

LEANDRO RUIVO DE SANTIS

Resistência à flexão, microdureza superficial, perfil de desgaste e alteração dimensional de polímeros para placas oclusais na manufatura aditiva: influência da resina de impressão, pós-polimerização e envelhecimento artificial

São Paulo

2023

LEANDRO RUIVO DE SANTIS

Resistência à flexão, microdureza superficial, perfil de desgaste e alteração dimensional de polímeros para placas oclusais na manufatura aditiva: influência da resina de impressão, pós-polimerização e envelhecimento artificial

Versão Corrigida

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, pelo Programa de Pós-Graduação em Odontologia (Biomateriais e Biologia Oral) para obter o título de Doutor em Ciências.

Orientador: Prof. Dr. Carlos Eduardo Francci

São Paulo

2023

Catálogo da Publicação
Serviço de Documentação Odontológica
Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo

Santis, Leandro Ruivo de.

Resistência à flexão, microdureza superficial, perfil de desgaste e alteração dimensional de polímeros para placas oclusais na manufatura aditiva: influência da resina de impressão, pós-polimerização e envelhecimento artificial / Leandro Ruivo de Santis; orientador Carlos Eduardo Francci. -- São Paulo, 2023.

104 p. tab., fig. ; 30 cm.

Tese (Doutorado) -- Programa de Pós-Graduação em Odontologia. Área de concentração: Biomateriais e Biologia Oral. -- Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo.

Versão corrigida.

1. CAD/CAM. 2. Impressão tridimensional. 3. Resistência à flexão. I. Francci, Carlos Eduardo. II. Título.

Santis LR. Resistência à flexão, microdureza superficial, perfil de desgaste e alteração dimensional de polímeros para placas oclusais na manufatura aditiva: influência da resina de impressão, pós-polimerização e envelhecimento artificial. Tese apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Doutor em Ciências.

Aprovado em: 04/04/2023

Banca Examinadora

Prof. Dr.: Vagner Leme Ortega

Instituição: Faculdade de Odontologia São Leopoldo Mandic

Julgamento: Aprovado

Prof. Dr.: Guilherme de Siqueira Ferreira Anzaloni Saavedra

Instituição: Instituto de Ciência e Tecnologia – São José dos Campos – UNESP

Julgamento: Aprovado

Prof. Dr.: Estevam Augusto Bonfante

Instituição: Faculdade de Odontologia de Bauru da Universidade de São Paulo

Julgamento: Aprovado

À minha esposa Carla, parceira de todas as horas.

Ao meu filho Gael, resposta e significado de todos os esforços.

Ao Neno e Dóris.

À todas as pessoas que contribuíram a realização deste trabalho.

À todos os reveses que possibilitaram as felicidades desse trabalho.

AGRADECIMENTOS

À Universidade de São Paulo, representada pelo Magnífico Reitor **Prof. Dr. Carlos Gilberto Carlotti Junior**. À Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, na pessoa do Diretor **Prof. Dr. Giulio Gavini** e do Chefe de Departamento de Biomateriais e Biologia Oral **Prof. Dr. Rafael Yagüe Ballester**.

À Comissão Coordenadora do Programa de Pós-Graduação em Odontologia da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo e seu coordenador **Prof. Dr. Fernando Neves Nogueira**.

Ao meu orientador, **Prof. Dr. Carlos Eduardo Francci**, pelo voto de fé na realização deste trabalho. Agradeço pela paciência e encorajamento frente aos desafios profissionais e pessoais.

Ao meu coorientador, **Prof. Dr. Guilherme de Siqueira Ferreira Anzaloni Saavedra**, pelo direcionamento e suporte nos momentos mais difíceis de uma trajetória de mais de dez anos.

Ao **Prof. Dr. Hilton Riquieri** por incentivar o primeiro passo deste trabalho.

Ao **Prof. Ivan Rudek** pelas contribuições ímpares ao trabalho.

À **Profa. Dra. Tais Scaramucci Forlin** pela receptividade e auxílio na execução do trabalho.

Ao técnico de laboratório do Departamento de Biomateriais e Biologia Oral, **Antônio Carlos Lascala**, pelo auxílio imensurável ao longo da execução laboratorial de todo o trabalho.

À técnica de laboratório do Departamento de Biomateriais e Biologia Oral **Elisângela Chinen**, por auxiliar de forma essencial nas análises do trabalho.

Aos professores do Departamento de Biomateriais e Biologia Oral: **Igor Studart Medeiros, Roberto Ruggiero Braga, Fernando Neves Nogueira, Leonardo Eloy Rodrigues Filho, Rafael Yagüe Ballester, Paulo Eduardo Capel Cardoso, Victor Elias Arana-Chavez, Alyne Simões Gonçalves e Josete Barbosa Cruz Meira** pela convivência e conselhos ao longo do trabalho.

Às secretária **Rosa Cristina Nogueira** e técnica administrativa **Elidamar Bastos Clemente Guimarães** pelo cuidado, amizade, respeito e leveza na resolução das mais diversas dificuldades apresentadas nesta jornada.

Aos colegas que contribuíram em minha melhoria profissional e pessoal: **Raul Santos da Silva, Mayra Torres Vasques, Karina Felix, Carlos Alberto Shimokawa, Ítallo Emídio Viana, Sávio Bezerra, Jessica Zambrana, Nataly Zambrana, Ruan Pinto Mendes, Fernando Antonio Reis Laurino, Lucas Silveira Fernandes.**

Aos funcionários do Departamento de Dentística: **Aldo Gomes, Selma Santi, David Lascalla, Leandro Nascimento e Silvana.**

Ao fabricante **Kulzer Mitsui Chemicals Group** pela doação dos materiais utilizados , assim como pelo suporte de **Patrícia Loret e Gabriel Ichigi.**

O presente trabalho foi realizado com apoio da Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior – Brasil (CAPES) – Código de Financiamento 001. Portaria nº 289, de 28 de dezembro de 2018.

“O homem é uma corda, atada entre o animal e o Além-Homem: uma corda sobre um abismo. Perigoso passar o abismo, perigoso seguir este caminho, perigoso olhar para trás, perigoso estremecer e se deter.”

(Nietzsche F, 2003, p. 14)

RESUMO

Santis LR. Resistência à flexão, microdureza superficial, perfil de desgaste e alteração dimensional de polímeros para placas oclusais na manufatura aditiva: influência da resina de impressão, pós-polimerização e envelhecimento artificial [tese]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2023. Versão Corrigida.

Este trabalho avaliou a influência de dois sistemas de manufatura aditiva estereolitográfica por processamento de luz digital (DLP) de dois fabricantes (Kulzer, Alemanha; e SprintRay, EUA), utilizando suas respectivas resinas para placas oclusais (Dima Print Ortho – Kulzer; e SprintRay Splint, SprintRay) em dois tempos de pós-polimerização (recomendado e duplicado) e envelhecimento artificial na resistência à flexão, microdureza superficial, perfil de desgaste e alteração dimensional destas resinas fotopolimerizáveis comparativamente à resina acrílica termicamente ativada convencional. Quarenta corpos de prova foram confeccionados em cada resina aditiva fotopolimerizável, com dimensões finais de 65x10x3,3 mm, conforme ISO 20795-1:2013. Os corpos de prova foram divididos aleatoriamente em 8 grupos (n=10), combinando em cada material, dois tratamentos: os dois diferentes tempos de pós-polimerização e realização ou não do envelhecimento artificial (28 dias em água deionizada a 37° C). Como grupo controle, vinte corpos de prova de mesmas dimensões foram confeccionados em resina acrílica ativada termicamente (RAAT). Metade destes corpos de prova (n=10), foram aleatoriamente submetidos ao mesmo envelhecimento artificial. Nos corpos de prova submetidos ao envelhecimento artificial ou pós-polimerização, foi realizada análise da alteração dimensional por metrologia dimensional de superfície antes e após cada tratamento. Os corpos de prova foram submetidos ao teste de resistência à flexão biaxial, microdureza superficial Knoop e análise fractográfica em microscópio eletrônico de varredura. Dez fragmentos de cada grupo (n=10) dos corpos de prova fraturados não envelhecidos foram incluídos em resina acrílica autopolimerizável, sendo metade submetida ao envelhecimento artificial (saliva artificial por 28 e 84 dias). Os fragmentos foram ciclados em simulador de mastigação (CS-4 – SD Mechatronik - Alemanha) em movimento biaxial circular imerso em água, com indentadores metálicos esféricos como antagonistas (150.000 ciclos; 20 N; 2,1 Hz) e perfilometria óptica (Proscan 2100, Scantron – Reino Unido).

Todos os dados obtidos foram submetidos aos testes paramétricos de normalidade e homocedasticidade. Para os dados paramétricos, foram utilizados ANOVA a 2 fatores e *post-hoc* Tukey e, para os não-paramétricos, Kruskal-Wallis e *post-hoc* Dunn ($\alpha = 0,05$). Não houve diferença estatística entre os materiais na resistência à flexão. Os materiais aditivos pós-polimerizados da forma recomendada apresentaram microdureza Knoop significativamente inferiores à resina acrílica convencional. A dupla pós-polimerização elevou a resistência à flexão e microdureza do material Kulzer, equiparando-o à resina acrílica convencional e, influenciou negativamente a resistência à flexão do material SprintRay. O material aditivo Kulzer apresentou a maior resistência ao desgaste e o fluxo digital não influenciou na alteração dimensional. Ainda, a dupla pós-polimerização não influenciou na resistência ao desgaste de nenhum material aditivo. O envelhecimento artificial não influenciou na resistência à flexão, no desgaste superficial ou alteração dimensional dos materiais testados, influenciando negativamente a microdureza de todos os materiais, menos da resina Kulzer. As tecnologias aditivas se demonstraram confiáveis e os materiais aditivos possuem propriedades mecânicas equiparáveis à RAAT, sendo indicados para placas oclusais em uso clínico de médio a longo prazo. A dupla pós-polimerização pode influenciar positivamente os materiais aditivos, sendo necessários mais estudos investigando grau de conversão e diferentes parâmetros de pós-polimerização.

Palavras-chave: CAD/CAM. Impressão Tridimensional. Resistência à Flexão.

ABSTRACT

Santis LR. Flexural strength, superficial microhardness, wear profile and dimensional change of occlusal splint polymers in additive manufacturing: influence of printing resin, post-polymerization and artificial ageing [thesis]. São Paulo: University of São Paulo, School of Dentistry; 2023. Corrected Version.

This work evaluated the influence of two stereolithographic additive manufacturing systems by digital light processing (DLP) from two manufacturers (Kulzer, Germany; and SprintRay, USA), using their respective resins for occlusal splints (Dima Print Ortho – Kulzer; and SprintRay Splint , SprintRay) in two post-polymerization times (recommended and duplicated) and artificial aging on flexural strength, surface microhardness, wear profile and dimensional change of these light-curing resins compared to conventional heat-activated acrylic resin. Forty specimens were made in each light-curing additive resin, with final dimensions of 65x10x3.3 mm, according to ISO 20795-1:2013. The specimens were randomly divided into 8 groups (n=10), combining two treatments for each material: the two different post-polymerization times and artificial aging or not (28 days in deionized water at 37°C) . As a control group, twenty specimens of the same dimensions were made of thermally activated acrylic resin (TAAR). Half of these specimens (n=10) were randomly subjected to the same artificial aging. In the specimens submitted to artificial aging or post-polymerization, an analysis of the dimensional change by surface dimensional metrology was performed before and after each treatment. The specimens were submitted to a biaxial flexural strength test, Knoop surface microhardness and fractographic analysis in a scanning electron microscope. Ten fragments from each group (n=10) of unaged fractured specimens were embedded in self-curing acrylic resin, half of which were submitted to artificial aging (artificial saliva for 28 and 84 days). The fragments were cycled in a chewing simulator (CS-4 – SD Mechatronik - Germany) in circular biaxial movement immersed in water, with spherical metallic indenters as antagonists (150,000 cycles; 20 N; 2.1 Hz) and optical profilometry (Proscan 2100 , Scantron – United Kingdom). All data obtained were submitted to parametric tests of normality and homoscedasticity. For parametric data, 2-way ANOVA and post-hoc Tukey were used, and for non-parametric data, Kruskal-Wallis and post-hoc Dunn ($\alpha = 0.05$). There was

no statistical difference between the materials in flexural strength. Additive materials post-polymerized as recommended showed significantly lower Knoop microhardness than conventional acrylic resin. Double post-polymerization increased the flexural strength and microhardness of the Kulzer material, matching it to conventional acrylic resin, and negatively influenced the flexural strength of the SprintRay material. The Kulzer additive material showed the highest wear resistance and the digital flow did not influence the dimensional change. Also, the double post-polymerization did not influence the wear resistance of any additive material. Artificial aging did not influence the flexural strength, surface wear or dimensional change of the tested materials, negatively influencing the microhardness of all materials, except for the Kulzer resin. Additive technologies have proven to be reliable and the additive materials have mechanical properties comparable to RAAT, being indicated for occlusal splints in medium to long-term clinical use. The double post-polymerization can positively influence the additive materials, being necessary more studies investigating degree of conversion and different parameters of post-polymerization.

Keywords: CAD/CAM. Three-Dimensional Printing. Flexural Strength.

LISTA DE QUADROS

Quadro 4.1 - Material utilizado no estudo.....	55
Quadro 4.2 - Regimes de pós-polimerização	56
Quadro 4.3 - Material empregado e tempo de armazenamento.....	56
Quadro 4.4 - Grupos experimentais – teste de flexão biaxial	66
Quadro 4.5 - Grupos experimentais – microdureza Knoop	70
Quadro 4.6 - Grupos experimentais – teste de desgaste	75

LISTA DE FIGURAS

Figura 4.1 - Dimensões finais do corpo de prova para flexão biaxial	57
Figura 4.2 - Dimensões iniciais do corpo de prova para flexão biaxial.....	58
Figura 4.3 - Material empregado e tempo de armazenamento	58
Figura 4.4 - Grupos controle - resina acrílica termicamente ativada	59
Figura 4.5 - Padrões metálicos em aço inoxidável.....	60
Figura 4.6 - Padrões metálicos posicionados em mufla.....	61
Figura 4.7 - Padrões metálicos incluídos em silicona	62
Figura 4.8 - Mufla em prensa hidráulica.....	63
Figura 4.9 - Dispositivos metálicos para acabamento.....	64
Figura 4.10 - Dimensões finais dos corpos de prova	65
Figura 4.11 - Esquema do teste de flexão biaxial.....	67
Figura 4.12 - Grupos do teste de microdureza Knoop.....	69
Figura 4.13 - Prisma fixado para inclusão em resina acrílica	71
Figura 4.14 - Microdureza Knoop.....	72
Figura 4.15 - Prisma fixado para inclusão em resina acrílica	74

Figura 4.16 - Grupos experimentais do teste de desgaste	75
Figura 4.17 - Análise do perfil de desgaste.....	77
Figura 4.18 - Metrologia superficial dos corpos de prova	79
Figura 5.1 - Microscopia eletrônica de varredura (MEV) das interfaces de fratura ...	86

LISTA DE TABELAS

Tabela 5.1 - Médias e desvios padrão da resistência à flexão (MPa) e resultado do teste Tukey (5%)	81
Tabela 5.2 - Medianas e desvios interquartílicos da microdureza Knoop e resultado do teste Dunn (5%)	82
Tabela 5.3 - Medianas e desvios interquartílicos da alteração dimensional e resultado do teste Dunn (5%)	83
Tabela 5.4 - Medianas e desvios interquartílicos da perda de superfície e resultado do teste Dunn (5%)	85

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ABS	Acrilonitrila-butadieno-estireno
ADA	Associação Dental Americana
ANOVA	Análise de variância
ASTM	(<i>American Society for Testing and Materials</i>) Sociedade Americana para Testes e Materiais
Bis-EMA	Glicidil dimetacrilato etoxilado
CAD	(<i>Computer-aided design</i>) - Desenho assistido por computador
CAM	(<i>Computer-aided manufacturing</i>) - Manufatura assistida por computador
DC/TMD	(<i>Diagnostic Criteria for Temporomandibular Disorders</i>) – Critério de diagnóstico para disfunções temporomandibulares
DLP	(<i>Digital Light Processing</i>) - Processamento de luz digital
DM	Deposição de material
DTM	Disfunção temporomandibular
EUA	Estados Unidos da América
ISO	(<i>International Organization for Standardization</i>) - Organização Internacional para Padronização
JM	Jateamento de material
MIT	(<i>Massachusetts Institute of Technology</i>) - Instituto de Tecnologia de Massachusetts
PC	Policarbonato
PP	Polipropileno
PPF	Próteses parciais fixas
PMMA	Polimetilmetacrilato
RAAT	Resina acrílica ativada termicamente
SLA	(<i>stereolithography apparatus</i>) - Estereolitografia
UV	Ultravioleta
TEGMA	Trietilenoglicol dimetacrilato
UDMA	Dimetacrilato de uretano
PEGDA	(poli-etileno-glicol)

LISTA DE SÍMBOLOS

%	por cento
±	mais ou menos
μm	micrômetro
α	nível de significância
°C	graus Celsius
cm	centímetro
GPa	giga Pascal
MPa	mega Pascal
N	Newton
nm	nanômetro
W	Watt
HK	(<i>Hardness Knoop</i>) - Dureza Knoop
H ₀	Hipótese de nulidade

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	27
2	REVISÃO DE LITERATURA.....	31
3	PROPOSIÇÃO	53
4	MATERIAL E MÉTODOS.....	55
5	RESULTADOS	81
6	DISCUSSÃO	87
7	CONCLUSÕES	97
	REFERÊNCIAS	99

1 INTRODUÇÃO

As disfunções temporomandibulares consistem em alterações patológicas ósseas e neuromusculares da articulação temporomandibular. De etiologia multifatorial, têm caráter epidêmico e sua prevalência abrange desde adolescentes até idosos, afetando até 15% da população adulta, principalmente na faixa etária de 20 a 40 anos. O paciente acometido costuma apresentar desgaste dentário e articular, relatando sintomas como: dores musculares, articulares e tensão emocional ¹, sendo a prevalência diretamente correlacionada com uma redução na qualidade de vida do indivíduo ². Dentre as principais terapias utilizadas no controle da disfunção temporomandibular, as placas oclusais em resina acrílica rígida previnem a ação de forças degenerativas sobre a articulação temporomandibular, disco articular e dentição ^{1,3}.

Continuamente, a tecnologia CAD/CAM auxilia na confecção destas placas oclusais, promovendo mudanças dinâmicas, precisão e presteza nos processos clínicos e laboratoriais ⁴⁻⁹. Empregada na Odontologia em meados de 1980, através das inovações tecnológicas apresentadas por François Duret e Jack Preston, a tecnologia CAD/CAM se divide em três etapas: (A) aquisição dos dados; (B) processamento dos dados e; (C) confecção do sólido ¹⁰. Em meados de 1990, o campo da engenharia mecânica descreveu o termo “prototipagem rápida” como a produção de um modelo escalonado de referência, baseado na tecnologia CAD ^{9,11}.

Neste âmbito, métodos subtrativos, como a fresagem de blocos ou discos das mais diversas composições são largamente utilizados quando se deseja confeccionar desde pequenos fragmentos dentários, até coroas totais e estruturas extensas ^{12,13}. Quando comparados aos métodos convencionais ¹⁴, subtrativos, a manufatura aditiva realizada na prototipagem rápida, como é nomeada a técnica de adição de material camada sobre camada apresenta vantagens, como menor desperdício, uma vez que todo o material utilizado é dedicado à construção do sólido e, se torna viável a confecção de estruturas geométricas mais complexas, que muitas das vezes não podem ser confeccionadas pela fresagem. Por outro lado, como desvantagens, temos e necessidade de tratamentos pós-processamento ¹⁵⁻¹⁷.

Dentre os diversos sistemas aplicáveis à manufatura aditiva, temos: jateamento aglutinante, deposição de energia direcionada, extrusão de material, jateamento de material, fusão em cama de pó, laminação de folhas e; fotopolimerização em cuba (estereolitografia ou fotolitografia) ¹⁸. A estereolitografia ou fotolitografia, também referida como processamento de luz digital (DLP) se suporta na tecnologia da manufatura aditiva, composta por resina fotorreativa líquida, uma plataforma para construção do modelo e luz ultravioleta (UV). Se utiliza de um tanque de resina líquida fotorreativa que é seletivamente exposta à luz ultravioleta (UV) polimerizada em camadas, que se acumulam para criar um objeto sólido ¹². Outros passos pós-processamento, como a limpeza e pós-polimerização, são necessários ^{19, 20}.

Dentre estes passos, a pós-polimerização consiste em um banho de luz adicional, realizado após a construção do sólido na manufatura aditiva, buscando a polimerização completa do material ¹². Este processo pode influenciar nas diversas propriedades mecânicas e dimensionais finais do material polimérico construído ^{19, 20, 21, 22, 23}.

Pacientes com disfunção temporomandibular muitas vezes são bruxômanos ¹, onde o uso das placas oclusais rígidas preserva a estrutura dentária do desgaste oclusal parafuncional, sendo primordial que o material utilizado na confecção das placas oclusais possua resistência ao desgaste de tais forças oclusais oblíquas ²⁴⁻³².

Além disso, durante o uso, as placas oclusais podem apresentar fratura por queda ou por fadiga do material que as compõe. Dentre as principais propriedades mecânicas relacionadas à fratura, temos a resistência a flexão, que é a capacidade de um determinado material em resistir às forças que provocam a sua curvatura sem ser fraturado ou sofrer deformação excessiva ^{23, 26, 30, 33-36}. Essa propriedade pode ser justificada pelo desenvolvimento inicial de microfraturas nas áreas onde se concentram as tensões até a ruptura completa do material ³⁷.

A microdureza superficial se relaciona à rigidez e resistência do material, dependendo basicamente de três variáveis: o material ensaiado, a geometria do penetrador e a força aplicada. Assim, é fundamental que os materiais poliméricos que constituem a placa oclusal apresentem alta microdureza superficial ^{22, 23, 30, 35, 36, 38}.

Ainda, os polímeros sofrem degradação quando submetidos à ambientes úmidos como a cavidade oral, umidade esta que deve ser considerada quando se pretende simular o uso clínico destes materiais no envelhecimento artificial. A

degradação nestas situações é melhor explicada devido à sorção de água realizada pelos polímeros ^{22, 23, 34, 36, 37, 39}.

Na confecção das placas oclusais, é fundamental que além das propriedades mecânicas, a tecnologia e o material selecionados confirmem adaptação passiva e estabilidade dimensional, otimizando a biomecânica e diminuindo ajustes e correções na instalação das mesmas ^{20, 21, 40, 41}.

Dentre as tecnologias viáveis, o método de metrologia dimensional superficial se mostra eficaz na quantificação da precisão e fidelidade. Este método consiste na mensuração digital da diferença entre duas superfícies de malhas poligonais ⁴¹⁻⁴⁴.

Através do desenvolvimento de tecnologias que permitam presteza, precisão e redução de custos, será possível trazer impacto direto na viabilidade econômica da técnica proposta, se observando que a produção e comercialização, neste caso das placas oclusais apresentam alguns desafios técnico-científicos que parecem ainda precisar serem vencidos. Tais desafios envolvem análise comparativa das propriedades mecânicas e fidelidade dimensional dos diferentes processos analógico e digitais, e materiais resinosos empregados na confecção das placas oclusais.

2 REVISÃO DE LITERATURA

Para melhor compreensão, os dados bibliográficos foram organizados em sete tópicos principais: **manufatura aditiva na odontologia**, abordando o histórico, principais tecnologias e avanços científicos; **polímeros fotopolimerizáveis na estereolitografia**, descrevendo a composição e características físico-químicas destes materiais processados na manufatura aditiva; **pós-polimerização**, com estudos referentes aos tempos de pós-polimerização dos polímeros na estereolitografia; **resistência à flexão, microdureza e alteração dimensional**, abordando tais propriedades dos polímeros em questão; **envelhecimento artificial**, compilando estudos sobre o mecanismo de ação e impacto do envelhecimento *in vitro* dos mesmos polímeros, **desgaste superficial**, reunindo estudos sobre o comportamento de desgaste superficial frente à testes mastigatórios *in vitro* e; **placas oclusais**, compilando estudos clínicos que comparam os métodos convencionais e aditivos na confecção de placas oclusais como ferramenta no tratamento da DTM.

2.1 Manufatura aditiva na odontologia

Historicamente, Dennis Gabor inventou o princípio da holografia em 1947, lhe rendendo o Prêmio Nobel em Física de 1972 ⁴⁵. Com base neste princípio, em 1962, Emmett N. Leith e Juris Upatnieks obtiveram os primeiros resultados experimentais de hologramas de um modelo de arco dentado inferior ⁴⁶. Nos Estados Unidos da América, pesquisadores ⁴⁷, ilustraram em 1977 as aplicações dentárias da holografia, na tentativa do mapeamento das superfícies intraorais por instrumentação óptica. Em 1980, na Suíça, Marco Brandestini e Werner Mörmann se utilizaram da instrumentação óptica para escaneamento dentário ⁴⁸. Em 1983, na conferência de *Garancière* (França), foi apresentado o primeiro protótipo CAD/CAM dental, idealizado por François Duret, sendo aplicado clinicamente em meados de 1985. Com base nestes autores, a tecnologia consiste na execução de três passos: (A) aquisição dos dados do trabalho a ser realizado; (B) *CAD (Computer-Aided Design)*, ou

processamento dos dados obtidos e planejamento do sólido; (C) *CAM (Computer-Aided Manufacturing)*, ou confecção do sólido planejado. Inicialmente, a tecnologia se utilizava somente de métodos subtrativos para obtenção de tais sólidos, onde fresadoras equipadas com pontas diamantadas, desgastavam precisamente um sólido, até obtenção do desenho geométrico desejado ¹⁰.

Uma revisão realizada em 1994 pelo chefe executivo Norman A. Waterman e pelo diretor Philip Dickens do Centro de Prototipagem Rápida e Fabricação, da Universidade de Nottingham, retrata o desenvolvimento de uma série de sistemas de manufatura aditiva, descrito pelos autores como a conversão de um conceito computadorizado de um componente complexo em uma réplica sólida. De acordo com os autores, a manufatura aditiva foi desenvolvida principalmente nos Estados Unidos da América, com contribuições importantes do Japão e Europa ¹¹. Em 2009, a Sociedade Americana para Testes e Materiais (*ASTM - American Society for Testing and Materials*), pelo comitê F42, definiu sete categorias sobre os processos da tecnologia de manufatura aditiva: (A) jateamento aglutinante; (B) deposição de energia direcionada; (C) extrusão de material; (D) jateamento de material; (E) fusão em cama de pó; (F) laminação de folhas e; (G) fotopolimerização em cuba (estereolitografia) ¹⁸.

2.1.1 Fotopolimerização em cuba (estereolitografia)

Em 1986, Charles W. Hull patenteou a estereolitografia que segundo o autor, se define como “um sistema para gerar objetos tridimensionais através da criação de um padrão transversal do objeto a ser formado em uma superfície selecionada de um meio fluido, capaz de alterar seu estado físico em resposta a estimulação sinérgica apropriada pela aplicação de radiação, bombardeio de partículas ou reação química, sucessivas camadas adjacentes representando correspondentes seções transversais do objeto, sendo automaticamente formadas e integradas para fornecer um acúmulo laminar em etapas do objeto desejado, pelo qual um objeto tridimensional é formado e desenhado a partir de uma superfície substancialmente plana do meio fluido durante o processo de formação” ⁴⁹, p.1.

Foi realizada ¹⁵ uma revisão abordando as tecnologias de manufatura aditiva, reunindo os principais estudos redigidos em inglês das últimas duas décadas. Ao discorrer sobre o desenvolvimento da tecnologia CAD/CAM na odontologia, o autor

comparou os métodos subtrativos dos aditivos na manufatura odontológica, no enfoque de mercado, denotando uma maior competitividade das duas tecnologias, em questão de preço, velocidade, reprodutibilidade e investimento. O autor afirma que é inevitável que a manufatura aditiva terá impacto na liderança temporária da fresagem em qualquer produção laboratorial odontológica.

Em 2014, pesquisadores ¹⁶ avaliaram em revisão narrativa as diferentes correntes de CAD/CAM em próteses orais e faciais, dividindo em duas principais abordagens, subtrativa e aditiva. Nos métodos subtrativos, os autores apontam limitações no desperdício de material, na reprodução fidedigna de geometrias complexas e, na precisão dimensional, devido à curva de aprendizado e passos adicionais associados ao processo, em comparação aos métodos convencionais de inclusão e injeção já bem difundidos e sedimentados. Nos métodos aditivos, é possível produzir componentes extensos de geometrias complexas, diferentes texturas e dureza, que se adaptam a diferentes tecidos, sem desperdício de material e com reprodução de detalhes e precisão dimensional competitiva.

Pesquisadores ¹⁷, descreveram em revisão literária sobre avanços recentes da manufatura aditiva, baseada em fotolitografia, a tecnologia do processamento de luz digital (DLP), patenteada por Hornbeck L. em 1987. A tecnologia se baseia em um microprojeto para polimerização via luz UV localizado abaixo da câmara de construção, que projeta um padrão bidimensional no reservatório com monômeros no estado líquido, permitindo a polimerização de uma camada completa com somente uma exposição, finalizada com a elevação da plataforma de construção ⁵⁰.

Um pesquisador ⁹, resumiu o atual estado da odontologia digital, abordando as inovações e avanços tecnológicos que aprimoraram a prática odontológica. A autora afirma como melhoria, maiores opções de materiais restauradores com maior durabilidade e estética, com mais eficiência e precisão. Ainda, a manufatura aditiva é apresentada como alternativa aos métodos subtrativos de fresagem e, apesar das sete tecnologias abrangentes já citadas, a autora dá enfoque às mais comuns na odontologia: a estereolitografia (SLA), o processamento de luz digital (DLP), jateamento de material (JM) e a deposição de material (DM).

Pesquisadores¹³, revisaram sistematicamente a literatura, abordando propriedades dos materiais restauradores disponíveis na estereolitografia. De um total de quarenta e sete estudos, trinta e oito abordaram polímeros, aproximadamente um

terço destes avaliou alteração dimensional, seis estudos abordaram resistência à fratura e ainda, seis estudos analisaram propriedades superficiais, como resistência ao desgaste ou microdureza.

2.2 Polímeros fotopolimerizáveis na estereolitografia

2.2.1 Composição e características físico-químicas

Uma das primeiras resinas fotopolimerizáveis foi descrita na estereolitografia patenteada por Hull, CW em 1986 ⁴⁹ como um acrilato modificado, descrita em uma patente por O'Sullivan em 1978, sendo composto por monômeros polimerizáveis por radicais livres e iniciadores de radicais livres sensíveis ao ultravioleta, por dissolução de compostos que contenham a combinação dos grupos alilo, alcoxi inferior e hidroxila ⁵¹.

No método estereolitográfico patenteado por Hull ⁴⁹, o autor elenca as importantes propriedades ideais da resina fotopolimerizável durante o processamento, devendo: (A) polimerizar rápido o suficiente sob a fonte de luz UV disponível, possibilitando praticidade na manufatura; (B) ser adesiva, para que as camadas sucessivas se unam umas às outras; (C) possuir viscosidade baixa suficiente para que o material líquido flua rapidamente através da superfície do objeto a ser formado, quando a plataforma se movimentar; (D) absorver luz UV para que o filme formado seja razoavelmente fino; (E) ser solúvel em algum solvente em estado líquido e, insolúvel neste mesmo solvente em estado sólido, para permitir a remoção da resina líquida não polimerizada e parcialmente polimerizada após a formação do objeto; (F) não tóxica e não alergênica ⁴⁹.

Autores ⁵² investigaram o perfil de conversão monômero-polímero espaço-temporal de materiais aditivos fotopolimerizáveis, comparando a evolução na propagação da rede polimérica e na progressão da conversão usando diferentes parâmetros de polimerização. Os autores afirmaram que quando a resina fotorreativa é irradiada por luz UV, se inicia a polimerização induzida pela luz e formação da rede polimérica. Assim, os perfis de conversão podem ser melhorados ao se alterar o

aproveitamento da luz UV irradiada, controlando parâmetros de impressão como aumento da intensidade de luz UV e diminuição da espessura da camada de impressão, porém não se pode evitar a conversão não homogênea e não linear, podendo alterar o índice de refração, densidade, contração de polimerização, módulo elástico e permeabilidade do material final, podendo apresentar impacto negativo ou positivo.

Foi realizada ¹² uma revisão focada em polímeros na manufatura aditiva, agrupando estudos abordando desde a composição química até o impacto científico-industrial das diferentes tecnologias aditivas, onde evidenciaram que nos estudos, aspectos como a forma de polimerização, parâmetros de processamento, acabamento superficial, estabilidade e propriedades mecânicas são frequentemente endereçados, pois impactam no tempo de confecção, fidelidade e funcionalidade das estruturas aditivamente construídas. Por fim, concluem que materiais poliméricos aditivos, a exemplo da estereolitografia, já desempenham papel fundamental em muitas áreas, dentre elas, a Odontologia.

Pesquisadoras ²⁰, revisaram a literatura sobre os polímeros utilizados na manufatura aditiva, com foco na área odontológica. Foi constatado que os processos aditivos mais utilizados no processamento de polímeros dentais são: Estereolitografia (SLA), Jateamento de material (JM) e Processamento de luz digital (DLP), processos estes, descritos anteriormente. Na estereolitografia, onde ocorre a polimerização seletiva de resinas fotopolimerizáveis iniciadas por luz UV, o grau de conversão dos polímeros influencia na resolução do eixo-z. A polimerização depende do fotoiniciador utilizado, do tipo de laser utilizado (comprimento de onda entre 200-500 nm, tempo de exposição, intensidade) e dos pigmentos adicionados ou substâncias absorventes de luz UV. As propriedades mecânicas dos componentes produzidos são limitadas pela viscosidade do material utilizado. De qualquer forma, os sólidos impressos exibem baixa anisotropia e boas propriedades mecânicas. Atualmente, temos o desenvolvimento de materiais poliméricos, como o polipropileno (PP), o acrilonitrila-butadieno-estireno (ABS) e policarbonato (PC), especialmente em busca de melhorias no tempo de trabalho, diminuição do tempo de pós-polimerização, simplicidade nos processos de polimerização e propriedades frente ao envelhecimento. Outro foco é a produção de sólidos multicolores. Segundo as autoras, os materiais poliméricos atualmente disponíveis na estereolitografia são as resinas epóxi reforçadas ou não, e

as resinas acrílicas. As autoras concluem que as necessidades potenciais na aplicação clínica dos materiais poliméricos de manufatura aditiva são a estabilidade mecânica, a eliminação da pós-polimerização e dos monômeros livres residuais.

2.3 Pós-polimerização

Pesquisadores²¹ avaliaram a influência da direção de impressão, posicionamento do sólido na plataforma e pós-polimerização na resistência à flexão, módulo de flexão e alteração dimensional de sólidos impressos por estereolitografia (SLA) em resina biocompatível classe I para a produção de guias cirúrgicos (Dental SG – Formlabs). As três diferentes câmaras de pós-polimerização utilizadas no estudo não influenciaram na resistência à flexão, no módulo de flexão e na alteração dimensional dos sólidos.

Em 2021, pesquisadores²² investigaram na manufatura aditiva, a influência do material de impressão, direção de impressão, pós-polimerização e envelhecimento artificial na resistência à fratura de próteses parciais fixas (PPF). Foram confeccionadas próteses parciais fixas de três elementos, por CAD/CAM, baseadas na anatomia do segundo pré-molar ao segundo molar. Quatro diferentes materiais resinosos baseados em metacrilato de manufatura aditiva para provisórios foram investigados: experimental; NextDent C&B; Freeprint temp e; 3Delta temp. Como controle positivo, um material PMMA de CAD/CAM foi utilizado e, como controle negativo, um material provisório convencional, em diferentes regimes de pós-processamento, variando o equipamento, a intensidade e tempo de exposição à luz UV. Em sequência, a tensão de fratura foi mensurada para cada um dos grupos. Os diferentes regimes de pós-polimerização apresentaram diferenças estatisticamente significantes. Os autores rejeitaram a hipótese de que a pós-polimerização não tem impacto na resistência à fratura, concluindo que o correto regime de pós-polimerização deve ser respeitado para preservar as propriedades mecânicas destes materiais.

Pesquisadores¹⁹ avaliaram a distorção volumétrica induzida por pós-polimerização com luz UV em estruturas de baixa espessura, confeccionadas por manufatura aditiva (DLP). Experimentos foram conduzidos para caracterizar a

evolução do grau de conversão de espécimes de diversas dimensões em material resinoso fotopolimerizável baseado em PEGDA (poli-etileno-glicol) durante o processo de pós-polimerização. Se baseando nos resultados experimentais, foram combinadas a cinética da reação de fotopolimerização e a teoria do canhão de Euler-Bernoulli, utilizada para se descrever o “dobramento” da estrutura devido à contração em volume, para se desenvolver um modelo teórico. As estruturas foram irradiadas com luz UV perpendicularmente à superfície, facilitando a observação do fenômeno da distorção volumétrica. Foi descoberto pelos autores que os parâmetros de impressão, como tempo de impressão e altura de cada camada, a intensidade da luz UV utilizada na pós-polimerização e espessura total do sólido tiveram impacto significativo no fenômeno de alteração dimensional do sólido impresso induzida por luz UV. Foi concluído que a distorção volumétrica do sólido impresso foi influenciada pela pós-polimerização e pela espessura total.

Em 2019, pesquisadores ³⁸ compararam a microdureza Knoop de diferentes materiais poliméricos para manufatura aditiva com materiais acrílicos convencionais indicados para confecção de placas oclusais rígidas. Em impressora SLA (Form 2 – Formlabs), foram confeccionados discos de diferentes polímeros (Dental SG; Dental LT e Clear – Formlabs), onde parte dos discos não foi submetido ao regime de pós-polimerização recomendado. Como grupos controle, foram utilizados discos de resina acrílica convencional, termicamente e quimicamente ativadas. Após o devido polimento, todos discos foram submetidos à 5 endentações com carga de 25 gramas por 10 segundos. Com base nos resultados obtidos, os polímeros para manufatura aditiva apresentaram microdureza comparável aos materiais acrílicos convencionais, uma vez respeitado o regime de pós-polimerização. A ausência da pós-polimerização adequada reduziu significativamente a microdureza do polímero.

O efeito de diferentes métodos de pós-polimerização, espessura da camada de impressão e envelhecimento artificial em água deionizada, nas propriedades mecânicas e grau de conversão em resinas fotopolimerizáveis para placas oclusais na manufatura aditiva, foi avaliado em 2021 ²³. Um total de 96 espécimes em barra (3,2x10x65 mm) foram confeccionados por manufatura aditiva, com espessuras de 50 e 100 μm , subdivididos em três subgrupos com diferentes métodos de pós-polimerização: (A) LED e gás nitrogênio; (B) somente LED e; (C) sem pós-polimerização. Metade dos espécimes foi envelhecida artificialmente, armazenada em

água deionizada a 37°C por 30 dias. Foram avaliados a resistência à flexão e o módulo flexural. Adicionalmente, foi avaliada a microdureza superficial (n=96) e resistência à fratura. Cinco espécimes foram aleatoriamente separados para análise do grau de conversão. Os espécimes de menor espessura de impressão (50 µm), apresentaram resultados mecânicos superiores aos demais. O envelhecimento artificial e o método de pós-polimerização afetaram negativamente, de forma significativa, as propriedades mecânicas investigadas, onde os menores valores foram encontrados no subgrupo não pós-polimerizado. Foi observado que a ausência de oxigênio, no grupo que utiliza LED e nitrogênio apresentou melhores resultados. Os autores concluíram que o método de pós-polimerização, armazenamento em água e espessura de impressão influenciam nas propriedades mecânicas, onde a combinação de luz e calor na pós-polimerização pode aprimorar as propriedades mecânicas e grau de conversão dos materiais poliméricos aditivos para placas oclusais, ainda, a resistência flexural e microdureza superficial podem aumentar quando se diminui a espessura da camada de impressão.

2.4 Resistência à flexão, microdureza e alteração dimensional

Novamente, na patente de 1986 sobre o método estereolitográfico, o autor aborda algumas das propriedades ideais da resina fotopolimerizável após a confecção do sólido, dentre elas, a textura superficial, resistência e flexibilidade ⁴⁹.

Um pesquisador ⁵³ avaliou a resistência à flexão e quantidade de monômero residual de resinas acrílicas para bases de próteses totais. Com base na especificação nº12 da Associação Dental Americana (ADA) ⁵⁴, confeccionou corpos de prova nas respectivas resinas acrílicas de dimensões 65x10x2,5 mm, incluídos em moldes feitos com matrizes metálicas em mufla, com silicone de condensação e gesso tipo III. O autor concluiu que com o aumento de monômeros residuais, a resistência à flexão diminuiu.

Um grupo de pesquisadores ⁵⁴ investigaram a influência da espessura da camada aditiva estereolitográfica nas propriedades mecânicas de um polímero resinoso. Foram confeccionados corpos de prova (n=10) em resina epóxi CIBA® tool SL5530 – Accura® SL 5000 (3D Systems) pós-polimerizadas em luz UV. Foram

avaliadas: resistência ao impacto (ASTM D 256-93-2001); limite elástico, resistência à tração e tensão residual induzida (ASTM D 638-93-2001), em diferentes espessuras aditivas (100, 125 e 150 µm). Com base nos resultados, os autores concluíram que quanto menor a espessura da camada aditiva, maior a resistência do corpo será.

Pesquisadores ³³ compararam as propriedades mecânicas de diferentes polímeros injetáveis para bases protéticas: baseado em poliamida (Deflex, Nuxen SRL - Argentina) e outro em PMMA (SR-Ivocap, Ivoclar AG - Liechtenstein), ao acrílico convencional prensado PMMA (Meliodent, Bayer Co Lev - Alemanha). Foram confeccionados corpos de prova (n=10) de dimensões 65x10x3 mm da ISO 20795-1:2013 ⁵⁶. Para avaliar as propriedades flexurais: deflexão, resistência à flexão e módulo flexural, foi realizado teste de flexão de três pontos a temperatura ambiente. Ainda, foi realizado o teste de microdureza Knoop. Estatisticamente na resistência à flexão, a poliamida injetável não diferiu significativamente do acrílico prensado (PMMA). Já o acrílico injetável se apresentou menos resistente que o acrílico prensado. O módulo flexural da poliamida foi inferior aos demais materiais. Ainda, a poliamida apresentou a menor dureza dentre os materiais avaliados. Todos os materiais apresentaram valores superiores aos preconizados na ISO 20795-1:2013 ⁵⁶ (> 65,0 MPa). Os autores concluem que apesar de satisfatórios, dentre as limitações do estudo, deve-se realizar um teste com carregamento em temperatura oral (37°C) e envelhecimento artificial, para permitir uma inferência clínica maior na indicação destes materiais.

Em 2012 ⁵⁷, pesquisadores propuseram um modelo feito por manufatura aditiva para avaliar a alteração dimensional na fabricação de coroas dentárias. Partindo de um modelo tridimensional digital (CAD), o modelo de referência foi confeccionado por manufatura aditiva (SLS) utilizando um pó fino, baseado em poliamida. O modelo consistia em um arco com formatos específicos, referentes a estruturas dentárias. Após a confecção, o modelo foi digitalizado por escâner à laser (Dental Wings 5Series), gerando um arquivo .STL. O modelo .STL então foi importado e inspecionado pelo software Rapidform. Foi concluído que o modelo que inclui orientação dentária e superfícies oblíquas similares a preparos dentários permitiu uma comparação aproximada da situação oral com desempenho satisfatório.

Em 2017 ⁵⁸, foi avaliado o reforço nas propriedades flexurais de resinas termoplásticas para bases protéticas de injeção. Três resinas termoplásticas:

poliamida, poliéster e policarbonato e controle em PMMA termopolimerizável. Como reforço foram utilizados compósito reforçado com fibras de vidro unidirecionais e, fios metálicos. Foram confeccionados corpos de prova (n=10) de dimensões 65x10x3.3 mm da ISO 20795-1:2013 (61). A resistência à flexão e módulo elástico foram mensurados a partir do teste de flexão de três pontos. Todos os espécimes reforçados em fibra de vidro apresentaram resistência à flexão significativamente superiores ao grupo controle. O reforço com fios metálicos elevou a resistência à flexão somente do grupo policarbonato. O módulo elástico foi estatisticamente superior no fio metálico ($2,74 \pm 0,96$ GPa), seguido do reforço em fibra de vidro ($2,40 \pm 0,89$ GPa) e sem reforço ($1,82 \pm 0,83$ GPa). Os autores concluíram que o uso do reforço em fibra de vidro foi positivo nas resinas para bases protéticas em poliamida, poliéster e policarbonato. Ainda, o reforço metálico teve efeito positivo somente em bases protéticas em policarbonato.

Em 2018 ⁵⁹, pesquisadores avaliaram a resistência e o módulo de flexão de diferentes polímeros termoplásticos. Foram avaliadas seis poliamidas, quatro resinas acrílicas, um poliéster, um polipropileno e um policarbonato. Com base na ISO 20795-1:2013 (61) os corpos de prova foram carregados em três protocolos, variando-se o armazenamento e o meio: (A) armazenamento em água deionizada por 50 h, com carregamento imersos em água deionizada à 37°C; (B) armazenamento também em água deionizada por 50 h, com carregamento em ar ambiente e; (C) armazenados ao ar livre por 7 dias, com carregamento em ar ambiente. Em geral, a média de resistência à flexão máxima variou entre 27 a 61 MPa e o módulo de elasticidade variou de 611 à 1783 MPa. De acordo com os autores, com exceção do policarbonato, todos os materiais testados não alcançaram os requisitos mínimos expressos na ISO 20795-1:2013 ⁵⁶. Os menores valores de resistência à flexão máxima foram observados no protocolo (A) que seguiu as diretrizes da ISO 20795-1:2013 ⁵⁶, seguido pelo protocolo (B) e, superados pelo protocolo (C). Em conclusão, os autores inferem que as propriedades mecânicas de resistência à flexão e módulo de flexão dos polímeros testados foram significativamente afetadas pelo armazenamento e pelo meio onde o carregamento foi realizado.

Pesquisadores. ⁴⁴ realizaram um estudo *in vitro* avaliando as propriedades de materiais resinosos formulados com glicidil dimetacrilato etoxilado (Bis-EMA), dimetacrilato de uretano (UDMA) e trietilenoglicol dimetacrilato (TEGMA) para manufatura aditiva por estereolitografia (DLP), fotopolimerizáveis por luz UV,

caracterizando as propriedades mecânicas e biológicas e alteração dimensional dos objetos impressos. Dez diferentes resinas fotopolimerizáveis foram formuladas se utilizando BisEMA , UDMA e TEGMA. Suas viscosidades foram mensuradas e somente sete resinas com viscosidade abaixo de 1500 cP foram selecionadas para impressão 3D e posterior caracterização de material. As resinas fotopolimerizáveis foram impressas em formas representativas se utilizando uma impressora equipada com um projetor UV-DLP com fonte de luz de 405 nm. Os espécimes impressos foram submetidos aos testes biológicos, mecânicos e de alteração dimensional. As resinas fotopolimerizáveis feitas de BisEMA, UDMA e TEGMA foram formuladas com sucesso para impressão 3D. TEGMA serviu como um diluente para reduzir a viscosidade e aumentar o grau de conversão, enquanto o UDMA e BisEMA acrescentaram resistência como demonstrado pelos testes mecânicos. Todos os objetos impressos passaram pelos testes de citotoxicidade. As resistências à flexão variaram entre 60 MPa e 90 MPa; o módulo de flexão variou entre 1,7 GPa e 2,1 GPa e a microdureza superficial variou entre 14,5 HV e 24,6 HV. Estes representam propriedades mecânicas similares aos materiais clínicos atualmente utilizados. No teste de alteração dimensional, a mistura de resina composta de 80% BisEMA, 10% UDMA e 10% TEGDMA apresentou a menor alteração, com 0,051 mm de desvio do original. Os autores concluíram que BisEMA , UDMA e TEGDMA são resinas de manufatura aditiva aplicáveis à Odontologia, apresentando propriedades biológicas e mecânicas favoráveis.

Um grupo de pesquisadores ^{42, 43} avaliou através de duas publicações a acurácia (fidelidade e precisão) de modelos dentários fabricados através da manufatura aditiva. No estudo de 2018, avaliaram comparativamente o jateamento de material (Polyjet) e modelagem por deposição fundida e, no estudo de 2019, avaliaram comparativamente a estereolitografia (SLA) e jateamento de material. Em cada um dos trabalhos, dez modelos em gesso foram obtidos para o grupo controle pelo escaneamento de um modelo de arco dentado completo. Para os grupos experimentais, dez modelos foram fabricados a partir de uma impressão digital para cada tecnologia, utilizando um escâner intraoral (Cerec Omnicam - Dentsply Sirona). Todos os modelos físicos então foram escaneados e, as raízes quadradas médias foram mensuradas, se utilizando um software de análises tridimensionais. A fidelidade entre os modelos de gesso e os impressos não diferiram estatisticamente. A precisão

dos modelos de manufatura aditiva foi estatisticamente superior aos modelos em gesso. Os autores concluíram ser possível a confecção de modelos dentários com precisão através dos métodos de manufatura aditiva testados.

Pesquisadores ³⁵ avaliaram a resistência à flexão e microdureza superficial (Brinell) de diferentes materiais poliméricos para placas oclusais, com ênfase nos métodos subtrativo e aditivo. Espécimes (n=10) retangulares (64x10x3,3 mm) foram fabricados em dois materiais fresados (Ceramill Splintec – Amann e; CopraDur – Whitepeaks Dental Solutions) dois aditivos (VarseoWax Splint – Bego e; Ortho Rigid – Next Dent) e três materiais convencionais (ProBase Cold – Ivoclar; Orthocryl – Dentaaurum e; Resilit S – Erkodent Erich), de acordo com a ISO 20795-1:2013 (61). Durante os testes flexurais, os materiais fresado CopraDur - Whitepeaks (poliamida) e aditivo VarseoWax Splint - Bego (fotopolimerizável não-acrílica) não fraturaram dentro do máximo movimento permitido no carregamento. OrthoRigid (NextDent) apresentou a menor resistência à flexão ($75,0 \pm 12,0$ MPa), já a resina convencional Resilit S (Erkodent) apresentou os maiores valores ($104,9 \pm 6,2$ MPa). A microdureza superficial variou de $28,5 \pm 2,5$ MPa (VarseoWax Splint – Bego) a $116,2 \pm 1,6$ MPa (Ceramill Splintec – Amann). Os autores concluíram que as resinas aditivas fotopolimerizáveis apresentaram menor microdureza superficial, porém os valores de resistência à flexão de alguns materiais fresados ou aditivos foram mais elevados, uma vez que nenhum material em poliamida (CopraDur) ou não-acrílica (VarseoWax Splint - Bego) fraturou nos limites dos testes flexurais utilizados.

Autores ⁴⁰ avaliaram a influência de diferentes métodos de confecção na alteração dimensional de placas oclusais, observando seu impacto na biomecânica com análise fotoelástica. Foram avaliadas a confecção de placas oclusais a vácuo, por termopolimerização, auto polimerização, aditiva e subtrativa. As diferentes placas oclusais foram avaliadas pela adaptação inicial, número de ajustes para assentamento passivo e distribuição de tensões a 100 N e 400 N em localidades periradiculares de dentes posteriores inclusos em resina fotoelástica. Os autores concluíram que o material subtrativo apresentou a melhor adaptação inicial e menor transferência de tensão às estruturas periradiculares. Ainda, o material aditivo apresentou adaptação e biomecânica similar ao acrílico de confecção convencional, porém consideraram importante avaliar o comportamento destes materiais à fratura.

Pesquisadores ⁴¹ avaliaram comparativamente a acurácia de diferentes métodos de confecção para placas oclusais. Um fluxo de trabalho convencional com

moldes em alginato, enceramento e injeção de molde foi comparado a fluxos digitais de fresagem, adição (SLA e DLP) e jateamento. Seis placas oclusais foram confeccionadas para cada método. As superfícies internas das placas foram escaneadas e digitalizadas em malhas, sobrepostas, analisando os desvios de superfície entre as malhas. Não houve diferença estatisticamente significativa na acurácia entre os diferentes métodos. Os autores concluem que as placas oclusais aditivas apresentaram maior aceitação clínica.

2.5 Envelhecimento artificial

Um grupo de pesquisadores ³⁷ revisou o fenômeno da biodegradação de resinas acrílicas, com foco nas causas e consequências da degradação destes materiais em meio oral. Apesar dos materiais poliméricos serem reconhecidos como estáveis e altamente resistentes à biodegradação, tais materiais apresentam degradação em boca quando expostos a múltiplos fatores, como saliva, mastigação ou alterações térmicas e químicas na alimentação. A água presente na saliva é sorvida pela resina, onde as moléculas de água podem penetrar na rede polimérica permitindo a difusão de monômeros residuais, bem como gera um efeito plastificador. Estruturas poliméricas também podem ser degradadas quimicamente em soluções aquosas, através da hidrólise e reações enzimáticas. O efeito da degradação enzimática nas propriedades mecânicas se manifesta na redução da microdureza superficial e resistência ao desgaste. Como estes materiais têm coeficientes de expansão térmica diferentes das estruturas dentárias, as variações de temperatura se tornam críticas. Dentre as principais consequências clínicas da biodegradação de aparelhos em resina acrílica, temos a liberação de monômeros residuais tóxicos na cavidade oral e a indução de mudanças nas propriedades mecânicas e físicas do material, podendo resultar em fraturas catastróficas.

Pesquisadores ³⁴ avaliaram materiais poliméricos resinosos aditivos, mais precisamente uma resina epóxi (Somos WaterShed XC 11122 – DSM), para placas oclusais, observando o efeito da angulação de impressão na resistência à flexão, módulo de elasticidade, sorção de água e topografia de superfície. Foram impressos

3 grupos (n=10), variando a angulação de impressão relativa à plataforma de impressão (horizontal, vertical e 45°). Um grupo de resina termicamente ativada foi utilizado como controle. Para os testes flexurais biaxiais, os espécimes foram armazenados por 14 dias em água à 37°C. A topografia superficial foi avaliada com perfilômetro óptico. O armazenamento em água reduziu significativamente a resistência à flexão e módulo flexural dos materiais aditivos. A sorção de água tornou o material mais flexível. Os autores concluíram que o armazenamento em água teve maior efeito negativo na resistência à flexão do que a angulação de impressão, sendo a angulação vertical a mais resistente aos testes flexurais.

Outro grupo de pesquisadores ³⁶ avaliou comparativamente o impacto do envelhecimento térmico artificial na resistência à flexão, microdureza, sorção e solubilidade em água e topografia superficial de diferentes materiais resinosos para placas oclusais, diferindo seu processamento em prensada, fresada, ou por manufatura aditiva. Foram testados três materiais prensados (ProBase Cold - Ivoclar Vivadent AG; Palapress clear – Kulzer GmbH; Aesthetic Blue Clear – Candulor), três materiais fresados (Temp Premium Flexible Transpa – Zirkozahn; Idodentine PMMA Transparent - Unión Dental S.A.; Yamahachi PMMA Clear – Yamahachi Dental MFG) e também, três materiais aditivos (Freeprint Splint – Detax GmbH; LuxaPrint Prtho Plus – DMG GmbH; NextDent Ortho Clear; Vertex-Dental BV). Os materiais resinosos de processamento por prensagem ou fresagem têm comportamento similar, já os materiais aditivos apresentaram resistência à flexão e microdureza menores, além de maior sorção e solubilidade em água.

Uma pesquisa ²² investigou o impacto da pós-polimerização e do envelhecimento artificial na microdureza superficial de diferentes polímeros para placas oclusais na manufatura aditiva. Discos foram confeccionados em duas impressoras: de tecnologia DLP (D20II, RapidShape), utilizando as resinas para placas oclusais NextDent Ortho (NextDent) e Freeprint Splint (Detax) e; tecnologia SLA (Form2; Formlabs), utilizando a resina Formlabs Dental LT Clear. Como grupo controle foi utilizado polímero para fresagem Temp Premium (Zirkozahn). Os espécimes foram pós-processados, higienizados por 5 minutos em etanol 96% em banho ultrassônico e pós-polimerizados em três diferentes câmaras de pós-polimerização: LC-3D Printbox (NextDent); Otoflash G171 (NK-Optik) e; Labolight DUO (GC). A microdureza dos polímeros foi mensurada e os discos foram envelhecidos artificialmente por armazenamento em água deionizada em incubadora

à 37 °C, sendo mensurados novamente após 14 e 28 dias de armazenamento. Os resultados demonstraram que as propriedades elásticas dos polímeros para impressão sofreram redução com o prolongamento do tempo de armazenamento em água, limitando o uso prolongado de placas oclusais manufaturadas por adição, que quando comparadas ao polímero fresado, ficaram mais susceptíveis à fratura.

2.6 Desgaste superficial

Pesquisadores ²⁴ investigaram a resistência ao desgaste de quatro diferentes materiais poliméricos resinosos para placas oclusais rígidas (Dentalon Plus – Kulzer; Orthoplast – Vertex-Dental; Biocryl C – Scheu-Dental e; Eclipse-Denstply), em simulação *in vitro* imerso ou não em água. Vinte espécimes em disco de cada material, com diâmetro de 16 mm e espessura de 3 mm foram testados, metade com imersão em água e, a outra metade não imersa em água. Foi utilizado um simulador de mastigação (CS-4 – SD Mechatronik - Alemanha), nas especificações: n=10; carga de 50 N; 10.000, 20.000 e 30.000 ciclos, com esferas metálicas como antagonistas e armazenamento prévio em água por 14 dias. O desgaste superficial foi mensurado utilizando um escâner tridimensional. Dentre todos os materiais, Eclipse demonstrou os menores desgastes. Os autores concluíram que a imersão em água não teve influência no desgaste.

Um grupo de pesquisadores ²⁵ realizou um estudo *in vitro* avaliando e comparando o acabamento superficial e a resistência ao desgaste de materiais resinosos utilizados na confecção de placas oclusais pelos métodos: convencional em poli-metil-metacrilato (PMMA); subtrativo (fresagem) em poli-metil-metacrilato (PMMA) (InnoBlanc Splint Plus) e; aditivo (DLP) (VarseoWax Splint). Foram confeccionados dez espécimes em três diferentes materiais, polimetilmetacrilato (PMMA), policarbonato (subtrativo) e resina fotopolimerizável (aditivo). Os trinta espécimes foram polidos e a rugosidade de superfície foi avaliada por perfilometria e microscopia eletrônica de varredura. Os espécimes foram carregados com uma esfera de esteatita, movendo-se 5000 vezes ao longo de 1 cm com 5 N de pressão sob constante molhamento com saliva artificial. Após o polimento, o microscópio eletrônico

de varredura não evidenciou ranhuras ou irregularidades em nenhum grupo. Todos os materiais apresentaram superfícies polidas e perfil de desgaste similares. Os autores evidenciaram que as diferenças estatísticas observadas não resultarão em impacto clínico.

Pesquisadores.²⁶ investigaram a resistência à fratura e o perfil de desgaste de 2 corpos de diferentes materiais poliméricos resinosos para placas oclusais rígidas, por tecnologias aditiva (FotoDent Splint – Dreve Dentamid); subtrativa (Temp Basic – Zirkonzahn) e convencional (Castdon – Dreve Dentamid). Um total de 96 placas oclusais foram confeccionadas nas diferentes tecnologias (n=32). Em cada grupo, metade foi submetida aos testes de resistência à fratura logo após a confecção e, as demais, envelhecidas artificialmente no simulador de mastigação *in vitro*, analisando o desgaste em 20.000 e 120.000 ciclos, com carga de 50 N, em água à 37 °C, seguido de testes de resistência à fratura. O material subtrativo apresentou a maior resistência à fratura antes do desgaste. A ciclagem mastigatória reduziu a resistência à fratura do material subtrativo e convencional, mas não do aditivo. Apesar disso, as placas oclusais aditivas apresentaram a maior perda de volume no desgaste mastigatório. Os autores concluíram que as placas oclusais obtidas por processo aditivo apresentaram a menor resistência ao desgaste e à fratura, quando comparada às obtidas por processos subtrativo e convencional. Com base nisso, os autores indicaram as placas oclusais aditivas somente para aplicações clínicas de curto prazo.

Um grupo de pesquisadores ²⁷ analisou o perfil de desgaste de diferentes materiais resinosos para placas oclusais: poliamida (ThermoSens – Vertex), PMMA convencional; fresado e aditivo. Como antagonistas, foram utilizados: esfera em aço inoxidável e materiais resinosos diretos (Clearfil AP-X – Kuraray, Filtek Z250 e Filtek Supreme XT – 3M), em teste mastigatório *in-vitro*, por 200.000 ciclos. Para análise do perfil de desgaste foi utilizada perfilometria. Os materiais em PMMA convencional e fresado apresentaram os maiores desgastes. Os materiais poliamida e PMMA aditivo apresentaram os menores desgastes. Os autores concluíram que em termos de longevidade, o material aditivo ou em poliamida são preferenciais para confecção de placas oclusais.

Uma pesquisa ²⁸ avaliou o desgaste e rugosidade superficial de diferentes materiais resinosos CAD/CAM com antagonista em esmalte em simulação *in vitro* de mastigação. Um total de 75 espécimes em acetato-vinil-etileno (AVE), poli-metil-metacrilato (PMMA), policarbonato (PC) poli-éter-éter-cetona (PEEK) e, poli-etileno-

éter-ftalato (PEEF) como grupo controle foram polidos para avaliar a rugosidade superficial por perfilometria óptica antes do carregamento e posteriormente analisados por microscopia eletrônica de varredura. Espécimes de cada grupo foram submetidos à fadiga termomecânica em simulador de mastigação (MOD - MOD Dental – Turquia), nos seguintes parâmetros: 60000 ciclos, carga de 49N, em termociclagem entre 5-55°C. Os maiores valores de desgaste foram observados pelo acetato-vinil-etileno (EVA) e, seus menores valores no poli-éter-éter-cetona (PEEK). Como apresentou menores valores, PEEK foi indicado pelos autores como ideal para confecção de placas oclusais.

Pesquisadores ²⁹ compararam a resistência ao desgaste superficial de quatro diferentes materiais poliméricos para placas oclusais (Sr Ivocap Heat Cured; Valplast; SR; Ivocap Elastomer e Eclipse) quando antagonistas a esmalte dentário, e materiais cerâmicos inCoris TZI e IPS e.max Press. Em simulador de mastigação, foram seguidos os parâmetros: n=16, 10.000, 20.000 e 30.000 ciclos, carga de 50 N, em lavagem contínua com água à 30°C. Dentre os materiais testados, Eclipse apresentou a maior, e Valplast a menor perda de volume. Os autores concluíram que os diferentes materiais apresentaram diferença na resistência ao desgaste.

Outro grupo de pesquisadores ³⁰ investigou a resistência ao desgaste de diferentes materiais resinosos poliméricos para placas oclusais: injeção (PalaXpress – Kulzer); subtrativo (ProArt CAD splint – Ivoclar); aditivo estereolitografia (SLA) (Dental LT Clear – Formlabs); aditivo estereolitografia de baixa intensidade (LFS) (Dental LT Clear V2) e; aditivo processamento de luz digital (DLP) (V-print splint – VOCO). Para o teste mastigatório *in vitro* foi selecionado o esmalte dentário humano como antagonista. Também foi analisada comparativamente a microdureza superficial, resistência à flexão e módulo flexural destes materiais poliméricos resinosos. Oito espécimes foram confeccionados para mensurar o desgaste, submetidos à 200.000 ciclos circulares com carga de: 20 N e 50 N em ambiente de termociclagem (5/55 °C, 30 s, 3860 ciclos, em água). O perfil de desgaste foi mensurado em perfilometria. Ainda foi mensurado o desgaste do antagonista em esmalte, microdureza Vickers, resistência à flexão e módulo flexural dos polímeros. O desgaste do antagonista em esmalte não foi influenciado pelo material polimérico antagonista. Tanto no carregamento de 20 N quanto no de 50 N, não houve diferença estatisticamente significativa entre os materiais. A microdureza Vickers evidenciou o

ProArt CAD como mais duro, seguido do PalaXpress e Dental LT Clear, sendo os menores valores apresentados pelo V-Print splint. Na resistência à flexão, ProArt CAD apresentou os maiores valores, seguido do Dental LT Clear, apresentando diferença estatisticamente significativa dos materiais Dental LT Clear V2 e V-Print, que apresentaram os menores valores. No módulo flexural, PalaXpress apresentou os maiores valores com diferença estatisticamente significativa. Dentre os materiais aditivos, não houve diferença estatisticamente significativa, onde Dental LT Clear apresentou os maiores valores absolutos, seguido de Dental LT Clear V2 e V-Print splint. Os autores concluíram que seja por injeção, fresagem ou adição, os materiais resinosos para placas oclusais apresentaram resistência similar ao desgaste, após a simulação *in vitro* equivalente a um ano *in vivo*. O desgaste em esmalte antagonista é mínimo e não diferiu dentre os materiais analisados. Por fim, em geral, resinas aditivas apresentaram reduzida microdureza superficial, resistência à flexão e módulo flexural quando comparados com resina injetada e fresada.

Pesquisadores ³¹ realizaram uma revisão sistemática compilando estudos que analisaram o perfil de desgaste, *in vitro* e *in vivo*, de diferentes materiais poliméricos para placas oclusais. De 115 estudos, 11 atenderam os critérios do estudo. Os estudos mostraram que o desgaste superficial do material PEEK apresentou a menor perda volumétrica. Os materiais acrílicos de presa térmica (RAAT), fresado e aditivo não apresentaram diferenças estatisticamente significantes na perda volumétrica frente ao desgaste superficial. Os parâmetros utilizados em cada um dos estudos analisados demonstraram inconsistências quando comparados. Os autores concluíram que os parâmetros tribológicos dos estudos são muito amplos, sendo necessária uma padronização dos protocolos de testes *in vivo* e *in vitro*. Ainda, os autores consideraram que os materiais aditivos possuem poucos estudos, sendo ideal uma investigação maior destes materiais, com foco nos parâmetros de processamento e ângulo de impressão.

Autores ³² investigaram a perda volumétrica e vertical de placas oclusais confeccionadas por método convencional, subtrativo e aditivo. Seis materiais para placas oclusais foram analisados: acrílico ativado termicamente (Vertex Rapid Simplified - Vertex), subtrativo (Ceramill a-splint-Amann), e aditivos (Freeprint Ortho – Detax; KeySplint Soft – Keystone; DentalClear – Asiga; FreePrint Splint 2.0 – Detax). Foi utilizado o método de desgaste do bloco em anel. Foram confeccionados corpos de prova (n=9) em formato de anel, com diâmetro de 45 mm e espessura de 12 mm e

34 espécimes em bloco de esmalte dentário nas dimensões 16x10x5 mm. Os materiais aditivos foram separados em três subgrupos, de acordo com a angulação relativa à plataforma de impressão (0°, 45° e 90°). Todos os corpos de prova foram polidos até lixas de carbureto de silício de granulação 2400, finalizados com pedra pomes. O teste de desgaste foi realizado, com carga de 49 N, frequência de 1 Hz, imerso em saliva artificial. Antes e após o teste, o anel do material foi digitalizado por escaneamento (AutoScan DS-EX, Shining 3D, China) e alinhados em software de metrologia de superfícies (Geomagic Design – 3D Systems – EUA). Também foi investigada a perda vertical da superfície do esmalte antagonista em bloco, através de máquina de testes de desgaste universal (UFW2000 – Coréia), onde se comparou a superfície antes e após o desgaste através de microscopia eletrônica de varredura. Se utilizou carbono vermelho para registrar as extremidades do perfil de desgaste, registrando a distância entre os pontos marcados e comparando os mesmos em períodos diferentes durante o desgaste. O material fresado apresentou a maior resistência ao desgaste, seguido do material termicamente ativado convencional. Os materiais aditivos apresentaram as menores resistências ao desgaste, onde a marca ou fabricante não influenciou nos resultados. A angulação de 0° apresentou a maior resistência, seguido de 45° e 90° respectivamente. Nenhum dos materiais impactou o esmalte dentário antagonista. Os autores concluíram que os materiais aditivos têm indicação clínica, porém para pacientes que não apresentam bruxismo severo.

Um pesquisador ⁶⁰ avaliou a perda de superfície de um biovidro experimental associado a terapias de modulação por luz na proteção dentinária, utilizando perfilometria óptica (Proscan 2100, Scantron Tauton RU). Os autores concluíram que o biovidro não protegeu a superfície dentinária contra os desafios erosivo-abrasivos.

2.7 Placas oclusais

De início, se faz importante reafirmar de forma breve a indicação das placas oclusais rígidas como tratamento eficaz no controle da disfunção temporomandibular.

Pesquisadores ³ avaliaram a indicação das placas oclusais rígidas e relaxamento muscular como recursos terapêuticos no tratamento de pacientes

acometidos por disfunções temporomandibulares. Na Clínica de Dor Facial da Universidade de Kentucky, um total de 24 pacientes foram selecionados com base na queixa principal de dor muscular e/ou articular, quantificadas através de um questionário individual. O uso de placas oclusais reduziu significativamente a dor muscular e articular, diferentemente do relaxamento muscular. Ainda, a experiência do paciente com placas oclusais rígidas é de mais fácil controle do que a terapia de relaxamento muscular.

Convencionalmente, se realizavam placas oclusais em resina acrílica termicamente ativada, referida como convencional. Um dos fatores influentes nas propriedades mecânicas deste material são as porosidades inerentes de seu processamento em mufla. Phillips ⁶¹, descreveu diferentes ciclos de termopolimerização possíveis, indicando como ideal o ciclo lento de 9 horas a 74°C, sem ebulição ao final.

Autores ¹⁴ avaliaram a influência dos ciclos térmicos de polimerização sobre rugosidade e porosidade de superfície das resinas acrílicas Clássico e Onda-Cryl. Padrões em cera de 65x10x3 mm foram incluídos em muflas metálicas e de fibra de vidro. Após polimerização nos ciclos: lento - água aquecida a 74° C por 9 horas; rápido - água em ebulição por 20 minutos e; microondas, observando posteriormente, sua porosidade em estereomicroscópio. Os autores concluíram que a formação de porosidades não foi influenciada pelos ciclos de polimerização.

Em 2013 ⁴, foi desenvolvido e avaliado um método de confecção de placas oclusais pela manufatura aditiva. Foi realizada a moldagem em alginato das arcadas superior e inferior de um paciente portador de disfunção temporomandibular, sendo os modelos obtidos e escaneados em escâner de bancada. Com base nos modelos digitalizados e manufatura aditiva, foi construída uma placa oclusal em resina fotopolimerizável biocompatível, pela estereolitografia (SLA). O paciente realizou o uso da placa oclusal por um período de seis meses, somente durante o período noturno. Após os seis meses de uso, a placa oclusal foi escaneada, e sua geometria comparada com o desenho original, evidenciando um desgaste estimado em menos de 0,2 mm. Também foi possível observar erro dimensional de aproximadamente 1,0 mm, em regiões de baixa espessura e ângulos agudos. O erro dimensional em outras áreas foi estimado em 0,3 mm. Os autores concluíram no experimento que a adaptação da placa oclusal confeccionada pela manufatura aditiva não diferiu da

adaptação apresentada no método convencional, tornando aplicável clinicamente o processamento digital.

Pesquisadores ¹ do Centro Médico Militar de Womack, na Carolina do Norte, realizaram uma revisão sistemática da literatura existente sobre o diagnóstico e tratamento das desordens temporomandibulares. Apesar dos autores relatarem resultados conflitantes no tipo de dispositivo interoclusal, dentre os tratamentos não invasivos preconizados, o uso de placas oclusais rígidas foi indicado na prevenção das forças parafuncionais degenerativas que são aplicadas patologicamente na articulação temporomandibular, disco articular e dentição. Os autores concluem que por se tratar de uma disfunção multifatorial, a associação de terapias não invasivas como educação do paciente, farmacoterapia, terapia cognitiva, fisioterapia e placas oclusais são eficazes no tratamento da disfunção temporomandibular.

Autores ⁵ publicaram uma revisão sistemática com metanálise, comparando o efeito do método de confecção de placas oclusais, CAD/CAM ou convencional, no tratamento das disfunções temporomandibulares. Na análise quantitativa e qualitativa da literatura científica, de um total de oito publicações, dois estudos clínicos randomizados foram incluídos como de baixo risco de viés. Nestes, as placas oclusais confeccionadas por CAD/CAM apresentaram redução estatisticamente significativa de dor articular, tensão facial e tempo de ajuste quando comparadas com as placas convencionais.

Pesquisadores. ² realizaram uma revisão sistemática da literatura, onde em um total de 320 publicações, os achados de 12 artigos datados entre 2006 e 2016 permitiram os autores concluírem que existe uma direta correlação entre disfunções temporomandibulares e a redução na qualidade de vida do paciente acometido.

Autores ⁶ compararam clinicamente o método convencional e de manufatura aditiva na confecção de placas oclusais através de um teste randomizado e duplamente cego. Quatorze indivíduos foram inicialmente submetidos ao questionário *DC/TMD (Diagnostic Criteria for Temporomandibular Disorders)* Eixos 1 e 2 e tiveram suas arcadas registradas, através de moldes convencionais e escaneamentos intraorais. Metade dos indivíduos recebeu placas oclusais confeccionadas em resina acrílica termicamente ativada pelo método convencional de moldagem e a outra metade, placas oclusais em resina fotopolimerizável baseada em metacrilatos, confeccionadas pelo processamento digital e estereolitografia (DLP). Após o

tratamento com placas oclusais pelo período de doze semanas, somente doze participantes completaram o tratamento. O estudo mostrou que a maioria dos participantes preferiu o processamento digital em comparação ao método convencional devido ao maior conforto durante os registros intraorais, mesmo tendo as impressões digitais consumido maior tempo em relação à moldagem convencional. Os autores concluíram que diferentes métodos de confecção não influenciaram significativamente no resultado do tratamento, que o método de confecção por manufatura aditiva apresentou aderência positiva pela maioria dos pacientes, sendo os resultados clínicos similares aos convencionais.

Um grupo de pesquisadores ⁷ publicou um método clínico de confecção de placas oclusais completamente digital, utilizando escaneamento intraoral e manufatura aditiva. Os arcos dentários superior e inferior foram digitalizados pelo escaneamento, seguido do registro da relação maxilo mandibular estabilizada em relação cêndilo-fossa mandibular cêntrica em um segundo escaneamento, onde foi programada a dimensão vertical de oclusão virtualmente. Com tal relação maxilo-mandibular, uma placa oclusal superior foi planejada virtualmente e confeccionada por manufatura aditiva. Posteriormente, a placa oclusal foi testada em adaptação, oclusão e receptividade do paciente. Os autores concluíram que o procedimento digital é viável para a fabricação de placas oclusais.

Pesquisadores ⁸ apresentaram um fluxo de trabalho clínico completamente digital para confecção de placas oclusais através da manufatura aditiva. A relação maxilo-mandibular e as arcadas superior e inferior de cinco pacientes foram escaneadas com escâner intraoral e confeccionadas respectivas placas oclusais superiores pelo desenho digital e impressão por estereolitografia. As placas oclusais apresentaram boa adaptação e a necessidade habitual dos ajustes oclusais convencionais.

3 PROPOSIÇÃO

Avaliar a influência de dois sistemas DLP de impressão tridimensional, do tempo de pós-polimerização e envelhecimento artificial na resistência à flexão, microdureza superficial, perfil de desgaste e alteração dimensional de polímeros para manufatura aditiva, comparativamente à resina acrílica termicamente ativada utilizada na confecção de placas oclusais.

Análises complementares foram feitas para avaliar a interface de fratura dos diferentes materiais poliméricos frente aos testes mecânicos de flexão.

As hipóteses de nulidade testadas foram:

H₀A: os sistemas DLP de impressão tridimensional não influenciam significativamente nos valores de resistência à flexão, microdureza superficial, perfil de desgaste ou alteração dimensional dos diferentes materiais poliméricos testados;

H₀B: os diferentes regimes de pós-polimerização não influenciam significativamente nos valores de resistência à flexão, microdureza superficial, perfil de desgaste ou alteração dimensional dos diferentes polímeros para manufatura aditiva testados;

H₀C: o envelhecimento artificial não influencia significativamente nos valores de resistência à flexão, microdureza superficial, perfil de desgaste ou alteração dimensional dos diferentes materiais poliméricos testados;

H₀D: os polímeros para manufatura aditiva testados e a resina acrílica termicamente ativada não apresentam diferença na resistência à flexão, microdureza superficial, perfil de desgaste ou alteração dimensional.

4 MATERIAL E MÉTODOS

4.1 Delineamento experimental

Os materiais avaliados se encontram dispostos no Quadro 4.1.

Quadro 4.1 – Material utilizado no estudo

Material	Impressora	Grupo	Fabricante	Composição
Dima Print Ortho	Cara Print 4.0	GK	Kulzer - Wehrheim, Alemanha	Produtos de esterificação de 4,4-isopropilidenodifenol, ácido 2-metilprop-2-enóico etoxilado, oligômeros metacrílicos, óxidos de fosfina.
SprintRay Splint	SprintRay Pro	GS	SprintRay – Los Angeles, EUA	Oligômeros de metilmetacrilato, fotoiniciadores.
Resina Acrílica Ativada Termicamente	-	GT	Artigos Odontológicos Clássico – SP, Brasil	Pó: esferas pré-polimerizadas de metilmetacrilato e peróxido de benzoila (iniciador). Líquido: metilmetilmetacrilato não-polimerizado, hidroquinona (inibidor).

Fonte: o autor.

Para verificar as hipóteses propostas, este estudo foi delineado de forma a testar duas tecnologias (impressão tridimensional e respectiva resina para placa oclusal) de manufatura aditiva estereolitográficas de processamento de luz digital: CaraPrint 4.0 com resina Dima Print Ortho (Kulzer) e SprintRay Pro com resina SprintRay Splint (SprintRay). Os corpos de prova impressos foram tratados sob dois diferentes tempos de pós-polimerização, o recomendado pelo fabricante (10 minutos – Kulzer/ 14 minutos – SprintRay) e o dobro do tempo recomendado (20 minutos –

Kulzer/ 28 minutos – SprintRay) (Quadro 4.2). Então cada corpo de prova foi imerso em álcool isopropílico (>96%) em banho ultrassônico por 3 minutos para remoção do excesso de resina não polimerizado. Os corpos de prova então foram imersos em banho ultrassônico com álcool isopropílico (>96%) por 2 minutos, não excedendo mais que cinco minutos no total. Após a secagem com jato de ar em bancada, cada corpo de prova, livre de álcool residual, foi submetido a um processo de pós-polimerização, em câmara UV apropriada seguindo os regimes testados (Quadro 4.2).

Quadro 4.2 – Regimes de pós-polimerização

Regime	Tempo de irradiação	Potência / Onda
GK1	10 minutos (5/lado)	200 W / 390-540 nm
GK2	20 minutos (10/lado)	200 W / 390-540 nm
GS1	14 minutos	90 W / 365-405 nm
GS2	28 minutos	90 W / 365-405 nm

Fonte: o autor.

4.2 Resistência à flexão biaxial

O teste de flexão biaxial foi delineado de forma a avaliar também a influência do envelhecimento artificial através do armazenamento em água deionizada, em estufa à 37°C, durante 28 dias. A divisão de acordo com o tipo de material empregado e o tempo de armazenamento se encontram descritas no Quadro 4.3.

Quadro 4.3 – Material empregado e tempo de armazenamento

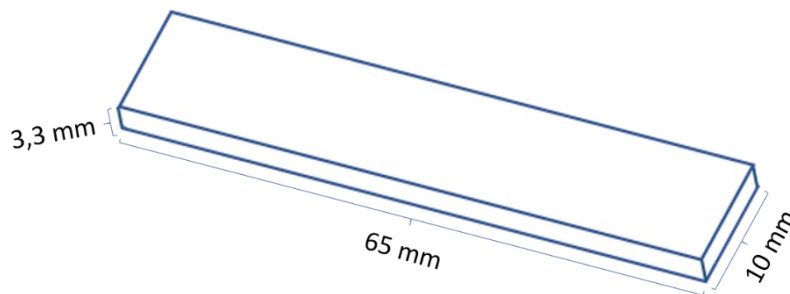
	MATERIAL		
	GKE	GSE	GTE
Tempo de armazenamento	-	-	-
	28 dias	28 dias	28 dias

Fonte: o autor.

4.2.1 Obtenção dos corpos de prova

A forma e dimensões dos corpos de prova foram baseadas na norma ISO 20795-1:2013 ⁵⁶, para os testes de resistência à flexão biaxial. Os corpos de prova devem ter as dimensões finais de: 65 mm de comprimento, 10 mm de largura e, 3,3 mm de espessura (Figura 4.1).

Figura 4.1 - Dimensões finais do corpo de prova para flexão biaxial

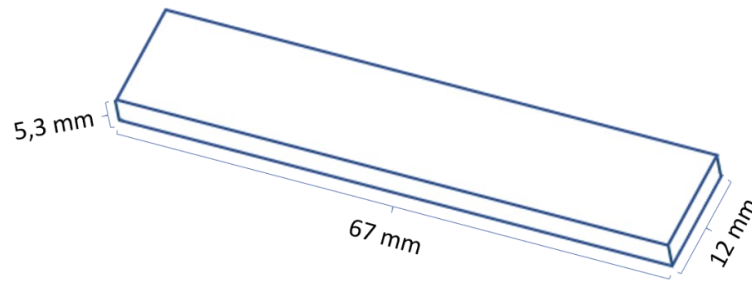


Fonte: o autor.

4.2.2 Manufatura Aditiva

Um modelo foi virtualmente desenhado em software (Tinkercad – Autodesk, EUA) com dimensões de 67 mm de comprimento, 12 mm de largura e 5,3 mm de espessura (Figura 4.2). Estas medidas foram propositalmente maiores que as exigidas para o corpo de prova final, no sentido de permitir um correto acabamento das peças sem comprometer as dimensões finais.

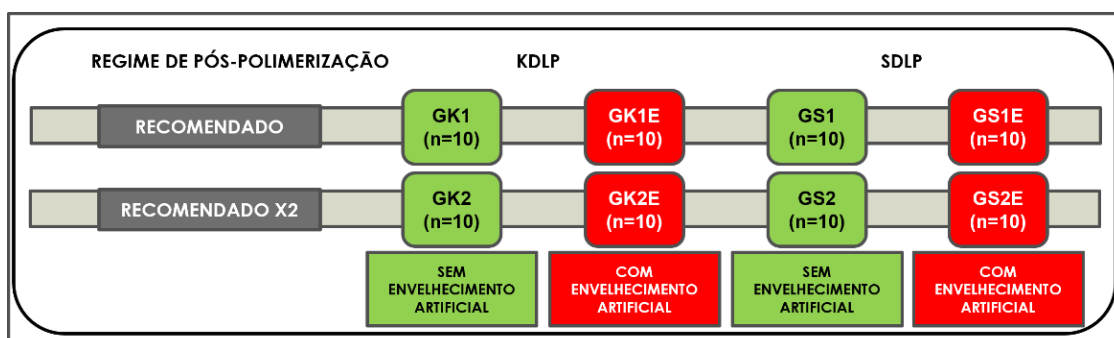
Figura 4.2 - Dimensões iniciais do corpo de prova para flexão biaxial



Fonte: o autor.

Com base no modelo virtual gerado, um total de oitenta corpos de prova foram confeccionados através de manufatura aditiva utilizando duas impressoras de tecnologia DLP (Cara Print – Kulzer, Alemanha e SprintRay Pro – SprintRay, EUA), sendo 40 corpos de prova para cada impressora. Para cada impressora, foi utilizada a respectiva resina desenvolvida pelo fabricante para placas oclusais rígidas (Dima Print Ortho para impressora Cara Print; e SprintRay Splint para impressora SprintRay), respeitando os parâmetros de impressão de cada fabricante: 50 μm de espessura de camada, posicionados com o longo eixo à 45° da plataforma de impressão. Após a impressão, os corpos de prova foram destacados das plataformas, removidos os excessivos de resina não polimerizada com banhos de álcool isopropílico como citado anteriormente. Agora subdivididos em quatro grupos (n=10), de acordo com os diferentes materiais, tempos de pós-polimerização e envelhecimento artificial (Figura 4.3).

Figura 4.3 - Grupos experimentais - manufatura aditiva

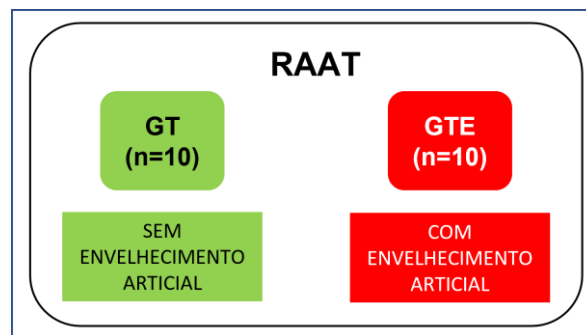


Fonte: o autor.

4.2.3 Resina acrílica termicamente ativada (RAAT)

Foram confeccionados vinte corpos de prova em resina acrílica termicamente ativada, seguindo as especificações do fabricante e subdivididos aleatoriamente em dois grupos (n=10), de acordo com o envelhecimento artificial (Figura 4.4).

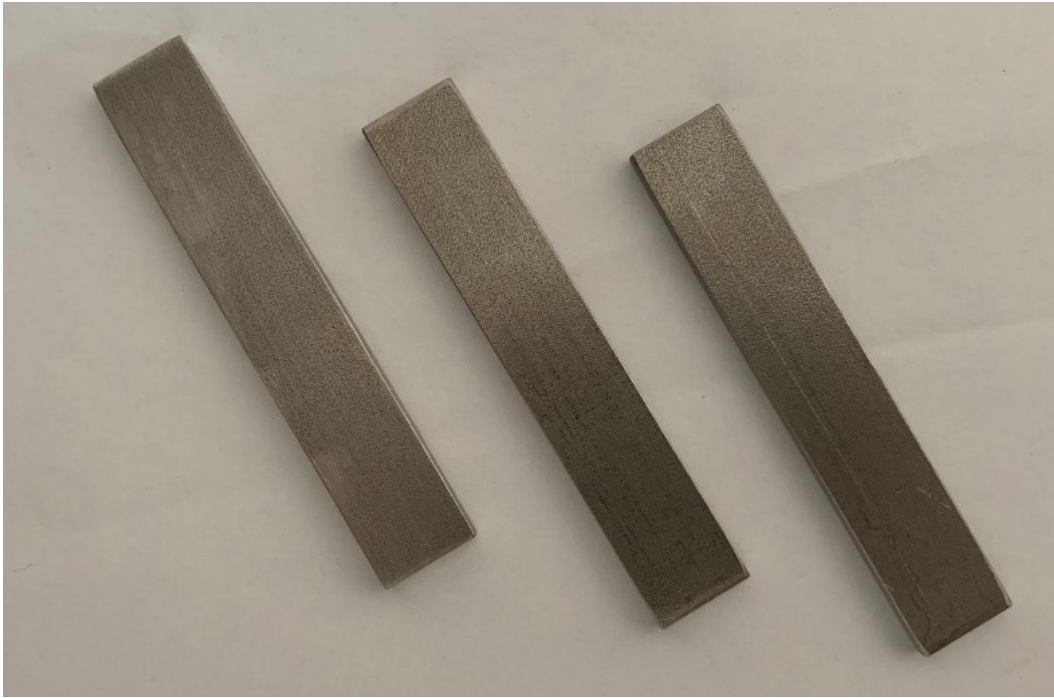
Figura 4.4 - Grupos controle - resina acrílica termicamente ativada



Fonte: o autor.

Foram elaborados padrões metálicos em aço inoxidável, no formato de barra, retangulares, com arestas nítidas, nas dimensões de: 67mm x 12,0mm x 5,3mm (Figura 4.5). Como nos corpos de prova obtidos por manufatura aditiva, estas medidas foram propositalmente maiores que as exigidas para o corpo de prova final, no sentido de permitir um correto acabamento das peças sem comprometer as dimensões finais.

Figura 4.5 - Padrões metálicos em aço inoxidável



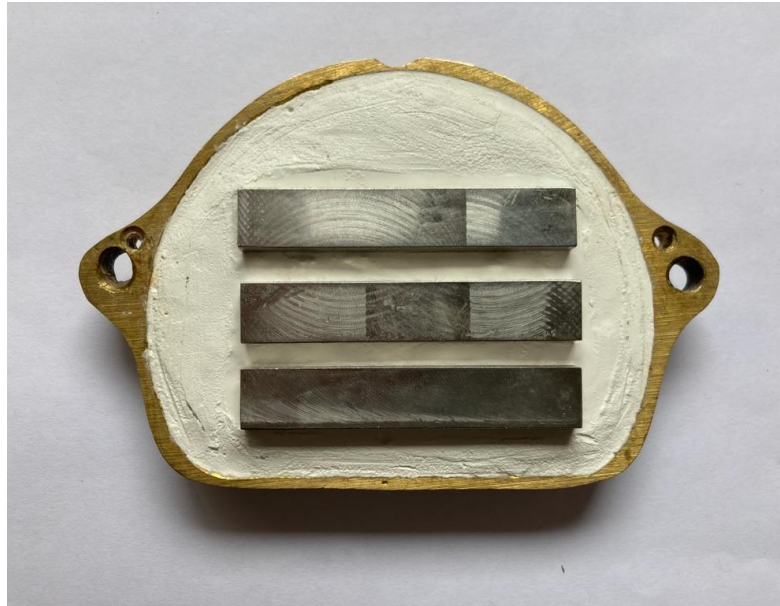
Fonte: o autor.

4.2.3.1 fase de inclusão

Para a inclusão dos padrões metálicos foram utilizadas muflas metálicas parafusadas (OGP – Brasil). Se iniciou a inclusão na base da mufla, para tanto, foi empregado o gesso tipo II ou comum (Asfer Indústria Química – Brasil), proporcionado em 180g de pó, para 90mL de água filtrada, espatulado manualmente em gral de borracha e, levado em um vibrador de gesso, para eliminação de bolhas de ar. Assim, a base da mufla foi totalmente preenchida por este, tendo-se o cuidado de deixar a superfície do gesso lisa ⁵³.

A seguir, foram posicionados três padrões metálicos, de maneira paralela e equidistante em 10 mm entre si, onde apenas um dos lados de maior área ficou em íntimo contato com a superfície do gesso ⁵³ (Figura 4.6).

Figura 4.6 – Padrões metálicos posicionados em mufla



Fonte: o autor.

Após completar a presa do gesso (30 min), foi aplicada neste, uma fina camada de vaselina sólida (Moriá Lubrificantes Industriais – Brasil).

Na sequência, foi realizada a inclusão com silicona de condensação (Zetalabor; Zhermack – Itália), especificamente elaborado para inclusão de trabalhos em mufla e, que atualmente tem substituído o gesso pedra tipo III, já que se durante a inclusão dos padrões em metal, se for utilizado somente gesso, resultaria na dificuldade de sua remoção e, em danificação da área em negativo deixada pelo corpo de prova. O silicone possibilitou a remoção da peça sem maiores dificuldades.

Este material, quando manipulado, apresenta na sua fase inicial de polimerização viscosidade suficiente para permitir um bom escoamento, de tal forma a determinar uma maior fidelidade de impressão nas áreas de abrangência. A silicona foi acondicionada ao redor dos padrões metálicos, de tal forma a deixar somente a superfície superior exposta. Pequenos fragmentos de silicona foram adicionados àquela recém aplicada neste momento, a fim de servir de mecanismo de retenção ao gesso a ser depositado na contra-mufla (Figura 4.7).

Figura 4.7 - Padrões metálicos incluídos em silicona



Fonte: o autor.

Este tipo de mufla apresenta dois parafusos que permitem uma perfeita adaptação do conjunto base da mufla e contra mufla, e, que mantém a pressão durante a fase de polimerização da resina acrílica, substituindo com isso a prensa utilizada na técnica convencional de polimerização em água aquecida ⁵³.

Nesta fase da inclusão, segundo a técnica preconizada pelo fabricante, deve-se posicionar os parafusos apertando-os até o máximo travamento entre as partes da mufla. Após a finalização da polimerização da silicona, em aproximadamente 30 minutos, se procede ao preenchimento da contra mufla, com gesso comum proporcionado em 200g de pó, para 100mL de água filtrada. O preenchimento completo da contra mufla se deu pela abertura localizada na sua parte superior, sendo aplicado de forma gradativa e, com auxílio de vibrador de gesso, no intuito de determinar-se uma perfeita cópia das partes restantes ⁵³.

4.2.3.2 fases de prensagem e polimerização

Após uma hora, foram abertas as partes da mufla e removidos os padrões metálicos, manobra que se torna possível sem danificar a superfície copiada pelos

materiais de inclusão, muito facilitada pela presença do silicone conforme descrito anteriormente ⁵³.

Com as partes da mufla separadas, foi realizada nova aplicação de uma fina camada de isolante para resina acrílica (Cel-Lac; SS White – Brasil) com auxílio de um pincel, sobre toda a área de superfície com o gesso exposto ⁵³.

Para o procedimento de prensagem, a resina acrílica termicamente ativada foi previamente manipulada em um pote de vidro com tampa, na proporção 3:1 (pó:líquido), sendo a massa acomodada na mufla na fase plástica, nos espaços deixados pelos padrões ⁵³.

Na sequência, a mufla foi fechada e posicionada em uma prensa hidráulica (OGP - Brasil), buscando a prensagem lenta e gradual, até se estabelecer a pressão final em 1000 KgF, estabilizada quando não havia mais o escoamento da resina acrílica (Figura 4.8).

Figura 4.8 – Mufla em prensa hidráulica



Fonte: o autor.

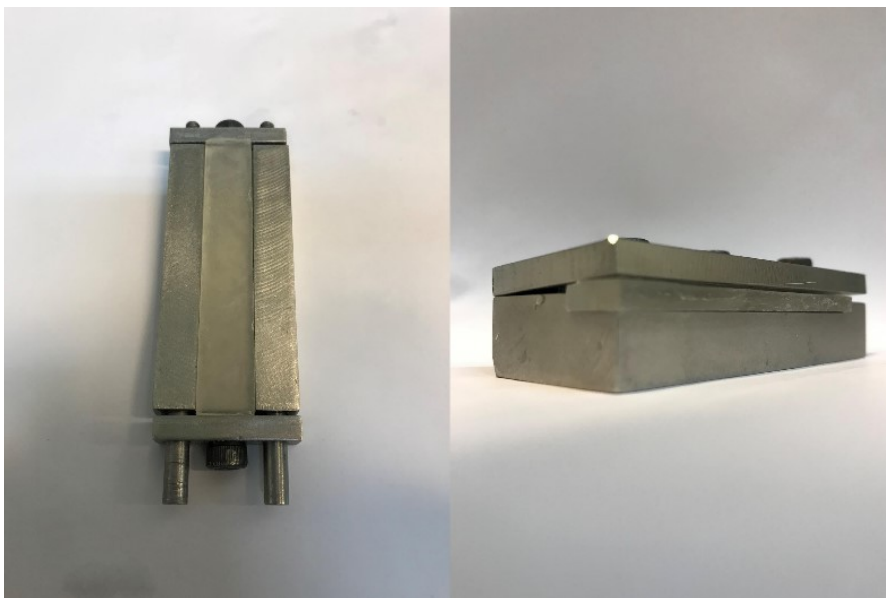
Foi mantida esta pressão por 30 minutos, a partir daí, se aparafusou a mufla, a fim de manter a pressão e o íntimo contato entre as partes do aparelho. Por se tratar de uma resina acrílica de ativação térmica convencional, com ciclos e propriedades bem estabelecidos, a mufla foi posicionada em uma termopolimerizadora elétrica automática Termotron P-100 (Termotron Equipamentos), com manutenção das muflas em banho de água aquecida a 72°C por 9h ^{14, 61}.

A mufla foi mantida por duas horas à temperatura ambiente sobre a bancada até haver o seu completo resfriamento. Decorrido este período, foi realizada a abertura da mufla e os corpos de prova obtidos foram acondicionados em água deionizada, enquanto realizada a sessão de acabamento das peças.

4.2.3.3 fases de acabamento e polimento

Quanto ao acabamento, foi utilizada uma lixadeira rotatória Luferco (Lutz Ferrando – Ótica e Instrumentos Científicos S.A., Brasil), sob refrigeração constante com água, sendo o desgaste dos corpos de prova realizado por lixas d'água de carbureto de silício (P400, P600, P800, P1000 e P1200). Para realizar o acabamento dos corpos de prova, foram utilizados dois dispositivos metálicos em aço inoxidável que servem de guias para a adequação do comprimento, largura e espessura dos corpos de prova, possibilitando o posicionamento dos corpos de prova, a fim de receberem acabamento primeiramente em espessura e, na sequência em largura e comprimento (Figura 4.9).

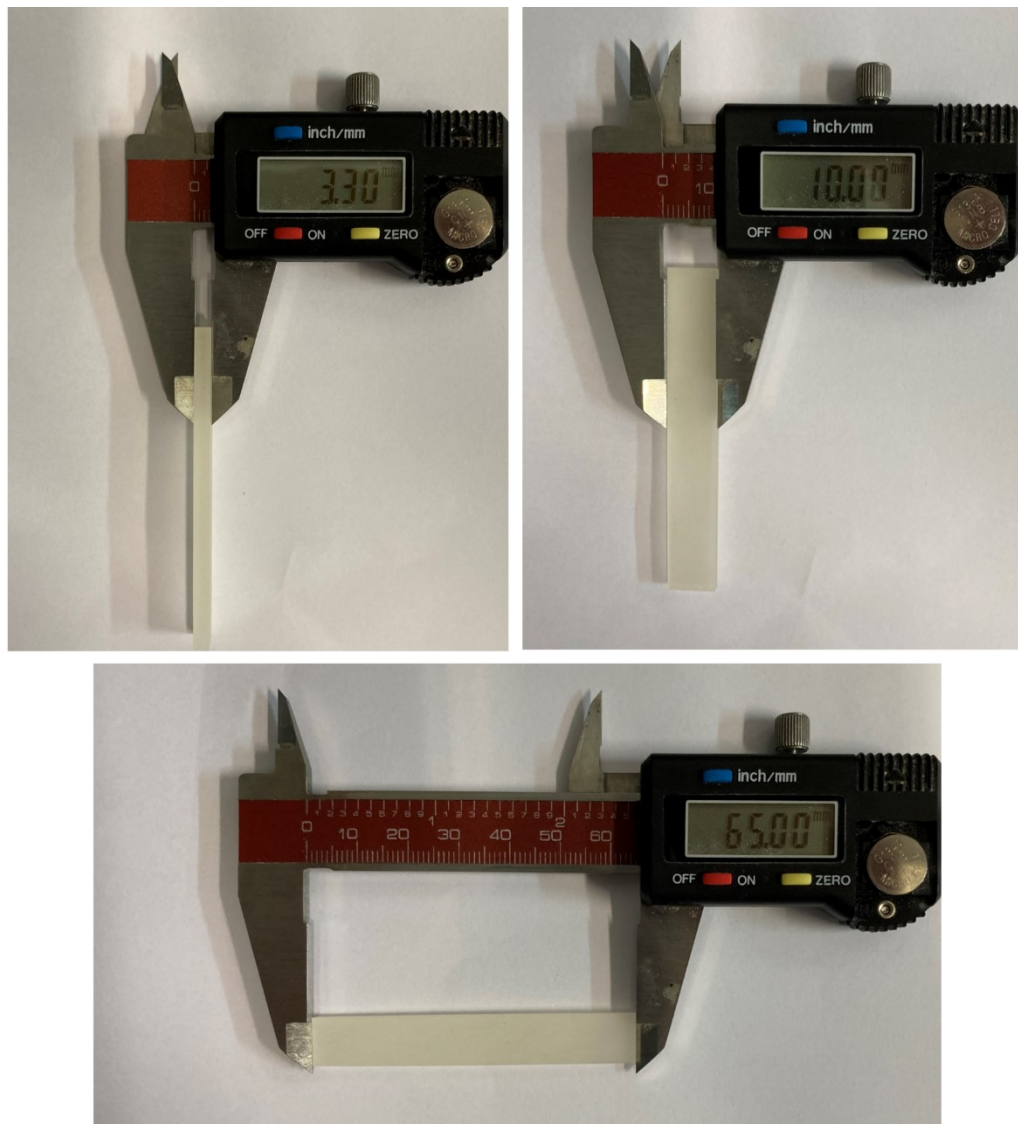
Figura 4.9 – Dispositivos metálicos para acabamento



Fonte: o autor.

As dimensões finais dos corpos de prova (65x10x3,3mm) (ISO 20795-1:2013) foram conferidas em três mensurações sequenciais com paquímetro digital nas três dimensões desejadas, com precisão de $\pm 0,02$ mm, onde as medidas finais é a média das três medidas realizadas em cada eixo (Figura 4.10).

Figura 4.10 - Dimensões finais dos corpos de prova



Fonte: o autor.

Os corpos de prova foram então acondicionados em cuba ultrassônica (L100 Schuster, Santa Maria, RS, Brasil) com água deionizada, por 180 segundos, para remoção de resíduos acumulados durante o desgaste do material.

4.2.4 Testes de resistência à flexão biaxial

Previamente aos testes, cada um dos grupos foi armazenado em estufa, em recipientes individuais, imersos em água deionizada mantida à temperatura de 37°C, por um período de 48±2 horas, conforme ISO 20795-1:2013 ⁵⁶, de acordo com os grupos experimentais já descritos (Quadro 4.4).

Quadro 4.4 – Grupos experimentais – teste de flexão biaxial

Grupo	Material	N	Envelhecimento artificial	Pós-polimerização
GK1	KDLP	10	-	10 minutos
GK2	KDLP	10	-	20 minutos
GK1E	KDLP	10	28 dias	10 minutos
GK2E	KDLP	10	28 dias	20 minutos
GS1	SDLP	10	-	14 minutos
GS2	SDLP	10	-	28 minutos
GS1E	SDLP	10	28 dias	14 minutos
GS2E	SDLP	10	28 dias	28 minutos
GT	RAAT	10	-	-
GTE	RAAT	10	28 dias	-

Fonte: o autor.

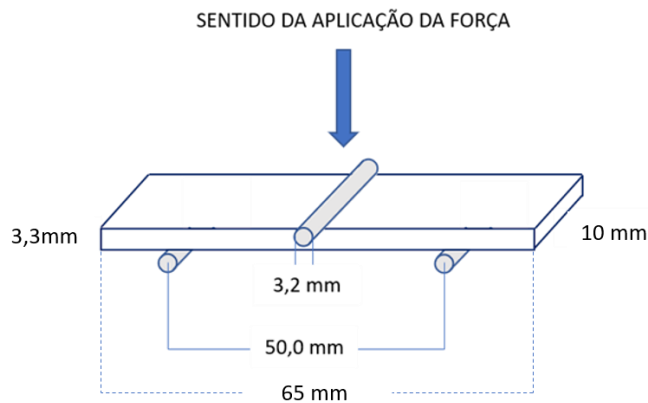
4.2.4.1 envelhecimento artificial

Após armazenamento, os corpos de prova dos grupos experimentais GK1E, GK2E, GS1E, GS2E e GTE foram submetidos ao armazenamento em água deionizada em estufa à 37°C por 28 dias previamente aos testes de resistência à flexão, buscando o envelhecimento artificial das resinas. Após o período de armazenamento, os corpos de prova foram secos com papel absorvente e submetidos aos testes de resistência à flexão.

4.2.4.2 resistência à flexão biaxial

A resistência à flexão máxima dos corpos de prova foi determinada pelo teste de flexão de 3 pontos, onde a carga é aplicada no centro do corpo de prova, com a velocidade da cruzeta de 5mm/min e vão livre de comprimento de 50mm, sob intervalo de deformação de 0,5 a 1,0 mm (Figura 4.11). Cada corpo de prova foi posicionado nos dois suportes e recebeu carga centralizada através de uma ponteira intermediária entre os suportes na Máquina de Testes Universal (Instron 5565, EUA), com célula de carga de 500 N, imerso em água deionizada em câmara customizada para controle de temperatura. A carga máxima à flexão foi mensurada e registrada pelo software Bluehill 2 (Instron - EUA).

Figura 4.11 - Esquema do teste de flexão biaxial



Fonte: o autor.

A resistência à flexão máxima (σ_f) foi calculada na carga máxima de flexão na curva de deslocamento-carregamento, usando a equação:

$$\sigma_f = 3PL/2wh^2$$

onde “ P ” é a carga máxima de flexão (N), “ L ” é o comprimento do vão do suporte (50 mm), “ w ” é a largura do corpo de prova (10 mm), “ h ” é a altura do corpo de prova (3,3 mm). O carregamento de flexão foi continuado até um pico de carga máxima e, interrompido quando a carga diminuiu 2 N da carga máxima.

A resistência à flexão foi calculada, em mega Pascal (MPa), por ser esta uma unidade de tensão e, que por sua vez foi traduzida como unidade de força por área. A máxima carga superior foi centralizada e exercida sobre o corpo de prova no momento de sua ruptura, determinada em Newton (N);

4.2.5 Análise de dados

Para a análise estatística, foi registrada a resistência a flexão de cada corpo de prova submetido ao teste de flexão biaxial. Assim foram obtidos 100 dados de resistência a flexão (em MPa), ou seja, 10 condições experimentais sob 10 repetições para cada avaliação. Os dados foram submetidos à análise estatística por meio de programas computacionais (BioEstat, versão 5.3, Brasil).

Todos os dados quantitativos obtidos foram submetidos ao teste de normalidade (Lilliefors) e homocedasticidade (Levene), apresentando aderência à curva normal e homocedasticidade, sendo os dados paramétricos.

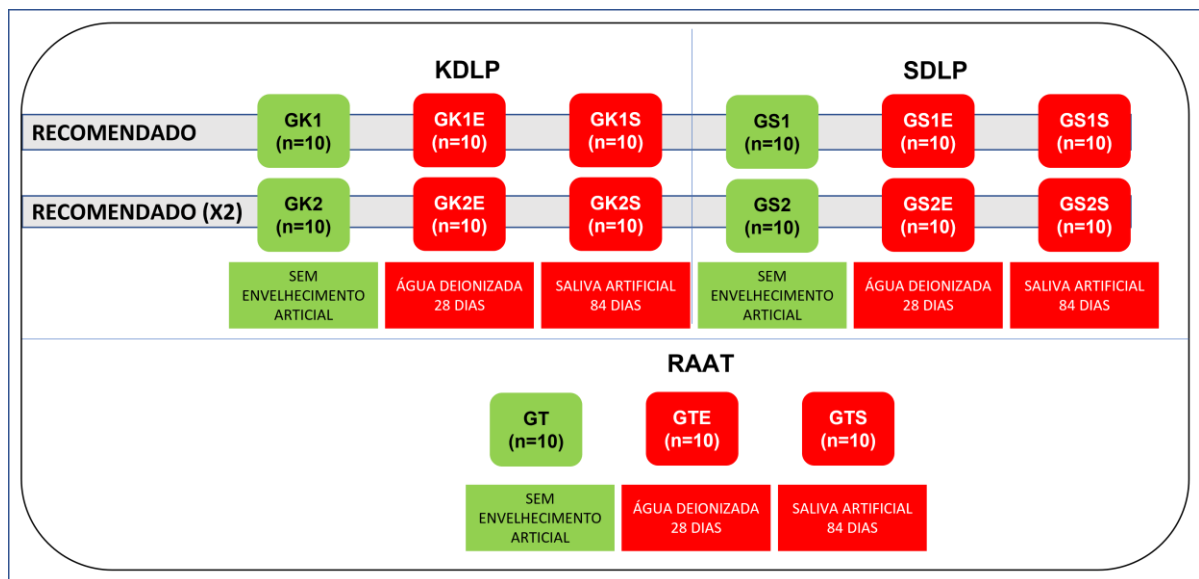
Na análise descritiva foi realizado o cálculo das médias e desvios padrão dos diferentes grupos. Na análise estatística inferencial, foi realizada a análise de variância a dois fatores nos fatores independentes: material e envelhecimento e; nos materiais aditivos, adicionalmente para cada tempo de pós-polimerização (recomendado e dobro), seguido do teste de múltiplas comparações de Tukey, adotando-se o nível de significância de 5% ($\alpha = 0,05$).

4.4 Microdureza superficial

4.4.1 Ensaio de microdureza superficial

Após os testes de flexão, os corpos de prova fraturados não envelhecidos de cada grupo foram separados. O teste de microdureza Knoop foi delineado de forma a testar também a influência do envelhecimento artificial através do armazenamento em água deionizada à 37°C durante 28 dias e também saliva artificial, em estufa à 37°C, durante 84 dias. A divisão de acordo com o tipo de material empregado, pós-polimerização e envelhecimento se encontram descritas na Figura 4.12 e Quadro 4.5.

Figura 4.12 – Grupos do teste de microdureza Knoop



Fonte: o autor.

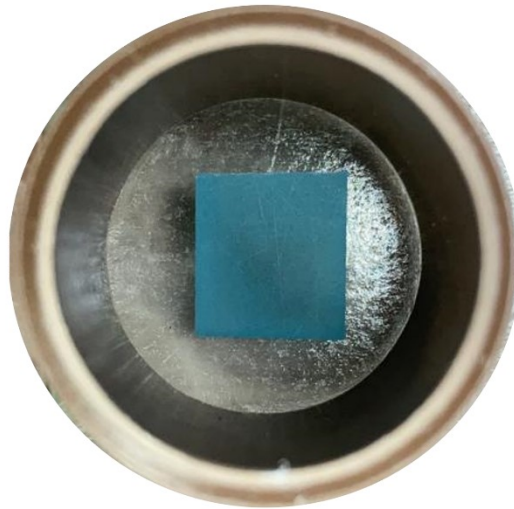
Quadro 4.5 – Grupos experimentais - microdureza Knoop

Grupo	Material	N	Envelhecimento artificial	Pós-polimerização
GK1	KDLP	10	-	10 minutos
GK1E	KDLP	10	Água deionizada - 28 dias	10 minutos
GK1S	KDLP	10	Saliva artificial - 84 dias	10 minutos
GK2	KDLP	10	-	20 minutos
GK2E	KDLP	10	Água deionizada - 28 dias	20 minutos
GK2S	KDLP	10	Saliva artificial - 84 dias	20 minutos
GS1	SDLP	10	-	14 minutos
GS1E	SDLP	10	Água deionizada - 28 dias	14 minutos
GS1S	SDLP	10	Saliva artificial - 84 dias	14 minutos
GS2	SDLP	10	-	28 minutos
GS2E	SDLP	10	Água deionizada - 28 dias	28 minutos
GS2S	SDLP	10	Saliva artificial - 84 dias	28 minutos
GT	RAAT	10	-	-
GTE	RAAT	10	Água deionizada - 28 dias	-
GTS	RAAT	10	Saliva artificial - 84 dias	-

Fonte: o autor.

Cada extremidade foi seccionada em 10 mm, formando um prisma de base quadrada regular, de arestas da base de 10 mm e 3,3 mm de altura. Cada prisma então foi incluído em resina acrílica quimicamente ativada (Clássico, SP – Brasil), com a superfície de desgaste voltada perpendicularmente para a luz do suporte de PVC de $\frac{3}{4}$ polegadas de diâmetro e 24 mm de altura. (Figura 4.13). A superfície exposta foi fixada com fita adesiva dupla face sobre uma placa de vidro polida, permitindo a imobilização do prisma durante a inclusão.

Figura 4.13 – Prisma fixado para inclusão em resina acrílica



Fonte: o autor.

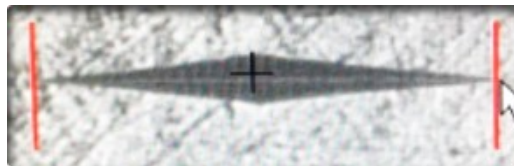
As superfícies expostas dos fragmentos foram polidas em máquina de polimento (Buehler Automet 250 – Buehler, Grã-Bretanha), com lixas d'água de carbureto de silício, de granulação 120, 320, 800, 1000, 2000 e 4000, durante 2,5 minutos, com irrigação constante de água. Entre cada uma das lixas, os corpos de prova foram acondicionados em cuba ultrassônica (L100 Schuster, Santa Maria, RS, Brasil) com água deionizada por 180 segundos, para remoção de resíduos acumulados durante o desgaste do material.

As mensurações de microdureza foram realizadas com o microdurômetro HMV-2000 (Shimadzu Corporation, Japão) interligado a um computador. As análises das imagens e execução do teste foram realizadas pelo software do próprio computador, específico para tais procedimentos.

A mensuração foi realizada pelo acionamento de uma ponta penetradora em diamante, de formato piramidal e com base em formato de losango, a qual foi executada sob uma carga vertical estática de 25 gramas durante 5 segundos. O resultado desta ação foi a compressão da superfície do corpo de prova pela ponta penetradora e, conseqüentemente, a formação de uma figura geométrica em forma de losango, observada pelo contraste entre a área comprimida e o restante da superfície do corpo de prova. A leitura das endentações foi realizada com a lente objetiva de magnificação 10x.

A determinação da microdureza do material foi realizada através da mensuração da diagonal maior de cada losango impresso. Para isso, foi feita a sobreposição dos vértices correspondentes aos ângulos internos agudos do losango, por linhas tracejadas fornecidas pelo software (Figura 4.14).

Figura 4.14. Microdureza Knoop



Fonte: o autor.

A sobreposição, proporcionou a mensuração da diagonal maior, valor que é adicionado a uma fórmula matemática para a obtenção do resultado. O cálculo foi efetuado automaticamente pelo software, sendo exibido imediatamente o valor de microdureza Knoop no monitor do computador. A equação matemática implementada para o cálculo foi a seguinte:

$$HK = \frac{P}{A} = \frac{P}{C_p L^2}$$

onde “P” é a carga aplicada (kgF), “A” é a área superficial de impressão (mm²), “L” é o comprimento da impressão (mm) ao longo do maior eixo e “Cp” é o fator corretor (0,070279).

Foram realizadas dez endentações por corpo de prova fraturado, cinco em cada prisma, com distância de 500µm entre cada região avaliada, obtendo-se um valor de microdureza Knoop para cada endentação.

4.4.2 Análise de dados

Para a análise estatística, foi calculada a média dos dez valores de microdureza Knoop de cada corpo de prova, obtendo a representação final do valor de microdureza Knoop para o respectivo corpo de prova. Assim foram obtidos 150 dados, ou seja, 15 condições experimentais sob 10 repetições. Os dados foram submetidos à análise estatística por meio de programas computacionais: Graphpad Prism (versão 5.03, 2010).

Todos os dados quantitativos obtidos foram submetidos ao teste de normalidade (Lilliefors) e homocedasticidade (Levene), apresentando aderência à curva normal e não homocedasticidade, sendo os dados não paramétricos.

Na análise descritiva foi realizado o cálculo das medianas e desvios interquartílicos dos diferentes grupos. Na análise estatística inferencial, foi realizada a análise de Kruskal-Wallis nos fatores independentes: material e envelhecimento e; nos materiais aditivos, adicionalmente para cada tempo de pós-polimerização (recomendado e dobro), seguido do teste de múltiplas comparações de Dunn, adotando-se o nível de significância de 5% ($\alpha = 0,05$).

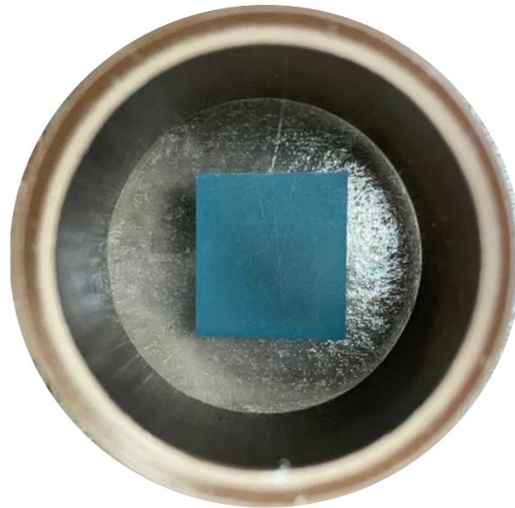
4.5 Perfil de desgaste superficial

4.5.1 Confeção dos corpos de prova

A partir das mesmas extremidades dos fragmentos dos corpos de prova provenientes dos testes de resistência à flexão, foram confeccionados 20 corpos de prova de cada grupo experimental: GK1, GK2, GS1, GS2 e GT, totalizando 100 corpos de prova. Cada extremidade foi seccionada em 10 mm, formando um prisma de base quadrada regular, de arestas da base de 10mm e 3,3 mm de altura. Cada prisma então foi incluído em resina acrílica quimicamente ativada (Clássico, SP – Brasil), com a superfície de desgaste voltada perpendicularmente para a luz do suporte de PVC de

$\frac{3}{4}$ polegadas de diâmetro e 24 mm de altura. (Figura 4.15). A superfície exposta foi fixada com fita adesiva dupla face sobre uma placa de vidro polida, permitindo a imobilização do prisma durante a inclusão.

Figura 4.15 – Prisma fixado para inclusão em resina acrílica



Fonte: o autor.

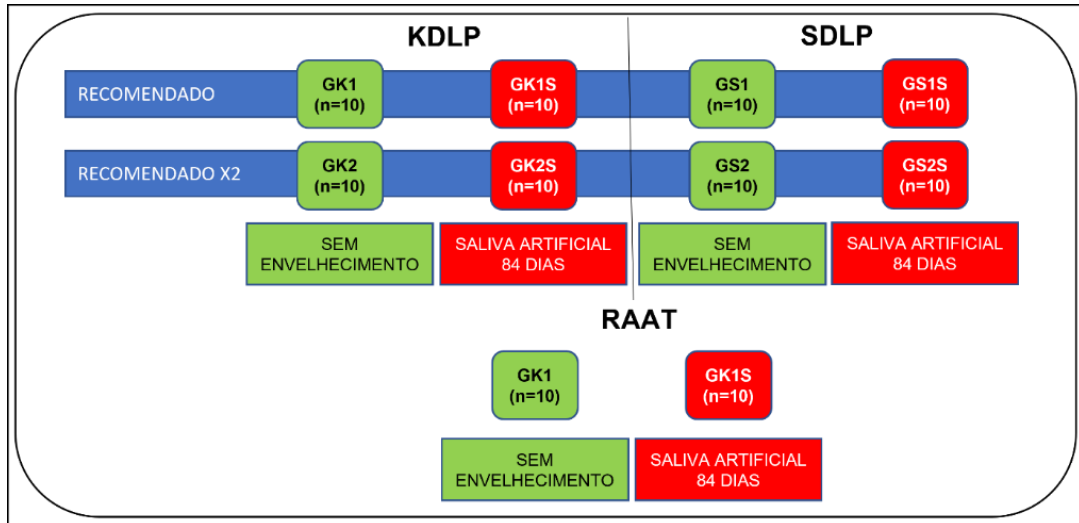
As superfícies expostas dos prismas foram polidas em máquina de polimento (Automet 250 – Buehler, Grã-Bretanha), com lixas d'água de carbureto de silício, de granulação 120, 320, 800, 1000, 2000 e 4000, durante 2,5 minutos, com irrigação constante de água. Entre cada lixa, foi realizado um banho em cuba ultrassônica (L100 Schuster, Santa Maria, RS, Brasil) com água deionizada por 180 segundos, para remoção de detritos acumulados no polimento.

4.5.2 Envelhecimento artificial

O teste de desgaste de superfície foi delineado de forma a testar também a influência do envelhecimento artificial através do armazenamento em saliva artificial, em estufa à 37°C, durante 84 dias, substituída a saliva a cada 7 dias. A divisão de

acordo com o tipo de material empregado, pós-polimerização e o tempo de armazenamento se encontram descritas no Figura 4.16 e Quadro 4.6.

Figura 4.16 – Grupos experimentais - teste de desgaste



Fonte: o autor.

Quadro 4.6 – Grupos experimentais - teste de desgaste

Grupo	Material	N	Envelhecimento artificial	Pós-polimerização
GK1	KDLP	10	-	10 minutos
GK1S	KDLP	10	Saliva artificial - 84 dias	10 minutos
GK2	KDLP	10	-	20 minutos
GK2S	KDLP	10	Saliva artificial - 84 dias	20 minutos
GS1	SDLP	10	-	14 minutos
GS1S	SDLP	10	Saliva artificial - 84 dias	14 minutos
GS2	SDLP	10	-	28 minutos
GS2E	SDLP	10	Saliva artificial - 84 dias	28 minutos
GT	RAAT	10	-	-
GTS	RAAT	10	Saliva artificial - 84 dias	-

Fonte: o autor.

4.5.3 Teste de desgaste

Previamente, foram realizadas leituras iniciais em perfilômetro óptico (Proscan 2100, Scantron – Reino Unido). Com o sensor S11/03, que abrange intervalos de 300 μm , as superfícies destinadas ao desgaste dos corpos de prova foram analisadas quanto ao seu perfil inicial. Nos grupos sem envelhecimento artificial, as curvaturas iniciais foram padronizadas abaixo de 0,5 μm e, para os grupos envelhecidos, abaixo de 0,9 μm .

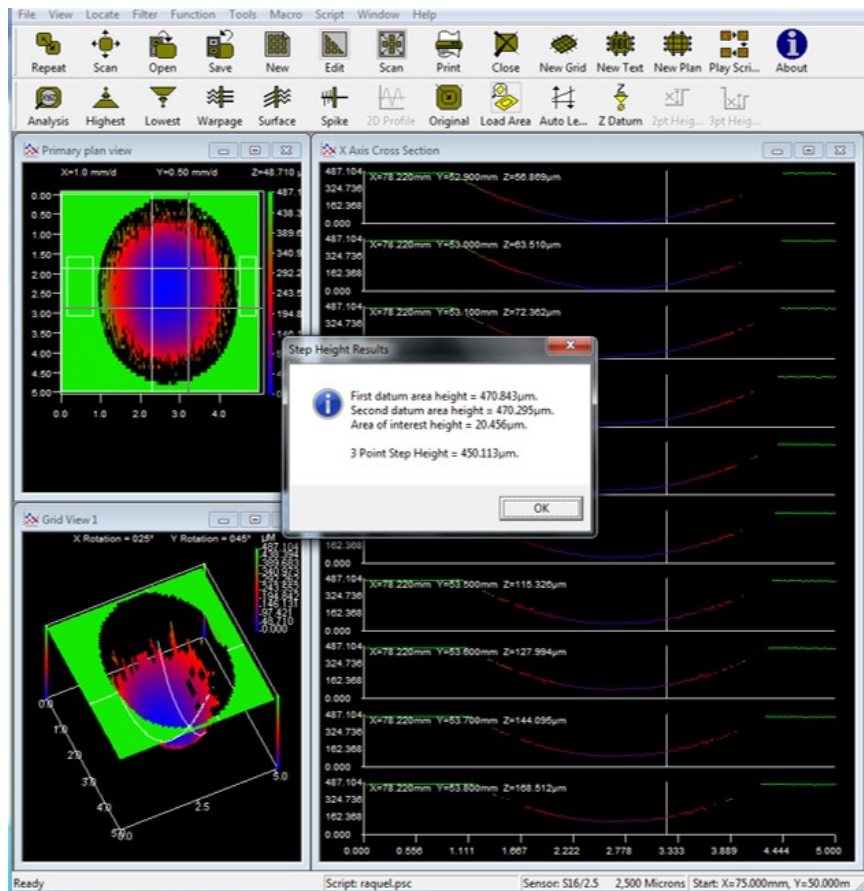
O teste tribológico consistiu no desgaste de dois corpos, realizado em uma máquina de simulação mastigatória (CS-4.8, SD Mechatronik, Feldkirchen-Westerham, Alemanha). Oito espécimes por vez, foram carregados com edentadores esféricos em aço inoxidável, de 6 mm de diâmetro, com carga de 20 N, por 150.000 ciclos. Um movimento circular de diâmetro de 3 mm foi realizado, com potencial penetração de 1 mm de profundidade. O carregamento foi realizado imerso em água, à 37°C (30).

Após o carregamento, cada corpo de prova foi separado e armazenado em água deionizada até a efetiva análise do perfil de desgaste.

4.5.4 Análise do perfil de desgaste

As superfícies desgastadas de cada corpo de prova foram analisadas com um perfilômetro óptico quanto à perda de superfície (Figura 4.17).

Figura 4.17 – Análise do perfil de desgaste



Fonte: o autor.

Esse escaneamento abrangeu a área tratada e as duas áreas de referência, em ambos os lados. O sensor do aparelho foi programado para percorrer uma área de 5 mm de comprimento (no eixo X) por 6 mm de largura (eixo Y) no centro do espécime. Esse comprimento pré-definido, cobriu ambas, a área do desgaste e as superfícies de referência nos dois lados. O aparelho foi programado para percorrer um número de 500 passos, com um tamanho de 0,01 mm no eixo x. No eixo y, o tamanho dos passos foi de 0,1 mm e o número de 60 passos. Com o uso de um *software* específico (Proscan Application software version 2.0, 17), a profundidade da lesão foi calculada baseada na subtração da média da altura da área teste, em relação à média da altura das superfícies de referência ⁶⁰.

4.5.5 Análise estatística

Os dados de perda de superfície foram submetidos à análise estatística por meio de programas computacionais: Graphpad Prism (versão 5.03, 2010).

Todos os dados quantitativos obtidos foram submetidos ao teste de normalidade (Lilliefors) e homocedasticidade (Levene), apresentando aderência à curva normal e heterocedasticidade, sendo os dados não paramétricos.

Na análise descritiva foi realizado o cálculo das medianas e desvios interquartílicos dos diferentes grupos. Na análise estatística inferencial, foi realizada a análise de Kruskal-Wallis nos fatores independentes: material e envelhecimento e; nos materiais aditivos, adicionalmente para cada tempo de pós-polimerização (recomendado e dobro), seguido do teste de múltiplas comparações de Dunn, adotando-se o nível de significância de 5% ($\alpha = 0,05$).

4.6 Alteração dimensional

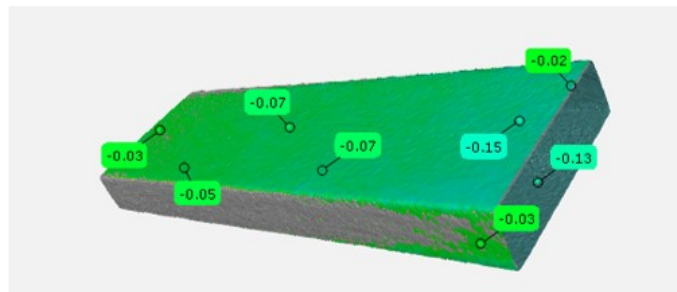
4.6.1 Metrologia dimensional de superfície

Foi realizada a mensuração da alteração dimensional através da metrologia dimensional de superfície. A inspeção de desvio comparativa foi realizada através de um software de análise de dados de medição tridimensional (Gom GmbH, Braunschweig, Alemanha), após o escaneamento de todos os corpos de prova com escâner de bancada (S300 Arti – Zirkonzahn - Alemanha), sendo registrados os respectivos arquivos .STL. Os corpos de prova digitalizados foram automaticamente alinhados pelo algoritmo de melhor alinhamento, ao modelo digital .STL original. Detalhadamente, a análise foi realizada conforme: um espectro cromático, com valores críticos máximos/mínimos programados em $\pm 500 \mu\text{m}$, com valores nominais máximos/mínimos de $\pm 10 \mu\text{m}$. Os dados para análise foram exibidos em um mapa de cores ao longo da malha do corpo de prova, como desvio padrão das médias dos valores positivos e negativos, sendo os valores positivos progressivamente expressos

em verde, amarelo e vermelho e, valores negativos expressos em tonalidades decrescentes de verde, azul-claro e azul escuro.

A análise da alteração dimensional é qualitativa e quantitativa, analisando a influência dos dois sistemas DLP de impressão tridimensional e regimes de pós-polimerização ao indicar áreas de maior ou menor discrepância volumétrica e alteração dimensional linear percentual nos dois eixos principais conhecidos e adotados (largura e altura), de todos os corpos de prova (Figura 4.18).

Figura 4.18 - Metrologia superficial dos corpos de prova



Fonte: o autor.

4.6.2 Alteração dimensional do envelhecimento artificial

Os corpos de prova submetidos ao envelhecimento artificial de 28 dias em água deionizada à 37°C também foram submetidos ao método supracitado. Foi analisada a influência do envelhecimento artificial ao indicar áreas de maior ou menor discrepância volumétrica e alteração dimensional linear percentual nos dois eixos principais conhecidos e adotados (largura e altura), em todos os corpos de prova envelhecidos.

4.6.3 Análise dos dados

Para a análise estatística, foi registrada a discrepância volumétrica e linear de cada corpo de prova submetido a análise da alteração dimensional. Os dados foram submetidos à análise estatística por meio de programas computacionais: Graphpad Prism (versão 5.03, 2010).

Os dados qualitativos obtidos foram descritos em mapa de cores comparativo entre grupos. Todos os dados quantitativos obtidos foram submetidos ao teste de normalidade (Lilliefors) e homocedasticidade (Levene), não apresentando aderência à curva normal e heterocedasticidade, sendo os dados não paramétricos.

Na análise descritiva foi realizado o cálculo das medianas e desvios interquartílicos dos diferentes grupos. Na análise estatística inferencial, foi realizada a análise de Kruskal-Wallis nos fatores independentes: material e envelhecimento e; nos materiais aditivos, adicionalmente para cada tempo de pós-polimerização (recomendado e dobro), seguido do teste de múltiplas comparações de Dunn, adotando-se o nível de significância de 5% ($\alpha = 0,05$).

4.7 Fractografia

A fractografia foi avaliada pela técnica de microscopia eletrônica de varredura (Zeiss Sigma, Zeiss – Alemanha). A interface de fratura de um fragmento aleatoriamente selecionado de cada material (GK1, GS1 e GT) foram analisadas qualitativamente, sob magnificação de 11, 20 e 40 vezes.

5 RESULTADOS

5.1 Resistência à flexão

Todos os grupos apresentaram aderência à curva normal e homocedasticidade. A Tabela 5.1 apresenta os valores (MPa) das médias e desvios padrão obtidos para a resistência à flexão e o resultado do teste de múltiplas comparações de Tukey.

Tabela 5.1 – Médias e desvios padrão da resistência à flexão (MPa) e resultado do teste Tukey (5%)

Material e pós-polimerização	Envelhecimento em água deionizada (37°C)	
	Ausência	28 dias (E)
GK1 (recomendado)	82,80 ±11,13 (A,B) (a)	76,34 ±8,54 (A, C) (a)
GK2 (dobro)	93,05 ±15,91 (B) (a)	93,9 ±10,33 (B) (a)
GS1 (recomendado)	81,36 ±15,75 (A,B) (a)	78,15 ±7,71 (A,B,C) (a)
GS2 (dobro)	69,54 ±12,52 (A) (a)	82,68 ±12,92 (A,B,C) (a)
GT	78,01 ±12,03 (A,B) (a)	67,76 ±8,06 (C) (a)

Legendas: letras maiúsculas referem-se à coluna; letras minúsculas referem-se à linha; letras diferentes mostram diferenças estatisticamente significantes ($p < 0.05$).

Fonte: o autor.

Nos materiais avaliados sem envelhecimento nem dupla pós-polimerização, observa-se que os maiores valores médios ($82,80 \pm 11,13$) foram apresentados pelo grupo GK1 e, os menores valores médios ($78,01 \pm 12,03$) pelo grupo GT. Sem envelhecimento ou dupla polimerização, os materiais não diferiram estatisticamente de forma significativa entre si.

Quando comparados os grupos envelhecidos, os maiores valores médios ($78,15 \pm 7,71$) foram observados no grupo GS1E e, os menores valores médios ($67,76 \pm 8,06$) pelo grupo GTE. Em cada material, não houve diferença estatisticamente significativa entre um grupo sem envelhecimento e com envelhecimento.

Quando avaliados os tempos de pós-polimerização, com ou sem envelhecimento, os maiores valores médios ($93,05 \pm 15,91$) foram observados no grupo GK2 e, os menores valores médios ($69,54 \pm 12,52$) foram observados no grupo GS2. Houve diferença estatisticamente significativa entre os grupos GS2 ($69,54 \pm 12,52$)^(A) e GK2 ($93,05 \pm 15,91$)^(B) e ainda, entre os grupos GK1E ($76,34 \pm 8,54$)^(A, C), GK2E ($93,9 \pm 10,33$)^(B) e GTE ($67,76 \pm 8,06$)^(C).

5.2 Microdureza superficial

Todos os grupos apresentaram aderência à curva normal e não homocedasticidade. A Tabela 5.2 apresenta os valores das medianas e desvios interquartílicos para a microdureza superficial Knoop e o resultado do teste de múltiplas comparações de Dunn nos diferentes grupos.

Tabela 5.2 – Medianas e desvios interquartílicos da microdureza Knoop e resultado do teste Dunn (5%)

Material e pós-polimerização	Envelhecimento (37°C)		
	Ausência	Água deionizada 28 dias (E)	Saliva artificial 84 dias (S)
GS1 (recomendado)	$20,5 \pm 0,5$ ^{(A) (a,b)}	$21,51 \pm 0,34$ ^{(A) (a)}	$17,7 \pm 0,21$ ^{(A) (b)}
GS2 (dobro)	$20,11 \pm 0,2$ ^{(A) (a,b)}	$21,15 \pm 0,4$ ^{(A) (a)}	$17,62 \pm 0,16$ ^{(A) (b)}
GK1 (recomendado)	$20,48 \pm 0,27$ ^{(A) (a)}	$21,05 \pm 0,61$ ^{(A) (a)}	$18 \pm 0,27$ ^{(A) (a)}
GK2 (dobro)	$21,08 \pm 0,16$ ^{(A,B) (a)}	$21,24 \pm 0,36$ ^{(A) (a)}	$17,98 \pm 0,21$ ^{(A) (b)}
GT	$28,27 \pm 1,2$ ^{(B) (a)}	$21,9 \pm 0,45$ ^{(A) (a)}	$16,72 \pm 0,39$ ^{(A) (b)}

Legendas: letras maiúsculas referem-se à coluna; letras minúsculas referem-se à linha; letras diferentes mostram diferenças estatisticamente significantes ($p < 0,05$).

Fonte: o autor.

Dentre os materiais avaliados sem envelhecimento nem dupla pós-polimerização, observa-se que os maiores valores medianos ($28,27 \pm 1,2$)^(B) foram apresentados pelo grupo GT e, os menores valores medianos ($20,48 \pm 0,27$)^(A) pelo grupo GK1. Sem envelhecimento ou dupla polimerização, a resina acrílica

convencional (GT) apresentou diferença estatisticamente significativa dos demais materiais aditivos.

Quando avaliados somente os tempos de pós-polimerização sem envelhecimento, os maiores valores medianos ($21,08 \pm 0,16$)^(A,B) foram observados no grupo GK2 e, os menores valores medianos ($20,11 \pm 0,2$)^(A) foram observados no grupo GS2. Todos os grupos aditivos apresentaram valores absolutos inferiores ao grupo controle (GT) e, com exceção do grupo GK2, todos os grupos aditivos apresentaram diferença estatisticamente significativa do grupo controle (GT).

Quando comparados os grupos envelhecidos, materiais e diferentes tempos de pós-polimerização, os maiores valores medianos ($21,9 \pm 0,45$)^(a) foram observados no grupo GTE e, os menores valores medianos ($16,72 \pm 0,39$)^(b) pelo grupo GTS. Com exceção do grupo GK, o envelhecimento resultou em uma redução na microdureza estatisticamente significativa, sendo observados os menores valores nos grupos envelhecidos em saliva artificial por 84 dias.

5.3 Alteração dimensional

Os grupos apresentaram aderência à curva normal e heterocedasticidade. A Tabela 5.3 apresenta os valores das medianas, desvios interquartílicos e resultado do teste de múltiplas comparações de Dunn para alteração dimensional após o envelhecimento artificial e/ou pós-polimerização dos diferentes materiais.

Tabela 5.3 – Medianas e desvios interquartílicos da alteração dimensional e resultado do teste Dunn (5%)

Material e pós-polimerização	Envelhecimento	
	-	Água deionizada 28 dias (E)
GS1 (recomendada)	-	-0,01 ±0,046 ^(A)
GS2 (dobro)	-0,0475 ±0,0368 ^{(A) (a)}	-0.0435 ±0,0285 ^{(A) (a)}
GK1 (recomendada)	-	-0.0125 ±0,0275 ^(A)
GK2 (dobro)	-0,0270 ±0,056 ^{(A) (a)}	-0,0085 ±0,0183 ^{(A) (a)}
GT	-	-0,0105 ±0,017 ^(A)

Legendas: letras maiúsculas referem-se à coluna; letras minúsculas referem-se à linha; letras diferentes mostram diferenças estatisticamente significantes ($p < 0.05$).

Fonte: o autor.

Analisando somente a dupla pós-polimerização, os maiores valores (-0,0475 ±0,0368) ^{(A) (a)} foram observados no grupo GS2, enquanto os menores valores (-0,0270 ±0,056) ^{(A) (a)}, no grupo GK2. As alterações dimensionais resultantes da dupla pós-polimerização não foram estatisticamente significativas.

Quando envelhecidos artificialmente, os maiores valores (-0.0435 ±0,0285) ^{(A) (a)} foram observados no grupo GS2E e, os menores valores (-0,0085 ±0,0183) ^{(A) (a)} no grupo GK2E. As alterações dimensionais resultantes do envelhecimento artificial não foram estatisticamente significativas.

5.4 Perfil de desgaste

Os grupos apresentaram aderência à curva normal e heterocedasticidade. A Tabela 5.4 apresenta os valores das medianas, desvios interquartílicos e resultado do teste de múltiplas comparações de Dunn para perda de superfície após o teste de desgaste dos diferentes materiais.

Tabela 5.4 – Medianas e desvios interquartílicos da perda de superfície e resultado do teste Dunn (5%)

Material e pós-polimerização	Envelhecimento em água deionizada (37°C)	
	Ausência	84 dias (S)
GS1 (recomendado)	449,77 ±39,34 ^(A) (a)	391,41 ±18,58 ^(A,B) (a)
GS2 (dobro)	440,76 ±29,64 ^(A) (a)	378,47 ±48,35 ^(A,B) (a)
GK1 (recomendado)	349,78 ±26,6 ^(B) (a)	338,41 ±51,05 ^(A) (a)
GK2 (dobro)	390,42 ±118,61 ^(A,B) (a)	342,33 ±21,03 ^(A) (a)
GT	517.11 ±50.61 ^(A,C) (a)	437 ±86.9 ^(B) (a)

Legendas: letras maiúsculas referem-se a coluna; letras minúsculas referem-se a linha; letras diferentes mostram diferenças estatisticamente significantes ($p < 0.05$).

Fonte: o autor.

Ao observar os materiais avaliados sem envelhecimento nem dupla pós-polimerização, os maiores valores medianos (517.11 ±50.61) ^(A,C) (a) foram apresentados pelo grupo GT e, os menores valores medianos (349,78 ±26,6) ^(B) (a) pelo grupo GK1. A resina acrílica convencional (GT) apresentou a maior perda de superfície, apresentando diferença estatisticamente significativa somente do grupo GK1.

Quando avaliados somente os tempos de pós-polimerização sem envelhecimento, os maiores valores medianos (449,77 ±39,34) foram observados no grupo GS1 e, os menores valores medianos (349,78 ±26,6) foram observados no grupo GK1. A dupla pós-polimerização não influenciou significativamente na perda de superfície em nenhum grupo aditivo quando submetidos ao desgaste, onde em valores absolutos, observou-se discreta redução nos grupos GS e, ténue aumento nos grupos GK. Todos os grupos aditivos apresentaram valores absolutos inferiores ao grupo controle (GT) mas, somente os grupos GK apresentaram diferença estatisticamente significativa do grupo controle (GT).

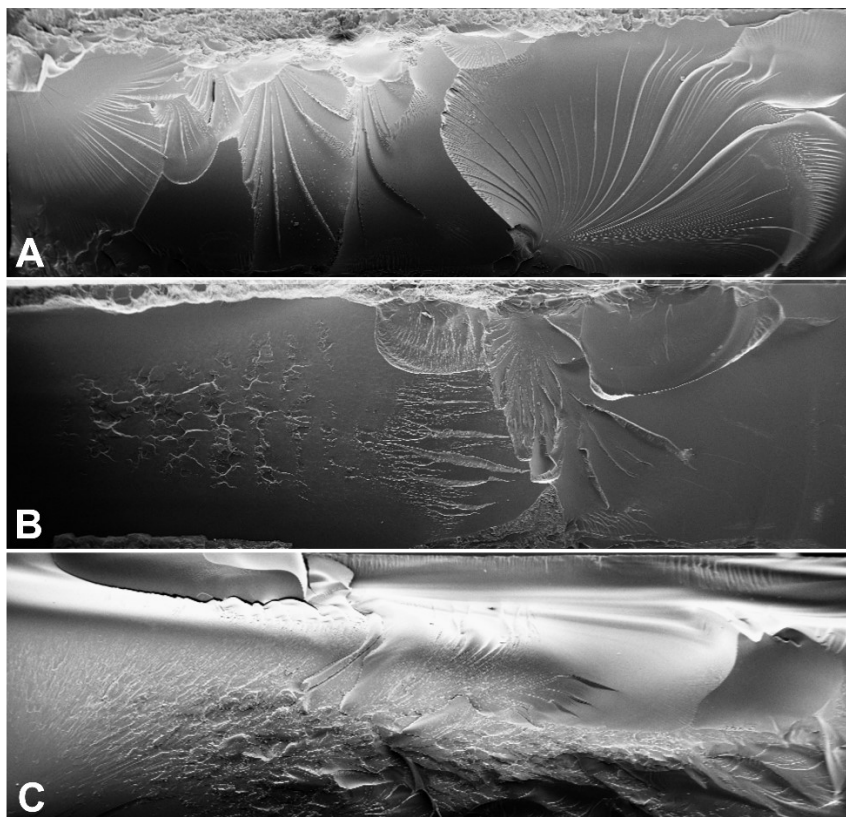
Quando analisados comparativamente os grupos envelhecidos, materiais e diferentes tempos de pós-polimerização, os maiores valores medianos (437 ±86.9) ^(B) (a) foram observados no grupo GTS e, os menores valores medianos (338,41 ±51,05) ^(A) (a) pelo grupo GK1S. Quando comparado dentro do mesmo material, nenhum grupo apresentou diferença estatisticamente significativa ao envelhecimento artificial. O

grupo controle (GTS) apresentou diferença estatisticamente significativa somente aos grupos GK. Quando envelhecida, a maior perda superficial ao desgaste foi observada na resina acrílica convencional (GTS).

5.5 Fractografia

Quando em aumento microscópico (Figura 5.1), os materiais avaliados apresentaram diferenças na interface de fratura, onde os materiais aditivos exibiram concentração de tensões entre as camadas aditivas, enquanto o material acrílico convencional teve concentração de tensões em porosidades incorporados em sua estrutura.

Figura 5.1 – Microscopia eletrônica de varredura (MEV) das interfaces de fratura



Legenda: A) Grupo GK1; B) Grupo GS1 e; C) Grupo GT.
Fonte: o autor.

6 DISCUSSÃO

O presente estudo teve como objetivo avaliar a influência dois sistemas DLP de impressão tridimensional, dois tempos de pós-polimerização e envelhecimento artificial na resistência à flexão, no perfil de desgaste, na microdureza superficial e na alteração dimensional de diferentes polímeros para manufatura aditiva, comparativamente à resina convencional utilizada na confecção de placas oclusais. Análises qualitativas complementares foram feitas para avaliar a interface de fratura dos diferentes materiais poliméricos frente aos testes mecânicos de flexão.

A discussão foi organizada conforme: (A) resistência à flexão e fractografia; (B) microdureza superficial e perfil de desgaste e; (C) alteração dimensional.

6.1 Resistência à flexão e fractografia

Nos grupos aditivos, os tempos de pós-polimerização foram selecionados a partir de um estudo piloto, onde foi observado que a realização de tempos inferiores ao recomendado dificultou a manipulação dos corpos de prova, provavelmente porque na pós-polimerização, ocorre um significativo aumento do grau de conversão do material polimérico, levando a uma melhora expressiva das propriedades mecânicas do mesmo ²³. Por este motivo se optou pela utilização do tempo convencional e de forma experimental, o dobro do tempo de pós-polimerização.

A ISO 20795-1:2013 ⁵⁶ foi utilizada como base para selecionar a água deionizada como solução e temperatura (37° C) para armazenamento, seja previamente ao carregamento (48 ± 2 horas), no envelhecimento ou ainda, durante o próprio carregamento ^{23, 30, 33, 35, 36, 58, 59}. Durante o carregamento, a imersão em água deionizada pode influenciar negativamente a resistência à flexão, quando em comparação ao carregamento a seco ⁵⁹.

O cálculo amostral de cada grupo (n=10) foi organizado após a execução de um estudo piloto e em concordância com estudos prévios ^{21, 33, 35, 36, 58}.

Não existe consenso em literatura sobre a exata correspondência do tempo de envelhecimento artificial. Se buscou neste estudo, simular aproximadamente 3 meses

de uso intraoral, uma vez que o paciente que utiliza a placa oclusal noturna em média, dorme de 6 a 8 horas, não ingerindo alimentos e conseqüentemente, não alterando a temperatura intraoral de 37° C ³⁴.

Para obtenção dos corpos de prova, seja em resina acrílica ativada termicamente ou aditiva, se buscou padronizar os processos de acabamento e polimento, onde foi empregado o excesso de 1 mm em cada superfície, baseados nas dimensões finais da ISO 20795-1:2013 ^{30, 33, 35, 36, 58, 59}. Desta forma, o acabamento e o polimento puderam contar com diversas lixas de granulação progressiva, sob constante refrigeração, garantindo o não aquecimento dos corpos de prova no processo.

A confecção dos corpos de prova aditivos foi realizada na inclinação de 45° em relação à plataforma de impressão, conforme recomendado pelo fabricante, uma vez que a direção de impressão pode influenciar na deposição das camadas e anisotropia do material ³⁴. A impressão vertical (90°) pode levar a desestabilização durante a impressão, gerando distorção ^{21, 41}. A impressão a 0°, onde as camadas aditivas são perpendiculares às cargas axiais, otimiza o desempenho mecânico das placas oclusais ³⁸. Já em 45°, conseguimos equilibrar a resistência a cargas axiais, com menor alteração dimensional ²¹, além de estudos prévios ³⁴ apresentarem menor sorção de água nesta orientação. Ainda, a espessura da camada de impressão foi selecionada objetivando-se o máximo de detalhe possível, onde espessuras menores (50 µm) podem otimizar a resistência à flexão ^{21, 26, 54}, uma vez que espessuras maiores podem diminuir a intensidade de luz que penetra no corpo, alterando a absorção e difração da luz polimerizadora ^{23, 52}.

Quando seguidos os protocolos de lavagem e pós-polimerização indicados pelos respectivos fabricantes de cada material aditivo, os valores de resistência à flexão foram similares, em harmonia com o material acrílico convencional, corroborando com alguns estudos prévios ³⁴ e contrariando outros, onde o material aditivo se apresentou inferior à resina acrílica utilizada como grupo controle ^{30, 35, 36}. Ainda, os valores observados em todos os materiais atendem às especificações da ISO-20795-1:2013 ⁵⁶, com valores acima de 65 MPa, em similaridade com parte da literatura ³⁴⁻³⁶ e discordância com estudo recente ³⁰. Estas divergências podem ser atribuídas aos diferentes materiais testados em cada estudo, onde apesar de metodologias similares, os materiais e as tecnologias investigados são outros. Assim é importante frisar que os resultados encontrados neste estudo se limitam aos dois

sistemas DLP de impressão tridimensional avaliados. O que não se pode assim afirmar que estes resultados possam ser extrapolados para outros sistemas de impressão tridimensional de outros fabricantes. Outro ponto importante a se observar é que neste estudo, cada sistema de impressão tridimensional foi utilizado de acordo com cada fabricante, utilizando-se a impressora, a resina fotoativada e o processo de pós-cura idealizado e recomendado pelos respectivos fabricantes. O que se observa rotineiramente em nosso país é o uso de uma impressora, com a resina desenvolvida por outro fabricante, que não necessariamente foi validada pelo fabricante da impressora, e o processo de pós-cura chega a ser muitas vezes de um terceiro fabricante. Desta forma se tem um processo de obtenção de placa oclusais sem validação ou pelos fabricantes, ou pelo meio científico, e está sendo entregue para o paciente, esperando-se minimamente resultados similares às placas oclusais obtidas por metodologia convencional a partir de resina acrílica termicamente ativada já exaustivamente estudada há anos pela comunidade científica. Assim, a nova tecnologia pode estar sendo erroneamente julgada como inferior ao processo convencional de obtenção das placas oclusais simplesmente por falta de critérios em seu uso. Dito isto, fica evidente a importância deste estudo no intuito de validar o novo processo de obtenção de placas oclusais à flor do estado da arte da tecnologia de impressão tridimensional em comparação com as obtidas por processamento analógico.

Nos materiais poliméricos resinosos, a resistência à flexão está associada à estruturação de sua rede polimérica, se relacionando sinergicamente com a densidade de suas ligações cruzadas e grau de conversão ²³.

Após o envelhecimento artificial, os materiais aditivos que seguiram o ciclo de pós-polimerização único, não sofreram redução significativa na resistência à flexão, comportamento este, similar ao material acrílico convencional, contrariando estudos prévios ^{34, 36}, onde, de forma significativa, o envelhecimento impactou negativamente as propriedades flexurais dos materiais aditivos em detrimento da convencional resina acrílica. Neste estudo, apesar de não significativa, a redução da resistência à flexão após o envelhecimento pode ser atribuída à incorporação de água durante o processo, onde as moléculas de água podem penetrar na estrutura do polímero e agir como plastificantes, resultando na diminuição desta propriedade mecânica ^{22, 23, 34, 37, 39}.

Agora, quando duplicados os tempos de pós-polimerização, os materiais aditivos se diferenciaram significativamente, com aumento da resistência à flexão no grupo GK2 e diminuição no grupo GS2. A diferenciação pode ser suportada pelas diferentes composições e na estratégia de polimerização de cada fabricante, onde, dependendo de fatores como: a penetrabilidade da luz, a quantidade de fotoiniciador ainda reativo e ainda, a quantidade de monômero residual; frente à sobreexposição da luz UV na pós-polimerização pode potencializar o grau de conversão à medida em que leva os fotoiniciadores presentes no material polimérico à exaustão ^{44, 52}.

Para os grupos aditivos que foram expostos ao ciclo de pós-polimerização duplo e envelhecidos, ocorreu o inverso, com aumento não significativo da resistência à flexão, contrário ao observado na resina acrílica termicamente ativada. No mesmo raciocínio, a dupla pós-polimerização pode indicar alguma mudança na rede polimérica dos materiais envelhecidos, mudança esta que pode ter aumentado a tolerância dos materiais aditivos frente à sorção de água ³⁶.

Como observado na análise fractográfica, a estrutura do polímero aditivo é formada em camadas, diferente da resina acrílica convencional, que apresenta porosidades inerentes de sua confecção. Como já observado em literatura ³⁴, estas diferenças estruturais mudam a forma como estes materiais realizam a sorção de água, onde na resina acrílica convencional, existem porosidades que concentram tensões, ocupados por moléculas de água após a sorção, que alteram a plasticidade do polímero. O mesmo pode não ter ocorrido nos materiais aditivos devido à diferenças estruturais, com rede polimérica formulada em camadas sobrepostas ⁵². Em estudos futuros, é de interesse estender o tempo de envelhecimento nos testes de resistência à flexão.

6.3 Microdureza superficial e perfil de desgaste

A composição do material e sua dureza tem correlação com sua resistência ao desgaste ³⁵, onde uma maior plasticidade resulta em menor dureza e, conseqüente, menor resistência ao desgaste ³⁰.

Os fragmentos dos testes de flexão biaxial foram aproveitados em suas extremidades para os testes de dureza e desgaste superficial, com a intenção de

melhor correlacionar os resultados obtidos nos três testes ³³. A seleção se deu pelas extremidades na ideia de que correspondem à área menos afetada pelos testes flexurais.

A mensuração de cada endentação Knoop foi realizada manualmente pelo mesmo avaliador, na busca de contornar uma das limitações do teste, que reside na percepção e calibragem do operador ao mensurar as extremidades da endentação.

Sem dupla pós-polimerização e não envelhecidos, a resina acrílica convencional apresentou dureza mais elevada que as resinas aditivas, em concordância com estudos prévios ^{30, 33, 38}. Como relatado em sinergia com a resistência à flexão, a menor dureza dos materiais aditivos pode ser explicada pelo possível menor grau de conversão que estes apresentam ³⁸.

A dupla pós-polimerização beneficiou os grupos aditivos (GK), elevando a microdureza Knoop, equiparando-os ao grupo controle de resina acrílica termicamente ativada (GT). Estes achados sugerem que a dupla pós-polimerização aumentou o grau de conversão do grupo GK.

Como as moléculas de água são polares, podem com facilidade penetrar entre a estrutura das cadeias poliméricas também polares de materiais odontológicos resinosos e, no prazo de um a dois meses de imersão em solução aquosa, estes materiais podem ser saturados pelas moléculas de água. Ainda, a saliva pode realizar a degradação enzimática destes polímeros, onde esterases podem promover a esterificação dos metacrilatos, afetando sua microdureza e resistência ao desgaste ^{27, 37}.

O envelhecimento artificial de 28 dias não influenciou na dureza dos materiais, exibindo o mesmo padrão observado na resistência a flexão. Já no envelhecimento de 84 dias em saliva artificial, o material aditivo GK não sofreu queda significativa de dureza, diferente dos outros grupos experimentais e controle, onde o envelhecimento influenciou negativamente a dureza destes. Em sinergia com o observado na resistência a flexão, a sorção de água presente em maioria na saliva artificial plastifica as cadeias da rede polimérica, resultando na redução de dureza observada ³⁷. A menor suscetibilidade do grupo GK ao envelhecimento artificial pode ser explicada por diferenças em sua rede polimérica, que se demonstrou menos suscetível à sorção de água ^{22, 23, 34, 37}.

A quantidade de corpos de prova destinados aos testes tribológicos, as dimensões da área (10 mm²) e espessura (3,3 mm), assim como a inclusão em acrílico, foram determinadas com base em estudos prévios ^{25, 28-30}.

O acabamento e polimento superficial reduzem as irregularidades superficiais do material, possivelmente melhorando a longevidade e, conseqüente, a resistência ao desgaste do mesmo, como evidenciado em estudos prévios (25, 28, 29), onde superfícies mais rugosas apresentaram maior perda de volume quando submetidas aos testes tribológicos.

Como dimensionado na literatura ^{26, 28}, 60.000 ciclos mastigatórios *in vitro* equivalem a aproximadamente 3 meses de uso *in vivo* de placas oclusais. Desta forma, o presente estudo buscou simular cerca de 6 a 8 meses de uso, com simulação *in vitro* de 150.000 ciclos.

O desgaste de dois corpos realizado neste estudo prevê o contato direto entre os dentes antagonistas e a superfície da placa oclusal ²⁹. Em literatura ^{24-30, 32}, a carga aplicada na simulação mastigatória varia entre 5 N e 50 N e, como outros autores não encontraram diferença entre a carga de 20 N e 50 N ³⁰, optou-se neste estudo por cargas de 20 N. Ainda, esferas metálicas podem substituir esmalte dentário como antagonistas ^{24, 27}, uma vez que não apresentam diferença estatisticamente significativa no desgaste promovido na superfície dos materiais testados ²⁷. Uma das vantagens de se utilizar materiais resinosos ²⁷, cerâmicos ²⁹ ou esmalte dentário ^{26, 28, 29, 30, 32} como antagonistas é a possibilidade de avaliar o desgaste que ocorre também no antagonista aos materiais aditivos, podendo ser investigado em estudos futuros.

Como em estudos prévios ²⁵, a diferença de profundidade entre a região mais profunda do desgaste e a área circunvizinha à lesão permitiu quantificar comparativamente em perfilômetro, a profundidade final de cada material após o teste tribológico.

Em comparação à resina acrílica convencional, o material aditivo GK apresentou maior resistência ao desgaste superficial, contrariando um estudo prévio ²⁵ e corroborando com outro ²⁷. Apesar de ambos estudos citados mensurarem perdas verticais, uma possível explicação para a contrariedade está nos diferentes parâmetros adotados por cada estudo, como o número de ciclos (5.000 – 200.000) e carga (5 - 15 N). Empregar o mesmo número de ciclos e carga pode vir a impactar diferenças estatísticas entre os estudos.

Os resultados do presente estudo apresentaram uma contradição onde o material acrílico convencional exibiu maior microdureza superficial que os materiais aditivos e, um desgaste similar ou maior que os mesmos materiais aditivos. Como citado anteriormente, é esperado que materiais poliméricos com maior dureza tendam a apresentar maior resistência ao desgaste³⁰. Tal contradição pode ser explicada pela forma de confecção dos corpos de prova, onde diferenças na estrutura interna, como porosidades e defeitos intrínsecos podem afetar a resina acrílica convencional, diminuindo sua resistência ao desgaste em regiões mais internas que sua superfície, o que não ocorre nos materiais aditivos, que possuem maior homogeneidade em suas cadeias tanto superficiais quando profundas, como evidenciado na fractografia²⁷.

No mesmo raciocínio, enquanto a dupla pós-polimerização elevou a dureza do material aditivo GK, o mesmo não otimizou a resistência ao desgaste de nenhum material aditivo, possivelmente indicando que a pós-polimerização de monômeros residuais ocorra com maior intensidade superficialmente. Este argumento ganha força quando retomada a ideia de que quando um sólido é impresso com camadas muito espessas, pode ocorrer a diminuição da penetrabilidade da luz UV no corpo, alterando a absorção e conseqüentemente reduzindo a pós-polimerização por luz em seu interior^{23, 52}.

Novamente, apesar do envelhecimento artificial de 84 dias reduzir a microdureza da maioria dos materiais testados, sendo o grupo GK a exceção, os perfis de desgaste dos materiais testados não foi afetado pelo envelhecimento artificial, onde a presença de água não alterou a perda de estrutura frente ao desgaste. Estas diferenças podem ser interpretadas pela sorção de água, plastificação e degradação enzimática somente nas cadeias poliméricas superficiais dos materiais testados³⁷.

Vale notar que a comparação dos resultados com a literatura se torna limitada pela enorme variedade de parâmetros utilizados, como natureza do movimento antagonista, em circular, estático, rotatório ou horizontal, amplitude de movimento, número de ciclos e frequência, solução de imersão e mensuração em diferença de profundidade ou volume perdido. As limitações deste estudo *in vitro* residem na dificuldade de simulação *in vivo*, com esmalte como antagonista, utilização de água ao invés de saliva artificial como solução imersora e amplitude variada de movimentos oclusais.

6.4 Alteração dimensional

Como mencionado, os corpos de prova foram impressos com os devidos suportes e inclinação de 45° em relação à plataforma de impressão. A utilização de suportes permitiu preservar os corpos de prova durante sua remoção da plataforma. A inclinação em 45° considerou estudos prévios ²¹, onde a acurácia de impressão apresenta-se maior, pois a distorção ocorre de forma anisotrópica, ou seja, igualmente em comprimento, largura e altura, minimizando assim a distorção volumétrica do corpo de prova.

Ainda no delineamento do estudo, selecionou-se um escâner de bancada (S 300 Zirkonzahn - Alemanha) com alta precisão ($\leq 10\mu\text{m}$), permitindo a aproximação fidedigna na interpretação dos dados quantitativos da alteração dimensional observados na metrologia de superfícies, com base no melhor encaixe entre as malhas .STL, como realizado em estudos prévios ⁴¹⁻⁴⁴.

A intenção da pós-polimerização é formar redes poliméricas com monômeros residuais que não participaram da reação de polimerização inicial, otimizando as propriedades mecânicas do material, porém se no processo a incidência de luz UV for desigual (comum em geometrias complexas) ou ocorrerem alterações bruscas de temperatura, o sólido formado pode sofrer deformações volumétricas, com expansão em altas temperaturas e contração no subsequente resfriamento ¹⁹.

Considerando que a fotopolimerização pode gerar contrações devido à aproximação entre os monômeros na reação de polimerização ^{42, 43}, a eventual contração volumétrica na pós-polimerização do material aditivo gera preocupações, uma vez que em placas oclusais rígidas a adaptação com veracidade permite a estabilidade por contato friccional, diminuindo as chances de deslocamento da placa oclusal, assim como melhorias na dissipação das cargas oclusais ao periodonto ⁴⁰.

Em estudos prévios, a pós-polimerização convencional não influenciou a acurácia dimensional ²¹, corroborando com os achados deste estudo, onde nenhum regime de pós-polimerização convencional provocou alteração dimensional significativa.

Apesar de estudos anteriores ¹⁹ indicarem que alterar a duração ou intensidade da luz UV na pós-polimerização pode gerar distorções ao sólido final, nos ciclos de dupla pós-polimerização também não se observou alteração dimensional significativa.

Estes achados podem indicar que após a impressão, se atinge o grau de conversão desejado com tensões de contração da polimerização reduzidas, devido à composição e formação da rede polimérica previamente planejada na cinética de polimerização destes materiais ^{19, 52}.

Mesmo que estudos anteriores ⁴⁰ apontem a sorção de água como questão limitante da estabilidade dimensional da tecnologia aditiva, as alterações dimensionais resultantes do envelhecimento artificial não foram estatisticamente significativas, conferindo a estes materiais poliméricos, estabilidade dimensional mesmo na sorção de água.

7 CONCLUSÕES

Considerando as limitações do presente estudo, podemos concluir que:

H₀A foi parcialmente aceita, onde: **A1) aceita:** os sistemas DLP de impressão tridimensional testados não influenciaram significativamente nos valores de resistência à flexão; **A2) negada:** os materiais aditivos unicamente pós-polimerizados, apresentaram microdureza Knoop significativamente menores que a resina acrílica ativada termicamente; **A3) negada:** dentre os materiais aditivos, o grupo GK apresentou desgaste significativamente menor que a resina acrílica ativada termicamente (GT); **A4) aceita:** os sistemas DLP de impressão tridimensional testados não influenciaram na alteração dimensional.

H₀B foi parcialmente aceita, onde: **B1) negada:** nos materiais aditivos, a dupla pós-polimerização influenciou positivamente a resistência à flexão do grupo GK e, influenciou negativamente a do grupo GS; **B2) negada:** a dupla pós-polimerização influenciou positivamente o grupo GK, aumentando a microdureza Knoop deste e equiparando-o estatisticamente à resina acrílica termicamente ativada (GT); **B3) aceita:** a dupla pós-polimerização não influenciou significativamente na perda de superfície em nenhum grupo aditivo; **B4) aceita:** as alterações dimensionais resultantes da dupla pós-polimerização não foram estatisticamente significativas.

H₀C foi parcialmente aceita, onde: **C1) aceita:** o envelhecimento artificial não influenciou significativamente nos valores de resistência à flexão dos materiais testados; **C2) negada:** com exceção do grupo GK, o envelhecimento influenciou negativamente a microdureza dos materiais testados; **C3) aceita:** o envelhecimento artificial não influenciou o desgaste superficial de cada material polimérico testado; **C4) aceita:** o envelhecimento artificial não influenciou na alteração dimensional dos materiais testados.

H₀D foi parcialmente negada, onde: **D1) negada:** a dupla pós-polimerização influenciou positivamente a resistência à flexão do grupo GK e, influenciou negativamente a do grupo GS; **D2) negada:** em geral, os materiais aditivos apresentaram microdureza Knoop significativamente menores que a resina acrílica convencional; **D3) negada:** dentre os materiais aditivos, o grupo GK apresentou desgaste significativamente menor que a resina acrílica convencional controle (GT); **D4) aceita:** o envelhecimento artificial não influenciou na alteração dimensional dos materiais testados.

REFERÊNCIAS ¹

1. Gauer RL, Semidey MJ. Diagnosis and treatment of temporomandibular disorders. *Am Fam Physician*. 2015 Mar;91(6):378-86.
2. Bitiniene D, Zamaliauskiene R, Kubilius R, Leketas M, Gailius T, Smirnovaite K. Quality of life in patients with temporomandibular disorders. A systematic review. *Stomatologija*. 2018;20(1):3-9.
3. Okeson JP, Moody PM, Kemper JT, Haley JV. Evaluation of occlusal splint therapy and relaxation procedures on patients with temporomandibular disorders. *J Am Dent Assoc*. 1983 Sep;107(3):420-4. doi 10.14219/jada.archive.1983.0275. PMID: 6355230.
4. Salmi M, Paloheimo K-J, Tuomi J, Ingman T, Mäkitie A. A digital process for additive manufacturing of occlusal splints: a clinical pilot study. *J R Soc Interface*. 2013 Apr;10(84):1-6. doi: 10.1098/rsif.2013.0203.
5. Algabri RS, Alqutaibi AY, Abo-Alrejal H, Adashi OA, Abdulrahman F, Elkhadem A, Keshk A, Maher E, Kaddah AF. Effect of computer-aided design/computer-assisted manufacture versus conventional occlusal splints on the management of temporomandibular disorders: A systematic review and meta-analysis. *Int Dent Med J Adv Res*. 2017;(3):1-9. doi: 10.15713/ins.idmjar.72.
6. Berntsen C, Kleven M, Heian M, Hjortsjö C. Clinical comparison of conventional and additive manufactured stabilization splints. *Acta Biomater Odontol Scand*. 2018 Aug;4(1):81-9. doi: 10.1080/23337931.2018.1497491.
7. Waldecker M, Leckel M, Rammelsberg P, Bömcker W. Fully digital fabrication of an occlusal device using an intraoral scanner and 3D printing: A dental technique. *J Prosthet Dent*. 2019 Apr;121(4):576-80. doi: 10.1016/j.prosdent.2018.09.021.
8. Vasques MT, Mori M, Laganá DC. Three-dimensional printing of occlusal devices for temporomandibular disorders by using a free CAD software program: A technical report. *J Prosthet Dent*. 2020 Feb;123(2):232-5. doi: 10.1016/j.prosdent.2018.12.017.
9. Rekow, D.E. Digital dentistry: The new state of the art – Is it disruptive or destructive?. *Dent Mater*. 2020, 36(1):9-24. doi: 10.1016/j.dental.2019.08.103.
10. Duret F, Blouin JL, Duret B. CAD/CAM in dentistry. *J Am Dent Assoc*. 1988 Nov;117(6):715-20. doi: 10.14219/jada.archive.1988.0096.
11. Waterman N., Dickens P. Rapid product development in the USA, Europe and Japan. *World Class Design to Manufacture*. 1994 Jun;1(3):27-36. doi: 10.1108/09642369210056629.

¹ De acordo com estilo Vancouver.

12. Ligon SC, Liska R, Stamofl J, Gurr M, Mülhaupt R. Polymers for 3D printing and customized additive manufacturing. *Chem Rev.* 2017 Aug;117(15):10212-90. doi: 10.1021/acs.chemrev.7b00074.
13. Della Bona A, Cantelli V, Britto VT, Collares KF, Stansbury JW. 3D printing restorative materials using a stereolithographic technique: a systematic review. *Dent Mater.* 2021 Feb;37(2):336-50. doi: 10.1016/j.dental.2020.11.030.
14. Tanji M, Domitti SS, Consani RLX, Consani S, Sinhoretti MAC. Influence of the remounting procedure on vertical dimension stability of complete dentures. *Pós-Grad Rev Fac Odontol SJC.* 2001 may-aug;4(2):71-8.
15. Van Noort R. The future of dental devices is digital. *Dent Mater.* 2011 Jan;28(1):3-12. doi: 10.1016/j.dental.2011.10.014.
16. Abduo J, Lyons K, Bennamoun M. Trends in computer-aided manufacturing in prosthodontics: a review of the available streams. *Int J Dent.* 2014 Apr;2014:1-15. doi: 10.1155/2014/783948.
17. Guzzi, EA, Tibbitt, MW. Additive manufacturing of precision biomaterials. *Adv. Mater.* 2020 Apr;32(13):1-24. doi: 10.1002/adma.201901994.
18. ISO. ISO/ASTM 52900:2015 - Additive manufacturing – general principles – terminology. Geneva; 2009.
19. Wu D, Zhao Z, Zhang Q, Qi HJ, Fang D. Mechanics of shape distortion of DLP 3D printed structures during UV post-curing. *Soft Matter.* 2019 Aug;15(30):6151-9. doi: 10.1039/c9sm00725c.
20. Jockusch J, Özcan M. Additive manufacturing of dental polymers: An overview on processes, materials and applications. *Dent Mater J.* 2020 Jun;39(3):345-54. doi: 10.4012/dmj.2019-123.
21. Unkovskiy A, Bui PHB, Schille C, Geis-Gerstorfer J, Huettig F, Spintzyk S. Objects build orientation, positioning, and curing influence dimensional accuracy and flexural properties of stereolithographically printed resin, *Dent Mater.* 2018 Dec;34(12):324-33. doi: 10.1016/j.dental.2018.09.011.
22. Reymus M, Stawarczyk B. In vitro study on the influence of post polymerization and aging on the Martens parameters of 3D-printed occlusal devices. *J Prosthet Dent* 2021 May;125(5):817-23. doi: 10.1016/j.prosdent.2019.12.026.
23. 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.* 2021 Mar;(115). doi: 10.1016/j.jmbbm.2020.104254.
24. Kurt H, Erdelt KJ, Cilingir A, Mumcu E, Sülün T, Tuncer N, Gernet W, Beuer F. Two-body wear of occlusal splint materials. *J Oral Rehabil.* 2012 Aug;39(8):584-90. doi: 10.1111/j.1365-2842.2012.02301.x.

25. 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 of Biomed Mater.* 2017 Nov;75:175-9. doi: 10.1016/j.jmbbm.2017.07.019.
26. Lutz AM, Hampe R, Roos M, Lümekemann N, Eichberger M, Stawarczyk B. Fracture resistance and 2-body wear of 3-dimensional-printed occlusal devices. *J Prosthet Dent.* 2019 Jan;121(1):166-72. doi: 10.1016/j.prosdent.2018.04.007.
27. Reyes-Sevilla M, Kuijs RH, Werner A, Kleverlaan CJ, Lobbezoo F. Comparison of wear between occlusal splint materials and resin composite materials. *J Oral Rehabil.* 2018 Jul;45(7):539-44. doi: 10.1111/joor.12636.
28. Benli M, Gümüş BE, Kahraman Y, Gökçen-Rohlig B, Evlioğlu G, Huck O, Özcan M. Surface roughness and wear behavior of occlusal splint materials made of contemporary and high-performance polymers. *Odontology.* 2020 Apr;108(2):240-50. doi: 10.1007/s10266-019-00463-1.
29. Domanic KY, Aslan YU, Ozkan Y. Two-body wear of occlusal splint materials against different antagonists. *BMC Oral Health.* 2020 Jun;20(1):174. doi: 10.1186/s12903-020-01165-9.
30. Wesemann C, Spies BC, Sterzenbach G, Beuer F, Kohal R, Wemken G, Krügel M, Pieralli S. Polymers for conventional, subtractive, and additive manufacturing of occlusal devices differ in hardness and flexural properties but not in wear resistance. *Dent Mater.* 2021 Mar;37(3):432-42. doi: 10.1016/j.dental.2020.11.020.
31. Grymak A, Aarts JM, Ma S, Waddell JN, Choi JJE. Comparison of hardness and polishability of various occlusal splint materials. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2021 Mar;(115):1-10. doi: 10.1016/j.jmbbm.2020.104270.
32. Grymak A, Aarts JM, Ma S, Waddell JN, Choi JJE. Wear Behavior of Occlusal Splint Materials Manufactured By Various Methods: A Systematic Review. *J Prosthodont.* 2022 Jul;31(6):472-87. doi: 10.1111/jopr.13432.
33. Ucar Y, Akova T, Aysan I. Mechanical properties of polyamide versus different PMMA denture base materials. *J Prosthodont.* 2012 Apr;21(3):173-6. doi: 10.1111/j.1532-849X.2011.00804.x.
34. Väyrynen VO, Tanner J, Vallittu PK. The anisotropy of the flexural properties of an occlusal device material processed by stereolithography. *J Prosthet Dent.* 2016 Nov;116(5):811-7. doi: 10.1016/j.prosdent.2016.03.018.
35. Prpic V, Slacanin I, Schauerl Z, Catic A, Dulcic N, Cimic S. A study of the flexural strength and surface hardness of different materials and technologies for occlusal device fabrication. *J Prosthet Dent.* 2019 Jun;121(6):955-9. doi: 10.1016/j.prosdent.2018.09.022.

36. Berli C, Florian MT, Sharma N, Müller JA, Dedem P, Fischer J, Rohr N. Comparing the mechanical properties of pressed, milled and 3D-printed resins for occlusal devices. *J Prosthet Dent.* 2020 Dec;124(6):780-6. doi: 10.1016/j.prosdent.2019.10.024.
37. Bettencourt AF, Neves CB, de Almeida MS, Pinheiro LM, Oliveira SA, Lopes LP, Castro MF. Biodegradation of acrylic based resins: A review. *Dent Mater.* 2010 May;26(5):171-80. doi:10.1016/j.dental.2010.01.006.
38. Vasques MT, Mulder JNS, Machado DS, Laganá DC. The influence of the post-processing method on knoop hardness of photosensitive resins for 3D SLA printer used in Dentistry. *Clin Lab Res Den.* 2019:1-9. doi: 10.11606/issn.2357-8041.cird.2019.161294.
39. Reymus M, Fabritius, R, Kebler, A. et al. 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 Invest.* 2020 Feb;24(2):701-10. doi: 10.1007/s00784-019-02952-7.
40. Arcas LPB, Baroudi K, Silva-Concílio LR, Claro CAA, Amaral M. Effect of different fabrication methods of occlusal devices on periradicular stress distribution: A photoelastic analysis. *J Prosthet Dent.* 2021 Aug;(21)1-6; [Epub ahead of print]. Disponível em: [https://www.thejpd.org/article/S0022-3913\(21\)00352-8/fulltext](https://www.thejpd.org/article/S0022-3913(21)00352-8/fulltext). doi: 10.1016/j.prosdent.2021.06.037.
41. Wesemann C, Spies BC, Schaefer D, Adali U, Beuer F, Pieralli S. Accuracy and its impact on fit of injection molded, milled and additively manufactured occlusal splints. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2021 Feb;(114):1-8. doi: 10.1016/j.jmbbm.2020.104179.
42. Jin SJ, ID Jeong, JH Kim, WC Kim. Accuracy (trueness and precision) of dental models fabricated using additive manufacturing methods. *Int J Comput Dent.* 2018;21(2):107-13.
43. Jin SJ, Kim DY, JH Kim, WC Kim. Accuracy of dental replica models using photopolymer materials in additive manufacturing: in vitro three-dimensional evaluation. *J Prosthodont.* 2019 Feb;28(2);557-62. doi: 10.1111/jopr.12928.
44. 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. *J Prosthet Dent.* 2020 Feb;123(2):349-54. doi: 10.1016/j.prosdent.2019.05.002.
45. Ash EA. Dennis Gabor, 1900-1979. *Nature.* 1979 Aug;(280):431-3. doi: 10.1038/280431a0.
46. Leith EN. Investigation of holographic testing techniques. Ann Arbor: Michigan University; 1969. AD857061 - Institute of Science and Technology - Willow Run Laboratories.

47. Young JM, Altschuler BR. Laser holography in dentistry. *J Prosthet Dent.* 1977 Aug;38(2):216-25. doi 10.1016/0022-3913(77)90289-X.
48. Mörmann WH. The evolution of the CEREC system. *J Am Dent Assoc.* 2006 Set; 137 Suppl:7S-13S. doi: 10.14219/jada.archive.2006.0398.
49. Hull CW. Apparatus for production of three-dimensional objects by stereolithography. US Pat. 4.575.330, 11 mar. 1986. 16 p.
50. Hornbeck L. Digital micromirror device. US Patent No 5.061.049. 2009.
51. O'Sullivan DJ. Stabilized adhesive and curing compositions. US Pat. 4.100.141, 11 jul. 1978. 5p.
52. Vitale A, Cabral JT. Frontal conversion and uniformity in 3D printing by photopolymerisation. *Materials (Basel).* 2016 Sep;9(9):1-13. doi: 10.3390/ma9090760.
53. Paes Júnior TJA. Estudo das resinas acrílicas para bases de próteses totais com relação à resistência flexural, e à quantidade de monômero residual superficial [tese]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2005.
54. American Dental Association. Specification nº12 for denture base polymers. Councils on Dental Materials and Devices, Reports of Councils and Bureaus. *J Am Dent Assoc* 1975;90:451-8.
55. Chockalingam K, Jawahar N, Chandrasekhar U. Influence of layer thickness on mechanical properties in stereolithography. *Rapid Prototyp J* 2006 Mar;12(2):106-13. doi: 10.1108/13552540610652456.
56. ISO. ISO 20795-1:2013 - Dentistry-base polymers-Part 2: Orthodontic base polymers. Geneva, 1013.
57. Atzeni E, Iuliano L, Minetola P, Salmi A. Proposal of an innovative benchmark for accuracy evaluation of dental crown manufacturing. *Comput Biol Med.* 2012 May;42(5):548-55. doi: 10.1016/j.combiomed.2012.01.009.
58. Sasaki H, Hamanaka I, Takahashi Y, Kawaguchi T. Effect of Reinforcement on the Flexural Properties of Injection-Molded Thermoplastic Denture Base Resins. *J Prosthodont.* 2017 Jun;26(4):302-8. doi: 10.1111/jopr.12419.
59. Lee HH, Lee JH, Yang TH, Kim YJ, Kim SC, Kim GR, Kim HR, Lee CJ, Okubo C. Evaluation of the flexural mechanical properties of various thermoplastic denture base polymers. *Dent Mater J.* 2018 Nov;37(6):950-6. doi: 10.4012/dmj.2017-373.
60. Viana IELV. Avaliação de um biovidro experimental na perda de superfície e oclusão tubular da dentina, e da sua associação à terapia de fotobiomodulação na diferenciação de células da polpa dentária humana [tese]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2022.

61. Phillips RW. Materiais dentários de Skinner. 8. ed. Rio de Janeiro : Guanabara Koogan; 1993. p. 91-123.