

UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA
Faculdade de Ciências da Saúde
Programa de Pós-Graduação em Odontologia



Dissertação de Mestrado

Avaliação de diferentes protocolos de polimento na microdureza e rugosidade superficial de materiais para placas oclusais confeccionadas pelo método convencional e aditivo

Thiago Carvalho de Sousa

Brasília, 21 de julho de 2023.

Thiago Carvalho de Sousa

Avaliação de diferentes protocolos de polimento na microdureza e rugosidade superficial de materiais para placas oclusais confeccionadas pelo método convencional e aditivo

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia da Faculdade de Ciências da Saúde da Universidade de Brasília, como requisito parcial à obtenção do título de Mestre em Odontologia

Orientador: Prof. Dr. Rodrigo Antonio de Medeiros

Brasília, 2023.

Thiago Carvalho de Sousa

Avaliação de diferentes protocolos de polimento na microdureza e rugosidade superficial de materiais para placas oclusais confeccionadas pelo método convencional e aditivo

Dissertação aprovada, como requisito parcial para obtenção do grau de Mestre em Odontologia, Programa de Pós-Graduação em Odontologia da Faculdade de Ciências da Saúde da Universidade de Brasília.

Data da defesa: 21/07/2023

Banca examinadora:

Prof. Dr. Rodrigo Antonio de Medeiros (Orientador)

Prof. Dr. Rodrigo Lorenzi Poluha (Membro Titular)

Prof. Dra. Fernanda Cristina Pimentel Garcia (Membro Titular)

Prof. Dr. Lucas Fernando Tabata (Suplente)

Dedico esta dissertação a Deus e a minha família.

AGRADECIMENTOS

Primeiramente a Deus, o senhor de todas as coisas. Obrigado pelo dom da vida e por tudo que tem me permitido viver. Não sei se sou digno de tanta coisa, mas sempre continuarei a dar o meu melhor em tudo que me permites.

Aos meus pais, obrigado por tanto, não tenho palavras para agradecer. Vocês sempre colocaram o seus sonhos em segundo plano para que eu realizasse os meus. Se eu sou o que sou é porque vocês foram os meu melhores e maiores exemplos. Aos meus irmãos, obrigado pela leveza da vida partilhada.

À Universidade de Brasília, na pessoa da Reitora Márcia Abrahão Moura, por ser uma segunda casa, referência em ciência e educação. Eu tenho um orgulho imenso em fazer parte mais uma vez da sua história.

Ao Programa de Pós-graduação de Odontologia, representado pelo Prof. Dr Leandro Hilgert, por conceberem um curso de excelência.

À Universidade Federal de Goiás, por me permitir utilizar os equipamentos para que essa pesquisa fosse desenvolvida.

À Faculdade do Gama da UnB, principalmente ao técnico Jackson, por viabilizar que os dados desse estudo fossem realizados.

Ao Instituto de Biologia da UnB, em nome da técnica Ingrid, por se mostrar tão disponível na aquisição das imagens no Microscópio.

A Trion Planing Center, por ceder equipamentos e equipe técnica para impressão de todas as amostras.

Aos meus amigos da Pós-graduação pela amizade e apoio durante esses anos. Nós entramos em meio a uma pandemia, e em meio a muitas incertezas não nos desviámos nosso tão sonhado título.

A minha amiga Rafaella Cortes, por toda leveza e parceria. Não importa como estávamos você sempre era capaz de nos arrancar boas risadas. Esse caminho foi muito mais prazeroso com você ao meu lado.

A minha querida amiga, Alexia Ramos, por tudo que vivemos juntos nesse período. Eu sei que esse caminho, não teria a mesma graça se não fosse por todo nossa cumplicidade. A agonia inicial, as inúmeras matérias, muitos seminários, o desenvolver do projeto, os inúmeros dias nos laboratórios, os encontros no Ernesto, e as inúmeras ligações para tentar resolver os percalços que apareciam, ah como foram bons esses momentos. Você me ensinou tanto mesmo sendo tão jovem. Sua leveza, genialidade e altruísmo emanam de uma forma tão excepcional. Você é luz!

Ao meu orientador Prof Dr. Rodrigo Medeiros, por ter me concebido a oportunidade de ser seu primeiro orientado de mestrado. O senhor é uma fonte de inspiração e competência. Ser seu orientado me ensinou tanto, e vai muito além da área acadêmica, me espelho na sua humildade, competência, e capacidade de ver o outro como alguém único. Sua empatia perante nossas limitações permitiu que esse caminho fosse o mais leve possível. Meu muitíssimo obrigado.

A todos aqueles que de alguma forma contribuíram para a concretização deste sonho, o meu mais sincero obrigado.

If you have knowledge, let other light their candle with it
Winston Churchill

RESUMO

Uma das principais formas de abordagem terapêuticas para Disfunções Temporomandibulares e bruxismo do sono é a placa oclusal, comumente confeccionada em resina acrílica termopolimerizável. O objetivo desse trabalho foi avaliar o impacto de protocolos de polimento na rugosidade superficial e microdureza Vickers de resinas acrílicas termopolimerizáveis e resinas para impressão tridimensional para confecção de placas oclusais. Foram utilizadas para este estudo uma resina acrílica termopolimerizável por energia de micro-ondas (VIPI WAVE - Vipi Produtos Odontológicos) e uma resina para impressão (BioSplint – MarkertechLabs). Foram confeccionadas 120 amostras quadradas, 40x40x3mm, distribuídas em 12 grupos (n= 10) de acordo com o tipo de resina e protocolo de polimento (glaze, DhPro, Dhpro + glazer, Trihawk, Trihawk + glaze e, controle). As amostras foram submetidas aos testes de rugosidade superficial (Ra) e por microdureza Vickers. Uma amostra de cada grupo foi submetida a microscopia eletrônica de varredura, após o tratamento de superfície e após termociclagem (5000 ciclos, de 5 e 55°). Os dados obtidos foram submetidos a teste de Kolmogorov-Smirnov, Análise de Variância (ANOVA) medidas repetidas dois fatores e ANOVA de dois fatores, seguidos do Teste Tukey com nível de significância de 5%. O protocolo de polimento Trihawk apresentou os melhores resultados tanto para resina acrílica quanto para resina para impressão. Com relação a resina acrílica termopolimerizável, a rugosidade superficial se manteve, após termociclagem, para os grupos Trihawk, Trihawk+Glaze e grupo sem polimento, já quanto a microdureza todos os valores diminuíram. Para a resina para impressão os valores de rugosidade superficial e microdureza diminuíram após termociclagem, independente do grupo. Conclui-se que os protocolos utilizando Trihawk e Trihawk+Glaze foram os únicos capazes de preservar a rugosidade de superfície abaixo dos valores recomendados (0,2µm) tanto para as resinas acrílicas termopolimerizáveis quanto para resina para impressão submetidos a termociclagem.

Palavras-chave: Impressão 3D; placa oclusal; propriedades de superfície; polimento dentário.

ABSTRACT

One of the main therapeutic approaches for Temporomandibular Disorders and sleep bruxism is the occlusal splint, usually made of heat cured acrylic resin. However, with advances in digital technologies. The aim of this study was to evaluate polishing systems on the surface roughness and Vickers microhardness of heat cured acrylic resins and 3D printing resin for occlusal splints. A microwave heat cured acrylic resin (VIPI WAVE - Vipi Produtos Odontologicos) and a 3D printing resin (BioSplint – MarkertechLabs) were used for this study. 120 square samples, 40x40x3mm, were made and distributed into 12 groups (n= 10) according to the type of resin and polishing protocol (Sealant, DhPro, Dhpro + Sealant, Trihawk, Trihawk + Sealant and control). The samples were submitted to surface roughness (Ra) and Vickers microhardness tests. One sample from each group was submitted to scanning electron microscopy, after surface treatment and after thermocycling (5000 cycles, 5 and 55°). The data obtained were submitted to the Kolmogorov-Smirnov test, Analysis of Variance (ANOVA) two-way repeated measures and two-way ANOVA, followed by the Tukey Test with a significance level of 5%. The Trihawk polishing protocol showed the best results for both acrylic resin and printing resin. Regarding the heat cured acrylic resin, the surface roughness was maintained, after thermocycling, for the Trihawk, Trihawk+Glaze and unpolished groups, while in terms of microhardness, all values decreased. For the resin for printing, surface roughness and microhardness values decreased after thermocycling, regardless of the group. It is concluded that the protocols using Trihawk and Trihawk+Glaze were the only ones able to keep the surface roughness below the recommended values (0.2µm) both for heat cured acrylic resins and printing resin, after thermocycling.

Keywords: 3D Printing, surface properties, occlusal splints, dental polishing

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1. Fluxograma representando o delineamento do estudo.....	37
Figura 2. Representação das etapas do processo de fabricação das amostras de resina acrílica.	39
Figura 3. Representação das etapas do processo de fabricação das amostras de resina para impressão 3D.	40
Figura 4. A) Aparato confeccionado sob algômetro para adaptar as amostras. B) Representação gráfica de como os polimentos foram realizados, algômetro + adaptador+ amostra pressionados sob peça reta imóvel.	41
Figura 5. Sequência de polimento do Grupo Glaze	42
Figura 6. Sequência de polimento do Grupo DH Pro	43
Figura 7. Sequência de polimento do Grupo DH Pro + Glaze	43
Figura 8. Sequência de polimento do Grupo Trihawk	44
Figura 9. Sequência de polimento do Grupo Trihawk + Glaze.....	44
Figura 10. Imagens por MEV representativas da superfície dos grupos para resina acrílica por energia de microondas. A) G. Glaze; B) G. DH Pro; C) DH Pro +Glaze; D)G. Trihawk; E) G. Trihawk+Glaze; F) G. Controle	52
Figura 11. Imagens por MEV representativas da superfície dos grupos para resina para Impressão 3D. A) G. Glaze; B) G. DH Pro; C) DH Pro +Glaze; D)G. Trihawk; E) G. Trihawk+Glaze; F) G. Controle.....	53
Figura 12. Imagens por MEV representativas da superfície dos grupos para resina acrílica por energia de micro-ondas antes(imagem superior) e depois (imagem inferior)da termociclagem. A) G. Glaze; B) G. DH Pro; C) DH Pro +Glaze; D)G. Trihawk; E) G. Trihawk+Glaze;F) G. Controle	54
Figura 13. Imagens por MEV representativas da superfície dos grupos para resina para impressão 3D antes(imagem superior) e depois (imagem inferior)da termociclagem. A) G. Glaze; B) G. DH Pro; C) DH Pro +Glaze; D)G. Trihawk; E) G. Trihawk+Glaze; F) G. Controle	55

LISTA DE TABELAS

Tabela 1. Resultado da ANOVA de dois fatores para tipo de resina e tipo de polimento na rugosidade superficial.....	47
Tabela 2. Resultado da ANOVA de dois fatores para tipo de resina e tipo de polimento na microdureza superficial.....	47
Tabela 3. Análise de variância (ANOVA) com medidas repetidas de dois fatores de análise do tipo de polimento na rugosidade superficial dos grupos confeccionados com resina acrílica.	48
Tabela 4. Análise de variância (ANOVA) com medidas repetidas de dois fatores de análise do tipo de polimento na microdureza superficial dos grupos confeccionados com resina acrílica.	48
Tabela 5. Análise de variância (ANOVA) com medidas repetidas de dois fatores de análise do tipo de polimento na rugosidade superficial dos grupos confeccionados com resina para impressão.	49
Tabela 6. Análise de variância (ANOVA) com medidas repetidas de dois fatores de análise do tipo de polimento na microdureza superficial dos grupos confeccionados com resina para impressão.	49
Tabela 7. Valores médios (desvio padrão) para rugosidade superficial e microdureza superficial de acordo com o tipo de polimento e tipo de resina....	50
Tabela 8. Valores médios (desvio padrão) para rugosidade superficial e microdureza superficial para amostras de resina acrílica, de acordo com tempo de avaliação	50
Tabela 9. Valores médios (desvio padrão) para rugosidade superficial e microdureza superficial para amostras de resina de impressão, de acordo com tempo de avaliação	51

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

DTM – Desordem Temporomandibular
ATM – Articulação Temporomandibular
PMMA – Polimetilmetacrilato
CAD – computer aided design
CAM – computer aided manufacture
3D – Tridimensional
SLA – Estereolitografia
DC/TMD – Diagnostic Criteria for Temporomandibular Disorders
RDC/TMD Research and Diagnostic Criteria for Temporomandibular Disorders
OBE – Odontologia Baseada em Evidência
EUA – Estados Unidos da América
BS – Bruxismo do Sono
BV – Bruxismo em Vigília
SNC – Sistema Nervoso Central
DVO – Dimensão Vertical de Oclusão
STL - Standard Tessellation Language
ASTM - Sociedade Americana de Testagem e Materiais
PBF – Powder Bed Fusion
FDM – Fused Deposition Modeling
Co-Cr - Cobalto Cromo
DLP - Digital Light Processing
LCD - Liquid Crystal Display
LED - Light Emitting Diode
MEV – Microscopia Eletrônica de Varredura
Ra – Rugosidade Média
HV – Microdureza Vickers
ANOVA – Análise de Variância

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO.....	14
1.1 JUSTIFICATIVA	16
1.2 OBJETIVO	16
1.3 HIPÓTESES.....	16
2. REVISÃO DE LITERATURA.....	17
2.1 DISFUNÇÕES TEMPOROMANDIBULARES.....	17
2.2 BRUXISMO	25
2.3 PLACA OCLUSAL	27
2.4 TECNOLOGIA DIGITAL EM ODONTOLOGIA.....	29
3 METODOLOGIA	35
4 RESULTADOS	47
5 DISCUSSÃO	56
6 CONSIDERAÇÕES FINAIS	65
REFERÊNCIAS.....	66
PRESS RELEASE	82

1. INTRODUÇÃO

As desordens temporomandibulares (DTMs) são definidas como um subgrupo de alterações heterogêneas no sistema estomatognático, envolvendo as articulações temporomandibulares (ATMs), os músculos mastigatórios e toda a estrutura da região de cabeça e pescoço(1). Os pacientes acometidos pelas DTMs frequentemente apresentam dor, limitação ou assimetria na movimentação mandibular e estalos na região dos discos articulares.(2)

Estudos mostram que as DTMs afetam entre 10 e 15% da população adulta, porém somente 5% desses buscam tratamento(3). A maior incidência de DTM ocorre na fase adulta, dos 20 aos 50 anos, e é duas vezes mais comum em mulheres do que em homens. É a maior causa de dor orofacial não odontogênica(2). A etiologia das DTMs é multifatorial e diversos fatores podem predispor, precipitar ou prolongar as condições provenientes. Dentre esses fatores podemos ressaltar os fatores biológicos, as diferenças anatômicas, traumas, parafunção e fatores psicossociais (como por exemplo: estresse, ansiedade, depressão)(4).

O tratamento para a DTM segue uma abordagem multidisciplinar e tem como prioridade resolver prioritariamente a sintomatologia dolorosa do paciente. A conduta inicial em relação ao tratamento das DTMs é sempre conservadora, geralmente por meio de uma perspectiva educacional com o paciente, para que este entenda a causa e a natureza do problema(5). As placas oclusais são consideradas uma das terapias mais recomendadas para o tratamento dos sintomas de DTMs, as indicações incluem mialgia dos músculos, artralgia das ATMs e bruxismo do sono(6). Ao realizar esse tratamento, o cirurgião-dentista deve escolher materiais que atendam aos requisitos mecânicos para seu sucesso clínico: resistir a forças de aproximadamente 770N e ao impacto de ranger e apertar os dentes(7).

As placas oclusais são tradicionalmente rígidas e produzidas por resinas acrílicas autopolimerizáveis ou termopolimerizáveis, materiais à base de polimetilmetacrilato (PMMA). A fabricação convencionalmente segue um fluxo de trabalho que depende da moldagem arcada do paciente, montagem em articulador, enceramento da placa oclusal, manipulação da resina acrílica de acordo com as especificações do fabricante, acrilização e por fim ajustes da

placa oclusal em uma consulta com o paciente para que possam alcançar uma boa adaptação e conforto(8). Apesar de ser considerado um fluxo normal dentro do consultório, esse processo pode ser facilitado pelo fluxo digital, que otimiza o tempo para a entrega do trabalho final (9).

Nos últimos anos, a digitalização do processos odontológicos vem ganhando destaque através do uso da tecnologia CAD-CAM (*computer-aided design – computer-aided manufacture*), o que permitiu a fabricação de peças protéticas por métodos subtrativos(fresagem) ou aditivos(impressão 3D)(10). Esta tecnologia é baseada em três etapas principais: aquisição de dados através de *scanners* intraorais ou de bancadas, que vão transferir os dados adquiridos para um *software* digital, este será responsável pela segunda etapa, o desenho virtual do projeto, e por fim a impressão ou fresagem da peça de acordo com o método escolhido(11).

Os métodos de manufatura aditiva, também conhecidos como métodos de prototipagem rápida ou de impressão tridimensional (3D), são um mercado altamente emergente na odontologia atual(12). Estes métodos são definidos pela Sociedade Americana de Materiais e Testes como o processo de criação de objetos a partir de dados de modelos em três dimensões, geralmente camada a camada, o que esta em oposição à metodologia de manufatura subtrativa(13). Dentre os métodos de manufatura aditivos, a estereolitografia, (SLA) é o mais utilizado para impressão 3D de placas oclusais. Nesse método, os fotopolímeros são polimerizados de líquido para sólido por meio de uma luz ultravioleta. Esse processo ocorre camada a camada até o objeto ser finalizado(14).

Os métodos de manufatura aditiva apresentam algumas vantagens em relação aos métodos de manufatura subtrativa, dentre elas pode-se destacar: melhor custo-benefício, uma vez que o na fresagem um bloco é reduzido ao formato desejado, o que causa um grande desperdício de material; as impressoras tridimensionais permitem produzir artefatos mais sensíveis e com geometrias mais complexas, visto que a espessura mínima alcançada entre as camadas é de 0,5um, já no método subtrativo a menor geometria alcançada depende da espessura e formato das brocas de fresagem; facilidade de acesso e valores mais acessíveis e por fim apresenta maior economia de tempo(15).

Ao se falar das diferentes estratégias de confecção de placas oclusais, deve-se ressaltar a importância do polimento(16–19). Um bom polimento das

superfícies dos materiais odontológicos garante uma melhor estética, reduz a porosidade superficial, conseqüentemente, dificulta o acúmulo de placa bacteriana e minimiza a fadiga do material(20). A rugosidade superficial clinicamente aceitável é definida em 0,2 micrômetros(21,22), ou seja, números maiores que esse apresentam maiores irregularidades superficiais, permitindo que a colonização bacteriana se intensifique, o que pode interferir na longevidade do tratamento.

Dispondo dessas informações, o cirurgião-dentista em sua prática clínica deve entregar uma placa oclusal bem ajustada e polida ao paciente, a fim de aumentar seu conforto(23), facilitando sua adaptação, garantir uma menor adesão bacteriana, e evitando falhas do material(24). Atualmente ocorre uma grande disseminação de dados sobre o auxílio da odontologia digital na rotina clínica, porém estudos que abordem os diferentes materiais de impressão 3D e a influência de seus protocolos de polimento na fabricação das placas oclusais não foram encontrados até o presente momento.

1.1 JUSTIFICATIVA

A justificativa da realização deste trabalho se baseia na intenção de oferecer ao cirurgião dentista parâmetros cientificamente embasados para realização de um bom polimento das placas oclusais, independente do método de fabricação utilizado.

1.2 OBJETIVO

O objetivo desse estudo será avaliar o efeito de diferentes protocolos de polimento na rugosidade superficial e microdureza de resina para impressão 3D e compará-las à resina acrílica termopolimerizável por energia de micro-ondas, na fabricação de placas oclusais e avaliar, para cada resina, o efeito do envelhecimento artificial nessas propriedades.

1.3 HIPÓTESES

A primeira hipótese nula é de que não haverá diferença estatística significativa na rugosidade superficial e microdureza das amostras fabricadas por resina para impressão 3D e resina acrílica termopolimerizável, após os protocolos de polimento.

A segunda hipótese nula é de que não haverá diferença estatística significativa nas propriedades testadas para cada resina, após a termociclagem.

2. REVISÃO DE LITERATURA

2.1 DISFUNÇÕES TEMPOROMANDIBULARES

2.1.1 DEFINIÇÃO

Segundo a Academia Americana de Dor Orofacial, a DTM é definida como um termo coletivo que compreende um conjunto de distúrbios clínicos que envolvem os músculos mastigatórios, as ATMs e estruturas associadas(25). As disfunções temporomandibulares abrangem um amplo espectro de dores e distúrbios faciais complexos que afetam os músculos responsáveis pela mastigação, a articulação temporomandibular e os tecidos circundantes, ou até mesmo a combinação entre eles.(26). Os principais sinais e sintomas que acometem essa disfunção incluem dores musculares, dores na articulação temporomandibular, desvio ou limitação da mandíbula durante ações e movimentos mandibulares e a presença de ruídos articulares(27). Os ruídos na ATM, como cliques ou crepitações são causados por um desarranjo intra-articular, podendo ser doloroso ou indolor. No entanto, os distúrbios intra-articulares, quando indolores, têm impacto mínimo na dor, função e incapacidade relatada pelos pacientes(28).

As DTMs devem ser consideradas uma questão de saúde pública, visto que, na Europa, os distúrbios musculoesqueléticos são a principal causa de incapacidade, afetando mais de um milhão de indivíduos somente na Finlândia e afetando aproximadamente um em cada quatro adultos em todo o continente(29). Nos Estados Unidos da América estima-se que cerca de 100

bilhões de dólares são gastos anualmente no diagnóstico e tratamento das DTMs(4).

2.1.2 PREVALÊNCIA

A prevalência de DTM varia amplamente em pesquisas realizadas na população em geral, variando de 25% a 50%(30). Sendo que as condições dolorosas mostram uma prevalência entre 10% e 26% na população adulta(27). Por meio dos resultados de uma revisão sistemática que avaliou a prevalência de DTM na população em geral seguindo exclusivamente os critérios do DC/TMD(31), evidencia-se que pelo menos 38,8% da população adulta mundial e cerca de 11% de crianças ou adolescentes possui algum sinal ou sintoma de DTM, porém vale ressaltar que devido a heterogeneidade das metodologias utilizadas, os resultados tiveram grande variação dentre os 21 estudos incluídos(32). Apesar da prevalência relevante na população mundial, apenas 3,6 a 7% dessa parcela necessita de tratamento especializado(33). Uma vez que estudos longitudinais demonstram que 30% a 60% dos casos apresentam melhora ou resolvem-se espontaneamente ao longo de cinco anos.(34)

Estudos recentes indicam que as mulheres sofrem mais com sintomas de DTM pelo menos duas vezes mais frequentemente que os homens(35). Fatores genéticos (36), diferenças hormonais (37) e enzimáticas(38) e aspectos comportamentais foram sugeridos para contribuir para essas diferenças de gênero(39). No entanto, a discussão sobre os determinantes da associação de gênero na DTM continua a ser investigada.

Todas as faixas etárias sofrem de sintomas de DTM, mas a prevalência parece aumentar desde a idade adulta até os 50 anos de idade, e declinar lentamente depois disso(40). Uma prevalência menor é observada em crianças e adultos mais velhos, enquanto a maior prevalência ocorre entre as idades de 35 e 50 anos(41). Estudantes, entre 18 a 35 anos, relatam sintomas de DTM com mais frequência do que a população em geral (42,43), Os sintomas de DTM foram de 18% em homens e 36% em mulheres (42), considerando que em um estudo australiano de 136 estudantes de odontologia, 77% relataram dor na DTM e ruídos na ATM(43). A prevalência de sintomas autodeclarados de DTM aumentou entre os estudantes no período de ensino a distância, durante a

pandemia de COVID-19, em que 73,1% dos entrevistados relataram ter algum sintoma de DTM(44).

Em relação aos subtipos de DTM com maior prevalência, destacam-se, por meio de uma revisão sistemática, prevalências de 45,3% nos diagnósticos de distúrbios musculares, 41,1% de deslocamento do disco e 30,1% para distúrbios dolorosos articulares. A dor miofascial obteve o diagnóstico mais prevalente, seguido de deslocamento de disco com redução(45). De forma geral, o subtipo mais comum da DTM é de origem muscular, caracterizado por dor localizada e sensibilidade nos músculos da mastigação, podendo estar presente com ou sem limitação de abertura bucal(46). De acordo com os resultados de revisão sistemática e metanálise, pode-se destacar que em relação a DTM de origem articular, o deslocamento de disco com redução é a situação que ocorre com maior prevalência, 25,9% em adultos e 7,5% em crianças e adolescentes(32).

2.1.3 ETIOLOGIA

A etiologia da DTM é multifatorial e complexa, e segue o modelo biopsicossocial, não existe um único fator que explique o aparecimento desses distúrbios e sim a associação de fatores biológicos, psicológicos e sociais(47). Por ser de origem complexa, vários fatores estão envolvidos no desenvolvimento da DTM, portanto, é interessante ter ciência e identificar os fatores que podem predispor, precipitar ou perpetuar seu aparecimento. Fatores predisponentes são aqueles que aumentam o risco do indivíduo desenvolver DTM, os fatores iniciadores causam o aparecimento da doença e os fatores perpetuantes interferem no controle ou progressão da doença(48,49).

Os principais fatores etiológicos associados a DTM são: trauma (direto, indireto, microtrauma), hábitos parafuncionais, fatores fisiológicos e patofisiológicos (fatores sistêmicos e genéticos), fatores psicossociais (estresse, ansiedade, depressão e catastrofização)(50,51).

Fatores psicossociais desempenham um papel importante no curso da DTM, particularmente quando a condição é classificada como crônica. Um estudo sugeriu que indivíduos com depressão experimentam dor de forma mais intensa do que aqueles que não apresentam sintomas depressivos(52). Outro estudo relata uma alta taxa de distúrbios psiquiátricos entre pacientes com DTM

crônica, sendo que a depressão foi descrito como o distúrbio mais comum.(53) Os pacientes com sintomas de ansiedade e depressão apresentam uma maior suscetibilidade a dores musculares e na ATM, mecanismo explicado pela iniciação de uma hiperatividade muscular, por meio desses sintomas, seguida de alteração da mecânica muscular, o que desencadeia dores musculares e inflamação articular(54).

Aumento do risco de DTM tem sido associado a diversos fatores, tais como a extração dos terceiros molares, falta de atividade física, tabagismo, hábitos bucais prejudiciais (como roer unhas e mascar chiclete), uso prolongado do computador, rotinas extremamente dinâmicas e agitadas, local de moradia (cidade ou campo), e convívio com pais divorciados (para adolescentes)(55,56).

Apesar da prevalência desses fatores na população em geral, sua presença isolada não implica necessariamente no desenvolvimento de DTM. No entanto, é importante destacar que, quando presentes individualmente ou em conjunto, esses fatores podem reduzir significativamente a capacidade adaptativa do sistema mastigatório e resultar no surgimento de distúrbios(57). É relevante ressaltar que as alterações degenerativas, endócrinas, infecciosas, neurológicas e neoplásicas na região orofacial podem contribuir para o progresso da DTM(48,58).

Assim, torna-se essencial, durante o processo de diagnóstico, a identificação de todos os fatores de risco associados à DTM, uma vez que isso impacta diretamente na escolha das terapias que determinam o curso e sucesso do tratamento.

2.1.4 DIAGNÓSTICO

O diagnóstico de DTM é complexo, em virtude de sua etiologia multifatorial, dessa forma é de extrema importância que ocorra uma interação entre diferentes profissionais da saúde . O processo de diagnóstico baseia-se no histórico do paciente, sintomas subjetivos e no exame clínico, complementado com imagens radiológicas, se necessário(59). Questionários para avaliar sintomas e histórico familiar respondido previamente podem auxiliar nesse processo. Um exame clínico completo de um paciente com DTM inclui o registro dos movimentos da

mandíbula e dor durante os movimentos, ruídos na ATM e palpação dos músculos mastigatórios e ATMs(31).

A anamnese consiste no processo mais importante do processo diagnóstico, a maior parte dos dados necessários é colhida durante esta etapa. A primeira questão a ser perguntada é o que levou o paciente a buscar por auxílio, o que mais o incomoda, definindo, assim, sua queixa principal. Aqui, deve-se contemplar toda a história do paciente, identificando os fatores etiológicos e formulando uma estratégia de diagnóstico inicial.

O exame clínico tem como objetivo identificar a causa do desconforto. Os achados irão se somar as informações colhidas na anamnese e definir uma hipótese diagnóstica. Em tese, consiste na palpação dos músculos mastigatórios e da ATM, observação e mensuração dos movimentos mandibulares (abertura, fechamento, lateralidade e protrusão), avaliar presença de ruídos articulares (estalidos ou crepitações) e exame intraoral(60).

Em algumas situações, os exames de imagem podem ser considerados auxiliares no processo de diagnóstico. Os métodos de diagnóstico por imagem tem como objetivo mensurar a integridade das estruturas articulares, a relação funcional entre eles, confirmar a extensão ou estágio de progressão da doença conhecida, e documentar os efeitos de um tratamento já instituído(61). Em geral, os principais exames complementares solicitados são as radiografias panorâmicas, as tomografias computadorizadas por feixe cônico, as ressonâncias magnéticas e as ultrassonografias(62).

Vale ressaltar que as diferenças nos protocolos clínicos utilizados para estabelecer o diagnóstico de DTM são as maiores responsáveis pela alta variabilidade de resultados entre estudos encontrados na literatura. Com o intuito de aumentar a padronização do diagnóstico e classificação das DTM, no início dos anos 90 foi introduzido o Critério Diagnóstico para Pesquisa em Disfunção Temporomandibular, RDC/TMD(63).

O RDC é um instrumento com ampla utilização em estudos de relevância na literatura(2,64,65). O processo é definido em dois eixos, sendo o Eixo I, baseado na mensuração de sinais e sintomas por meio de um questionário de anamnese e de exame físico, necessários para estabelecer a classificação do tipo de DTM. Os instrumentos do Eixo II são utilizados para avaliação psicossocial do paciente e a incapacidade relacionada à dor.

O Critérios de Diagnóstico das Disfunções Temporomandibulares (DC/TMD) foi desenvolvido em 2014, a partir de uma atualização do RDC/TMD para contextos clínicos e científicos, considerado o padrão-ouro no diagnóstico de DTM(66). De acordo com o DC/TMD, o sistema de Eixo I foi modificado, incluindo novos procedimentos de análise e alteração de alguns critérios de diagnóstico, a fim de tornar a classificação mais acurada tanto em ambientes clínicos como na pesquisa científica (67). O Eixo I inclui a Triagem da Dor por DTM, o Questionário de Sintomas e protocolo de exame clínico, com comandos para identificar DTMs dolorosas (mialgia, dor miofascial, dor miofascial com espalhamento, artralgia e cefaleia atribuída a DTM) e DTM de origem articular (distúrbios intra-articulares ou degenerativos e subluxação). O Eixo II inclui questionários sobre dor e incapacidade relacionada à dor, intensidade da dor, localização da dor, sintomas de depressão e ansiedade, hábitos parafuncionais e limitações na função mandibular (60). Além dessas mudanças, o DC/TMD faz distinção entre dor provocada pelo exame e dor familiar, que é igual ou semelhante à dor percebida nos últimos 30 dias(68). Essa diferenciação pode diminuir resultados falso-positivos de sintomas de DTM, tornando o instrumento mais preciso no diagnóstico.

2.1.4 CLASSIFICAÇÃO

Considerando as atualizações relacionadas ao diagnóstico e classificação da DTM, apresenta-se a seguir a classificação atualizada com a taxonomia expandida da DTM, abrangendo os tipos mais e menos comuns, com base nos critérios de diagnóstico atuais do DC/TMD. (66)

Figura 1- Taxonomia expandida da DTM

Adaptado
(69)

2.1.5

DISTÚRBIOS DA ARTICULAÇÃO TEMPOROMANDIBULAR	DISTÚRBIOS DA MUSCULATURA MASTIGATÓRIA
1. DOR ARTICULAR 1.1 Artralgia 1.2 Artrite 2. DESORDENS ARTICULARES 2.1 Desordens de disco I. Deslocamento de disco com redução II. Deslocamento de disco com redução e travamento intermitente III. Deslocamento de disco sem redução e com limitação de abertura IV. Deslocamento de disco sem redução e sem limitação de abertura 2.2 Outras desordens de hipomobildade I. Adesão/Aderência II. Anquilose a. Fibrose b. Óssea 2.3 Desordens de hiper mobilidade I. Deslocamentos a. Subluxação b. Luxação 3. DOENÇAS ARTICULARES 3.1 Doença Articular degenerativa I. Osteoartrose II. Osteoartrite 3.2 Artrite sistêmica 3.3 Condilíase/Reabsorção condilar idiopática 3.4 Osteocondrite dissecante 3.5 Osteonecrose 3.6 Neoplasma 3.7 Condromatose sinovial 4. FRATURAS 5. DESORDENS DE DESENVOLVIMENTO 5.1 Aplasia 5.2 Hipoplasia 5.3 Hiperplasia	1. DOR MUSCULAR 1.1 Mialgia I. Mialgia local II. Dor miofascial III. Dor miofascial com referência 1.2 Tendinite 1.3 Miosite 1.4 Espasmo 2. CONTRATURA 3. HIPERTROFIA 4. NEOPLASMA 5. DESORDENS DE MOVIMENTO 5.1 Discinesia orofacial 5.2 Distonia oromandibular 6. DOR DA MUSCULATURA MASTIGATÓRIA ATRIBUÍDA A DESORDEM SISTÊMICA 6.1 Fibromialgia/Dor generalizada <hr/> CEFALEIA 1. CEFALEIA ATRIBUÍDA À DTM <hr/> ESTRUTURAS ASSOCIADAS 1. HIPERPLASIA DO CORONÓIDE

de Conti, 2020.

TRATAMENTO

A prevalência de DTM que requer tratamento (em média 7%) é maior do que a prevalência dos pacientes que buscam tratamento (3-6%) na população em geral, sendo as mulheres a maioria afetada(33,70). A necessidade de tratamento é mais comum na faixa etária de 35 a 50(30). Os objetivos do tratamento da DTM incluem a redução da dor e da tensão muscular, o alívio do desconforto e dos ruídos na ATM, bem como a melhoria da função limitada da mandíbula(33).

Considerando a variedade de opções terapêuticas disponíveis, as abordagens conservadoras são amplamente recomendadas como tratamento inicial para os subtipos mais comuns de DTM. Essas abordagens são preferíveis devido ao baixo custo, mínima invasividade e efeitos reversíveis. Além desses benefícios as evidências científicas indicam que a maioria dos pacientes experimenta alívio dos sintomas por meio de terapias conservadoras(71).

Como tratamento de primeira linha, recomenda-se o aconselhamento e educação do paciente, por meio do autogerenciamento(72), exercícios terapêuticos(73), massagem e terapia manual (73–75), farmacoterapia, terapia comportamental e o uso de placas oclusais(71) para melhoraria dos sintomas.

Atualmente as evidências científicas sinalizam que o tratamento personalizado, baseado na avaliação psicossocial, oferece resultados mais benéficos e a combinação de diferentes modalidades de tratamento demonstra os melhores resultados na maioria dos casos (76,77). Estudos de acompanhamento a longo prazo em pacientes com DTM revelam que a maioria dos casos, de 50% a 90%, apresenta resultados positivos com poucos ou nenhum sintoma, após intervenções conservadoras(78). Um ensaio clínico randomizado, contendo 89 pacientes diagnosticados com DTM comparou os resultados de quatro abordagens terapêuticas (placa oclusal, terapia manual, aconselhamento e placa oclusal associada a aconselhamento), sobre dor e ansiedade. Como conclusão, todas as terapias foram eficazes na redução de dor e ansiedade, entretanto nenhuma foi estatisticamente superior a outra quando comparadas entre si(79).

A prática da Odontologia Baseada em Evidências (OBE) não respalda a prescrição de técnicas que promovam alterações complexas, irreversíveis e de custo elevado, como ajuste oclusal por desgaste seletivo, terapia ortodôntica,

ortopedia funcional, cirurgia ortognática ou técnicas de reabilitação oral protética, no curso do tratamento da disfunção temporomandibular (48,80).

2.2 BRUXISMO

2.2.1 DEFINIÇÃO

Segundo consenso internacional recente, o indicador mais relevante para bruxismo é a atividade muscular mastigatória. O bruxismo, previamente ao encontro de *experts* na área realizado em março de 2017 em São Francisco (California, EUA) era definido como parafunção oral com atividade repetitiva dos músculos mastigatórios caracterizada por apertamento ou ranger dos dentes e/ou protrusão da mandíbula. Incluía duas manifestações distintas, durante o sono ou em vigília(81). Ambos os estados podem causar tensão muscular elevada, rigidez, dor e limitação funcional nos músculos mastigatórios.

De acordo com a abordagem atual, a definição para bruxismo foi substituída por duas definições distintas para bruxismo: bruxismo do sono (BS) e bruxismo em vigília (BV). O bruxismo do sono é uma atividade muscular mastigatória durante o sono que se caracteriza como rítmica (fásica) ou não rítmica (tônica). O bruxismo em vigília é caracterizado por contato dentário repetitivo ou prolongado e/ou por travamento ou deslizamento da mandíbula, quando o indivíduo está acordado. Nem o bruxismo do sono nem o da vigília são considerados distúrbios do movimento em indivíduos saudáveis; em vez disso, deve ser considerado como um comportamento que pode ser um fator de risco para consequências como desgaste dentário ou DTM, mas também pode ser um fator de proteção quando associado a outros problemas de saúde(82).

2.2.2 PREVALÊNCIA

O bruxismo é mais comum em adolescentes e adultos jovens, sua prevalência diminui ao envelhecer sem diferenças significativas de gênero em estudos baseados em autorrelato.(83)

A prevalência de bruxismo em vigília é de 19 a 29% e de bruxismo do sono é de 10 a 16% na população em geral(84). O estudo de coorte do norte da

Finlândia de 1966, compreendendo uma população de 12.231 indivíduos, relatou que 38% das pessoas de 46 anos relataram bruxismo durante o sono e 10% bruxismo em vigília, mulheres relataram mais bruxismo do que homens(85). Em um estudo brasileiro, 10% dos adultos (n = 1.280) relataram bruxismo do sono com base em entrevistas(86). Eles também relataram que o BS não apresentou diferenças de gênero, mas se associou ao ensino superior. Em um estudo da população adulta italiana, a prevalência de bruxismo em adultos jovens, ou seja, com menos de 30 anos de idade, foi de 35% (87).

2.2.3 ETIOLOGIA

O bruxismo é um fenômeno multifatorial, induzido pelo Sistema Nervoso Central (SNC). Sugere-se que esteja relacionado a fatores psicossociais, como sofrimento, depressão e ansiedade(88). Devido a alguns fatores etiológicos em comum, como ansiedade, estresse e atividade muscular elevada, as etiologias do bruxismo e da DTM geralmente são discutidas de forma conjunta. Além dos fatores psicossociais, vários outros fatores de risco para o bruxismo também devem ser considerados, sendo eles: nível socioeconômico, personalidade, genética, condições sistêmicas, como doença de Parkinson e Síndrome de Down e transtornos mentais (88–93).

2.2.4 DIAGNÓSTICO

O diagnóstico de bruxismo pode ser feito em três níveis diferentes: possível, provável e definitivo. O diagnóstico possível é baseado no autorrelato, enquanto o diagnóstico provável requer um exame clínico com manifestações orais aparentes, como marcações na linha alba bucal e nas laterais da língua, e desgaste dentário. O diagnóstico definitivo requer uma avaliação instrumental positiva, por meio de eletromiografia ou avaliação ecológica momentânea, com ou sem autorrelato positivo e/ou exame clínico positivo(82). Alguns achados clínicos, como desgaste dentário, fadiga ou dor muscular, e hipertrofia muscular podem estar relacionadas com outras condições e representar um fator de confundimento no diagnóstico do bruxismo(94).

2.2.5 TRATAMENTO

A abordagem do paciente com bruxismo visa aliviar sintomas dolorosos, em pacientes que também possuem DTM, bem como proteger os dentes de forças nocivas. As abordagens disponíveis relatam vários níveis de eficácia no gerenciamento das consequências potencialmente prejudiciais do bruxismo. O BS pode ser gerenciado por estratégias comportamentais, que incluem evitar fatores de risco e gatilhos (por exemplo, tabagismo, álcool, cafeína, consumo de drogas), educação do paciente para autogerenciamento (por exemplo, controle de hábitos parafuncionais, como apertamento), técnicas de relaxamento, higiene do sono, placas oclusais e farmacoterapia de curto prazo (95,96)

2.3 PLACA OCLUSAL

As placas oclusais são dispositivos intraorais recomendados para pacientes com bruxismo do sono, a serem utilizadas durante a noite. Essas placas têm mostrado eficácia na redução de sinais e sintomas de DTM, além de proteger os dentes dos efeitos do bruxismo(97,98). O mecanismo de ação das placas oclusais não foi totalmente elucidado pela literatura, diversas teorias tentam explicar sua efetividade: 1) adequação oclusal, fornecendo uma condição mais estável; 2) relaxamento muscular pelo aumento ou restabelecimento da dimensão vertical de oclusão (DVO); 3) realinhamento maxilomandibular, os movimentos mandibulares sobre a placa plana e lisa permite com que ocorra um equilíbrio neuromuscular; 4) alteração da posição condilar para uma configuração musculoesquelética mais estável; 5) percepção cognitiva, conscientizando o paciente sobre os seus hábitos parafuncionais; 6) aumento de impulsos elétricos periféricos ao SNC, reduzindo a hiperatividade muscular; 7) redução do nível de hipóxia celular na ATM; e 8) efeito placebo (97–103).

Na literatura, são descritos métodos convencionais de confecção das placas, utilizando resinas acrílicas termopolimerizáveis, bem como métodos de confecção digital que empregam materiais para técnica aditiva ou reductiva. Independentemente do método escolhido, o desenho da placa deve seguir os contornos anatômicos dos dentes, ter uma superfície oclusal lisa e plana(104). Em pacientes com DTM, a espessura oclusal recomendada varia de 2 a 3 mm, o suficiente para resistir às forças mastigatórias. Além disso, o limite vestibular das placas deve estar localizado abaixo do equador protético(105).

A técnica convencional para confecção de placas oclusais é feita de forma manual, e por isso, está sujeita a diversas variáveis e fatores externos para garantir uma boa performance. Isso influencia diretamente na adaptação e ajuste da placa em boca, podendo a habilidade do técnico na confecção dessas placas resultar em um tempo de instalação mais curto ou mais longo(106). A resina acrílica tem sido o material mais utilizado para confecção das placas oclusais. É um material que está suscetível a alterações de acordo com o método e ciclo empregado na sua polimerização, em que o tempo de polimerização pode atuar como fator favorável ou desfavorável(107). Apesar das limitações destacadas essa abordagem terapêutica já é bem estabelecida na literatura como uma excelente alternativa para tratamento de pacientes com DTM e bruxismo, reduzindo a sintomatologia dolorosa a curto e a longo prazo (108).

A técnica convencional requer diversas etapas laboratoriais. Nos últimos anos, com o advento das tecnologias digitais, como o sistema CAD-CAM, diversos processos odontológicos estão sendo realizados de forma automatizada, como restaurações, tanto em resina como em cerâmicas, guias cirúrgicos, aparelhos ortodônticos removíveis e placas oclusais (109). Essas técnicas digitais têm o potencial de simplificar o tratamento, além de torná-lo totalmente reproduzível, a mesma placa pode ser produzida inúmeras vezes de forma idêntica(110).

A utilização do sistema CAD/CAM na confecção de placas oclusais reduz erros humanos inerentes ao processo técnico, como falhas na manipulação e possíveis alterações dimensionais de materiais, resultando em economia de tempo e níveis elevados de previsibilidade clínica e técnica(111). Atualmente, existem precedentes na literatura para a fabricação de placas oclusais por meio de métodos aditivos ou redutivos utilizando sistemas de fabricação por CAD/CAM. Pesquisadores desenvolveram, placas oclusais impressas a partir da digitalização de modelos de gesso e concluíram que impressoras 3D são tecnologias superiores às fresadoras, em relação ao custo e a capacidade para fabricar estruturas complexas(112). Em outro estudo foi demonstrado que a contração de polimerização que acontece durante a confecção das placas convencionais pode representar uma pior adaptação e contatos oclusais mais irregulares quando comparados com as placas confeccionadas digitalmente, e

consequentemente, seria necessário um maior tempo de ajuste da placa para o cirurgião-dentista(113).

2.4 TECNOLOGIA DIGITAL EM ODONTOLOGIA

2.4.1 CONTEXTO GERAL E FLUXO DIGITAL DE TRABALHO

Os avanços tecnológicos tem permitido novas possibilidades aos dentistas. Isso acontece devido a rápida evolução dos sistemas de imagem e produção de peças assistidas por computador. Essa tecnologia permite um planejamento mais preciso, alterações mais fáceis e simulação do tratamento(114). O diagnóstico, o planejamento e a realização de tratamentos estéticos e funcionais ganham mais precisão e celeridade(115).

Nesse contexto, é relevante destacar o conceito de desenho assistido por computador e manufatura assistida por computador (CAD/CAM). Essa premissa é implementada desde a década de 70 e envolve a criação de um projeto digital e a confecção de diversos elementos(116). A vertente CAD compreende o software, com a criação e modelagem dos arquivos em ambiente virtual. Já a vertente CAM consiste na fabricação, sendo responsável por transformar os arquivos desenhados em peças reais(117).

Os fundamentos do processo supracitados, são divididos em três fases elementares: 1) aquisição de imagens e dados do paciente; 2) processamento de informações, desenho e manufatura dos elementos físicos; 3) implementação e aplicabilidade clínica do tratamento proposto(118). Esse fluxo de trabalho, conhecido como fluxo digital, permitir otimizar o planejamento, aumentar a acurácia, previsibilidade, eficiência e garante uma experiência mais confortável para o paciente(119,120).

O escaneamento é a etapa caracterizada pela digitalização de objetos reais a partir de imagens geradas por luz ou contato(121). Nessa esfera, são utilizados os scanners que podem ser intraorais ou de bancada, e tem se mostrado uma excelente alternativa as técnicas convencionais de moldagem(122). Alguns fatores influenciam na precisão e reprodutibilidade das imagens capturadas pelos *scanners*, assim, o cirurgião-dentista deve se atentar a luminosidade do ambiente, as condições do ambiente bucal, especialmente para a presença de

saliva, e os diferentes índices de translucidez e reflexão das estruturas, evitando termos marginais muito subgingivais(120,123).

Após a aquisição de dados do paciente em ambiente virtual, são gerados arquivos no formato STL (*Standard Tessellation Language* ou Linguagem de Tesselação Padrão). A imagem formada corresponde a uma malha de inúmeros triângulos associados(124). Esse formato de arquivo é compatível com os diversos softwares CAD utilizados no planejamento(125).

O processo de manufatura assistida por computador corresponde ao estágio em que é realizada a reprodução física do que foi planejado, ocorre por meio de impressão 3D ou fresagem(126). A fresagem é uma tecnologia controlada por computador, nos quais os processos das máquinas são comandados por códigos específicos. Nesse processo os instrumentos de corte, como tornos, fresas e brocas, são acionados e utilizados como ferramenta para esculpir mecanicamente o material nos mais diversos eixos, até obter a geometria desejada. Assim, começa-se com um bloco do material inteiro e a máquina vai eliminando o que não se deseja, técnica subtrativa.(127). No entanto, como se pode imaginar, esse método de fabricação gera muito desperdício, pois uma grande quantidade de material é removida em comparação com o que é realmente utilizado no produto final (128).

2.4.2 IMPRESSÃO 3D

A outra forma de produzir o objeto criado no software é usando a impressão 3D. A Sociedade Americana de Testagem e Materiais (ASTM) define a manufatura aditiva como “o processo de unir materiais para criar objetos a partir de dados de modelo 3D, geralmente camada sobre camada, em oposição às metodologias de manufatura subtrativas”(129). Desde que o conceito de impressão 3D foi proposto na década de 1980, por Challes Hull, a técnica tem progredido rapidamente, especialmente depois da queda de patentes. Simplificando e tornando mais acessível a aquisição dessa tecnologia (130).

A tecnologia da impressão 3D tem desempenhado um papel crucial na odontologia. Sua ampla aplicabilidade nessa área é evidente na produção de próteses estéticas, guias cirúrgicas e endodônticas, modelos diagnósticos, placas oclusais, restaurações provisórias e próteses fixas de cerâmica(131,132).

A impressão 3D oferece uma abordagem mais rápida e econômica para a fabricação desses dispositivos, tornando-se uma excelente ferramenta na prática odontológica contemporânea(133).

As técnicas de impressão 3D podem ser divididas em três categorias principais: fusão em leito de pó (PBF – *Powder Bed Fusion*), modelagem de deposição fundida (FDM – *Fused Deposition Modeling*), e fotopolimerização. Na fusão em leito de pó, qualquer material em partícula pode ser sinterizado ou fundido por radiação laser e solidificado por resfriamento(134). Esse tipo de impressão é mais utilizado para produzir peças metálicas, como implantes de titânio, telas personalizadas para estabilização de enxerto em titânio e estruturas de cobalto-cromo (Co-Cr)(135).

As impressoras FDM são uma alternativa de baixo custo e pouca manutenção para impressão 3D. Atuam por meio da deposição de um filamento termoplástico aquecido e derretido por uma ponta controlada por computador. A base de impressão e a ponta aquecida movem-se no plano horizontal (eixos X e Y) para depositar o material em camadas sucessivas. À medida que a impressão avança, a ponta aquecida sobe no plano vertical (eixo Z)(136). Embora possa ser utilizado na Odontologia para produção de modelos e protótipos anatômicos, seu uso é limitado devido uma baixa precisão nos objetos impressos, por apresentar rugosidade superficial mais pronunciada e outras propriedades menos compatíveis(137).

Por sua vez, as impressoras de polimerização por luz são amplamente utilizadas em Odontologia. Nesse tipo de impressora, uma plataforma móvel no eixo Z é submersa em um tanque de resina líquida, enquanto uma fonte de luz polimeriza a resina no eixo X e Y, formando repetidas camadas entre o fundo do tanque e a plataforma(138). Existem diferentes tipos de impressoras fotopolimerizáveis, que diferenciam-se pela fonte de luz utilizada, destacam-se entre elas: as impressoras SLA (estereolitografia), as impressoras DLP (Digital Light Processing), e as impressoras LCD (Liquid Crystal Display).

A estereolitografia, desenvolvida pelo pesquisador Hideo Kodama nos anos 70, utiliza o princípio da cura de polímeros fotossensíveis camada a camada, por meio de luz ultravioleta. O processo envolve o uso de um software que fatia digitalmente o objeto tridimensional em 5 a 20 camadas por milímetro (quanto menor a espessura da camada, maior a resolução)(139). Essas

informações são enviadas para uma impressora, e o material polimérico dentro da impressora, que é fotossensível, cura-se rapidamente sob a irradiação de comprimento de onda específico e luz ultravioleta de intensidade adequada. À medida que cada camada é polimerizada sobre a plataforma de construção, a plataforma é afastada exatamente na espessura da próxima camada a ser polimerizada, até que o objeto seja completamente formado(140).

O sistema de impressão DLP é composto por uma matriz de espelhos retangulares, em que cada espelho representa um pixel, e a resolução da imagem projetada depende do número de espelhos. A luz emitida pela fonte de luz é refratada pelos microespelhos e projetada na superfície para ser impressa(141). A tecnologia DLP oferece alta resolução de impressão, podendo atingir um tamanho mínimo de 50 μm , utilizando uma lâmpada LED com comprimento de onda de 405nm como fonte de luz(133). Essa abordagem fornece uma plano de exposição, diferenciando-se da SLA, em que toda a camada é construída através de uma única irradiação do laser. Além disso, a tecnologia DLP apresenta um tempo de impressão reduzido, pois cada camada é construída independentemente da forma ou do número de pixels(142).

A tecnologia de impressão 3D mais recente desenvolvida é denominada display de cristal líquido (LCD), surgiu como uma evolução da DLP, apresentando um funcionamento semelhante. No entanto, na técnica LCD, o display de cristal líquido atua como um sistema de imagem no qual a aplicação de um campo elétrico altera o arranjo molecular do cristal líquido, impedindo a passagem da luz(133). Isso resulta em uma resolução extremamente alta, proporcionando alta precisão de impressão. Além da precisão, a tecnologia LCD difere da DLP em relação à intensidade de luz, que desempenha um papel crucial na fotopolimerização, determinando a velocidade de impressão e o grau de cura. A alta velocidade de impressão e o baixo custo são as principais vantagens da tecnologia LCD(143). Outro ponto positivo é que os dispositivos LCD são capazes de controlar a intensidade da luz de forma independente para cada pixel. Apesar das impressoras LCD apresentarem custo relativamente baixo e boa resolução, os displays possuem vida útil curta e necessitam substituição rotineira(133).

2.4.2.1 FATORES QUE INFLUENCIAM NA IMPRESSÃO 3D

A fim garantir a confiabilidade na fabricação de peças impressas em 3D, é essencial considerar uma série de fatores. Esses parâmetros de construção estão interrelacionados e podem influenciar na qualidade superficial, propriedades mecânicas, precisão dimensional, tempo de impressão e necessidade de acabamento das peças fabricadas(144). No entanto, a falta de padronização nessas configurações ainda representa um desafio na manufatura aditiva.

2.4.2.1.1 ESPESSURA DA CAMADA

A determinação da espessura da camada na impressão 3D é influenciada pelas características geométricas e morfológicas do objeto, bem como por sua utilização a posteriori. Para garantir alta precisão, a espessura da camada é reduzida, enquanto camadas mais espessas são utilizadas em casos em que custo e tempo são mais importantes, como na impressão de modelos de prova(145).

A espessura da camada é influenciada pela quantidade de fotoiniciadores, pelas condições de irradiação luminosa (comprimento de onda, potência e tempo de exposição) e pela temperatura do monômero e demais componentes, como os pigmentos. A maioria dos monômeros são compostos a base de acrilato e não podem ser ativados diretamente por irradiação, sendo assim, se faz necessário a presença de fotoiniciadores(146).

Estudos frequentemente adotam espessuras de camada de 25, 50 e 100 μm . Alshamrani observou maior resistência à flexão em amostras impressas com uma espessura de camada de 100 μm (147). Enquanto Jang e colaboradores avaliaram a acurácia em duas espessuras de camadas, 50 e 100 μm , em que a espessura de 50 μm apresentou os melhores resultados(148). Scherer e colaboradores avaliaram a resistência flexural de duas resinas para impressão 3D em sete espessuras de camada, 10, 25, 50(controle), 75, 100, 125 e 150 μm , antes e após envelhecimento. Os resultados mostraram que o grupo controle, 50 μm , e o grupo de 75 μm apresentaram os melhores resultados(149). É notável que os resultados na literatura são bastante heterogêneos, não há uma padronização, isso dificulta a escolha do cirurgião-dentista na definição de parâmetros de impressão.

2.4.2.1.2 ANGULAÇÃO

A orientação é outro fator importante a ser considerado na impressão 3D. A orientação da peça durante a construção pode afetar as propriedades mecânicas, a precisão, bem como a qualidade da superfície(144). As propriedades mecânicas são geralmente anisotrópicas devido ao processo de fabricação baseado em camadas. A adesão da resina entre camadas sucessivas é geralmente mais fraca do que a adesão entre dentro de uma camada, e a orientação da peça influencia nesse processo (150).

Saini e colaboradores investigaram o efeito da angulação da camada em diferentes propriedade mecânicas de um material polimérico em cinco angulações diferentes. Os resultados comprovaram que a orientação das camadas tem influência na resistência a flexão, compressão, fadiga e tração(151). Unkovskiy comparou as orientações de impressão de 0°, 45° e 90° e conclui que as amostras impressas em 45° e 90° apresentaram as melhores propriedades mecânicas, não havendo diferença estatística entre eles(152).

2.4.2.1.3 PRESENÇA DE SUPORTES

A impressão 3D por meio da fotopolimerização é um processo no qual a resina líquida é transformada em objetos sólidos por camadas sucessivas. Durante a impressão, a resina líquida não tem capacidade de suportar o peso da construção das camadas, tornando necessário o uso de suportes de fixação. As estruturas de suporte, que têm a forma de pequenas colunas, são projetadas e conectados ao objeto a ser impresso, proporcionando maior estabilidade durante o processo de impressão, uma vez que ocorre a mudança de densidade durante a polimerização, e garantindo a integridade das camadas, prevenindo deformações. Ao finalizar a fabricação e concluir as etapas de pós-processamento, os suportes de fixação são removidos. No entanto, essa remoção é realizada manualmente. Além disso, após a remoção dos suportes de fixação, a rugosidade da superfície pode aumentar, tornando-se obrigatória uma etapa adicional de polimento (133).

2.4.2.1.4 PÓS-PROCESSAMENTO

Os objetos produzidos por meio da manufatura aditiva utilizando resinas fotopolimerizáveis requerem processos específicos após a impressão, conhecidos como pós-cura ou pós-processamento. Essas etapas de pós-processamento são necessárias para garantir resistência e melhoria no desempenho dos objetos produzidos, aumentando o número de ligações cruzadas entre as cadeias moleculares das resinas. Isso se faz necessário devido à possibilidade de encontrar regiões parcialmente ou completamente não polimerizadas após a impressão, devido à potência e velocidade do laser usado na impressora(133).

O pós-processamento engloba diversas técnicas que visam melhorar as propriedades mecânicas das resinas, o grau de conversão e a rugosidade da superfície dos objetos impressos(153). Suas propriedades são melhoradas devido à polimerização dos monômeros não reagidos, garantindo uma cura uniforme e completa(110). A duração do processo de pós-cura varia entre estudos, empresas e materiais, podendo também variar dependendo dos equipamentos utilizados. Estudos anteriores informaram que a pós-cura não afeta apenas a resistência mecânica, mas também influencia na precisão dos objetos impressos, sendo que o uso de equipamentos diferentes pode fornecer resultados distintos(153–155).

3 METODOLOGIA

DISCRIMINAÇÃO DO EXPERIMENTO DO PRESENTE ESTUDO

Os experimentos constituintes deste estudo são: avaliação *in vitro* quantitativa do valor de rugosidade e microdureza superficial após o tratamento de superfície e termociclagem de resina acrílica termopolimerizável por energia de micro-ondas e resina para impressão de placa oclusal. Análise qualitativa da morfologia por meio de microscopia eletrônica de varredura (MEV).

DESENHO EXPERIMENTAL

Os materiais utilizados no presente estudo estão descritos na Tabela 1.

Tabela 1 - Descrição dos materiais utilizados na confecção das amostras e nos protocolos de polimento

NOME	COMPOSIÇÃO	LOTE	FABRICANTE
VIPI WAVE	Polímero: Polimetilmetacrilato, Peróxido de Benzoila, Pigmentos Biocompatíveis Monômero: Metilmetacrilato, EDMA (Crosslink), Inibidor	Polímero: 0000147043 Monômero: 0000172500	Vipi Produtos Odontológicos Ltda., São Paulo, Brasil
Prizma Bio Splint	Oligômeros, monômeros, fotoinicadores, estabilizante, pigmento.	187722	Makertech Labs Ltda, Tatuí, São Paulo, Brasil.
Palaseal	MMA, THEICTA, epóxiacrilizado e polissiloxano	M010161	Kulzer GmbH, Hanau, Alemanha
Polidor Cinza PGU10	Ponta de silicone com óxido de alumínio	1316	DhPro, Paranaguá, Paraná, Brasil
Polidor Verde PA20	Ponta de silicone com óxido de alumínio	1339	DhPro, Paranaguá, Paraná, Brasil
Polidor Amarelo PA30	Ponta de silicone com óxido de alumínio	1339	DhPro, Paranaguá, Paraná, Brasil
Polidor Marrom TH ACR 300	Discos de borracha impregnados com abrasivos	453304	Trihawk, Nova York, EUA
Polidor Rosa TH ACR 301F	Discos de borracha impregnados com abrasivos	453882	Trihawk, Nova York, EUA

*O fabricante revelou apenas a composição genérica da composição da resina Prizma, registro ANVISA 80483740001

Os grupos experimentais foram divididos de acordo com o protocolo de polimento utilizado. Foram confeccionadas 120 amostras para avaliação quantitativa por meio de rugosidade superficial (Ra) e microdureza Vickers (HV), as amostras foram alocadas de forma aleatória em 6 grupos diferentes, de acordo com o protocolo de polimento e tipo de resina, cada grupo era composto por 10 amostras. No que tange a análise qualitativa, foi confeccionada 1 amostra para cada grupo a fim de serem avaliadas por meio de microscopia eletrônica de varredura nos dois tempos (após tratamento de superfície e após termociclagem).

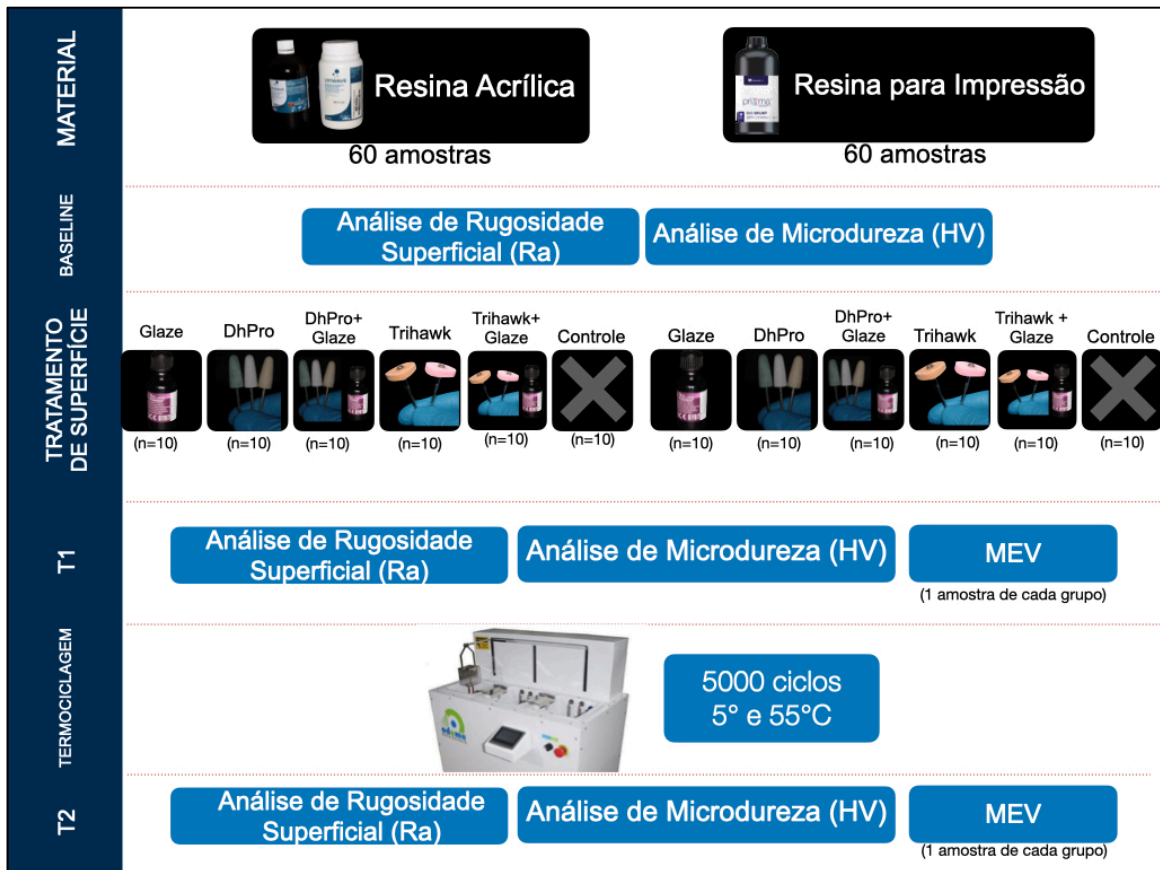


Figura 2 Fluxograma representando o delineamento do estudo.

PREPARO DAS AMOSTRAS DE RESINA ACRÍLICA

A representação esquemática das etapas de fabricação das amostras estão demonstradas na Figura 3. Foi realizado um projeto no software Meshmixer (Autodesk, Califórnia EUA), seguindo as proporções utilizadas no trabalho de Grymak e colaboradores(15), com dimensões de 40x40x3mm. Esse projeto foi transferido para uma impressora tridimensional odontológica (Photon MONO 4K, Anycubic, Shenzhen Anycubic Technology Co., Ltd, China), para impressão da matriz quadrada em resina fotopolimerizável para impressão 3D (Prizma Biosplint, MakertechLabs, São Paulo, Brasil).

A matriz foi incluída em silicone de condensação laboratorial (ReflexLab, YLLER, Pelotas, Brasil), após manipulação de uma colher dosadora da parte densa com duas medidas de catalisador equivalente ao diâmetro da colher dosadora. O conjunto matriz e arcaçouço em silicone foram incluídos em mufla metálica (Nova OGP, São Paulo, Brasil) com gesso pedra tipo III (Asfer Indústria Química Ltda, São Paulo, Brasil), manipulado de acordo com as recomendações

do fabricante. Após o tempo de presa do gesso, as muflas foram separadas e a matriz removida do arcaçouço de silicone.

A manipulação e polimerização da resina acrílica termopolimerizável por energia de micro-ondas (VipiWave, VIPI produtos odontológicos Ltda, São Paulo, Brasil) ocorreu seguindo as recomendações do fabricante. Em um pote paladon foram adicionados 6,5ml do monômero e logo em seguida 14g do pó da resina acrílica, a manipulação ocorreu com espátula 7 até total homogeneização. Aguardou-se até a fase plástica para incluir o conteúdo dentro do silicone, a mufla foi, então, levada a prensa hidráulica (Protécni, Araraquara, São Paulo, Brasil), em que foi realizada prensagem de prova de forma lenta e gradual até 500Kgf. A mufla foi aberta para remoção dos excessos de resina acrílica, e, novamente, levada para prensagem definitiva que ocorreu de forma gradual até 1000Kgf, aguardando um período de 15 minutos, logo em seguida a mufla foi aparafusada.

Prosseguindo para a polimerização, as muflas foram levadas para aparelho de micro-ondas (Modelo ME23S, Electrolux, São Paulo, Brasil) com potência de 1100W. No estágio inicial as configurações do forno foram ajustadas para 20% de potência durante 20 minutos, após esse período a potência foi alterada para 60% durante 5 minutos. Para demuflagem, as muflas foram retiradas do aparelho de micro-ondas e abertas após atingirem a temperatura ambiente.

As amostras foram, então, desincludas passaram por um processo para remoção dos excessos com broca de tungstênio “minicut” (Modelo XXRD107, Trihawk, Nova York, EUA), então sofreram acabamento com lixas de carbetto de silício nas granulações 180, 320 e 600 (3M, Minnesota, EUA), durante 1 minuto em cada lixa, sob constante irrigação em politriz (Teclago, São Paulo, Brasil), com velocidade de 204rpm. Ao final, as amostras foram levadas à cuba ultrassônica (Digital Ultrasonic Cleaner, Gnatus, São Paulo, Brasil) com água destilada por 5 minutos para limpeza da superfície e armazenadas por 24 horas em água destilada em estufa (Odontobras, São Paulo, Brasil) a 37°C.



Figura 3. Representação das etapas do processo de fabricação das amostras de resina acrílica.

PREPARO DAS AMOSTRAS DE RESINA PARA IMPRESSÃO

A representação esquemática das etapas de fabricação das amostras estão demonstradas na Figura 4. O projeto das amostras quadradas foi realizado no software MeshMixer (Autodesk, California, EUA), com dimensões de 40x40x3mm. Esse arquivo foi exportado em formato STL para o software de fatiamento Photon Workshop (V2.1.29.RC12, Shenzhen Anycubic Technology, China). As amostras foram impressas (Photon MONO 4K, Anycubic, Shenzhen Anycubic Technology Co., Ltd, China) seguindo as recomendações do fabricante, com angulação de 45° (156) em relação a plataforma e espessura de camada medindo 50 μ m(157). Os suportes foram posicionados nas faces laterais dos espécimes, a fim de evitar interferência com a região a ser analisada.

A resina utilizada foi a Prizma Biosplint (MakertechLabs, São Paulo, Brasil). Todas as amostras foram impressas com material da mesma garrafa. Após a impressão, as amostras foram levadas a equipamento com função dual (Wash and Cure 2.0, Anycubic, Shenzhen Anycubic Technology, China), para dois banhos de álcool isopropílico 90%, o primeiro para remover o excesso de resina

por 1 minuto, em álcool parado, e o segundo com álcool em movimento por 5 minutos; e polimerização realizada em todos os lados das amostras, em câmara de cura, por luz ultravioleta, 385 nm de comprimento de onda, durante 20 minutos(158)

Todas as amostras passaram por um processo de remoção dos suportes com broca de tungstênio “minicut” (Modelo XXRD107, Trihawk, Nova York, EUA), logo foram submetidas a acabamento com lixas de carbetto de silício nas granulações 180, 320 e 600 (3M, Minnesota, EUA), durante 1 minuto em cada lixa, sob constante irrigação em politriz (Teclago, São Paulo, Brasil, com velocidade de 204rpm. Ao final, as amostras foram levadas à cuba ultrassônica (Digital Ultrasonic Cleaner, Gnatus, São Paulo, Brasil) com água destilada por 5 minutos para limpeza da superfície e armazenadas por 24 horas em água destilada em estufa (Odontobras, São Paulo, Brasil) a 37°C.

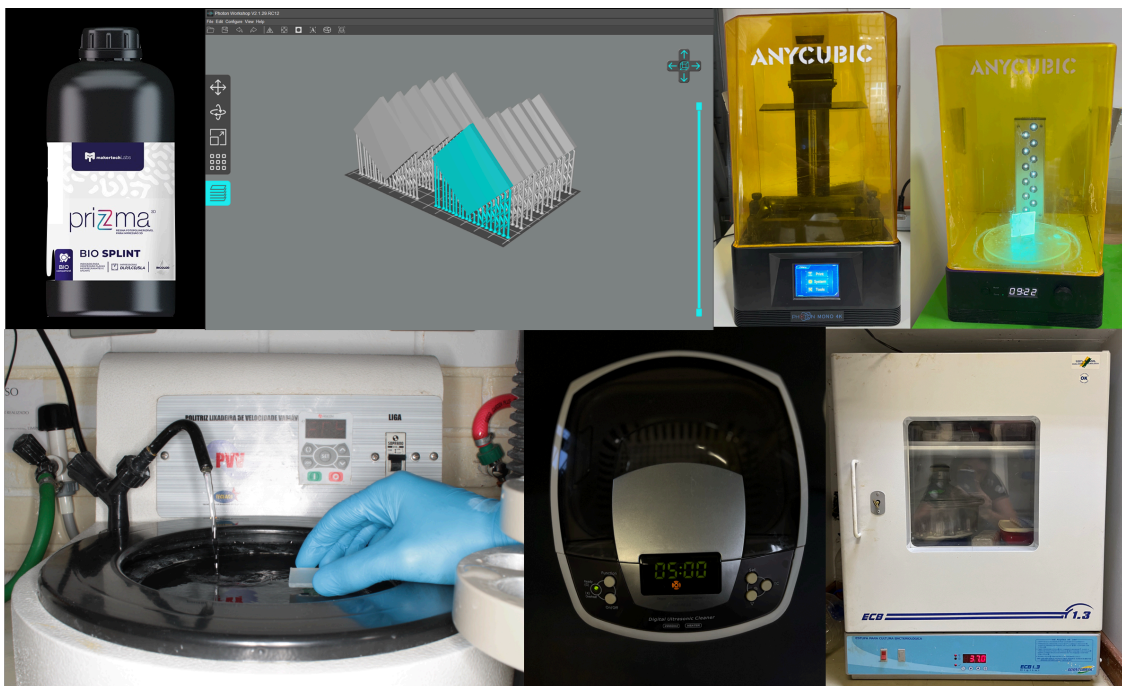


Figura 4. Representação das etapas do processo de fabricação das amostras de resina para impressão 3D.

TRATAMENTO DE SUPERFÍCIE

Para padronização do protocolo de polimento, utilizou-se um motor elétrico (Neodent, Curitiba, Brasil) para controle e ajuste da velocidade de

rotação. Foi confeccionado um aparato (Imagem 4) em software MeshMixer (Autodesk, California, EUA) e impresso em resina para impressão (Melting 3D, Louveira, São Paulo, Brasil) para que todas as amostras fossem adaptadas, e o aparato adaptado a algômetro digital (Comércio De Tecnologias Biomédicas Med.Dor Ltda, Governo Valadares, Minas Gerais, Brasil) com o intuito de controlar a pressão a ser aplicada sobre a superfície testada, estabelecida em 1 N, de acordo com Grymak e colaboradores(15). A peça reta foi acoplada no motor elétrico, e estabilizada por meio de um Torno Morsa de bancada (Sparta, Mundo das Ferramentas do Brasil Ltda, Dourado, Mato Grosso do Sul, Brasil). O operador movimentava o conjunto amostra+aparato+algômetro sobre o polidor preso a bancada (Imagem 4). Todos os protocolos foram realizados por um operador seguindo as orientações dos fabricantes. Após a sequência de polimento, as amostras foram levadas à cuba ultrassônica (Digital Ultrasonic Cleaner, Gnatus, São Paulo, Brasil) com água destilada por 5 minutos para limpeza da superfície e armazenadas por 24 horas em água destilada em estufa (Odontobras, São Paulo, Brasil) a 37°C.

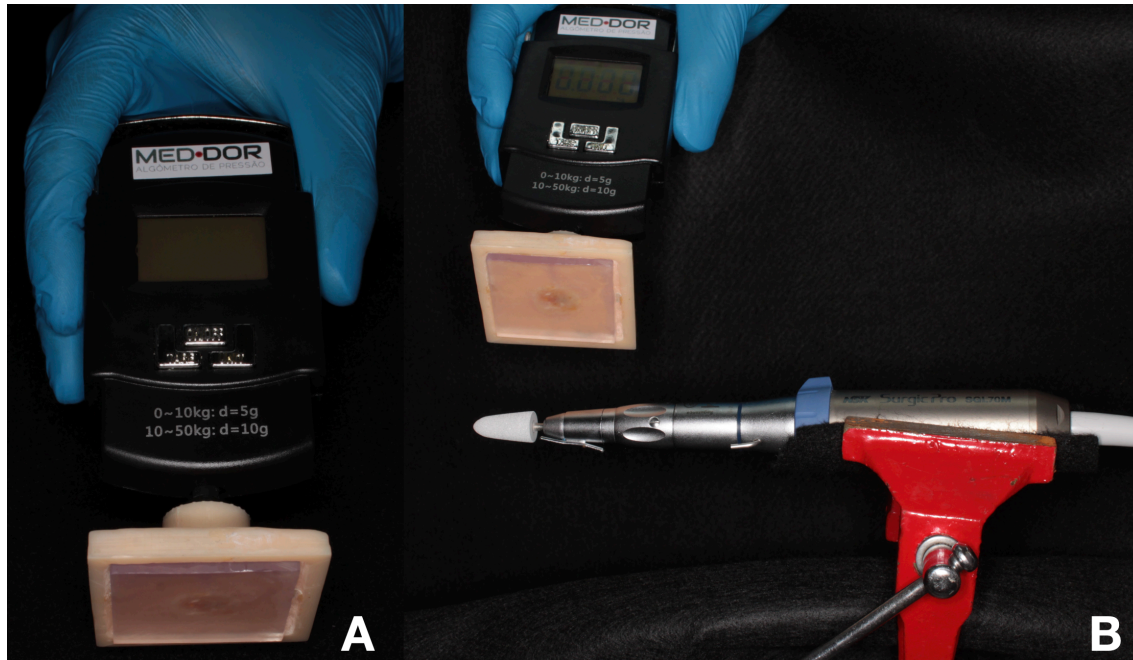


Figura 5. A) Aparato confeccionado sob algômetro para adaptar as amostras. B) Representação gráfica de como os polimentos foram realizados, algômetro + adaptador+ amostra pressionados sob peça reta imóvel.

Os protocolos de polimentos serão descritos e representados abaixo:

1. Glaze

O selante Palaseal (Kulzer, Alemanha) foi dispensado em um pote dappen, com o auxílio de um pincel de cabeça chata e macia (pincel #2 715, Keramik, Suíça), foi mergulhado no conteúdo, removido o excesso e em seguida aplicado em uma única camada homogênea seguindo sempre uma mesma direção, sem que fosse reaplicado na mesma região, sobre a superfície seca da amostra. Após a espera de 20 segundos, a amostra foi levada a câmara de fotopolimerização (Wash and Cure 2.0, Anycubic, Shenzhen Anycubic Technology, China), por 90 segundos, Figura 6.

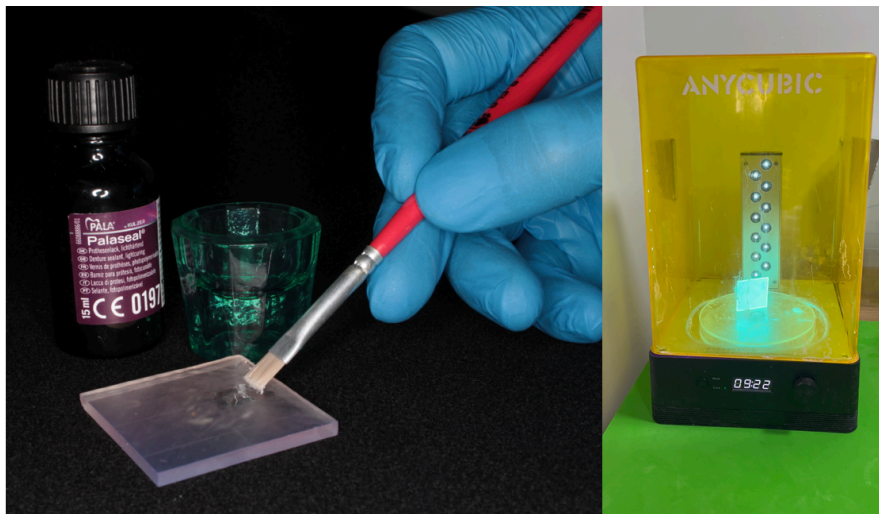


Figura 6. Sequência de polimento do Grupo Glaze

2. DhPro

As amostras foram adaptadas no aparato, encaixadas no algômetro (Med.Dor, Minas Gerais, Brasil), e em seguida prosseguiu-se com o polimento de acordo com as orientações do fabricante. Foi realizado o polimento com pontas polidoras de silicone com óxido de alumínio (Kit Ultra PA102030, DhPro, Paraná, Brasil), conforme sequência: Passo 1 –ponta cinza (PGU10); Passo 2 - ponta verde (PA20); Passo 3 –ponta amarela (PA30), Figura 7.

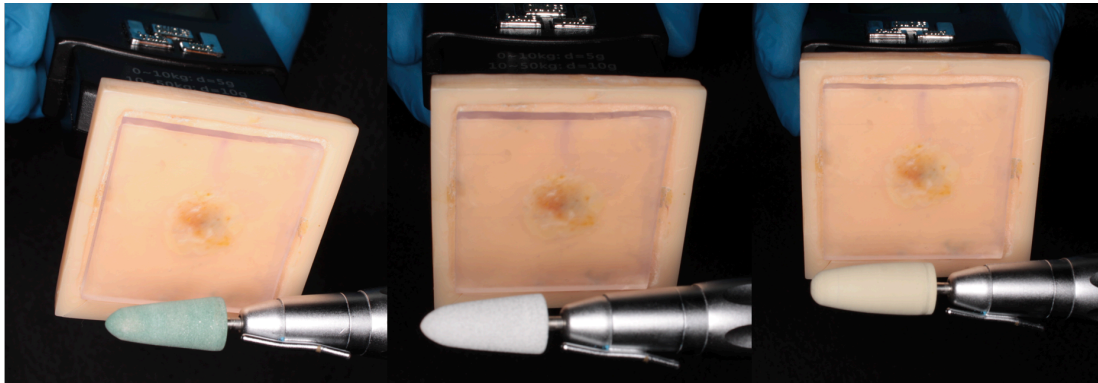


Figura 7. Sequência de polimento do Grupo DH Pro

3. Dhpro + Glaze

As amostras desse grupo foram polidas seguindo os mesmos critérios e sequência de polimento para o protocolo 2, em seguida aplicou-se o selante Palaseal sobre a superfície polida conforme os mesmos critérios para o protocolo 1, Figura 8.

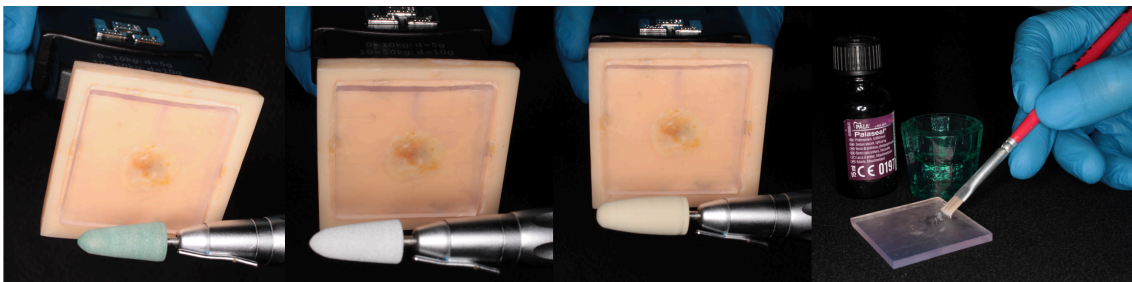


Figura 8. Sequência de polimento do Grupo DH Pro + Glaze

4. Trihawk

As amostras foram adaptadas no aparato, encaixadas no algômetro (Med.Dor, Minas Gerais, Brasil), e em seguida prosseguiu-se com o polimento de acordo com as orientações do fabricante. Foi realizado o polimento com discos polidores, conforme sequência: Passo 1 – disco laranja (TH ACR 300, Trihawk, Nova York, EUA) ; Passo 2 – disco rosa (TH ACR 301F, Trihawk, Nova York, EUA), Figura 9.

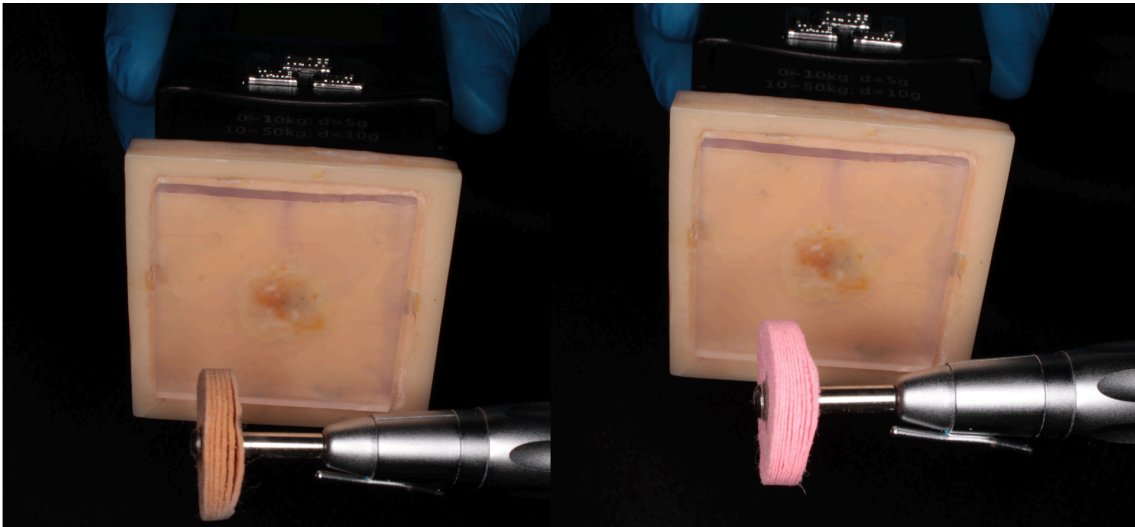


Figura 9. Sequência de polimento do Grupo Trihawk

5. Trihawk + Glaze

As amostras desse grupo foram polidas seguindo os mesmos critérios e sequência de polimento para o protocolo 4, em seguida aplicou-se o selante Palaseal sobre a superfície polida conforme os mesmos critérios para o protocolo 1, Figura 10.

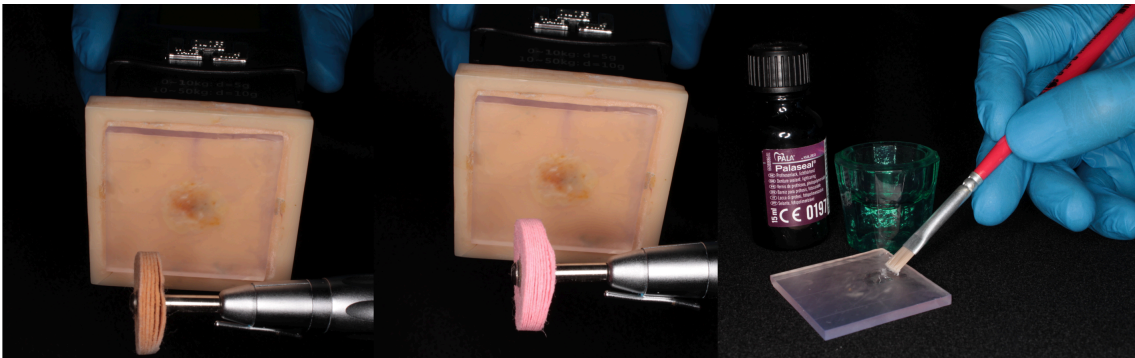


Figura 10. Sequência de polimento do Grupo Trihawk + Glaze

6. Controle

As amostras desse grupo, após a sequência de lixas em politriz, não sofreram tratamento de superfície por meio de protocolo de polimento, sendo o grupo controle.

ANÁLISE DE RUGOSIDADE SUPERFÍCIAL (Ra)

A avaliação de rugosidade de superfície média foi determinada por meio de rugosímetro portátil TR210 (TIME, Digimess, São Paulo, Brasil). A análise em rugosímetro se dá pela leitura de superfície da amostra por uma agulha diamantada que percorre uma área estabelecida e transfere as movimentações para um gráfico por meio de impulsos elétricos. As leituras foram realizadas por um mesmo operador. As amostras foram posicionadas em uma base de silicone laboratorial (ReflexLab, Yller, Pelotas, Brasil), e adaptadas paralelamente a mesa de operação do rugosímetro. Cada espécime foi individualmente posicionado no centro do equipamento e a ponta medidora do rugosímetro na superfície dele. Aleatoriamente foi realizada a leitura no centro do espécime, e duas leituras paralelas, à direita e à esquerda desse centro, de acordo com a ISO 4287, sendo a média calculada após essas três leituras. O aparelho foi calibrado com um filtro de medição de 0.8 mm, que representa o comprimento de amostragem e cutoff de 0,25.

MICRODUREZA VICKERS (HV)

Cada amostra foi submetida a três leituras de microdureza Vickers em um Microdurômetro Digital (FM-700 Dual, Futurre Tech, Kawasaki, Japão) com carga de 50gf por 30 segundos(159). As amostras de resina foram posicionadas paralelas à mesa do microdurômetro, permitindo a marcação do diamante em forma de pirâmide com ângulo de 136°, e posteriormente medida a profundidade de penetração.

Após a indentação, foram medidas as diagonais, em ampliação x20, criadas pelo diamante no corpo de prova e o equipamento automaticamente converteu as medidas em unidades de dureza Vickers (VHN - kg/mm²) com uma escala de dois décimos de precisão. Ao final das três leituras, foi registrada a média delas para cada amostra.

TERMOCICLAGEM

Após avaliação por meio de rugosidade superficial e microdureza, todas as amostras foram submetidas a termociclagem na termocicladora OMC 300 (Odeme, Luzerna, Brasil) em água à temperatura de 5° e 55°C(160), com tempo de imersão de 30s e 10 de transição entre as cubas de banho frio e quente.

MICROSCOSCOPIA ELETRÔNICA DE VARREDURA

Para avaliar a topografia da superfície, as amostras foram metalizadas, cobertas com liga de ouro, montadas em *stub* de alumínio e analisadas no microscópio eletrônico de varredura, MEV (JEOL, Tóquio, Japão) a 20k de voltagem. Fotomicrografias foram realizadas nas ampliações 50x, 200x, 2500x e 5000x.

ANÁLISE ESTATÍSTICA

O programa Statistical Package for the Social Sciences 26 (IBM SPSS) foi utilizado para avaliação estatística dos resultados do estudo. Para todos os testes, a distribuição normal dos dados foi verificada por meio do teste de Kolmogorov-Smirnov. Para comparação do polimento, antes da termociclagem, foi realizado Análise de Variância (ANOVA) de dois fatores (tipo de resina e tipo de polimento). Para avaliação após o polimento e depois da termociclagem, foi realizada a Análise de Variância (ANOVA) medidas repetidas dois fatores (tipo de polimento e tempo), para cada tipo de resina. Todos os testes foram seguidos do teste de Tukey, com nível de significância de 5%.

4 RESULTADOS

Os resultados dos testes ANOVA de dois fatores estão apresentados na tabela 2 (rugosidade superficial) e tabela 3 (microdureza superficial). Os resultados do teste ANOVA medidas repetidas de dois fatores estão apresentados na tabela 3 (rugosidade superficial das amostras de resina acrílica), tabela 4 (rugosidade superficial das amostras de resina para impressão), tabela 5 (microdureza superficial das amostras de resina acrílica) e tabela 6 (microdureza superficial das amostras de resina para impressão).

Tabela 2. Resultado do teste ANOVA de dois fatores para tipo de resina e tipo de polimento na rugosidade superficial

Origem	SS	df	MS	F	P
Modelo corrigido	2.166	11	0.197	123.838	<0.001*
Intercepto	5.249	1	5.249	3300.893	<0.001*
Tipo de resina	0.006	1	0.006	3.700	0.057
Tipo de polimento	2.123	5	0.425	266.982	<0.001*
Tipo de resina X Tipo de polimento	0.038	5	0.008	4.722	0.001*
Erro	0.172	108	0.002		
Total	7.587	120			
Total corrigido	2.338	119			

*P<0,05 denota diferença estatística significativa.

Tabela 3. Resultado do teste ANOVA de dois fatores para tipo de resina e tipo de polimento na microdureza superficial

Origem	SS	df	MS	F	P
Modelo corrigido	338.690	11	30.790	16.470	<0.001*
Intercepto	28275.723	1	28275.723	15124.793	<0.001*
Tipo de resina	162.789	1	162.789	87.077	<0.001*
Tipo de polimento	114.895	5	22.979	12.292	<0.001*
Tipo de resina X Tipo de polimento	61.006	5	12.201	6.526	0.001*
Erro	201.905	108	1.869		
Total	28816.319	120			
Total corrigido	540.596	119			

*P<0,05 denota diferença estatística significativa.

Tabela 4. Análise de variância (ANOVA) com medidas repetidas de dois fatores de análise do tipo de polimento na rugosidade superficial dos grupos confeccionados com resina acrílica.

Fatores de Variação	SS	df	MS	F	P
Tipo de polimento	1.889	5	0.378	7.344	<0.001*
Entre amostras	2.778	54	0.051		
Tempo	2.366	2	1.183	20.659	<0.001*
Tipo de polimento x Tempo	1.739	10	0.174	3.038	0.002*
Intra amostras	6.184	108	0.057		

*P<0,05 denota diferença estatística significativa.

Tabela 5. Análise de variância (ANOVA) com medidas repetidas de dois fatores de análise do tipo de polimento na microdureza superficial dos grupos confeccionados com resina acrílica.

Fatores de Variação	SS	df	MS	F	P
Tipo de polimento	78.085	5	15.617	3.445	0.009*
Entre amostras	244.803	54	4.533		
Tempo	317.107	2	158.553	88.894	<0.001*
Tipo de polimento x Tempo	20.555	10	2.056	1.152	0.331
Intra amostras	192.630	108	1.784		

*P<0,05 denota diferença estatística significativa.

Tabela 6. Análise de variância (ANOVA) com medidas repetidas de dois fatores de análise do tipo de polimento na rugosidade superficial dos grupos confeccionados com resina para impressão.

Fatores de Variação	SS	df	MS	F	P
Tipo de polimento	1.790	5	0.358	94.400	<0.001*
Entre amostras	0.205	54	0.004		
Tempo	1.336	2	0.668	232.565	<0.001*
Tipo de polimento x Tempo	0.935	10	0.094	32.562	<0.001*
Intra amostras	0.310	108	0.003		

*P<0,05 denota diferença estatística significativa.

Tabela 7. Análise de variância (ANOVA) com medidas repetidas de dois fatores de análise do tipo de polimento na microdureza superficial dos grupos confeccionados com resina para impressão.

Fatores de Variação	SS	df	MS	F	P
Tipo de polimento	165.119	5	33.024	20.014	<0.001*
Entre amostras	89.102	54	1.650		
Tempo	296.372	2	148.186	229.396	<0.001*
Tipo de polimento x Tempo	90.892	10	9.089	14.070	<0.001*
Intra amostras	69.766	108	0.646		

*P<0,05 denota diferença estatística significativa.

De acordo com os resultados do estudo, o melhor polimento, tanto para resina acrílica quanto para resina para impressão, foi o com o kit Tri Hawk (Tabela 8). O polimento com o kit da DH Pro e o polimento com Tri Hawk + glaze

tiveram diferença estatística entre os tipos de resinas, apresentando valores maiores para resinas para impressão (Tabela 8).

Tabela 8. Valores médios (desvio padrão) para rugosidade superficial (μm) e microdureza superficial (Kgf/mm^2) de acordo com o tipo de polimento e tipo de resina.

Teste	Tipo de Polimento	Tipo de resina	
		Resina Acrílica	Resina para impressão
Rugosidade Superficial	Glaze	0.17 (0.03) Aa	0.14 (0.02) ADa
	DH Pro	0.34 (0.03) Ba	0.39 (0.03) Bb
	DH Pro + Glaze	0.18 (0.02) Aa	0.16 (0.07) Aa
	Tri Hawk	0.06 (0.05) Ca	0.06 (0.01) Ca
	Tri Hawk + Glaze	0.04 (0.01) Ca	0.12 (0.02) Db
	Controle	0.40 (0.04) Da	0.41 (0.03) Ba
Microdureza superficial	Glaze	17.02 (1.65) Aa	15.33 (0.57) Ab
	DH Pro	16.27 (1.76) ABa	11.73 (1.23) Bb
	DH Pro + Glaze	15.12 (1.01) Ba	15.24 (0.97) Aa
	Tri Hawk	15.61 (1.34) BCa	12.99 (2.00) Cb
	Tri Hawk + Glaze	16.69 (1.23) ACa	14.63 (0.91) Ab
	Controle	18.36 (1.87) Da	15.18 (1.00) Ab

Médias seguidas de mesma letra maiúscula na coluna e médias seguidas da mesma letra minúscula mesma linha não diferem ao nível de 5% de significância ($P < 0.05$) pelo teste de Tukey.

Para resina acrílica, a rugosidade superficial se manteve após a termociclagem apenas para as amostras polidas com Tri Hawk, Tri Hawk + glaze e controle (Tabela 9). Para a microdureza superficial, todos os valores das amostras de resina acrílica diminuíram depois da termociclagem, independente do tipo de polimento (tabela 8).

Tabela 9. Valores médios (desvio padrão) para rugosidade superficial (μm) e microdureza superficial (Kgf/mm^2) para amostras de resina acrílica, de acordo com tempo de avaliação

Teste	Tipo de Polimento	Tempo	
		T1 – após polimento	T2 – após 5000 ciclos

	Glaze	0.17 (0.03) Ab	0.31 (0.15) Ac
	DH Pro	0.34 (0.03) Ba	0.53 (0.14) Bb
Rugosidade Superficial	DH Pro + Glaze	0.18 (0.02) Aa	0.39 (0.12) ADb
	Tri Hawk	0.06 (0.05) Cb	0.06 (0.03) Cb
	Tri Hawk + Glaze	0.04 (0.01) Cb	0.07 (0.02) Cb
	Controle	0.40 (0.04) Da	0.43 (0.03) Da
	Glaze	17.02 (1.65) ADa	14.93 (0.91) ABCDb
	DH Pro	16.27 (1.76) ABa	14.46 (1.04) BCb
Microdureza superficial	DH Pro + Glaze	15.12 (1.01) Ba	14.14 (1.08) Bb
	Tri Hawk	15.61 (1.34) BCa	14.14 (1.05) Bb
	Tri Hawk + Glaze	16.69 (1.23) ACa	15.28 (0.89) CDb
	Controle	18.36 (1.87) Da	15.42 (0.29) Db

Médias seguidas de mesma letra maiúscula na coluna e médias seguidas da mesma letra minúscula mesma linha não diferem ao nível de 5% de significância ($P < 0.05$) pelo teste de Tukey.

Considerando a resina para impressão, valores de rugosidade superficial aumentaram e os valores de microdureza superficial diminuíram após a termociclagem, independente do tipo de polimento (Tabela 10).

Tabela 10. Valores médios (desvio padrão) para rugosidade superficial e microdureza superficial para amostras de resina de impressão, de acordo com tempo de avaliação

Teste	Tipo de Polimento	Tempo	
		T1 – após polimento	T2 – após 5000 ciclos
	Glaze	0.14 (0.02) ADa	0.21 (0.01) ADb
	DH Pro	0.39 (0.03) Ba	0.56 (0.08) Bb
Rugosidade Superficial	DH Pro + Glaze	0.16 (0.07) Aa	0.24 (0.08) Ab
	Tri Hawk	0.06 (0.01) Ca	0.10 (0.09) Cb
	Tri Hawk + Glaze	0.12 (0.02) Da	0.16 (0.04) CDb
	Controle	0.41 (0.03) Ba	0.46 (0.03) Eb
	Glaze	15.33 (0.57) Aa	14.24 (0.28) Ab
	DH Pro	11.73 (1.23) Ba	9.97 (0.98) Bb
Microdureza superficial	DH Pro + Glaze	15.24 (0.97) Aa	13.28 (0.35) Cb
	Tri Hawk	12.99 (2.00) Ca	11.03 (1.21) Db
	Tri Hawk + Glaze	14.63 (0.91) Aa	13.28 (0.61) Cb
	Controle	15.18 (1.00) Aa	11.10 (0.69) Db

Médias seguidas de mesma letra maiúscula na coluna e médias seguidas da mesma letra minúscula mesma linha não diferem ao nível de 5% de significância ($P < 0.05$) pelo teste de Tukey.

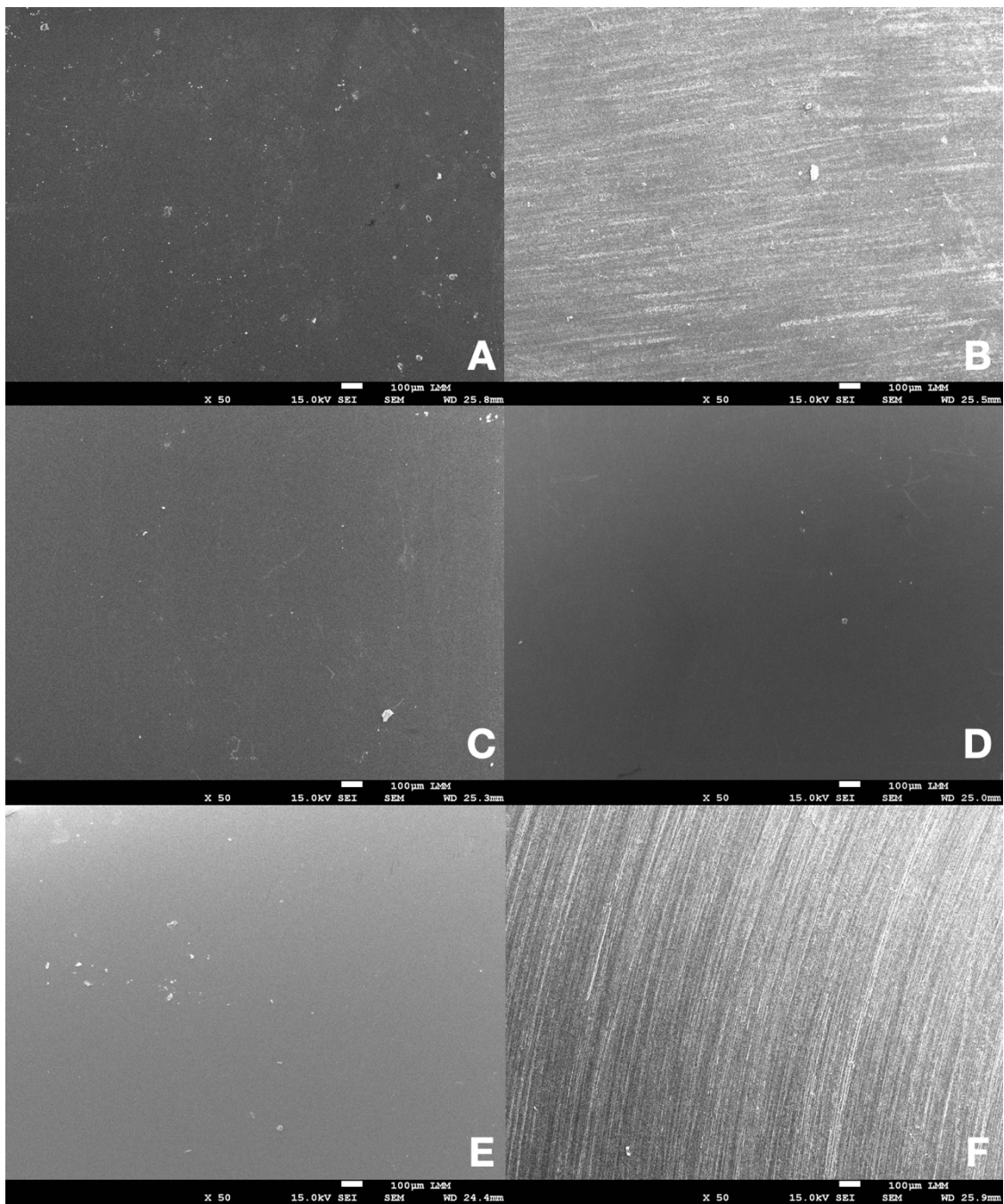


Figura 11. Imagens por MEV representativas da superfície dos grupos para resina acrílica por energia de microondas. A) G. Glaze; B) G. DH Pro; C) DH Pro +Glaze; D)G. Trihawk; E) G. Trihawk+Glaze; F) G. Controle

A Figura 11 representa os grupos de resina acrílica termopolimerizável por energia de micro-ondas após os protocolos de polimento. Nota-se no grupo DH Pro (Figura 10.B) padrões de desgaste semelhantes ao grupo controle, apresentando uma maior irregularidade superficial. Já o grupo Trihawk e Trihawk + Glaze(Figura 10.D e 10.E) apresentam uma superfície mais regular, com uma maior lisura.

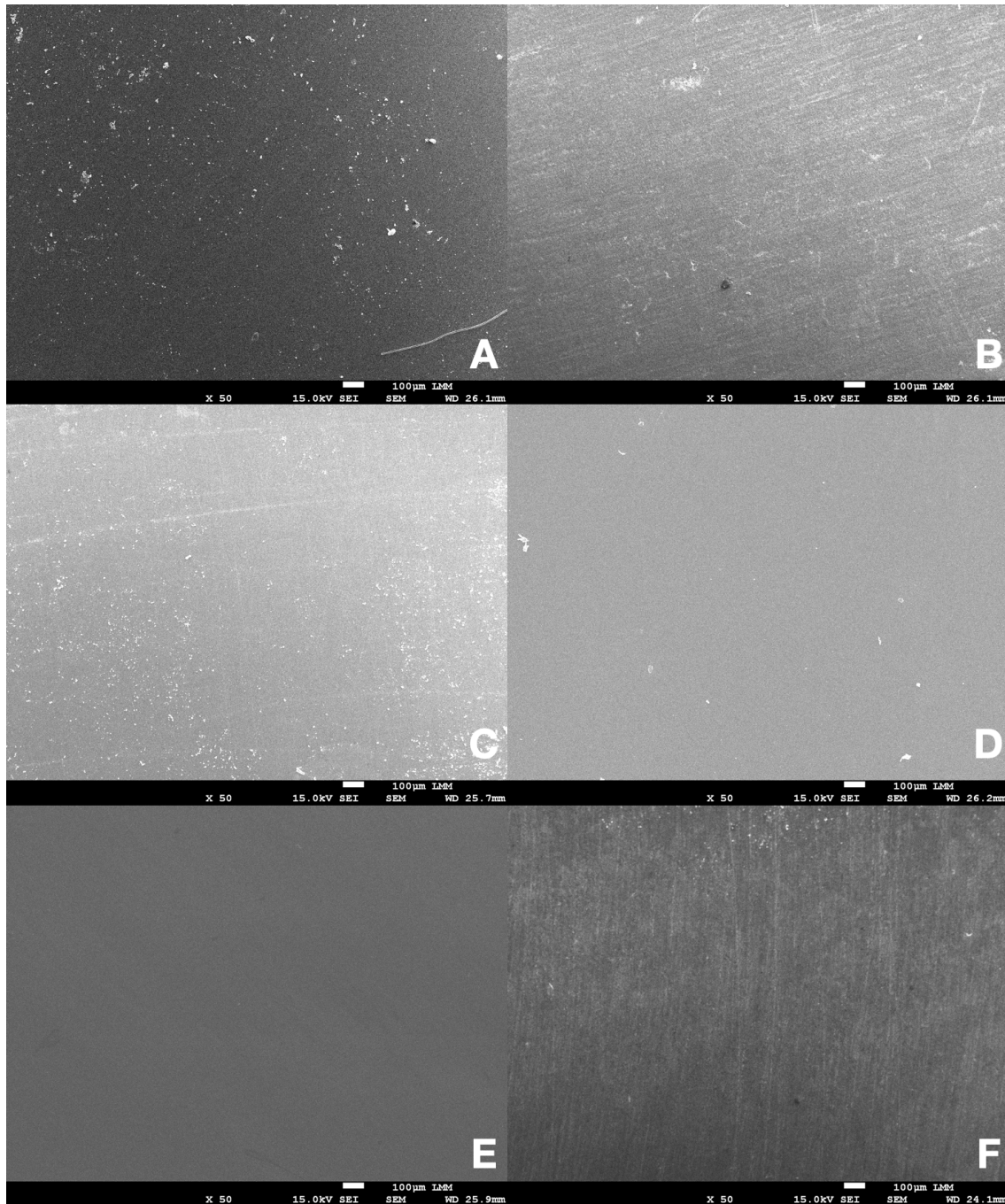


Figura 12. Imagens por MEV representativas da superfície dos grupos para resina para Impressão 3D. A) G. Glaze; B) G. DH Pro; C) DH Pro +Glaze; D)G. Trihawk; E) G. Trihawk+Glaze; F) G. Controle

Na Figura 12, os grupos de resina para impressão após o protocolo de polimento apresentam características semelhantes ao grupo anterior. Os grupos Trihawk e Trihawk + Glaze (Figura 12D e 12E) apresentam topografias mais lisas e regulares, enquanto o grupo DH Pro (Figura 12A) apresenta maior irregularidade e padrões de desgaste semelhante ao grupo controle (Figura 12F). Nos grupo Glaze (Figura 12A) e DH Pro + Glaze (Figura 12C) pode-se

perceber que mesmo com a aplicação do selante, é possível visualizar uma superfície com maior irregularidade .

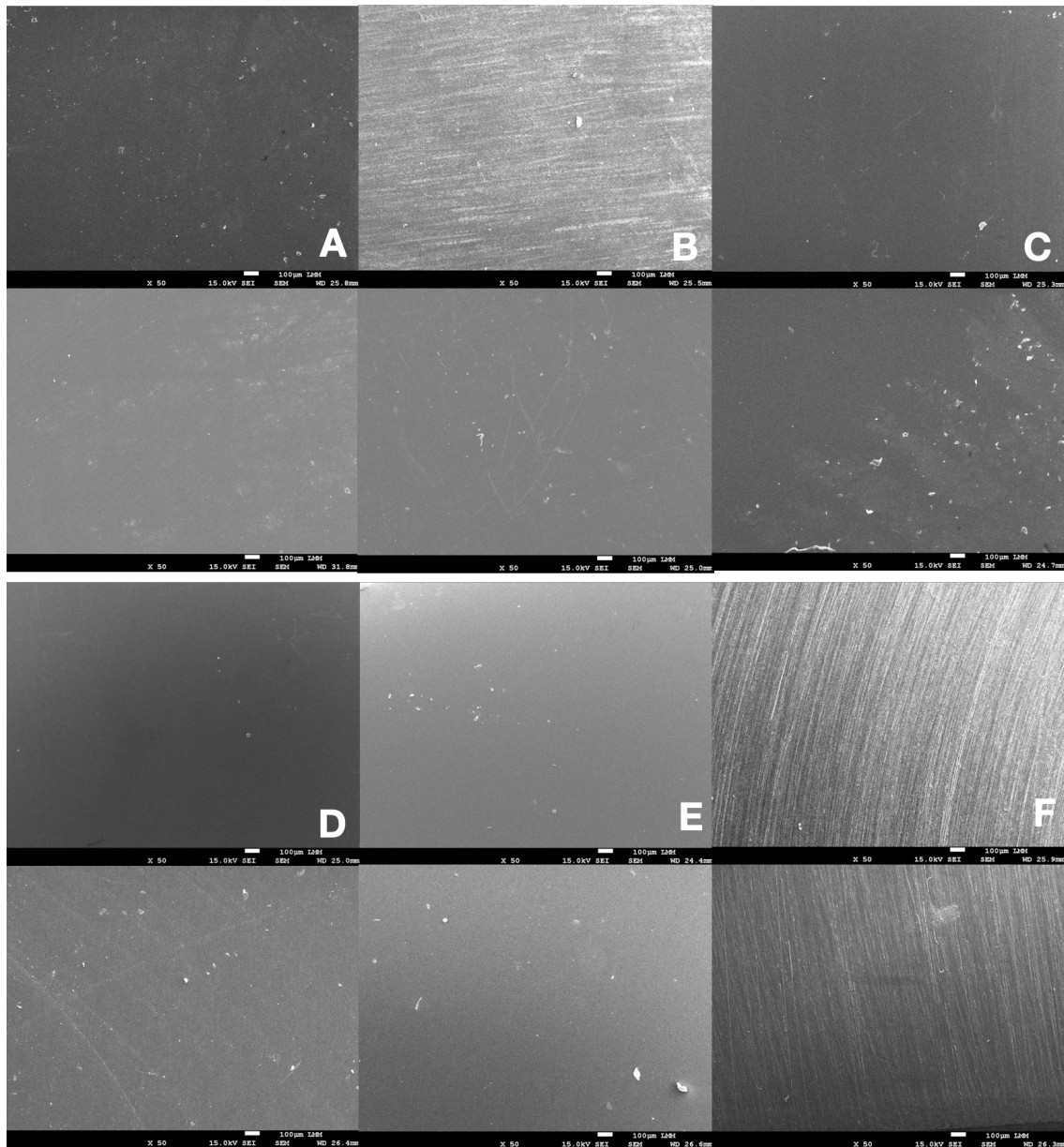


Figura 13. Imagens por MEV representativas da superfície dos grupos para resina acrílica por energia de micro-ondas antes (imagem superior) e depois (imagem inferior) da termociclagem. A) G. Glaze; B) G. DH Pro; C) DH Pro +Glaze; D) G. Trihawk; E) G. Trihawk+Glaze; F) G. Controle

As amostras de resina acrílica apresentaram modificação em sua topografia após ciclagem térmica, em que é possível visualizar diversos padrões de irregularidades. Apenas os grupos Trihawk (Figura 13D) e Trihawk +Glaze (Figura 13E) apresentaram valores de Ra abaixo de $0,2\mu\text{m}$.

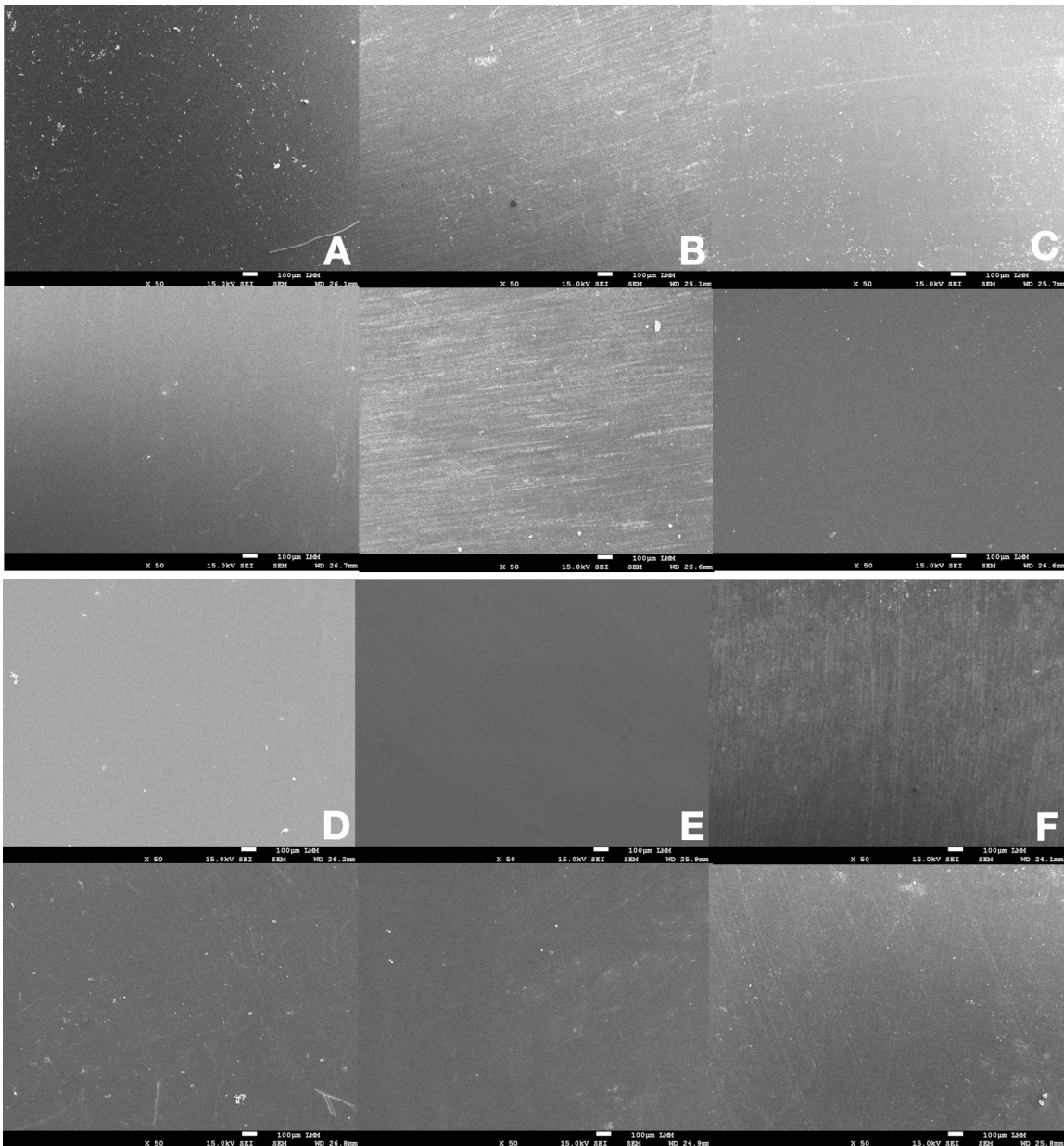


Figura 14. Imagens por MEV representativas da superfície dos grupos para resina para impressão 3D antes (imagem superior) e depois (imagem inferior) da termociclagem. A) G. Glaze; B) G. DH Pro; C) DH Pro +Glaze; D) G. Trihawk; E) G. Trihawk+Glaze; F) G. Controle

Assim como amostras de resina acrílica, as amostras de resina para impressão 3D sofreram alterações de superfície após ciclagem térmica. É possível visualizar diversos padrões de irregularidades na maior parte das imagens. Apenas os grupos Trihawk (Figura 14D) e Trihawk +Glaze (Figura 14E) apresentaram valores de R_a abaixo de $0,2\mu\text{m}$.

5 DISCUSSÃO

Os resultados mostraram que a primeira hipótese nula foi parcialmente rejeitada, uma vez que os grupos DH Pro e Trihawk+Glaze apresentaram valores de rugosidade superficial significativamente menores para a resina acrílica; em relação a microdureza Vickers, os grupos Glaze, DH Pro, Trihawk, Trihawk+Glaze apresentaram valores significativamente maiores para a resina acrílica. A segunda hipótese nula, de que as propriedades testadas não sofreriam alteração após envelhecimento por termociclagem, foi parcialmente rejeitada. Os valores de rugosidade superficial para a resina acrílica sofreram aumento significativo após termociclagem para os grupos Glaze, DH Pro e DH Pro+Glaze. Ainda em relação a resina acrílica, a microdureza de todos os grupos avaliados diminuíram significativamente, após termociclagem. Quando em relação a resina para impressão 3D, os valores de rugosidade superficial aumentaram em todos os grupos, já os valores de microdureza reduziram significativamente para todos os grupos.

A rugosidade superficial é descrita como pequenas reentrâncias ou irregularidades, provenientes do processo de fabricação e manipulação, que caracterizam a topografia de uma superfície, e influencia no acúmulo de placa, adesão bacteriana e brilho de determinado material. Superfícies ásperas são consideradas mais vulneráveis à descoloração do que superfícies lisas, reduzindo assim o conforto do paciente (161). Como a adesão e colonização microbiana geralmente ocorrem em superfícies irregulares, as placas oclusais precisam ter superfícies lisas e polidas. De acordo com estudo *in vivo* conduzido por Bollen e colaboradores, o valor limite de Ra para aceitabilidade clínica não pode ultrapassar 0,2 μ m (21).

O parâmetro de rugosidade Ra foi analisado porque ele representa a média aritmética de todos os valores de desvio da linha média de referência lidos no espaço analisado da superfície, sendo assim um parâmetro bem indicado para a avaliar a topografia das amostras deste estudo.

De acordo com os resultados obtidos, Tabela 8, houve diferença estatística significativa entre os grupos avaliados. Tanto para resina acrílica quanto para resina para impressão o grupo Trihawk apresentou os melhores resultados, o que pode ser observado por meio das imagens de MEV, revelando

uma superfície mais lisa, sem muitos defeitos (Figura 11D e 12D), vale ressaltar que para a resina acrílica os resultados do grupo Trihawk e Trihawk+Glaze foram semelhantes estatisticamente. Por outro lado, o grupo DH Pro apresentou os maiores valores de rugosidade superficial, apresentando maiores defeitos na superfície (Figura 11B e 12B), para a resina de impressão os valores foram comparáveis ao grupo controle. A borracha inicial do kit DH Pro, PA10, por ser de granulação mais grossa, juntamente com a recomendação do fabricante de 10000rpm, sob força de 1N, pode ter gerado um leve desgaste na superfície das amostras, o que não era possível recuperar a lisura com as borrachas sequenciais do kit, PA20 e PA30. Portanto, a borracha inicial deve ser utilizada com parcimônia, e como sugestão para uma abordagem em consultório, utilizá-la somente para regularização de superfície pelo menor tempo possível.

Ainda em relação a tabela 7, pode-se observar que o selante de superfície (Glaze) incluído no estudo, Palaseal, permitiu alcançar uma rugosidade dentro dos limites aceitáveis para todos os grupo em que foi utilizado, seja para resina acrílica ou resina para impressão (Figura 10A, 10C, 10E, 11A, 11C e 11E). Como destacado anteriormente o kit DHPro apresentou valores superiores, porém após essa sequência e aplicação do selante, Grupo DH Pro+Glaze (Figura 10C e 11C), os valores de rugosidade superficial ficaram abaixo do limite. Isso ocorre pela característica dos selantes de preencher as microfissuras e micro defeitos deixadas após acabamento e polimento, permitindo uma superfície lisa e livre de porosidades(162). O uso do glaze associado aos polidores Trihawk parece ter uma associação negativa nas resinas para impressão, visto que a rugosidade aumentou para este grupo, quando comparados ao grupo Trihawk isolado.

Outro estudos avaliaram o efeito de diferentes técnicas de polimento nas propriedades mecânicas de materiais para CAD-CAM; em concordância com os resultados desse trabalho, Atalay et al reportaram valores de Ra abaixo de 0.2 μ m, para grupos utilizando o mesmo tipo de selante(163).

Em contrapartida alguns estudos relatam que uso de selante de superfície não tem influência na redução da rugosidade superficial(164), como o estudo realizado por Sahin et al, que avaliaram a rugosidade superficial após tratamento de superfície de materiais para base de dentadura (resina acrílica termopolimerizável, resina acrílica por energia de micro-ondas e poliamida), por meio de polimento laboratorial e aplicação de 3 tipos selantes, incluindo o

Palaseal, e obtiveram como resultado para todos os grupos valores acima do limite(165). A inconsistência dos resultados entre os estudos pode ser devido às variações na composição química e na microestrutura das diferentes resinas testadas, que influenciam nas propriedades superficiais do material e na sua capacidade de ligação com o selante de superfície. A técnica para aplicação do glaze é extremamente sensível, o operador deve levar em consideração o pincel utilizado, a pressão durante a aplicação, o sentido de aplicação, não sobrepor camadas, aguardar o tempo de evaporação do solvente, entre outros fatores, que podem influenciar na camada final, gerando mais ou menos alterações na rugosidade superficial.

Os valores de rugosidade superficial quando em relação aos tipos de resina sob os protocolos de polimento não apresentaram diferença estatística significativa entre si, com exceção do grupo DH Pro e Trihawk + Glaze, em que as resinas para impressão 3D apresentaram valores superiores. A explicação para essa diferença pode ser fundada em alguns fatores, como o grau de orientação de impressão e a composição do material abrasivo. A literatura ainda se mantém controversa quanto ao melhor parâmetro, porém a orientação de impressão utilizada na metodologia desse estudo de 45° pode promover um aumento da Ra, quando comparadas com orientações de 0° e 90°, pois produzem bordas oblíquas na superfície das amostras(156,166). Além disso, visto que as informações técnicas de composição dos materiais abrasivos e da resina para impressão não foram adquiridas com total especificidade, uma associação entre esses fatores pare elucidar essa diferença. Pode ter ocorrido uma alteração na rugosidade superficial da resina quando em contato com os abrasivos, permitindo maiores irregularidades.

A rugosidade superficial pode ser afetada por diversos fatores. Na resina acrílica por energia de micro-ondas ela ocorre pela evaporação do monômero não reagido, promovendo o aparecimento de porosidades(167). A polimerização incompleta pode estar associada a: proporções equivocadas de polímero e monômero, aglutinação inadequada da partícula de pó no líquido, uso da resina na fase errada, temperaturas muito altas e ciclos de polimerização curtos(168).

Nesse trabalho optou-se pela uso de resina acrílica termopolimerizável por energia de micro-ondas por proporcionar homogeneidade no aquecimento dos materiais de composição, possibilitando a diminuição da quantidade de

monômero residual. Outro fator relevante é a capacidade de se controlar a temperatura durante o processo de polimerização, por meio da potência do forno, o que diminui a volatilização de substâncias e formação de porosidades(169).

Os principais fatores descritos na revisão de literatura que afetam as propriedades das resinas para impressão 3D foram levados em consideração na realização desse estudo. A espessura de camada utilizada foi de 50 μ m, e estudos relatam que esse parâmetro proporciona um equilíbrio entre custo-benefício, propriedades de superfície, tempo de impressão e precisão dos objetos impressos(157,170). Por outro lado, pode-se perceber que a orientação de impressão de 45° não foi a melhor opção, já que os resultados em relação a rugosidade superficial apresentou números mais elevados em concordância com demais estudos(159,170); Shim et al. avaliaram o efeito da orientação de impressão (0°, 45° e 90°) na propriedades mecânicas e de superfície para resinas de impressão 3D e observaram um maior erro na precisão dimensional e conseqüentemente na rugosidade superficial de amostras impressas a 45°(166).

A dureza da superfície é definida como a capacidade da superfície de um material de resistir à penetração ou endentação permanente (171). É um indicador de resistência à abrasão e reflete a resistência da superfície do material que em caso de baixa dureza, será mais suscetível a arranhões, danos à superfície da resina e alterações dimensionais(172).

O grau de polimento de um material pode ser influenciado pela sua dureza, um aumento nessa propriedade pode dificultar o polimento mecânico, porém, quando este for atingido, o brilho e a lisura superficial se manterá por um período maior de tempo, assim, garantindo uma maior resistência ao desgaste(15). Logo, é interessante que os materiais para placa oclusal apresentem bons valores de microdureza, visto que estão sujeitas a estresse gerados pelos músculos mastigatórios, com força de até 770N(7).

Os valores de microdureza Vickers, descritos na tabela 8, demonstram que houve diferença estatística para quase todos os grupo de resina acrílica e a resina para impressão, com exceção do grupo DH Pro + Glaze. O que está de acordo com grande parte dos estudos, em que a dureza da resina para impressão apresenta resultados inferiores quando comparada às resinas acrílicas termopolimerizáveis(6,159,172–174). A associação do óxido de

alumínio dos polidores DHPPro, do glaze e da composição da resina para impressão pode ter gerado uma superfície mais resistente, o que pode ter permitido que a dureza entre as resinas fossem semelhantes. Porém, visto que não obteve-se a composição exata com equipe técnica das empresas dos polidores e da resina para impressão, não se pode aprofundar em conclusões mais explicativas.

Ainda em relação aos valores de microdureza, o grupo controle apresentou a maior dureza para a resina acrílica. Para a resina para impressão, o grupo controle não apresentou diferença estatística para os grupos Glaze, DHPPro + Glaze, Trihawk e Trihawk+Glaze. A resina acrílica apresentou os maiores valores de microdureza comparada à resina para impressão, exceto para o grupo DHPPro + Glaze que não houve diferença entre elas. A associação do glaze aos polidores não interferiu nos valores de dureza para a resina acrílica. Já para a resina para impressão o glaze influenciou negativamente nos resultados de microdureza.

Um fator de suma importância a ser levado em consideração para explicar esse fenômeno é a alta capacidade de absorção de água das resinas para impressão 3D(6,174). Uma vez que todas as amostras foram armazenadas em água destilada e estufa a 37°, esse processo se iniciou logo após a fabricação, o que pode ter reduzido a dureza das amostras com o passar do tempo. Reymus e Stawarczyk realizaram um estudo *in vitro* para investigar a influência do armazenamento em água na dureza de três resinas para impressão de placas oclusais. O teste foi realizado imediatamente após a fabricação, após 14 dias e após 28 dias. Em seus achados, todas os grupos apresentaram valores de dureza estatisticamente reduzidos já aos 14 dias (175).

Além disso, a redução nos valores das propriedades mecânicas das resinas para impressão 3D, incluindo a dureza, pode ser explicada pela baixa conversão de ligação dupla de carbono em ligações simples, quando comparadas com resinas acrílicas convencionais(176).

As resinas para impressão 3D consistem em monômeros líquidos termopolimerizáveis fotossensíveis, fotoiniciadores e aditivos(177). Quando esses monômeros são expostos a uma fonte de luz adequada, uma reação de polimerização em cadeia de radicais livres se inicia. Nesse processo, as ligações duplas de Carbono (C=C) terminais são quebradas e convertidas em ligações

covalentes simples (C–C) entre os monômeros de metacrilato, fazendo com que o material mude de um estado fluido para um estado sólido(178). Essa redução na a conversão de ligações duplas pode afetar as características das resinas para impressão 3D, incluindo propriedades mecânica, a biocompatibilidade, bem como aumento na quantidade de monômero residual. Esse ultimo além de alterar a química estrutural do material pode irritar o tecido mole, quando em contato(179).

Vale ressaltar que os valores de dureza estão diretamente relacionados à composição do material e suas estruturas internas, e uma vez que o fabricante da resina para impressão 3D Prizma Biosplint (MakertechLabs, São Paulo, Brasil) não divulgou a sua composição após contato direto com sua equipe técnica, é difícil tirar mais conclusões desses resultados.

O processo de ciclagem térmica foi utilizado para verificar o envelhecimento artificial das amostras e seu efeito no polimento das mesmas. Observou-se que pela literatura que a termociclagem reduz efetivamente as propriedades mecânicas das resinas acrílicas e as resinas para impressão 3D (6,159,163,172,174,180). Este estudo evidenciou que após termociclagem valores de microdureza foram influenciados negativamente para ambos os materiais utilizados na confecção de placas oclusais, observar tabelas 9 e 10. Já para a rugosidade superficial para a resina acrílica apenas os grupos Trihawk, Trihawk +Glaze, Controle não foram afetados, os demais grupos e todos os grupos de resina para impressão apresentaram maiores valores de rugosidade superficial, após a termociclagem.

Essas variações de temperatura (5°, 55°) causadas pelo envelhecimento artificial podem influenciar na absorção de água pelos materiais, que é um processo dependente da temperatura, ou seja, o com seu aumento ocorre intensificação da absorção de água pelas resinas(181).

A absorção de água no interior da resina é influenciada pela polaridade das moléculas de polimetilmetacrilato e pela difusão das moléculas de água entre os espaços intersticiais das cadeias poliméricas. A introdução de moléculas de água na resina polimerizada produz dois efeitos importantes. Primeiro, causa uma leve expansão da resina, por meio do afastamentos das cadeias polimerizadas. E em segundo lugar, as moléculas de água interferem na composição dessas cadeias poliméricas, atuando como plastificantes(182).

Essa absorção de água junto com a mudança de temperatura do ambiente em que a base da prótese se encontra pode causar a degradação dos polímeros das resinas e afetar as propriedades mecânicas, permitindo uma maior resiliência, em outras palavras tornando o material mais plástico (183).

Esse efeito ocorre nas duas resinas utilizadas nesse estudo, porém, pode ser esperado uma maior redução nos valores de microdureza para resinas para impressão pela característica única desse material de ser polimerizado camada a camada, e entre essas camadas de resina podem existir espaços microscópicos (156). Quando o objeto impresso em 3D é imerso em água, essa pode penetrar nesses gaps entre camadas, permitindo, assim, à resina para impressão uma maior difusão da água absorvida do que a resina acrílica convencional (184).

Após todas essas análises acerca das características superficiais após os protocolos de polimento, pode-se inferir que essa é uma etapa crucial nos tratamentos com placas oclusais, pois permite garantir longevidade ao tratamento e maior conforto ao paciente com essa abordagem terapêutica. Tendo em mente a facilitação de um protocolo clínico eficaz e embasado cientificamente sugere-se que o cirurgião-dentista tenha à disposição borrachas polidoras que consigam alcançar resultados satisfatórios. Por meio dos resultados desse estudo e pela facilidade em sua utilização, recomenda-se a utilização do kit TriHawk ou Trihawk + Glaze, esses dois protocolos foram capazes de atingir resultados satisfatórios para rugosidade superficial, que se manteve abaixo do limite clinicamente aceitável e valores de microdureza suficientes que podem alcançar maior longevidade clínica do tratamento proposto, mesmo após a termociclagem em ambas as resinas, ou seja, para essas duas resinas os protocolos destacados garantiriam um maior conforto ao paciente. Os 5000 ciclos que foram utilizados para termociclagem são representativos de cerca de 6 meses, o que culmina em um tempo de acompanhamento ideal para retorno dos pacientes acometidos por DTM e bruxismo do sono, assim vale ressaltar que os grupos Trihawk e Trihawk + Glaze mantiveram os valores de rugosidade adequados e trazendo para a realidade clínica, esses dois protocolos de polimento garantiriam uma superfície de placa oclusal lisa, maior conforto ao paciente e menor acúmulo de placa bacteriana. Nessa nova consulta de retorno o cirurgião-dentista deve realizar um novo polimento com o mesmo protocolo utilizado previamente, independente

do estado da placa, com o intuito de estender essa lisura superficial por mais tempo, até a próxima consulta de retorno.

Em relação a custo-benefício, o grupo Trihawk é mais simples que o grupo Trihawk + Glaze, e todas as outras sequências de polimento. É composto de apenas duas borrachas e não necessita de uma câmara de cura para o selante de superfície, o que permite uma maior economia de tempo e dinheiro. Entretanto, apesar dos excelentes resultados, os discos Trihawk apresentam um preço mais elevado, cada um custa em média R\$ 65,00 (sessenta e cinco reais), enquanto o kit DH Pro com as três borrachas custa em média R\$ 45,00 (quarenta e cinco reais). Com o todas essas informações disponíveis o cirurgião-dentista pode definir qual protocolo apresenta o melhor custo-benefício que encaixe no seu perfil.

Tendo em vista que produção de placas oclusais usando impressão 3D é muito eficaz em termos de economia de tempo, simplicidade do processo, redução de desperdício e custo-benefício em comparação com métodos convencionais ou mesmo fresados. A literatura aponta que a impressão 3D simplifica o tratamento devido a maior rapidez do processo tanto para o profissional quanto para o paciente e permite um maior controle de qualidade, pela eliminação do viés da habilidade do técnico em prótese dentária(157). Entretanto, esta qualidade deve ser questionada e melhor estudada. Uma vez que, levando em consideração os resultados encontrados neste estudo, a resina para impressão 3D apresentou valores de rugosidade e dureza inferiores aos da resina termopolimerizável, o que pode comprometer seu desempenho clínico.

Este estudo apresenta algumas limitações, sendo elas: utilização de apenas um tipo de resina para impressão, sob uma única orientação de impressão, espessura de camada e protocolo de pós-polimerização. Além disso, as amostras não são representações fiéis da configuração geométrica da placa oclusal, portanto, os resultados devem ser interpretados com precaução, levando em consideração todos os aspectos identificados anteriormente. Estudos futuros são necessários para investigar os vários tipos de resina utilizadas na manufatura aditiva e os métodos de manufatura subtrativo de placas oclusais, variando os diferentes parâmetros de impressão, modificação da composição dos materiais e sujeitá-los a ciclagem térmicas e mecânicas

(fadiga cíclica) para tentar simular as mais diversas condições intraorais, trazendo uma maior realidade clínica aos estudos *in vitro*.

6 CONSIDERAÇÕES FINAIS

Considerando as limitações do presente estudo *in vitro*, conclui-se que a resina acrílica termopolimerizável por energia de micro-ondas apresentou de uma maneira geral melhores propriedades mecânicas (Ra e microdureza) quando em comparação com a resina para impressão 3D, após tratamento de superfície. O polimento é uma etapa crucial na abordagem terapêutica de pacientes com placas oclusais, e o grupo de disco polidores Trihawk, apresentou os melhores resultados de rugosidade superficial, em ambas as resinas, permitindo que abordagens *in vivo* sejam realizadas em pesquisas futuras. A termociclagem afetou negativamente a maior parte dos grupos desse estudo. Os resultados para microdureza diminuíram significativamente, para todos os grupos experimentais; já para rugosidade superficial apenas três grupos da resina acrílica não sofreram alteração (Trihawk, Trihawk +Glaze, Controle), os demais e todos os grupos da resina para impressão aumentaram os valores de Ra.

REFERÊNCIAS

1. Manfredini D, Lombardo L, Siciliani G. Dental occlusion and temporomandibular disorders. *Evid Based Dent.* 27 de outubro de 2017;18(3):86–7.
2. Maixner W, Diatchenko L, Dubner R, Fillingim RB, Greenspan JD, Knott C, et al. Orofacial pain prospective evaluation and risk assessment study - The OPPERA study. *Journal of Pain.* 2011;12(11 SUPPL.).
3. LeResche L. Epidemiology of temporomandibular disorders: Implications for the investigation of etiologic factors. Vol. 8, *Critical Reviews in Oral Biology and Medicine.* Intern. and American Associations for Dental Research; 1997. p. 291–305.
4. List T, Jensen RH. Temporomandibular disorders: Old ideas and new concepts. Vol. 37, *Cephalalgia.* SAGE Publications Ltd; 2017. p. 692–704.
5. Dimitroulis G. Clinical review Fortnightly review Temporomandibular disorders: a clinical update [Internet]. Disponível em: www.bmj.com
6. Berli C, Thieringer FM, Sharma N, Müller JA, Dedem P, Fischer J, et al. Comparing the mechanical properties of pressed, milled, and 3D-printed resins for occlusal devices. *Journal of Prosthetic Dentistry.* 1º de dezembro de 2020;124(6):780–6.
7. Nishigawa K; BENM. Quantitative study of bite force during sleep associated bruxism. 2001.
8. Lundeen TF. Occlusal splint fabrication. 1979.
9. Berntsen C, Kleven M, Heian M, Hjortsjö C. Clinical comparison of conventional and additive manufactured stabilization splints. *Acta Biomater Odontol Scand.* 1º de janeiro de 2018;4(1):81–9.
10. Miyazaki T, Hotta Y, Kunii J, Kuriyama S, Tamaki Y. A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. Vol. 28, *Dental Materials Journal.* 2009.
11. Blatz MB, Conejo J. The Current State of Chairside Digital Dentistry and Materials. Vol. 63, *Dental Clinics of North America.* W.B. Saunders; 2019. p. 175–97.
12. Reymus M, Fabritius R, Keßler A, Hickel R, Edelhoff D, Stawarczyk B. Fracture load of 3D-printed fixed dental prostheses compared with milled and conventionally fabricated ones: the impact of resin material, build direction, post-curing, and artificial aging—an in vitro study. *Clin Oral Investig.* 1º de fevereiro de 2020;24(2):701–10.

13. Barazanchi A, Li KC, Al-Amleh B, Lyons K, Waddell JN. Additive Technology: Update on Current Materials and Applications in Dentistry. *Journal of Prosthodontics*. 1º de fevereiro de 2017;26(2):156–63.
14. Stansbury JW, Idacavage MJ. 3D printing with polymers: Challenges among expanding options and opportunities. *Em: Dental Materials*. Elsevier Inc.; 2016. p. 54–64.
15. Grymak A, Aarts JM, Ma S, Waddell JN, Eun Choi JJ. Comparison of hardness and polishability of various occlusal splint materials. *J Mech Behav Biomed Mater*. 1º de março de 2021;115.
16. Grymak A, Aarts JM, Ma S, Waddell JN, Eun Choi JJ. Comparison of hardness and polishability of various occlusal splint materials. *J Mech Behav Biomed Mater*. 1º de março de 2021;115.
17. Huettig F, Kustermann A, Kuscu E, Geis-Gerstorfer J, Spintzyk S. Polishability and wear resistance of splint material for oral appliances produced with conventional, subtractive, and additive manufacturing. *J Mech Behav Biomed Mater*. 1º de novembro de 2017;75:175–9.
18. 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. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 1º de novembro de 2014;112(5):1271–7.
19. Heintze SD, Forjanic M, Rousson V. Surface roughness and gloss of dental materials as a function of force and polishing time in vitro. *Dental Materials*. fevereiro de 2006;22(2):146–65.
20. Matzinger M, Hahnel S, Preis V, Rosentritt M. Polishing effects and wear performance of chairside CAD/CAM materials. *Clin Oral Investig*. 8 de fevereiro de 2019;23(2):725–37.
21. Bollen C, Papaioanno W, Eldere J, Chepers E, Quirynen M, Steenberghe D. The influence of abutment surface roughness on plaque accumulation and peri-implant mucositis. *Clin Oral Implants Res*. 1996;7:201–11.
22. Quirynen M, Bollen C. The influence of surface roughness and surface-free energy on supra and subgingival plaque formation in man. A review of literature. *J Clin Periodontol*. 1995;22:1–14.
23. Menaka A, Abuzar SB, NDBBKPLNPDS and VTT. Evaluating surface roughness of a polyamide denture basematerial in comparison with poly (methyl methacrylate). *Journal of Oral Science* . 2010;52(4):577–81.
24. Jefferies SR. Abrasive Finishing and Polishing in Restorative Dentistry: A State-of-the-Art Review. Vol. 51, *Dental Clinics of North America*. 2007. p. 379–97.
25. Vieira Carrara S, César P, Conti R, Stuginski Barbosa J. Statement of the 1 st Consensus on Temporomandibular Disorders and Orofacial Pain

- [Internet]. Vol. 114, Dental Press J Orthod. 2010. Disponível em: www.academia.org.br
26. Vîrlan M, Păun D, Bordea E, Pellegrini A, Spînu A, Ivaşcu R, et al. Factors influencing the articular eminence of the temporomandibular joint (Review). *Exp Ther Med*. 30 de julho de 2021;22(4).
 27. Shaefer JR, Khawaja SN, Bavia PF. Sex, Gender, and Orofacial Pain. Vol. 62, *Dental Clinics of North America*. W.B. Saunders; 2018. p. 665–82.
 28. Chantaracherd P, John MT, Hodges JS, Schiffman EL. Temporomandibular joint disorders' impact on pain, function, and disability. *J Dent Res*. 25 de março de 2015;94:79S-86S.
 29. Cieza A, Causey K, Kamenov K, Hanson SW, Chatterji S, Vos T. Global estimates of the need for rehabilitation based on the Global Burden of Disease study 2019: a systematic analysis for the Global Burden of Disease Study 2019. *The Lancet*. 19 de dezembro de 2020;396(10267):2006–17.
 30. Anastassaki Köhler A, Hugoson A, Magnusson T. Prevalence of symptoms indicative of temporomandibular disorders in adults: Cross-sectional epidemiological investigations covering two decades. *Acta Odontol Scand*. maio de 2012;70(3):213–23.
 31. Schiffman E, Ohrbach R, Truelove E, Look J, Anderson G, Goulet JP, et al. Diagnostic Criteria for Temporomandibular Disorders (DC/TMD) for Clinical and Research Applications: Recommendations of the International RDC/TMD Consortium Network* and Orofacial Pain Special Interest Group†. *J Oral Facial Pain Headache*. janeiro de 2014;28(1):6–27.
 32. Valesan LF, Da-Cas CD, Réus JC, Denardin ACS, Garanhani RR, Bonotto D, et al. Prevalence of temporomandibular joint disorders: a systematic review and meta-analysis. Vol. 25, *Clinical Oral Investigations*. Springer Science and Business Media Deutschland GmbH; 2021. p. 441–53.
 33. Romero-Reyes M, Uyanik JM. Orofacial pain management: Current perspectives. Vol. 7, *Journal of Pain Research*. DOVE Medical Press Ltd.; 2014. p. 99–115.
 34. Ohrbach R, Dworkin SF. Five-year outcomes in TMD: relationship of changes in pain to changes in physical and psychological variables. 1998.
 35. Häggman-Henrikson B, Liv P, Ilgunas A, Visscher CM, Lobbezoo F, Durham J, et al. Increasing gender differences in the prevalence and chronification of orofacial pain in the population. *Pain*. 1º de agosto de 2020;161(8):1768–75.

36. Visscher CM, Lobbezoo F. TMD pain is partly heritable. A systematic review of family studies and genetic association studies. Vol. 42, *Journal of Oral Rehabilitation*. 2015. p. 386–99.
37. Berger M, Szalewski L, Bakalczuk M, Bakalczuk G, Bakalczuk S, Szkutnik J. Association between estrogen levels and temporomandibular disorders: A systematic literature review. *Przegląd Menopauzalny*. 2015;14(4):260–70.
38. Brancher JA, Bertoli FM de P, Michels B, Lopes-Faturri A, Pizzatto E, Losso EM, et al. Is catechol-O-methyltransferase gene associated with temporomandibular disorders? A systematic review and meta-analysis. Vol. 31, *International Journal of Paediatric Dentistry*. Blackwell Publishing Ltd; 2021. p. 152–63.
39. Vincent K, Tracey I. Hormones and their interaction with the pain experience. 2008.
40. Yekkalam N, Wänman A. Associations between craniomandibular disorders, sociodemographic factors and self-perceived general and oral health in an adult population. *Acta Odontol Scand*. 1º de novembro de 2014;72(8):1054–65.
41. Leresche L, Mancl LA, Drangsholt MT, Huang G, Korff M. Predictors of Onset of Facial Pain and Temporomandibular Disorders in Early Adolescence. 2007.
42. Wieckiewicz M, Grychowska N, Wojciechowski K, Pelc A, Augustyniak M, Sleboda A, et al. Prevalence and correlation between TMD based on RDC/TMD diagnoses, oral parafunctions and psychoemotional stress in Polish University students. *Biomed Res Int*. 2014;2014.
43. Lung J, Bell L, Heslop M, Cuming S, Ariyawardana A. Prevalence of temporomandibular disorders among a cohort of university undergraduates in Australia. *J Investig Clin Dent*. 1º de agosto de 2018;9(3):e12341.
44. Santos MAS, Ramos AG, de Sousa TC, de Medeiros RA. Prevalence of self-reported symptoms of temporomandibular disorders and associated factors in the period of distance learning. *Clin Oral Investig*. 1º de janeiro de 2023;27(1):377–85.
45. Manfredini D, Guarda-Nardini L, Winocur E, Piccotti F, Ahlberg J, Lobbezoo F. Research diagnostic criteria for temporomandibular disorders: A systematic review of axis I epidemiologic findings. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology and Endodontology*. 2011;112(4):453–62.
46. Scrivani SJ, Keith DA, Kaban LB. Temporomandibular Disorders [Internet]. Vol. 359, *N Engl J Med*. 2008. Disponível em: www.nejm.org

47. Fillingim RB, Ohrbach R, Greenspan JD, Knott C, Dubner R, Bair E, et al. Potential psychosocial risk factors for chronic TMD: Descriptive data and empirically identified domains from the OPPERA case-control study. *Journal of Pain*. 2011;12(11 SUPPL.).
48. Vieira Carrara S, César P, Conti R, Stuginski Barbosa J. Statement of the 1 st Consensus on Temporomandibular Disorders and Orofacial Pain [Internet]. Vol. 114, *Dental Press J Orthod*. 2010. Disponível em: www.academia.org.br
49. Chisnoiu AM, Picos AM, Popa S, Chisnoiu PD, Lascu L, Picos A, et al. Factors involved in the etiology of temporomandibular disorders - a literature review. Vol. 88, *Clujul Medical*. Universitatea de Medicina si Farmacie Iuliu Hatieganu; 2015. p. 473–8.
50. Suvinen TI, Reade PC, Kempainen P, Könönen M, Dworkin SF. Review of aetiological concepts of temporomandibular pain disorders: Towards a biopsychosocial model for integration of physical disorder factors with psychological and psychosocial illness impact factors. *European Journal of Pain*. 2005;9(6):613.
51. Klasser GD, Greene CS. The Changing Field of Temporomandibular Disorders: What Dentists Need to Know [Internet]. 2009. Disponível em: www.cda-adc.ca/jcda
52. Rehm D, Progiante P, Pattussi M, Pellizzer E, Grossi P, Grossi M. Depression and Somatization in Patients with Temporomandibular Disorders in a Population-Based Cross-Sectional Study in Southern Brazil. *Int J Prosthodont*. maio de 2019;32(3):248–50.
53. Canales GDLT, Guarda-Nardini L, Rizzatti-Barbosa CM, Conti PCR, Manfredini D. Distribution of depression, somatization and pain-related impairment in patients with chronic temporomandibular disorders. *Journal of Applied Oral Science*. 1º de janeiro de 2019;27.
54. Kindler S, Samietz S, Houshmand M, Grabe HJ, Bernhardt O, Biffar R, et al. Depressive and anxiety symptoms as risk factors for temporomandibular joint pain: A prospective cohort study in the general population. *Journal of Pain*. dezembro de 2012;13(12):1188–97.
55. Østensjø V, Moen K, Storesund T, Rosén A. Prevalence of Painful Temporomandibular Disorders and Correlation to Lifestyle Factors among Adolescents in Norway. *Pain Res Manag*. 2017;2017.
56. de Oliveira LK, Almeida GDA, Lelis ÉR, Tavares M, Neto AJF. Temporomandibular disorder and anxiety, quality of sleep, and quality of life in nursing professionals. *Braz Oral Res*. 2015;29(1):1–7.
57. Natu VP, Yap AUJ, Su MH, Irfan Ali NM, Ansari A. Temporomandibular disorder symptoms and their association with quality of life, emotional states and sleep quality in South-East Asian youths. *J Oral Rehabil*. 1º de outubro de 2018;45(10):756–63.

58. de Leeuw R, Boering G, Stegenga B, de Bont LG. Symptoms of temporomandibular joint osteoarthritis and internal derangement 30 years after non-surgical treatment. *Cranio*. 1995;13(2):81–8.
59. Berni KC dos S, Dibai-Filho AV, Rodrigues-Bigaton D. Accuracy of the Fonseca anamnestic index in the identification of myogenous temporomandibular disorder in female community cases. *J Bodyw Mov Ther*. 1º de julho de 2015;19(3):404–9.
60. Dubner R, Ohrbach R, Dworkin SF. The Evolution of TMD Diagnosis: : Past, Present, Future. Em: *Journal of Dental Research*. SAGE Publications Inc.; 2016. p. 1093–101.
61. Hunter A, Kalathingal S. Diagnostic imaging for temporomandibular disorders and orofacial pain. Vol. 57, *Dental Clinics of North America*. 2013. p. 405–18.
62. Whyte A, Matias MATJ. Imaging of orofacial pain. *Journal of Oral Pathology and Medicine*. 1º de julho de 2020;49(6):490–8.
63. Dworkin S, LeResche L. Research diagnostic criteria for temporomandibular disorders: review, criteria, examinations and specifications, critique. *J Craniomandib Disord*. 1992;6(4):301–55.
64. Truelove E, Pan W, Look JO, Mancl LA, Ohrbach RK, Velly A, et al. Research Diagnostic Criteria for Temporomandibular Disorders: Validity of Axis I Diagnoses NIH Public Access. Vol. 24, *J Orofac Pain*. 2010.
65. Schiffman EL, Professor Msa, Ohrbach R, Professor P, Truelove EL, Feng T, et al. The Revised Research Diagnostic Criteria for Temporomandibular Disorders: Methods used to Establish and Validate Revised Axis I Diagnostic Algorithms NIH Public Access. Vol. 24, *J Orofac Pain*. 2010.
66. Schiffman E, Ohrbach R, Truelove E, Look J, Anderson G, Goulet JP, et al. Diagnostic Criteria for Temporomandibular Disorders (DC/TMD) for Clinical and Research Applications: Recommendations of the International RDC/TMD Consortium Network * and Orofacial Pain Special Interest Group † HHS Public Access. Vol. 28, *J Oral Facial Pain Headache*. 2014.
67. Lövgren A, Visscher CM, Häggman-Henrikson B, Lobbezoo F, Marklund S, Wänman A. Validity of three screening questions (3Q/TMD) in relation to the DC/TMD. *J Oral Rehabil*. 1º de outubro de 2016;43(10):729–36.
68. Rauch A, Schierz O, Körner A, Kiess W, Hirsch C. Prevalence of anamnestic symptoms and clinical signs of temporomandibular disorders in adolescents—Results of the epidemiologic LIFE Child Study. *J Oral Rehabil*. 1º de abril de 2020;47(4):425–31.
69. Conti P. DTM - Disfunções Temporomandibulares e Dores Orofaciais: Aplicação Clínica das Evidências Científicas. *Dental Press* ; 2020.

70. Magnusson T, Egermark I, Carlsson GE. Treatment Received, Treatment Demand, and Treatment Need for Temporomandibular Disorders in 35-Year-Old Subjects. *Cranio - Journal of Craniomandibular and Sleep Practice*. 2002;20(1):11–7.
71. Roldán-Barraza C, Janko S, Villanueva J, Araya I, Lauer HC. A Systematic Review and Meta-analysis of Usual Treatment Versus Psychosocial Interventions in the Treatment of Myofascial Temporomandibular Disorder Pain. *J Oral Facial Pain Headache*. junho de 2014;28(3):205–22.
72. Aggarwal VR, Fu Y, Main CJ, Wu J. The effectiveness of self-management interventions in adults with chronic orofacial pain: A systematic review, meta-analysis and meta-regression. Vol. 23, *European Journal of Pain (United Kingdom)*. Blackwell Publishing Ltd; 2019. p. 849–65.
73. Armijo-Olivo S, Pitance L, Singh V, Neto F, Thie N, Michelotti A. Effectiveness of manual therapy and therapeutic exercise for temporomandibular disorders: Systematic review and meta-analysis. *Phys Ther*. 1º de janeiro de 2016;96(1):9–25.
74. Sharma P, Singh G, Kothiyal S, Goyal M. Effects of Manual Therapy in Somatic Tinnitus Patients Associated with Cervicogenic and Temporomandibular Dysfunction Domain: Systematic Review and Meta Analysis of Randomised Controlled Trials. *Indian Journal of Otolaryngology and Head and Neck Surgery*. 1º de junho de 2022;74(2):247–53.
75. Morell GC. Manual therapy improved signs and symptoms of temporomandibular disorders. Vol. 17, *Evidence-Based Dentistry*. Nature Publishing Group; 2016. p. 25–6.
76. Kotiranta U, Suvinen T, Forssell H. Tailored Treatments in Temporomandibular Disorders: Where Are We Now? A Systematic Qualitative Literature Review. *J Oral Facial Pain Headache*. janeiro de 2014;28(1):28–37.
77. Karibe H, Goddard G, Shimazu K, Kato Y, Warita-Naoi S, Kawakami T. Comparison of self-reported pain intensity, sleeping difficulty, and treatment outcomes of patients with myofascial temporomandibular disorders by age group: A prospective outcome study. *BMC Musculoskelet Disord*. 2014;15(1).
78. Shoochanizad E, Garajei A, Enamzadeh A, Yari A. Nonsurgical management of temporomandibular joint autoimmune disorders. *AIMS Public Health [Internet]*. 2019;6(4):554–67. Disponível em: <http://www.aimspress.com/article/10.3934/publichealth.2019.4.554>
79. Melo RA, de Resende CMBM, Rêgo CR de F, Bispo A de SL, Barbosa GAS, de Almeida EO. Conservative therapies to treat pain and anxiety

- associated with temporomandibular disorders: a randomized clinical trial. *Int Dent J*. 1º de agosto de 2020;70(4):245–53.
80. Koh H, Robinson PG. Occlusal adjustment for treating and preventing temporomandibular joint disorders. 2004.
 81. Lobbezoo F, Ahlberg J, Glaros AG, Kato T, Koyano K, Lavigne GJ, et al. Bruxism defined and graded: An international consensus. *J Oral Rehabil*. janeiro de 2013;40(1):2–4.
 82. Lobbezoo F, Ahlberg J, Raphael KG, Wetselaar P, Glaros AG, Kato T, et al. International consensus on the assessment of bruxism: Report of a work in progress. Vol. 45, *Journal of Oral Rehabilitation*. Blackwell Publishing Ltd; 2018. p. 837–44.
 83. Lobbezoo F, Ahlberg J, Manfredini D, Winocur E. Are bruxism and the bite causally related? Vol. 39, *Journal of Oral Rehabilitation*. 2012. p. 489–501.
 84. Lavigne GJ, Khoury S, Abe S, Yamaguchi T, Raphael K. Bruxism physiology and pathology: An overview for clinicians. *Em: Journal of Oral Rehabilitation*. 2008. p. 476–94.
 85. Ekman A, Rousu J, Näpänkangas R, Kuoppala R, Raustia A, Sipilä K. Association of self-reported bruxism with temporomandibular disorders—Northern Finland Birth Cohort (NFBC) 1966 study. *Cranio - Journal of Craniomandibular Practice*. 2020;
 86. Pontes L da S, Prietsch SOM. Bruxismo do sono: estudo de base populacional em pessoas com 18 anos ou mais na cidade de Rio Grande, Rio Grande do Sul. *Rev Bras Epidemiol*. 2019;22:e190038.
 87. Clancaglini R, Gherlone E, Radaelli G. The relationship of bruxism with craniofacial pain and symptoms from the masticatory system in the adult population. 2001.
 88. Lobbezoo F, Naeije M. Bruxism is mainly regulated centrally, not peripherally. 2001.
 89. Kinalski M de A, Cadermatori MG, Horta BL, Correa MB, Demarco FF, Pereira-Cenci T. Common mental disorders and bruxism in adults: a birth cohort study. *J Dent*. 1º de abril de 2019;83:27–32.
 90. Verhoeff MC, Koutris & M, Van Selms MKA, Brandwijk & AN, Heres MS, Berendse HW, et al. Is dopaminergic medication dose associated with self-reported bruxism in Parkinson’s disease? A cross-sectional, questionnaire-based study. *Clin Oral Investig [Internet]*. 2021;25:2545–53. Disponível em: <https://doi.org/10.1007/s00784-020-03566-0>
 91. Wetselaar P, Vermaire EJH, Lobbezoo F, Schuller AA. The prevalence of awake bruxism and sleep bruxism in the Dutch adolescent population. *J Oral Rehabil*. 1º de fevereiro de 2021;48(2):143–9.

92. Ella B, Ghorayeb I, Burbaud P, Guehl D. Bruxism in Movement Disorders: A Comprehensive Review. Vol. 26, *Journal of Prosthodontics*. Blackwell Publishing Inc.; 2017. p. 599–605.
93. Lobbezoo F, Visscher CM, Ahlberg J, Manfredini D. Bruxism and genetics: A review of the literature. Vol. 41, *Journal of Oral Rehabilitation*. Blackwell Publishing Ltd; 2014. p. 709–14.
94. Stuginski-Barbosa J, Porporatti AL, Costa YM, Svensson P, Conti PCR. Agreement of the International Classification of Sleep Disorders Criteria with polysomnography for sleep bruxism diagnosis: A preliminary study. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 1º de janeiro de 2017;117(1):61–6.
95. Manfredini D, Lobbezoo F. Role of psychosocial factors in the etiology of bruxism. *J Orofac Pain*. 2009;23(2):153–66.
96. Klasser GD, Rei N, Lavigne GJ. Sleep Bruxism Etiology: The Evolution of a Changing Paradigm.
97. Klasser GD, Greene CS. Oral appliances in the management of temporomandibular disorders. Vol. 107, *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology and Endodontology*. 2009. p. 212–23.
98. Ebrahim S, Montoya L, Busse JW, Carrasco-Labra A, Cuyatt CH. The effectiveness of splint therapy in patients with temporomandibular disorders: A systematic review and meta-analysis. *Journal of the American Dental Association*. 2012;143(8):847–57.
99. Lobbezoo F, Naeije M. Bruxism is mainly regulated centrally, not peripherally. 2001.
100. Greene CS, Laskin DM. Splint therapy for the myofascial pain--dysfunction (MPD) syndrome: a comparative study. *J Am Dent Assoc*. 1972;84(3):624–8.
101. Fu AS, Mehta NR, Forgione AG, Al-Badawi EA, Zawawi KH. Maxillomandibular relationship in TMD patients before and after short-term flat plane bite plate therapy. *Cranio - Journal of Craniomandibular and Sleep Practice*. 2003;21(3):172–9.
102. Dylina TJ. A common sense approach to splint therapy. *J Prosthet Dent*. 2001;86(5):539–46.
103. Ferreira FM, Simamoto-Júnior PC, Soares CJ, Ramos AM de AM, Fernandes-Neto AJ. Effect of occlusal splints on the stress distribution on the temporomandibular joint disc. *Braz Dent J*. 2 de agosto de 2017;28(3):324–9.
104. Ramfjord SP, Asht MM. Reflections on the Michigan occlusal splint. Vol. 21, *Journal of Oral Rehabilitation*. 1994.
105. Lundeen TF. Occlusal splint fabrication. 1979.

106. Lauren M, McIntyre F. A new computer-assisted method for design and fabrication of occlusal splints. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. abril de 2008;133(4 SUPPL.).
107. Azzarri MJ, Cortizo MS, Alessandrini JL. Effect of the curing conditions on the properties of an acrylic denture base resin microwave-polymerised. *J Dent*. 2003;31(7):463–8.
108. Pficer JK, Dodic S, Lazic V, Trajkovic G, Milic N, Milicic B. Occlusal stabilization splint for patients with temporomandibular disorders: Meta-analysis of short and long term effects. *PLoS One*. 1º de fevereiro de 2017;12(2).
109. Nasef AA, El-Beialy AR, Mostafa YA. Virtual techniques for designing and fabricating a retainer. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2014;146(3):394–8.
110. Van Noort R. The future of dental devices is digital. Vol. 28, *Dental Materials*. Elsevier Inc.; 2012. p. 3–12.
111. Edelhoff D, Schweiger J, Prandtner O, Trimpl J, Stimmelmayer M, Güth JF. CAD/CAM splints for the functional and esthetic evaluation of newly defined occlusal dimensions. *Quintessence Int [Internet]*. 2017;48(3):181–91. Disponível em: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/28232961>
112. Salmi M, Tuomi J, Sirkanen R, Ingman T, Mäkitie A. Rapid Tooling Method for Soft Customized Removable Oral Appliances. Vol. 6, *The Open Dentistry Journal*. 2012.
113. Algabri R, Alqutaibi A, Alrejal H, Adashi O, Abdulrahan F, Elkhadem A, et al. Effect of computer-aided design/computer-assisted manufacture versus conventional occlusal splints on the management of temporomandibular disorders: A systematic review and meta-analysis. *International Dental & Medical Journal of Advanced Research*. 2017;3:1–9.
114. Stanley M, Paz AG, Miguel I, Coachman C. Fully digital workflow, integrating dental scan, smile design and CAD-CAM: Case report. *BMC Oral Health*. 7 de agosto de 2018;18(1).
115. Charavet C, Bernard JC, Gaillard C, Le Gall M. Benefits of Digital Smile Design (DSD) in the conception of a complex orthodontic treatment plan: A case report-proof of concept. *Int Orthod*. 1º de setembro de 2019;17(3):573–9.
116. Arunyanak SP, Harris BT, Grant GT, Morton D, Lin WS. Digital approach to planning computer-guided surgery and immediate provisionalization in a partially edentulous patient. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 1º de julho de 2016;116(1):8–14.

117. Alghazzawi TF. Advancements in CAD/CAM technology: Options for practical implementation. Vol. 60, *Journal of Prosthodontic Research*. Elsevier Ltd; 2016. p. 72–84.
118. Codari M, Pucciarelli V, Tommasi DG, Sforza C. Validation of a technique for integration of a digital dental model into stereophotogrammetric images of the face using cone-beam computed tomographic data. *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. 1º de junho de 2016;54(5):584–6.
119. Cattoni F, Mastrangelo F, Gherlone EF, Gastaldi G. A New Total Digital Smile Planning Technique (3D-DSP) to Fabricate CAD-CAM Mockups for Esthetic Crowns and Veneers. *Int J Dent*. 2016;2016.
120. Flügge T V., Schlager S, Nelson K, Nahles S, Metzger MC. Precision of intraoral digital dental impressions with iTero and extraoral digitization with the iTero and a model scanner. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2013;144(3):471–8.
121. Seelbach P, Brueckel C, Wöstmann B. Accuracy of digital and conventional impression techniques and workflow. *Clin Oral Investig*. setembro de 2013;17(7):1759–64.
122. Aragón MLC, Pontes LF, Bichara LM, Flores-Mir C, Normando D. Validity and reliability of intraoral scanners compared to conventional gypsum models measurements: A systematic review. Vol. 38, *European Journal of Orthodontics*. Oxford University Press; 2016. p. 429–34.
123. Mangano F, Gandolfi A, Luongo G, Logozzo S. Intraoral scanners in dentistry: A review of the current literature. *BMC Oral Health*. 12 de dezembro de 2017;17(1).
124. Ciobota ND. STANDARD TESSELLATION LANGUAGE IN RAPID PROTOTYPING TECHNOLOGY. 2012.
125. Kernen F, Kramer J, Wanner L, Wismeijer D, Nelson K, Flügge T. A review of virtual planning software for guided implant surgery - Data import and visualization, drill guide design and manufacturing. Vol. 20, *BMC Oral Health*. BioMed Central Ltd; 2020.
126. Pillai S, Upadhyay A, Khayambashi P, Farooq I, Sabri H, Tarar M, et al. Dental 3d-printing: Transferring art from the laboratories to the clinics. Vol. 13, *Polymers*. MDPI AG; 2021. p. 1–25.
127. Sidhom M, Zaghloul H, Mosleh IES, Eldwakhly E. Effect of Different CAD/CAM Milling and 3D Printing Digital Fabrication Techniques on the Accuracy of PMMA Working Models and Vertical Marginal Fit of PMMA Provisional Dental Prosthesis: An In Vitro Study. *Polymers (Basel)*. 1º de abril de 2022;14(7).

128. Newman ST, Zhu Z, Dhokia V, Shokrani A. Process planning for additive and subtractive manufacturing technologies. *CIRP Ann Manuf Technol.* 2015;64(1):467–70.
129. Revilla-León M, Sadeghpour M, Özcan M. An update on applications of 3D printing technologies used for processing polymers used in implant dentistry. Vol. 108, *Odontology.* Springer; 2020. p. 331–8.
130. Barazanchi A, Li KC, Al-Amleh B, Lyons K, Waddell JN. Additive Technology: Update on Current Materials and Applications in Dentistry. *Journal of Prosthodontics.* 1º de fevereiro de 2017;26(2):156–63.
131. Somogyi A, Végh D, Róth I, Hegedüs T, Schmidt P, Hermann P, et al. Therapy for Temporomandibular Disorders: 3D-Printed Splints from Planning to Evaluation. *Dent J (Basel).* 1º de maio de 2023;11(5).
132. Abduo J, Lyons K, Bennamoun M. Trends in computer-aided manufacturing in prosthodontics: A review of the available streams. *Int J Dent.* 2014;2014.
133. Quan H, Zhang T, Xu H, Luo S, Nie J, Zhu X. Photo-curing 3D printing technique and its challenges. Vol. 5, *Bioactive Materials.* KeAi Communications Co.; 2020. p. 110–5.
134. Mazzoli A. Selective laser sintering in biomedical engineering. Vol. 51, *Medical and Biological Engineering and Computing.* 2013. p. 245–56.
135. Revilla-León M, Sadeghpour M, Özcan M. A Review of the Applications of Additive Manufacturing Technologies Used to Fabricate Metals in Implant Dentistry. Vol. 29, *Journal of Prosthodontics.* Blackwell Publishing Inc.; 2020. p. 579–93.
136. Tian Y, Chen CX, Xu X, Wang J, Hou X, Li K, et al. A Review of 3D Printing in Dentistry: Technologies, Affecting Factors, and Applications. Vol. 2021, *Scanning.* Hindawi Limited; 2021.
137. Dawood A, Marti BM, Sauret-Jackson V, Darwood A. 3D printing in dentistry. *Br Dent J.* 11 de dezembro de 2015;219(11):521–9.
138. Yu C, Schimelman J, Wang P, Miller KL, Ma X, You S, et al. Photopolymerizable Biomaterials and Light-Based 3D Printing Strategies for Biomedical Applications. Vol. 120, *Chemical Reviews.* American Chemical Society; 2020. p. 10695–743.
139. Favero CS, English JD, Cozad BE, Wirthlin JO, Short MM, Kasper FK. Effect of print layer height and printer type on the accuracy of 3-dimensional printed orthodontic models. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics.* 1º de outubro de 2017;152(4):557–65.
140. Huang G, Wu L, Hu J, Zhou X, He F, Wan L, et al. Main Applications and Recent Research Progresses of Additive Manufacturing in Dentistry. Vol. 2022, *BioMed Research International.* Hindawi Limited; 2022.

141. Galante R, Figueiredo-Pina CG, Serro AP. Additive manufacturing of ceramics for dental applications: A review. Vol. 35, *Dental Materials*. Elsevier Inc.; 2019. p. 825–46.
142. Methani MM, Revilla-León M, Zandinejad A. The potential of additive manufacturing technologies and their processing parameters for the fabrication of all-ceramic crowns: A review. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 1º de março de 2020;32(2):182–92.
143. Moon W, Kim S, Lim BS, Park YS, Kim RJY, Chung SH. Dimensional accuracy evaluation of temporary dental restorations with different 3d printing systems. *Materials*. 2 de março de 2021;14(6).
144. Puebla K, Arcaute K, Quintana R, Wicker RB. Effects of environmental conditions, aging, and build orientations on the mechanical properties of ASTM type i specimens manufactured via stereolithography. *Rapid Prototyp J*. 2012;18(5):374–88.
145. Melchels FPW, Feijen J, Grijpma DW. A review on stereolithography and its applications in biomedical engineering. Vol. 31, *Biomaterials*. 2010. p. 6121–30.
146. Kessler A, Hickel R, Reymus M. 3D printing in dentistry-state of the art. *Oper Dent*. 1º de janeiro de 2020;45(1):30–40.
147. Alshamrani AA, Raju R, Ellakwa A. Effect of Printing Layer Thickness and Postprinting Conditions on the Flexural Strength and Hardness of a 3D-Printed Resin. *Biomed Res Int*. 2022;2022.
148. Jang G, Kim SK, Heo SJ, Koak JY. Fit analysis of stereolithography-manufactured three-unit resin prosthesis with different 3D-printing build orientations and layer thicknesses. *J Prosthet Dent*. janeiro de 2023;
149. Scherer M, Al-Haj Husain N, Barmak AB, Kois JC, Özcan M, Revilla-León M. Influence of the layer thickness on the flexural strength of aged and nonaged additively manufactured interim dental material. *Journal of Prosthodontics*. 17 de abril de 2023;32(S1):68–73.
150. Kulkarni P, Marsan A, Dutta D. A review of process planning techniques in layered manufacturing [Internet]. 2000. Disponível em: http://www.mcbup.com/research_registers/aa.asp
151. Saini J, Dowling L, Kennedy J, Trimble D. Investigations of the mechanical properties on different print orientations in SLA 3D printed resin. *Journal of Mechanical Engineering Science*. 2020;234(11):2279–93.
152. Unkovskiy A, Bui PHB, Schille C, Geis-Gerstorfer J, Huettig F, Spintzyk S. Objects build orientation, positioning, and curing influence dimensional accuracy and flexural properties of stereolithographically printed resin. *Dental Materials*. 1º de dezembro de 2018;34(12):e324–33.

153. Reymus M, Lümckemann N, Stawarczyk B. 3D-printed material for temporary restorations: impact of print layer thickness and post-curing method on degree of conversion. *Int J Comput Dent.* 2019;22(3):231–7.
154. Huettig F, Kustermann A, Kuscu E, Geis-Gerstorfer J, Spintzyk S. Polishability and wear resistance of splint material for oral appliances produced with conventional, subtractive, and additive manufacturing. *J Mech Behav Biomed Mater.* 1º de novembro de 2017;75:175–9.
155. Song G, Son JW, Jang JH, Choi SH, Jang WH, Lee BN, et al. Comparing volumetric and biological aspects of 3D-printed interim restorations under various post-curing modes. *Journal of Advanced Prosthodontics.* 2021;13(2):71–8.
156. Väyrynen VOE, Tanner J, Vallittu PK. The anisotropy of the flexural properties of an occlusal device material processed by stereolithography. *Journal of Prosthetic Dentistry.* 1º de novembro de 2016;116(5):811–7.
157. Perea-Lowery L, Gibreel M, Vallittu PK, Lassila L. Evaluation of the mechanical properties and degree of conversion of 3D printed splint material. *J Mech Behav Biomed Mater.* 1º de março de 2021;115.
158. Huettig F, Kustermann A, Kuscu E, Geis-Gerstorfer J, Spintzyk S. Polishability and wear resistance of splint material for oral appliances produced with conventional, subtractive, and additive manufacturing. *J Mech Behav Biomed Mater.* 1º de novembro de 2017;75:175–9.
159. Al-Dulaijan YA, Alsulaimi L, Alotaibi R, Alboainain A, Alalawi H, Alshehri S, et al. Comparative Evaluation of Surface Roughness and Hardness of 3D Printed Resins. *Materials.* 1º de outubro de 2022;15(19).
160. Alqahtani M, Haralur SB. Influence of different repair acrylic resin and thermocycling on the flexural strength of denture base resin. *Medicina (Lithuania).* 1º de fevereiro de 2020;56(2).
161. Cortés-Sandoval G, Martínez-Castañón GA, Patiño-Marín N, Martínez-Rodríguez PR, Loyola-Rodríguez JP. Surface roughness and hardness evaluation of some base metal alloys and denture base acrylics used for oral rehabilitation. *Mater Lett.* 1º de abril de 2015;144:100–5.
162. Gurbuz O, Cilingir A, Dikmen B, Ozsoy A, Eren MM. Effect of surface sealant on the surface roughness of different composites and evaluation of their microhardness. *Eur Oral Res.* 2020;54(1):1–8.
163. Atalay S, Çakmak G, Fonseca M, Schimmel M, Yilmaz B. Effect of thermocycling on the surface properties of CAD-CAM denture base materials after different surface treatments. *J Mech Behav Biomed Mater.* 1º de setembro de 2021;121.
164. Köroğlu A, Sahin O, Dede DÖ, Yilmaz B. Effect of different surface treatment methods on the surface roughness and color stability of interim

- prosthodontic materials. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 1º de abril de 2016;115(4):447–55.
165. Sahin O, Koroglu A, Dede DÖ, Yilmaz B. Effect of surface sealant agents on the surface roughness and color stability of denture base materials. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 1º de outubro de 2016;116(4):610–6.
 166. 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.
 167. De Oliveira V, Leon B, Cury A, Consani S. Influence of number and position of flasks in the monomer release, Knoop hardness and porosity of a microwave-cured acrylic resin. 2003.
 168. Rizzatti-Barbosa CM, Ribeiro-Dasilva MC. Influence of double flask investing and microwave heating on the superficial porosity, surface roughness, and knoop hardness of acrylic resin. *Journal of Prosthodontics*. agosto de 2009;18(6):503–6.
 169. Lai CP, Tsai MH, Chen M, Chang HS, Tay HH. Morphology and properties of denture acrylic resins cured by microwave energy and conventional water bath. *Dental Materials*. 1º de fevereiro de 2004;20(2):133–41.
 170. 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*. 2020;13(15).
 171. Bonan P, Ulisses A, Batista D. Capítulo 6-Métodos de avaliação da dureza e rugosidade superficial de biomateriais odontológicos [Internet]. Disponível em: <https://www.researchgate.net/publication/342095014>
 172. Gad MM, Fouda SM, Abualsaud R, Alshahrani FA, Al-Thobity AM, Khan SQ, et al. Strength and Surface Properties of a 3D-Printed Denture Base Polymer. *Journal of Prosthodontics*. 1º de junho de 2022;31(5):412–8.
 173. Prpić V, Schauperl Z, Ćatić A, Dulčić N, Čimić S. Comparison of Mechanical Properties of 3D-Printed, CAD/CAM, and Conventional Denture Base Materials. *Journal of Prosthodontics*. 1º de julho de 2020;29(6):524–8.
 174. Wesemann C, Spies BC, Sterzenbach G, Beuer F, Kohal R, Wemken G, et al. Polymers for conventional, subtractive, and additive manufacturing of occlusal devices differ in hardness and flexural properties but not in wear resistance. *Dental Materials*. 1º de março de 2021;37(3):432–42.
 175. Reymus M, Stawarczyk B. In vitro study on the influence of postpolymerization and aging on the Martens parameters of 3D-printed occlusal devices. 2020.
 176. Alifui-Segbaya F, Bowman J, White AR, George R, Fidan I. Characterization of the Double Bond Conversion of Acrylic Resins for 3D

- Printing of Dental Prostheses. *Compend Contin Educ Dent*. 2019;40(10):e7–11.
177. Lin CH, Lin YM, Lai YL, Lee SY. Mechanical properties, accuracy, and cytotoxicity of UV-polymerized 3D printing resins composed of BisEMA, UDMA, and TEGDMA. 2020.
 178. Pianelli C, Devaux J, Bebelman S, Leloup G. The Micro-Raman Spectroscopy, a Useful Tool to Determine the Degree of Conversion of Light-Activated Composite Resins. 1999.
 179. Perea-Lowery L, Gibreel M, Vallittu PK, Lassila L V. 3d-printed vs. Heat-polymerizing and autopolymerizing denture base acrylic resins. *Materials*. 1º de outubro de 2021;14(19).
 180. Ayaz EA, Bağış B, Turgut S. Effects of thermal cycling on surface roughness, hardness and flexural strength of polymethylmethacrylate and polyamide denture base resins. *J Appl Biomater Funct Mater*. 2015;13(3):e280–6.
 181. Schoeffel A, Bagio P, Sakima V, Soares S, Neppelenbroek K, Urban V. Knoop microhardness of conventional and microwaved denture base acrylic resins. *Indian Journal of Dental Research*. 2019;30(6):927.
 182. Chandu GS, Asnani P, Gupta S, Faisal Khan M. Effect of water absorption on the surface properties of heat cure acrylic ... Chandu GS et al Original Research Comparative Evaluation of Effect of Water Absorption on the Surface Properties of Heat Cure Acrylic: An in vitro Study. Vol. 7, *Journal of International Oral Health*. 2015.
 183. Tuna S, Keyf F, Gumus H, Uzun C. The Evaluation of Water Sorption/Solubility on Various Acrylic Resins. 2008.
 184. Hata K, Ikeda H, Nagamatsu Y, Masaki C, Hosokawa R, Shimizu H. Development of Dental Poly(methyl methacrylate)-Based Resin for Stereolithography Additive Manufacturing. *Polymers (Basel)*. 1º de dezembro de 2021;13(24).

PRESS RELEASE

As placas oclusais são abordagens terapêuticas conservadoras utilizadas em pacientes com Disfunções Temporomandibulares e bruxismo do sono. E uma etapa de extrema importância é o ajuste dessa placa, realizado com brocas e borrachas de polimento, pois permite que o desgaste que foi realizado naquela superfície venha a se tornar liso e sem arranhões. Apesar de serem confeccionadas com resinas acrílicas convencionais, a abordagem utilizando tecnologias de impressão 3D vem ganhando cada vez mais espaço na rotina clínica. Mesmo com avanços e constante crescimento desse fluxo de trabalho, pouco ainda se sabe sobre as características das resinas para impressão 3D e como se comportam a longo prazo. Assim, analisamos por meio de protocolos de polimento, como a superfície de ambos os materiais (técnica convencional e técnica por impressão) se comportaria antes e após um envelhecimento artificial. O tipo de material teve influência nas propriedades avaliadas e um dos protocolos de polimento apresentou excelentes resultados, independente da resina utilizada. Mais estudos são necessários para que possam habilitar o cirurgião dentista a entregar placas lisas e polidas, aumentando a longevidade do tratamento e conforto do paciente.