prova em resina de poliamida

Foram produzidas 10 amostras de poliamida em formato de disco, com 10 mm de diâmetro e 3 mm de espessura. Inicialmente, bastões de cera de 10 mm de diâmetro e 10 cm de comprimento foram confeccionados e incluídos em muflas metálicas de alumínio para injeção (Deflex®), sendo posicionados sobre gesso tipo IV. A técnica de cera perdida, realizada em água fervente, criou os condutos dentro da mufla, permitindo a injeção da resina plastificada, que se solidificou formando bastões de poliamida com as dimensões desejadas.



Embalagem com cartucho da resina termoplástica injetável de poliamida (Classic SR Deflex®)



Mufla metálica de alumínio própria para injeção (Deflex®)

Procedimento de injeção: Com a injetora (Deflex® MAD1300) ligada, foi selecionado no display o programa pré-configurado “Classic SR”, de acordo com o material a ser injetado. O ciclo de aquecimento até  $280^{\circ}\text{C} \pm 10^{\circ}\text{C}$  levou cerca de 20 minutos e, ao atingir a temperatura, a máquina emitiu um beep para início da injeção. Com o cartucho Classic SR Deflex® na cor rosa-escuro, aplicou-se desmoldante siliconado spray (Ultralub® - Silispray) no cartucho e no forno. Em seguida, o cartucho foi inserido no forno e a mufla, com o orifício de injeção para baixo, foi colocada na máquina. Após fechar a tampa, o ciclo de injeção foi acionado, ocorrendo em dois tempos: T1 (plastificação) por 15 minutos e T2 (sustentação) por 1 minuto, com injeção

automática a 5,5 kg/cm<sup>2</sup> (5,5 Bar) e 80 PSI. Finalizada a injeção, a mufla foi retirada da máquina e deixada para resfriar à temperatura ambiente.



Injetora Deflex® MAD1300



Seleção do programa (Classic SR)



Introdução do cartucho de poliamida no forno



Mufla no forno (com orifício de injeção para baixo)

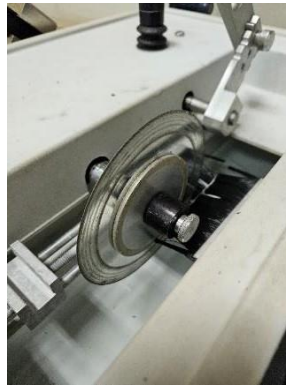


Após a remoção do bastão injetado da mufla, ele foi separado do canal de alimentação do cartucho com um disco de Carburundum, acoplado a um motor de bancada (Marathon®). Em seguida, as bordas irregulares e os excessos de resina foram removidos com uma broca Maxicut (Vicking).

Os bastões de poliamida foram fixados com cera em uma base plástica e colocados na Cortadora de precisão IsoMet® 1000 (Buehler®), onde foram cortados em discos de 3,5 mm de espessura a 95 RPM, resultando em 10 amostras.



Cortadora de precisão IsoMet® 1000 (Buehler®)



Fixação da base plástica com bastão de poliamida para corte

#### 4.4 Acabamento, polimento e armazenamento dos corpos de prova

Após a polimerização, irregularidades de bordas e excessos de resinas foram removidas com uma broca Maxicut (Vicking). Todas as peças foram polidas em uma Politriz lixadeira metalográfica PL01 em todas as faces, seguindo a sequência de lixas de polimento com granulações de #220, #400, #600, #800 e #1200, por um minuto cada lixa e sempre sob irrigação de água constante a 300 RPM.



Politriz Lixadeira Metalográfica PL01

Com um paquímetro digital com resolução de 0,01mm (Digimatic; Mitutoyo South American Ltd.) verificaram-se as dimensões das amostras 10 x 3,5 mm em 5 pontos para  $\pm 0,03$  mm.



Verificação das dimensões das amostras com paquímetro digital

Os corpos de prova ficaram armazenados em béqueres identificados e imersos em água destilada, colocados em uma cuba de ultrassom durante dez minutos e posteriormente mantidos em estufa, a  $37 \pm 1^\circ\text{C}$  por 24 horas, para limpeza e eliminação do monômero residual, antes da leitura inicial ( $T_0$ ) da rugosidade superficial.



Corpos de prova em cuba de ultrassom



Corpos de prova em estufa

#### 4.5 Mensuração da rugosidade média superficial

A rugosidade superficial foi analisada por meio de perfilometria de contato, utilizando um perfilômetro de rugosidade de superfície SJ-410 (Mitutoyo – Kanagawa, Japão) apresentando um

diamante de 2 mm de diâmetro, seguindo a norma ABNT/NBR/ISSO 4287:2002. O perfilômetro foi calibrado nas configurações definidas em  $\lambda = 0,08\text{mm}$  do comprimento de onda de corte e  $0,25\text{mm}$  de comprimento transversal a uma velocidade de  $0,5\text{mm/s}$  para as características de rugosidade de superfície Ra. Ra é a rugosidade média que é determinada pela média aritmética dos valores absolutos das ordenadas do perfil de rugosidade. Sendo realizado três medições em cada amostra no momento do teste, e a média dessas medições definida como o valor de rugosidade. Cada unidade dos corpos de prova dos dois grupos de resina (PMMA e Poliamida) foram fixados em um molde de silicone de condensação, a fim de evitar o seu deslocamento durante a leitura no rugosímetro, realizados em três pontos distintos. Desta forma foram obtidos os resultados da leitura inicial (T0) e após o processo de envelhecimento artificial em uma termocicladora (T1).



Delimitação das amostras



Perfilômetro SJ-410 (Mitutoyo – Kanagawa, Japão)



Perfilômetro em processo de leitura do corpo de prova (estabilizado em base de silicone de condensação)

#### 4.6 Termociclagem

Após as leituras para a rugosidade superficial inicial das amostras (T0), os corpos de prova foram submetidos ao ensaio de termociclagem em uma máquina de simulação de ciclos térmicos na Faculdade de Odontologia (FOA) da Universidade Estadual Paulista (UNESP) “Júlio de Mesquita Filho” – Câmpus de Araçatuba. Sendo realizados 10000 ciclos, que equivalem a 1 ano de uso clínico desses materiais, em ciclos de 60 segundos, variando a temperatura de  $5\pm 1^{\circ}\text{C}$  e  $55\pm 1^{\circ}\text{C}$  (Morresi AL et al, 2013). Após esse período as amostras foram secas e passaram por outro processo de leitura da rugosidade superficial (T1).





Amostras em processo de termociclagem



Amostras no interior da cesta apoiada ao braço mecânico da máquina de termociclagem (Cada grupo de resina separada)



Secagem das amostras

#### 4.7 Análise Estatística

Os conjuntos de dados obtidos foram analisados com software estatístico (SigmaPlot 15.0). Inicialmente, foi realizado o teste de normalidade Shapiro-Wilk para verificar a distribuição dos dados. Em seguida, as diferenças estatísticas entre os grupos de resinas foram avaliadas por meio da análise de variância ANOVA two-way, considerando os fatores resina e tempo. Por fim, realizou-se a comparação múltipla utilizando o teste de Tukey. Todas as medidas contínuas foram apresentadas como valores de média e desvio padrão, e os testes estatísticos foram realizados com nível de significância de  $P < 0,05$ .

## 5 RESULTADOS

### Resultados PMMA versus Poliamida com envelhecimento (10.000)

A ANOVA two-way demonstrou que os fatores resina ( $F=18,717$ ), tempo ( $F=13,328$ ) e interação resina e tempo ( $F=0,009$ ), apresentaram diferenças significativas ( $P<0,001$ ). (Tabela 1)

**Tabela 1.** ANOVA two-way com medidas repetidas para rugosidade.

Source of Variation	DF	SS	MS	F	P
Resina	1	0,0111	0,0111	18,717	<0,001*
Tratamento	1	0,00790	0,00790	13,328	<0,001*
Resina x Tratamento	2	0,00980	0,00980	16,536	<0,001*
Residual	36	0,0213	0,000592		
Total	39	0,0501	0,00128		

\* diferença significativa ( $p < 0,05$ ).

Quando analisado a comparação múltipla em pares (Teste Tukey) a termociclagem aumentou significativamente o valor de Ra da resina de PMMA ( $P<0,001$ ), apresentando uma diferença significativa comparada a resina Poliamida ( $P<0,001$ ), enquanto não houve diferença significativa entre as resinas no tempo inicial ( $P=0,85$ ) (Figura 1).

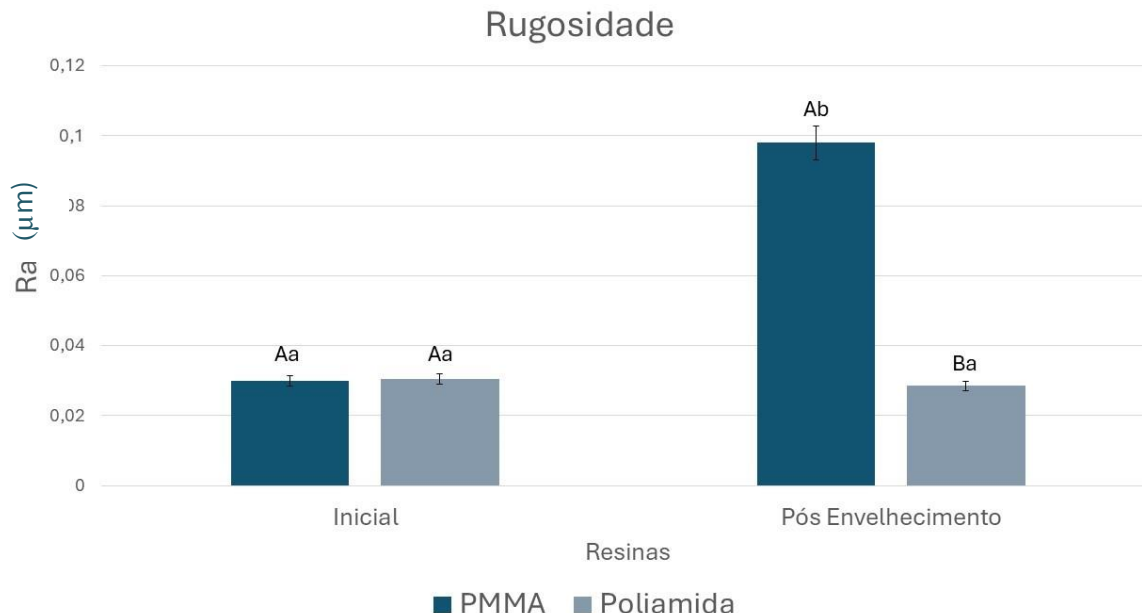


Figura 1: Resultado Rugosidade (Ra). Letras maiúsculas diferentes entre diferentes resinas no mesmo tempo e letras minúsculas diferentes entre a mesma resina em tempos diferentes apresentam diferenças significativas.

## 6 DISCUSSÃO

Este estudo avaliou o efeito do envelhecimento artificial, realizado por meio da termociclagem, na rugosidade superficial de resinas utilizadas na confecção de bases de próteses removíveis, especificamente poliamida e polimetilmetacrilato (PMMA). A hipótese nula foi rejeitada, já que o PMMA apresentou diferença estatisticamente significativa na rugosidade superficial após o envelhecimento artificial, quando comparado com os resultados iniciais.

No primeiro tempo de avaliação (T0) não foram observadas diferenças estatisticamente significante entre a rugosidade superficial das resinas. Entretanto, após a termociclagem, os resultados encontrados indicaram diferenças estatisticamente significativas ( $P < 0,001$ ) nos valores médios de rugosidade entre os dois tipos de resina, sendo o PMMA mais rugoso quando comparado com a poliamida.

Na análise de comparação múltipla, o grupo de PMMA, apresentou aumento significativo no valor de rugosidade (Ra) após o envelhecimento artificial em comparação ao valor inicial ( $P = 0,85$ ). A análise ANOVA two-way mostrou que os fatores resina, tempo e sua interação ( $F = 0,009$ ) apresentaram diferenças estatisticamente significativas ( $P < 0,001$ ), reforçando a influência do envelhecimento artificial na alteração das propriedades superficiais dessa resina.

Os métodos de processamento dos materiais avaliados apresentam diferenças significativas. A poliamida oferece a vantagem de ser fornecida em cartuchos na forma de grânulos pré-fabricados, eliminando erros de dosagem e manipulação. Isso garante maior estabilidade dimensional a longo prazo, redução na contração e alta resistência mecânica ao envelhecimento. Os grânulos termoplásticos do cartucho já estão polimerizados, dispensando o uso de monômeros iniciadores (Mekkawy *et al.*, 2015). Durante o processamento a resina é plastificada por aquecimento e injetada automaticamente sob alta pressão de ar por um sistema pneumático, como especificado no manual do fabricante (Deflex® MAD1300). Esse método elimina a necessidade de prensas hidráulicas ou de bancada.

Por outro lado, o processamento do PMMA (polimetilmetacrilato) exige maior atenção, mesmo quando são seguidas as instruções de proporção e manipulação fornecidas pelo fabricante. O sucesso do processo depende significativamente do operador e dos instrumentos utilizados, o que pode gerar variações nas propriedades físicas do material final.

A rugosidade superficial é uma propriedade física medida através de valores de Ra (Rugosidade aritmética) presente nos materiais de base de próteses removíveis, a qual quando acima do limiar clinicamente aceitável de  $0,2\mu\text{m}$  favorece a adesão de microrganismos, fungos (*Cândida Albicans*) e acúmulo de placa, dificultando sua remoção mesmo após higienização, funcionando como um nicho

de retenção de microrganismos, que contribui para o desenvolvimento da estomatite protética cárie e doença periodontal. Ademais uma superfície irregular, pode levar a um desconforto do paciente devido a uma textura áspera e com odor e insatisfação quanto a estética por retenção de manchas e descoloração (Kuhar e Funduk, 2005; Berger et al, 2006; Al-Rifaiy, 2009; Abuzar et al, 2010; Lira et al, 2011; Gungor et al, 2012; Ayaz et al, 2015; Vojdani e Giti, 2015; Mekkawy et al, 2015; Alp et al, 2018; Tripathi et al, 2018) prejudicando a longevidade da prótese. Com base nessa informação, foi observado que nos resultados encontrados nesse trabalho, que ambas as resinas permaneceram abaixo do limiar clinicamente aceitável de  $Ra = 0,2 \mu m$ , mesmo após o processo de termociclagem (T1) aumento significativo dos valores de Ra do PMMA comparado a T0.

Ter uma superfície bem polida e lisa é uma propriedade importante de uma prótese dentária bem-sucedida (Gungor *et al.* 2014). A técnica de polimento afeta diretamente na redução significativa da rugosidade após a confecção dos espécimes. Estudos têm investigado os efeitos de diferentes técnicas de polimento na rugosidade superficial da poliamida e do PMMA, apresentando resultados divergentes nos valores de rugosidade média (Ra). No entanto, há consenso de que a técnica de polimento convencional laboratorial produz os menores valores de Ra em ambos os materiais. Kuhar e Funduk (2005) destacaram que o polimento convencional realizado em torno laboratorial resultou em valores de Ra clinicamente aceitáveis ( $Ra \leq 0,2 \mu m$ ) para superfícies de resinas acrílicas.

No estudo de Gungor *et al.* (2014), observou-se que a poliamida (Deflex; Nuxen SRL) apresentou valores de Ra significativamente maiores em comparação à resina termopolimerizável (QC-20; Dentsply). Resultados similares foram reportados por Abuzar *et al.* (2010), que verificaram que, embora a poliamida (Flexiplast, Bredent GmbH & Co KG) apresentasse valores de Ra maiores que o PMMA (Vertex RS, Vertex-Dental BV), ambos permaneceram dentro do limite clinicamente aceitável antes e após o polimento.

Já Mekkawy *et al.* (2015) relataram que a poliamida (Breflex) exibiu os menores valores de Ra, tanto antes quanto após o polimento convencional, em comparação com uma resina termoplástica à base de PMAA (polyan IC – Bre-crystal). Em ambos os grupos, os valores de Ra ficaram abaixo do limiar clínico aceitável após a aplicação do polimento convencional.

O presente estudo realizou técnica de acabamento e polimento através de uma lixadeira metalográfica com diferentes granulações de lixas utilizadas e propiciou bons resultados, que se aproximam das técnicas convencionais laboratoriais. Em ambos os grupos, os resultados

encontrados tiveram valores abaixo do limite ( $R_a = 0,20 \mu\text{m}$ ) após a etapa de acabamento e polimento, sem diferença significativa entre os dois grupos (T0).

A termociclagem é um processo *in vitro* que simula eventos *in vivo*, tais como as mudanças de temperatura expostas na cavidade bucal (frio e calor) pela alimentação e respiração. Analisa seu efeito ao imitar o uso clínico prolongado através de ciclos de temperatura (envelhecimento artificial) que pode alterar as propriedades de um material, como a rugosidade superficial (Ayaz et al, 2015). Neste estudo a poliamida mostrou resultados de  $R_a$  significativamente menores comparado ao polimetilmetacrilato após a termociclagem em água destilada (T1) apontado pelo resultado estatístico do Teste de Tukey ( $P < 0,001$ ) em rugosidade superficial, quando comparado os dois materiais, em que a média do grupo poliamida foi de 0,028 e do PMMA 0,098 $\mu\text{m}$ .

Ayaz *et al.* (2015) investigou o efeito da ciclagem térmica na rugosidade, assim como outras propriedades mecânicas de bases de prótese de PMMA e poliamida e em contrapartida relatou que o  $R_a$  das resinas PMMA foi significativamente menor em comparação as de poliamida antes e após a termociclagem, porém não houveram diferenças significativas entre as marcas comerciais de poliamida (Deflex® e Valplast®) e PMMA (QC-20 Dentsply® - Banho Maria/ Acron MC AC GC Lab – Micro – ondas), em que todos os materiais apresentaram valores aceitáveis de  $R_a$  limitados a 0,2  $\mu\text{m}$ . Diferentemente do atual estudo os espécimes foram previamente imersos em saliva artificial e água destilada e posteriormente expostos a mais ciclos de termociclagem em água destilada e em saliva artificial nos grupos experimentais, que resultaram em 15.000 e 30.000 ciclos.

Wieckiewicz *et al.* (2014) investigou as propriedades físicas da poliamida (Valplast®) versus PMMA (Palapress, Kulzer®) após armazenamento em ar, imersão em água destilada, café instantâneo e vinho tinto durante 36 dias e posteriormente envelhecidos artificialmente em 1000, 3000 e 7000 ciclos de termociclagem em água de torneira, com ciclos de 27 segundos de submersão e um período de 15 segundos no qual os espécimes eram movidos entre os dois recipientes com temperatura de  $5 \pm 2^\circ\text{C}$  e  $55 \pm 2^\circ\text{C}$ . Entretanto não foram encontradas diferenças significativas na rugosidade superficial entre o PMMA e poliamida, não sendo afetada significativamente pelo envelhecimento artificial e o armazenamento em vinho tinto e café em que os valores médios de  $R_a$  para poliamida variaram entre 0,20 e 0,33 $\mu\text{m}$  e o PMMA variou entre 0,20 e 0,28 $\mu\text{m}$ , que se mostram maiores ou iguais ao limite clinicamente aceito ( $R_a \geq 0,2 \mu\text{m}$ ).

A poliamida tende a ter valores de sorção de água inerentemente altos, o que pode ser explicado pela absorção de água que ocorre entre as cadeias moleculares devido à alta hidrofiliabilidade das inúmeras ligações amida que formam em suas cadeias principais (Takabayashi, 2010). A hidrofiliabilidade é uma propriedade que apresenta um papel importante na higiene e na capacidade de retenção de microrganismos nas bases de dentaduras, em que próteses confeccionadas com materiais mais hidrofóbicos tendem a aumentar a aderência de hifas de *Cândida Albicans*, favorecendo o desenvolvimento da estomatite protética (Sipahi, 2001; Choi SY, 2016). O estudo de Steinmassl et al (2018), demonstrou que resinas acrílicas para próteses removíveis apresentam maior hidrofiliabilidade conforme o envelhecimento clínico esta condição pode ser explicada pela capacidade de interação dos monômeros residuais com a água, o que indica um maior número de monômeros livres na superfície.

Os monômeros residuais presentes em resinas acrílicas desempenham um papel fundamental em suas características, impactando diretamente a biocompatibilidade e as propriedades mecânicas. O excesso de monômero residual pode gerar alterações significativas, como redução da resistência mecânica, aumento da fragilidade, instabilidade dimensional e maior absorção de água, comprometendo a qualidade e o desempenho do material (Moroni *et al.*, 2005). Essas alterações podem afetar a rugosidade superficial, especialmente quando associadas à variação de temperatura entre 5°C e 55°C, como ocorre durante a termociclagem. Esse processo contribui para alterações dimensionais e aumento da rugosidade superficial das resinas, impactando sua durabilidade e funcionalidade em próteses dentárias. (Moroni et al, 2005)

Moroni e colaboradores (2005) relatam da importância do controle rigoroso do tempo e da temperatura no processo de polimerização para reduzir o monômero residual. Isso não só melhora a biocompatibilidade das resinas, mas também contribui para a estabilidade e durabilidade das próteses confeccionadas.

Já nas poliamidas como sua confecção é feita através da injeção sob alta pressão do material presente na forma de grânulos no interior de cartuchos metálicos de variados tamanhos após ser plastificado em altas temperaturas para o interior da mufla (já com a cera perdida). As vantagens deste método de processamento são que a resina é entregue em um cartucho que elimina erros de dosagem, garante estabilidade de forma a longo prazo, contração reduzida, assim como resistência mecânica ao envelhecimento (Mekkawy et al, 2015).

Sendo assim as características inerentes do material, diferentes marcas comerciais, instrumentos utilizados, técnicas de polimento e as habilidades manuais do operador (métodos)

influem diretamente nos resultados desta propriedade física (Gungor *et al.* 2014; Mekkawy *et al.* 2015), o que dificulta realizar comparações diretas com os valores de Ra de outros estudos. Logo o presente estudo apresenta algumas limitações, tais quais as condições clínicas não foram idealmente simuladas, em que no cotidiano da prática clínica e âmbito laboral são submetidas a condições muito menos perfeitas das apresentadas nesta pesquisa. Além disso a falta de estudos que investigassem o efeito do envelhecimento artificial nas propriedades físicas (que incluam a rugosidade superficial) de bases de próteses removíveis de poliamida e PMMA que corroborem ou discordem com os resultados obtidos nesta pesquisa, impediu uma discussão mais aprofundada com outros resultados. O que evidencia a necessidade de mais pesquisas sobre este tema, a fim de se obter maior embasamento científico para comparar com os resultados alcançados nesta pesquisa e conhecimento acerca das propriedades físicas e características inerentes do material testados em condições semelhantes a que encontrarão na cavidade bucal para saber suas principais vantagens e desvantagens na aplicabilidade e viabilidade clínica.

## **7 CONCLUSÕES**

Dentro das limitações do presente estudo, pode-se concluir com base nos dados alcançados por meio dos testes estatísticos:

1. Não houve diferença significativa entre as resinas antes de serem submetidas ao processo de envelhecimento artificial.
2. Após o envelhecimento artificial, os resultados mostraram diferenças estatisticamente significativas nos valores médios de Ra entre os dois tipos de resina, com o PMMA apresentando os maiores valores.
3. O grupo de resina de PMMA apresentou maiores valores de Ra após o processo de envelhecimento artificial (T1), com diferenças estatisticamente significativas em relação ao mesmo grupo em T0.
4. No grupo da poliamida, não foram identificadas diferenças estatisticamente significativas entre os valores de rugosidade superficial entre os dois períodos analisados.



## 8 REFERÊNCIAS

1. Abuzar MA, Bellur S, Duong N, Kim BB, Lu P, Palfreyman N, *et al.* Evaluating surface roughness of a polyamide denture base material in comparison with poly (methyl methacrylate). *J Oral Sci.* 2010;52(4):577–81.
2. Alp G, Johnston WM, Yilmaz B. Optical properties and surface roughness of prepolymerized poly(methyl methacrylate) denture base materials. *J Prosthet Dent.* 2019;121(2):347–52.
3. Al-Rifaiy MQ. The effect of mechanical and chemical polishing techniques on the surface roughness of denture base acrylic resins. *Saudi Dent J.* 2010;22(1):13–7.
4. Ayaz EA, Bağış B, Turgut S. Effects of thermal cycling on surface roughness, hardness and flexural strength of polymethylmethacrylate and polyamide denture base resins. *J Appl Biomater Funct Mater.* 2015;13(3):280–6.
5. Bafile M, Graser GN, Myers MD, Li E. Porosity of denture resin cured by microwave energy. *J Prosthet Dent.* 1991;66(2):269–74.
6. Berger JC, Driscoll CF, Romberg E, Luo Q, Thompson G. Surface roughness of denture base acrylic resins after processing and after polishing. *J Prosthodont.* 2006;15(3):180–6.
7. Choi SY, Habimana O, Flood P, Reynaud EG, Rodriguez BJ, Zhang N, *et al.* Material- and feature-dependent effects on cell adhesion to micro injection moulded medical polymers. *Colloids Surf B Biointerfaces.* 2016;145:46–54.
8. Gungor H, Gundogdu M, Yesil Duymus Z. Investigation of the effect of different polishing techniques on the surface roughness of denture base and repair materials. *J Prosthet Dent.* 2014;112(5):1271–7.
9. Kuhar M, Funduk N. Effects of polishing techniques on the surface roughness of acrylic denture base resins. *J Prosthet Dent.* 2005;93(1):76–85.
10. Lira AF, Consani RLX, Mesquita MF, Nóbilo MAA, Henriques GEP. Effect of toothbrushing, chemical disinfection and thermocycling procedures on the surface microroughness of denture base acrylic resins. *Gerodontology.* 2011;29(2):e891–7.

11. Mekkawy M, Hussein L, Alsharawy M. Comparative study of surface roughness between polyamide, thermoplastic polymethyl methacrylate and acetal resins flexible denture base materials before and after polishing. *Life Sci J.* 2015;12(10).
12. Moroni PA, Simião BRH, Neisser MP, Rode SM. Avaliação do monômero residual de resinas acrílicas utilizadas para prótese ocular, polimerizadas convencionalmente e por energia de micro-ondas. *Rev Odonto Ciência.* 2005;20(50):330–4.
13. Morresi AL, D’Amario M, Capogreco M, Gatto R, Marzo G, D’Arcangelo C, *et al.* Thermal cycling for restorative materials: does a standardized protocol exist in laboratory testing? A literature review. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2013;29:295–308.
14. Rahal JS, Mesquita MF, Henriques GEP, Nobilo MAA. Surface roughness of acrylic resins submitted to mechanical and chemical polishing. *J Oral Rehabil.* 2004;31(11):1075–9.
15. Rapone B, Pedone S, Carnevale A, Plantamura P, Scarano A, Demelio A, *et al.* Profilometer comparison of the surface roughness of four denture base resins: An *in vitro* study. *Appl Sci.* 2022;12(4):1837.
16. Sahin O, Koroglu A, Dede DÖ, Yilmaz B. Effect of surface sealant agents on the surface roughness and color stability of denture base materials. *J Prosthet Dent.* 2016;116(4):610–6.
17. Sipahi C, Anil N, Bayramli E. The effect of acquired salivary pellicle on the surface free energy and wettability of different denture base materials. *J Dent.* 2001;29(3):197–204.
18. Steinmassl O, Dumfahrt H, Grunert I, Steinmassl PA. Influence of CAD/CAM fabrication on denture surface properties. *J Oral Rehabil.* 2018;45:406–13.
19. Takabayashi Y. Characteristics of denture thermoplastic resins for non-metal clasp dentures. *Dent Mater J.* 2010;29(4):353–61.
20. Ucar Y, Akova T, Aysan I. Mechanical properties of polyamide versus different PMMA denture base materials. *J Prosthodont.* 2012;21(3):173–6.
21. Vojdani M, Giti R. Polyamide as a denture base material: A literature review. *J Dent (Shiraz).* 2015;16:1–9.

22. Wieckiewicz M, Opitz V, Richter G, Boening KW. Physical properties of polyamide- 12 versus PMMA denture base material. *Biomed Res Int.* 2014;2014:1–8.
23. Yadav B, Tripathi P, Phukela S, Malhotra P. An *in vitro* study to evaluate and compare the surface roughness in heat-cured denture-based resin and injection-molded resin system as affected by two commercially available denture cleansers. *J Indian Prosthodont Soc.* 2018;18(4):291.