



CATÓLICA
FACULDADE DE MEDICINA DENTÁRIA

VISEU

ESTUDO DA RUGOSIDADE DE SUPERFÍCIE DE DIFERENTES RESINAS ACRÍLICAS

*Dissertação apresentada à Universidade Católica Portuguesa
para obtenção do grau de Mestre em Medicina Dentária*

Margarida Martins Quezada

Viseu, 2022



CATÓLICA
FACULDADE DE MEDICINA DENTÁRIA

VISEU

ESTUDO DA RUGOSIDADE DE SUPERFÍCIE DE DIFERENTES RESINAS ACRÍLICAS

*Dissertação apresentada à Universidade Católica Portuguesa
para obtenção do grau de Mestre em Medicina Dentária*

Por:

Margarida Martins Quezada

Orientadora: Prof^a. Doutora Patrícia Fonseca

Co-Orientador: Mestre Helena Salgado

Co-Orientador: Prof. Doutor Carlos Fernandes

Viseu, 2022

*Para ser grande, sê inteiro: nada
Teu exagera ou exclui.
Sê todo em cada coisa. Põe quanto és
No mínimo que fazes.
Assim em cada lago a lua toda
Brilha, porque alta vive.*

- Ricardo Reis

DEDICATÓRIA

...Aos meus pais:

Mãe,

Por seres a cor da minha c'Alma.

Pai,

Por ser teu reflexo.

Quero viver para sempre no brilho dos vossos olhos.

E, que os Vossos corações sejam a c'Asa onde quero morar.

AGRADECIMENTOS

À minha orientadora, Prof^a. Doutora Patrícia Fonseca e **à minha coorientadora**, Mestre Helena Salgado, por serem o exemplo de ética e rigor profissional. Um agradecimento pela expectativa e exigência colocada em mim desde o primeiro momento. O rigor científico deste projeto só se tornou exequível graças à Vossa entrega e dedicação. O caminho ainda agora começou, e, continuaremos a percorrê-lo em conjunto.

Ao Laboratório de Tribologia da Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto (FEUP), na pessoa do Professor Doutor Carlos Fernandes pela disponibilidade imediata e pela colaboração na presente investigação.

Ao Instituto de Ciência e Inovação em Engenharia Mecânica e Engenharia Industrial (INEGI), na pessoa do Engenheiro Marco Marques, pelo desenvolvimento e concretização do fator diferenciador deste estudo.

À casa comercial VOCO® Dental, na pessoa do senhor Pedro Vilela, pelo interesse e disponibilização imediata das resinas CAD/CAM necessárias para o desenvolvimento deste projeto.

À marca comercial JOTA® AG Rotary Instruments, na pessoa do senhor Alberto Haro, por ter cedido gentilmente um *kit* de polimento para a execução deste trabalho.

Ao laboratório de prótese, DentalMar, na pessoa do senhor Manuel Torres, pelo trabalho na confeção dos provetes de resina convencional e termoplástica.

A todos os professores da Faculdade de Medicina Dentária da Universidade Católica Portuguesa de Viseu (FMD – UCP), pela parte que cederam de si para a construção da minha formação profissional.

À Associação Nacional de Estudantes de Medicina Dentária (ANEMD), por cinco anos de entrega a uma causa comum que é a Medicina Dentária em Portugal.

A Viseu, por cinco anos que deixaram um pouco de si, e, certamente levarão um pouco de mim.

À minha família, pela integridade, educação e valores inculcados em mim.

A' Vós, Bia e Neca, por sermos a história de amor que não envelhece. Sorte a minha de vos poder chamar de Avós.

Aos meus pais, por regarem em mim o jardim do Sonho. Eu regar-vos-ei até à eternidade.

Às minhas estrelinhas, Zézita e Alfredo, Madrinha e Padrinho, obrigada por iluminarem o meu caminho para todas as promessas que vos foram feitas.

RESUMO

INTRODUÇÃO: O polimetilmetacrilato é um material comumente utilizado como material para confecção de bases protéticas. Desvantagens inerentes conduziram ao surgimento de vários tipos de resina para ultrapassar estes problemas, como o sistema CAD/CAM. De entre várias propriedades dos materiais, a rugosidade de superfície tem elevada relevância clínica, pois, uma base protética com maior rugosidade irá promover o desenvolvimento de patologias inflamatórias, como a Candidíase Oral e a Estomatite Protética. O principal objetivo é determinar o efeito do mesmo protocolo de polimento de superfície em diferentes resinas acrílicas utilizadas para a confecção de bases protéticas obtidas por diferentes técnicas de processamento.

METODOLOGIA: Foram confeccionados 30 provetes de resina acrílica obtidos por diferentes métodos de processamento. Os provetes foram submetidos ao mesmo protocolo de polimento com recurso a duas técnicas distintas, manual e mecanizada. A leitura da rugosidade de superfície foi realizada com recurso a um perfilómetro de contacto. Os dados obtidos foram alvo de análise estatística através do programa *SPSS* com um nível de significância definido a 0.05.

RESULTADOS: Todas as resinas sujeitas a polimento manual apresentaram um valor médio de rugosidade de superfície significativamente inferior às resinas submetidas a um polimento mecanizado, excetuando as resinas termoplásticas ($p=0,713$). Para as resinas sujeitas a polimento manual, registaram-se diferenças significativas entre os pares de resina fresagem e impressão 3D ($p=0,012$) e termopolimerizável e fresagem ($p=0,024$). No caso das resinas sujeitas a polimento mecanizado, verificaram-se apenas diferenças significativas face aos valores de rugosidade entre as resinas autopolimerizável e de impressão 3D ($p=0,004$) e entre as resinas autopolimerizável e termopolimerizável ($p=0,004$).

CONCLUSÃO: Quando aplicado o mesmo protocolo de polimento, a diferença de valores de rugosidade média entre resinas acrílicas para confecção de bases protéticas pode ser atribuída às características inerentes da resina e às respetivas técnicas de processamento.

PALAVRAS – CHAVE: Prótese Removível, PMMA, CAD/CAM, Rugosidade de Superfície, Perfilómetro de Contacto.

ABSTRACT

INTRODUCTION: PMMA has been commonly used as a material for denture bases. Inherent disadvantages led to the emergence of various resins to overcome some problems as the CAD/CAM technology. Among the properties of materials used in making dental prostheses, surface properties such as roughness have high clinical relevance, since a prosthetic base with greater roughness will enhance the development of pathologies such as Oral Candidiasis or Prosthetic Stomatitis, which are the most prevalent inflammatory diseases in patients with removable dentures. The main objective of this laboratory investigation study is to determine the effect of the same polishing protocol on the surface roughness of different prosthetic base resins obtained by different processing techniques.

METHODOLOGY: Thirty acrylic resin specimens obtained by different processing methods were manufactured. The specimens were submitted to the same polishing protocol using two different techniques, manual and mechanized. The surface roughness was measured by a contact profilometer. Data were submitted to statistical analysis using the *SPSS* program with a significance level set to 0.05.

RESULTS: All resins subjected to manual polishing had an average roughness value significantly lower than resins submitted to mechanized polishing, except for thermoplastic resins ($p=0.713$). For resins subjected to manual polishing, there were significant differences between the resin pairs milling and 3D printing ($p=0.012$) and thermopolymerizable and milling ($p=0.24$). In the case of resins subjected to mechanized polishing, there were only significant differences regarding the roughness values between the self-cured and 3D printed resins ($p=0.004$) and self-cured and thermopolymerizable resins ($p=0.004$).

CONCLUSION: When the same polishing protocol is applied, the difference in the surface roughness value between acrylic resins for making prosthetic bases can be attributed to the inherent characteristics of the resin and the respective processing techniques.

KEY WORDS: Removal Prosthesis, PMMA, CAD/CAM, Surface Roughness, Contact Profilometer

ÍNDICE

ÍNDICE DE TABELAS	XVII
ÍNDICE DE FIGURAS	XIX
LISTA DE ACRÓNIMOS E SIGLAS	XXI
1. INTRODUÇÃO	1
1.1. Etiologia da perda dentária.....	3
1.2. Impacto da perda dentária na saúde oral e geral.....	4
1.3. A reabilitação oral em pacientes desdentados	5
1.3.1. A reabilitação oral em pacientes totalmente desdentados	5
1.3.2. A reabilitação oral em pacientes parcialmente desdentados	6
1.4. Resinas Acrílicas em Medicina Dentária	6
1.4.1. Resinas Acrílicas à base de PMMA.....	7
1.4.1.1. Classificação e processamento do PMMA	8
1.4.1.1.1. Resinas Acrílicas Termopolimerizáveis.....	9
1.4.1.1.2. Resinas Acrílicas Termoplásticas	9
1.4.1.1.3. Resinas Acrílicas Fotopolimerizáveis	10
1.4.1.1.4. Resinas Acrílicas Autopolimerizáveis	10
1.5. CAD/CAM (Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing)....	11
1.5.1. Técnicas e materiais utilizados para CAM	12
1.5.1.1. Método aditivo ou Impressão 3D	12
1.5.1.2. Método subtrativo ou fresagem.....	13
1.6. Rugosidade superficial	13
1.6.1. Métodos de medição da Rugosidade Superficial	15
1.6.1.1. Perfilómetro ou rugosímetro de contacto.....	15
1.6.1.2. Rugosímetro ótico	15
1.6.1.3. Microscópio eletrónico de varrimento (MEV)	16
1.7. Polimento e Acabamento	16
1.8. Justificação e objetivos.....	17
1.8.1. Justificação	17
1.8.2. Objetivo geral	17
1.8.2.1. Objetivos específicos	17
2. MATERIAIS E MÉTODOS	19
2.1. Desenho do estudo	21

2.2.	Amostras em estudo	21
2.2.1.	Divisão da amostra.....	22
2.3.	Critérios de Inclusão e Exclusão da Amostra	23
2.4.	Variáveis em Estudo	23
2.5.	JOTA® <i>Kit</i> 1877 DENTUR POLISH.....	24
2.6.	Protocolo de confeção dos provetes.....	25
2.6.1.	Resinas acrílicas convencionais	25
2.6.1.1.	Resina acrílica autopolimerizável.....	25
2.6.1.2.	Resina acrílica termopolimerizável	26
2.6.1.3.	Resina acrílica termoplástica	27
2.6.2.	Resinas acrílicas do sistema CAD/ CAM.....	29
2.6.2.1.	Método de fresagem	29
2.6.2.2.	Método de Impressão 3D	30
2.7.	Verificação da qualidade dos provetes	31
2.8.	Polimento das resinas	32
2.8.1.	Técnica Manual de Polimento	32
2.8.2.	Técnica Mecanizada de Polimento.....	33
2.8.2.1.	Protocolo de utilização do gabarito para polimento com movimento controlado e condicionado	34
2.8.2.2.	Protocolo de polimento do gabarito para polimento com movimento controlado e condicionado	35
2.9.	Leitura da Rugosidade Superficial	37
2.10.	Análise estatística	39
3.	RESULTADOS.....	41
4.	DISCUSSÃO	47
4.1.	Polimento mecanizado	51
4.2.	Polimento manual.....	53
4.3.	Polimento manual versus Polimento mecanizado.....	54
4.4.	Limitações da investigação laboratorial	56
4.5.	Trabalhos de investigação futuros	57
5.	CONCLUSÃO	59
6.	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	63

ÍNDICE DE TABELAS

Tabela 1. Tipos de Resinas Acrílicas para bases protéticas.....	22
Tabela 2. Brocas selecionadas do Kit de polimento	24
Tabela 3. Protocolo de polimento do fabricante.....	24
Tabela 4. Valores de rugosidade média ($Ra-\mu m$) dos grupos de estudo.	38
Tabela 5. Rugosidade ($Ra-\mu m$) de acordo com o tipo de resina acrílica submetida a diferentes polimentos.	43
Tabela 6. Comparação dos valores de rugosidade ($Ra-\mu m$) entre os diferentes tipos de resina acrílica submetida a polimento mecanizado e manual e a respetiva resina controlo (One sample t-test).....	44
Tabela 7. Comparação dos valores de rugosidade ($Ra-\mu m$) entre resinas submetidas a polimento mecanizado e manual (teste-t para amostras independentes).....	44
Tabela 8. Valores de significância da comparação bivariada através do teste post-hoc Games-Howell entre os valores médios de rugosidade ($Ra-\mu m$) dos tipos de resinas acrílicas submetidas a polimento mecanizado.	45
Tabela 9. Valores de significância da comparação bivariada através do teste post-hoc Games Howell entre os valores médios de rugosidade ($Ra-\mu m$) dos tipos de resinas acrílicas submetidas a polimento manual.....	45

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1. Perfilómetro de contacto Hommelwerke LV – 50 com unidade linear e controlador T8000	21
Figura 2. Distribuição da amostra por grupos	22
Figura 3. Grupo de controlo	22
Figura 4. Grupo de estudo	23
Figura 5. JOTA® Kit 1877 DENTUR POLISH	24
Figura 6. Resina acrílica autopolimerizável ProBase® Cold	25
Figura 7. Mufla para acondicionamento da mistura	26
Figura 8. Resina acrílica termopolimerizável ProBase® Hot	27
Figura 9. Resina acrílica termoplástica iFLEX by tcs®	28
Figura 10. Provetes de resina termoplástica	28
Figura 11. Desenho CAD do provete	29
Figura 12. Bloco de PMMA após fresagem dos provetes	30
Figura 13. Desenho 3D do provete de impressão 3D	30
Figura 14. Paquímetro analógico	31
Figura 15. Micro-Motor SAESHIN® STRONG 206	32
Figura 16. Impressora Prusa Mk3s	33
Figura 17. Desenho CAD do gabarito	33
Figura 18. Gabarito para movimento controlado e condicionado	34
Figura 19. Dimensão da peça de mão à escala	35
Figura 20. Contacto da broca com o provete	35
Figura 21. Provetes submersos em água destilada nas placas de Petri de vidro	36
Figura 22. Estufa EHRET BK4106	36
Figura 23. Placas de Petri dentro da estufa	37
Figura 24. Ficheiro Excel de leitura da rugosidade de superfície.	38

LISTA DE ACRÓNIMOS E SIGLAS

CAD/CAM: *Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing*

CNC: Máquina de controlo numérico computadorizado

DLMS: Sinterização a laser direta no metal

DLP: Processamento digital de luz

FDM: *Fused Deposition Modeling*

MFA: Microscopia de Força Atómica

MEV: Microscopia Eletrónica de Varrimento

MIMD: Mestrado Integrado em Medicina Dentária

OMS: Organização Mundial de Saúde

PLA: Ácido Polilático

PMMA: Polimetilmetacrilato

PolyJet/ProJet: Impressão a jato

PRR: Prótese Parcial Removível

SLA: Estereolitografia

SLS: Sinterização seletiva a laser

SPSS: *Statistical Package for the Social Sciences*

STL: *Standard tessellation language*

UDMA: Dimetacrilato de uretano

1. INTRODUÇÃO

Em 2020, Portugal constitui um dos países desenvolvidos europeus no qual se verifica um aumento da esperança média de vida associada a uma diminuição da taxa de natalidade, e, conseqüentemente, a um acréscimo do envelhecimento populacional.⁽¹⁾ A Organização Mundial de Saúde (OMS) prevê que a percentagem de população que ultrapassa os 60 anos de idade seja perto dos 30% nos países desenvolvidos em 2050.⁽²⁾

Em termos epidemiológicos, a idade⁽³⁾ é um fator predisponente da perda dentária, pelo que, atualmente é considerado um problema de saúde pública.^(4,5)

Embora a prevalência de edentulismo total tenha vindo a reduzir, como resultado do aumento da literacia da população relativamente à saúde oral e à aplicação dos princípios de uma medicina dentária minimamente invasiva, o número de edêntulos parciais mantém-se considerável, de modo que é imperativa a procura de soluções terapêuticas.^(2,5)

Infelizmente, o tratamento com soluções fixas não se encontra disponível para todos os pacientes, devido a limitações financeiras, anatómicas e médicas, pelo que, a prótese removível assume um papel relevante para o tratamento da perda dentária e de tecidos moles.^(2,4)

1.1. Etiologia da perda dentária

De acordo com o Glossário de Termos Prostodônticos⁽⁶⁾, edentulismo é o termo utilizado para descrever a perda dentária, quer seja parcial ou total.

A etiologia da perda dentária é diversa.⁽⁷⁾ A evidência demonstra que esta é mais prevalente em mulheres, principalmente, em países com baixo nível socioeconómico, e, com o aumento da idade.⁽⁸⁾

O edentulismo pode resultar de fatores individuais⁽⁹⁾, como doenças do foro microbiano e de carácter genético, bem como possuir causa terapêutica, iatrogénica ou traumática.⁽⁵⁾

Em países civilizados, e, considerando populações mais jovens, a doença periodontal e a cárie dentária evidenciam ser a causa dominante para a extração dentária.⁽⁵⁾ Razões protéticas e ortodônticas, dor associada a lesões endodônticas e periapicais, a presença de dentes supranumerários, de lesões neoplásicas e/ou quísticas e impatações dentárias também podem ser identificadas como causa da perda dentária.⁽³⁾

Por sua vez, fatores socioeconômicos em países com reduzido acesso à educação e aos serviços primários de saúde oral estão associados a uma maior prevalência de edentulismo em populações idosas.⁽⁵⁾

Estes fatores influenciam a prevalência da perda dentária total ou parcial, verificando-se disparidades entre os países desenvolvidos e subdesenvolvidos⁽⁵⁾, e, regionalmente dentro do mesmo país.^(3,8,9)

1.2. Impacto da perda dentária na saúde oral e geral

A perda dentária tem como implicação a perda de estruturas orofaciais como estruturas ósseas, nervos, recetores e músculos. Consequentemente, a maioria das funções orofaciais estão diminuídas em pacientes edêntulos.⁽⁷⁾

O número de dentes presentes na cavidade oral é fundamental para determinar a função oral, sendo que, a uma função mastigatória eficiente corresponde um mínimo de 10 pares de dentes em oclusão.⁽⁸⁾ A afetação da função mastigatória também está relacionada com a atrofia muscular, pelo que, pacientes edêntulos exibem uma espessura reduzida do músculo masséter associado a uma redução da força de mordida.⁽¹⁰⁾ Assim, em caso de perda dentária, a afetação das funções mastigatórias e da deglutição podem motivar alterações na nutrição e dieta.⁽⁸⁾

Deficiências sensitivas e funcionais da mucosa oral e das glândulas salivares também podem surgir como consequência da perda dentária.⁽⁸⁾ Considerando uma população idosa, maioritariamente associada a pacientes edêntulos, é expectável a redução da taxa de regeneração e de resistência tecidual, pelo que, a função protetora da mucosa oral é afetada.^(8,11) Estudos evidenciam a associação entre patologias orais, como a queilite angular, a estomatite protética, a candidíase oral e úlceras traumáticas com a idade e o uso de prótese dentária.⁽¹¹⁾

Devido aos fatores enunciados, é possível estabelecer correlação no modo como a perda dentária afeta negativamente a autoestima, o aspeto estético e a qualidade de vida do indivíduo desdentado, influenciando-o no seu bem – estar psicossocial.⁽⁷⁻⁹⁾

1.3. A reabilitação oral em pacientes desdentados

Nos dias de hoje, verifica-se uma redução das taxas de edentulismo, contrariamente ao expectável, principalmente pelo aumento da instrução da população na procura de cuidados primários de saúde oral.⁽⁸⁾

Constituindo a saúde e a estética oral um fator de preocupação, a forma de abordagem terapêutica de pacientes desdentados parciais ou totais tornou-se uma questão de saúde pública.⁽¹²⁾

1.3.1. A reabilitação oral em pacientes totalmente desdentados

A terapêutica de pacientes desdentados totais é variada, destacando-se as seguintes opções: as próteses totais convencionais, totalmente mucosuportadas e as próteses totais implanto-suportadas, removíveis ou fixas.⁽⁶⁾

Primeiramente, a função da prótese total convencional ou totalmente mucosuportada é a devolução da estética, da função mastigatória e da fonética através da substituição das estruturas dentárias e orofaciais perdidas.^(6,13) Devido à total ausência dentária, a única estrutura de suporte destas próteses são os tecidos moles, pelo que estes devem garantir uma adequada adesão da prótese aos tecidos do paciente. Assim, como consequência da remodelação óssea e tecidual associada à perda dentária, por vezes, pode ser necessário o recurso a uma cirurgia pré-protética para regularização do rebordo alveolar e ampliação da área de retenção da prótese.⁽¹³⁾

No entanto, a limitação da eficácia mastigatória, o aparecimento de problemas articulares associados e o impacto social promoveram o aparecimento de outras opções de tratamento em detrimento das próteses mucosuportadas.⁽²⁾

Neste sentido, as próteses totais implantosuportadas permitiram a substituição da retenção da prótese na cavidade oral com base nos tecidos moles por implantes dentários. Os implantes mimetizam a função das raízes dentárias através da sua inserção no osso, constituindo um apoio e/ou retentor da prótese. Esta retenção pode assumir um carácter fixo, caso os componentes protéticos estejam conectados ao implante de forma a não permitir a remoção da prótese pelo paciente, ou removível, no caso de este conseguir proceder à sua remoção, e, inserção após higienização.⁽⁶⁾

1.3.2. A reabilitação oral em pacientes parcialmente desdentados

Como consequência da procura de soluções terapêuticas para a manutenção da saúde oral, a literatura revela uma redução das desdentações totais, em contraste com o aumento do número de reabilitações de edentulismos parciais.^(2,14)

Vários são os motivos indicados pelo paciente para a procura de reabilitação, dos quais se destacam a substituição dentária e das estruturas associadas, o aumento da eficácia mastigatória, a melhoria da fonética, a prevenção de movimentos dentários indesejados, e, a melhoria da estética.⁽¹⁴⁾

No caso de pacientes desdentados parciais, encontram-se disponíveis várias opções protéticas, como próteses parciais fixas dentosuportadas, próteses parciais fixas implantosuportadas e próteses parciais removíveis.⁽¹⁵⁾

No entanto, considerando limitações anatômicas, médicas e financeiras do paciente, as soluções reabilitadoras fixas (sobre dentes ou sobre implantes) tornam-se menos apelativas que as próteses convencionais removíveis.⁽²⁾

De facto, após a perda dentária de três ou mais dentes adjacentes, é verificável a necessidade de substituição da anatomia dos tecidos e a falta de resistência e retenção de uma prótese removível.⁽¹⁴⁾

É, portanto, necessária a procura de soluções reabilitadoras que promovam o suporte ao nível dos tecidos moles e duros, que apresentem custos que sejam suportáveis pela maior parte dos pacientes, e, que sejam facilmente higienizáveis, como é o caso da Prótese Parcial Removível (PRR).^(15,16)

As PRRs apresentam distintas classificações quanto ao tipo de material em que são confeccionadas. A prótese esquelética ou convencional é composta por um esqueleto metálico, normalmente em ligas de cromo-cobalto e por dentes artificiais acrílicos. A prótese acrílica possui como material base uma resina acrílica de polimetilmetacrilato (PMMA), no qual se incorporam meios de retenção de prótese, como os ganchos pré-formados (geralmente em aço inoxidável).⁽¹⁶⁾

1.4. Resinas Acrílicas em Medicina Dentária

As resinas acrílicas apresentam diversas aplicabilidades em Medicina Dentária, quer na prostodontia para a confecção de reabilitações provisórias,

próteses parciais removíveis, próteses totais, próteses implantossuportadas, quer noutras áreas onde são utilizadas para a confecção de goteiras oclusais e aparelhos ortodônticos intercetivos ou de contenção.⁽¹⁷⁻¹⁹⁾

De acordo com a técnica de manipulação, o processo de polimerização e a casa comercial de fabrico é possível distinguir diferentes tipos de resinas acrílicas.⁽²⁰⁾ A literatura compara os diversos tipos após a exposição ao meio oral por período prolongado de tempo ao nível da alteração de cor do material, do grau de desgaste, da adesão microbiana e da acumulação de microrganismos.⁽²¹⁾

Uma das características com maior relevância clínica é a porosidade, a qual determina a rugosidade de superfície que influencia as características estéticas, físicas, mecânicas e de higienização do material.⁽²²⁾

Desde a primeira metade do século XX que os materiais que compõem as resinas acrílicas têm sofrido grandes avanços, perante as desvantagens que evidenciavam.⁽²²⁾ Hoje, o PMMA é um material amplamente utilizado pela melhoria das suas características face aos materiais anteriormente utilizados.^(17-19,21-23)

1.4.1. Resinas Acrílicas à base de PMMA

Ao nível da confecção de bases protéticas, as resinas acrílicas à base de PMMA são as mais comumente utilizadas pelo aspeto natural que lhes confere e pela garantia de durabilidade para o paciente.^(18,19,24) O seu vasto uso deve-se a características como a baixa densidade, facilidade de processamento, propriedades mecânicas e estéticas, custo – efetividade aceitáveis e baixa toxicidade.^(19,24,25)

A biofuncionalidade é uma característica essencial para as reabilitações protéticas pela necessidade de biocompatibilidade com os tecidos circundantes e adaptação a ambientes orais complexos. Neste sentido, a utilização do PMMA como material constituinte das bases protéticas tem por base a sua biocompatibilidade, como fator preponderante de garantia para não causar irritação, toxicidade e mutagenicidade dos tecidos orais.⁽²⁴⁾ No contexto do meio oral, as resinas utilizadas no fabrico de próteses não devem ser solúveis nos fluídos orais e salivares, assim como, não deverão interagir com os nutrientes provenientes da dieta alimentar.⁽¹⁹⁾ As suas propriedades mecânicas deverão

incluir: resistência às forças mastigatórias, elevado módulo de elasticidade e de fadiga, resistência à força de impacto e resiliência.⁽¹⁹⁾

Características diretamente relacionadas com o paciente, como o baixo peso, a facilidade de higienização, a condutividade térmica e o baixo custo são vantagens associadas à utilização do PMMA.⁽¹⁹⁾

No entanto, esta resina não é considerada como um polímero ideal devido a fragilidades nas suas propriedades mecânicas e físicas.⁽²⁶⁾ A facilidade de absorção de água compromete as propriedades mecânicas quando em função⁽²⁶⁾, tornando o material vulnerável à fratura.⁽¹⁹⁾ Além disso, estudos reportam que a conversão do MMA (metilmetacrilato) em PMMA não é uma reação completa, pelo que, é possível encontrar monómero de MMA na resina acrílica, o qual demonstra reduzir o potencial das suas propriedades^(18,23), e, ser um dos fatores causais de respostas inflamatórias, alérgicas e de irritação da mucosa oral ao PMMA.^(24,27)

Vários estudos procuram melhorar as suas propriedades modificando a sua composição através da adição de materiais que promovem alterações a nível físico, mecânico e biológico.^(19,23)

1.4.1.1. Classificação e processamento do PMMA

O PMMA é um polímero sintético resultante da adição de radicais livres e polimerização de metilmetacrilato ($C_5O_2H_8$) em polimetilmetacrilato ($C_5O_2H_8$)_n. A reação de polimerização é iniciada e ativada pelos radicais livres gerados pela ativação química, através da adição de agente ativador, como a *dimetil – p – toluidina*, ou com recurso a energia, por calor (termopolimerização ou por micro-ondas).^(18,19,21) O mecanismo associado ao término da reação de polimerização pode constituir a adição de inibidores químicos, como a hidroquinona ou o metil-éter, ou a adição de monómero, que reagem com os radicais livres e inibem a polimerização.⁽¹⁹⁾

De acordo com a Especificação nº 12 da *American Dental Association* (ADA)⁽²⁰⁾, os polímeros de bases protéticas são classificados em vários tipos, consoante a reação de ativação da polimerização e a sua composição: tipo I (termopolimerizáveis), tipo II (autopolimerizáveis) e tipo III (termoplásticas).⁽²⁰⁾

Para além dos três tipos inicialmente definidos, a normativa ISO 20795 – 1 2013⁽²⁸⁾ adicionou os polímeros do tipo IV (fotopolimerizáveis) e o tipo V (polimerizados por micro-ondas).⁽²⁸⁾

1.4.1.1.1. Resinas Acrílicas Termopolimerizáveis

As resinas acrílicas termopolimerizáveis são vastamente utilizadas no fabrico de próteses removíveis totais e parciais.⁽²⁴⁾

Estas resinas apresentam-se maioritariamente na forma de pó e líquido.^(19,24,25) Relativamente à sua composição, o pó é constituído por grânulos de PMMA, peróxido de benzoílo como iniciador da reação, pigmentos, opacificadores, agentes plastificadores e fibras sintéticas.⁽²⁵⁾ O líquido engloba o monómero de metilmetacrilato, o inibidor (hidroquinona) e um agente ligante (dimetacrilato de etilenoglicol).

O processamento da resina é feito através de uma reação de polimerização ativada por calor, sendo que o principal objetivo é o aumento do grau de polimerização e a redução do monómero residual.⁽¹⁹⁾

O elevado grau de polimerização atribui boas propriedades físicas a este tipo de resina, no entanto, devido à contração térmica e de polimerização, a adaptação tecidual não é a mais desejável.⁽²⁵⁾

1.4.1.1.2. Resinas Acrílicas Termoplásticas

As resinas termoplásticas foram introduzidas como material alternativo para colmatar a exposição de estruturas metálicas e elementos retentivos na área estética, pelo que, o seu principal uso está relacionado com a confeção de ganchos não metálicos e para o fabrico de próteses provisórias.⁽²⁹⁾

Clinicamente, é possível distinguir diferentes tipos de resinas para bases protéticas termoplásticas, de acordo os seus constituintes, e, conseqüentes propriedades: poliamida, poliéster, policarbonato e polietileno tereftalato (PET).⁽²⁹⁾

Embora possua um módulo de elasticidade inferior às resinas termopolimerizáveis, são vantagens a resistência à fratura⁽³⁰⁾, o baixo risco alergénico⁽³¹⁾, a elevada resistência a meios ácidos e alcalinos e a baixa rugosidade de superfície.⁽²⁹⁾

Em comparação com o PMMA, estas resinas evidenciam menor estabilidade de cor e elevado risco de fratura⁽³⁰⁾, sendo que, possuem uma superfície cujos processos de abrasão lhe podem conferir maior rugosidade.⁽²⁹⁾

1.4.1.1.3. Resinas Acrílicas Fotopolimerizáveis

As resinas acrílicas fotopolimerizáveis são semelhantes às resinas compostas. A sua matriz é composta por dimetacrilato de uretano (UDMA), e, possui um fotoiniciador, a canforoquinona. O processamento é feito com recurso a uma câmara de luz azul com comprimento de onda entre os 400–500nm.⁽²⁵⁾

Quando comparadas com as resinas termopolimerizáveis, possuem maior facilidade de fabrico, um controlo total da polimerização, fornecendo tempo suficiente para a manipulação e adaptação antes do início da polimerização. A presença de monómero residual e a contração de polimerização encontram-se reduzidas.⁽¹⁹⁾

No entanto, o seu uso é restrito, devido à profundidade de polimerização limitada, à sensibilidade técnica e ao elevado custo. Estas resinas evidenciam possuir propriedades mecânicas inferiores às resinas termopolimerizáveis.^(19,25)

1.4.1.1.4. Resinas Acrílicas Autopolimerizáveis

As resinas autopolimerizáveis possuem uma composição e um mecanismo de polimerização distinto. A polimerização é baseada na ativação do peróxido de benzoílo pela adição do iniciador (dimetil-*p*-toluidina) ao PMMA, que gera radicais livres que iniciam o processo.⁽¹⁹⁾

Em comparação com as resinas termopolimerizáveis, as resinas autopolimerizáveis apresentam um grau de polimerização inferior com a presença demarcada de monómero residual. Apesar da estabilidade dimensional e a capacidade de adaptação aos tecidos orais serem características favoráveis ao seu uso, o baixo grau de polimerização compromete as suas propriedades mecânicas, nomeadamente a resistência e a dureza⁽¹⁹⁾, e, torna o material suscetível à fratura e à distorção.⁽²⁵⁾ Além disso, o agente iniciador oxida com o tempo, pelo que se verifica uma estabilidade de cor reduzida e descoloração da base protética.⁽²⁵⁾

Devido às limitações enunciadas, as resinas autopolimerizáveis não constituem materiais para utilização a longo prazo na cavidade oral, sendo o seu

uso restrito ao fabrico de prótese parciais removíveis provisórias ou como material reparador provisório.^(19,25)

1.5. CAD/CAM (Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing)

Uma das principais desvantagens associadas ao PMMA obtido por meios de processamento convencionais está relacionada com as suas propriedades mecânicas. Fatores como as alterações dimensionais, a suscetibilidade à fratura, a presença de monómero residual, o aumento do risco de infeções associadas à base protética e a presença de porosidades comprometem os resultados estéticos, o desempenho funcional e a higiene da prótese.⁽³²⁾

Para além das desvantagens do material, o fabrico propriamente dito de próteses dentárias por meios convencionais é um processo complexo, demorado e sujeito a erros.⁽³³⁾

Com o desenvolvimento tecnológico, as tecnologias CAD/CAM⁽⁶⁾ estão a implementar-se no mercado da Medicina Dentária⁽³²⁻³⁴⁾ para fabrico de próteses removíveis, reabilitações protéticas provisórias e próteses implanto-suportadas, no sentido de ultrapassar as limitações dos métodos convencionais.^(32,35,36)

A tecnologia CAD/CAM refere-se ao desenho e fabrico auxiliado por computador. O *software* CAD auxilia a criação da forma geométrica de um objeto, e, conseqüentemente, o *software* CAM permite o seu fabrico.⁽³⁵⁾ Uma prótese com recurso à tecnologia CAD/CAM pode ser construída em apenas duas visitas ao consultório. Numa primeira consulta, é realizada a totalidade da recolha de dados que deve incluir impressões tradicionais com recurso a alginato ou a um *scanner* intraoral.⁽³⁵⁾ Posteriormente, os dados são transferidos para o laboratório que realizará o desenho virtual da prótese, a confeção digital da mesma, e, que permitirá a colocação da mesma na consulta seguinte.^(32,34)

Além da redução do tempo de consultório, estudos reportam que as próteses obtidas por fresagem de discos de PMMA pré – polimerizado tendem a ser menos porosas, e, conseqüentemente menos atrativas aos microrganismos, como a *Candida albicans*.⁽³²⁾ Este facto é decorrente do processo de polimerização do PMMA ocorrer sob alta temperatura e pressão, permitindo a formação de cadeias longas de polímero através da maior conversão do

monómero no polímero, e, conseqüentemente, valores mais reduzidos de monómero residual. Para além de contribuir para a redução da porosidade superficial, reduz o desenvolvimento de reações alérgicas, e, contribui para a melhoria das propriedades mecânicas e da biocompatibilidade.⁽³⁵⁾

No entanto, a tecnologia CAD/CAM possui limitações em comparação aos métodos convencionais: a nível clínico, este sistema é incapaz de definir a localização e inclinação do plano oclusal, e, a nível laboratorial, existe um acréscimo dos custos associados.^(35,37)

1.5.1. Técnicas e materiais utilizados para CAM

O processo de fabrico de CAD/CAM pode ocorrer por adição (protipagem rápida) ou por subtração (máquina de controlo numérico computadorizado - CNC).^(6,35,36)

1.5.1.1. Método aditivo ou Impressão 3D

O método aditivo ou de impressão 3D utiliza modelos 3D digitais para criar um objeto pela deposição de sucessivas camadas do material selecionado.⁽³⁶⁾

As técnicas de adição podem incluir estereolitografia (SLA), processamento digital de luz (DLP), sinterização seletiva a laser (SLS) / sinterização a laser direta no metal (DLMS) e a impressão a jato (*PolyJet/ProJet*).⁽³⁷⁾

A estereolitografia (SLA) tem por base a utilização de um laser ultravioleta (UV) que polimeriza e solidifica sucessivamente as camadas do material com recurso a monómeros sensíveis à radiação UV.⁽³⁷⁻³⁹⁾

O processamento digital de luz (DLP), é semelhante à técnica de SLA, no entanto, para além da luz UV, também utiliza luz visível para a polimerização. O pós-processamento do material impresso é realizado com recurso a uma fonte de luz de iodo.^(37,39) É um método mais rápido que a estereolitografia, mas, com menor detalhe e precisão.⁽³⁸⁾ Permite o fabrico de modelos dentários e restaurações provisórias a partir de resinas sensíveis à luz visível.⁽³³⁾ O PMMA é um dos materiais utilizados por esta técnica.

A impressão a jato (*PolyJet/ProJet*) utiliza uma impressora de jato de tinta que deposita um líquido adesivo que adere ao material de cada camada. A adesão entre camadas é feita com recurso a uma lâmpada UV, a calor ou a uma

fonte de luz.^(37,38) É uma técnica que permite o acabamento de superfícies suaves com elevada precisão⁽³⁸⁾ direcionada para o fabrico de modelos dentários, guias cirúrgicas, alinhadores e padrões de cera.⁽³³⁾

O método de DLMS/SLS consiste na incidência de um feixe de laser de alta potência num pó, que gera o seu derretimento e fusão das partículas.⁽³⁷⁾ Esta técnica é utilizada na confeção de modelos dentários e guias cirúrgicas de cromo-cobalto, cromo-paládio e *nylon*.⁽³³⁾

A limitação subjacente às diferentes técnicas do método aditivo é a disponibilização de materiais que suportem a técnica.⁽³⁸⁾

1.5.1.2. Método subtrativo ou fresagem

Inicialmente, o método de subtração consistia na remoção de material de um bloco pré – formado por brocas ou discos de diamante até à obtenção da geometria desejada.^(36,37)

Hoje, é possível distinguir dois métodos distintos de subtração: eletroerosão e fresagem/ torneamento/ maquinagem. No processo de eletroerosão, a remoção do material não é concretizada pelo contacto mecânico entre o objeto de corte e o bloco pré-formado, mas, pela ação de descargas elétricas de acordo com o desenho CAD.⁽³⁷⁾ As técnicas de fresagem incluem o desgaste com diamante, a fresagem com carbonetos, e, mais recentemente, a fresagem a laser.^(37,40)

O *software* CAM transfere o modelo CAD para o sistema da máquina de controlo numérico (CNC). Esta transferência inclui o sequenciamento, os instrumentos de fresagem, a direção e a magnitude em que estes devem funcionar.⁽³⁷⁾

De acordo com as variações anatómicas do objeto a fresar, a máquina utiliza brocas de diferentes calibres, sendo que a precisão assume valores até $10\mu m$.⁽³⁷⁾

1.6. Rugosidade superficial

Por definição, a rugosidade de superfície é uma medida quantitativa da qualidade do perfil da superfície de um material.⁽⁴¹⁾

O método de quantificação da rugosidade é o resultado do registo de perfis de alturas obtidos através de um perfilómetro ou rugosímetro. A análise estatística destes valores permite a determinação de parâmetros como a rugosidade média (Ra).⁽⁴¹⁾

A rugosidade média (Ra) é o padrão *standard* para a avaliação da rugosidade, correspondendo à média aritmética dos valores absolutos das alturas no eixo Y (X) a partir da linha central.^(41,42)

Em Medicina Dentária, a rugosidade de superfície é um fator de elevada relevância clínica, uma vez que afeta direta ou indiretamente a retenção de placa microbiana nos tecidos em contacto com os materiais, aumentando o risco de fadiga da superfície e diminuindo a sua biocompatibilidade.⁽⁴³⁻⁴⁶⁾

A rugosidade em superfícies duras possui um grande impacto ao nível da retenção de microrganismos⁽⁴⁵⁾, pelo que, a literatura descreve que superfícies rugosas tendencialmente favorecem a adesão de placa microbiana quando comparadas com superfícies lisas.^(41,44)

Ao nível das resinas acrílicas, o valor da rugosidade é influenciado pelas características inerentes do material, pela técnica de polimento e pela habilidade manual do operador.^(43,46,47) O valor reportado como característico de uma superfície acrílica polida é de $0,12\mu\text{m}$, no entanto, verifica-se que os valores se situam no intervalo entre os $0,03$ e os $0,75\mu\text{m}$.^(45,47,48) O intervalo de rugosidade média superficial sem significância estatística para a colonização bacteriana é de $0,2\mu\text{m}$.^(24,44,48)

Estudos a nível supragengival e infragengival revelam que um aumento da rugosidade de superfície contribui para um aumento da taxa de colonização de superfícies e uma maior maturação da placa microbiana, o que contribui para o aumento do risco de desenvolvimento de cáries e inflamação dos tecidos periodontais.^(19,27,45,49) Por sua vez, a *Candida albicans* é um dos principais microrganismos reconhecido como fator etiológico de alterações inflamatórias da mucosa, como a estomatite protética^(27,50), por uso de prótese dentária com base de resina acrílica, dado que se encontra demonstrada a associação da rugosidade de superfície e a retenção deste microrganismo.^(49,51)

1.6.1. Métodos de medição da Rugosidade Superficial

De um modo geral, os equipamentos de medição de rugosidade superficial classificam-se em dois grupos: de contacto e de sem contacto.⁽⁴¹⁾

1.6.1.1. Perfilómetro ou rugosímetro de contacto

Em geral, o perfilómetro é o instrumento de contacto mais comumente utilizado para a medição da rugosidade superficial que a quantifica com base no registo da altura na superfície. O princípio de funcionamento do aparelho consiste numa ponta de diamante em contacto com uma superfície que realiza um varrimento em linha reta, e, no qual, as variações de altura são convertidas em sinais elétricos, denominados de magnitudes micrométricas.⁽⁴¹⁾ As medições obtidas apenas se traduzem a duas dimensões (2D), considerando que a ponta apenas se desloca na vertical e na horizontal segundo uma linha central.⁽⁵²⁾

Um fator a considerar é o diâmetro e a forma da ponta deste equipamento pela determinação da sensibilidade das medidas, uma vez que não é possível medir rugosidade com dimensão inferior ao diâmetro da ponta do instrumento. Outro aspeto é a pressão exercida pela ponta na superfície do objeto pela facilidade em induzir uma deformação plástica da superfície, caso exerça força superior ao tolerado pelo material. Como a deformidade é idêntica em toda a superfície, o perfil original é de igual modo reproduzido. Por fim, para evitar medições erróneas, deve-se assegurar que a ponta do instrumento não perde o contacto com a superfície durante o seu movimento.⁽⁵²⁾

1.6.1.2. Rugosímetro ótico

O Rugosímetro ótico é um equipamento sem contacto através da emissão de um feixe de luz a 45° sobre a superfície onde se deseja realizar a medição, permitindo obter medições de superfícies a nível horizontal e vertical ou em qualquer outro ângulo.⁽⁵³⁾ No caso de a superfície ser lisa, a imagem obtida é reta, no entanto, perante a rugosidade da superfície, a imagem apresentará ondulação.⁽⁵²⁾

A escala de medição, a nível lateral é de 40 a 500 μ m, e, em altura, de 0,5 a 1mm.⁽⁵²⁾

1.6.1.3. Microscópio eletrônico de varrimento (MEV)

A MEV permite a obtenção de imagens topográficas da superfície dos materiais.^(52,53) Para a análise da amostra, o ideal é a observação de cortes seccionados da amostra, pelo que, devem ser perpendiculares à superfície, e, a medição é feita em tons acinzentados por meio de um detetor de elétrons. As amostras devem ser metalizadas anteriormente para permitir a condução dos elétrons.⁽⁵²⁾

As imagens são obtidas com recurso a programas de aquisição e processamento de imagem que permitem a análise dos perfis, cálculos de rugosidade e diversas medições.⁽⁵²⁾ A interpretação da imagem e a medição de rugosidade de superfície através da MEV tem por base a intensidade da escala de cores de cinza. Dependendo da resolução do microscópio, é possível analisar a rugosidade em diversas escalas de medição, pelo que se obtêm desde resultados micrométricos a nanométricos.^(52,53)

1.7. Polimento e Acabamento

A nível biológico e estético, a obtenção de superfícies lisas e polidas nas resinas é conseguida devido à adequada execução dos procedimentos de polimento e acabamento. A redução da rugosidade superficial com consequente diminuição da acumulação da placa microbiana é um fator determinante na durabilidade dos materiais.⁽⁵⁴⁾

A literatura descreve dois métodos para o polimento de superfícies acrílicas.^(44,48,49) Primeiramente, o polimento por via mecânica que consiste na abrasão da superfície do material com brocas de grão sucessivamente mais fino. As diferentes fases deste tipo de polimento devem ser concretizadas de forma sequencial, sem negligenciar nenhum passo, o que se verifica como uma desvantagem do procedimento por se tornar moroso.^(47,48) Em alternativa, em 1969, Gotusso⁽⁵⁵⁾ sugeriu um segundo método de polimento por meio químico. Este consiste na imersão da base protética num banho de monómero de metilmetacrilato a 75 °C por 10s. Para além de eliminar a sequência de polimento do método mecânico, este procedimento tem a vantagem de permitir a obtenção de uma superfície livre de irregularidades. No entanto, a resistência mecânica do material é afetada, aumentando o seu risco de deformação.^(47,48)

1.8. Justificação e objetivos

1.8.1. Justificação

Na atualidade, as resinas acrílicas são os materiais mais utilizados para a confecção de próteses, aparelhos de ortodontia e restaurações fixas provisórias, pelo que a tendência do mercado da Medicina Dentária, é a obtenção de materiais com melhores propriedades e características que permitam ultrapassar as limitações dos já existentes.

Com o desenvolvimento da Medicina Dentária Digital, a obtenção de resinas acrílicas através das tecnologias CAD/CAM tem demonstrado ser uma hipótese para contornar as desvantagens associadas às resinas convencionais.

No caso das próteses removíveis, a escolha do tipo de resina e do tipo de polimento tornam-se preponderantes para a estética, longevidade e sucesso clínico. De entre as propriedades dos materiais utilizados na confecção de próteses dentárias, as propriedades de superfície como a rugosidade são de elevada relevância clínica, uma vez que uma base protética com maior rugosidade de superfície potencia o desenvolvimento de patologias da cavidade oral, como a Candidíase Oral e/ou a Estomatite Protética.

Portanto, é necessário compreender o grau de rugosidade de diferentes resinas que podem ser utilizadas na confecção de bases protéticas.

1.8.2. Objetivo geral

- Determinar o efeito do mesmo protocolo de polimento de superfície em diferentes resinas acrílicas utilizadas para a confecção de bases protéticas obtidas por diferentes técnicas de processamento.

1.8.2.1. Objetivos específicos

- Compreender a influência das técnicas de processamento das resinas para bases protéticas nas propriedades da superfície, como a rugosidade.
- Analisar a rugosidade de superfície das resinas selecionadas, sem serem submetidas ao protocolo de polimento.
- Analisar a rugosidade de superfície das resinas selecionadas quando sujeitas ao protocolo de polimento.

- Analisar a eficácia do protocolo de polimento aplicado nas resinas comparando os valores de Ra das resinas submetidas a polimento com o grupo de controlo.
- Verificar qual a técnica de polimento (manual versus mecanizada) que produz mais efeito na superfície das resinas protéticas.

Hipótese Nula: A rugosidade de superfície após polimento não depende do tipo de resina acrílica utilizada.

2. MATERIAIS E MÉTODOS

Para alcançar os objetivos propostos, os materiais e métodos passam a ser descritos.

2.1. Desenho do estudo

O presente estudo é do tipo experimental e consiste na avaliação quantitativa da rugosidade de superfície de cinco grupos de resinas acrílicas de bases protéticas sujeitas ao mesmo sistema de polimento mecânico (JOTA® Kit 1877 DENTUR POLISH, Suíça) com recurso a um perfilômetro de contacto (Hommelwerke LV – 50 com unidade linear e controlador T8000, Hommelwerke, Alemanha) - Figura 1.

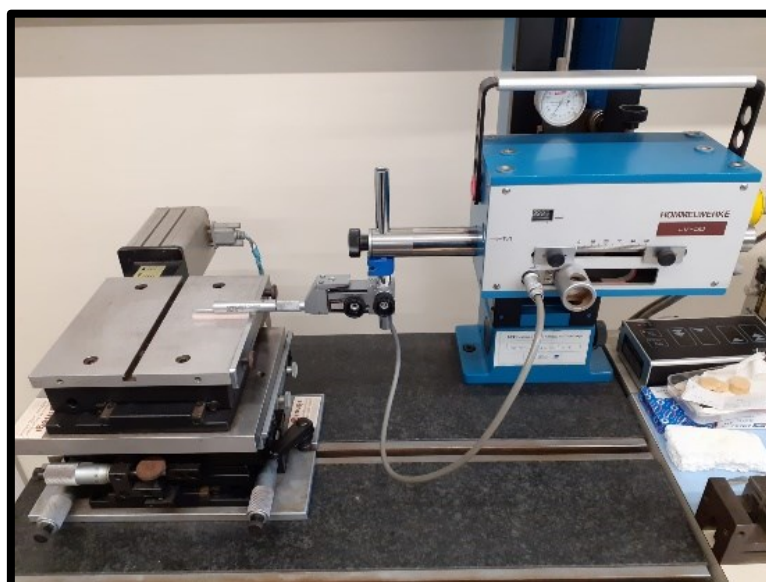


Figura 1. Perfilômetro de contacto Hommelwerke LV – 50 com unidade linear e controlador T8000

2.2. Amostras em estudo

São alvo deste estudo 5 tipos de resinas acrílicas para base protéticas manuseadas de acordo com as instruções do fabricante (Tabela 1).

Para a presente investigação foram confeccionados seis provetes de cada tipo de resina, de forma quadrangular e dimensões padronizadas (20x20x3mm), totalizando trinta provetes – Figura 2.

Tabela 1. Tipos de Resinas Acrílicas para bases protéticas

Tipo de resina acrílica	Nome	Marca Comercial	País de origem
Autopolimerizável	<i>Probase Cold</i>	Ivoclar Vivadent	Liechtenstein
Termopolimerizável	<i>Probase Hot</i>	Ivoclar Vivadent	Liechtenstein
Termoplástica	<i>iFlex</i>	TCS	USA
CAD/CAM: Fresagem	<i>CediTEC DB</i>	VOCO GmbH	Alemanha
CAD/CAM: Impressão 3D	<i>V – Print dentbase</i>	VOCO GmbH	Alemanha

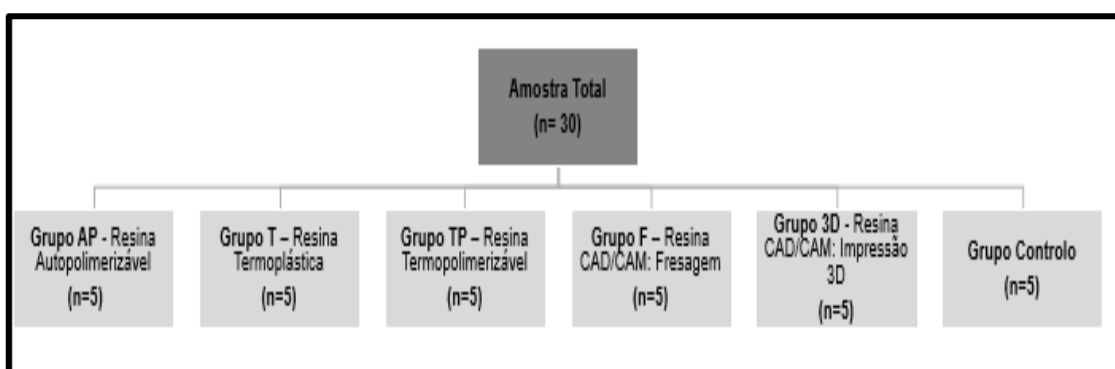


Figura 2. Distribuição da amostra por grupos

2.2.1. Divisão da amostra

A população em estudo foi dividida em seis grupos: um grupo de controlo composto por um provete de cada tipo de resina para bases protéticas (Figura 2 e 3) e cinco grupos de estudo de cinco provetes, dividido consoante o método de processamento para a obtenção das resinas acrílicas (Figura 2 e 4).

Os provetes do grupo de controlo (AP1, T1, TP1, F1, 3D1) não foram submetidos ao protocolo de polimento – Figura 3. Os grupos de estudo (AP2-6, T2-6, TP2-6, F2-6, 3D2-6) foram sujeitos ao protocolo de polimento do JOTA® Kit 1877 DENTUR POLISH (Jota AG, Rüthi, Suíça) – Figura 4.

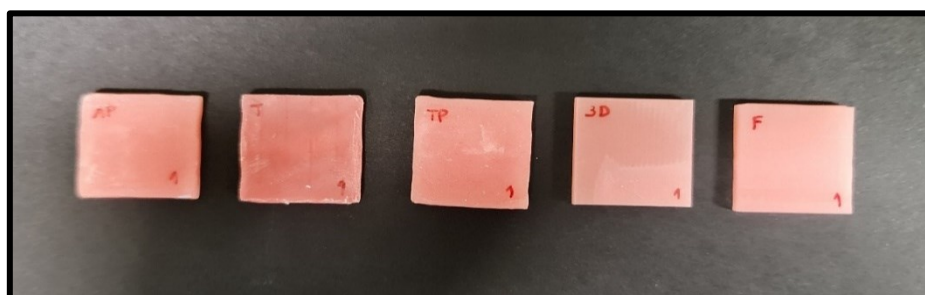


Figura 3. Grupo de controlo



Figura 4. Grupo de estudo

2.3. Critérios de Inclusão e Exclusão da Amostra

Os provetes foram avaliados de acordo com os critérios de inclusão e exclusão que se seguem:

1. Critérios de Inclusão

- Provetes de resina com forma e dimensões pré-definidas.
- Provetes sem alterações significativas como resultado do procedimento de polimento.

2. Critérios de Exclusão

- Provetes de resina que apresentem irregularidades na superfície.
- Provetes de resina fraturados.
- Provetes de resina danificados durante o protocolo experimental.

2.4. Variáveis em Estudo

Variável dependente: Rugosidade Superficial.

Variável independente: Resina acrílica autopolimerizável, resina acrílica termopolimerizável, resina acrílica fotopolimerizável, resina acrílica para fresagem, resina acrílica para impressão 3D e o protocolo de polimento JOTA® Kit 1877 DENTUR POLISH (Jota AG, Rüthi, Suíça).

2.5. JOTA® Kit 1877 DENTUR POLISH

O polimento dos provetes foi executado com recurso ao JOTA® Kit 1877 DENTUR POLISH (Jota AG, Rüthi, Suíça) (Figura 5 e Tabela 2), respeitando o protocolo do fabricante (Tabela 3).



Figura 5. JOTA® Kit 1877 DENTUR POLISH

Tabela 2. Brocas selecionadas do Kit de polimento

Código	Grão	Forma	Comprimento (mm)	Diâmetro (mm)	Rotações (rpm)
9572G	Verde (grosso)	Bala	23,00	10,00	5'000-7'000
9572M	Cinzento (médio)	Bala	23,00	10,00	5'000-7'000
9572F	Amarelo (fino)	Bala	23,00	10,00	5'000-7'000
1164	-	Roda	-	-	10'000

Embora o *kit* seja constituído por brocas cônicas e em forma de bala, apenas as de forma de bala foram selecionadas. O protocolo preconiza que estas devem ser utilizadas para polimento de bases protéticas. O fabricante recomenda que as brocas devem ser utilizadas a seco, de forma a não manchar o acrílico. Cada broca deve fazer polimento da superfície durante 30 segundos.

Tabela 3. Protocolo de polimento do fabricante

Sequência	Objetivo	Instrumento
Alisamento da Superfície	Eliminação das rugosidades presentes no acrílico, após a utilização de instrumentos de carboneto de tungstênio	Broca 9572G grão verde
Pré-Polimento	Obtenção do primeiro brilho sobre a superfície	Broca 9572M grão cinzento
Polimento	Obtenção de uma superfície totalmente suave e com brilho	Broca 9572F grão amarelo
Brilho Final	Obtenção de brilho elevado e textura totalmente lisa	Broca 1164 + Emulsão 1150

2.6. Protocolo de confeção dos provetes

2.6.1. Resinas acrílicas convencionais

Para a confeção dos provetes realizaram-se moldes de silicone com as dimensões pré-definidas para os provetes (20x20x3mm).

2.6.1.1. Resina acrílica autopolimerizável

1. Medição do peso do polímero e do monómero autopolimerizável, pó e líquido, respetivamente (Figura 6);



Figura 6. Resina acrílica autopolimerizável ProBase® Cold

2. Preparação da mistura num recipiente adequado (vaso de dappen de vidro), de acordo com as proporções indicadas pelas normas do fabricante: verteu-se o pó sobre o líquido e procedeu-se à sua mistura com recurso a uma espátula de acrílico, de modo que todas as partículas se incorporassem no monómero. Para evitar a inclusão de ar, fechou-se o recipiente até que a mistura alcança-se a fase filamentosa;
3. Colocação da mistura nos moldes com um tempo de trabalho compreendido entre os 3 – 5 minutos a 23 ± 2 °C;
4. Tempo de cura: 10 minutos;

5. Colocação dos provetes em mangas esterilizadas, etiquetadas e seladas para evitar qualquer deterioração ou contaminação até à execução do protocolo de polimento.

2.6.1.2. Resina acrílica termopolimerizável

1. Confeção de quadrados de cera com as dimensões pré-definidas dos provetes (20x20x3 mm). Esses quadrados de cera foram inseridos no molde de silicone;
2. Preparação de gesso tipo III com a proporção de 20ml de água para 100gr de pó. Colocação da mistura na base da mufla para posterior colocação do molde de silicone (Figura 7);



Figura 7. Mufla para acondicionamento da mistura

3. Preparação da resina (Figura 8) com a proporção de uma unidade de 20g de pó para 10 ml de líquido;



Figura 8. Resina acrílica termopolimerizável ProBase® Hot

4. Colocação da resina nos espaços do molde de silicone, após remoção dos quadrados de cera;
5. Submersão da mufla fechada em água a 73 ± 1 °C por 90 minutos. Em seguida, transferiu-se a mufla para a água a ferver por 30 minutos;
6. A temperatura da água foi verificada periodicamente com recurso a um termómetro de precisão;
7. Colocação da mufla a temperatura ambiente durante 30 minutos, e, depois submersão em água fria durante 15 minutos;
8. Colocação dos provetes em mangas esterilizadas, etiquetadas e seladas para evitar qualquer deterioração ou contaminação até à execução do protocolo de polimento.

2.6.1.3. Resina acrílica termoplástica

1. Confeção de quadrados de cera com as dimensões pré – definidas dos provetes (20x 20x3 mm) e de um molde em silicone com um sistema de canais para passagem da resina;
2. Preparação de gesso tipo III com a proporção de 20 ml de água para 100gr de pó. Colocação da mistura na base da mufla para posterior inclusão no molde em silicone;
3. O tubo de resina termoplástica (Figura 9) é colocado no tcs® Digital Furnace (tcs® Digital Furnace, tcs® Dental Inc., Califórnia);



Figura 9. Resina acrílica termoplástica iFLEX by tcs®

4. A injeção da resina nos moldes foi efetuada com recurso ao injetor tcs® Handheld JP90 (tcs® Dental Inc., Califórnia). A polimerização da resina ocorreu à temperatura ambiente dentro da mufla, aproximadamente 23 ± 2 °C. Na Figura 10 encontra-se uma representação da mufla com o molde em silicone e os provetes resultantes deste procedimento;

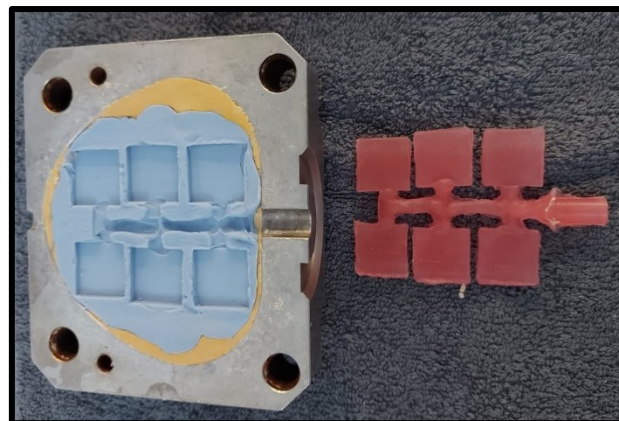


Figura 10. Provetes de resina termoplástica

5. Colocação dos provetes em mangas esterilizadas, etiquetadas e seladas para evitar qualquer deterioração ou contaminação até à execução do protocolo de polimento.

2.6.2. Resinas acrílicas do sistema CAD/ CAM

2.6.2.1. Método de fresagem

1. Procedeu-se ao desenho virtual dos provetes utilizando o programa informático de CAD *Solidworks*®. O desenho CAD foi convertido para o formato de ficheiro STL – Figura 11.

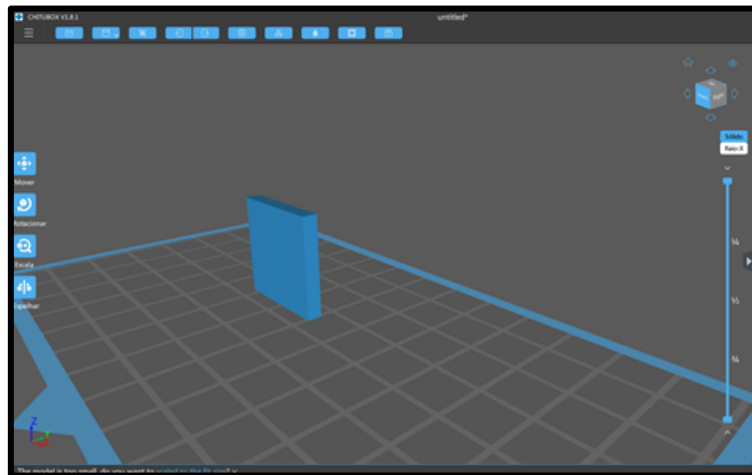


Figura 11. Desenho CAD do provete

2. Envio do ficheiro STL para a fresadora DWX – 52D (DWX Series, Espanha);
3. Colocação do bloco de PMMA pré – polimerizado (*CediTEC DB, VOCO*® GmbH, Alemanha) com 98,5x30mm no adaptador adequado à dimensão;
4. A broca de corte foi direcionada a 90° relativamente à posição do bloco de PMMA;
5. O método de fresagem foi aplicado a seco. A fresadora possui um sistema de eliminação da eletricidade estática que se gera entre o bloco e a broca de corte. Também dispõe de um sistema de aspiração de partículas que assegura o corte da broca sem detritos na superfície;
6. Depois da fresagem o disco foi retirado do suporte e os provetes destacados do disco (Figura 12);



Figura 12. Bloco de PMMA após fresagem dos provetes.

7. Colocação dos provetes em mangas esterilizadas, etiquetadas e seladas para evitar qualquer deterioração ou contaminação até à execução do protocolo de polimento.

2.6.2.2. Método de Impressão 3D

1. Procedeu-se ao desenho virtual dos provetes (Figura 13) utilizando o programa informático de CAD *Asiga Composer* (*Asiga Composer, ASIGA, Alemanha*);

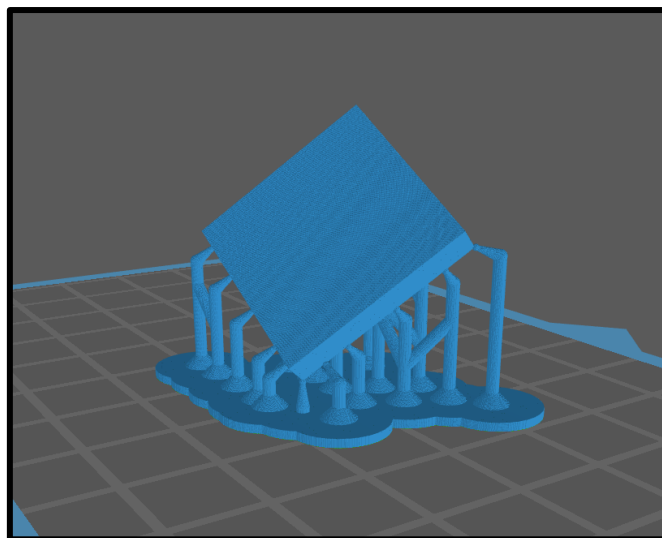


Figura 13. Desenho 3D do provete de impressão 3D

2. O desenho CAD foi convertido para o formato de ficheiro STL e enviado para a impressora 3D (*Asiga Max UV 3D Printer, ASIGA, Alemanha*);
3. Os provetes foram confeccionados através do método DLP;
4. Os provetes foram submetidos a dois banhos ultrassónicos com álcool isopropílico com duração de 2 minutos cada (*Sonorex Super RK 102H, Bandelin, Alemanha*), de acordo com as instruções do fabricante;
5. O pós-processamento ocorreu com recurso ao dispositivo de polimerização (*Otoflash G171, Flashing Unit, NK-Optik GmbH, Alemanha*) que produz dez disparos por segundo com radiação no comprimento de onda compreendido entre os 280-580nm;
6. Os provetes não sofreram qualquer tratamento de superfície.

2.7. Verificação da qualidade dos provetes

- Avaliação da integridade física: presença de fraturas ou irregularidades detetáveis a olho nu;
- Verificação das dimensões pré – definidas com recurso a um paquímetro analógico (*ROSTFREI GEHARTET caliper, Brütsch/Rüegger Tools, Alemanha*) - Figura 14.



Figura 14. Paquímetro analógico

Após verificação da qualidade dos provetes, observou-se que todos os provetes obedeciam aos critérios de inclusão na amostra.

2.8. Polimento das resinas

O grupo de controlo (AP1, T1, TP1, F1, 3D1) não foi submetido ao protocolo de polimento, pelo que a medição da rugosidade de superfície se realizou após a sua confeção.

No grupo de estudo (AP2-6, T2-6, TP2-6, F2-6, 3D2-6), o mesmo protocolo de polimento preconizado pelo fabricante foi aplicado, o qual consistiu na sequência atrás descrita (Tabela 3): por meio de técnica manual e por meio de técnica mecanizada.

Com o propósito de garantir as mesmas condições de processamento dos provetes, e, excluir a sua influência na rugosidade de superfície, as amostras utilizadas para as duas técnicas de polimento foram as mesmas, sendo que a técnica manual foi aplicada numa face e a técnica mecânica na face oposta. Esta determinação realizou-se aleatoriamente. Em ambas as técnicas, manteve-se a direção de polimento dos provetes.

O protocolo de polimento foi realizado por um único operador de modo a não induzir variabilidade com o intuito de simular o polimento realizado em consultório/laboratório, de forma homogénea e independente da resina testada.

2.8.1. Técnica Manual de Polimento

O polimento consistiu na sequência atrás descrita (Tabela 3): com brocas de polimento, em peça de mão acoplada a micromotor (STRONG 206, SAESHIN®, Coreia - Figura 15) a 5'000rpm.

Cada provete foi polido durante 30 segundos com cada broca da série (grão grosso, grão médio e grão fino).



Figura 15. Micro-Motor SAESHIN® STRONG 206

2.8.2. Técnica Mecanizada de Polimento

De forma a colmatar as lacunas previamente descritas na literatura científica sobre a influência da perícia do operador na rugosidade de superfície foi desenhado, exclusivamente para este trabalho experimental, um instrumento no programa *Solidworks*® e impresso na Impressora Prusa mk3s pelo método de FDM (*Fused Deposition Modeling*) em PLA (ácido polilático) (Figura 16 e 17), designado de gabarito para polimento com movimento controlado e condicionado.

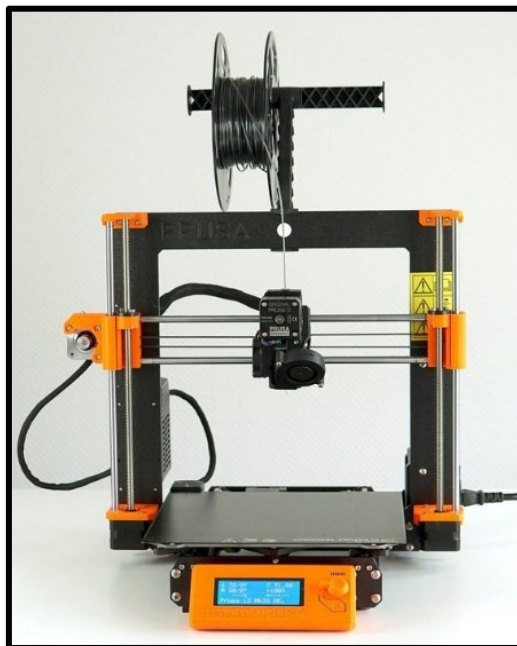


Figura 16. Impressora Prusa Mk3s

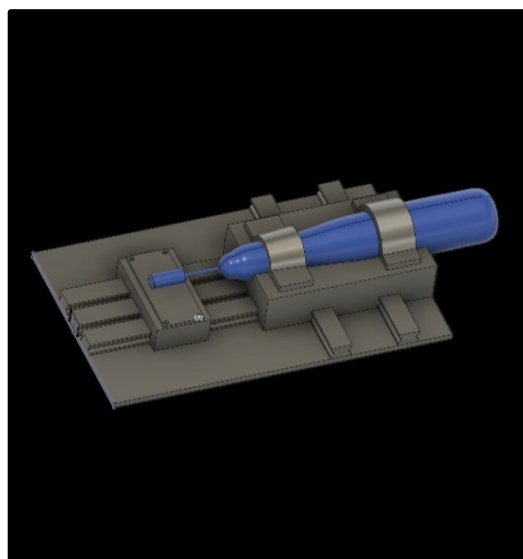


Figura 17. Desenho CAD do gabarito

2.8.2.1. Protocolo de utilização do gabarito para polimento com movimento controlado e condicionado

O gabarito é composto por duas plataformas. A primeira é responsável pela fixação da peça de mão, permitindo que a pressão exercida no provete aquando do polimento seja constante. A segunda plataforma permite estabilizar o provete num suporte com as dimensões pré – definidas para as amostras em estudo (20x20x3mm).

O gabarito permite que as plataformas se encontrem paralelas ao solo. As duas plataformas encontram-se sob carris. A primeira executa movimentos retilíneos restritos à dimensão do provete. O segundo faz movimentos retilíneos que permitem pré–definir a distância do cabo da broca ao provete e garantir o polimento da totalidade da superfície do provete - Figura 18.

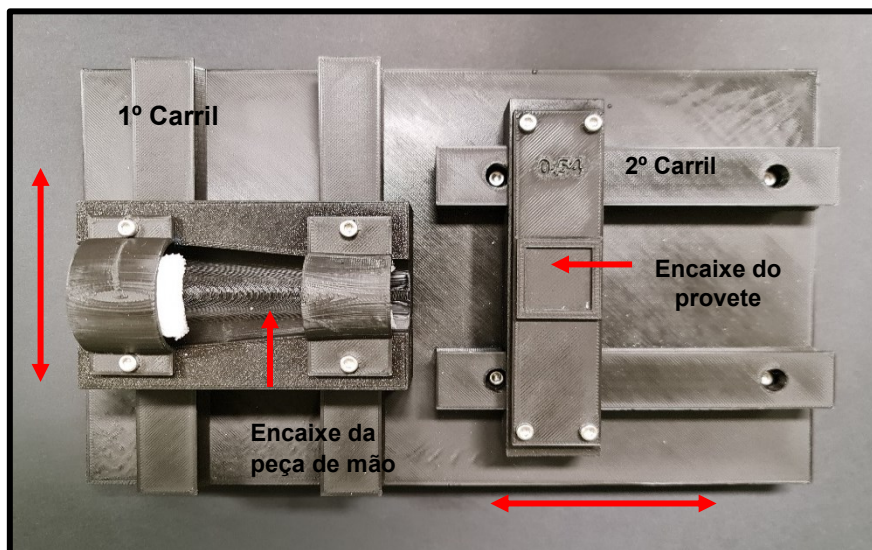


Figura 18. Gabarito para movimento controlado e condicionado

Para o correto funcionamento do gabarito foram estabelecidos os seguintes pressupostos:

1. Calibração do encaixe do provete para a dimensão pré-definida do provete (20x20x3 mm) no programa *Solidworks*®;
2. Calibração do encaixe da peça de mão para a sua dimensão à escala no programa *Solidworks*® - Figura 19.



Figura 19. Dimensão da peça de mão à escala

3. Determinação de uma distância no programa *Solidworks*® entre o cabo da broca e o início da superfície do provete no encaixe;
4. Com a distância definida no ponto 3, e, considerando o diâmetro máximo das brocas de polimento, determinação da espessura do provete que fica fora do encaixe, de forma a garantir o contacto íntimo a broca - Figura 20.

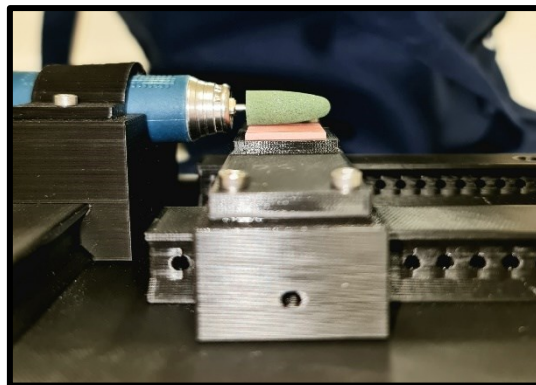


Figura 20. Contacto da broca com o provete

2.8.2.2. Protocolo de polimento do gabarito para polimento com movimento controlado e condicionado

Considerando a superfície da broca em formato de bala, mediu-se a superfície horizontal da broca e dividiu-se o provete em duas metades, de modo a garantir que o polimento da superfície do provete fosse feito paralelamente à superfície do encaixe do provete.

Cada metade do provete foi sujeita ao mesmo protocolo de polimento preconizado pelo fabricante, o qual consiste na sequência atrás descrita (Tabela 3), com brocas de polimento, em peça de mão acoplada a micromotor (*STRONG 206, SAESHIN*®, Coreia – Figura 11) a 5'000rpm. Cada metade foi submetida a

30 movimentos retilíneos restritos à superfície do provete por cada broca da série (grão grosso, grão médio e grão fino).

Após a execução do protocolo de polimento, com recurso à técnica manual e mecanizada, os provetes foram submersos em água destilada (Figura 21) e colocados numa Estufa EHRET BK 4106 (EHRET GmbH, Alemanha) (Figura 22 e 23) à temperatura constante de 37 °C durante 24 horas para simular a reidratação que o acrílico das bases protéticas sofre após um procedimento de polimento da superfície.

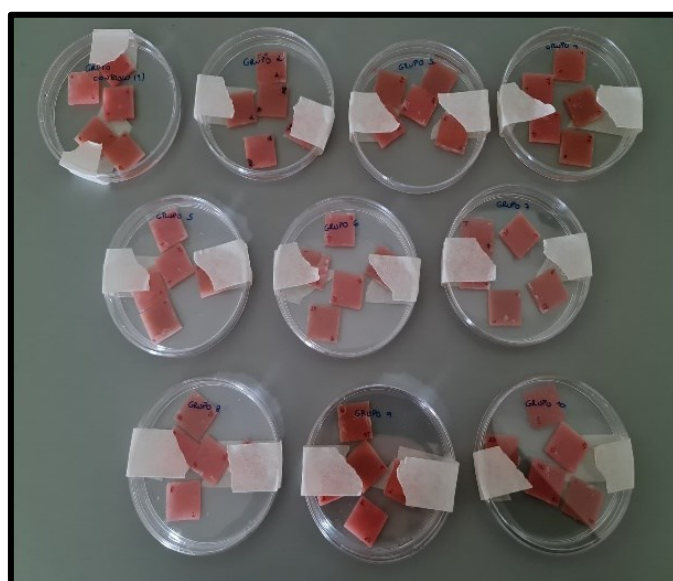


Figura 21. Provetes submersos em água destilada nas placas de Petri de vidro



Figura 22. Estufa EHRET BK4106



Figura 23. Placas de Petri dentro da estufa

2.9. Leitura da Rugosidade Superficial

A leitura da rugosidade de superfície após a aplicação do sistema de polimento mecânico (JOTA® Kit 1877 DENTUR POLISH, Suíça), descrito na Tabela 3, foi realizada no Laboratório de Tribologia da Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto (FEUP) com recurso a um perfilómetro de contacto (Hommelwerke LV – 50 com unidade linear e controlador T8000, Hommelwerke, Alemanha) - Figura 1.

A superfície do provete foi percorrida por uma ponta de diamante com carga constante seguindo um comprimento de medição retilíneo de 4,8mm por 10 segundos. Em cada provete foram realizadas três medições com uma distância incremental de 1 mm entre cada linha de leitura. O valor da rugosidade correspondeu à média dos três valores obtidos.

A medição do valor de R_a de cada provete foi feita na direção perpendicular à direção de polimento.

Os resultados foram extrapolados para um ficheiro de leitura (Figura 24) e agrupados num ficheiro Excel – Tabela 4.

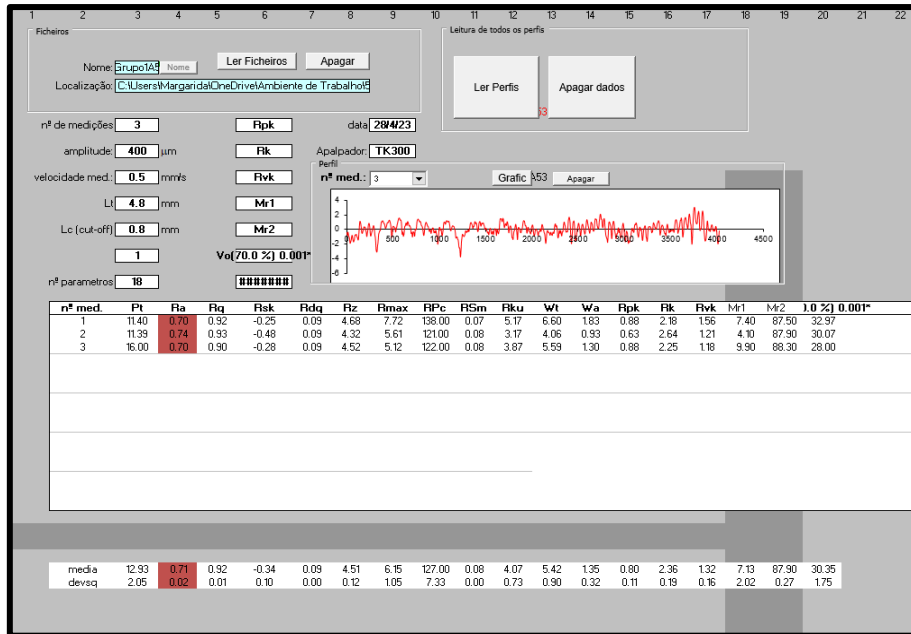


Figura 24. Ficheiro Excel de leitura da rugosidade de superfície.

Tabela 4. Valores de rugosidade média (R_a - μm) dos grupos de estudo.

POLIMENTO MECANIZADO			POLIMENTO MANUAL		
Grupo 3D - Resina de Impressão 3D					
	Média (Ra)	Desvio - Padrão		Média (Ra)	Desvio - Padrão
3D2	0,92	0,03	3D2	0,54	0,07
3D3	0,76	0,06	3D3	0,47	0,09
3D4	0,71	0,02	3D4	0,55	0,26
3D5	0,66	0,09	3D5	0,51	0,14
3D6	1,23	0,17	3D6	0,51	0,09
Grupo F - Resina de Fresagem					
	Média (Ra)	Desvio - Padrão		Média (Ra)	Desvio - Padrão
F2	1,47	0,44	F2	0,29	0,02
F3	1,60	0,21	F3	0,31	0,04
F4	0,60	0,08	F4	0,25	0,03
F5	0,56	0,08	F5	0,42	0,17
F6	0,63	0,10	F6	0,20	0,02
Grupo 3 - Resina Termopolimerizável					
	Média (Ra)	Desvio - Padrão		Média (Ra)	Desvio - Padrão
TP2	1,39	0,10	TP2	0,54	0,16
TP3	1,20	0,07	TP3	0,38	0,09
TP4	0,74	0,12	TP4	0,52	0,22
TP5	1,09	0,40	TP5	0,49	0,04
TP6	0,91	0,10	TP6	0,48	0,05
Grupo 4 - Resina Autopolimerizável					
	Média (Ra)	Desvio - Padrão		Média (Ra)	Desvio - Padrão
AP2	1,53	0,18	AP2	0,72	0,42
AP3	1,66	0,16	AP3	0,58	0,14
AP4	1,63	0,30	AP4	0,29	0,07
AP5	1,30	0,04	AP5	0,43	0,19
AP6	1,80	0,10	AP6	0,47	0,15
Grupo 5 - Resina Termoplástica					
	Média (Ra)	Desvio - Padrão		Média (Ra)	Desvio - Padrão
T2	2,08	0,25	T2	0,93	0,27
T3	1,64	0,24	T3	1,42	0,02
T4	0,70	0,22	T4	1,62	0,15
T1	1,75	0,41	T1	1,10	0,18
T2	1,02	0,22	T2	1,52	0,42
Grupo de Controlo					
	Média (Ra)	Desvio - Padrão			
GrupoAP1	2,13	0,11			
Grupo3D1	1,46	1,01			
Grupo F1	0,65	0,09			
GrupoT1	1,28	0,37			
GrupoTP1	1,77	0,16			

2.10. Análise estatística

Os resultados da Ra obtidos na leitura pelo perfilómetro (Tabela 4) foram depois sujeitos a análise estatística descritiva e inferencial dos dados, tendo esta sido realizada através do *Statistical Package for the Social Sciences* (SPSS® da IBM), versão 25, com um nível de significância definido a 0.05.

Os valores de rugosidade da superfície das resinas foram representados através da média, desvio-padrão e intervalo de confiança a 95% para a média. Uma análise bivariada de variância (ANOVA) foi realizada de forma a comparar a distribuição da rugosidade entre os tipos de resinas submetidas ao mesmo tipo de polimento. O teste *post-hoc Games-Howell* foi aplicado posteriormente para determinar os pares de diferenças significativas entre os grupos. A comparação dos valores médios de rugosidade dos tipos de resinas submetidos a um dado tipo de polimento com os respetivos controlos foi realizada com recurso ao *One-sample T test*. Os valores de rugosidade foram comparados entre diferentes polimentos através do teste-t para amostras independentes.

3. RESULTADOS

Este estudo incluiu um total de 2 grupos constituídos por 5 tipos diferentes de resinas acrílicas, sendo que num grupo foram submetidas a polimento mecanizado e no outro grupo a polimento manual. Cada tipo de resina foi comparado com outra do mesmo tipo não sujeita ao protocolo de polimento que serviu de controlo ao estudo experimental.

A Tabela 5 representa o valor médio de rugosidade e desvio-padrão das resinas sujeitas a diferentes tipos de polimento e a Tabela 6 compara a distribuição da rugosidade das resinas com a respetiva resina de controlo.

Tabela 5. Rugosidade (Ra - μm) de acordo com o tipo de resina acrílica submetida a diferentes polimentos.

Tipo de Resina	Média	Intervalo de Confiança a 95% da média		Desvio padrão
		Limite inferior	Limite superior	
Polimento mecanizado				
Impressão 3D	0,86	0,57	1,14	0,23
Fresagem	0,98	0,35	1,61	0,51
Termopolimerizável	1,07	0,75	1,38	0,25
Autopolimerizável	1,58	1,35	1,81	0,19
Termoplástica	1,44	0,74	2,14	0,56
Polimento manual				
Impressão 3D	0,52	0,48	0,55	0,03
Fresagem	0,29	0,19	0,40	0,08
Termopolimerizável	0,48	0,41	0,56	0,06
Autopolimerizável	0,50	0,30	0,70	0,16
Termoplástica	1,33	0,99	1,67	0,27

Em relação às resinas submetidas a polimento mecanizado, os valores de rugosidade nas resinas de impressão 3D ($p=0,004$), termopolimerizável ($p=0,003$) e autopolimerizável ($p=0,003$) foram significativamente inferiores aos valores de rugosidade das respetivas resinas controlo. No entanto, a distribuição dos valores de rugosidade das resinas de fresagem e termoplástica foi semelhante ao grupo controlo. As resinas submetidas a polimento manual apresentaram todas valores médios de rugosidade significativamente inferiores à resina controlo ($p<0,001$).

Tabela 6. Comparação dos valores de rugosidade ($R_a - \mu m$) entre os diferentes tipos de resina acrílica submetida a polimento mecanizado e manual e a respetiva resina controlo (One sample t-test).

Tipo de resina	Teste	Controlo	Diferença média	Estatística	Valor p
Polimento mecanizado					
Impressão 3D	0,86±0,23	1,46±1,01	-0,60	-5,854	0,004
Fresagem	0,98±0,51	0,65±0,09	0,33	1,472	0,215
Termopolimerizável	1,07±0,25	1,77±0,16	-0,70	-6,246	0,003
Autopolimerizável	1,58±0,19	2,13±0,11	-0,55	-6,570	0,003
Termoplástica	1,44±0,56	1,28±0,37	0,16	0,627	0,565
Polimento manual					
Impressão 3D	0,52±0,48	1,46±1,01	-0,94	-67,43	<0,001
Fresagem	0,29±0,19	0,65±0,09	-0,36	-9,700	<0,001
Termopolimerizável	0,48±0,41	1,77±0,16	-1,29	-46,60	<0,001
Autopolimerizável	0,50±0,30	2,13±0,11	-1,63	-22,56	<0,001
Termoplástica	1,33±0,99	1,77±0,16	-1,63	-22,56	<0,001

A Tabela 7 demonstra a comparação dos valores de rugosidade entre resinas sujeitas a polimento mecanizado e manual. Todas as resinas sujeitas a polimento manual apresentaram um valor médio de rugosidade significativamente inferior às resinas submetidas a um polimento mecanizado, excetuando as resinas termoplásticas ($p=0,713$). Os resultados das comparações *post-hoc* estão representados na Tabela 7.

Tabela 7. Comparação dos valores de rugosidade ($R_a - \mu m$) entre resinas submetidas a polimento mecanizado e manual (teste-t para amostras independentes).

Tipo de resina	Polimento mecanizado	Polimento manual	Estatística	Valor p
Impressão 3D	0,86±0,23	0,52±0,48	3,265	0,029
Fresagem	0,98±0,51	0,29±0,19	3,002	0,037
Termopolimerizável	1,07±0,25	0,48±0,41	5,032	0,005
Autopolimerizável	1,58±0,19	0,50±0,30	9,856	<0,001
Termoplástica	1,44±0,56	1,33±0,99	0,386	0,713

A análise bivariada de variância (ANOVA, Tabelas 8 e 9) revelou diferenças significativas na distribuição dos valores de rugosidade entre os grupos de resinas submetidas a polimento mecanizado ($F=3,323$; $p=0,031$). Verificaram-se apenas diferenças significativas face aos valores rugosidade entre as resinas autopolimerizável e de impressão 3D ($1,58±0,19$ vs. $0,86±0,23$; $p=0,004$) e entre as resinas autopolimerizável e termopolimerizável ($1,58±0,19$ vs. $1,07±0,25$; $p=0,004$).

Tabela 8. Valores de significância da comparação bivariada através do teste post-hoc Games-Howell entre os valores médios de rugosidade ($R_a - \mu m$) dos tipos de resinas acrílicas submetidas a polimento mecanizado.

Tipo de resina	Impressão 3D	Fresagem	Termopolimerizável	Autopolimerizável
Fresagem	0,983			
Termopolimerizável	0,658	0,997		
Autopolimerizável	0,004	0,231	0,040	
Termoplástica	0,325	0,678	0,678	0,977

Para as resinas sujeitas a polimento manual, a distribuição dos valores de rugosidade também diferiu significativamente entre os tipos de resinas ($F=36,6$; $p<0,001$). Registaram-se diferenças significativas entre os pares de resina fresagem e impressão 3D ($p=0,012$) e termopolimerizável e fresagem ($p=0,024$).

Os valores médios de rugosidade da resina termoplástica sujeita a polimento manual diferiram significativamente de todas as outras resinas.

Tabela 9. Valores de significância da comparação bivariada através do teste post-hoc Games-Howell entre os valores médios de rugosidade ($R_a - \mu m$) dos tipos de resinas acrílicas submetidas a polimento manual.

Tipo de resina	Impressão 3D	Fresagem	Termopolimerizável	Autopolimerizável
Fresagem	0,012			
Termopolimerizável	0,803	0,024		
Autopolimerizável	0,999	0,206	0,999	
Termoplástica	0,011	0,003	0,008	0,005

4. DISCUSSÃO

A presente investigação laboratorial propôs a avaliação do efeito do mesmo protocolo de polimento na rugosidade de superfície de cinco tipos de resinas acrílicas para bases protéticas obtidas por diferentes meios de processamento com recurso a um perfilómetro de contacto.

O sucesso de uma reabilitação oral em pacientes edêntulos deve obedecer a determinados critérios, entre os quais uma base protética de resina acrílica adaptada às exigências funcionais e biológicas inerentes e ao ambiente da cavidade oral. O método convencional de fabrico de bases protéticas é dependente da perícia do operador e do processo de fabrico, o que pode contribuir para o desenvolvimento de insucessos ao nível da porosidade, da rugosidade de superfície e das alterações dimensionais das resinas. As tecnologias CAD/CAM emergiram no mercado da Medicina Dentária com a perspectiva de uniformizar o método de produção, de reduzir o tempo de fabrico e colmatar as falhas do método convencional.⁽⁵⁹⁾ Contudo, também são verificáveis diferenças entre o processo aditivo e subtrativo.

A maioria das bases protéticas é feita de PMMA, no entanto, à sua composição base são adicionados aditivos, como iniciadores de polimerização, aceleradores, agentes de ligação e corantes, que influenciam as propriedades físicas e químicas destes materiais.⁽⁵⁶⁾

Processos patológicos, como a estomatite protética e a candidíase oral podem surgir como resultado da acumulação de placa microbiana por uma higiene oral deficiente, de processos abrasivos durante a mastigação e a limpeza mecânica e da redução da salivagem associada a pacientes com maior idade. Neste sentido, para reduzir esta acumulação⁽³²⁾, são indicados processos de polimento mecânico e químico da superfície das bases protéticas.⁽⁵⁷⁾

Dos métodos de polimento existentes, o mais comumente utilizado é o polimento mecânico, considerando que o método químico evidencia problemas de biocompatibilidade na interação com a cavidade oral. Este pressupõe a utilização de materiais abrasivos de desgaste, cujo objetivo é reduzir a rugosidade de superfície.⁽⁵⁸⁾ Devido à falta de tempo útil e de financiamento para este tipo de trabalho laboratorial no âmbito do MIMD que implica a utilização de materiais, e, contrariamente à técnica utilizada por Corsalini *et al.*⁽⁴⁶⁾, onde a cada provete foi utilizada uma sequência de brocas novas, a presente investigação utilizou o mesmo *kit* de polimento (*JOTA® Kit 1877 DENTUR POLISH*) para

todos os cinco provetes em estudo. De forma a minimizar o efeito de desgaste das brocas, os provetes foram divididos em cinco grupos, contendo cinco provetes, um de cada tipo de resina selecionada. Neste sentido, o efeito do desgaste é menor entre o grupo, do que se se realizasse o polimento por tipo de resina acrílica em estudo.

É importante salientar que independentemente de o método mecânico ser o mais preconizado para polimento, como resultado deste podem surgir irregularidades de superfície secundárias que agem como nichos para a retenção microbiana.⁽⁴⁹⁾ Neste estudo, é possível observar este fenómeno, uma vez que, tanto o valor de R_a do grupo de teste de fresagem como de resina termoplástica apresentam valores superiores comparativamente ao grupo de controlo ($0,98 \pm 0,51 \mu m$ vs $0,65 \pm 0,09 \mu m$ e $1,44 \pm 0,56 \mu m$ vs $1,28 \pm 0,37 \mu m$, respetivamente).

A caracterização da rugosidade de uma superfície é feita com recurso a diversos parâmetros, constituindo a rugosidade média (R_a) o mais utilizado. Por definição, a R_a corresponde ao valor médio do desvio do perfil de medição em relação a uma linha central ao longo do comprimento de medição.⁽⁵²⁾ A quantificação da rugosidade pode ser realizada com recurso a um perfilómetro de contacto, descrito como o método mais comumente utilizado na avaliação de superfície em Medicina Dentária.⁽⁵³⁾

A rugosidade de superfície de bases protéticas é uma característica física intrínseca dos materiais que pode ser influenciada pela perícia do operador, pelo protocolo de polimento e pela própria composição do material.^(32,46) O protocolo de polimento foi calibrado para ser aplicado exclusivamente por um operador e ser o mais uniforme possível, para que a rugosidade de superfície seja apenas dependente de propriedades inerentes ao material.

Também o protocolo de processamento das resinas é determinante para a rugosidade de superfície, embora a composição química também influencie as propriedades químicas da superfície.⁽⁵⁶⁾ Em cada provete foram realizadas três medições aleatórias de R_a , em três linhas perpendiculares à direção de polimento, a partir das quais se obteve o valor de R_a da totalidade do provete.^(59,60) Os valores de R_a do grupo de controlo são diferentes nos cinco provetes. Também, é verificável a discrepância entre as três medições de cada provete, pelo que, no caso das resinas convencionais, esta pode ocorrer devido

à variabilidade introduzida pelo operador no fabrico manual dos provetes, e, nas resinas do sistema de fresagem, pode resultar da interação dinâmica estabelecida entre a ferramenta de corte e o bloco pré-polimerizado de PMMA durante o processo de fresagem.⁽⁵⁹⁾

Estudos indicam que o limiar de rugosidade de superfície para a colonização microbiana é de $R_a=0,2\mu m$.^(32,43) Dependendo da técnica de polimento e acabamento da superfície, Bollen *et al.*^(58,61) caracteriza uma superfície acrílica suave com valores de R_a compreendidos entre os $0,03\mu m$ e os $0,75\mu m$. O presente estudo não evidencia resultados comparáveis com os previamente citados, uma vez que nenhum dos grupos em estudo, após polimento, revelou alcançar o valor de rugosidade de $0,2\mu m$ necessário para não haver significância estatística na colonização microbiana em ambiente de cavidade oral. No caso do polimento manual, o intervalo de rugosidade entre diferentes resinas acrílicas variou entre $0,29\mu m$ e $1,33\mu m$, e, no caso do polimento mecanizado, entre os $0,86\mu m$ e $1,58\mu m$.

Após aplicação do protocolo de polimento, os provetes de resina acrílica foram colocados em água destilada a uma temperatura constante de $37\text{ }^\circ\text{C}$, de forma a simular as condições de reidratação das resinas em ambiente de cavidade oral. A literatura descreve que é expectável que a imersão dos provetes seja fundamental para que ocorra uma redução efetiva do conteúdo de monómero residual.⁽¹⁹⁾ A presença de monómero residual de MMA nas resinas acrílicas de bases protéticas é o resultado da reação incompleta de polimerização da resina⁽⁴⁹⁾ que influencia diretamente as suas propriedades, como a dureza, a estabilidade dimensional, a força de tensão e flexão, a rugosidade de superfície e a biocompatibilidade. Deste modo, a sua redução é desejável para a colocação da base protética em interação com a cavidade oral.⁽¹⁹⁾

4.1. Polimento mecanizado

No grupo de resinas submetidas ao protocolo de polimento mecanizado, verificaram-se diferenças significativas face aos valores de rugosidade entre as resinas autopolimerizável e de impressão 3D ($1,58\pm 0,1\mu m$ vs $0,86\pm 0,23\mu m$; $p=0,004$). Menores valores de R_a dos provetes 3D estão descritos em

comparação com o PMMA convencional e são justificados pela formação de bolhas de ar na superfície de uma resina autopolimerizável, em comparação com a tecnologia de impressão 3D que permite a polimerização camada a camada e que previne esta produção na matriz. ⁽⁶⁰⁾⁽⁶²⁾

Os parâmetros de impressão são definidos pelo fabricante, sendo que as únicas características suscetíveis de alteração são a espessura da camada e a orientação da impressão.⁽⁵⁷⁾ A orientação de impressão dos materiais influencia as propriedades mecânicas das resinas impressas, resultando em morfologias características da superfície.⁽⁶³⁾ As orientações de impressão de 45° estão associadas a maiores valores de Ra ($1,09 \pm 0,07 \mu\text{m}$) do que a direções de 0° ($0,39 \pm 0,10 \mu\text{m}$) e 90° ($0,45 \pm 0,23 \mu\text{m}$) pelas conexões intermédias entre camadas que, ao nível da microscopia eletrónica de varrimento, se traduzem em repetidas cristas oblíquas na superfície.^(64,65) No presente estudo, todos os provetes de resinas de impressão 3D foram impressos com orientação de 45°, obtendo-se valores de $0,86 \pm 0,23 \mu\text{m}$ no caso do polimento mecanizado, e, $0,52 \pm 0,48 \mu\text{m}$ no caso do polimento manual. Ao nível da espessura da camada, é aceitável uma espessura de camada que varie entre os 25 μm e os 200 μm . Para a obtenção de valores clinicamente aceitáveis consideram-se os 50 $\mu\text{m}/\text{camada}$ ⁽⁶⁵⁾, o que corresponde à espessura por camada utilizada.

Em simultâneo, à semelhança dos dados descritos por Berger *et al.*⁽⁴⁹⁾, os valores de rugosidade da resina do grupo de controlo autopolimerizável ($2,13 \pm 0,11 \mu\text{m}$) demonstraram ser superiores aos das resinas termopolimerizáveis ($1,77 \pm 0,16 \mu\text{m}$). No grupo de polimento mecanizado, são verificáveis diferenças significativamente estatísticas entre as resinas termopolimerizáveis e autopolimerizáveis ($1,58 \pm 0,19 \mu\text{m}$ vs $1,07 \pm 0,25 \mu\text{m}$; $p=0,004$). A temperatura de polimerização e o tempo afetam o conteúdo destas resinas.⁽¹⁹⁾ A reação de polimerização da resina termopolimerizável é ativada pelo calor, em contrapartida, a resina autopolimerizável ocorre pela adição de um químico⁽⁵⁰⁾, pelo que o grau de conversão do monómero MMA causado por ativação química não é tão elevado comparativamente à ativação térmica.⁽¹⁸⁾

Além disso, o polímero constituinte da resina autopolimerizável apresenta um tamanho de grânulo superior aos das restantes resinas. Em comparação com a resina termopolimerizável, os iniciadores da reação variam entre si, pelo que, esta resina utiliza o peróxido de benzoílo e o di-isobutil isonitrilo, ao contrário da

resina autopolimerizável que utiliza o peróxido de benzoílo e radicais livres. Neste sentido, está descrito que é provável que o iniciador da reação produza efeito direto na rugosidade de superfície, antes do polimento.⁽⁴⁹⁾

No caso do polimento mecanizado, a distribuição dos valores de rugosidade das resinas de fresagem e termoplástica foi semelhante ao grupo de controlo, em concordância com Fiore *et al.*⁽⁶⁶⁾, pelo que o protocolo de polimento deve ser corretamente selecionado para prevenir valores mais elevados de rugosidade de superfície.⁽⁴⁹⁾ Este protocolo não possibilitou valores menores de R_a após polimento nestes grupos, o que demonstra que o mesmo protocolo de polimento pode não ser adequado a todos os tipos de resina de base protética.

4.2. Polimento manual

Para as resinas sujeitas a polimento manual, a distribuição dos valores de rugosidade também diferiu significativamente entre o par termopolimerizável e fresagem ($p=0,024$). Al-Dwari *et al.*⁽³²⁾ comparou três grupos de resinas, uma resina convencional termopolimerizável e duas resinas de fresagem, nas quais também a média dos valores de rugosidade entre a resina convencional e as resinas CAD/CAM apresentaram diferenças estatisticamente significativas ($p<0,05$). O PMMA pré – fabricado apresenta melhorias nas propriedades de superfície em comparação com a resina termopolimerizável, principalmente pelas condições de pressão, temperatura e níveis de monómero residual menores.

Em 2020, foi publicado um estudo que suporta as diferenças significativas entre os pares de resina de fresagem e impressão 3D detetadas nesta investigação ($p<0,012$). No entanto, após polimento, o valor de R_a foi igual a $0,29\pm 0,19\mu\text{m}$, e, por isso, não se encontra no intervalo clínico de relevância clínica de $0,2\mu\text{m}$, como os valores obtidos por Fernandez *et al.*⁽⁵⁷⁾, mas, aproxima-se dos valores verificados por Helal *et al.* ($0,2445\pm 0,32\mu\text{m}$).⁽⁶⁴⁾

O maior valor de R_a foi obtido na resina termoplástica, à semelhança do estudo realizado por Gungor *et al.*⁽⁴³⁾ em que o valor destas resinas foi significativamente superior ao das resinas termopolimerizáveis e autopolimerizáveis ($p<0,001$). No entanto, no estudo de Helal *et al.*⁽⁶⁴⁾, as resinas termoplásticas, quando comparadas às resinas de impressão 3D apresentaram

menores valores de Ra. A justificação pode ser dada pela impressão exercida na injeção da resina durante o processo de processamento que previne a criação de bolhas de ar. Em simultâneo, em contraste, a pressão exercida pode gerar contração na polimerização que se traduz por porosidade na superfície. Além disso, comparativamente às restantes resinas, a estrutura interna da resina é distinta, uma vez que as resinas termoplásticas possuem um reduzido número de agentes ligantes que afetam a dureza da superfície. Estas são formadas por uma cadeia linear de ligações, cuja resistência à pressão na superfície está diminuída.⁽⁶⁴⁾

4.3. Polimento manual versus Polimento mecanizado

Face às limitações destacadas em estudo prévios de avaliação de rugosidade⁽⁴⁶⁾, para este trabalho experimental, desenvolveu-se na Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto, um protótipo de “operador mecanizado”, designado de gabarito para polimento com movimento controlado e condicionado, cujo intuito consiste em calibrar e tornar uniforme o método de polimento, assegurar uma pressão constante e reduzir todos os enviesamentos relacionados com a perícia do operador, como fora sugerido por Berger *et al.*^(49,57)

Embora o gabarito não simule as condições de polimento de uma superfície em ambiente clínico, é de salientar a importância do estudo dos materiais e das suas características intrínsecas, e, deste modo, desenvolver protocolos que permitam que a rugosidade da superfície dependa exclusivamente do tipo de resina acrílica quando sujeita ao mesmo protocolo de polimento.⁽³²⁾

Em 2009, Corsalini *et al.*^(46,67) propuseram um método de polimento mecanizado independente da perícia do operador, cujo intuito seria testar a viabilidade de um protocolo de polimento com repetibilidade da operação, e por isso, a comparação entre resinas ser concretizada de modo mais homogêneo e com menos possibilidade de viés. Também neste estudo se realizou uma comparação entre o método de polimento manual e o mecanizado, no entanto, contrariamente à presente investigação laboratorial, os valores de rugosidade de superfície para o polimento manual foram globalmente superiores aos das resinas polidas mecanicamente. Assim, quando comparado o nível de

rugosidade de superfície alcançado com o polimento manual *versus* o polimento mecanizado, verifica-se que o polimento manual é superior.⁽⁴⁹⁾ Todas as resinas sujeitas a polimento manual apresentaram um valor médio de rugosidade significativamente inferior às resinas submetidas a um polimento mecanizado, à exceção das resinas termoplásticas ($p=0,713$).

Em ambos os dispositivos, existe um suporte para o provete, é assegurado o paralelismo entre a amostra e a broca de polimento, a velocidade é constante e o movimento é realizado na direção horizontal. Neste sentido, considerando que a eficácia de um protocolo mecanizado de polimento já foi comprovado pela literatura^(46,67) e os resultados obtidos neste estudo experimental, é possível extrapolar que o gabarito necessita de ser calibrado.

A resina de fresagem é a que apresenta menores valores de rugosidade de superfície ($Ra=0,98\mu\text{m}$, na técnica mecânica e $Ra=0,29\mu\text{m}$ na técnica manual). A qualidade da superfície de uma resina fresada está dependente do grau de condensação do bloco pré – polimerizado e da configuração da broca de corte. Deste modo, é expectável que estas resinas sejam menos porosas e possuam um maior grau de polimerização, pelo que se verifica que as resinas de fresagem sejam mais suaves e com menor rugosidade de superfície quando comparadas com as resultantes do processo convencional.^(32,56)

Ainda, nas resinas sujeitas a polimento manual, a distribuição de valores diferiu significativamente entre os tipos de resina ($F=36,6$; $p<0,001$), e, também ao nível do polimento mecanizado, se verificaram diferenças significativas na distribuição dos valores da rugosidade entre os grupos de resina ($F=3,323$; $p=0,031$). Assim, ao ser aplicado o mesmo protocolo de polimento, a diferença de valores de rugosidade pode ser atribuída às características inerentes da resina e respetivas técnicas de processamento, pelo que é possível rejeitar a hipótese nula definida para este estudo laboratorial.

4.4. Limitações da investigação laboratorial

Neste sentido, a presente investigação laboratorial dispõe de algumas limitações associadas. Em primeiro lugar, apenas foram testados cinco marcas comerciais de resinas acrílicas para bases protéticas e um único protocolo de polimento.

Seguidamente, as circunstâncias de realização da investigação laboratorial não permitem mimetizar as alterações inerentes a materiais após longos períodos de tempo submetidos às condições da cavidade oral.

Em relação à forma dos provetes, a forma geométrica quadrangular não se assemelha à complexidade de forma das bases protéticas a nível clínico^(60,61), pelo que, por exemplo, os efeitos de pós-processamento no caso das resinas de impressão 3D podem ser distintos.⁽⁶²⁾

Ainda, cada sistema de CAD/CAM recorre a diferentes equipamentos de fresagem, utilizando diferentes lâminas de corte com geometria definida e limitação do raio de movimento. O desempenho dos diversos tipos de broca e o modo de ação são evidenciados nas irregularidades da superfície, inclusive nas bases protéticas.⁽⁵⁶⁾ Na presente investigação, apenas foi utilizado um sistema de CAD/CAM para o método aditivo e para o método subtrativo.

A escolha do parâmetro de Ra para avaliação da rugosidade de superfície não é o que permite valores mais sensíveis.⁽⁵²⁾ Como representa o valor médio, os defeitos presentes na superfície não afetam significativamente a medição, e, deste modo, não permitem a distinção de picos e vales no perfil. No entanto, os valores de Ra são facilmente obtidos com recurso a instrumentos de medição menos dispendiosos, pelo que é o parâmetro mais analisado.^(59,60)

O próprio perfilómetro está limitado ao diâmetro da ponta, visto que é feita uma filtração mecânica das medições, e, valores de rugosidade inferiores ao diâmetro não são passíveis de leitura.⁽⁵²⁾

As resinas à base de PMMA não são materiais com elevada dureza, o que implica que a sua superfície esteja sujeita diariamente ao ambiente da cavidade oral, e, por isso, os valores de rugosidade são continuamente alterados com o tempo. A recomendação tem por base o polimento contínuo da resina para suavizar a superfície.⁽⁴⁶⁾ Este aspeto reforça a ideia de que a rugosidade avaliada

num momento poderá ter valores muito diferentes após algum tempo de contacto das resinas com o ambiente oral e quando sujeitas à função mastigatória.

Em relação ao “protótipo-piloto” do gabarito para movimento controlado e condicionado, este estudo apenas serviu como meio para testar a viabilidade da aplicação de um operador mecanizado em estudos de rugosidade de superfície, complementando o que fora testado anteriormente.^(46,67) Sendo um protótipo apenas, é limitação a falta de calibração do próprio instrumento.

Por fim, é de salientar que este trabalho experimental é desenvolvido no âmbito do Mestrado Integrado em Medicina Dentária, pelo que, o período de tempo disponibilizado e a logística envolvida para a execução de uma investigação de carácter laboratorial são fatores limitativos para a dimensão da temática em questão.

4.5. Trabalhos de investigação futuros

As limitações da presente investigação laboratorial devem ser alvo de reflexão no âmbito de estudos futuros.

De facto, a evolução tecnológica e a introdução no mercado da Medicina Dentária de próteses confeccionadas com recurso à tecnologia CAD/CAM constitui um benefício ao nível da educação e investigação realizada na área. Ao nível clínico, também as suas vantagens estão associadas, possibilitando a avaliação de diferentes panoramas clínicos e traduzi-los em próteses totalmente digitalizadas.⁽³²⁾ Neste sentido, estudos futuros deverão comparar diferentes tipos de resinas, o uso de diferentes sistemas de CAD/CAM, diferentes métodos de fresagem, diferentes métodos de impressão 3D para melhor compreensão dos efeitos destes fatores na melhoria das propriedades de superfície do PMMA de CAD/CAM para bases protéticas.

Também é detetada como lacuna ao conhecimento científico, a libertação de monómero residual por longos períodos de tempo, principalmente ao nível das resinas CAD/CAM. Além disso, várias soluções com intuito de simular as condições da cavidade oral devem ser testadas.

A própria rugosidade de superfície é uma característica suscetível a variações, como consequência da dureza dos materiais. Assim, para além de ser considerada a análise de polimentos contínuos e espaçados no tempo na

rugosidade da superfície, à semelhança do que ocorre nas consultas de controlo de uma prótese removível, também se sugere o estudo da correlação entre propriedades como a rugosidade e a microdureza das resinas.

O foco deste estudo apenas pretendia a avaliação na rugosidade de superfície, no entanto, é possível associar estudos de colonização microbiana nestes materiais, principalmente em resinas CAD/CAM, pela repercussão que assume a nível clínico.

Estudos futuros com financiamento próprio deverão contemplar a análise da superfície com métodos mais dispendiosos, no entanto, mais precisos, como a MEV e a MFA, uma vez que estes preconizam o recobrimento metálico da superfície com ouro ou prata. É uma mais valia analisar a topografia da superfície de modo tridimensional para compreender, por exemplo, o efeito do processamento das resinas nas características intrínsecas da superfície.

Em relação ao protocolo mecanizado de polimento, a calibração do “protótipo-piloto” do gabarito para polimento com movimento controlado e condicionado deve ser considerada. A versatilidade do desenho CAD do gabarito permite a sua adaptação aos provetes e brocas de forma e dimensões distintas, e deste modo, explorar o seu potencial ao nível de carácter laboratorial da rugosidade de superfície de diferentes materiais utilizados em Medicina Dentária.

5. CONCLUSÃO

Independentemente das limitações associadas ao seguinte trabalho experimental, de acordo com a metodologia adotada, é possível concluir que:

1. Quando aplicado o mesmo protocolo de polimento, a diferença de valores de Ra entre resinas acrílicas para confecção de bases protéticas pode ser atribuída às características inerentes da resina e às respectivas técnicas de processamento;
2. Embora a maioria dos valores de Ra não se encontre dentro do intervalo expectável para a impedir a colonização microbiana, o polimento de superfícies de bases protéticas produz superfícies significativamente mais suaves quando comparado com o grupo de controlo;
3. A técnica de polimento manual demonstrou ser mais eficaz que a técnica de polimento mecanizado;
4. As resinas de fresagem evidenciam menores valores de Ra neste estudo;
5. As resinas termoplásticas evidenciam valores de Ra significativamente superiores em ambas as técnicas de polimento.

6. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. DGS. Estratégia Nacional para o Envelhecimento Ativo e Saudável - 2017-2025. Direção-Geral de Saúde. 2017;52.
2. Krausch-Hofmann S, Cuypers L, Ivanova A, Duyck J. Predictors of Patient Satisfaction with Removable Denture Renewal: A Pilot Study. *J Prosthodont.* 2018;27(6):509-16.
3. Müller F, Naharro M, Carlsson GE. What are the prevalence and incidence of tooth loss in the adult and elderly population in Europe. *Clin Oral Implants Res.* 2007;18:2–14.
4. De Kok IJ, Cooper LF, Guckes AD, *et al.* Factors Influencing Removable Partial Denture Patient-Reported Outcomes of Quality of Life and Satisfaction: A Systematic Review. Vol. 26, *J Prosthodont.* 2017;26:5-18.
5. Al-Rafee M. The epidemiology of edentulism and the associated factors: A literature review. *J Fam Med Prim Care.* 2020 Apr;9(4):1841.
6. Driscoll CF, Freilich MA, Guckes AD, *et al.* The Glossary of Prosthodontic Terms: Ninth Edition. *J Prosthet Dent.* 2017;117(5):e1–105.
7. Polzer I, Schimmel M, Müller F, Biffar R. Edentulism as part of the general health problems of elderly adults. *Int Dent J.* 2010 Jun;60(3):143-55.
8. Emami E, De Souza RF, Kabawat M, Feine JS. The impact of edentulism on oral and general health. *Int J Dent.* 2013(8)498305.
9. Starr JM, Hall R. Predictors and correlates of edentulism in healthy older people. *Curr Opin Clin Nutr Metab Care.* 2010;13(1):19–23.
10. Bhojar PS, Godbole SR, Thombare RU, Pakhan AJ. Effect of complete edentulism on masseter muscle thickness and changes after complete denture rehabilitation: an ultrasonographic study. *J Investig Clin Dent.* 2012;3(1):45-50.
11. MacEntee MI, Glick N, Stolar E. Age, gender, dentures and oral mucosal disorders. *Oral Dis.* 1998;4(1):32-6.
12. Jahangiri L, Choi M, Moghadam M, Jawad S. Interventions for missing teeth: Removable prostheses for the edentulous mandible. *Cochrane Database Syst Rev.* 2015;2015(2):CD011544.
13. Jahangiri L, Choi M, Moghadam M, Jawad S. Interventions for missing teeth: Removable prostheses for the edentulous mandible. In: *The Cochrane Library.* 2015.

14. Campbell SD, Cooper L, Craddock H, *et al.* Removable partial dentures: The clinical need for innovation. *J Prosthet Dent.* 2017;118(3):273–80.
15. Carr AB, Brown DT. Considerations for Managing Partial Tooth Loss: Tooth Replacements from the Patient Perspective. *McCracken's Removable Partial Prosthodontics.* Thirteenth ed.; 2016. p. 8-15.
16. Singh K, Aeran H, Kumar N, Gupta N. Flexible thermoplastic denture base materials for aesthetical removable partial denture framework. *J Clin Diagn Res.* 2013; 7(10):2372-3.
17. Alves PVM, Lima Filho RMA, Telles E, Bolognese A. Surface Roughness of Acrylic Resins after Different Curing and Polishing Techniques. *Angle Orthod.* 2007;77(3):528–31.
18. Bayraktar G, Guvener B, Bural C, Uresin Y. Influence of polymerization method, curing process, and length of time of storage in water on the residual methyl methacrylate content in dental acrylic resins. *J Biomed Mater Res - Part B Appl Biomater.* 2006;76(2):340–5.
19. Zafar MS. Prosthodontic applications of polymethyl methacrylate (PMMA): An update. *Polymers (Basel).* 2020;12(10):1-35.
20. Swaney AC, Paffenbarger GC, Caul HJ, Sweeney WT. American Dental Association specification No. 12 for denture base resin: second revision. *J Am Dent Assoc.* 1953;46(1):54-66.
21. Qureshi J, Soo S. Effect of different initial finishes and parylene coating thickness on the surface properties of coated PMMA. *J Prosthet Dent.* 2016; 115:363-370.
22. Phillips RW, Anusavice KJ. *Ciencia de los materiales dentales.* 11^a ed; Elsevier Españã, Madrid, Spain, 2004:721-57.
23. Gautam R, Singh RD, Sharma VP, Siddhartha R, Chand P, Kumar R. Biocompatibility of polymethylmethacrylate resins used in dentistry. *J Biomed Mater Res - Part B Appl Biomater.* 2012;100 B(5):1444-50.
24. Alla RK, Swamy RK, Vyas R, Konakanchi A, *et al.* Conventional and Contemporary polymers for the fabrication of denture prosthesis: part I-Overview, composition and properties. *Int J Appl Dent Sci.* 2015;1(4):82–9.
25. Nejatian T, Pezeshki S, Syed AUY. 5-Acrylic denture base materials. In *Advanced Dental Biomaterials:* Elsevier; 2019. p. 79-104.

26. Nejatian T, Nathwani N, Taylor L, Sefat F. Denture base composites: Effect of surface modified nano-and micro-particulates on mechanical properties of polymethyl methacrylate. *Materials (Basel)*. 2020;13(2):307.
27. Gohlke-Wehrße HL, Giese-Kraft K, Wöstmann B. Clinical performance of a light-cured denture base material compared to polymethylmethacrylate-a randomized clinical study. *Clin Oral Investig*. 2012;16(3):969-75.
28. [ISO 20795-1:2008] ISO 20795-1 for Dentistry - Base polymers - Part1: denture base polymers. Geneva: International Organization for Standardization, 2008.
29. Song SY, Kim KS, Lee JY, Shin SW. Physical properties and color stability of injection-molded thermoplastic denture base resins. *J Adv Prosthodont*. 2019;11(1):32-40.
30. Hamanaka I, Takahashi Y, Shimizu H. Mechanical properties of injection-molded thermoplastic denture base resins. *Acta Odontol Scand*. 2011 Mar;69(2):75-9.
31. Lee JH, Jun SK, Kim SC, Okubo C, Lee HH. Investigation of the cytotoxicity of thermoplastic denture base resins. *J Adv Prosthodont*. 2017;9(6):453-62.
32. Al-Dwairi ZN, Tahboub KY, Baba NZ, Goodacre CJ, Özcan M. A Comparison of the Surface Properties of CAD/CAM and Conventional Polymethylmethacrylate (PMMA). *J Prosthodont*. 2019;28(4):452-7.
33. Arnold C, Hey J, Schweyen R, Setz JM. Accuracy of CAD-CAM-fabricated removable partial dentures. *J Prosthet Dent*. 2018;119(4):586-92.
34. Batisse C, Nicolas E. Comparison of cad/cam and conventional denture base resins: A systematic review. *Appl Sci*. 2021;11(13):1-15.
35. Tavares CC, Freire JCP, Freire SCP, Dias-Ribeiro E, Batista AUD. Aplicabilidade dos sistemas CAD/CAM em Prótese Total: revisão de literatura. *Arch Heal Investig*. 2019;7(11):482-5.
36. Bidra AS, Taylor TD, Agar JR. Computer-aided technology for fabricating complete dentures: Systematic review of historical background, current status, and future perspectives. *J Prosthet Dent*. 2013;109(6):361-6.
37. Bilgin MS, Baytaroğlu EN, Erdem A, Dilber E. A review of computer-aided design/computer-aided manufacture techniques for removable denture fabrication. *Eur J Dent*. 2016;10(2):286–91.

38. Hazeveld A, Huddleston Slater JJR, Ren Y. Accuracy and reproducibility of dental replica models reconstructed by different rapid prototyping techniques. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2014;145(1):108-15.
39. Reymus AKRHM. 3D Printing in Dentistry— State of the Art. *Oper Dent* 2020;45(1): 30-40.
40. Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D. Digital dentistry: An overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *Br Dent J.* 2008;204(9):505-11.
41. Arcos Tomal LC, Montaña Taté VA, Armas A del C. Estabilidad en cuanto a color y peso, de resinas compuestas tipo flow tras contacto con bebidas gaseosas: estudio in vitro. *Odontol vital.* 2019;1(30):59-64.
42. Ayuso-Montero R, Martínez-Gomis J, Lujan-Climent M, Salsench J, Peraire M. Influence of matrix type on surface roughness of three resins for provisional crowns and fixed partial dentures. *J Prosthodont.* 2009;18(2):141-4.
43. 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.
44. Rahal JS, Mesquita MF, Henriques GEP, Nóbilo MAA. Surface roughness of acrylic resins submitted to mechanical and chemical polishing. *J Oral Rehabil.* 2004;31(11):1075-9.
45. Pathology O, Surgery M, Pathology O, Surgery M. Comparison of surface roughness of oral hard materials to the threshold surface roughness for bacterial plaque retention: A review of the literature. *Dent Mater.* 1997;13(4):258-69.
46. Corsalini M, Boccaccio A, Lamberti L, Pappalettere C, Catapano S, Carossa S. Analysis of the Performance of a Standardized Method for the Polishing of Methacrylic Resins. *Open Dent J.* 2009;3(1):233-40.
47. 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.
48. Oliveira LV, Mesquita MF, Henriques GEP, Consani RLX, Fragoso WS. Effect of polishing technique and brushing on surface roughness of acrylic resins. *J Prosthodont.* 2008;17(4):308-11.

49. 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.
50. Günther E, Kommerein N, Hahnel S. Biofilms on polymeric materials for the fabrication of removable dentures. *Dtsch Zahnarztl Z.* 2020;2(4):142–51.
51. Bilhan H, Sulun T, Erkose G, *et al.* The role of *Candida albicans* hyphae and *Lactobacillus* in denture-related stomatitis. *Clin Oral Investig.* 2009;13(4):363–8.
52. Vázquez-Calvo C, Fort R, Álvarez De Buergo M. Análisis de la microrugosidad mediante técnicas portátiles: aplicaciones y casos de estudio en patrimonio. *La Cienc y el Arte IV Ciencias Exp y Conserv del Patrim.* 2012;198–216.
53. Alves ML, Ferreira BB, Leta FR. Evaluación de parámetros de rugosidad usando análisis de imágenes de diferentes microscopios ópticos y electrónicos. *Inf Tecnol.* 2011;22(4):129-46.
54. Barbosa GKS, Zavanelli AC, Guilherme AS, Zavanelli RA. Efeito de diferentes técnicas de acabamento e polimento sobre a rugosidade superficial de resinas acrílicas utilizadas para restaurações provisórias. *Brazilian Dent Sci.* 2010;12(1):15-22.
55. Gotusso MJ. Chemical surface treatment of acrylic resins. *Rev Asoc Odontol Argent.* 1969;57(10):359-61.
56. Steinmassl O, Dumfahrt H, Grunert I, Steinmassl PA. Influence of CAD/CAM fabrication on denture surface properties. *J Oral Rehabil.* 2018;45(5):406–13.
57. Fernandez PK, Unkovskiy A, Benkendorff V, Klink A, Spintzyk S. Surface characteristics of milled and 3D printed denture base materials following polishing and coating: An in-vitro study. *Materials (Basel).* 2020;13(15),3305.
58. 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.
59. Mummery.L (1990). *Surface texture analysis: The Handbook*, Hommelwerke GmbH, 23-59.
60. [ISO 4287:1997] Geometrical Product Specifications (GPS) - Surface texture: Profile method - Terms, definitions and surface texture parameters (ISO 4287. Geneva: International Organization for Standardization, 1997.)

61. Bollenl CML, Lambrechts P, Quirynen M. Comparison of surface roughness of oral hard materials to the threshold surface roughness for bacterial plaque retention: A review of the literature. *Dent Mater.* 1997;13(4):258–69.
62. Li P, Lambart AL, Stawarczyk B, Reymus M, Spintzyk S. Postpolymerization of a 3D-printed denture base polymer: Impact of post-curing methods on surface characteristics, flexural strength, and cytotoxicity. *J Dent.* 2021;115(366):103856.
63. Shim JS, Kim JE, Jeong SH, Choi YJ, Ryu JJ. Printing accuracy, mechanical properties, surface characteristics, and microbial adhesion of 3D-printed resins with various printing orientations. *J Prosthet Dent.* 2020;124(4):468–75.
64. Helal MA, Fadi-Alah A, Baraka YM, Gad MM, Emam A-NM. In-vitro Comparative Evaluation for the Surface Properties and Impact Strength of CAD/CAM Milled, 3D Printed, and Polyamide Denture Base Resins. *J Int Soc Prev Community Dent.* 2005;8(831):34-7.
65. Gad MM, Fouda SM, Abualsaud R, *et al.* Strength and Surface Properties of a 3D-Printed Denture Base Polymer. *J Prosthodont.* 2021.
66. Di Fiore A, Meneghello R, Brun P, Rosso S, Gattazzo A, Stellini E, *et al.* Comparison of the flexural and surface properties of milled, 3D-printed, and heat polymerized PMMA resins for denture bases: an *in vitro* study. *J Prosthodont Res.* 2021.
67. Corsalini M, Boccaccio A, Lamberti L, Pappalettere C, Catapano S, Carossa S. An Alternative Approach to the Polishing Technique for. 2008;21(5):409-12.