



CATÓLICA
FACULDADE DE MEDICINA DENTÁRIA

UISEU

OCCLUSAL SPLINT RESINS: A SYSTEMATIC REVIEW

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

Por:

Beatriz de Castro Pais

Orientador: Prof.^a Doutora Patrícia Fonseca

Coorientador: Prof.^a Doutora Vanessa Silva

Viseu, 2025

Membros do Júri das Provas Públicas

Presidente: Doutora Rita Brandão de Pinho Noites, Professora Auxiliar da Faculdade de Medicina Dentária do Centro Regional de Viseu da Universidade Católica Portuguesa.

Arguente: Doutora Catarina Mendes Fonseca, Professora Auxiliar Convidada da Faculdade de Medicina Dentária do Centro Regional de Viseu da Universidade Católica Portuguesa. Portuguesa.

Orientador: Doutora Patrícia Alexandra Barroso da Fonseca, Professora Auxiliar da Faculdade de Medicina Dentária do Centro Regional de Viseu da Universidade Católica

Data das provas públicas: 18 / 07 /2025

Classificação: 18

Everybody is a genius. But if you judge a fish by its ability to climb a tree, it will live its whole life believing that it is stupid.

Albert Einstein

Aos meus pais e à minha avó:

“Sempre contigo”, é a nossa promessa silenciosa e o fio invisível que nos une.

Agradecimentos

Chegar ao fim deste percurso representa, mais do que uma conclusão, o início de uma nova etapa. Encerrar este ciclo, significa igualmente reconhecer, com gratidão todas as pessoas que estiveram presentes, diretamente ou indiretamente e foram essenciais para que esta conquista se tornasse possível.

À minha mãe e ao meu pai, a minha base, o mais eterno e sentido agradecimento. Pelo amor incondicional, pelo apoio silencioso e pela fé inabalável em mim, mesmo quando os meus olhos vacilaram.

À minha avó, que foi colo, refúgio e serenidade. A sua ternura e a sua força foram abrigo nos dias difíceis e impulso nos momentos de incerteza.

À minha estrelinha no céu, cuja ausência física nunca apagou a presença viva na minha memória.

Aos amigos, que estiveram lá nos momentos bons e nos difíceis. Por me ouvirem, por me fazerem rir e por me fazerem acreditar em mim.

À Professora Doutora Patrícia Fonseca, minha orientadora, agradeço toda a dedicação, rigor e orientação ao longo deste projeto. A sua exigência, o olhar atento e a sua confiança transmitida foram fundamentais para a concretização deste trabalho.

A todos os docentes que me marcaram a minha formação nestes cinco anos, o meu sincero reconhecimento. Obrigada por partilharem a vossa sabedoria, por desafiarem os meus limites e por contribuírem para o meu crescimento tanto académico, como pessoal.

Aos funcionários da faculdade, pela amabilidade, pela disponibilidade e pelo cuidado com que tornam este espaço mais humano.

Como escreveu Fernando Pessoa, “Tudo vale a pena quando a alma não é pequena.” e hoje, posso finalmente dizer que valeu a pena.

Resumo

Introdução: As Goteiras Oclusais são dispositivos de interposição maxilar comumente utilizados na abordagem terapêutica dos Distúrbios Temporomandibulares (DTM). Com a crescente adoção e avanço das tecnologias de fabrico, o principal objetivo desta revisão é determinar o desempenho clínico de Goteiras Oclusais obtidas por diferentes técnicas de processamento (termopolimerizável vs CAD/CAM) com enfoque clínico nas propriedades físicas e mecânicas das resinas.

Materiais e Métodos: Esta revisão sistemática seguiu as diretrizes *PRISMA* e o protocolo de investigação foi registado no *PROSPERO*. A questão de investigação baseou-se no modelo PICO, tendo a pesquisa bibliográfica sido efetuada nas bases de dados *PubMed*, *Web of Science* e *Cochrane Library*, sem restrições relativamente à data de publicação ou idioma, até janeiro de 2025. A seleção dos artigos foi efetuada por dois investigadores independentes e a concordância determinada pelo teste *Kappa* de *Cohen*. A qualidade metodológica dos estudos incluídos foi aferida através da *checklist* do *Joanna Briggs Institute*. Foram recolhidos e analisados os dados relativos aos provetes, nomeadamente: o formato, as dimensões, os métodos de preparação, os protocolos experimentais aplicados e as propriedades avaliadas.

Resultados: Dos 285 artigos identificados inicialmente, apenas 9 cumpriram de forma integral os critérios de inclusão pré-estabelecidos. A avaliação dos estudos incluídos apresentou uma concordância entre investigadores quase perfeita, com um baixo risco de viés. As resinas para fresagem demonstraram maior performance clínica em várias propriedades físicas e mecânicas, como a dureza, a resistência à flexão e a rugosidade de superfície, evidenciando vantagens comparado com as resinas impressas e convencionais.

Conclusões: As resinas para fresagem revelam um desempenho superior relativamente às resinas convencionais e impressas, sendo uma opção promissora. Contudo, são necessários mais estudos clínicos, para validar a evidência quanto ao seu desempenho a longo prazo.

Palavras-chave: Goteiras oclusais; CAD/CAM; Distúrbios Temporomandibulares; Revisão sistemática.

Abstract

Introduction: Occlusal Splints are jaw interposition devices commonly used in the therapeutic approach of Temporomandibular Disorders (TMD). With the increasing adoption and advancement of manufacturing technologies, the main aim of this review is to determine the clinical performance of occlusal splints obtained by different processing techniques (heat-curing vs CAD/CAM) with a clinical focus on resins' physical and mechanical properties.

Materials and Methods: This systematic review followed the *PRISMA* guidelines, and the research protocol was registered in *PROSPERO*. The research question was based on the PICO model, and the bibliographic search was conducted in *PubMed*, *Web of Science* and *Cochrane Library* databases, with no restrictions on the date of publication or language, until January 2025. The articles were selected by two independent researchers, and the agreement was determined using Cohen's Kappa test. The methodological quality of the included studies was evaluated using the *Joanna Briggs Institute checklist*. Data regarding the test specimens were collected and analyzed, including format, dimensions, preparation methods, experimental protocols and evaluated properties.

Results: Of the 285 articles initially identified, only 9 fully met the predefined inclusion criteria. The evaluation of the included studies demonstrated an almost-perfect agreement between reviewers and a low risk of bias. Milling resins showed superior clinical performance in various physical and mechanical properties, such as hardness, flexural strength, and surface roughness, revealing advantages compared to printed and conventional resins.

Conclusions: Milling resins demonstrate superior performance compared to conventional and printed resins, representing a promising alternative. However, further clinical studies are needed to validate the evidence regarding their long-term performance.

Keywords: Occlusal splints; CAD/CAM; Temporomandibular Disorders; Systematic review.

Índice

1. INTRODUÇÃO	1
1.1. DISTÚRBIOS TEMPOROMANDIBULARES	3
1.1.1. <i>Etiologia e Epidemiologia</i>	3
1.1.2. <i>Diagnóstico</i>	4
1.1.3. <i>Tratamento</i>	5
I. TRATAMENTO NÃO INVASIVO	6
II. TRATAMENTO MINIMAMENTE INVASIVO	15
III. TRATAMENTO INVASIVO	15
1.1.4. <i>Métodos de Fabrico das Goteiras Oclusais</i>	16
I. FABRICO CONVENCIONAL	16
II. CAD/CAM	17
1.2. JUSTIFICAÇÃO E OBJETIVOS	21
1.2.1. <i>Justificação</i>	21
1.2.2. <i>Objetivos</i>	22
1.2.3. <i>Hipóteses e Expectativas</i>	23
2. MATERIAIS E MÉTODOS	25
2.1. QUESTÃO DE INVESTIGAÇÃO	27
2.2. ESTRATÉGIA DE PESQUISA	28
2.3. REGISTO DA REVISÃO SISTEMÁTICA	29
2.4. SELEÇÃO DOS ESTUDOS	29
2.5. EXTRAÇÃO DE DADOS	30
2.6. AVALIAÇÃO DA QUALIDADE DOS ESTUDOS SELECIONADOS	31
3. RESULTADOS	33
3.1. RESULTADOS DA PESQUISA	35
3.2. CONFIABILIDADE ENTRE AVALIADORES	35
3.3. AVALIAÇÃO DA QUALIDADE	37
3.4. CARACTERÍSTICAS GERAIS DOS ESTUDOS	38
3.5. CARACTERÍSTICAS GERAIS E OBJETIVOS PROPOSTOS	40
3.6. RESINAS ACRÍLICAS E MEIO DE PROCESSAMENTO	41

3.7. PARÂMETROS AVALIADOS	45
3.8. PROPRIEDADES AVALIADAS	46
3.8.1. <i>Propriedades Físicas e Mecânicas</i>	48
4. DISCUSSÃO	57
4.1. DUREZA	59
4.2. RESISTÊNCIA À FLEXÃO	62
4.3. MÓDULO DE FLEXÃO	64
4.4. MÓDULO DE ELASTICIDADE	65
4.5. ABSORÇÃO E SOLUBILIDADE DE ÁGUA	66
4.6. ESTABILIDADE DA COR	70
4.7. RUGOSIDADE DE SUPERFÍCIE	71
4.8. TENACIDADE E RESISTÊNCIA À FRATURA	72
4.9. DESGASTE	73
4.10. LIMITES	77
4.11. SIGNIFICADO CLÍNICO	78
5. CONCLUSÃO	81
6. REFERÊNCIAS	85
7. ANEXOS	97
7.1. ANEXO I	99
7.2. ANEXO II: FLUXOGRAMA PRISMA	103
7.3. ANEXO III: REGISTO NO PROSPERO	105
7.4. ANEXO IV: JOANNA BRIGGS INSTITUTE CRITICAL APPRAISAL CHECKLIST FOR QUASI-EXPERIMENTAL STUDIES	107
7.5. ANEXO V	109
7.6. ANEXO VI	111

Índice de Tabelas

Tabela 1: Indicação das Goteiras Oclusais.....	7
Tabela 2: Resumo das diferentes Goteiras Oclusais e suas aplicações clínicas.	8
Tabela 3: Ação e limitação das Goteiras Oclusais.....	9
Tabela 4: Aplicações clínicas da impressão 3D e suas vantagens.....	21
Tabela 5: Questão PICO.	28
Tabela 6: Equação de Pesquisa usada na PubMed/Medline®.	28
Tabela 7: Equação de Pesquisa usada na Web of Science®.....	28
Tabela 8: Equação de Pesquisa usada na Cochrane Collection.	29
Tabela 9: Critérios de Inclusão e Exclusão dos artigos obtidos.....	29
Tabela 10: Interpretação Estatística da Concordância Interavaliadores (Cohen's Kappa).....	30
Tabela 11: Interpretação do Risco de Viés.....	31
Tabela 12: Estudos incluídos, na revisão sistemática.	37
Tabela 13: Confiabilidade entre avaliadores.....	37
Tabela 14: Avaliação da qualidade usando JBI Checklist para estudos quase-experimentais.	38
Tabela 15: Informações gerais sobre os estudos incluídos.	39
Tabela 16: Objetivos e parâmetros avaliados nos estudos incluídos.	41
Tabela 17: Análise descritiva das resinas estudadas.	42
Tabela 18: Parâmetros e Metodologia dos estudos incluídos.....	46
Tabela 19: Valores médios de dureza ($\pm$ DP), conforme método de fabrico. ..	49
Tabela 20: Valores médios de resistência à flexão ($\pm$ DP), conforme método de fabrico.	50
Tabela 21: Significância dos diferentes materiais, relativamente à Resistência à Flexão.	51
Tabela 22: Valores médios de resistência à fratura ($\pm$ DP), conforme método de fabrico.	52
Tabela 23: Análise descritiva e dispersão dos dados, da resistência média à fratura.....	52

Tabela 24: Valores médios de Rugosidade de Superfície ($\pm$ DP), conforme método de fabrico.....	53
Tabela 25: Significância dos diferentes materiais, relativamente à Rugosidade de Superfície.	54
Tabela 26: Valores médios de desgaste ($\pm$ DP), conforme método de fabrico.	55
Tabela 27: Modalidades e materiais de impressão 3D.	99
Tabela 28: Análise descritiva dos provetes testados.	109
Tabela 29: Parâmetros e Metodologia dos estudos incluídos.....	111

Índice de Figuras

Figura 1: Diagnóstico e terapêutica com recurso à tecnologia CAD/CAM e impressão 3D.	18
Figura 2: Fluxograma PRISMA.....	36
Figura 3: Análise da distribuição gráfica dos estudos analisados.	40
Figura 4: Distribuição cronológica dos estudos analisados.	40
Figura 5: Caraterização dos provetes testados (forma e dimensão).	45

Lista de Abreviações e Acrônimos

- **AF:** Fabrico Aditivo
- **ATM:** Articulação Temporomandibular
- **CAD/CAM:** *Computer-aided design / Computer-aided manufacturing*
- **DMC:** Distúrbios Craniomandibulares
- **DC/TMD:** *Diagnostic Criteria for Temporomandibular Disorders*
- **DTM:** Distúrbios Temporomandibular
- **EMG:** Eletromiografia
- **EVA:** Etilvinilacetato
- **FLP:** Fusão de leito de pó
- **JB:** *Joanna Briggs Institute*
- **MDF:** Moldagem por Deposição Fundida
- **MeSH:** *Medical Subject Headings*
- **PICO:** *Population, Intervention, Comparison, Outcome*
- **PIM:** Posição de Intercuspidação Máxima
- **PMMA:** Polimetilmetacrilato
- **PRISMA:** *Preferred Reporting Items for Systematic Reviews and Meta-Analysis*
- **PROSPERO:** *International Prospective Register of Systematic Reviews*
- **RC:** Relação Cêntrica
- **RDC/TMD:** *Research Diagnostic Criteria for Temporomandibular Disorders*
- **RM:** Ressonância Magnética
- **SB:** *Sleep Bruxism*
- **SLA:** Estereolitografia
- **SLS:** Sinterização Seletiva a Laser
- **STL:** *Standard Tessellation Language*
- **TCFC:** Tomografia Computadorizada de Feixe Cônico

1. INTRODUÇÃO

A Articulação Temporomandibular (ATM), localiza-se no complexo crânio-cérvico mandibular, operando como uma unidade biomecânica esquelética.^(1, 2) Efetivamente, sendo um elemento de junção entre a mandíbula e o osso temporal, esta articulação biguinglimoartrodial composta, possibilita a execução de movimentos de rotação e de translação mandibular.⁽¹⁾

Os Distúrbios Craniomandibulares (DMC), incluem diferentes condições que afetam a anatomia e as características funcionais da ATM⁽¹⁻⁴⁾, envolvendo a musculatura mastigatória e as estruturas adjacentes.^(2, 5, 6) Os Distúrbios Temporomandibulares (DTM), outra designação dos DMC, caracteriza-se como um grupo heterogêneo de patologias com etiologia multifatorial, na qual se realçam os fatores físicos ou a componente biopsicossocial.⁽⁵⁻⁹⁾

1.1. Distúrbios Temporomandibulares

1.1.1. Etiologia e Epidemiologia

A complexidade dos DTM, pela variabilidade de sinais e sintomas, pode resultar na redução da qualidade de vida dos pacientes.^(2, 8, 10) De facto, a tríade de sinais clínicos é descrita como dores musculares e/ou na ATM, sons articulares associados (estalido, estalo ou crepitação) e disfunção (restrição ou desvio nos trajetos mandibulares; movimentos limitados, lentificados ou assimétricos).^(4, 5, 7, 9, 11)

Assim, estima-se que cerca de 75% da população exibe pelo menos um sinal clínico de DTM sendo mais prevalente no género feminino.^(4-7, 9, 11) A dor articular, peri-articular e/ou muscular, é um sintoma de DTM, tendo impacto em cerca de 5% a 12% da população, sendo mais prevalente entre os 20 e os 40 anos.^(3, 8, 10) A literatura refere que os indivíduos com 30 anos, apresentam maior tendência para desenvolverem deslocamento do disco articular, e indivíduos com idade superior a 50 anos, possuem maior propensão a distúrbios articulares inflamatórios/degenerativos.⁽¹¹⁾

Apesar dos DTM serem a causa de dor orofacial mais comum, o seu predomínio é superestimado por semelhança de sintomas com outras patologias como cefaleias, dores dentárias, doenças otológicas e condições neuropáticas.⁽⁶⁾

¹²⁾ De tal modo que cerca de 60% a 70% da população revela sinais da patologia subjacente, contudo apenas um quarto corresponde realmente a sintomatologia de DTM.^(3, 7, 8, 11)

1.1.2. Diagnóstico

Os DTM podem surgir subdivididos em três categorias com base na sua origem (muscular, articular e mista)^(8, 13) sendo um desafio clínico, o seu diagnóstico diferencial, pelo descrito anteriormente.^(5, 8) Assim, é essencial uma anamnese detalhada com especial foco na queixa principal, mas sem esquecer toda a envolvência biopsicossocial do paciente.^(5, 8)

O RDC/TMD (*Research Diagnostic Criteria for Temporomandibular Disorders*), ou mais atualmente o DC/TMD é uma das ferramentas de diagnóstico de DTM mais comumente utilizada e reconhecida pela comunidade científica.^(3, 7) De facto, este instrumento de diagnóstico foi desenvolvido para uma avaliação padronizada de pacientes e uma objetivação no diagnóstico de DTM.^(3, 11)

A utilização de métodos imagiológicos, como meios auxiliares de diagnóstico de DTM podem ser úteis.^(5, 8) Contudo, alguns clínicos, por vezes optam por não empregar sistemas de imagem adicionais devido à disponibilidade técnica, ao custo, e à influência não significativa no plano de tratamento inicial.^(5, 8)

As ortopantomografias, efetivamente, são um método radiológico, que coadjuva na exclusão de diagnósticos diferenciais como fraturas, anquiloses, distúrbios de crescimento e neoplasias.^(5, 8) No entanto, na obtenção de informações diagnósticas mais detalhadas, a ressonância magnética (RM) é o “padrão-ouro” para a análise da ATM.^(5, 8) Assim, este exame radiológico possibilita a análise das estruturas ósseas e dos tecidos moles, sendo indispensável antes de qualquer intervenção cirúrgica.^(5, 8) A Tomografia Computadorizada de Feixe Cônico (TCFC) é similarmente empregada, para uma avaliação mais detalhada da estrutura óssea da ATM.^(5, 8) Inequivocamente, esta modalidade radiográfica, é vantajosa em casos de planeamento de cirurgias ósseas, como eminectomias para luxação da ATM recorrente.^(5, 8) Todavia, provê poucas informações sobre os tecidos moles.^(5, 8) A cintilografia óssea é útil nas condições inflamatórias da ATM, como a osteoartrite e as inflamações articulares.^(5, 8) O crescimento condilar ativo, pode ser detetado no exame de

imagem, porém demonstra uma sensibilidade e uma especificidade consideradas baixas para essa finalidade.^(5, 8)

Além da imagiologia, outras investigações são raramente realizadas para a maioria dos diagnósticos de DTM, a menos que subsistam indicações específicas como, por exemplo, análises em casos de associação de condições sistêmicas (gota ou artrite reumatoide) e biópsias teciduais, através de aspiração, artroscopia ou cirurgia, em casos de diagnóstico incerto de doenças raras ou neoplasias.^(5, 8)

1.1.3. Tratamento

O reconhecimento das causas subjacentes à dor e à disfunção associadas aos DTM é crucial para guiar as decisões terapêuticas adequadas.⁽⁸⁾

Além de intervenções, evidenciadas na redução da dor e na melhoria da função mandibular, a mudança comportamental é elementar na diminuição da tensão e da parafunção.⁽⁸⁾ Contudo, deve-se considerar que a dor crônica tende a tornar-se mais difícil de controlar devido à deterioração psicológica e à somatização.⁽⁸⁾ Por conseguinte, atualmente, o foco do tratamento não permanece correlacionado em restaurar fisicamente a posição do disco em casos de desarranjo interno, exceto quando há inflamação associada ao deslocamento do disco.⁽⁸⁾

As abordagens terapêuticas na gestão dos DTM, podem ser categorizadas em não invasivas (conservadoras), minimamente invasivas e invasivas,^(2, 6, 10) sendo que a eficiência e a eficácia destas modalidades é constantemente avaliada, para otimizar os resultados clínicos.^(8, 10)

As opções conservadoras, frequentemente indicadas nas fases iniciais de tratamento, demonstram menor probabilidade de causar danos e do diagnóstico definitivo permanecer incerto.⁽⁸⁾

Os tratamentos minimamente invasivos, sugerem uma alternativa válida e precoce para ocorrências que se mostram refratárias às abordagens conservadoras, e evitam consequentemente, procedimentos cirúrgicos abertos, anteriormente predominantes.⁽⁸⁾ Contudo, não existe consenso sobre a duração adequada do tratamento minimamente invasivo, antes de considerar a adoção de outras estratégias terapêuticas.⁽⁸⁾

I. TRATAMENTO NÃO INVASIVO

O tratamento não invasivo é sempre a primeira opção em casos de DTM. Incluem-se neste grupo as técnicas de terapia comportamental, a farmacoterapia e a fisioterapia.^(3, 5, 8) Por não fazerem parte dos objetivos do nosso estudo focaremos a nossa atenção apenas nas Goteiras Oclusais.^(3, 5, 8)

Goteiras Oclusais

A terapia de DTM com o recurso a Goteiras Oclusais ou dispositivos de interposição maxilar, combina a arte e a ciência, para promover a harmonia neuromuscular no sistema mastigatório, e gerar uma desvantagem mecânica às forças parafuncionais, coadjuvando no equilíbrio e na interação entre os músculos da mastigação, o disco articular, os ligamentos, as estruturas ósseas, os dentes e os tendões, utilizando dispositivos removíveis.^(2, 14-17)

As Goteiras Oclusais, empregues desde o século XVIII, surgem como a abordagem clínica comumente usada nas fases iniciais do tratamento ambulatorio, devido à sua facilidade de uso, ao baixo custo, aos riscos mínimos e às amplas indicações, como “estabilização oclusal no tratamento de DTM, uso como guia diagnóstico prévio a intervenções extensas ou mais invasivas, suporte durante radioterapia, posicionamento oclusal adequado, além de prevenir o desgaste da dentição ou danos a materiais restauradores frágeis, como cerâmicas.”^(5-8, 10, 15, 18, 19) Além disso, proporciona alívio significativo da dor em pacientes com DTM, por descompressão articular conformando um aumento da abertura máxima da boca e diminuição dos sons articulares.^(7, 8) Contudo, não reduz a dor em pacientes com osteoartrite e há dúvidas acerca do efeito benéfico deste dispositivo, que pode ser atribuído ao efeito placebo.^(7, 8) As Goteiras Oclusais estão indicadas no tratamento de diversas patologias, como consta na Tabela 1.

Tipos de Goteiras Oclusais

No tratamento de DTM, distintos tipos e configurações de aparelhos oclusais, têm sido amplamente descritos. Dawson, por sua vez, categoriza em goteiras permissivas, goteiras diretivas/não permissivas e goteiras pseudo-permissivas com diferentes aplicações clínicas – Tabela 2.^(2, 4)

Tabela 1: Indicação das Goteiras Oclusais.

Patologia	Aplicações
Distúrbios Temporomandibulares	- Dor Miofascial - Distúrbios do disco - Atrite da Articulação Temporomandibular
Outros Distúrbios de Dor	- Dor de cabeça
Distúrbios Motores e do Sono	- Bruxismo do sono - Apneia do sono - Doença de Parkinson - Discinesia oral tardia
Reabilitação Oclusal	- Ortodontia - Periodontologia - Prostodontia - Mordida fantasma
Outros (prevenção de trauma, hábitos)	- Bruxismo diurno - Desporto - Morder a bochecha ou roer unhas - Terapia electroconvulsiva - Queimadura, na comissura labial - Refluxo esofágico - Sinusite

Fonte 1: Dao TT, Lavigne GJ. Oral splints: the crutches for temporomandibular disorders and bruxism? Crit Rev Oral Biol Med. 1998;9(3):345-61.⁽²⁰⁾

Dos diferentes tipos de goteiras utilizadas no tratamento do DTM, as que reúnem maior consenso na literatura científica é a goteira estabilizadora (também designada de goteira de miorrelaxamento, goteira de Michigan ou goteira de oclusão em relação cêntrica).

Estes tipos de aparelhos de interposição maxilar influenciam a relação entre a mandíbula e a maxila, sendo utilizados tanto para diagnóstico quanto para terapia de DTM.^(10, 21) Apesar das variações de *designs*, culminam no objetivo comum de separar o côndilo da fossa articular e do disco articular.⁽⁵⁾ Desta forma, alivia a carga sobre o côndilo, oferecendo a proteção à ATM e ao disco articular contra a degeneração e a tensão articular excessiva.⁽⁵⁾

Estes dispositivos oclusais, de carácter terapêutico, assumem como mecanismos de ação^(4, 5, 10, 12, 15, 19):

- Desprogramação oclusal ou reposição mandibular;
- Promoção do relaxamento muscular;
- Interferência nos hábitos parafuncionais;
- Proteção dos dentes e das estruturas maxilares contra pressões exercidas durante o sono;

- Normalização da propriocepção do ligamento periodontal;
- Modificação do espaço articular da mandíbula;
- Redistribuição das forças de cisalhamento condilar;
- Modificação da dimensão vertical ou a criação de uma anteposição mandibular;
- Impedem a posição habitual de máxima intercuspidação (PIM) (cerrar os dentes e pressão da língua);
- Promove contactos adequados e uniformes em todos os dentes;
- Auxilia o côndilo na Relação Cêntrica, proporcionando um novo equilíbrio muscular e articular.

Tabela 2: Resumo das diferentes Goteiras Oclusais e suas aplicações clínicas.

	Tipos de Goteiras Oclusais	Aplicação
Permissivas	Goteira Estabilizadora (Miorrelaxamento ou de Michigan)	- Estabilidade Oclusal - Relaxamento Muscular - Desprogramação da posição mandibular - Alteração da dimensão vertical
	Plano de Mordida Anterior	<u>Mini Aparelho Anterior:</u> - Reduz a força de contração dos músculos - Reduz o movimento parafuncional - Descarrega a ATM <u>Plano de Mordida Anterior Tradicional:</u> - Reduz as forças de aperto no músculo mastigatório
Diretivas ou Não Permissivas	Goteira de Reposicionamento Anterior	- Cliques Recíprocos - Estabilidade da relação côndilo-disco - Evita a compressão do tecido retrodiscal
	Plano de Mordida Posterior	- Produz uma relação maxilo-mandibular horizontal e alterações na dimensão vertical
	Goteira de Distração	- Distúrbios discais internos ou inflamação intracapsular, por distração condilar
Pseudo-permissivas	Goteira Hidrostática	- Reposicionamento mandibular
	Goteira de Borracha Macia	- Reduz dor ou desconforto, mialgia - Previne bruxismo e apertamento dos dentes - Uso por atletas, como aparelho de proteção

Fonte 2: Dhannawat P, S. Shrivastav, K. Ranjit, S. Banerjee. Different types of occlusal splint used in management of temporomandibular joint disorders:A review. Eur J Mol Clin Med. 2020;7(7):1787-94.⁽²⁾

Pelo exposto as principais indicações deste tipo de Goteiras Oclusais são: mialgia, artralgia, mioespasmos, miosite, antecedentes de trauma ou condições

inflamatórias articulares, atividade parafuncional (bruxismo), oclusão instável e sintomas relacionados ao *stress*, cefaleias tensionais e dores cervicais de origem muscular.⁽¹⁵⁾ Para além das indicações terapêuticas, as Goteiras Oclusais fornecem informações de diagnóstico importantes que permitem avaliar a função, reconhecer invasões da zona neutra, diagnosticar hábitos parafuncionais (padrões de desgaste), determinar as necessidades de guia anterior e obter dados sobre a dimensão vertical (definição de alturas e formas das cúspides).^(17, 19) Além disso, auxilia na determinação de configurações oclusais e seleção de materiais favoráveis às angulações e cargas, a que são sujeitas.^(14, 17)

Tabela 3: Ação e limitação das Goteiras Oclusais.

O que as Goteiras Oclusais podem fazer	O que as Goteiras Oclusais não podem fazer
• Diminui/altera a carga na ATM, reduzindo a intensidade da força, frequência e/ou duração das atividades parafuncionais orais • Reduz brevemente a atividade muscular introduzindo um “corpo estranho”, na plataforma oclusal • Reduz a intensidade da dor de cabeça ou frequência, se for desencadeada por mialgia ou artralgia induzida por SB • Melhora o desarranjo interno sintomas de travamento/ travamento ao acordar relacionados à forte atividade muscular noturna (apertamento/ranger) • Interrompe engramas neuromusculares que determinam as relações ATM-fossa (“desprogramação”) • Protege as superfícies oclusais de dentes e restaurações dentárias de forças SB	• Descarrega a ATM distraindo o côndilo ou girando sobre os contactos molares • Retreina os músculos, para serem menos ativos, após a remoção da goteira • Alivia as condições de dor de cabeça que são principalmente de origem neurovasculares ou vasculares • Recapturar discos deslocados, melhora a cicatrização do tecido retrodiscal, previne a progressão de ADDR, para ADD-NR • Reduz ou elimina permanentemente atividades SB • Estabelece a dimensão vertical “correta” de oclusão

Fonte 3: Klasser GD, Greene CS. Oral appliances in the management of temporomandibular disorders. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 2009 Feb;107(2):212-23.⁽²²⁾

Os pacientes que se adaptam rapidamente à Goteira Oclusal, demonstram predominantemente problemas musculares.⁽¹⁴⁾ Enquanto que, se a sintomatologia agravar, pode indicar, potencialmente alguma patologia relacionada com deslocamento do disco articular, ou um erro inicial de diagnóstico.⁽¹⁴⁾ Assim, identifica-se se a origem relaciona-se com um distúrbio intracapsular ou extracapsular.⁽¹⁷⁾ Portanto, embora os dados de diagnóstico sejam úteis, é de salientar que apresentam limitações e, por conseguinte, devem

ser convencionados com uma avaliação detalhada da DTM e da oclusão.⁽¹⁴⁾ Complementando o que foi dito até ao momento, as goteiras estabilizadoras têm demonstrado **ações benéficas** a diferentes níveis que passamos a expor:

Relação Cêntrica

A Relação Cêntrica (RC), exibe uma papel crucial no equilíbrio do sistema estomatognático, definindo-se por "uma relação clinicamente determinada da mandíbula com a maxila, em que os complexos disco-condilares estão posicionados na sua posição mais superior anterior e centrada nas fossas articulares e contra a inclinação distal da eminência articular".⁽²³⁾ Contrariamente, às outras posições, é independente do suporte dentário e é consistentemente reproduzível.^(14, 18)

O arranjo ideal entre ATM, disco articular e musculatura mastigatória, é conseguido, através do posicionamento adequado do côndilo sobre o disco, na localização ântero-superior, possibilitando o relaxamento do músculo pterigóideo lateral, conservando a sua posição fisiológica.^(14, 17, 18) Assim, a RC, quando desalinhada, é um fator determinante, para o desenvolvimento da DTM, uma condição frequentemente atribuída à sobrecarga aguda ou crónica desta articulação.^(14, 18) A terapia, com recurso a Goteiras Oclusais, deve utilizar a RC como posição ideal de tratamento.^(14, 17)

Estabilidade Postural

Um estudo prospetivo ao avaliar os efeitos das Goteiras Oclusais na postura, demonstrou que estes dispositivos, aumentam o controlo postural e o equilíbrio, em todos os domínios relacionados com o movimento.⁽¹⁵⁾ Indubitavelmente, sendo a postura definida, como a posição do corpo humano no espaço, é essencial, para a manutenção do equilíbrio entre os ciclos mastigatórios, pois qualquer desequilíbrio pode impactar o equilíbrio postural do corpo.⁽¹⁵⁾

Estabilidade Oclusal

As Goteiras Oclusais mostram eficácia na redução dos sintomas de DTM e são consideradas capazes de aliviar as respostas neuromusculares produzidas por interferências oclusais.⁽¹⁹⁾

As interferências dentárias, no arco de fecho em RC, ativam os músculos pterigóideos laterais desencadeando mudanças na atividade muscular

coordenada, evidenciando a importância de uma oclusão estável, para o equilíbrio neuromuscular.⁽¹⁹⁾

Interferências Oclusais

O contacto dentário ocorre somente durante uma parte limitada do dia, estimando-se aproximadamente 26,5 minutos por dia, ou seja, cerca de 1,8% do ciclo de 24 horas.⁽²⁰⁾ As interferências oclusais, podem induzir *feedback* sensorial, como dor de pressão afetando os reflexos mandibulares, o nível de atividade muscular e a posição da mandíbula.⁽²⁰⁾ As Goteiras Oclusais são eficazes, porque restringem o contacto dentário, alteram a introdução propriocetiva periodontal no sistema nervoso central e proporcionam ao paciente um "esquema oclusal sem interferências" ou "ideal".⁽²⁰⁾

Mudança da Dimensão Vertical

As Goteiras Oclusais, restauram a dimensão vertical de oclusão (DVO), que pode ter sido reduzida, devido ao desgaste dentário ou à perda de dentes posteriores.^(15, 20) Efetivamente, múltiplos aumentos de DVO, obtidos através das Goteiras, transparecem numa diminuição imediata na atividade eletromiográfica (EMG) dos músculos elevadores da mandíbula, não existindo dados, que corroborem os efeitos a longo prazo. Contudo, uma diminuição na atividade EMG, após um aumento na DVO não implica necessariamente que a perda de DVO cause um aumento patológico na atividade EMG.^(15, 20)

Propriocepção do Ligamento Periodontal

As fibras propriocetivas presentes nos ligamentos periodontais de cada dente conduzem sinais ao sistema nervoso central (SNC), desencadeando padrões musculares protetores, prevenindo a sobrecarga nos dentes.⁽¹⁴⁾

As Goteiras Oclusais, proporcionam o equilíbrio da propriocepção, minimizando e modulando a resposta propriocetiva.⁽¹⁴⁾ Deste modo, é demonstrado que a musculatura se adapta imediatamente ao contacto dentário, sendo o *feedback* aferente periodontal (propriocepção) responsável por essa rápida adaptação.⁽¹⁴⁾

Redução dos Níveis de Hipoxia Celular

A hipoxia celular, ocorre quando a pressão de perfusão capilar, apresenta valores superiores a 25 mmHg, que podem suceder em situações de aperto dentário, num paciente que não faz uso de uma goteira, podendo exceder

os 200 mmHg.⁽¹⁷⁾ Com efeito, o uso de dispositivos oclusais, demonstrou que a pressão mantém-se inferior a 25mmHg, não se verificando pressões significativas, nem mesmo pressões de hiperfusão capilar, fornecendo suporte à eficácia, particularmente sobre uma perspetiva molecular.^(14, 17)

Proteção da ATM em pacientes com Bruxismo

O bruxismo pode ser definido como o ato de apertar ou ranger os dentes de forma não funcional, que pode ocorrer de forma consciente (vigília) ou inconsciente (sono), sendo ponderado como um dos fatores etiológicos, mais comuns de DTM e desgaste dentário.^(15, 17, 19, 21, 24) A associação deste hábito parafuncional e DTM não é necessariamente epidemiologicamente consistente, uma vez que apesar de afetar entre 6,5% e 88% da população⁽¹⁷⁾, o bruxismo é mais prevalente em crianças e diminui na idade adulta.^(14, 19, 20) Contrariamente, a prevalência da DTM é reduzida em crianças.^(14, 19, 20) A força média gerada pela mastigação normal é de 73.482 Kg, mas, durante episódios de bruxismo, a força pode atingir cerca de até seis vezes esse valor, sendo a maior força registada num indivíduo com bruxismo de 442.25kg.^(14, 17, 19) Por isso, pacientes com bruxismo, que não usam Goteiras Oclusais, possuíam oito vezes, mais probabilidade de fraturar facetas de cerâmica, comparativamente a pacientes que as usavam.⁽¹⁵⁾ As Goteiras Oclusais, apesar de não impedirem o bruxismo, redistribuem as forças geradas ao longo do sistema mastigatório⁽¹⁷⁾, protegendo os dentes, as bochechas e a língua, diminuindo a frequência dos episódios, não afetando diretamente a intensidade desses episódios, melhorando os movimentos mandibulares, a dor crónica e a intensidade da dor.^(15, 17, 19, 24)

Relaxamento Muscular: Stress e Cefaleias

As Goteira Oclusais proporcionam contactos de igual intensidade em todos os dentes, com desocclusão dos dentes posteriores e orientação condilar adequada, durante os movimentos funcionais mandibulares, tendo o potencial de relaxar tanto os músculos elevadores, quanto os músculos posicionadores da mandíbula.⁽¹⁴⁾ Assim, demonstram ser um meio eficaz, que permite a alteração temporária da oclusão, reduzindo sintomas agudos e crónicos da hiperatividade muscular.^(14, 15) Para além disso, a sua eficácia é frequentemente associada à diminuição dos sinais eletromiográficos (EMG)

nos músculos temporais, que exibem alterações mais significativas em comparação com os músculos masséteres.^(14, 15)

A dor relacionada com o *stress*, como a cefaleia tensional (sintoma comum entre pacientes com DTM) e dor cervical de origem muscular, diminui significativamente com a utilização de Goteiras Oclusais.^(15, 19) A hiperatividade dos músculos temporais, que está correlaciona às cefaleias tensionais, além de atuar como um estímulo nocivo, para alterações vasculares simpáticas, pode provocar enxaquecas.^(15, 19)

Características das Goteiras Oclusais

As Goteiras Oclusais, são dispositivos de interposição maxilar que aumentam a conscientização do paciente para os seus hábitos mandibulares e favorecem a posição fisiológica de repouso da mandíbula influenciando a oclusão e a atividade muscular.^(2, 4, 16, 21, 25) No entanto, as Goteiras Oclusais, não devem ser usadas por mais de 4 a 6 semanas, pelo risco de alterações oclusais irreversíveis.^(12, 24) Atualmente, estes dispositivos podem ter diferentes apresentações não havendo consenso sobre qual o *design* mais indicado,⁽⁸⁾ porém alguns requisitos têm de ser cumpridos, como a estabilidade, o conforto, a estética, o equilíbrio em RC, contactos uniformes e puntiformes, desocclusão posterior e transições suaves nas excursões laterais e protrusivas.^(2, 4, 14, 16, 19, 26) O comprimento da goteira, em lingual e em vestibular, deve ser adaptado conforme a necessidade de retenção, determinada pelo tamanho e formato dos dentes.⁽¹⁴⁾ Quanto mais curta e fina, maior será o conforto, a dicção e a postura lingual.⁽¹⁴⁾ Em vestibular, requer ser suficientemente espessa, para garantir a resistência, sem interferir nas zonas neutras, devido ao "aprisionamento" dos lábios.⁽¹⁴⁾ Além disso, a adesão do paciente ao tratamento, também é um fator determinante para o sucesso do dispositivo.^(14, 26)

Goteira Oclusal Completa Vs Parcial

O uso de Goteiras Oclusais Completas, é mais indicado do que as Goteiras Oclusais Parciais.⁽¹⁹⁾ As Goteiras Parciais apresentam um risco acrescido de migração dentária irreversível (extrusão, intrusão e laterotrusão), pela ausência de estabilização com o arco antagonista.⁽¹⁹⁾ O risco de aspiração ou deglutição da Goteira Parcial deve ser considerado, dada a pequena dimensão do dispositivo.⁽¹⁹⁾

Goteira Oclusal Mandibular Vs Maxilar

A opção por uma Goteira Oclusal Mandibular ou uma Goteira Oclusal Maxilar, segue princípios fundamentais como priorizar a arcada com maior ausência de dentes, para maximizar o efeito estabilizador, criando pontos adicionais de contacto oclusal.^(12, 19)

A Goteira Oclusal Mandibular, no entanto, é geralmente eleita, dado que fornece a vantagem de facilitar uma posição de repouso mais adequada para a língua, que fisiologicamente deveria repousar no palato.⁽¹⁹⁾ Em casos de disfunção lingual, estes dispositivos, atuam como recurso clínico, impedindo a ação inadequada da língua.⁽¹⁹⁾ Assim, favorecem o reposicionamento apropriado na arcada inferior, promovendo uma função fisiológica mais equilibrada.⁽¹⁹⁾ Por outro lado, a Goteira Oclusal Maxilar, é preferível em situações clínicas de sobremordida acentuada, como más oclusões Classe II de Angle.⁽¹⁹⁾

Goteira Oclusal Lisa Vs Indentada

As Goteiras Oclusais, podem deter rampas ou "indentações", que posicionam e fixam a mandíbula em determinada posição, como a Goteira de Reposicionamento Anterior.⁽¹⁹⁾ No entanto, a maioria das Goteiras Oclusais devem ter as superfícies oclusais lisas, que permitem que os dentes se movimentem livremente sobre a sua superfície.⁽¹⁹⁾

Goteira Oclusal Dura Vs Mole

As Goteiras Oclusais rígidas, confeccionadas com resina acrílica de PMMA (polimetilmetacrilato), curada quimicamente ou processada por calor/pressão^(6, 17, 27), evidenciam ser mais eficazes na redução da hiperatividade muscular em comparação com as goteiras moles em pacientes com DTM, sendo atualmente, as mais utilizadas na prática clínica.^(5, 16, 18, 19, 28) Estes dispositivos, detêm a vantagem de oferecer uma superfície oclusal resistente, maior retenção, menor porosidade, simples de higienizar e de fácil ajuste, garantindo a manutenção da sua forma ao longo do tempo, logo conferindo maior durabilidade.^(25, 27) Contudo, em alguns casos, provoca alterações oclusais significativas, o que não é aceitável do ponto de vista clínico.^(6, 25) Especial atenção deve ser dada às crianças em período de crescimento craniofacial, não devem utilizar a goteira, por

períodos longos de tempo, visto que pode interferir com o seu padrão normal de crescimento.⁽¹⁶⁾

As Goteiras Oclusais moles, fabricadas a partir de polímeros como etilvinilacetato (EVA)^(3, 27) ainda são utilizadas, destacando-se pela simplicidade no processo de confecção, além de apresentarem uma superfície oclusal maleável que pode ser facilmente ajustada.^(6, 19, 25) No entanto, apesar da sua simplicidade de uso, apresentam desvantagens como a promoção da hiperatividade muscular e deterioração rápida.⁽⁶⁾ Por isso, estes dispositivos, não estão indicados para a redução de atividades parafuncionais em pacientes com sintomas, visto que é inviável equilibrar uma Goteira Oclusal mole, o que resulta numa relação intermaxilar descontrolada.^(6, 19, 28) Por isso, são indicadas, para o uso de curto prazo, em pacientes com dor aguda e/ou sintomas de disfunção causados por trauma agudo.⁽¹⁶⁾ Além disso, crianças com dentição decídua, se apresentarem sinais e sintomas de bruxismo grave, pode auxiliar, enquanto os maxilares se desenvolvem.⁽¹⁶⁾ Geralmente, são fabricadas para a mandíbula podendo ser realizadas rapidamente em consultório.⁽¹⁶⁾

II. TRATAMENTO MINIMAMENTE INVASIVO

Entre as técnicas minimamente invasivas de tratamento dos DTM, a literatura realça o agulhamento seco e acupuntura, a injeção intra-articular particularmente com corticosteroides ou com ácido hialurónico e as técnicas de artrocentese/artroscopia.^(3, 5, 8) Qualquer uma das técnicas não é consensual e alvo de discussão entre os especialistas envolvidos.^(3, 5, 8)

III. TRATAMENTO INVASIVO

No que diz respeito aos tratamentos invasivos, estes têm indicações muito particulares dadas as possíveis complicações secundárias inerentes.^(5, 8) De entre estes procedimentos destaca-se a artroplastia e a substituição total da ATM.^(5, 8)

1.1.4. Métodos de Fabrico das Goteiras Oclusais

As principais técnicas de fabrico, para Goteiras Oclusais, podem ser divididas em duas categorias: convencional e CAD/CAM (subtrativa ou aditiva).^(29, 30)

I. FABRICO CONVENCIONAL

O fabrico convencional de Goteiras Oclusais compreende o registo interoclusal da mordida⁽³¹⁾, obtenção de impressões em alginato das arcadas inferior e superior, que posteriormente, são vazadas a gesso, culminando em modelos de trabalho, sobre os quais as goteiras posteriormente são fabricadas.^(30, 31)

As Goteiras Oclusais de fabrico convencional, podem ser obtidas de duas formas:

1. Utilizando placas de vácuo termoformadas, através de um processo, no qual uma placa termoplástica é aquecida e adaptada sobre o modelo de gesso, previamente preparado.⁽³⁰⁾
2. Por enceramento de goteira no modelo, seguido de substituição desse padrão, por uma mistura de líquido e pó de PMMA.^(26, 30, 32)

A polimerização direta do polimetilmetacrilato (PMMA), é considerada o “padrão ouro” no fabrico de Goteiras Oclusais devido à sua comprovada eficácia clínica e excelentes propriedades mecânicas, nomeadamente a resistência à fratura e à deformação.^(30, 33, 34)

Apesar do referido, a técnica de fabrico convencional aplicada na confeção de Goteiras Oclusais demonstra desvantagens significativas, como o longo tempo de trabalho, a libertação de monómero residual que permanece após o processo de polimerização e a contração de polimerização, que afeta a adaptação do dispositivo e a sua durabilidade.^(30, 33, 34)

Efetivamente, esses fatores podem comprometer as propriedades mecânicas, alterando o desempenho clínico, a durabilidade do dispositivo e aumentando a suscetibilidade à fratura.^(30, 33)

II. CAD/CAM

O avanço das tecnologias, como o CAD/CAM (desenho auxiliado por computação e manufatura auxiliada por computação), inclui métodos subtrativos, como a fresagem de blocos pré-fabricados de PMMA, e aditivos, como a impressão 3D, o que revolucionou a confecção das Goteiras Oclusais, a partir de modelos digitais.^(26, 30, 33-36)

O *software* CAD, primeiramente utilizado em setores como o *design*, a indústria e a engenharia, foi implementado, à *posteriori*, em vários campos da Medicina (cirurgia maxilo-facial, cirurgia plástica, cardiologia, traumatologia e neurocirurgia).⁽³⁷⁻⁴⁰⁾ Estes *softwares*, também são úteis na comunicação médico-paciente e professor-estudante através do recurso a imagens digitais.⁽³⁹⁻⁴²⁾

Na Medicina Dentária, a tecnologia CAD/CAM, foi introduzida pela primeira vez em 1985, na confecção de incrustações cerâmicas, com a finalidade de automatizar o processo, de reduzir o tempo e de diminuir os custos, relativamente aos procedimentos convencionais.^(30, 36, 43) Para além disso, a simplicidade de uso, a longevidade e o espaço de armazenamento (disco rígido, em vez de espaço físico), foram propriedades que despertaram interesse e contribuíram para a evolução e o investimento nesta tecnologia.^(30, 41, 44)

Basicamente, a produção de dispositivos médicos recorrendo a tecnologia CAD/CAM, envolve três etapas principais:^(30, 38)

1. Obtenção de dados por meio de um *scanner* intraoral ou de um modelo de gesso;
2. Uso de *software* para desenhar “trabalho” virtualmente;
3. Fabrico do dispositivo por um sistema automatizado.

O processo inicia com a captura de imagem, através de *scanners* intraorais 3D, um método direto de digitalização da cavidade oral.^(30, 38) Alternativamente, os modelos de gesso obtidos analogicamente podem ser digitalizados em laboratório utilizando *scanners* óticos de mesa (método indireto).^(30, 38) Esses dados tridimensionais são convertidos num ficheiro STL (*Standard Tessellation Language*), no qual se desenha o dispositivo intraoral e subseqüentemente, é fabricado por impressão 3D ou fresagem – Figura 1.^(35, 38)

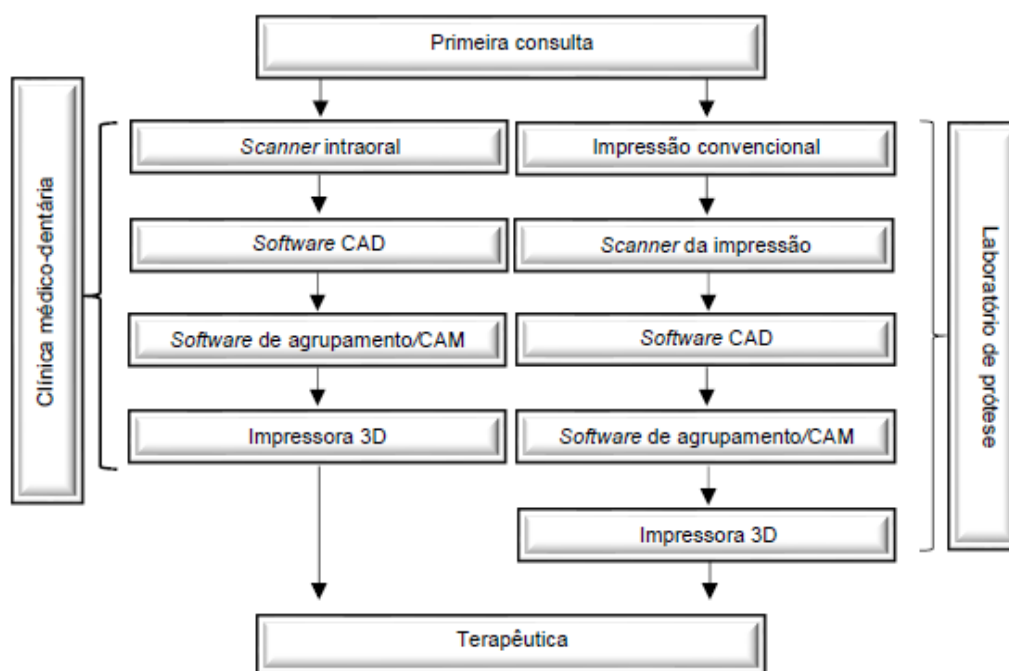


Figura 1: Diagnóstico e terapêutica com recurso à tecnologia CAD/CAM e Impressão 3D.

A evolução do fabrico digital revolucionou a prática clínica melhorando a qualidade e a precisão dos produtos finais.⁽⁴¹⁾ Deste modo, dependendo da localização dos componentes dos sistemas CAD/CAM, pode-se subdividir em três conceitos de produção: produção em consultório, produção laboratorial e produção centralizada.⁽⁴⁵⁾

Entre as principais vantagens da tecnologia CAD/CAM, destaca-se a rapidez de execução e a qualidade dos produtos fabricados, que garante reprodutibilidade, ajustes e reparos com facilidade.^(38, 41) Assim, a precisão no planeamento informatizado, resulta numa reprodução exata das características anatómicas do paciente.^(37, 41)

A comunicação entre Médicos Dentistas e Técnicos de Laboratório é otimizada, simplificando a troca de informações.⁽⁴¹⁾ Para além disso, há uma relação Médico-Paciente mais interativa, permitindo ao clínico simular e exibir o resultado final do tratamento no computador. Deste modo, o paciente pode visualizar e compreender o tratamento proposto por meio de pré-visualização tridimensional.⁽⁴¹⁾

Assim, devido à maior previsibilidade nos procedimentos clínicos e no fabrico de dispositivos com alta precisão, verifica-se uma tendência decrescente no uso

de técnicas convencionais.⁽⁴³⁾ A necessidade não intensiva de mão de obra possibilita que os Técnicos de Prótese se concentrem nos aspetos estéticos do fabrico como, por exemplo, na estratificação estética da cerâmica.⁽⁴³⁾

Fabrico Subtrativo

O fabrico subtrativo, amplamente utilizado na Medicina Dentária digital, baseia-se na fresagem de goteiras a partir de discos pré-fabricados de PMMA, com recurso a instrumentos rotatórios de corte, para a remoção de material excedente.^(29, 33, 35, 46)

Historicamente, esta técnica esteve fortemente associada ao fabrico de facetas, *inlays*, *onlays*, coroas e Goteiras Oclusais.⁽³⁰⁾ Para além disso, diversos materiais podem ser manipulados, como ceras, polímeros, metais e cerâmicas (vitrocerâmicas, polímeros reforçados com partículas cerâmicas, cerâmicas híbridas e cerâmicas policristalinas).⁽³⁰⁾

Assim, o fabrico CAM subtrativo continua a ser uma das principais técnicas, que proporciona excelente adaptação, durabilidade e otimização das propriedades mecânicas dos dispositivos intra-orais.⁽³⁰⁾

Apesar do referido a técnica subtrativa apresenta desvantagens, como a limitação na espessura dos discos disponíveis, os elevados custos, os resíduos gerados e perda de mais de 70% do material, durante o processo.^(30, 33, 47) Além disso, apesar de produzir objetos com alguma precisão, demonstra uma capacidade limitada em anatomias complexas, sendo um procedimento demorado.⁽⁴⁷⁾

Fabrico Aditivo

A partir de 2009, as impressoras 3D, tornando-se mais acessíveis, possibilitam a diversificação das suas aplicações.^(29, 38)

De facto, o fabrico aditivo (AF), prototipagem rápida ou fabrico em camadas, tem-se consolidado como uma alternativa eficiente na Medicina Dentária, destacando-se pela capacidade de criar objetos tridimensionais complexos a partir de dados digitais. Este processo, envolve a adição de materiais, como compósitos, metais ou cerâmicas, camada por camada, ao contrário dos métodos subtrativos, como a fresagem.^(30, 31, 35, 37, 38, 40, 44, 46-50)

O processo de AF, baseia-se em três etapas fundamentais: a aquisição de dados, por meio de *scanners* intraorais ou digitalização a laser, o

processamento de dados em *softwares* CAD e o fabrico de objetos por tecnologias como estereolitografia e jateamento.^(29, 30, 32, 33, 38, 46-48) Para além, dessas categorias outras podem ser enumeradas como a extrusão de material ou a Modelagem por Deposição Fundida (MDF), o jateamento de ligante, a Fusão de Leito de Pó (FPB), a laminação de folhas e a deposição de energia direta (Anexo I).^(26, 30, 46-48)

Efetivamente, o AF, é amplamente utilizado para a produção de *onlays* e de *inlays* de coroas (restaurações intra e extracoronários), de próteses parciais fixas e de próteses maxilofaciais.^(29, 30, 35, 36, 38, 39, 47) Contudo, devido aos resultados promissores em termos de resistência mecânica e ajuste, tem sido amplamente aplicada na criação de guias cirúrgicas, alinhadores, Goteiras Oclusais e dispositivos ortodônticos, beneficiando-se da precisão e adaptabilidade do processo.^(30, 37, 46, 48)

Nas principais vantagens do AF, permanecem a capacidade de fabricar rapidamente lotes únicos, produtos de pequenas dimensões, dispositivos com estruturas complexas, moldes e modelos utilizando menos material em comparação com métodos convencionais, como a fresagem, o que resulta em menor desperdício, redução de custos e menor intervenção humana, durante o processo.^(30, 40, 46, 48) Além disso, a impressão 3D, proporciona flexibilidade de *design* e personalização, possibilitando ajustar as propriedades mecânicas e estéticas dos dispositivos durante o fabrico, um benefício não possível na manufatura subtrativa, onde as características do material são pré-determinadas – Tabela 4.^(30, 38, 46)

Contudo, existem, alguns desafios, como a limitação da área de impressão, a velocidade de produção e a escassez de dados sobre a durabilidade e o comportamento dos dispositivos produzidos por impressão 3D.^(38, 48) Além disso, o alto custo de processamento e o uso predominante de fotopolímeros nas impressoras limita a gama de resinas disponíveis, sendo desvantajoso, em relação a tecnologias tradicionais.^(38, 40)

Tabela 4: Aplicações clínicas da impressão 3D e suas vantagens.

Campo	Aplicações	Vantagens
Prostodontia	- Coroa e Pontes - Prótese dentárias completas - Estruturas de Prótese Parcial Removível	- Redução do consumo de tempo - Bom ajuste - Bom detalhe de reprodução - Baixo custo - Conveniência e rapidez - Precisão - Adaptabilidade - Pressão de contacto uniforme - Boas propriedades mecânicas
Cirurgia Oral e Maxilofacial	- Goteiras Oclusais - Implantes Cirúrgicos - Próteses - Modelos de Trabalho	- Economia de tempo e custos - Alta resistência mecânica - Porosidade Ajustável - Conveniência e rapidez - Precisão - Melhorar a integridade e a estética - Redução de tempo operatório e riscos
Implantologia	- Guias Cirúrgicas - Moldeiras Individuais	- Redução de erros operacionais - Operação simples - Alta eficiência - Alta precisão
Ortodontia	- Modelos de Trabalho	- Boa qualidade de superfície - Alta resistência ao desgaste

Fonte 4: Tian Y, Chen C, Xu X, et al. A Review of 3D Printing in Dentistry: Technologies, Affecting Factors, and Applications. Scanning. 2021 Jul 17;2021: 9950131.⁽⁴⁰⁾

1.2. Justificação e Objetivos

1.2.1. Justificação

Pelo exposto, em particular a prevalência dos DTM, as indicações terapêuticas das Goteiras Oclusais e a necessidade de aferir as propriedades dos materiais e as técnicas de fabrico justificam uma revisão sistemática desta temática. Na literatura científica, o sistema CAD/CAM, surge maioritariamente, associado à área de Prostodontia, reforçando o facto, que as condições controladas de elevada pressão e de temperatura utilizadas neste processo favorecem uma polimerização mais eficaz das resinas, o que se traduz em melhores propriedades físico-mecânicas quando comparado com os métodos

convencionais, que apresentam maior variabilidade. A adição de agentes inorgânicos, restringe a contração de polimerização dimensional reforçando, assim, as propriedades do dispositivo (dureza, resistência ao desgaste, diminuição da deterioração da superfície e adesão da placa microbiana).⁽³⁶⁾

Atualmente, relativamente à manufatura de próteses totais com o uso da tecnologia CAD/CAM, foram analisados estudos, que concluíram, que as propriedades físicas foram superiores, relativamente às próteses fabricadas, por técnicas laboratoriais convencionais.⁽³⁴⁾ No entanto, existe pouca evidência clínica e científica, acerca da performance das Goteiras Oclusais, confeccionadas com resinas CAM. Por isso, é imprescindível que haja evidência suficiente, para que os Médicos Dentistas, sejam capazes de optar, por este tipo de materiais.

O objetivo desta revisão sistemática é averiguar se a confecção das Goteiras Oclusais, em resina CAM, demonstram propriedades mecânicas e físicas superiores, comparativamente com as Goteiras Oclusais, confeccionadas com resinas convencionais. Esta formulação integra aspetos relacionados, tanto com a performance clínica, como com as propriedades intrínsecas das resinas, garantindo uma abordagem abrangente, para a melhoria dos dispositivos maxilares de interposição.

1.2.2. Objetivos

A revisão sistemática tem como objetivo geral, determinar o desempenho clínico, de Goteiras Oclusais obtidas, por diferentes técnicas de processamento (termopolimerizável VS CAD). Relativamente, aos objetivos específicos, destacam-se:

1. Compreender a influência das técnicas de processamento das resinas utilizadas na confecção de Goteiras Oclusais, nas suas propriedades físicas e mecânicas (dureza, resistência à flexão, módulo de flexão, módulo de elasticidade, absorção de água, estabilidade de cor e rugosidade de superfície).
2. Determinar/aferir o desempenho clínico de Goteiras Oclusais confeccionadas com diferentes resinas.
3. Determinar qual a resina e o método de processamento, mais indicado para a confecção de Goteiras Oclusais em diferentes DTM.

1.2.3. Hipóteses e Expectativas

Baseado em dados da literatura e nas propriedades demonstradas, pelas resinas CAD/CAM estabelecemos as seguintes hipóteses nulas:

H_0 - A técnica de processamento de resinas acrílicas não influencia as propriedades físicas e mecânicas das mesmas.

H_1 - Não existem diferenças no desempenho clínico das Goteiras Oclusais confeccionadas com diferentes resinas.

2. Materiais e Métodos

As revisões sistemáticas são caracterizadas por serem, abrangentes, metódicas, replicáveis e imparciais, abordando questões de pesquisa específicas, com critérios de inclusão e exclusão explicitamente declarados e implementados de forma consistente, oferecendo uma visão abrangente e integrada da evidência científica primária e atual.^(51, 52) Após, metodicamente identificar, avaliar e sintetizar as evidências de alta qualidade, simplificando a compreensão crítica e a identificação de viés na pesquisa existente, procede-se à seleção independente das informações, garantindo que os dados extraídos sejam sintetizados de modo a permitir a formulação de conclusões válidas e logicamente fundamentadas.⁽⁵³⁻⁵⁵⁾

O enfoque na estrutura, na organização e na documentação meticulosa das revisões sistemáticas, tal como em qualquer investigação, deve ser documentado de maneira transparente em todas as suas etapas.⁽⁵⁵⁾ Portanto, a revisão em questão rege-se pelas diretrizes estabelecidas pelo PRISMA (*Preferred Reporting Items for Systematic Reviews and Meta-Analysis*) e utiliza o modelo de fluxograma correspondente, conforme detalhado no Anexo II.^(56, 57)

2.1. Questão de Investigação

O objetivo de uma revisão sistemática baseia-se na resposta a uma questão específica, contudo não excessivamente restritiva.⁽⁵²⁾ Desta forma, a elaboração da questão de investigação baseou-se na sigla PICO. Seguindo um protocolo estruturado que fornece a justificação para a condução das várias etapas do processo de revisão, incluindo a estratégia de pesquisa, a seleção de estudos e a extração de dados.⁽⁵³⁾

A sigla PICO é comumente aplicada, sendo constituída por quatro componentes principais: *Populacion* (P), *Intervention* (I), *Comparison* (C) e *Outcomes* (O).⁽⁵⁸⁾ A Tabela 5, esquematicamente, explicita a questão formulada: As Goteiras Oclusais (P), confeccionadas em resinas CAM (I), comparativamente às Goteiras Oclusais confeccionadas em resinas convencionais (C), apresentam um desempenho clínico superior(O)?

Tabela 5: Questão PICO.

População	Goteiras oclusais
Intervenção	Fabrico com resinas de CAM
Comparação	Fabrico com resinas convencionais
Resultado	Desempenho clínico

2.2. Estratégia de Pesquisa

A pesquisa, efetuou-se em junho de 2024 e repetiu-se em janeiro de 2025 com o auxílio de termos de pesquisa livre e termos MeSH (*Medical Subject Headings*). Os termos foram combinados por meio dos operadores booleanos “AND”, “OR” e “NOT” em três bases de dados online: *PubMed/Medline®*, *Cochrane* e *Web of Science® Central Collection*.^(55, 59)

As estratégias de pesquisa aplicadas em cada uma das bases de dados são detalhadas de maneira extensiva nas Tabelas 6, 7 e 8.

Tabela 6: Equação de Pesquisa usada na PubMed/Medline®.

Equação de Pesquisa: Occlusal Splint AND CAD CAM	
Occlusal Splint	CAD CAM
"occlusal splints"[MeSH Terms] OR ("occlusal"[All Fields] AND "splints"[All Fields]) OR "occlusal splints"[All Fields] OR ("occlusal"[All Fields] AND "splint"[All Fields]) OR "occlusal splint"[All Fields]	"computer-aided design"[MeSH Terms] OR ("computer-aided"[All Fields] AND "design"[All Fields]) OR "computer-aided design"[All Fields] OR ("cad"[All Fields] AND "cam"[All Fields]) OR "cad cam"[All Fields]
("occlusal splints"[MeSH Terms] OR ("occlusal"[All Fields] AND "splints"[All Fields]) OR "occlusal splints"[All Fields] OR ("occlusal"[All Fields] AND "splint"[All Fields]) OR "occlusal splint"[All Fields]) AND ("computer aided design"[MeSH Terms] OR ("computer aided"[All Fields] AND "design"[All Fields]) OR "computer aided design"[All Fields] OR ("cad"[All Fields] AND "cam"[All Fields]) OR "cad cam"[All Fields])	

Tabela 7: Equação de Pesquisa usada na Web of Science®.

Equação de Pesquisa: Occlusal Splint AND CAD CAM
((ALL=(occlusal splint AND CAD CAM)) AND ALL=(Occlusal Splint)) AND ALL=(CAD CAM)

Tabela 8: Equação de Pesquisa usada na Cochrane Collection.

Equação de Pesquisa: Occlusal Splint AND CAD CAM
(occlusal splint and CAD CAM): ti, ab, kw (Word variations have been searched)

2.3. Registo da revisão sistemática

O protocolo, da revisão sistemática, é um componente primário de auxílio, na transparência, na consistência e na integridade da condução do estudo.⁽⁵⁵⁾ Assim, o registo na plataforma, PROSPERO (*International Prospective Register of Systematic Reviews*), foi validado em 17 de janeiro de 2025 e com o ID CRD42025630167, conforme Anexo III.

2.4. Seleção dos estudos

Os critérios de inclusão e exclusão, da revisão sistemática detalhados na Tabela 9, possibilitam a triagem de estudos potencialmente elegíveis e minimiza o risco de erros e de vieses.^(52, 55) De facto, nenhum filtro foi utilizado, para delimitar a pesquisa a campos específicos (género; grupos etários; data; língua; tipologia de artigo).⁽⁵⁹⁾

Tabela 9: Critérios de Inclusão e Exclusão dos artigos obtidos.

Critérios de Inclusão	Critérios de Exclusão
• Goteiras Oclusais para DTM • Resinas CAD/CAM • Estudos experimentais (<i>in vitro</i>) • $n \geq 5$	• Estudos microbiológicos e estudos de citotoxicidade • Estudos clínicos (<i>in vivo</i>) • Estudos piloto/preliminares/protótipos • Casos clínicos • Artigos de revisão • Comunicações orais • Dispositivos de avanço mandibular • Guias cirúrgicas (implantares ou ortognáticas) • Aparelhos ortodônticos/ortognáticos • Resinas termoplásticas

Os estudos foram avaliados de forma independente por dois revisores, com o objetivo de identificar e selecionar aqueles que correspondem aos critérios

estabelecidos (critérios de inclusão e critérios de exclusão), *à priori* no protocolo, sendo as divergências das avaliações reconciliadas por consenso entre os revisores. Assim, após a exportação dos artigos das três bases de dados, os artigos duplicados, triplicados e quadruplicados foram removidos, segundo os critérios estabelecidos. A seleção iniciou-se pela leitura dos títulos dos artigos, seguida da leitura e análise dos resumos e, por último, pela leitura integral do artigo, explicitando os motivos das exclusões.

A estatística *Kappa* de *Cohen*, demonstrada na Tabela 10, foi adotada para estimar a concordância percentual e determinar a confiabilidade interavaliadores, durante a triagem.⁽⁶⁰⁾

Tabela 10: Interpretação Estatística da Concordância Interavaliadores (Cohen's Kappa).

Valor de Kappa	Nível de Concordância	% de Concordância
0,00 – 0,20	Nenhum	0 - 4%
0,21 – 0,39	Mínimo	4% - 15%
0,40 – 0,59	Fraco	15% - 35%
0,60 – 0,79	Moderado	35% - 63%
0,80 – 0,90	Forte	64% - 81%
> 0,90	Quase Perfeito	82% - 100%

2.5. Extração de dados

Os dados recolhidos de cada artigo foram registados no programa Microsoft® Excel e posteriormente analisados. As variáveis extraídas incluem, além do título e do autor, o ano e o país do estudo, assim como a revista de publicação.

Quanto ao material de fabrico das Goteiras Oclusais, registaram-se informações referentes à marca comercial, ao tipo de processamento e ao número e características dos provetes em estudo (forma e tamanho).

De cada resina em estudo, recolhemos algumas das suas características de propriedades físicas ou mecânicas como a dureza, a resistência à flexão, o módulo de flexão, o módulo de elasticidade, a absorção de água, a estabilidade de cor e a rugosidade de superfície. Os principais resultados e conclusões de cada investigação foram também recolhidos.

2.6. Avaliação da qualidade dos estudos selecionados

A análise da qualidade dos artigos selecionados e incluídos foi realizada utilizando a *Checklist for Quasi-Experimental Studies (Non-Randomized Experimental Studies)*, apresentada no Anexo IV, página 107, desenvolvida pelo *Joanna Briggs Institute*, proporcionando uma avaliação crítica.⁽⁶¹⁾ Esta ferramenta, é constituída por nove perguntas, cada uma, com quatro opções de resposta ("sim", "não", "incerto" ou "não aplicável"),⁽⁶²⁾ com o intuito de avaliar a qualidade metodológica e determinar a extensão em que os vieses podem ser introduzidos.^(61, 62) Portanto, após a contabilização do número total de “sim”, é efetuada a divisão pelo número total de questões e convertida a fração em percentual. Tabela 11 de Paes *et al.*⁽⁶²⁾

Tabela 11: Interpretação do Risco de Viés.

% de “Sim”	Risco de Bias
0% a 49%	Alto
50% a 69%	Moderado
70% a 100%	Baixo

3. Resultados

3.1. Resultados da Pesquisa

Conforme demonstrado, no fluxograma PRISMA, na Figura 2, a pesquisa inicial efetuada nas bases de dados resultou em um total de 285 artigos: 173 provenientes do *PubMed*®, 91 da *Web of Science*® e 21 da *Cochrane*®. Os artigos, posteriormente, foram exportados para o programa *Microsoft*® *Excel*, onde foram identificados e removidos 77, incluindo 63 duplicados, 4 triplicados (n=8) e 2 quadruplicados (n=6). Assim, o número final de estudos elegíveis para triagem foi de 208.

O processo de triagem iniciou-se pela leitura dos títulos, resultando na exclusão de 171 artigos com base nos critérios de inclusão e de exclusão previamente estabelecidos, na Tabela 9. Os resumos dos 37 artigos restantes foram analisados, o que levou à rejeição de mais 25 estudos. Na fase final, os 12 artigos selecionados foram submetidos à leitura integral, o que culminou na exclusão de 3 estudos: dois devido ao número de amostras insuficiente (n<5) e um por tratar exclusivamente de resinas confeccionadas, por CAD/CAM. No total, 9 estudos detalhados na Tabela 12 foram incluídos, nesta revisão sistemática.

3.2. Confiabilidade entre Avaliadores

Para avaliar a confiabilidade entre os avaliadores, o coeficiente *Kappa* de *Cohen*, foi calculado em cada fase do processo de triagem conforme apresentado, na Tabela 13. O valor de k, que reflete o grau de concordância entre os avaliadores, foi de 0,913135 após a triagem dos títulos, demonstrando uma concordância, quase perfeita, entre os revisores. Na fase de seleção dos resumos, o coeficiente de concordância manteve-se elevado, atingindo 0,825197, caracterizado como forte. Por fim, após a leitura completa dos textos, o valor final do *Kappa* de *Cohen* foi de 1, novamente indicando um nível de concordância, quase perfeito, entre os avaliadores.

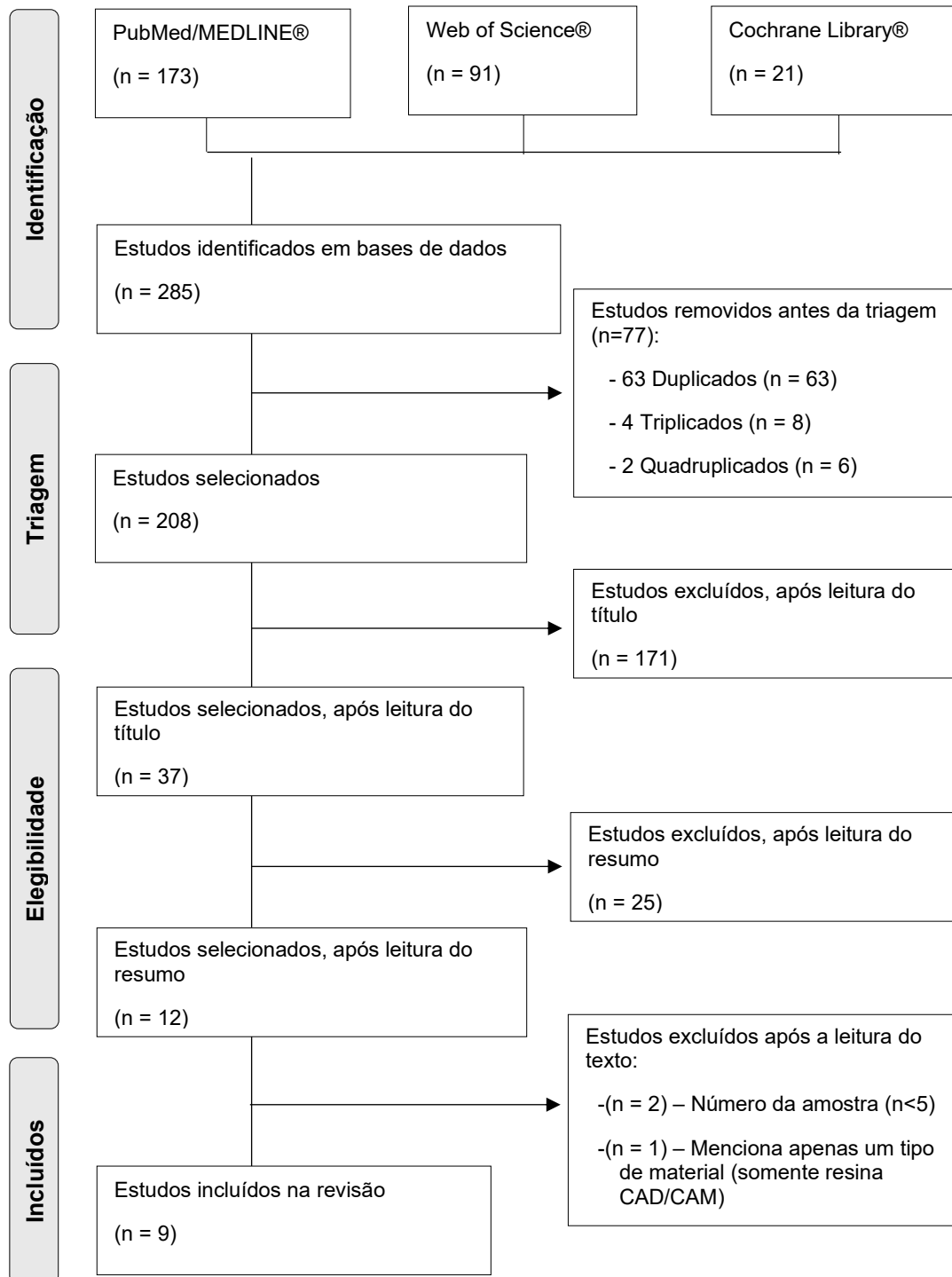


Figura 2: Fluxograma PRISMA.

Tabela 12: Estudos incluídos, na revisão sistemática.

No.	Citações
A1 ⁽⁶³⁾	Prpic V, Slacanin I, Schauperl Z, Catic A, Dulcic N, Cemic S. A study of the flexural strength and surface hardness of different materials and technologies for occlusal device fabrication. J Prosthet Dent. 2019;121(6):955-9.
A2 ⁽⁶⁴⁾	Gibreel M, Perea-Lowery L, Vallittu PK, Lassila L. Characterization of occlusal splint materials: CAD/CAM versus conventional resins. J Mech Behav Biomed Mater. 2021;124:104813.
A3 ⁽⁶⁵⁾	Abad-Coronel C, Ruano Espinosa C, Ordonez Palacios S, Paltan CA, Fajardo JI. Comparative Analysis between Conventional Acrylic, CAD/CAM Milled, and 3D CAD/CAM Printed Occlusal Splints. Materials (Basel). 2023;16(18):6269.
A4 ⁽⁶⁶⁾	Raffaini JC, Soares EJ, Oliveira RFL, et al. Effect of artificial aging on mechanical and physical properties of CAD/CAM PMMA resins for occlusal splints. J Adv Prosthodont. 2023;15(5):227-37.
A5 ⁽⁶⁷⁾	Guimarães DM, Campaner M, Santos RWD, Pesqueira AA, Medeiros RA. Evaluation of the mechanical properties of different materials for manufacturing occlusal splints. Braz Oral Res. 2023;37:e034.
A6 ⁽⁶⁸⁾	Grymak A, Waddell JN, Aarts JM, Ma S, Choi JJE. Evaluation of wear behaviour of various occlusal splint materials and manufacturing processes. J Mech Behav Biomed Mater. 2022;126:105053.
A7 ⁽⁶⁹⁾	Lutz AM, Hampe R, Roos M, Lumkemann N, Eichberger M, Stawarczyk B. Fracture resistance and 2-body wear of 3-dimensional-printed occlusal devices. J Prosthet Dent. 2019;121(1):166-72.
A8 ⁽⁷⁰⁾	Huettig F, Kustermann A, Kuscu E, Geis-Gerstorfer J, Spintzyk S. Polishability and wear resistance of splint material for oral appliances produced with conventional, subtractive, and additive manufacturing. J Mech Behav Biomed Mater. 2017;75:175-9.
A9 ⁽⁷¹⁾	Benli M, Eker Gümüş B, Kahraman Y, et al. Surface roughness and wear behavior of occlusal splint materials made of contemporary and high-performance polymers. Odontology. 2020;108(2):240-50.

Tabela 13: Confiabilidade entre avaliadores.

Triagem	Valor de Kappa	Significado
Título	0,913135	Quase Perfeito
Resumos	0,825197	Forte
Texto Integral	1	Quase Perfeito

3.3. Avaliação da qualidade

A qualidade metodológica dos nove estudos incluídos nesta revisão sistemática foi avaliada seguindo a *Checklist Joanna Briggs Institute*, destinada a estudos quase-experimentais, isto é, estudos experimentais não

randomizados. Os estudos incluídos, foram realizados “*in vitro*” e, por conseguinte, a questão 6 será classificada como “não aplicável”. Os resultados detalhados dessa avaliação estão discriminados, na Tabela 14, indicando que os nove estudos exibiram baixo risco de viés.

Tabela 14: Avaliação da qualidade usando JBI Checklist para estudos quase-experimentais.

N.º	Pergunta									% “Sim”	Risk of Bias
	1	2	3	4	5	6	7	8	9		
1	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Não Aplicável	Sim	Sim	Sim	88.89%	Baixo
2	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim		Sim	Sim	Sim	88.89%	Baixo
3	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim		Sim	Sim	Sim	88.89%	Baixo
4	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim		Sim	Sim	Sim	88.89%	Baixo
5	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim		Sim	Sim	Sim	88.89%	Baixo
6	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim		Sim	Sim	Sim	88.89%	Baixo
7	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim		Sim	Sim	Sim	88.89%	Baixo
8	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim		Sim	Sim	Sim	88.89%	Baixo
9	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim		Sim	Sim	Sim	88.89%	Baixo
1. Está claro no estudo qual é a “causa” e qual é o “efeito” (ou seja, não há confusão sobre qual variável vem primeiro)?											
2. Os participantes incluídos em alguma comparação foram semelhantes?											
3. Os participantes foram incluídos em alguma comparação que recebeu tratamento/cuidado semelhante, além da exposição ou intervenção de interesse?											
4. Houve grupo de controle?											
5. Houve múltiplas medições do resultado antes e depois da intervenção/exposição?											
6. O acompanhamento foi completo e, caso contrário, as diferenças entre os grupos em termos de acompanhamento foram adequadamente descritas e analisadas?											
7. Os resultados dos participantes foram incluídos em alguma comparação medida da mesma forma?											
8. Os resultados foram medidos de forma fiável?											
9. Foi utilizada análise estatística adequada?											

3.4. Características Gerais dos Estudos

Os detalhes de cada artigo analisado incluindo o primeiro autor, o ano de publicação e o meio de veiculação, encontram-se evidenciados, na Tabela 15. Efetivamente, os artigos considerados na revisão, correspondem todos a estudos “*in vitro*”, conforme os critérios de inclusão e de exclusão, previamente estabelecidos. No conjunto dos estudos selecionados, três foram publicados no *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*^(64, 68, 70), dois foram publicados no *Journal of Prosthetic Dentistry*^(63, 69) e os restantes no *Materials*

(Basel)⁽⁶⁵⁾ (n=1), no *Journal of Advanced Prosthodontics*⁽⁶⁶⁾ (n=1), no *Brazilian Oral Research*⁽⁶⁷⁾ (n=1) e no *Odontology*⁽⁷¹⁾ (n=1).

Tabela 15: Informações gerais sobre os estudos incluídos.

Art.	Título	1º Autor	Ano	País	Revista	Estudo
A1	A study of the flexural strength and surface hardness of different materials and technologies for occlusal device fabrication	Prpic V	2019	Croácia	J Prosthet Den	In Vitro
A2	Characterization of occlusal splint materials: CAD-CAM versus conventional resins	Gibreel M	2021	Finlândia	J Mech Behav Biomed Mater	
A3	Comparative Analysis between Conventional Acrylic, CAD/CAM Milled, and 3D CAD/CAM Printed Occlusal Splints	Abad-Coronel C	2023	Equador	Materials (Basel)	
A4	Effect of artificial aging on mechanical and physical properties of CAD-CAM PMMA resins for occlusal splints	Raffaini JC	2023	Brasil	J Adv Prosthodont	
A5	Evaluation of the mechanical properties of different materials for manufacturing occlusal splints	Guimarães DM	2023	Brasil	Braz Oral Res	
A6	Evaluation of wear behaviour of various occlusal splint materials and manufacturing processes	Grymak A	2022	Alemanha	J Mech Behav Biomed Mater	
A7	Fracture resistance and 2-body wear of 3-dimensional-printed occlusal devices	Lutz AM	2019	Alemanha	J Prosthet Den	
A8	Polishability and wear resistance of splint material for oral appliances produced with conventional, subtractive, and additive manufacturing	Huettig F	2017	Alemanha	J Mech Behav Biomed Mater	
A9	Surface roughness and wear behavior of occlusal splint materials made of contemporary and high-performance polymers	Benli M	2020	Turquia	Odontology	

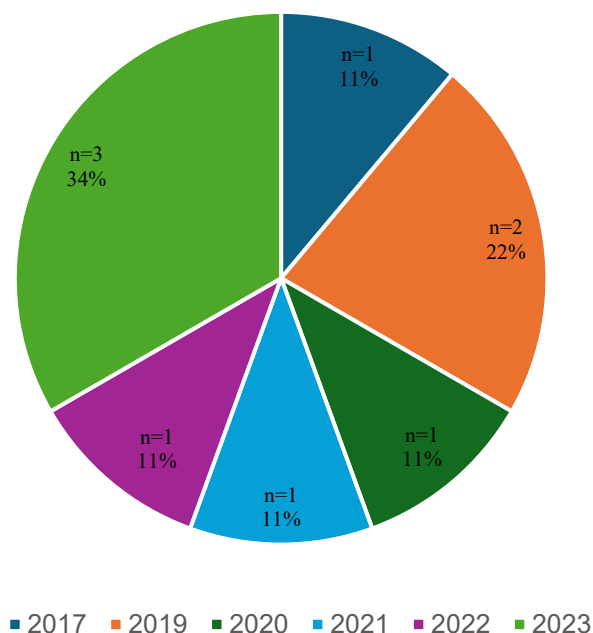
Na Figura 3 é ilustrada a distribuição geográfica dos estudos organizados por países, nos quais seis (66,7%) tiveram origem na Europa^(63, 64, 68-71), evidenciando uma representatividade geográfica significativa e três (33,3%) na América do Sul.⁽⁶⁵⁻⁶⁷⁾

No que tange à cronologia das publicações este estende-se de 2017 a 2023. O ano de 2023 registou o maior número de estudos publicados⁽⁶⁵⁻⁶⁷⁾ (n=3, 34%), seguido do ano 2019 (n=2; 22%).^(63, 69)



■ Europa ■ América

Figura 3: Análise da distribuição gráfica dos estudos analisados.



■ 2017 ■ 2019 ■ 2020 ■ 2021 ■ 2022 ■ 2023

Figura 4: Distribuição cronológica dos estudos analisados.

3.5. Características Gerais e Objetivos Propostos

A análise dos objetivos demonstrados, na Tabela 16, proporciona a identificação dos diferentes parâmetros investigados nos artigos incluídos, agrupando-os de forma sistemática de acordo com as propriedades avaliadas, possibilitando compreender as similaridades entre os estudos.

Pela análise da Tabela 16 os principais parâmetros objeto de avaliação foram:

- dureza de superfície (n=3);
- resistência à flexão (n=5);
- resistência à fratura (n=2);
- rugosidade de superfície (n=4);
- resistência ao desgaste/desgaste volumétrico e vertical (n=3);
- estabilidade de cor (n=1).

Tabela 16: Objetivos e parâmetros avaliados nos estudos incluídos.

Art.	Objetivos
A1	Investigar a resistência à flexão e a dureza superficial de diferentes materiais, utilizando diferentes tecnologias, para fabrico de dispositivos oclusais, enfatizando as tecnologias digitais como CAD/CAM e impressão 3D.
A2	Avaliar as propriedades mecânicas de cinco materiais CAD/CAM comercialmente disponíveis e compará-los com resinas convencionais termopolimerizáveis e autopolimerizáveis, no fabrico de goteiras oclusais convencionais.
A3	Comparar a resistência à fratura de goteiras oclusais confeccionadas com diferentes materiais após envelhecimento termomecânico.
A4	Avaliar e comparar a estabilidade da cor, a resistência à flexão e a rugosidade de superfície de goteiras oclusais fabricadas a partir de resina acrílica termopolimerizada, resina de polimetilmetacrilato (PMMA) fresada e resina à base de PMMA impressa 3D (PMMA).
A5	Comparar as propriedades mecânicas de vários materiais de dispositivos oclusais, analisando rugosidade de superfície, microdureza Knoop, resistência à flexão e módulo de elasticidade.
A6	Investigar a perda volumétrica e vertical de dispositivos oclusais, fabricados pelos métodos: convencional (termopolimerização), subtrativo (fresagem) e aditivo (impressão 3D).
A7	Investigar a resistência à fratura e o desgaste bidimensional de dispositivos oclusais fabricados com impressão 3D, com polimetilmetacrilato fresado e com polimetilmetacrilato convencionalmente fabricado.
A8	Avaliar o acabamento de superfície e a resistência ao desgaste de materiais convencionais e industriais.
A9	Avaliar a rugosidade superficial e o comportamento ao desgaste de diferentes materiais CAD/CAM, contra o esmalte como antagonistas, através de um teste simulado de mastigação.

3.6. Resinas acrílicas e meio de processamento

Os estudos apresentados realizam uma análise detalhada de diferentes materiais fabricados através de tecnologia CAD/CAM (fresagem e impressão 3D) e convencional (resinas acrílicas autopolimerizáveis e termopolimerizadas). A Tabela 17, reúne uma ampla gama de materiais utilizados no fabrico das amostras, evidenciando a diversidade de opções tanto em termos de composição química quanto de técnicas de fabrico.

Pela análise da Tabela 17 podemos constatar que a maioria das resinas testadas são de PMMA, mas com diferentes técnicas de fabrico de goteiras: convencional (autopolimerização e termopolimerização), fresagem e impressão 3D.

Tabela 17: Análise descritiva das resinas estudadas.

Art.	Marca	Fabricante	Tipo/Composição Química	Técnica de Fabrico
A1	<i>ProBase Cold</i>	<i>Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein</i>	PMMA	Autopolimerização
	<i>Orthocryl</i>	<i>Dentaurum KG Germany</i>	PMMA	Autopolimerização
	<i>Resilit S</i>	<i>ErkodentErich Kopp Germany</i>	PMMA	Autopolimerização
	<i>Ceramill Splintec</i>	<i>Amann Girrback AG Austria</i>	PMMA	Fresagem
	<i>CopraDur</i>	<i>Whitepeaks Dental Solutions KG, Germany</i>	Poliamida	Fresagem
	<i>VarseoWax Splint</i>	<i>Bego KG, Germany</i>	Nonacrylic lightpolymerizing resin	Impressão 3D
	<i>Ortho Rigid</i>	<i>Next Dent B.V.</i>	Acryliclight-polymerizing resin	Impressão 3D
A2	<i>Palapress</i>	<i>Kulzer GmbH, Hanau, Germany</i>	PMMA	Autopolimerização
	<i>Paladon 65</i>	<i>Kulzer GmbH, Hanau, Germany</i>	PMMA	Termopolimerização
	<i>ProArt CAD Splint</i>	<i>Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein</i>	PMMA	Fresagem
	<i>Therapon Transpa</i>	<i>Zirkonzahn, South Tyrol, Italy</i>	PMMA	Fresagem
	<i>Temp Premium Flexible Transpa</i>	<i>Zirkonzahn, South Tyrol, Italy</i>	Polycarbonato	Fresagem
	<i>Cast</i>	<i>Degos Dental GmbH, Regenstauf, Germany</i>	PMMA	Fresagem
	<i>Aqua</i>	<i>Degos Dental GmbH, Regenstauf, Germany</i>	PMMA	Fresagem
A3	<i>VERACRIL®, OPTI-CRYL®</i>	<i>New Stetic SA, Antioquia, Colombia</i>	-----	Termopolimerização
	<i>Night Guard Firm</i>	<i>Sprintray, Los Angeles, CA, EUA</i>	-----	Impressão 3D
	<i>Night Guard Flex</i>	<i>Sprintray, Los Angeles, CA, USA</i>	-----	Impressão 3D

	<i>ProArt CAD Splint</i>	<i>Ivoclar Viva Dent, Schaan, Liechtenstein</i>	-----	Fresagem
A4	<i>HC Group</i>	<i>Clássico, São Paulo, SP, Brazil</i>	PMMA	Termopolimerização
	<i>Vipi Block</i>	<i>VIPI, Pirassununga, SP, Brazil</i>	PMMA	Fresagem
	<i>3D – Cosmos Splint</i>	<i>Yller, Pelotas, RS, Brazil</i>	-----	Impressão 3D
A5	<i>Jet®</i>	<i>Clássico, Brazil</i>	PMMA	Autopolimerização
	<i>WB Group</i>	<i>Classic®</i>	PMMA	Termopolimerização
	<i>ME Group</i>	<i>VipiWave®</i>	PMMA	Termopolimerização
	<i>P Group</i>	<i>SmartDent Bite Splint®</i>	Resina de Impressão 3D	Impressão 3D
	<i>M Group</i>	<i>PMMA block not sold</i>	PMMA	Fresagem
A6	<i>Vertex Rapid Simplified</i>	<i>Vertex, Dental Netherlands</i>	PMMA	Termopolimerização
	<i>Ceramill a-Splint</i>	<i>Amann Girrbach AG, Austria</i>	PMMA	Fresagem
	<i>Freeprint® Ortho</i>	<i>Detax, Germany</i>	Isopropylidenediphenol peg-2 dimethacrylate 20- <50%	Impressão 3D
	<i>KeySplint® Soft</i>	<i>Keystone, Germany</i>	Proprietary Ingredient	Impressão 3D
	<i>DentaClear</i>	<i>Asiga, Australia</i>	7,7,9(or 7,9,9) - trimethyl-4,13-dioxo-3,14-dioxa-5,12-diazahexadecane-1,16- diyl bismethacrylate 10–25%, Tetrahydrofurfuryl methacrylate 10–20%	Impressão 3D
	<i>FreePrint Splint 2.0</i>	<i>Detax, Germany</i>	Isopropylidenediphenol peg-2 dimethacrylate 90% < 95%	Impressão 3D
A7	<i>FotoDent® Splint</i>	<i>Dreve Dentamid, Germany</i>	Resina fotossensível	Impressão 3D
	<i>Temp Basic Transpa 95H16</i>	<i>Zirkonzahn, Italy</i>	PMMA	Fresagem
	<i>Castdon</i>	<i>Dreve Dentamid, Germany</i>	PMMA (Caston)	Autopolimerização

A8	<i>Palapress®, R010031/R01 0028</i>	<i>Heraeus Kulzer, Hanau, Germany</i>	Monómero líquido: metilmetacrilato (> 90%); dimetacrilato de tetrametileno (0–5%); 2- (2H-Benzotriazol-2-il) - 4-metilfenol (< 1%), N, N-dimetil-p-toluidina (< 1%) pó de polímero: polimetilmetacrilato (> 95%); Peróxido de bis(p-clorbenzoil) (0–5%)	Autopolimerização
	<i>InnoBlanc splint plus, 1160010515</i>	<i>InnoBlanc GmbH, Engelsbrand, Germany</i>	Policarbonato (100%)	Fresagem
	<i>VarseoWax, Splint</i>	<i>BEGO Comp., Brema, Germany</i>	Poli(oxi-1,2-ethandiil), alfa, alfa'-[(1-metiletiliden) di - 4 1-fenileno] bis [omega-[(2-metil-1-oxo-2-propenil) oxi] - (50–70%); Monoéster metacrilácido com propan-1,2-diol (5–10%); 2-Hidroxietilmetacrilato (5–10%); Óxido de difenil(2,4,6-trimetilbenzoil) fosfina (2,5–10%)	Impressão 3D
A9	<i>Bioplast®</i>	<i>ScheuTM-Dental. Iserlohn. Germany</i>	Acetato de etileno vinil (EVA)	Termomoldagem
	<i>Ceramill PEEK 71</i>	<i>Amann Girrbach AG, Koblach, Austria</i>	Polieteretercetona (100%) (PEEK)	Fresagem
	<i>Plus BioStar Splint</i>	<i>ERNST HINRICHS GmbH, Germany</i>	Policarbonato (100%)	Fresagem
	<i>Ceramill A - Splint</i>	<i>Amann Girrbach AG, Koblach, Austria</i>	PMMA	Fresagem
	<i>Erkodur Disc</i>	<i>ERKODENT Erich Kopp GmbH, Pfalzgrafen- Weiler, Germany</i>	PETG (polietileno-tereftalato – glicol modificado/etileno—1,4-cicloexileno dimetileno teref-copolímero de talato)	Fresagem
Legenda: --- dados não fornecidos, pelo artigo.				

3.7. Parâmetros Avaliados

Os diferentes formatos (retangular, anel e cilíndrico) e dimensões das amostras produzidas pelos três métodos de fabrico estão demonstrados, na Figura 5. Relativamente, ao formato e à dimensão, dos nove estudos selecionados apenas seis fornecem dados tanto quanto à forma como ao tamanho das amostras.^(63, 64, 67, 68, 70, 71) Nos restantes três artigos,^(65, 66, 69) um menciona as dimensões dos exemplares⁽⁶⁶⁾ e dois não especificam as proporções^(65, 69), contudo discriminam a forma^(65, 69).



Figura 5: Caraterização dos provetes testados (forma e dimensão).

Uma avaliação mais detalhada dos provetes pode ser consultada na Tabela 28 dos anexos. É de salientar, que três artigos, apresentam amostras com forma retangular^(63, 64, 67), dois em formato de cilindro^(70, 71) e um em configuração de anel.⁽⁶⁸⁾

No total de 729 provetes testados, 240 (38,16%) apresenta forma retangular. Verifica-se uma grande variedade de formas e dimensões nos provetes testados, assim como no modo de preparação (Tabela 28, dos anexos). Embora os autores refiram ter seguido as instruções dos fabricantes das resinas, a heterogeneidade é marcante desde o fabrico ao polimento.

3.8. Propriedades Avaliadas

A Tabela 18, expõe as principais características/propriedades analisadas por cada autor nos seus estudos. O complemento à informação constante nesta Tabela pode ser consultado na Tabela 29 dos anexos, nomeadamente a descrição da metodologia usada e as respetivas equações de cálculo.

Tabela 18: Parâmetros e Metodologia dos estudos incluídos.

Art.	Parâmetros avaliados		Metodologia	
			Testes	Parâmetros
A1	1º	Resistência à Flexão (ISO 20795-1:2013)	Teste de 3 Pontos de Flexão	<u>Força no êmbolo</u> : 0 até à fratura da amostra <u>Taxa de deslocamento</u> : 5±1mm/min (constante)
	2º	Dureza Superficial (ISO 2039-1:2001)	Método de Brinell	<u>Carga</u> : 358N (aplicada com um penetrador) <u>Tempo de Permanência</u> : 60s
A2	1º	Resistência à Flexão	Teste de 3 Pontos de Flexão	<u>Velocidade</u> : 5,0mm/min <u>Célula</u> : 1 célula de carga com capacidade de 2500N <u>Distância (entre os suportes das amostras)</u> : 50mm
	2º	Dureza Superficial	Teste de Dureza Vickers	<u>Força</u> : 1,96N <u>Tempo</u> : 15s

	3º	Tenacidade à Fratura (ISO 20795-1)	Teste de 3 Pontos de Flexão	<u>Pré-fissura:</u> 3,0mm (centro de cada amostra) <u>Entalhe:</u> 100–400µm (profundidade) Máquina Universal <u>Taxa de deslocamento:</u> 1,0mm <u>Velocidade:</u> 1,0mm/min <u>Velocidade pré-carga:</u> 5,0mm/min <u>Distância (entre os suportes das amostras):</u> 32,0mm
	4º	Trabalho de Fratura	-----	-----
	5º	Absorção e Solubilidade da Água	-----	<u>Precisão (balança):</u> 0,1mg (m ₁)
A3	1º	Resistência à Fratura	-----	<u>Taxa da Carga:</u> 0,5 mm/min até à falha <u>Penetrador (semi-hemiesférico):</u> d=3mm <u>Velocidade:</u> 0,5mm/min (até ocorrer a fratura) <u>Pré-carga:</u> 1N
A4	1º	Resistência à Flexão	Teste de 3 Pontos de Flexão	<u>Velocidade:</u> 0,5mm/min <u>Distância (entre os 2 suportes das amostras):</u> 20mm
	2º	Estabilidade da Cor	-----	Esfera padrão branca para 45°, refletância de 0°
	3º	Rugosidade de Superfície	-----	<u>Valor de corte:</u> 0,8mm <u>Velocidade:</u> 0,25mm/s
A5	1º	Microdureza Knoop	-----	<u>Carga:</u> 25g <u>Tempo:</u> 10s
	2º	Rugosidade de Superfície	-----	<u>Varredura:</u> 300µm <u>Duração da Leitura:</u> 12s
	3º	Resistência e Módulo Flexão	Teste de 3 Pontos de Flexão	<u>Velocidade:</u> 5mm/min (até ocorrer fratura)
A6	1º	Desgaste (ISO 14569-3)	-----	<u>Carga (antagonista):</u> 49N <u>Frequência:</u> 1Hz a 60rpm
A7	1º	Resistência à Fratura	-----	<u>Penetrador(esfera):</u> d=8mm <u>Espessura (fita de teflon):</u> 0,1mm <u>Pré-carga:</u> 800N
	2º	Desgaste	Desgaste de Dois Corpos	<u>Simulador de Mastigação</u> <u>Carga:</u> 50N <u>Frequência:</u> 1,1Hz <u>Movimento de deslizamento horizontal:</u> 0,7mm <u>Parâmetros de Digitalização</u> <u>Resolução vertical:</u> 0,8µm <u>Resolução horizontal:</u> 0,2µm <u>Campo de medição:</u> 5×5mm
A8	1º	Rugosidade de superfície após polimento (ISO 4287 e 2009)	Método Tátil	<u>Ampliação SEM:</u> 170x; 2500x e 5000x
	2º	Atrito	-----	<u>Penetrador (bola):</u> d=6mm <u>Força:</u> 5N <u>Movimento:</u> 1cm

	3º	Desgaste	-----	- <u>Ampliação</u> : 20x (após revestido por pulverização catódica com Au/Pdtarget)
A9	1º	Rugosidade de Superfície (após polimento) (ISO 4287)	Teste Tridimensional sem contato perfilômetro	<u>Perfis de superfície</u> : 9mm ² <u>Ampliação</u> : 10 000x
	2º	Desgaste (simulação de mastigação)	Desgaste de Dois Corpos	Simulação da Mastigação <u>Tempo de repouso</u> : 60s <u>Frequência</u> : 0,8Hz Antagonistas do Esmalte <u>Carga vertical</u> : 5kg <u>Movimento vertical</u> : 5mm <u>Velocidade descendente</u> : 55mm/s <u>Movimento horizontal</u> : 2mm
	3º	Rugosidade de Superfície e Perda de Volume (após teste de desgaste)	-----	-----
Legenda: --- Sem dados				

3.8.1. Propriedades Físicas e Mecânicas

Nas próximas tabelas estão representados os resultados dos estudos incluídos, agrupados de acordo com as propriedades analisadas, de modo, a permitir uma visualização clara e objetiva dos dados, facilitando a comparação entre diferentes estudos e a identificação de padrões ou tendências.

Dureza

A Dureza foi estudada em três dos artigos analisados (Tabela 19):

- os valores encontrados variam entre $12,6 \pm 3,29$ e $116,2 \pm 1,6$.
- as resinas com maior dureza são as fresadas, nos três estudos incluídos, sendo referido em A1, a *Resilit S* (resina autopolimerizada) com uma dureza igual à de *Ceramill Splintec* (resina fresada) e as resinas com menor dureza são as de impressão 3D, tanto em A1 como A5.

É de salientar que em A1, através da ANOVA unidirecional demonstraram-se diferenças estatísticas significativas entre os grupos testados para dureza superficial de $F=879,9$, $p<0,05$ e entre as diferentes técnicas de fabrico de $F=17,7$, $p<0,05$.

Tabela 19: Valores médios de dureza ($\pm DP$), conforme método de fabrico.

	Dureza				
	Art.	Menor Valor	Maior Valor	Intervalo de Valores	Observação de Significância
Dureza Sup. (MPa)	A1	<i>Varseo Wax Splint</i>	<i>Ceramill Splintec e Resilit S</i>	28,5 $\pm$ 2,5 a 116,2 $\pm$ 1,6	Fresada (p=0,004) > Autopolimerização (p<0,001) > Impressão 3D
Dureza Vickers (VHN)	A2	<i>Temp Premium Flexible Transpa</i>	<i>Cast</i>	14,3 $\pm$ 0,3 a 20,4 $\pm$ 0,6	<i>Cast</i> comparado com <i>Therapon Traspa</i> (p=0,762), sem significância
		<i>Temp Premium Flexible Transpa*</i>	<i>Aqua*</i>	13,7 $\pm$ 0,2 a 17,9 $\pm$ 0,4*	<i>Aqua</i> comparado com <i>ProArt CAD Splint</i> (p=0,544), sem significância*
Dureza Knoop (kgf/mm²)	A5	<i>P Group</i>	<i>M Group</i>	12,6 $\pm$ 3,29 a 24,95 $\pm$ 1,32	<i>JET, WB group, ME group</i> sem diferença significativa
Legenda: - *: armazenado em água. - p: significância					

Resistência à Flexão

A Resistência à Flexão foi estudada em cinco dos artigos analisados (Tabela 20):

- os valores encontrados variam entre 26,31 e 117,2.
- as resinas com maior resistência à flexão são as fresadas, exceto em A2, que são as resinas termopolimerizáveis (não submetidas ao armazenamento em água). As resinas com menor resistência à flexão são as convencionais, exceto em A1, que são as de impressão 3D.

Em A1, através da ANOVA unidirecional demonstraram-se diferenças estatísticas significativas entre os grupos testados para a resistência à flexão de $F=36,2$, $p<0,05$ e entre as diferentes técnicas de fabrico de $F=5,1$, $p<0,05$, não havendo fratura de nenhum provete. Em A2, nenhum provete de TF, fraturou, contudo após o armazenamento em água, todos os materiais exibiram valores de resistência à flexão mais baixos do que quando secos. Em ambas as

circunstâncias de armazenamento, os valores de resistência à flexão de *Paladon 65*, *Therapon Transpa*, *Temp Premium Flexible Transpa* e *Aqua* foram estatisticamente não significativos ($p=0,055$). No A4, a significância dos diferentes materiais, relativamente à resistência à flexão encontra-se expressa na Tabela 21:

Tabela 20: Valores médios de resistência à flexão ($\pm DP$), conforme método de fabrico.

Resistência à Flexão (MPa)				
Art.	Menor Valor	Maior Valor	Intervalo de Valores	Observação de Significância
A1	<i>Ortho Rigid</i>	<i>CopraDur e Varseo Wax Splint</i>	$75,0 \pm 12,0$ a $117,2 \pm 0$	Fresado > Autopolimerização ($p=0,042$) > Impressão 3D ($p=0,011$)
A2	<i>Palapress</i>	<i>Paladon 65</i>	**	Fresado (<i>Therapon Transpa</i> , <i>Temp Premium Flexible Transpa</i> , e <i>Aqua</i>) > Autopolimerização (<i>Palapress</i>), impacto significativo $p < 0,05$
	<i>Palapress*</i>	<i>Temp Premium Flexible*</i>	**	<i>Paladon 65</i> e <i>ProArt CAD Splint</i> ($p=0,007$ e $p < 0,001$), impacto significativo *
A3	<i>VERACRIL, OPTICRYL</i>	<i>ProArt CAD Splint</i>	$26,31 (\geq 100^{***})$ a $46,99 (\geq 100^{***})$	<i>VERACRIL, OPTICRYL</i> < <i>Resin Splint</i> < <i>Nightguard Flex Resin</i> < <i>ProArt CAD Splint</i>
A4	<i>HC Group</i>	<i>Vipi Block</i>	**	$p < 0,0001$, diferença significativa entre as resinas, exceto da resina 3D - <i>Cosmos Splint/TMC</i>
A5	<i>JET</i>	<i>M Group</i>	$37,96 \pm 4,97$ a $111,13 \pm 17,59$	<i>JET</i> , <i>WB Group</i> e <i>ME Group</i> , apresentam diferença significativa e entre <i>P Group</i> e <i>M Group</i> , não houve diferença significativa
Legenda: - *: armazenado em água. - **: a forma de apresentação dos resultados, neste estudo, inviabiliza a comparação com os demais. - ***: resistências de acordo com o fabricante. - p: significância. - TMC: termociclagem mecânica.				

Tabela 21: Significância dos diferentes materiais, relativamente à Resistência à Flexão.

Resina	Comparação	Valor de p	Significância
Vipi Block (Controlo)	Maior valor geral, mas diferente da resina submetida à simulação de escovagem	p=0,0440	Significativa
	Comparado a <i>Vipi Block</i> (TMC)	p=0,3382	Não significativa
Vipi Block (TMC)	Comparado à simulação de escovagem	p=0,5629	Não significativa
HC Group (TMC)	Menor valor dentro da própria resina	p=0,0073	Diferença significativa em relação ao controlo
	Comparado à simulação de escovagem (mesma resina)	p=0,765	Não significativa
HC Group (Simulação de Escovagem)	Comparado ao controlo	p=0,6393	Não significativa
3D – Cosmos Splint (TMC)	Maior resistência dentro da própria linha 3D – <i>Cosmos Splint</i> (TMC)	p<0,0001	Diferença significativa frente aos demais protocolos
	Comparado aos demais protocolos de envelhecimento	p>0,7671	Não houve diferença significativa entre os outros protocolos
CAD/CAM (geral)	Resistência significativamente maior	p<0,0001	Exceto em relação ao 3D – <i>Cosmos Splint</i> (TMC)

Resistência à Fratura

A Resistência à Fratura foi estudada em dois dos artigos analisados (Tabela 22):

- os valores encontrados variam entre 1303,9±90,7 e 3398±435.
- as resinas com maior resistência à fratura são as fresadas, em todos os estudos incluídos.
- as resinas com menor resistência à fratura são as autopolimerizáveis, porém em A7, antes das resinas serem sujeitas aos 120000 ciclos de mastigação, a *FotoDent Splint* (impressão 3D), apresentou menor resistência.

Em A7, a simulação de mastigação teve influência significativa nesta propriedade ($p=0,010$), e em A3, podemos constatar algum impacto significativo, nos tipos de fabrico, através da Tabela 23.

Tabela 22: Valores médios de resistência à fratura ($\pm DP$), conforme método de fabrico.

Resistência à Fratura (N)				
Art.	Menor Valor	Maior Valor	Intervalo de Valores	Observação de Significância
A3	VERACRIL, OPTICRYL	ProArt CAD Splint	1303,9 $\pm$ 90,7 a 3051,2 $\pm$ 179,07	VERACRIL, OPTICRYL < Resin Splint < Nightguard Flex Resin < ProArt CAD Splint
A7	FotoDent Splint	Temp Basic Transpa 95H16	2286 $\pm$ 499 a 3398 $\pm$ 435	FotoDent Splint < Castdon < Temp Basic Transpa 95H16 ($p<0,001$)
	Castdon*	Temp Basic Transpa 95H16*	1748 $\pm$ 357 a 2766 $\pm$ 528*	Castdon < FotoDent Splint < Temp Basic Transpa 95H16* ($p<0,001$)
Legenda: - *: após 120000 ciclos de mastigação. - p: significância.				

Tabela 23: Análise descritiva e dispersão dos dados, da resistência média à fratura.

Comparação	Análise Descritiva e Dispersão dos Dados		
	Diferença Média	Valor de p	Significância
Convencional Vs Flexível	1561,29	<0,05	Significativa
Convencional Vs Impressa	1107,77	<0,05	Significativa
Convencional Vs Fresada	1747,24	<0,05	Significativa
Flexível Vs Impressa	453,52	>0,05	Não Significativa
Flexível Vs Fresada	185,95	>0,05	Não Significativa

É de salientar que pela análise fractográfica, dos estudos concluiu-se que as resinas fresadas demonstram um desempenho superior, pois:

- as resinas convencionais, apresentaram fraturas frágeis com danos catastróficos, em ambos os estudos.
- as resinas de impressão 3D, tanto em A3, como A7, apresentaram fratura frágil (dano catastrófico), salientando em A7, que todos os provetes mostraram fissuras, após a simulação de mastigação.

- as resinas fresadas, mostraram menor suscetibilidade à fratura, realçando que em A3, apenas houve a formação de uma trinca (sem fratura e sem dano catastrófico) e em A7, após a simulação de mastigação, apenas um provete CAM/CAM não exibiu fissuras.

Rugosidade de Superfície

A Rugosidade de Superfície foi estudada em quatro dos artigos analisados (Tabela 24):

- os valores encontrados variam entre $0,0139 \pm 0,017$ e $0,235 \pm 0,026$.
- as resinas com maior rugosidade são as convencionais, destacando-se *Bioplast*, mas em A5, as resinas impressas demonstraram valores superiores comparativamente com as de termopolimerizáveis.
- as resinas com menor rugosidade são as fresadas, como *Ceramill PEEK 71*, exceto em A5.

Tabela 24: Valores médios de Rugosidade de Superfície ($\pm DP$), conforme método de fabrico.

Rugosidade de Superfície (μm)				
Art.	Menor Valor	Maior Valor	Intervalo de Valores	Observação de Significância
A4	*			Tabela 25
A5	ME Group	P Group	$0,07 \pm 0,05$ a $0,15 \pm 0,08$	ME Group < JET < WB Group < M Group < P Group
A8	InnoBlanc splint plus	Palapress	$0,048 \pm 0,009$ a $0,062 \pm 0,01$	InnoBlanc splint plus ($p=0,005$; $F=6,53$) significativamente diferente dos grupos Palapress ($p=0,006$) e Varseo Waax ($p=0,03$).
A9	Ceramill PEEK 71	Bioplast	$0,0139 \pm 0,017$ a $0,235 \pm 0,026$	$p < 0,001$
	Ceramill PEEK 71**	Bioplast	$0,889 \pm 0,138$ a $3,879 \pm 0,400$	
	Ceramill PEEK 71***	Bioplast	$0,749 \pm 0,134$ a $3,644 \pm 0,42$	

Legenda:

- *: a forma de apresentação dos resultados, neste estudo, inviabiliza a comparação com os demais.
- **: depois da simulação de mastigação.
- ***: aumento da rugosidade.
- p: significância.

Tabela 25: Significância dos diferentes materiais, relativamente à Rugosidade de Superfície.

Protocolos	Resultado	Valor de P	Significância
Simulação à Escovagem	<i>Vipi Block</i> obteve a maior alteração de rugosidade de superfície comparado à 3D – <i>Cosmos Splint</i>	p=0,0049	Significativa
	<i>HC Group</i> foi similar às demais resinas e 3D – <i>Cosmos Splint</i> , apresentou a menor alteração de rugosidade superficial	—	Não significativa
TMC	3D – <i>Cosmos Splint</i> , sofreu menor alteração comparado às demais resinas	p<0,0001	Significativa
	Comparando as resinas entre si, não houve diferenças	p=0,3086	Não significativa
	Comparando com outras técnicas, dentro da mesma resina, foi a que teve maior impacto em todas as resinas, exceto em <i>Vipi Block</i>	p<0,0001	Significativa
Vipi Block (entre protocolos de envelhecimento), teve impacto significativo p=0,0077			

Desgaste

O Desgaste foi estudado em três dos artigos analisados – Tabela 26 (em A6, comparou-se entre 6 e 12 meses, e no A7 e no A9, teve-se em conta os ciclos de mastigação, considerando estes dois apenas):

- os valores encontrados variam entre $0,4 \pm 0,1$ e $3,733 \pm 0,448$.
- as resinas com maior desgaste são as termopolimerizáveis, porém em A7 as resinas de impressão 3D, apresentam valores superiores aos das resinas convencionais.
- as resinas com menor desgaste são as autopolimerizáveis, mas em A9, as resinas fresadas exibem valores menores comparados com as convencionais.

Pela escassez de resultados comparativos estas variáveis não foram consideradas, nesta revisão:

- módulo de flexão (A2).
- tenacidade à fratura (A2).
- trabalho à fratura (A2).
- módulo de elasticidade (A2 e A5).
- estabilidade de cor (A4).
- absorção e solubilidade da água (A2).
- perda vertical (A6).

Tabela 26: Valores médios de desgaste ($\pm DP$), conforme método de fabrico.

Pedra Volumétrica (mm ³)				
Art.	Menor Valor	Maior Valor	Intervalo de Valores	Observação de Significância
A6	<i>DentaClear</i> (G3 ⁹⁰)*	<i>DentaClear</i> (G3 ⁴⁵)*	2,08 $\pm$ 1,05 a 70,18 $\pm$ 8,27*	p<0,001
	<i>Ceramill splint-A</i> (G4 ⁰)**	<i>FreePrint Splint 2.0</i> (G4 ⁰)***	6,44 $\pm$ 1,77 a 204,59 $\pm$ 25,67 **	
A7	<i>Castdon</i> ***	<i>FotoDent Splint</i> ***	0,4 $\pm$ 0,1 a 1,2 $\pm$ 0,3***	p<0,001, as amostras <i>FotoDent Splint</i> , apresentaram todas fissuras
	<i>Castdon</i> ****	<i>FotoDent Splint</i> ****	1,2 $\pm$ 0,4 a 2,8 $\pm$ 1,0****	
A9	<i>Ceramill PEEK 71</i> ***	<i>Bioplast</i> ****	2,182 $\pm$ 0,11 a 3,733 $\pm$ 0,448****	p<0,001
Legenda: - *: 6 meses. - **: 12 meses. - ***: 20 000 ciclos mastigação. - ****: 12 000 ciclos de mastigação. - *****: 60 000 ciclos de mastigação. - p: significância.				

De facto, é possível verificar que é salientado a influência dos distintos métodos de fabrico e das resinas utilizadas, realçando as propriedades mecânicas e físicas que estão interligadas com as características intrínsecas dos dispositivos intermaxilares.

As resinas fresadas, efetivamente, apresentam de forma transversal em todos os artigos um desempenho superior em todas as propriedades comparativamente às resinas autopolimerizáveis e às fabricadas por impressão 3D. Contudo, quando armazenadas em água, reduzem significativamente as propriedades mecânicas, apesar de demonstrarem menores valores de Absorção e Solubilidade em Água⁽⁶⁴⁾. Assim, as resinas fresadas destacam-se como o material mais resistente em ambas as condições de armazenamento, sendo as propriedades mais afetadas a Resistência à Flexão⁽⁶⁴⁾ e o Módulo de Elasticidade⁽⁶⁴⁾. Relativamente à Dureza^(63, 64, 67), à Resistência à Flexão⁽⁶³⁻⁶⁷⁾, à Resistência à Fratura^(65, 66, 72) e à Rugosidade de Superfície^(66, 67, 70, 71) a performance clínica destaca-se positivamente. Na Tenacidade à Fratura os

dispositivos convencionais e impressos em 3D, demonstraram maior suscetibilidade à fratura frágil, enquanto que os fresados indicaram um comportamento mais seguro evitando danos catastróficos. A Perda Volumétrica^(68, 69, 71) e a Perda Vertical⁽⁶⁸⁾ é mais evidente nas outras resinas comparativamente às fresadas.

Os testes mecânicos (como escovagem simulada) e térmicos (TMC) impactaram significativamente nas propriedades mecânicas e estéticas dos materiais, sendo as resinas fresadas mais resistentes, porém com suscetibilidade à alteração de cor (abaixo do nível de perceptibilidade e de aceitabilidade).⁽⁶⁶⁾

4. Discussão

As Goteiras Oclusais, são dispositivos terapêuticos que são expostos, durante um grande período de tempo, a cargas que alcançam até uma força de 978N.⁽⁷³⁾ Por conseguinte, é necessário determinar as propriedades mecânicas dos materiais utilizados no fabrico das goteiras, face às necessidades clínicas.^(73, 74)

Lopez V, *et al.*⁽⁷⁵⁾ na sua revisão sistemática sobre as propriedades mecânicas dos dispositivos de interposição maxilar fabricados de forma convencional e com recurso às novas tecnologias (impressão 3D e fresagem), evidenciam que as resinas para fresagem demonstram melhor performance em termos de dureza, resistência ao desgaste, resistência à flexão, módulo de flexão e tenacidade à fratura comparativamente às resinas impressas em 3D e às resinas convencionais, o que não confirma a hipótese nula, inicialmente proposta.

4.1. Dureza

A Dureza é uma característica intrínseca de um material que define as propriedades mecânicas à microescala e avalia a capacidade de resistência às cargas oclusais e à deformação plástica, durante a função, estando diretamente relacionada com a composição química dos materiais utilizados, o modo de polimerização e o fabrico.^(73, 76-82) Assim, a Dureza de Superfície fornece, informações acerca do módulo de elasticidade, da densidade de reticulação, da capacidade de abrasão do oponente e da resistência ao desgaste.^(73, 77, 79-81, 83-88) Contudo, embora alguns estudos tenham demonstrado a correlação significativa entre os valores de dureza de um material e a previsão da resistência ao desgaste, outros diferem.^(79, 80, 86)

De facto, esta propriedade é um parâmetro calculado, através da relação entre a carga aplicada e a área de contato da impressão de indentação resultante^(76, 79-81) no qual o tamanho da impressão verifica-se como uma constante dependente da geometria do indentador (geralmente piramidal).^(76, 79-81) Para além do valor de dureza resultar do cálculo da área de indentação, as medições são também eficientes na investigação de propriedades de superfície podendo estar diretamente interligadas com a morfologia e com o comportamento de deformação.^(78, 79)

Os métodos avaliativos de dureza comumente empregados dependem das características da amostra (tamanho, forma, espessura e composição) são: Vickers, Knoop, Brinell, Shore e Rockwell.⁽⁸¹⁾ Todavia, tradicionalmente para ensaios de dureza de polímeros termoplásticos são utilizados os testes de medição de Vickers e de Knoop, tal como verificado nos artigos incluídos.^(76, 78, 81)

Vickers, idealizado na década de 1920, permite avaliar apenas a deformação plástica com o uso de um penetrador piramidal de diamante de base quadrada, tal como foi efetuado no estudo de Gibreel M, *et al.* (A4).^(23, 64, 89) Enquanto que, Knoop possibilita investigar as propriedades mecânicas relativas às características microestruturais de materiais frágeis e de materiais elastoméricos com uma ponta de diamante piramidal,^(23, 90) tal como efetuado em Guimarães DM, *et al.* (A5).⁽⁶⁷⁾

Apesar das vantagens descritas em ambos os testes como a versatilidade de medição e a relativa facilidade de uso dos procedimentos,⁽⁸⁰⁾ estes possuem desvantagens como a dependência da carga, os tempos de permanência e o operador.⁽⁷⁸⁾ Contudo, em última análise o teste de Vickers é considerado mais vantajoso, comparativamente ao de Knoop por ambas as diagonais serem medidas e o valor médio ser utilizado, contrariamente ao teste de Knoop, onde apenas a diagonal mais longa é medida.⁽⁸¹⁾

Ao avaliar a dureza entre diferentes tipos de resinas como as não acrílicas e as acrílicas, tal com Prpic V, *et al.* (A1)⁽⁶³⁾ efetuaram foram destacadas performances distintas. Prpic V, *et al.* (A1)⁽⁶³⁾ concluíram no seu estudo que as resinas não acrílicas comparativamente às resinas acrílicas demonstraram menor dureza para os dispositivos intermaxilares, independentemente do método de fabrico. Essa redução na dureza tem sido atribuída por alguns autores à baixa conversão da ligação dupla.^(89, 91) Em concordância, outros estudos relatam que as resinas de poliamida apresentaram maior resistência mecânica do que as resinas acrílicas.⁽⁹²⁾ Contudo, Duymus ZY, *et al.*⁽⁹²⁾ verificaram que a poliamida exibiu menores valores de Dureza Vickers. Nguyen LG, *et al.*⁽⁹³⁾, Hamanaka I, *et al.*⁽⁸⁰⁾ e Ayaz EA, *et al.*⁽⁸¹⁾ relataram valores de dureza superficial de bases de próteses de poliamida estaticamente mais baixos do que o PMMA.

Berli C, *et al.*⁽⁹⁴⁾, Grymak A, *et al.*⁽⁷⁷⁾, Prpic V, *et al.* (A3)⁽⁶³⁾, Gibreel M, *et al.*⁽⁸⁶⁾ e Wesemann C, *et al.*⁽⁸⁹⁾ descreveram que as resinas impressas em 3D

apresentam valores de dureza inferiores aos do PMMA convencional e das resinas fresadas.⁽⁷⁵⁾ Este facto, pode ser devido às resinas impressas em 3D, sofrerem maior deterioração da superfície por redução da quantidade de partículas de carga inorgânica, na sua constituição.⁽⁸⁶⁾ Porém, as descobertas de Digholkar S, *et al.*⁽⁹⁵⁾ e de Al-Qahtani AS, *et al.*⁽⁸²⁾ referem que a microdureza das amostras impressas em 3D, apresentam valores superiores quando comparados com as amostras de resinas convencionais e de resinas para fresagem. Wesemann C, *et al.*⁽⁸⁹⁾ corroboram os dois artigos anteriores referindo que entre materiais acrílicos, fresados e convencionais as resinas aditivas destacam-se positivamente. Com efeito, há estudos que revelam que existe um aumento do valor da microdureza, nas resinas compostas bis-acrílicas que são impressas em 3D, porque apresentam monómeros reticulados e cargas inorgânicas que aumentam a resistência à abrasão e diminuem a contração da polimerização.^(82, 95-97)

Ayman AD, *et al.*⁽⁸⁵⁾ referem que existe uma diferença significativa entre a dureza da superfície da resina para fresagem em comparação com a resina de PMMA termopolimerizável. Goujat A, *et al.*⁽⁹⁸⁾ e Kim D, *et al.*⁽⁹⁹⁾ avaliaram a dureza da superfície de materiais para fresagem e resinas impressas em 3D e concluíram que a dureza da resina impressa em 3D foi relativamente baixa, o que foi semelhante à tendência encontrada por Nam NE, *et al.*⁽⁹¹⁾ e nos estudos incluídos. As resinas para fresagem devido às condições de alta temperatura e alta pressão para a polimerização em conjunto com a adição de cargas inorgânicas restringem a contração da polimerização aumentando a dureza e diminuem a deterioração da superfície.^(85, 100)

Gibreel M, *et al.*⁽⁸⁶⁾ referem que as goteiras convencionais à base de PMMA e as goteiras fresadas, continham valores de dureza maiores do que as resinas impressas em 3D, especialmente as flexíveis que apresentaram os valores mais baixos de dureza superficial. Porém, nos artigos incluídos, dentro dos mesmos parâmetros foi avaliado por Abad-Coronel C, *et al.*^(A3)⁽⁶⁵⁾ a resistência à flexão e verificou-se um desempenho intermediário, mas com maior dispersão de medidas.

Alguns autores como Chockalingam K, *et al.*⁽¹⁰¹⁾ realçaram que a Dureza é influenciada pelo ângulo de impressão utilizado, tal como Grymak A, *et al.*^(A6)⁽⁶⁸⁾ referem no estudo incluído nesta revisão.

O desgaste é outra propriedade que é salientada, pois contrariamente aos resultados de Suwannaroop P, *et al.*⁽⁷⁹⁾ que não apoiam a sugestão do valor de dureza fornecer uma previsão acerca da sua resistência ao desgaste, alguns artigos incluídos destacam a correlação entre as propriedades dos materiais e a resistência ao desgaste.

As condições de armazenamento e o envelhecimento foram fatores significativos para a Dureza, sendo transversal a diminuição desta propriedade. Contudo, Rosello Jimenez JR, *et al.*⁽⁸⁷⁾ referem que as condições de armazenamento desempenharam um papel menor em comparação à seleção do material. É de salientar, que geralmente valores mais baixos de dureza correspondem aos materiais após envelhecimento simulado de 24 meses do que de 12 meses, tal como Tieh MT, *et al.*⁽¹⁰²⁾ referem.

É de realçar que nas últimas duas décadas, foram desenvolvidas novas formas de investigar a dureza de forma mais minuciosa com o teste de nanoindentação (em nanoescala) uma técnica simples e reprodutível que auxilia tanto na medição da dureza como do módulo de elasticidade em materiais com pequenas amostras, sendo uma opção favorável para o futuro.^(79, 80, 102) Contrariamente, à microindentação, em que apenas a medição da dureza, é possível.⁽⁷⁹⁾

Conclui-se, que a dureza de uma material está interdependente da sua composição, o que dificulta retirar conclusões devido à insuficiência de dados nos artigos avaliados, uma vez que os fabricantes não divulgam a composição dos materiais.^(78, 103) Para além disso, estudos adicionais devem ser efetuados, para descobrir se há uma correlação positiva entre a dureza e a abrasão dos materiais das Goteiras Oclusais, sendo altamente relevante clinicamente, pois a perda volumétrica e vertical pode causar desequilíbrio oclusal, com consequente libertação de monómeros.⁽⁷³⁾

4.2. Resistência à Flexão

A resistência à flexão ou módulo de rutura, é mencionado como uma propriedade fundamental nas resinas polimerizadas, demonstrando a capacidade de resistência de um material contra a deformação, sobre carga.^(74, 81, 82, 104, 105)

O método amplamente adotado por padrões internacionais para materiais poliméricos é o teste de flexão de 3 pontos, devendo os materiais apresentar uma resistência à flexão inferior a 65 MPa.^(23, 81, 83, 87, 105-107) De facto, este teste permite simular as condições funcionais intraorais, reproduzindo as cargas exercidas durante a mastigação e a parafunção.⁽¹⁰⁵⁾ No entanto, requer uma grande número de amostras, para uma medição precisa.⁽¹⁰⁵⁾

Esta propriedade é um critério importante na determinação da resistência mecânica e da rigidez do material, imediatamente antes deste ceder e ocorrer uma fratura.^(74, 81, 104) Efetivamente, a rutura ou a fratura à flexão das resinas acrílicas, tem sido muito estudada, devido a ser considerado a causa primária de falha clínica.^(81, 90) Esses estudos são essenciais, uma vez que quando um paciente deixa cair o dispositivo intraoral, este tem de ser rígido e flexível o suficiente para absorver a energia e distribuir as forças de forma eficaz, característica igualmente relevante nas Goteiras Oclusais.^(81, 90) Dessa forma, uma maior resistência do material está associada a um menor risco de fratura.⁽⁸⁷⁾

Alguns estudos revelam que o processo de polimerização da resina e a composição do monómero tem uma influência significativa nesta propriedade, tal como a densidade dos materiais utilizados.^(91, 105) Ademais, o ciclo térmico e o ciclo hidrotérmico a que são sujeitos, também são referenciados como fatores de impacto à diminuição na resistência à flexão, especialmente nos materiais de base de prótese.^(81, 91)

No contexto das resinas utilizadas no fabrico de Goteiras Oclusais devem ser suficientemente robustas para suportar as cargas aplicadas durante os períodos de uso diário.⁽⁷⁴⁾

Tal como em Prpic V, *et al.*⁽⁶³⁾, Ucar V, *et al.*⁽⁹⁰⁾ demonstraram, nenhuma amostra de poliamida, nem uma resina de polimerização leve não acrílica, para fabrico aditivo fraturaram durante o teste de flexão. Alguns estudos investigaram materiais de poliamida para bases de próteses e corroboram o facto de a poliamida ser mais flexível que as resinas acrílicas.^(80, 108)

A literatura destaca diferenças significativas entre os diversos tipos de resinas utilizadas, evidenciando a importância de analisar, na manufatura aditiva, fatores como a orientação de construção, a espessura das camadas e os parâmetros de pós-polimerização, que influenciam diretamente a resistência à flexão.⁽⁸²⁾ Unkovskiy, *et al.*⁽¹⁰⁹⁾, Chockalingam K, *et al.*⁽¹⁰¹⁾ e Vayrynen VO, *et*

al.⁽³²⁾ reiteram que a orientação e a espessura da impressão influênciam a precisão da impressão, tal como Prpic V, *et al.* (A1)⁽⁶³⁾ já tinham concluído que as diferenças se deviam principalmente às composições químicas, apesar de ser salientada a importância da tecnologia.

Gad MM, *et al.*⁽¹¹⁰⁾ relataram que as resinas impressas em 3D podem apresentar resistência à flexão comparável às convencionais. Enquanto que pesquisadores como Nam NE, *et al.*⁽⁹¹⁾, Simoneti, *et al.*⁽¹¹¹⁾ e Goujat, *et al.*⁽⁹⁸⁾ mencionam que a resistência à flexão das resinas impressas em 3D pode superar a das fresadas. Como Abad-Coronel C, *et al.* (A3)⁽⁶⁵⁾ evidenciaram que as resinas 3D flexíveis poderiam ser uma boa opção, Herpel C, *et al.*⁽¹¹²⁾ concluíram que as Goteiras Oclusais termoflexíveis impressas em 3D poderiam ser uma alternativa viável ao comparar com as fresadas, mas apenas por três meses de uso clínico.

Al-Qahtani AS, *et al.*⁽⁸²⁾ e Gad MM, *et al.*⁽¹¹⁰⁾ referem que as resinas fresadas têm demonstrado melhor performance em termos de resistência à flexão em relação às resinas impressas em 3D. Esse resultado pode ser atribuído às diferenças estruturais, incluindo um maior grau de conversão de polimerização e uma menor presença de porosidade.^(82, 95, 105, 107) Contudo, Alp G *et al.*⁽¹¹³⁾ contrariaram os resultados obtidos em Prpic V, *et al.* (A1)⁽⁶³⁾, onde dois materiais convencionais e um material fresado PMMA apresentaram valores semelhantes.

Assim, conclui-se que a resistência à flexão dos materiais está diretamente relacionada ao seu processo de fabricação. Os materiais fresados demonstram desempenho superior em comparação às resinas convencionais e impressas em 3D, sendo uma alternativa viável, garantindo maior durabilidade.

4.3. Módulo de Flexão

O módulo de flexão, representa a capacidade do material de suportar o efeito momentâneo de uma carga de impacto, enquanto as tensões permanecem dentro do limite proporcional, refletindo a rigidez do material.^(23, 107) Portanto, um módulo de flexão mais baixo é uma desvantagem do ponto de vista clínico, uma vez que também está interligado com a rigidez do material, não devendo ser inferior a 2 GPa.^(73, 90, 105, 107)

Wesemann C, *et al.*⁽⁸⁹⁾ e Väyrynen VO, *et al.*⁽³²⁾ observaram que os materiais impressos saturados em água apresentam um módulo de flexão menor em comparação com o PMMA (fresado e moldado por injeção), mas não relativo ao estado seco.

Indubitavelmente, vários estudos relatam comparações entre resinas fresadas e PMMA convencional, como Ayman AD, *et al.*⁽⁸⁵⁾ e Steinmassl O, *et al.*⁽¹¹⁴⁾ referiram que a resina fresada utilizada para base de prótese apresenta um módulo de flexão superior em relação ao PMMA termopolimerizável. Ayman AD, *et al.*⁽⁸⁵⁾ relacionaram este achado a uma baixa concentração de monômero residual e Aguirre BC, *et al.*⁽¹⁰⁵⁾ tal como os estudos aqui analisados demonstram que as resinas fresadas apresentam maior módulo de flexão, ou seja, deformação mínima ou nenhuma antes da fratura.

4.4. Módulo de Elasticidade

O módulo de elasticidade, representa a rigidez ou a flexibilidade de um material dentro do limite elástico. Segundo a lei de Hooke a deformação do material é proporcionalmente direta à tensão aplicada.^(23, 79, 80, 115)

De facto, esta propriedade está interdependente da rigidez de um material, sendo que à medida que o módulo de elasticidade aumenta o material torna-se mais rígido, havendo uma correlação positiva entre estas duas características.^(23, 79, 80, 115) Contudo, apesar do módulo de elasticidade e a dureza estarem associados, à primeira propriedade não pode descrever completamente a segunda, pois a dureza pode ser influenciada por vários fatores, como a resistência à compressão e a ductilidade.⁽⁸⁰⁾ A resistência ao desgaste também pode ser afetada pelo módulo de elasticidade,⁽⁸⁰⁾ porém não houve qualquer estudo focado na correlação entre o módulo de elasticidade e a resistência ao desgaste.⁽⁷⁹⁾

As Goteiras Oclusais devem possuir algum comportamento elástico, sinónimo de baixa deformação, pois se forem dúcteis serão mais suscetíveis à fratura durante a função^(78, 87), ou seja, elevados módulos de elasticidade são mais resistentes à deformação elástica.^(83, 114)

Ao analisar as propriedades dos materiais é visível, segundo alguns autores como Reymus M, *et al.*⁽⁷⁸⁾ e Hampe R, *et al.*⁽¹¹⁶⁾ que a elasticidade dos materiais

impressos em 3D diminui com o armazenamento em água. Ademais, este material parece ser mais quebradiço com o tempo, isto é mais suscetível à fratura comparativamente com os dispositivos fresados, após o mesmo tempo.⁽⁷⁸⁾ O PMMA impresso em 3D é referido também por Fiore AD, *et al.*⁽¹¹⁷⁾ uma vez que a deformação plástica é maior do que no PMMA termopolimerizável.

Relativamente aos materiais fresados utilizados em bases protéticas, Steinmassl O, *et al.*⁽¹¹⁴⁾ e Wadachi J, *et al.*⁽¹¹⁸⁾ demonstraram propriedades elásticas superiores aquando comparados com materiais convencionalmente processados. Outros estudos, como de Steinmassl O, *et al.*⁽¹¹⁴⁾ e Ayman AD, *et al.*⁽⁸⁵⁾ reforçam que materiais CAD/CAM demonstram um módulo de elasticidade superior às resinas de autopolimerização ou termopolimerização, onde Ayman AD, *et al.*⁽⁸⁵⁾ referem que pode ser devido à baixa concentração de monómeros residuais. Indubitavelmente, os materiais pó/líquido são considerados mais vantajosos que os materiais impressos devido aos efeitos de lixiviação e de degradação.⁽⁸⁷⁾

4.5. Absorção e Solubilidade de Água

A absorção e a solubilidade são problemas críticos que prejudicam as propriedades físicas e mecânicas como a dureza da superfície, o módulo de elasticidade, a estabilidade dimensional, a resistência transversal, o limite de fadiga, a cor, a durabilidade e a longevidade dos materiais.^(110, 119-123) De acordo, com os valores da norma ISO o aumento de massa por volume de absorção de água, não deve exceder os 32 µg/mm³ e a perda de massa de matéria solúvel por volume não deve exceder os 1,6 µg/mm³.⁽²³⁾

A absorção de água é um processo físico e químico, que pode ser definido como um fenómeno de fixação ou de captura de um gás ou vapor, por uma substância em estado condensado (sólido ou líquido), resultando na alteração do seu volume e do seu peso.^(122, 124) Esse processo é determinado pelo aumento da massa por unidade de volume^(122, 124) e está diretamente relacionado à maior suscetibilidade à degradação hidrolítica da matriz, impactando negativamente as propriedades mecânicas dos materiais.⁽⁸⁷⁾ Basicamente, é um processo controlado por difusão, que ocorre por meio da penetração em espaços vazios ou por meio de uma interação molecular.⁽¹²⁴⁾ À medida que as moléculas de água

penetram no material, interferem nas cadeias poliméricas, atuando como plastificantes, o que torna o material mais macio e reduz a sua resistência mecânica.^(105, 121, 123) Essa interação molecular provoca o afastamento das cadeias poliméricas, resultando em degradação química e na eluição de monómeros residuais.⁽¹²³⁾ Alguns autores descobriram que as moléculas de água se espalham entre as macromoléculas do material, forçando-as a separarem, o que contribui para o envelhecimento estrutural e a diminuição da estabilidade dimensional.⁽¹²¹⁾

A solubilidade mede a quantidade de substância química que se pode dissolver na água a uma temperatura específica, referindo a perda de massa dos polímeros.^(122, 124) Esse parâmetro é expresso em gramas de soluto por litro de solução saturada.^(122, 124) É de evidenciar que uma solubilidade negativa aponta para uma perda de material e, conseqüentemente, resulta num aumento da rugosidade e diminuição dos valores de resistência à flexão.⁽⁹⁴⁾ De facto, devido à correlação direta entre o aumento da solubilidade e a diminuição das propriedades mecânicas, é fundamental que este valor seja baixo, a fim de evitar fraturas e fissuras, além de melhorar a estabilidade do dispositivo.^(110, 119, 121) Materiais com alta solubilidade tendem a absorver mais água, o que provoca instabilidade dimensional e sujeita o material a tensões internas, evidenciando a relação entre absorção e solubilidade.^(110, 119, 121)

Idealmente, os materiais deveriam ser insolúveis e conter uma estabilidade química e térmica relativamente alta, com o fim de diminuir ou anular a absorção de água, a absorção de produtos químicos ambientais e a libertação de componentes na cavidade oral.^(121, 122)

As resinas constituintes dos dispositivos intraorais são afetadas tanto pela absorção, como pela solubilidade de água, dois fatores cruciais que afetam diretamente as suas propriedades.⁽¹²⁴⁾ Estudos revelam que a absorção de água tende a ser maior em resinas com maior concentração de grupos amida, devido à sua alta afinidade por moléculas de água.⁽¹⁰⁶⁾ Por outro lado, outros pesquisadores sugerem que o aumento da absorção está associado a maiores quantidades de matriz de resina e a uma menor quantidade de partículas de enchimento, visto que o menor preenchimento facilita a penetração da água na estrutura do material.⁽¹²⁰⁾ Além disso, a saturação dos materiais em água é descrita por alguns autores como um fator mais significativo que o processo de

pós-polimerização.⁽⁸⁷⁾ Contudo, a redução do monómero residual permanece um fator essencial para minimizar tanto a absorção quanto a solubilidade da água.^(73, 103, 110) Deste modo, destaca-se a técnica de polimerização e a necessidade de ocorrer a polimerização dos materiais das Goteiras Oclusais completa, pois os monómeros residuais têm sido associados ao aumento da absorção/solubilidade em água, levando à instabilidade dimensional.^(73, 103, 110)

O grau de polaridade da resina também é salientado no progresso de absorção.^(123, 124) A ciclagem térmica ainda é referida como amplificadora da absorção, visto que os ciclos alternados de água quente e fria, para simular as tensões do ambiente oral potencia a formação de lacunas ao longo da interface adesiva permitindo a infiltração de fluidos.⁽¹⁰⁰⁾ Como é referido por Berli C, *et al.*⁽⁹⁴⁾ o aumento da absorção de água, neste caso, entre grupos de resinas impressas em 3D resultou na redução da resistência à flexão das resinas.⁽¹⁰²⁾ Em Alp G, *et al.*⁽¹¹³⁾, também relataram que a termociclagem afeta as propriedades mecânicas dos materiais provisórios, devido à ação plastificante da água.

As resinas acrílicas demonstram uma propensão natural, para absorver água ao longo de um período de tempo, sendo um fenómeno diretamente correlacionado à polaridade das moléculas que a constituem e agem como plastificante, reduzindo a rigidez e a resistência estrutural da própria resina acrílica.⁽¹²²⁾

Relativamente às resinas fabricadas aditivamente, Gibreel M, *et al.*⁽⁸⁶⁾ referem que o armazenamento em água culminou numa diminuição significativa da dureza superficial. Esse efeito prejudicial está associado ao baixo grau de polimerização das resinas impressas em 3D, que resulta em maior quantidade de monómeros residuais.⁽¹¹⁰⁾ Descobertas de Vallittu PK, *et al.*⁽¹²⁵⁾ mostraram que o aumento da absorção de água pode ser atribuído à técnica de impressão das camadas, pois permite que esta penetre entre os estratos do polímero, preenchendo espaços inter-poliméricos e promovendo o afastamento das cadeias poliméricas.⁽¹²⁴⁾ Corroborando, o estudo de Perea-Lowery L, *et al.*⁽¹²⁶⁾ que demonstrou que a absorção de água tem um valor maior em comparação às resinas termopolimerizáveis (altas temperaturas durante um período longo de tempo reduz a absorção de água, a solubilidade e a concentração de monómero residual).^(110, 124) Referem ainda que o armazenamento de água tendeu para um

efeito prejudicial significativo nas propriedades mecânicas das resinas flexíveis impressas em 3D. Consistente, Gad MM, *et al.*⁽¹¹⁰⁾ e Berli C, *et al.*⁽⁹⁴⁾ também encontraram valores mais altos de absorção de água para resinas impressas em 3D em comparação com resinas convencionais para dispositivos oclusais.⁽¹²⁴⁾ Contudo, apesar dos valores de absorção e solubilidade de água das resinas impressas em 3D permanecerem dentro dos limites aceitáveis, o aumento nesses parâmetros em comparação com as resinas convencionais ressalta a necessidade de uma avaliação criteriosa para aplicação clínica, considerando o seu potencial impacto na longevidade dos dispositivos.⁽¹¹⁰⁾

As resinas fresadas têm-se destacado devido a serem menos propensas à solubilidade e à absorção de água, resultado da sua estrutura altamente reticulada e homogênea.^(73, 104) De facto, a homogeneidade do dispositivo, é importante pois quanto mais homogêneo um material, menos água ele absorve e menos solúvel ele é.^(120, 122)

Indubitavelmente, a absorção e a solubilidade em água são propriedades indesejáveis, pois resultam na lixiviação de monómeros residuais e aditivos solúveis na cavidade oral, podendo causar reações indesejadas nos tecidos moles, como eritema, edema, urticária e também efeitos citotóxicos, impactando diretamente na biocompatibilidade.^(110, 119, 121, 122, 124)

Segundo alguns autores, um material para ficar completamente saturado com água leva normalmente quatro a seis semanas estagnando-se a degradação hidrolítica, continuando assim o seu curso estável.^(73, 127) Porém, é referido por outros que quanto maior for o tempo de armazenamento, maior é o aumento das taxas de absorção de água.⁽¹²⁰⁾ Neste caso, as Goteiras Oclusais como são utilizadas durante a noite, são expostas à humidade intraoral, por aproximadamente sete a oito horas, sendo necessário mais evidencia científica e fornecer uma revisão concisa, acerca do efeito plastificante da água na rede polimérica e a influencia na suscetibilidade alérgica desses materiais.^(73, 119, 122)

Em suma, estas propriedades continuam a ter influência direta no desempenho clínico e na longevidade dos dispositivos, sendo necessário mais evidência.^(110, 124) Salienta-se também que foi sugerida uma possível correlação entre o monómero residual e a perda de peso determinada pelo teste de solubilidade, pois a maior quantidade de monómero residual é geralmente lixiviada nos primeiros dias de armazenamento em água, sendo necessário focar

na padronização devido à dificuldade de estimar o efeito da libertação do monómero residual.⁽¹²²⁾

4.6. Estabilidade da cor

A cor é um parâmetro estético fundamental na Medicina Dentária, em que o julgamento visual acaba por ser o método mais frequente, para a seleção de materiais.⁽¹²⁸⁾ Assim, como ferramenta de controlo de qualidade, avalia o desempenho clínico e interpreta achados visuais.^(110, 128, 129)

A mudança de cor dos materiais protéticos pode levar ao desconforto e insatisfação no paciente e consequentemente a custos adicionais de substituição.^(110, 128, 129) Deste modo, a investigação e a padronização subsequente da cor, guia-se pelos dois limites principais: o limite de perceptibilidade (PT) e o limite de aceitabilidade (AT).⁽¹²⁸⁾

As medições de cor podem ser afetadas pela interação da luz que sofre transmissão, absorção, reflexão e dispersão interna nas amostras,^(106, 110) sendo a translucidez uma das principais propriedades associativas da cor, que refletem a capacidade de um corpo permitir a passagem de luz.^(23, 110)

Os materiais impressos em 3D são referidos em Tieh MT, *et al.*⁽¹⁰²⁾ por as alterações de cor se encontrarem dentro da faixa do clinicamente aceitável, quando expostos a saliva artificial.

Dayan C, *et al.*⁽¹³⁰⁾ e Dimitrova M, *et al.*⁽¹²⁹⁾ referem que a estabilidade da cor das resinas para fresagem é superior a outro tipo de resina, como se verificou neste estudo. Rayyan MM, *et al.*⁽¹³¹⁾ reforçaram o facto de existir maior estabilidade da cor, logo após a exposição à cavidade oral, em coroas fresadas.

De facto, alguns fatores intrínsecos e/ou extrínsecos podem influenciar a estabilidade da cor, destacando-se o uso prolongado, a rugosidade da superfície, a espessura da amostra e a penetração e a degradação de pigmentos intrínsecos em conjunto com a absorção de água, que culmina na deterioração das resinas.^(91, 94, 102, 129) Contudo é de realçar que os fatores extrínsecos são a causa mais frequentes de alteração de cor.^(129, 132)

Na literatura, é ainda referido que há alterações de cor resultantes da exposição a diferentes condições de armazenamento (soluções de limpeza, por exemplo onde as goteiras são guardadas) e bebidas (chá, café, vinho e

refrigerantes), o que não se aplica às Goteiras Oclusais que não são utilizadas nestas circunstâncias.⁽¹²⁹⁾ A escovagem, conseqüentemente também liberta alguns componentes que deterioram a superfície dos dispositivos.⁽¹²⁹⁾

Assim, a solução à descoloração dos materiais, por alguns autores, passa pela composição da matriz de resina e pelos métodos de polimerização associados que podem refletir um grande efeito na estabilidade da cor.⁽¹³¹⁾

4.7. Rugosidade de Superfície

A rugosidade é uma característica comparativa, que quantifica a textura da superfície, estabelecendo uma correlação inversa com o brilho, ou seja, quando a rugosidade da superfície aumenta, o brilho diminui proporcionalmente.^(73, 77, 133) Além disso, a rugosidade da superfície influencia na integridade da superfície, na estética (após a imersão em bebidas, corantes ou soluções ácidas promove a retenção de pigmentos) e na colonização microbiana (maior adesão de espécies bacterianas e fúngicas, às microporosidades).^(71, 73, 75, 102, 133-135)

A rugosidade superficial desempenha um papel no sucesso terapêutico e na saúde e conforto do paciente.^(75, 102) Está diretamente associada à qualidade do material obtido pós polimento, uma vez que superfícies mais lisas resultantes desse processo proporcionam menor desgaste e maior longevidade.^(71, 136) O polimento pode ser subdividido em polimento químico e polimento mecânico. O polimento químico, apresenta vantagens sobre o polimento mecânico convencional relativamente à limpeza, à rapidez e à facilidade de tornar as superfícies de entalhe mais macias.⁽¹³⁷⁾ Tal como indicam Mesquita MF, *et al.*⁽¹³⁸⁾ as resinas sujeitas a polimento químico apresentam maior resistência do que as polidas mecanicamente.⁽¹³⁷⁾

Materiais impressos em 3D, de acordo com Nam NE, *et al.*⁽⁹¹⁾ têm indicado características de rugosidade de superfície comparáveis a materiais fresados, enquanto que Aldahian N, *et al.*⁽¹³⁹⁾ em coroas provisórias e Al-Qahtani AS, *et al.*⁽⁸²⁾ em resinas poliméricas reiteram que as amostras apresentam valores maiores de rugosidade de superfície comparativamente com resinas para fresagem e resinas convencionais estando de acordo com os estudos incluídos na nossa revisão sistemática. Simoneti DM, *et al.*⁽¹¹¹⁾ revelaram que os valores da rugosidade de superfície são menores nas amostras de impressão 3D em

comparação com as convencionais. Efetivamente, Ide Y, *et al.*⁽¹⁴⁰⁾, Choi JY, *et al.*⁽¹⁴¹⁾ e Grymak A, *et al.*⁽⁷⁷⁾ ressaltaram que nas resinas impressas em 3D o ângulo de impressão, a velocidade, a intensidade do laser, a pós-cura e a resolução de impressão têm efeito na rugosidade da superfície, o que vai ao encontro de um estudo incluído (A6).

4.8. Tenacidade e Resistência à Fratura

A tenacidade, descreve a capacidade de uma amostra contendo um ponto de ruptura pré-determinado de resistir à falha, havendo fatores como a profundidade, o ajuste, o *design*, os entalhes anatómicos, a absorção de água, o tratamento pós-polimerização e a rugosidade, que a influenciam.^(75, 83, 114, 136) Superfícies rugosas, nomeadamente aquelas com microfissuras superficiais podem levar à falha ou à propagação de mais fissuras, ampliando o dano estrutural ao longo do tempo.⁽¹³⁶⁾ É sabido que falhas estruturais estão sempre presentes na matriz de resina e a influência da carga cíclica cria microfissuras que são o sinal inicial de falha.⁽⁷²⁾ A carga contínua e a concentração de tensão nesses defeitos estruturais, origina fissuras maiores, servindo como uma entrada para fluídos orais e bactérias, acelerando o processo de falha.⁽⁷²⁾

O teste de flexão de três pontos, mas primordialmente os testes de resistência ao impacto são comumente usados, para avaliar a quantidade de energia absorvida pelos materiais antes de serem fraturados, pois dispositivos com alta resistência à fratura, no ponto de vista clínico, protegem as cúspides dentárias e prolongam a vida útil, economizando custos adicionais ao paciente.^(75, 107, 115)

Goteiras fabricadas com resinas de impressão 3D, demonstraram em Yildiz Domanic K, *et al.*⁽¹⁴²⁾ frequentemente fratura, contrariamente às fresadas que apresentavam uma perfuração. Estas primeiras resinas são consideradas como amplamente dependentes das condições e do método de pós-processamento, o que leva a resultados diferentes no desempenho. Contrariamente, Steinmassl O, *et al.*⁽¹¹⁴⁾ fizeram referência à microestrutura da resina, como possível responsável pelas diferentes propriedades mecânicas. Assim retirando o comprimento da cadeia do polímero, que seria influenciado pelo protocolo de cura, como fator causador. Contudo, Chung YJ, *et al.*⁽¹⁴³⁾ referiram que as

resinas de impressão 3D fornecem uma resistência à fratura suficiente para aplicação clínica.

De facto, alguns autores defendem que resinas impressas tridimensionais apresentam uma resistência à fratura inferior às resinas para fresagem ou processadas convencionalmente.⁽⁷⁵⁾ Lutz AM, *et al.*⁽⁶⁹⁾ corroboram que as resinas fresadas demonstram melhor resistência à fratura comparativamente às resinas convencionais, devido ao seu fabrico industrial. No entanto é descrito também que após o envelhecimento das resinas impressas em 3D, a resistência à fratura não é afetada, o que pode indicar que esta resina homogênea tem indicação para uso clínico.⁽⁷⁵⁾

Estudos também indicam que materiais compostos fabricados para fresagem exibem, de forma geral, maior resistência à fratura do que os polímeros de PMMA.⁽¹¹³⁾

As resinas fresadas por compressão fraturaram com mínima ou nenhuma deformação plástica.⁽¹⁰⁵⁾ Em um estudo de análise *in vitro* de Steinmassl O, *et al.*⁽¹¹⁴⁾ foi observado que nenhuma das resinas CAD/CAM testadas, apresentou fissuras sobre cargas de rutura inferiores às da resina autopolimerizável amplamente utilizada.

Portanto, a interpretação dos dados sobre resistência à fratura e o desempenho de Goteiras Oclusais em aplicações clínicas deve ser realizada de forma holística, considerando o impacto de múltiplos fatores, para prever o risco de fratura e o potencial de sucesso clínico dos diferentes materiais disponíveis.⁽⁷³⁾

Conclui-se que são necessárias investigações adicionais, para obter mais informações sobre as causas de perfurações e de fraturas.^(72, 144) A análise do modo de falha deve ser salientada para melhor compreensão dos mecanismos.^(72, 144) De uma perspetiva clínica, relativamente às Goteiras Oclusais, uma fratura é pior do que uma perfuração, podendo ocorrer por queda, flexão ou manuseio incorreto durante a limpeza.^(72, 115, 142, 144)

4.9. Desgaste

O desgaste é um processo complexo, que se define como a perda de partículas resultante da remoção e da realocação de substâncias através do

contato de dois ou mais materiais, resultando na degradação gradual.^(86, 88, 145-147) Esse fenômeno é influenciado por diversos fatores como a forma do dente, a área da superfície oclusal, a altura da cúspide e a área de contato.^(86, 88, 145-147)

A rugosidade, a dureza, o módulo de elasticidade, os danos da superfície, a natureza abrasiva dos alimentos, as propriedades do material antagonista, o comportamento individual de mastigação, os hábitos parafuncionais e as forças neuromusculares podem influenciar o processo de desgaste.^(88, 147) No entanto, a força de impacto e a força de mordida do indivíduo, não são considerados fatores que contribuem significativamente, para o processo de desgaste intraoral.^(145, 146) Sarosi C, *et al.*⁽¹⁴⁸⁾, Perea-Lowery L, *et al.*⁽¹²³⁾ e Heintze SD, *et al.*⁽¹⁴⁹⁾ referiram que o comportamento de desgaste está interconectado com os valores de tenacidade à fratura e de resistência à flexão.

De facto, é de salientar que os dispositivos de simulação de desgaste, por exemplo, o pino no bloco, o pino no disco, o desgaste de dois corpos, o desgaste de três corpos, a simulação de escovagem com diferentes forças, o deslizamento e as condições ambientais (água e bolo alimentar), podem levar a resultados diferentes.⁽¹³⁶⁾ Contudo, destaca-se o desgaste de 2 corpos, onde se contactam apenas os pontos mais altos dos materiais e as forças variam entre 5 e 50 N, sendo 50 N considerado o padrão.^(86, 145) É descrito como 2 superfícies deslizantes que aumentam o contato entre uma e a outra com o tempo, visto que os pontos mais altos se desgastam⁽¹⁴⁵⁾ havendo, apenas interações diretas entre as superfícies da amostra e do antagonista que causam perda de substância.⁽¹⁵⁰⁾

O método de determinação, a aplicação e a magnitude das forças aplicadas ao objeto em questão, diferem na maioria dos estudos, tornando as comparações difíceis de estabelecer, devido à obtenção de resultados frequentemente inconsistentes e contraditórios.^(136, 145, 146) Contudo, todos os métodos de desgaste carecem de evidências quanto à sua relevância clínica, uma vez que os estudos prospetivos correlacionando *in vitro* com resultados *in vivo* de longo prazo, com materiais idênticos, não estão disponíveis.⁽¹⁴⁶⁾ Para além disso, estudos clínicos produzem uma alta variabilidade, especialmente devido ao fator “paciente”, comparativamente aos estudos *in vitro*, que reduzem a variabilidade dos resultados dos testes graças à padronização.⁽¹⁴⁶⁾ Portanto, condições de teste que simulem a situação clínica devem ser preferíveis, com forças de mastigação de cerca de 50 N até 150 N, aplicadas com uma frequência

de 1,2 - 2,5 Hz (carga mastigatória média).⁽¹³⁶⁾ A combinação de um impacto de força vertical e movimento lateral subsequente em um ciclo mastigatório é necessário, para simular desgaste abrasivo e por fadiga.⁽¹³⁶⁾ Assim, as amostras ao serem submetidas a cargas correspondentes semelhantes à da mastigação, o desgaste vai depender apenas do material em teste e do antagonista.^(71, 86)

Kaidonis JA, *et al.*⁽¹⁵¹⁾ referem que existe uma relação linear entre a taxa de desgaste e carga. Benli M, *et al.* (A9)⁽⁷¹⁾ acrescentaram o ciclo de desgaste realizado na simulação, como fator.

O esmalte é considerado, por Stober T, *et al.*⁽¹⁵²⁾ um material antagonista inadequado para testes de desgaste padronizados, uma vez que as propriedades morfológicas e estruturais (composição e forma) de substâncias biológicas são altamente variáveis, contudo são utilizados em vários estudos, como em três dos incluídos (A6, A7 e A9).^(147, 150)

Para além dos testes de desgaste, ao medir a microdureza do material, pode-se obter uma melhor compreensão acerca da resistência do material contra o desgaste, visto que teoricamente uma superfície dura sofrerá menos desgaste abrasivo do que uma superfície macia, se outros fatores permanecem constantes.⁽¹³³⁾ No entanto, o desgaste em nanoescala de materiais dentários por nanoindentação, não foi amplamente avaliado, até onde os autores sabem.⁽⁸⁰⁾

Na literatura, foram descritos variados mecanismos de desgaste, destacando-se quatro: desgaste deslizante/adensivo (caracterizado pela transferência de material), desgaste abrasivo (desgaste de dois e três corpos), desgaste por fadiga e desgaste corrosivo (resultado de reações químicas).^(88, 145, 147)

Na cavidade oral, o rompimento da matriz orgânica, a exposição do conteúdo inorgânico e a perda de partículas menores de preenchimento⁽¹³³⁾ podem estar correlacionadas com a relação entre os contactos oclusais com dentes antagonistas representando o desgaste deslizante.^(80, 133) As atividades diárias como a mastigação, a escovagem com pasta de dentes e a inalação de poeira são exemplos do desgaste abrasivo e a diminuição de pH, devido ao consumo de certas frutas e bebidas, a inalação de resíduos industriais, o vômito, a regurgitação do suco gástrico em doenças como a bulimia e a anorexia nervosa é relativo ao desgaste corrosivo.^(80, 133) Assim, a composição e a morfologia do

enchimento, desempenha um papel importante na resistência contra o desgaste, sendo referido por alguns autores que a resistência de um objeto é superior, devido ao maior volume de enchimento, em conjunto com a melhor ligação entre o enchimento e o componente da matriz.⁽¹³³⁾

As Goteiras Oclusais, contrariamente, aos materiais restauradores, não são expostas a substratos intermediários abrasivos, como alimentos.⁽⁸⁶⁾ Contudo, é recomendado o polimento, para evitar que a superfície seja desgastada, para atingir o desempenho clínico ideal.⁽⁷¹⁾

Gibreel M, *et al.*⁽⁸⁶⁾ referem que as diferenças nas propriedades entre os materiais não depende só das diferentes tecnologias de fabrico, mas também da composição química. Tal como Wesemann C, *et al.*⁽⁸⁹⁾ reforçam o tratamento pós-polimerização, como o aquecimento durante a polimerização por luz ultravioleta (UV), também se correlaciona à resistência ao desgaste.⁽⁷⁵⁾

Quanto às resinas para o fabrico aditiva, Huettig F, *et al.* (A8)⁽⁷⁰⁾ e Wesemann C, *et al.*⁽⁸⁹⁾ afirmaram que são comparáveis às resinas convencionais.⁽⁷⁵⁾ Contrariamente, Lutz AM, *et al.* (A7)⁽⁶⁹⁾ referem que as resinas convencionais têm valores superiores de resistência ao desgaste, seguido pelos materiais fresados e por fim as resinas impressas em 3D, com menor resistência ao desgaste.⁽⁷⁵⁾

Gibreel M, *et al.*⁽⁸⁶⁾ demonstraram que as Goteiras Oclusais à base de PMMA (fabricadas convencionalmente e fresados) apresentam menor desgaste. Além disso, ainda referem que o policarbonato fresado CAD/CAM e os materiais flexíveis fabricados com aditivos (excluindo o *KeySplint Soft*), mostraram maior desgaste.⁽⁸⁶⁾

A avaliação do desgaste é teoricamente difícil, porque depende de vários parâmetros além das propriedades mecânicas e físicas do material, como o *design* da amostra, a carga, o movimento do antagonista e a termociclagem.^(71, 79) Estas características ao diferirem muito⁽⁸⁹⁾ culminam em diferentes graus de desgaste.^(71, 79) Em suma, existe a necessidade de mais pesquisas de longo prazo, para compreender os possíveis riscos à saúde relacionados com a libertação de detritos via desgaste e ainda correlacionar com a limitação da longevidade do dispositivo intermaxilar.^(69, 75, 89)

4.10. Limites

De forma a aumentar a homogeneidade dos estudos incluídos foram estabelecidos critérios de inclusão e exclusão, porém à posteriori análise dos estudos verificou-se uma grande diferença na metodologia. Para além disso, a disparidade no tamanho e na forma das amostras testadas nos diversos artigos, dificultou a organização dos dados. A preparação das amostras e a metodologia aplicada nos testes, também divergiram entre si e a falta de informação quanto à composição de cada resina e dados numéricos acerca de cada propriedade testada impediu a comparação, em alguns casos.

Efetivamente, a escassez de estudos clínicos efetuados promove interpretações incompletas, pois embora a relevância dos estudos *in vitro*, desempenhe um papel elementar na compreensão inicial do comportamento dos materiais, não simulam todas as condições clínicas, reiterando a importância de integrar abordagens laboratoriais e investigações clínicas abrangentes, que permitam extrapolar os resultados obtidos para situações práticas de uso prolongado.^(79, 85)

Outro aspeto de destaque é a escassez de parâmetros de avaliação, que necessitam de ser estabelecidos, para que as comparações não sejam efetuadas com valores padronizados relativamente a outros dispositivos. Atualmente, não existe qualquer norma ISO estabelecida, para resinas de Goteiras Oclusais, sendo utilizado como termo de comparação padrões ISO, para polímeros de base de prótese.^(74, 103) Assim, os estudos poderiam reger-se por metodologias uniformizadas, evitando interpretações inconsistentes, simplificando a validação dos resultados obtidos.

Ademais, demanda-se atenção futura à possibilidade de avaliar o pH como propriedade que afeta as resinas das Goteiras Oclusais, visto que existe uma diminuição do fluxo salivar durante a noite (aquando da utilização do dispositivo).

As investigações que abordam a termociclagem, demonstram como os materiais se comportam em condições de temperatura que simulam o ambiente da cavidade oral, variando entre temperaturas 5°C e 55°C.⁽⁹⁰⁾ Apesar de ser um teste que permite compreender de forma precisa o desempenho do material em contextos diários, está mais correlacionado com o tipo de nutrição do paciente, o que não corresponde à função do dispositivo intraoral em estudo.^(81, 90, 124)

Ademais, é um teste que não equivale ao contexto de vida real, pois os coeficientes de expansão térmicos diferem entre as mucosas e os materiais testados.^(103, 124, 135) Além disso, o ciclo térmico apesar de replicar o envelhecimento fisiológico com tensão hidrotérmica, não simula, os potenciais efeitos simultâneos de manchas, cáries, higiene e outros hábitos de vida do paciente.^(103, 113, 124, 135)

Além disso, estudos clínicos prospectivos e de longo prazo, devem ser considerados, para avaliar se há significância clínica entre a resistência e a durabilidade das resinas utilizadas em dispositivos de interposição maxilar, considerando diferentes técnicas de processamento.⁽⁹⁰⁾ Sendo, necessário realçar que devido à insuficiência de dados sobre a composição e a aplicação de novas resinas, como as resinas CAD/CAM, deve ser um tema de estudo contínuo, representando um campo promissor, para investigações futuras.^(78, 85, 103, 142)

Assim, alinha-se a necessidade de direcionar o desenvolvimento de dispositivos oclusais mais resistentes, seja por meio de reforços com materiais de preenchimento, alterações químicas nas resinas ou incorporação de novas tecnologias no setor Médico-Dentário.⁽⁹⁰⁾

4.11. Significado Clínico

A revisão sistemática é fundamental, para a consolidação do conhecimento existente, sendo neste caso em específico, significativa na construção de uma base, da relação entre a variedade de resinas existentes e as distintas técnicas de fabrico de Goteiras Oclusais.

A expectativa em torno desta pesquisa, portanto, visa criar um elo de ligação, para estudos futuros que possam preencher as lacunas em relação às propriedades mecânicas e às propriedades físicas dos materiais utilizados em meio clínico.⁽⁹⁰⁾

Com efeito, é expectável, que esta revisão sistemática, contribua para a otimização do tratamento dos Distúrbios Temporomandibulares (DTM), com foco nas práticas relacionadas com o fabrico de Goteiras Oclusais. Assim, a produção científica decorrente desta pesquisa tem como objetivo produzir avanço no conhecimento já adquirido, conferindo robustez, para diferentes públicos,

incluindo Médicos-Dentistas, Investigadores e Fabricantes de dispositivos clínicos.

Deste modo, pretende-se que a revisão proporcione uma análise detalhada e comparativa das propriedades mecânicas e físicas das resinas utilizadas, na construção de dispositivos de interposição maxilar, considerando tanto as técnicas convencionais, quanto as tecnologias mais recentes de CAD/CAM. A investigação de parâmetros como a dureza, a resistência à flexão, o módulo de elasticidade, a absorção/solubilidade de água, a estabilidade de cor e a rugosidade de superfície permite estabelecer uma compreensão fundamentada sobre as características intrínsecas dos materiais, que mais influenciam e se adequam a nível clínico.

Ao abordar aspetos técnicos, clínicos e laboratoriais de forma abrangente, objetiva-se facilitar a tomada de decisões informadas na prática clínica, aperfeiçoando a eficácia e a durabilidade dos protocolos terapêuticos, visto que são identificadas as vantagens e as limitações de cada método. Deste modo, os resultados obtidos, poderão servir como base, para o desenvolvimento de novos materiais com propriedades e performance superior, adaptados às necessidades específicas de cada paciente.

Em síntese, no panorama atual é salientado a necessidade de mais pesquisas, sobretudo estudos *in vivo* e ensaios clínicos controlados, tendo em consideração que o ambiente oral é mais complexo e dinâmico do que o ambiente laboratorial. Assim, esta revisão sistemática posiciona-se como um instrumento indispensável, não apenas para consolidar o conhecimento existente, mas também para direcionar avanços futuros, fomentando melhorias no desenvolvimento de materiais e de técnicas.⁽¹⁰³⁾

5. Conclusão

Diversos estudos foram conduzidos para investigar as propriedades físicas e químicas das próteses totais em relação às novas tecnologias de fabricação como CAD/CAM (aditivo e subtrativo). No entanto, essa ênfase tecnológica tem gerado uma lacuna no conhecimento relativamente às características intrínsecas dos dispositivos intermaxilares.

Assim, motivado pelo crescente interesse de uma prática clínica mais personalizada, voltada para as necessidades individuais do paciente, e pela necessidade em determinar o material mais adequado para a confecção de Goteiras Oclusais, esta revisão sistemática teve como objetivo responder à seguinte questão de pesquisa: “As Goteiras Oclusais, confeccionadas em resinas CAM, comparativamente às Goteiras Oclusais confeccionadas em resinas convencionais, apresentam um desempenho clínico superior?”

Indubitavelmente, com a finalidade de aumentar a homogeneidade e a confiabilidade dos estudos incluídos, foram aplicados critérios de inclusão e exclusão. Todavia, ao analisar os artigos selecionados, constatou-se uma considerável variabilidade metodológica, desde a preparação das amostras até à execução dos testes. Essa disparidade impediu uma comparação direta e precisa dos resultados obtidos, visto que múltiplas variáveis podem ter influenciado significativamente os desfechos relatados. Além disso, outras limitações foram evidenciadas, incluindo o número reduzido de estudos comparando diferentes marcas de resinas (muitas vezes sem especificá-las quanto ao nome ou composição), a ausência de uma norma ISO padronizada para fins comparativos, a diversidade de propriedades avaliadas e testes aplicados para cada uma delas e ainda a escassez de ensaios clínicos.

Por conseguinte, para responder à questão central desta revisão, observou-se uma tendência nos artigos analisados a favor do desempenho superior das resinas fresadas. Ainda assim, os autores frequentemente destacaram a necessidade de aprofundar a investigação, dada a reduzida informação. Em relação às resinas obtidas por impressão 3D, os resultados foram mais heterogêneos, com relatos de desempenho tanto superior quanto inferior em comparação às resinas convencionais, dependendo do tipo de teste ou propriedade avaliada.

Em suma, é de salientar que o desempenho do dispositivo e o impacto na saúde oral e na qualidade de vida do paciente a longo prazo será fundamental para consolidar a evidência científica e guiar a prática clínica mais previsível.

6. Referências

1. Okeson JP. Management of temporomandibular disorders and occlusion. 2020; 8th edition; St Louis, Elsevier (última edição). Part I, p. 2-20. ISBN: 978-0-323-58210-0.
2. Dhannawat PV, Shrivastav S, Kamble R, Banerjee S. Different types of occlusal splint used in management of temporomandibular joint disorders - A review. *Eur J Mol Clin Med*. 2020;7(7):1787–94.
3. Gil-Martinez A, Paris-Aleman A, Lopez-de-Uralde-Villanueva I, La Touche R. Management of pain in patients with temporomandibular disorder (TMD): challenges and solutions. *J Pain Res*. 2018;11:571-87.
4. Alqutaibi AY, Aboalrejal AN. Types of occlusal splint in management of temporomandibular disorders (TMD). *J. Arthritis*. 2015;04(04):1-4.
5. Liu F, Steinkeler A. Epidemiology, diagnosis, and treatment of temporomandibular disorders. *Dent Clin North Am*. 2013;57(3):465-79.
6. Algabri RS, Alqutaibi AY, Keshk AM, et al. Effect of hard versus soft occlusal splint on the management of myofascial pain: systematic review and meta-analysis. *Indian J Sci Technol*. 2017;10:10–6.
7. Zhang C, Wu JY, Deng DL, et al. Efficacy of splint therapy for the management of temporomandibular disorders: a meta-analysis. *Oncotarget*. 2016;7(51):84043-53.
8. Li DTS, Leung YY. Temporomandibular disorders: current concepts and controversies in diagnosis and management. *diagnostics (Basel)*. 2021;11(3):459
9. Alajbeg IZ, Gikić M, Valentić-Peruzović M. Changes in pain intensity and oral health-related quality of life in patients with temporomandibular disorders during stabilization splint therapy--a pilot study. *Acta Clin Croat*. 2014;53(1):7-16.
10. Orzeszek S, Waliszewska-Prosol M, Ettlin D, et al. Efficiency of occlusal splint therapy on orofacial muscle pain reduction: a systematic review. *BMC Oral Health*. 2023;23(1):180.
11. Manfredini D, Guarda-Nardini L, Winocur E, Piccotti F, Ahlberg J, Lobbezoo F. Research diagnostic criteria for temporomandibular disorders: a systematic review of axis I epidemiologic findings. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 2011;112(4):453-62.
12. Widmalm SE. Use and abuse of bite splints. *Compend Contin Educ Dent*. 1999;20(3):249-54, 256, 258-9.
13. Al-Moraissi EA, Farea R, Qasem KA, Al-Wadeai MS, Al-Sabahi ME, Al-Iryani GM. Effectiveness of occlusal splint therapy in the management of temporomandibular disorders: network meta-analysis of randomized controlled trials. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2020;49(8):1042-56.
14. Dylina TJ. A common-sense approach to splint therapy. *J Prosthet Dent*. 2001;86(5):539-45.
15. Albagieh H, Alomran I, Binakresh A, et al. Occlusal splints-types and effectiveness in temporomandibular disorder management. *Saudi Dent J*. 2023;35(1):70-9.

16. Checherita LE, Beldiman MA, Stamatina O, Foia L, Forna NC. Aspecte privind structura materialelor utilizate pentru diferite tipuri de gutiere ocluzale / Aspects on structure of materials used for different types of occlusal splints. *Rev Chim (Bucharest)*. 2013;64:864-7.
17. Dalal S, Shetty O, Mistry G. Occlusal splints. *IOSR-JDMS J Dent Med Sci*. 2018;17(4):51-6.
18. Venugopalan S, Sam P, Murthykumar K. The effect of occlusal splint therapy on masticatory muscle activity - a systematic review. *Int J Dent Oral Sci*. 2021;08(04):2325-30.
19. Ré JP, Perez C, Darmouni L, Carlier JF, Orthlieb JD. The occlusal splint therapy. *J Stomat Occ Med*. 2009;2(2):82-6.
20. Dao TT, Lavigne GJ. Oral splints: the crutches for temporomandibular disorders and bruxism. *Crit Rev Oral Biol Med*. 1998;9(3):345-61.
21. Reichardt G, Miyakawa Y, Otsuka T, Sato S. The mandibular response to occlusal relief using a flat guidance splint. *Int J Stomatol Occlusion Med*. 2013;6(4):134-9.
22. Klasser GD, Greene CS. Oral appliances in the management of temporomandibular disorders. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 2009;107(2):212-23.
23. The glossary of prosthodontic terms. *J Prosthet Dent*. 2005;94(1):10-92.
24. Karakis D, Dogan A, Bek B. Evaluation of the effect of two different occlusal splints on maximum occlusal force in patients with sleep bruxism: a pilot study. *J Adv Prosthodont*. 2014;6(2):103-8.
25. Amin A, Meshramkar R, Lekha K. Comparative evaluation of clinical performance of different kind of occlusal splint in management of myofascial pain. *J Indian Prosthodont Soc*. 2016;16(2):176-81.
26. Nassif M, Haddad C, Habli L, Zoghby A. Materials and manufacturing techniques for occlusal splints: A literature review. *J Oral Rehabil*. 2023;50(11):1348-54.
27. Osiewicz MA, Werner A, Roeters FJM, Kleverlaan CJ. Effects of occlusal splint therapy on opposing tooth tissues, filling materials and restorations. *J Oral Rehabil*. 2021;48(10):1129-34.
28. Choudhary S, Rao H, Rohilla A, Jayam C. The occlusal splint therapy: a literature review. *Indian J. Dent. Sci*. 2015;7(1):101-8.
29. Stansbury JW, Idacavage MJ. 3D printing with polymers: challenges among expanding options and opportunities. *Dent Mater*. 2016;32(1):54-64.
30. Achilli A. As goteiras oclusais: materiais e técnicas de confecção - revisão narrativa [dissertação]. Porto: Universidade Fernando Pessoa; 2022
31. Salmi M, Paloheimo KS, Tuomi J, Ingman T, Makitie A. A digital process for additive manufacturing of occlusal splints: a clinical pilot study. *J R Soc Interface*. 2013;10(84):20130203.
32. Vayrynen VO, Tanner J, Vallittu PK. The anisotropy of the flexural properties of an occlusal device material processed by stereolithography. *J Prosthet Dent*. 2016;116(5):811-17.

33. Popescu AM, Vlăduțu DE, Mărășescu PC, et al. Applications of 3D printing techniques for occlusal splints used in bruxism. *Rom J Oral Rehabil.* 2024;16(1):439–51.
34. Batisse C, Nicolas E. Comparison of CAD/CAM and conventional denture base resins: a systematic review. *Appl. Sci.* 2021;11(13):5990.
35. Bilgin MS, Baytaroğlu EN, Erdem A, Dilber E. A review of computer-aided design/computer-aided manufacture techniques for removable denture fabrication. *Eur J Dent.* 2016;10(2):286-91.
36. Tavares CC, Freire JCP, Freire SCP, Dias-Ribeiro E, Batista AUD. Aplicabilidade dos sistemas CAD/CAM em prótese total: revisão de literatura. *Arch. Heal. Investig.* 2019;7(11):482-5
37. Dawood A, Marti Marti B, Sauret-Jackson V, Darwood A. 3D printing in dentistry. *Br Dent J.* 2015;219(11):521-9.
38. Schweiger J, Edelhoff D, Guth JF. 3D Printing in digital prosthetic dentistry: an overview of recent developments in additive manufacturing. *J Clin Med.* 202;10(9):2010.
39. Al-Sharif RM, Althaqafi KA, Alkathiry HS, et al. Application of 3D printing and its various technologies in dentistry. *Int J Community Med Public Health.* 2022;9(2):1-6.
40. Tian Y, Chen C, Xu X, et al. A Review of 3D Printing in dentistry: technologies, affecting factors, and applications. *Scanning.* 2021;2021: 9950131.
41. Tallarico M. Computerization and Digital Workflow in Medicine: Focus on digital dentistry. *Materials (Basel).* 2020;13(9):2172.
42. Sun Z. 3D printing in medicine: current applications and future directions. *Quant Imaging Med Surg.* 2018;8(11):1069-77.
43. Warunek SP, Lauren M. Computer-based fabrication of occlusal splints for treatment of bruxism and TMD. *J Clin Orthod.* 2008;42(4):227-32.
44. Hazeveld A, Huddleston Slater JJ, Ren Y. Accuracy and reproducibility of dental replica models reconstructed by different rapid prototyping techniques. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2014;145(1):108-15.
45. Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D. Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *Br Dent J.* 2008;204(9):505-11.
46. Shaikh S, Nahar P, Shaikh S, Sayed Aj, Mohammed Ali H. Current perspectives of 3D printing in dental applications. *Braz. Dent. Sci.* 2021;24(3):1-9.
47. Gul M, Arif A, Ghafoor R. Role of three-dimensional printing in periodontal regeneration and repair: Literature review. *J Indian Soc Periodontol.* 2019;23(6):504-10.
48. Sulaiman TA. Materials in digital dentistry - A review. *J Esthet Restor Dent.* 2020;32(2):171-81.
49. Huang J, Qin Q, Wang J. A review of stereolithography: processes and systems. *Processes.* 2020;8(9):1-16.

50. Xia J, Li Y, Cai D, et al. Direct resin composite restoration of maxillary central incisors using a 3D-printed template: two clinical cases. *BMC Oral Health*. 2018;18(1):158.
51. Siddaway AP, Wood AM, Hedges LV. How to do a systematic review: a best practice guide for conducting and reporting narrative reviews, meta-analyses, and meta-syntheses. *Annu Rev Psychol*. 2019;70:747-70.
52. Harris JD, Quatman CE, Manring MM, Siston RA, Flanigan DC. How to write a systematic review. *Am J Sports Med*. 2014;42(11):2761-8.
53. Linares-Espinos E, Hernandez V, Dominguez-Escrig JL, et al. Methodology of a systematic review. *Actas Urol Esp (Engl Ed)*. 2018;42(8):499-506.
54. Zina LG, Moimaz SAS. Odontologia baseada em evidência: etapas e métodos de uma revisão sistemática. *Arq Odontol*. 2012;48(3):188-99.
55. Donato H, Donato M. [Stages for undertaking a systematic review]. *Acta Med Port*. 2019;32(3):227-35.
56. Moher D, Liberati A, Tetzlaff J, Altman DG; PRISMA Group. Preferred reporting items for systematic reviews and meta-analyses: the PRISMA Statement. *Open Med*. 2009;3(3):e123-30.
57. Page MJ, McKenzie JE, Bossuyt PM, et al. The PRISMA 2020 statement: An updated guideline for reporting systematic reviews. *J Clin Epidemiol*. 2021;134:178-89.
58. Schardt C, Adams MB, Owens T, Keitz S, Fontelo P. Utilization of the PICO framework to improve searching PubMed for clinical questions. *BMC Med Inform Decis Mak*. 2007;7:16.
59. Donato H. Estratégias de pesquisa bibliográfica para anestesiológicos / Bibliographic search strategies for anesthetists. *Rev Soc Port Anestesiol*. 2016;25(2):60-8
60. McHugh ML. Interrater reliability: the kappa statistic. *Biochem Med (Zagreb)*. 2012;22(3):276-82.
61. Tufanaru C, Munn Z, Aromataris E, Campbell J, Hopp L. Chapter 3: Systematic reviews of effectiveness. In: Aromataris E, Munn Z (Editors). *Joanna Briggs Institute Reviewer's Manual*. The Joanna Briggs Institute, 2017. Available from <https://reviewersmanual.joannabriggs.org/>
62. Paes SM, Pupo YM, Cavenago BC, Fonseca-Silva T, Santos CCO. Cryopreservation of mesenchymal stem cells derived from dental pulp: a systematic review. *Restor Dent Endod*. 2021;46(2):e26.
63. 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;121(6):955-9.
64. Gibreel M, Perea-Lowery L, Vallittu PK, Lassila L. Characterization of occlusal splint materials: CAD-CAM versus conventional resins. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2021;124:104813.
65. Abad-Coronel C, Ruano Espinosa C, Ordonez Palacios S, Paltan CA, Fajardo JI. Comparative analysis between conventional acrylic, CAD/CAM Milled, and 3D CAD/CAM printed occlusal splints. *Materials (Basel)*. 2023;16(18):6269.

66. Raffaini JC, Soares EJ, Oliveira RFL, et al. Effect of artificial aging on mechanical and physical properties of CAD-CAM PMMA resins for occlusal splints. *J Adv Prosthodont.* 2023;15(5):227-37.
67. Guimaraes DM, Campaner M, Santos RWD, Pesqueira AA, Medeiros RA. Evaluation of the mechanical properties of different materials for manufacturing occlusal splints. *Braz Oral Res.* 2023;37:e034.
68. Grymak A, Waddell JN, Aarts JM, Ma S, Choi JJE. Evaluation of wear behaviour of various occlusal splint materials and manufacturing processes. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2022;126:105053.
69. Lutz AM, Hampe R, Roos M, Lumkemann N, Eichberger M, Stawarczyk B. Fracture resistance and 2-body wear of 3-dimensional-printed occlusal devices. *J Prosthet Dent.* 2019;121(1):166-72.
70. Huettig F, Kustermann A, Kescu E, Geis-Gerstorfer J, Spintzyk S. Polishability and wear resistance of splint material for oral appliances produced with conventional, subtractive, and additive manufacturing. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2017;75:175-9.
71. Benli M, Eker Gümüş B, Kahraman Y, et al. Surface roughness and wear behavior of occlusal splint materials made of contemporary and high-performance polymers. *Odontology.* 2020;108(2):240-50.
72. Keulemans F, Palav P, Aboushelib MM, van Dalen A, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Fracture strength and fatigue resistance of dental resin-based composites. *Dent Mater.* 2009;25(11):1433-41.
73. Benli M, Al-Haj Husain N, Ozcan M. Mechanical and chemical characterization of contemporary occlusal splint materials fabricated with different methods: a systematic review. *Clin Oral Investig.* 2023;27(12):7115-41.
74. Danesh G, Lippold C, Zieburg T, Reinhardt KJ, Schäfer E, Ehmer U. In-vitro investigations on suitability of light-cured resins for interocclusal splints: part I: mechanical properties. *J Orofac Orthop.* 2006;67(2):127-37.
75. de Paula Lopez V, Dias Corpa Tardelli J, Botelho AL, Marcondes Agnelli JA, Cândido Dos Reis A. Mechanical performance of 3-dimensionally printed resins compared with conventional and milled resins for the manufacture of occlusal devices: A systematic review. *J Prosthet Dent.* 2024;132(6):1262-69.
76. Gong J, Wang J, Guan J, A comparison between knoop and vickers hardness of silicon nitride ceramics, *Mater. Lett.* 2002;56(6): 941–44.
77. 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;115:104270.
78. Reymus M, Stawarczyk B. In vitro study on the influence of postpolymerization and aging on the Martens parameters of 3D-printed occlusal devices. *J Prosthet Dent.* 2021;125(5):817-23.
79. Suwannaroop P, Chaijareenont P, Koottathape N, Takahashi H, Arksornnukit M. In vitro wear resistance, hardness and elastic modulus of artificial denture teeth. *Dent Mater J.* 2011;30(4):461-8.

80. Hamanaka I, Iwamoto M, Lassila LVJ, Vallittu PK, Takahashi Y. Wear resistance of injection-molded thermoplastic denture base resins. *Acta Biomater Odontol Scand*. 2016;2(1):31-7.
81. Ayaz EA, Bağış B, Turgut S. Effects of thermal cycling on surface roughness, hardness and flexural strength of polymethylmethacrylate and polyamide denture base resins. *J Appl Biomater Funct Mater*. 2015;13(3):e280-6.
82. Al-Qahtani AS, Tulbah HI, Binhasan M, et al. Surface properties of polymer resins fabricated with subtractive and additive manufacturing techniques. *Polymers (Basel)*. 2021;13(23):4077.
83. Perea-Lowery L, Minja IK, Lassila L, Ramakrishnaiah R, Vallittu PK. Assessment of CAD-CAM polymers for digitally fabricated complete dentures. *J Prosthet Dent*. 2021;125(1):175-81.
84. Perea-Lowery L, Gibreel M, Vallittu PK, Lassila L. Characterization of the mechanical properties of CAD/CAM polymers for interim fixed restorations. *Dent Mater J*. 2020;39(2):319-25.
85. Ayman AD. The residual monomer content and mechanical properties of CAD\CAM resins used in the fabrication of complete dentures as compared to heat cured resins. *Electron Physician*. 2017;9(7):4766-72.
86. Gibreel M, Perea-Lowery L, Vallittu PK, Garoushi S, Lassila L. Two-body wear and surface hardness of occlusal splint materials. *Dent Mater J*. 2022;41(6):916-22.
87. Rosello Jimenez JR, Fuchs F, Schmohl L, Schulz-Siegmund M, Koenig A. Aging processes and their influence on the mechanical properties of printable occlusal splint materials. *Polymers (Basel)*. 2023;15(23):4574.
88. Zeng J, Sato Y, Ohkubo C, Hosoi T. In vitro wear resistance of three types of composite resin denture teeth. *J Prosthet Dent*. 2005;94(5):453-7.
89. Wesemann C, Spies BC, Sterzenbach G, et al. Polymers for conventional, subtractive, and additive manufacturing of occlusal devices differ in hardness and flexural properties but not in wear resistance. *Dent Mater*. 2021;37(3):432-42.
90. Ucar Y, Akova T, Aysan I. Mechanical properties of polyamide versus different PMMA denture base materials. *J Prosthodont*. 2012;21(3):173-6.
91. Nam NE, Shin SH, Lim JH, Shim JS, Kim JE. Effects of artificial tooth brushing and hydrothermal aging on the mechanical properties and color stability of dental 3D printed and CAD/CAM materials. *Materials (Basel)*. 2021;14(20):6207.
92. Duymus ZY, Ozdogan A, Ulu H, Ozbayram O. Evaluation the vickers hardness of denture base materials. *Open J of Stomatol* 2016;06(04):114-9.
93. Nguyen LG, Kopperud HM, Øilo M. Water sorption and solubility of polyamide denture base materials. *Acta Biomater Odontol Scand*. 2017;3(1):47-52.
94. Berli C, Thieringer FM, Sharma N, et al. Comparing the mechanical properties of pressed, milled, and 3D-printed resins for occlusal devices. *J Prosthet Dent*. 2020;124(6):780-6.

95. Digholkar S, Madhav VN, Palaskar J. Evaluation of the flexural strength and microhardness of provisional crown and bridge materials fabricated by different methods. *J Indian Prosthodont Soc.* 2016;16(4):328-34.
96. Diaz-Arnold AM, Dunne JT, Jones AH. Microhardness of provisional fixed prosthodontic materials. *J Prosthet Dent.* 1999;82(5):525-8.
97. Schwantz JK, Oliveira-Ogliari A, Meereis CT, Leal FB, Ogliari FA, Moraes RR. Characterization of bis-acryl composite resins for provisional restorations. *Braz Dent J.* 2017;28(3):354-61.
98. Goujat A, Abouelleil H, Colon P, et al. Mechanical properties and internal fit of 4 CAD-CAM block materials. *J Prosthet Dent.* 2018;119(3):384-9.
99. Kim D, Shim JS, Lee D, et al. Post-Curing Time on the Mechanical and Color Properties of Three-Dimensional Printed Crown and Bridge Materials. *Polymers (Basel).* 2020;12(11):2762.
100. Murakami N, Wakabayashi N, Matsushima R, Kishida A, Igarashi Y. Effect of high-pressure polymerization on mechanical properties of PMMA denture base resin. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2013;20:98-104.
101. Chockalingam K, Jawahar N, Chandrasekhar U. Influence of layer thickness on mechanical properties in stereolithography. *Rapid Prototyp. J.* 2006;12(2):106-13.
102. Tieh MT, Waddell JN, Choi JJE. Optical and mechanical properties of conventional, milled and 3D-printed denture teeth. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2022;126:105061.
103. Maleki T, Meinen J, Coldea A, Reymus M, Edelhoff D, Stawarczyk B. Mechanical and physical properties of splint materials for oral appliances produced by additive, subtractive and conventional manufacturing. *Dent Mater.* 2024;40(8):1171-83.
104. Kumar R, Sampathkumar J, Ramakrishnan H, Mahadevan V, NS A. Evaluation of the flexural strength of CAD/CAM milled polymethylmethacrylate and rapid prototype 3D printed resin for long term provisional restorations. *Acta Sci Dent Sci* 2022; 6: 88-94.
105. Aguirre BC, Chen JH, Kontogiorgos ED, Murchison DF, Nagy WW. Flexural strength of denture base acrylic resins processed by conventional and CAD-CAM methods. *J Prosthet Dent.* 2020;123(4):641-6.
106. Takabayashi Y. Characteristics of denture thermoplastic resins for non-metal clasp dentures. *Dent Mater J.* 2010;29(4):353-61.
107. Al-Dwairi ZN, Tahboub KY, Baba NZ, Goodacre CJ. A Comparison of the flexural and impact strengths and flexural modulus of CAD/CAM and conventional heat-cured polymethyl methacrylate (PMMA). *J Prosthodont.* 2020;29(4):341-9.
108. Sasaki H, Hamanaka I, Takahashi Y, Kawaguchi T. Effect of long-term water immersion or thermal shock on mechanical properties of high-impact acrylic denture base resins. *Dent Mater J.* 2016;35(2):204-9.
109. Unkovskiy A, Bui PH, 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;34(12):e324-33.
110. Gad MM, Alshehri SZ, Alhamid SA, et al. Water sorption, solubility, and translucency of 3D-printed denture base resins. *Dent J (Basel).* 2022;10(3):42.
 111. Simoneti DM, Pereira-Cenci T, Dos Santos MBF. Comparison of material properties and biofilm formation in interim single crowns obtained by 3D printing and conventional methods. *J Prosthet Dent.* 2022;127(1):168-72.
 112. Herpel C, Kykal J, Rues S, Schwindling FS, Rammelsberg P, Eberhard L. Thermo-flexible resin for the 3D printing of occlusal splints: A randomized pilot trial. *J Dent.* 2023;133:104514.
 113. Alp G, Murat S, Yilmaz B. Comparison of flexural strength of different CAD/CAM PMMA-based polymers. *J Prosthodont.* 2019;28(2):e491-5.
 114. Steinmassl O, Offermanns V, Stöckl W, Dumfahrt H, Grunert I, Steinmassl PA. In vitro analysis of the fracture resistance of CAD/CAM denture base resins. *Materials (Basel).* 2018;11(3):401.
 115. Kürkçüoğlu I, Köroğlu A, Özkır SE, Özdemir T. A comparative study of polyamide and PMMA denture base biomaterials: I. Thermal, mechanical, and dynamic mechanical properties. *Int J Polym Mater* 2012;61:768-77.
 116. Hampe R, Lümke mann N, Sener B, Stawarczyk B. The effect of artificial aging on Martens hardness and indentation modulus of different dental CAD/CAM restorative materials. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2018;86:191-8.
 117. Fiore AD, Meneghello R, Brun P, et al. Comparison of the flexural and surface properties of milled, 3D-printed, and heat polymerized PMMA resins for denture bases: An in vitro study. *J Prosthodont Res.* 2022;66(3):502-8.
 118. Wadachi J, Sato M, Igarashi Y. Evaluation of the rigidity of dentures made of injection-molded materials. *Dent Mater J.* 2013;32(3):508-11.
 119. Barnard RG, Clarke-Farr PC, Latief A. Factors affecting sorption and solubility of denture base acrylic materials: a review. *Ann Dent* 2022;29:1–8.
 120. Liebermann A, Wimmer T, Schmidlin PR, Scherer H, Löffler P, Roos M, Stawarczyk B. Physicomechanical characterization of polyetheretherketone and current esthetic dental CAD/CAM polymers after aging in different storage media. *J Prosthet Dent.* 2016;115(3):321-8.e2.
 121. Agarwal B, Patel C, Singh BP, Kumar A, Singh M, Singh N. Water sorption and solubility of denture base resins- an evaluation. *Indian J Appl Res.* 2015;5(8):41–4.
 122. Tuna SH, Keyf F, Gumus HO, Uzun C. The evaluation of water sorption/solubility on various acrylic resins. *Eur J Dent* 2008;2(03):191–7.
 123. Perea-Lowery L, Gibreel M, Garoushi S, Vallittu P, Lassila L. Evaluation of flexible three-dimensionally printed occlusal splint materials: An in vitro study. *Dent Mater.* 2023;39(10):957-63.
 124. Dimitrova M, Vlahova A, Hristov I, Kazakova R, Chuchulska B, Kazakov S, et al. Evaluation of water sorption and solubility of 3D-Printed, CAD/CAM

- milled, and PMMA denture base materials subjected to artificial aging. *J Compos Sci.* 2023;7(8):339.
125. Vallittu PK, Ruyter IE, Nat R. The swelling phenomenon of acrylic resin polymer teeth at the interface with denture base polymers. *J Prosthet Dent.* 1997;78(2):194-9.
 126. Perea-Lowery L, Gibreel M, Vallittu PK, Lassila LV. 3D-Printed vs. Heat-polymerizing and autopolymerizing denture base acrylic resins. *Materials (Basel).* 2021;14(19):5781.
 127. Trzaskowski M, Mańka-Malara K, Szczesio-Włodarczyk A, Sokołowski J, Kostrzewa-Janicka J, Mierzwińska-Nastalska E. Evaluation of mechanical properties of 3D-printed polymeric materials for possible application in mouthguards. *Polymers (Basel).* 2023;15(4):898.
 128. Paravina RD, Ghinea R, Herrera LJ, et al. Color difference thresholds in dentistry. *J Esthet Restor Dent.* 2015;27 Suppl 1:S1-9.
 129. Dimitrova M, Corsalini M, Kazakova R, et al. Color Stability determination of CAD/CAM milled and 3D printed acrylic resins for denture bases: a narrative review. *J Compos Sci.* 2022;6:201.
 130. Dayan C, Guven MC, Gencel B, Bural C. A comparison of the color stability of conventional and CAD/CAM polymethyl methacrylate denture base materials. *Acta Stomatol Croat.* 2019;53(2):158-67.
 131. Rayyan MM, Aboushelib M, Sayed NM, Ibrahim A, Jimbo R. Comparison of interim restorations fabricated by CAD/CAM with those fabricated manually. *J Prosthet Dent.* 2015;114(3):414-9.
 132. Dietschi D, Campanile G, Holz J, Meyer JM. Comparison of the color stability of ten new-generation composites: an in vitro study. *Dent Mater.* 1994;10(6):353-62.
 133. Nayyer M, Zahid S, Hassan SH, et al. Comparative abrasive wear resistance and surface analysis of dental resin-based materials. *Eur J Dent.* 2018;12(1):57-66.
 134. Srinivasan M, Kalberer N, Kamnoedboon P, Mekki M, Durual S, Özcan M, Müller F. CAD-CAM complete denture resins: an evaluation of biocompatibility, mechanical properties, and surface characteristics. *J Dent.* 2021;114:103785.
 135. Gregorius WC, Kattadiyil MT, Goodacre CJ, Roggenkamp CL, Powers JM, Paravina RD. Effects of ageing and staining on color of acrylic resin denture teeth. *J Dent.* 2012;40 Suppl 2:e47-54.
 136. Matzinger M, Hahnel S, Preis V, Rosentritt M. Polishing effects and wear performance of chairside CAD/CAM materials. *Clin Oral Investig.* 2019;23(2):725-37.
 137. Braun KO, Mello JA, Rached RN, Del Bel Cury AA. Surface texture and some properties of acrylic resins submitted to chemical polishing. *J Oral Rehabil.* 2003;30(1):91-8.
 138. Mesquita MF, Domitti SS, Consani S, Cardoso LAM, Góes MF. Efeito do polimento químico sobre a resistência ao impacto das resinas acrílicas. *Semina Ciênc Biol/Saúde* 1996;17:178-82.

139. Aldahian N, Khan R, Mustafa M, Vohra F, Alrahlah A. Influence of conventional, CAD-CAM, and 3D printing fabrication techniques on the marginal integrity and surface roughness and wear of interim crowns. *Appl Sci*. 2021;11(19):8964-82.
140. Ide Y, Nayar S, Logan H, Gallagher B, Wolfaardt J. The effect of the angle of acuteness of additive manufactured models and the direction of printing on the dimensional fidelity: clinical implications. *Odontology*. 2017;105(1):108-15.
141. Choi JY, Choi JH, Kim NK, et al. Analysis of errors in medical rapid prototyping models. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2002;31(1):23-32.
142. Yildiz Domanic K, Aslan YU, Ozkan Y. Two-body wear of occlusal splint materials against different antagonists. *BMC Oral Health*. 2020;20(1):174.
143. Chung YJ, Park JM, Kim TH, Ahn JS, Cha HS, Lee JH. 3D Printing of resin material for denture artificial teeth: chipping and indirect tensile fracture resistance. *materials (Basel)*. 2018;11(10):1798.
144. Schmeiser F, Baumert U, Stawarczyk B. Two-body wear of occlusal splint materials from subtractive computer-aided manufacturing and three-dimensional printing. *Clin Oral Investig*. 2022;26(9):5857-66.
145. Casey J, Dunn WJ, Wright E. In vitro wear of various orthotic device materials. *J Prosthet Dent*. 2003;90(5):498-502.
146. Heintze SD, Cavalleri A, Forjanic M, Zellweger G, Rousson V. Wear of ceramic and antagonist--a systematic evaluation of influencing factors in vitro. *Dent Mater*. 2008;24(4):433-49.
147. Preis V, Behr M, Handel G, Schneider-Feyrer S, Hahnel S, Rosentritt M. Wear performance of dental ceramics after grinding and polishing treatments. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2012;10:13-22.
148. Sarosi C, Moldovan M, Soanca A, et al. Effects of monomer composition of urethane methacrylate based resins on the C=C Degree of conversion, residual monomer content and mechanical properties. *Polymers (Basel)*. 2021;13(24):4415.
149. Heintze SD, Ilie N, Hickel R, Reis A, Loguercio A, Rousson V. Laboratory mechanical parameters of composite resins and their relation to fractures and wear in clinical trials-A systematic review. *Dent Mater*. 2017;33(3):e101-e114.
150. Mello PC, Coppedê AR, Macedo AP, de Mattos Mda G, Rodrigues RC, Ribeiro RF. Abrasion wear resistance of different artificial teeth opposed to metal and composite antagonists. *J Appl Oral Sci* 2009;17(5):451-6.
151. Kaidonis JA, Richards LC, Townsend GC, Tansley GD. Wear of human enamel: a quantitative in vitro assessment. *J Dent Res*. 1998;77(12):1983-90.
152. Stober T, Lutz T, Gilde H, Rammelsberg P. Wear of resin denture teeth by two-body contact. *Dent Mater*. 2006;22(3):243-9.

7. Anexos

7.1. Anexo I

Tabela 27: Modalidades e materiais de impressão 3D.

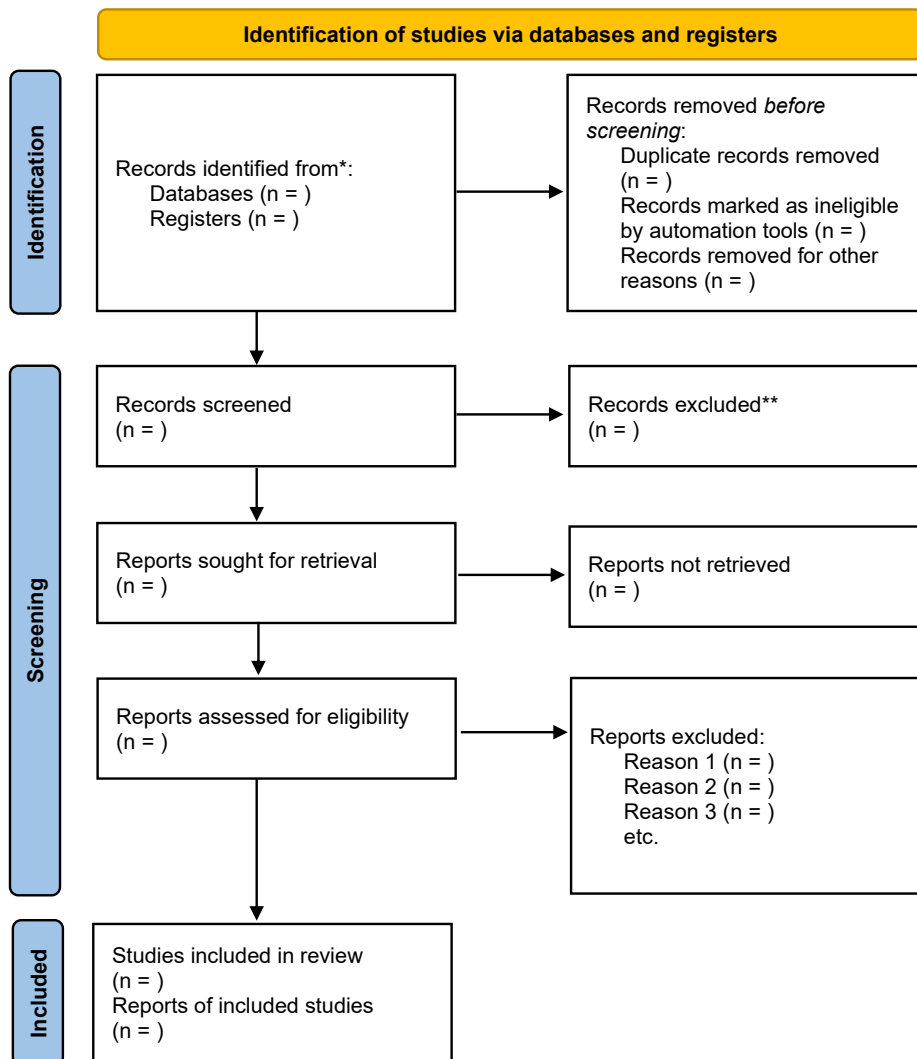
Técnicas	Vantagens	Desvantagens
RESINA FOTOPOLIMERIZÁVEL		
Estereolitografia (SLA) Polímero sensível à luz curado, camada por camada, através de um laser de varredura, em um tanque de polímero líquido	-Fabrico rápida -Capaz de criar formas complexas com alta resolução de recursos -Materiais de menor custo (se usados em grandes quantidades)	-Disponível apenas com polímeros líquidos fotopolimerizáveis -Materiais de suporte devem ser removidos -Resina em excesso, pode causar sensibilidade da pele, irritação por contato e inalação -Prazo de validade e vida útil de recipientes limitados -Não pode ser esterilizado, por calor -Tecnologia de alto custo
Fotojato Polímero sensível à luz é injetado em uma plataforma de construção a partir de uma cabeça de impressão do tipo jato de tinta e curado, camada por camada, em uma plataforma descendente incremental	-Relativamente rápido -Possível obter acabamento de alta resolução e alta qualidade -Vários materiais disponíveis, várias cores e propriedades físicas, incluindo materiais elásticos -Tecnologia de menor custo	-Material de suporte, pode ser difícil de remover completamente e causar irritação na pele -Não pode ser esterilizado, pelo calor -Materiais de alto custo
DLP (processamento digital de luz) Resina líquida é curada camada por camada por uma fonte de luz de projetor. O objeto é construído de cabeça para baixo em uma plataforma de elevação incremental	-Boa precisão -Superfícies lisas -Rapidez -Tecnologia de menor custo	-Polímeros líquidos foto-curáveis e materiais semelhantes a cera para fundição -Materiais de suporte, devem ser removidos -Resina em excesso, pode causar sensibilidade da pele, irritação por contato e inalação -Prazo de validade e vida útil de recipientes limitados -Não pode ser esterilizado, por calor -Materiais de alto custo

AGLUTINANTE EM PÓ		
Gesso ou material cimentício fixado, por gotas de água (colorida), da cabeça de impressão “jato de tinta”. Objeto construído camada por camada, em um leito de pó, sobre uma plataforma de descida incremental	-Materiais e tecnologia de menor custo -Pode imprimir em cores -Material não definido fornece suporte -Processo relativamente rápido -Materiais seguros	-Baixa resolução -Baixa resistência -Não pode estar húmido -Não pode ser esterilizado, por calor
PÓ SINTETIZADO		
Sinterização seletiva a laser (SLS) - Polímeros Objeto construído camada por camada, em leito de pó. Câmara de construção aquecida eleva a temperatura do material, para logo abaixo do ponto de fusão. Laser de varredura então sinteriza pó camada por camada em um leito descendente	-Gama de materiais poliméricos, incluindo nylon, elastômeros e compósitos -Resistência -Precisão -Processo autossustentado; -Materiais poliméricos (nylon pode ser autoclavado) -Objeto impresso, pode ter funcionalidade mecânica completa -Materiais de menor custo (se usados em grande volume)	-Infraestrutura (ar comprimido, controle climático); -Menor custo (em grandes quantidades); -Risco de inalação -Tecnologia de alto custo -Superfície áspera
Sinterização seletiva a laser (SLS) - Metais e Ligas metálicas Fusão seletiva a laser (SLM) ou sinterização direta a laser de metal (DMLS). O laser de varredura sinteriza o pó metálico camada por camada, em uma câmara de construção fria, conforme a plataforma de construção desce. Estrutura de suporte usada para amarrar objetos à plataforma de construção	-Alta resistência -Controlo da porosidade -Variedade de materiais, incluindo titânio, ligas de titânio, cromo-cobalto, aço inoxidável -Liga de metal, pode ser reciclada -Detalhes finos possíveis	-Requisitos elaborados de infraestrutura -Tecnologia extremamente cara, materiais moderadamente caros -Poeira e condensado de nanopartículas, podem ser perigosos, para a saúde -Risco de explosão -Superfície áspera -Pós-processamento é necessário -Tratamento térmico, para aliviar tensões internas em objetos impressos -Materiais de suporte, difíceis de remover -Processo relativamente lento

Fusão por feixe de elétrons (EBM, Arcam). Câmara de construção aquecida. Pó sinterizado camada por camada por feixe de elétrons de varredura em plataforma de construção descendente	-Processo de alta temperatura, então não há necessidade de suporte ou tratamento térmico depois -Alta velocidade -Peças densas com porosidade controlada	-Tecnologia extremamente cara, materiais moderadamente caros -Poeira pode ser perigosa para a saúde; -Risco de explosão -Superfície áspera -Menos pós-processamento necessário -Resolução mais baixa
TERMOPLÁSTICO		
Modelagem de deposição fundida (FDM). Primeira tecnologia 3DP, mais usada em impressoras "domésticas". Material termoplástico extrudado, através do bico na plataforma de construção	-Alta porosidade -Resistência mecânica variável -Materiais e equipamentos de baixo a médio custo -Baixa precisão em equipamentos de baixo custo -Alguns materiais podem ser esterilizados por calor	-Materiais de baixo custo, mas limitados (somente termoplásticos) -Complexidade de forma limitada, para materiais biológicos -Material de suporte deve ser removido

Fonte 5: Dawood A, Marti Marti B, Sauret-Jackson V, Darwood A. 3D printing in dentistry. Br Dent J. 2015;219(11):521-9. Dawood, 2015.⁽³⁷⁾

7.2. Anexo II: Fluxograma PRISMA



*Consider, if feasible to do so, reporting the number of records identified from each database or register searched (rather than the total number across all databases/registers).

**If automation tools were used, indicate how many records were excluded by a human and how many were excluded by automation tools.

7.3. Anexo III: Registo no PROSPERO

Your PROSPERO registration records (1 record)

Registered1

What do these categories mean?

Registered records published and stable

ID	Review	Date created	Last edited
CRD42025630167	Occlusal Splint Resins: a systematic review	20 December 2024	17 January 2025

7.4. Anexo IV: Joanna Briggs Institute Critical Appraisal Checklist for Quasi-Experimental Studies

	Yes	No	Unclear	Not applicable
1. Is it clear in the study what is the 'cause' and what is the 'effect' (i.e. there is no confusion about which variable comes first)?	☐	☐	☐	☐
2. Were the participants included in any comparisons similar?	☐	☐	☐	☐
3. Were the participants included in any comparisons receiving similar treatment/care, other than the exposure or intervention of interest?	☐	☐	☐	☐
4. Was there a control group?	☐	☐	☐	☐
5. Were there multiple measurements of the outcome both pre and post the intervention/exposure?	☐	☐	☐	☐
6. Was follow up complete and if not, were differences between groups in terms of their follow up adequately described and analyzed?	☐	☐	☐	☐
7. Were the outcomes of participants included in any comparisons measured in the same way?	☐	☐	☐	☐
8. Were outcomes measured in a reliable way?	☐	☐	☐	☐
9. Was appropriate statistical analysis used?	☐	☐	☐	☐

7.5. Anexo V

Tabela 28: Análise descritiva dos provetes testados.

Art.	Provetes	Forma/Tamanho	Modo de Preparação
A1	n = 140	Retangular (64,0×10,0×3,3±0,2 mm ³)	- <u>ORT, RES e PRC</u> : o monómero e o polímero são misturados e preenche-se o molde de silicone (Elite HD; Zhermack SpA), com 1 unidade de polimerização sobre pressão (Ivomat IP3; Ivoclar Vivadent AG) a 0,22 MPa, por 15 min. - <u>VWS e ORR</u> : preparadas com o STL, em 1 unidade de polimerização, de luz (VWS: Varseo 3D-Printer [Bego KG]; ORR: DentalFab [Microlay]), após a pós-polimerização (<u>VWS</u> : Bego Otoflash [Bego KG] Bego KG); <u>ORR</u> : LC-3DPrint Box [NextDent B.V.]).
A2	n = 50	Retangular(65,0×10,0×3,2±0,2mm ³) Barra (4,0×10,0×10,0mm ³) SENB (4,0×8,0×40,0 mm ³) ^(*) 15,0×15,0×2,0 mm ³	- <u>CAD/CAM</u> : cortados com uma serra diamantada de baixa velocidade arrefecida a água (Secotom 50; Struers, Ballerup, Dinamarca).
A3	n = 32	“Modelo de uma goteira superior de três peças (segundo pré-molar, primeiro molar e segundo molar)”	- <u>Modelo de matriz metálica superior de três peças (2º pré-molar, 1º molar e 2º molar)</u> : fabricado a partir de uma liga de níquel-cromo isenta de berílio (Wirona, Bego Bremer Goldschlägerei, Bermen, Alemanha). - <u>Arcadas superior e inferior do modelo dentário</u> : digitalizadas com o scanner (Primescan 2.0, Dentsply-Sirona, Charlotte, NC, EUA) e obtida uma impressão digital, num software de desenho (InLAB22.2, Dentsply-Sirona, NewYork, NY, USA). - <u>Goteiras Convencionais</u> : montagem no articulador, fabrico do gabarito, colocação dos acetatos e enceramento da goteira, processo de moldagem e posterior pós-produção. - <u>Fresagem</u> : desenho transferido para o software CAM (InLabCAM,22.2, Dentsply-Sirona, NewYork, NY, USA) e fabricado em uma fresadora de laboratório de 5 eixos MCX5 (Dentsply-Sirona), resultando em 8 amostras. - <u>Impressão 3D</u> : desenho transferido para o software CAM da impressora (SprintRayPro-95, Los Angeles, CA, EUA), estabelecendo-se 16 amostras, impressas com espessura de 100 µm. Pós-produção, lavagem automatizada em sistema multiestágio (ProWash/Dry, Sprintray, Los Angeles, CA, EUA) e fotopolimerização automatizada em ProCure 2 (ProCure2, Sprintray, Los Angeles, CA, EUA).
A4	n = 30	14mm×2mm 7mm×7mm×2mm 25mm×2mm×2mm	- <u>HC</u> : técnica de fundição por cera perdida (Cera para escultura; Polidental, Cotia, SP, Brasil), com uma matriz de teflon (d=14mm e l=2mm), lubrificada com vaselina sólida. Após arrefecimento, retira-se o excesso de cera. Moldes de cera, foram incluídos em gesso tipo IV (Dentsply Sirona, São Paulo, SP, Brasil) em frasco metálico. Após o período de presa, a cera foi eliminada com água quente. A resina acrílica foi manipulada e depositada no espaço vazio deixado pela cera. O frasco metálico contendo a resina foi vedado e submetido a uma prensa pneumática, com uma pressão de 60 libras. O conjunto foi depois processado num banho-maria até atingir os 120°C, sendo desativada a prensa até arrefecer (60°C). Ao atingir a T ambiente, as amostras foram extraídas dos frascos. - <u>CAD-CAM</u> : cortes de blocos de PMMA, com discos diamantados, com corte de baixa velocidade arrefecidos a água, com máquina de corte Isomet 1000 (Buehler, Lake Bluff, IL, EUA). - <u>Impressas 3D</u> : STL, criado usando o software CAD Autodesk Meshmixer (Autodesk, Inc., São Francisco, CA, EUA). Impresso através de uma impressora 3D (Moonray S; 3DC Med, São Paulo, Brasil). Após impressão, imergir em álcool isopropílico 99%, por 5 min., para dissolver a resina não curada ou em excesso.

A5	n = 50	Retangular (64,0×10,0×3,3±0,2mm ³)	-Impressas 3D: impressora 3D (Miicraft UltraSeries; Smart Dent, São Carlos, Brasil) para modelos; gesso tipo IV (Elite Dental Stone; Zhemarck, Badia Polesine, Itália) e silicone de condensação de laboratório (Reflex Lab; Yller Biomaterials, Pelotas, Brasil). Após a cristalização do gesso, as mufas foram abertas, as matrizes foram retiradas e obtido o molde, que foi preenchido com resinas de SC, WB e ME. -Grupo SC: o monômero e o polímero manipulados e inseridos nos moldes e polimerizados por 20min, com pressão de 20 libras de ar comprimido. -Grupo WB: resina polimerizada em banho-maria a 70°C por 30 min e, posteriormente, a 100°C por 1 h e 30 min. -Grupo ME: resina polimerizada com energia de micro-ondas (900 W por 20 min. na potência de 20% e depois por 5 min. na potência de 60%). -Grupo P: confeccionado com software (Exocad Dental CAD; Align Technology, San Jose, EUA) e impresso com resina (Smart Dent Bio Bite Splint; Smart Dent, São Carlos, Brasil), ângulo de 90° e 50 µm de espessura de camada em impressora 3D (Miicraft Ultra Series; Smart Dent, São Carlos, Brasil) e submetida a pós-processamento com álcool isopropílico por 5 min. e exposição à luz UV por 10 s. -Grupo M: bloco experimental de resina PMMA (120°C e pressão de 80 libras de N) e fresadas em fresadora (VHS S1) do grupo P.
A6	n = 126	Anel (h=12mm, d=45 mm);	-HC: fabricadas em frascos e embalagens convencionais. -Fresado em CAD: disco fresado, conforme o fabricante. -Impressos em 3D: arquivo STL, criado usando AutoCAD (Autodesk Inc., EUA) e impresso em impressora 3D (Asiga Max UV, Austrália) com espessura de camada de construção de 100 µm.
A7¹	n = 96	“Dispositivo oclusal de <i>coping</i> simplificado em forma de coroa” (Dental Designer; 3ShapeA/S) e usado como STL	-3DP: impressora 3D DLP a 405nm. Pós-processamento, lavar com isopropanol e pós-polimerização (HiLite Power; Kulzer GmbH) em 32 amostras. -Fresados: bloco de PMMA (Temp Basic Transpa; Zirkonzahn GmbH) e um bloco de cera (CAST) (Wax ivory, 98H16; Zirkonzahn GmbH) fresados com M1; Zirkonzahn GmbH; i-mes, Wieland Dental & Technik GmbH & Co KG. -CAST: incorporados em um frasco com gesso para a técnica de injeção. Resina (Castdon; Dreve Dentamid GmbH) foi misturada de acordo com as instruções do fabricante, injetada (Palajet; Kulzer GmbH) a 0,5 MPa, e polimerizada (0,2 MPa, 55°C e 30 min. usando Palamat elite; Kulzer GmbH) e demufado.
A8	n = 30	Cilindro (h=3,7mm, d=19,5 mm)	-Grupo “C”: confeccionado em molde de silicone (Elite Double 32 Fast, Zhermack, Marlam Dümmer, Alemanha), cura sob pressão coberta por água, aplicando 2 bar de pressão, por 8 min. -Grupo “S”: projetado com OpenSCAD versão 2 (software de código aberto) e fresado com sistema CAD/CAM (Teamziereis, Engelsbrand, Alemanha). -Grupo “A”: DLP, utilizando a impressora 3D Varseo (BEGO, Bremen, Alemanha). Fotopolimerizadas, com 4 ciclos de 5 min. Uso de 1 unidade de cura (Heraflash/ HiLite, Heraeus Kulzer, Hanau, Alemanha).
A9	n = 75	Cilindro (h=2mm, d=10 mm)	-Projetados através do software CAD universal (inLab SW 4.2.1; Sirona Dental Systems, NY, EUA) e fresados com o método subtrativo (inLab MC X5; Sirona Dental Systems, NY, EUA). -Lavagem em banho ultrassônico (ZOKOP 6L; Zokop, Glendale, CA, EUA), por 10 min. a temperatura ambiente e incluídos em moldes de acrílico (Duracryl Self-cure; Erk Dental, Izmir, Turquia).
Legenda: ⁽¹⁾ SENB : curvatura entalhada de borda única.			

7.6. Anexo VI

Tabela 29: Parâmetros e Metodologia dos estudos incluídos.

Art.	Parâmetros avaliados		Metodologia			
			Testes	Parâmetros	Descrição	Medição
A1	1º	Resistência à Flexão (ISO 20795-1:2013)	Teste de 3 Pontos de Flexão	- <u>Força no êmbolo</u> : 0 até à fratura da amostra - <u>Taxa de deslocamento</u> : 5±1 mm/min (constante)	-Máquina de teste universal (VEB Werkstoffprüfmaschinen). -Aleatoriamente retirou-se da água cada amostra e elaborou-se um gráfico de randomização (Excel Microsoft). -Cada amostra foi colocada simetricamente com a superfície plana nos suportes do banco de ensaio de flexão e a força do êmbolo aumentou uniformemente.	$FS = 3FL/2bh^2$, MPa ^(1*)
	2º	Dureza Superficial (ISO 2039-1:2001)	Método de Brinell	- <u>Carga</u> : 358 N (aplicada com um penetrador) - <u>Tempo de Permanência</u> : 60s	-Dureza foi medida em cinco locais em cada amostra e a dureza média foi determinada para cada uma.	$HB = F/pDhk$, MPa ^(2*)
A2	1º	Resistência à Flexão	Teste de 3 Pontos de Flexão	- <u>Velocidade</u> : 5,0 mm/min - <u>Célula</u> : 1 célula de carga com capacidade de 2500 N - <u>Distância (suportes das amostras)</u> : 50 mm	-Teste realizado no ar, com uma máquina de teste universal (Modelo LRX; Lloyds Instruments Ltd., Hampshire, Reino Unido).	-Mede-se quando a carga atual for reduzida para 50% da carga máxima ou inferior a 5,0 N.
	2º	Dureza Superficial	Teste de Dureza Vickers	- <u>Força</u> : 1,96 N - <u>Tempo</u> : 15 s	-Duramin-5; Struers, Ballerup, Dinamarca, foi utilizado em regiões selecionadas das amostras. - A indentação foi criada em cada amostra com um penetrador de diamante piramidal (base quadrada) e as diagonais foram medidas em escala microscópica, pelo operador ocular das máquinas de teste.	$H = 0.1891 \times (F/d^2)$; ^(3*)
	3º	Tenacidade à Fratura (ISO 20795-1)	Teste de 3 Pontos de Flexão	- <u>Pré-fissura</u> : 3,0 mm (centro de cada amostra) - <u>Entalhe</u> : 100–400µm (profundidade) Máquina Universal - <u>Taxa de deslocamento</u> : 1,0 mm - <u>Velocidade</u> : 1,0 mm/min - <u>Velocidade pré-carga</u> : 5,0 mm/min - <u>Distância (entre os suportes das amostras)</u> : 32,0 mm	-Amostras colocadas em um suporte plano, com uma pré-fissura, produzida com um disco diamantado de dupla face (Komet Odontologia Gebr. Brasseler, Lemgo, Alemanha), arrefecido com água. -Pré-fissuras afiadas com uma lâmina de barbear de ponta reta e comprimento verificado, com um microscópio óptico (Leica; Leica Microsystem GmbH, Wetzlar, Alemanha); -Máquina de testes universal para realizar o teste de flexão. -Amostras colocadas no equipamento de teste em suportes, com o entalhe voltado para baixo. -Fratura de superfície examinada com o auxílio do microscópio ótico para obter 3 medições do comprimento do entalhe, e a média foi calculada e considerada como o comprimento da fissura.	(Steinmassl et al., 2018) em MPa m ^{1/2} ^(4*) $K_{Ic} = \frac{f P L}{(wh^{3/2})} \times \sqrt{10^{-3}}$
	4º	Trabalho de Fratura	-----	-----	-----	(Bijelic-Donova et al., 2016) $Wf = U / [2B (H - a)] 1000$, J/m ² ^(5*)

	5º	Absorção e Solubilidade da Água	-----	- <u>Precisão (balança)</u> : 0,1 mg (m ₁)	-Peso inicial, obtido numa balança analítica digital (XS105; Mettler Toledo, Greifensee, Suíça). -Amostras armazenadas em água foram pesadas 60s, após serem retiradas e cuidadosamente secas com papel absorvente aos 1, 2, 3, 7, 14, 21, 28 e 30 dias. -Usando o método de secagem, as amostras foram recondicionadas até obterem uma massa consistente.	(Figuerola et al., 2018) <u>Absorção de água</u> : % absorção = $100 \times (m_2 - m_3) / m_1$; ^(6*) <u>Solubilidade de água</u> : % absorção = $100 \times (m_1 - m_3) / m_1$; ^(7*)
A3	1º	Resistência à Fratura	-----	- <u>Taxa da Carga</u> : 0,5 mm/min até à falha - <u>Penetrador (semi-hemiesférico)</u> : d=3 mm - <u>Velocidade</u> : 0,5 mm/min (até ocorrer a fratura) - <u>Pré-carga</u> : 10 N	-Máquina de testes universal (Shimadzu AGS-X series Universal Testing Machine; Tóquio, Japão). -Modo de compressão de carga aplicada oclusamente, na superfície da goteira. -Limite máximo de tenacidade à fratura, registado em newtons (N). -Falha foi definida como o momento em que a carga caiu 5%, abaixo do seu valor máximo.	-Análise da superfície da fratura com microscópio estéreo de alta resolução (Nikon C-LEDS, Melville, NY, EUA).
A4	1º	Resistência à Flexão	Teste de 3 Pontos de Flexão	- <u>Velocidade</u> : 0,5 mm/min - <u>Distância (entre os 2 suportes das amostras)</u> : 20 mm	-Ensaio de flexão com (Microtensile OM100; Odeme, Luzerna, SC, Brasil). -Amostras posicionadas sobre 2 suportes metálicos e é aplicada uma força constante no ponto médio até fratura. Velocidade constante.	(ISO4049) 6.x.l/b.d.2 ^(8*)
	2º	Estabilidade da Cor	-----	-Esfera padrão branca para 45°, refletância de 0°	-Sistema CIE L*a*b* com espectrofotômetro (PCB6807; Byk Gardner, Geretsried, Alemanha), para simular a luz natural do dia. -Amostras colocadas dentro de um recinto cinza neutro (Munsell N-7) sobre condições de iluminação padrão D65. Medições de cores foram realizadas contra um fundo branco. Três medidas foram obtidas para cada amostra, e os valores médios, considerados valores basais.	$\Delta E_{00} = (\Delta L/KL \cdot SL)^2 + (\Delta C/KC \cdot SC)^2 + (\Delta H/KH \cdot SH)^2 + RT \cdot (\Delta C/KC \cdot SC) \times (\Delta H/KH \cdot SH)^{0.5(9*)}$
	3º	Rugosidade de Superfície	-----	- <u>Valor de corte</u> : 0,8 mm - <u>Velocidade</u> : 0,25 mm/s	-Medidas iniciais obtidas com um rugosímetro (Surfcorder SE 1700; Kosakalab, Tóquio, Japão), em três locais distintos: um no ponto central da amostra e os outros dois, posicionados a 1 mm de distância do centro em lados opostos. -A média das três leituras foi empregada como valor inicial de rugosidade superficial.	$\Delta Ra = Ra_F - Ra_i$ ^(10*)
A5	1º	Microdureza Knoop	-----	- <u>Carga</u> : 25 g - <u>Tempo</u> : 10s	-Aplicou-se uma carga a um dispositivo de microdureza (HMV-2T; Shimadzu Corp., Kyoto, Japão), e registaram-se três medições, para cada amostra.	-----
	2º	Rugosidade de Superfície	-----	- <u>Varredura</u> : 300 µm - <u>Duração da Leitura</u> : 12s	-Rugosímetro (rugosímetro portátil SJ-411; Mitutoyo, Suzano, Brasil). -Cada amostra colocada no centro do aparelho e a ponta de medição do perfilômetro focada na superfície; -Uma leitura aleatoriamente no centro da amostra e duas paralelas à direita e à esquerda do centro. A média foi calculada após essas três leituras. -Valores de Ra (média aritmética de Ra) foram medidos e os valores iniciais foram em angström (Å), sendo convertidos à escala nanométrica (nm).	-----
	3º	Resistência e Módulo Flexão	Teste de 3 Pontos de Flexão	- <u>Velocidade</u> : 5 mm/min (até ocorrer fratura)	-Máquina de ensaios universal (EMIC modelo DL 3000; EMIC, São José dos Pinhais, Brasil). Velocidade constante.	-----

A6	1º	Desgaste (ISO 14569-3)	-----	- <u>Carga (antagonista)</u> : 49 N - <u>Frequência</u> : 1 Hz a 60 rpm	-Área da superfície identificada com papel articular vermelho e capturada com um microscópio ótico (Nikon SMZ800, Japão), com resolução de 1 µm entre os pontos, pré e pós teste e imagens analisadas no Matlab v2020a aplicando um script de mapeamento de cores, que permitiu calcular a área em mm². - <u>Análise volumétrica</u> : scanner digital de laboratório (AutoScan-DS-EX, Shining 3D, China) com precisão de <10 µm, antes e depois do teste e alinhados no software Geomagic Design (3D Systems, EUA), para calcular as alterações e observar as marcas de desgaste. - <u>Perda vertical</u> : uso de máquina universal de teste de desgaste (UFW2000, Neoplus, Coreia), com o software UWFSOFT V1 (Neoplus, Coreia).	-Para simular o desgaste equivalente ao "in vivo" por 6 meses (69.984 mm) e 12 meses (139.968 mm), seguiu-se a norma. -Área de Superfície = número de pixels / escala².
	2º	Resistência à Fratura		- <u>Penetrador(esfera)</u> : d=8mm - <u>Espessura (fita de teflon)</u> : 0,1 mm - <u>Pré-carga</u> : 800N	-Máquina de ensaios universal (Retro Line; Zwick Roell), no centro do dispositivo oclusal <i>coping</i> ; simulador de mastigação (CS-4; SD Mechatronik GmbH). -Fita de teflon (Angst+Pfister) colocada entre o pântico e o dispositivo de carga. -1º análise da superfície realizada após a aplicação de uma pré-carga (determinar a formação inicial de trincas). -As amostras foram carregadas até que exista falha ou são automaticamente interrompidas ao atingir 20% da força máxima, com uma carga total máxima de 7500 N. -Cada amostra foi fotografada para documentar possíveis fissuras ou fraturas.	-----
A7	1º	Desgaste	Desgaste de Dois Corpos	<u>Simulador de Mastigação</u> -Carga: 50N -Frequência: 1,1 Hz -Movimento de deslizamento horizontal: 0,7 mm <u>Parâmetros de Digitalização</u> -Resolução vertical: 0,8 µm -Resolução horizontal: 0,2 µm -Campo de medição: 5×5 mm	-Simulador de mastigação (CS-4; SD Mechatronik GmbH) com antagonistas de esmalte. -Realizadas impressões (Flexitime Fast and Scan; Kulzer GmbH) em três momentos sucessivos (antes da simulação de mastigação, após 20000 ciclos de mastigação, e após 120000 ciclos), sendo digitalizadas com um scanner a laser (LAS-20; SD Mechatronik GmbH) e conduzidas por um operador treinado (A.-M.L.).	-Perda de Volume quantificada com o software R (R Foundation for Statistical Computing; www.r-project.org), com abordagem geométrica.
	2º	Rugosidade de superfície após polimento ISO 4287 (ISO, 2009)	Método Tátil	- <u>Ampliação SEM</u> : 170x, 2500x e 5000x	-Método tátil (Perthometer S6P, Mahr GmbH, Göttingen, Alemanha), avaliando 121 perfis simples em um quadrante de 9 mm² localizado no centro da amostra. -Filtro gaussiano ajustado para 0,6 mm (1/5 de comprimento de amostragem). -Uma amostra foi selecionada aleatoriamente de cada grupo e analisada via SEM, para identificar alterações superficiais, porosidades ou cargas expostas.	-Média dos 121 valores Ra, pelo uso de Mountains Map Software (versão 7.2, Digital Surf, Besancon, França) de acordo com ISO4287 (ISO, 2009).
A8	1º	Atrito	-----	- <u>Penetrador (bola)</u> : d= 6 mm - <u>Força</u> : 5N - <u>Movimento</u> : 1 cm	-Amostras fixadas no aparelho de ensaio de abrasão (Abrex, Innowep, Würzburg, Alemanha) e tensionadas com 5000 ciclos. -Penetrador de bola de esteatita (silicato de magnésio, CeramTec, Plochingen, Alemanha) funcionou como antagonista e um novo penetrador foi usado para cada corpo de prova.	-----

	3º	Desgaste	-----	- <u>Ampliação</u> : 20x (após revestido por pulverização catódica com Au/Pdtarget)	-Máquina de simulação de mastigação capaz de testar simultaneamente 6 antagonistas e abrasores (MOD Chewing Simulator; MOD Dental, Ancara, Turquia). - <u>Profundidade de derrapagem</u> : medida com 121 perfis individuais, avaliando uma área de 3 mm × 13 mm cobrindo o traço visível de abrasão (Perthometer S6P, Mahr GmbH, Göttingen, Alemanha). - <u>Altura do pico do perfil e profundidade máxima</u> : calculada com o software Mountains Map - Software (Versão 7.2, Digital Surf, Besancon, França). -Atrito dos indentadores foi verificado qualitativamente com microscópio (M400, Wild, Heerbrugg, Suíça).	- <u>Profundidade de (Pt)</u> : distância entre a altura máxima do pico do perfil e a profundidade máxima do vale do perfil.
A9	1º	Rugosidade de Superfície (após polimento) (ISO 4287)	Teste Tridimensional sem contato perfilômetro	- <u>Perfis de superfície</u> : 9 mm ² - <u>Ampliação</u> : 10 000x	-Teste tridimensional sem contato perfilômetro (AEP Nanomap - 1000WLI; AEP TECHNOLOGY, Santa Clara, CA, EUA). -Perfis localizados nas diferentes áreas das amostras medidos com uma resolução ótica de 550 nm. -Microscópio eletrônico de varredura (MEV) (Carl Zeiss EVO LS 10; Carl Zeiss NTS, Alemanha). -Amostras foram revestidas com Au-Pd, antes da análise e pelo menos três imagens foram tiradas para cada amostra.	-Média dos valores de Ra foi calculada com SPIP Software (Image Metrology A/S, Lyngby, Dinamarca) usando pelo menos três resultados de medição.
	2º	Desgaste (simulação de mastigação)	Desgaste de Dois Corpos	Simulação da Mastigação - <u>Tempo de repouso</u> : 60s - <u>Frequência</u> : 0,8 Hz Antagonistas do Esmalte - <u>Carga vertical</u> : 5 kg - <u>Movimento vertical</u> : 5 mm - <u>Velocidade descendente</u> : 55 mm/s - <u>Movimento horizontal</u> : 2 mm	-Máquina simuladora de mastigação (MOD Chewing Simulator; MOD Dental, Ancara, Turquia), que pode testar 6 antagonistas e é abrasor simultaneamente. -Simulador de mastigação equipado com um antagonista de esmalte para imitar condições do bruxismo, onde o antagonista superior e porta-amostra inferior foram fixados à câmara com parafusos.	-----
	3º	Rugosidade de Superfície e Perda de Volume (após teste de desgaste)	-----	-----	-Imagens tridimensionais do perfil da superfície de todas as amostras foram criados e foi realizada análise visual das imagens com os valores médios de Ra foram calculados. -Perda de volume após simulação de mastigação, foi medida através de todas as imagens importados para um software de engenharia reversa (Rapid-Formulário XOR3; GeomagicInc, Cary, NC, EUA) que combina imagens em trabalho sólido para medições.	-Perda de volume estimativa para cada amostra foi realizada subtraindo, o volume da caixa de malha sólida da amostra desgastada do volume total.
Legenda: - ⁽¹⁾ F : carga máxima exercida na amostra em newtons (N); L : distância entre os apoios (mm); b : largura da amostra (mm) e h : altura da amostra (mm). - ⁽²⁾ F : carga aplicada à amostra (N); D : diâmetro do penetrador (mm); hk : profundidade de penetração (mm). - ⁽³⁾ H : dureza Vickers; F : força em newtons (N); d : comprimento médio das duas diagonais em milímetros (mm). - ⁽⁴⁾ f : função geométrica, que dependente de x ; f(x) = $5x^{1/2} [1.99 - x(1 - x)(2.15 - 3.93x + 2.7x^2)] / [2(1 + 2x)(1 - x)^{3/2}]$; x =a/w; P : carga máxima em newtons; L : distância do vão em milímetros (32,0 mm); h : altura do corpo de prova em mm; w : espécime largura em mm; a : comprimento da fissura em mm. - ⁽⁵⁾ U : área registrada sob a curva carga-deflexão e representa [ressente-se da energia necessária para quebrar toda a amostra; U = $[Pd\Delta]$, em newton-milímetros (Nmm); Δ : deflexão medida para a carga P em N; B : largura do corpo de prova em mm; H : altura do corpo de prova em mm; a : comprimento da fissura em mm. - ⁽⁶⁾ e ⁽⁷⁾ m : massa seca (mg) da amostra após armazenamento em dessecador por 24 horas; m ₂ a massa (mg) do corpo de prova após imersão em água por 30 dias; m ₃ : a massa constante (mg) da amostra após o segundo ciclo de secagem. - ⁽⁸⁾ x : carga no ponto de fratura (kg); d : espessura da amostra (cm); l : comprimento do vão de suporte (cm); b : largura da amostra (cm). - ⁽⁹⁾ ΔL* , ΔC* e ΔH* : diferenças de brilho, croma e matiz entre os valores de cor final e de base; RT (função de rotação) : função que explica a interação entre diferenças de croma e matiz na região azul; SL , SC e SH : funções de ponderação para os componentes de luminância, croma e matiz, respetivamente; KL , KC e KH : fatores paramétricos de acordo com diferentes parâmetros de visualização que foram definidos como 1. Os valores de estabilidade de cor foram comparados aos limites de perceptibilidade (0,8) e aceitabilidade (1,8). - ⁽¹⁰⁾ Ra_f : valor médio da rugosidade final; Ra_i : inicial. --- Sem dados						

