

Arnaud Achilli

As Goteiras Oclusais: Materiais e Técnicas de Confeção - Revisão Narrativa

Universidade Fernando Pessoa

Faculdade de Ciências da Saúde

Porto, 2022

Arnaud Achilli

As Goteiras Oclusais: Materiais e Técnicas de Confeção - Revisão Narrativa

Universidade Fernando Pessoa

Faculdade de Ciências da Saúde

Porto, 2022

Arnaud Achilli

As Goteiras Oclusais: Materiais e Técnicas de Confeção - Revisão Narrativa

Trabalho apresentado à Universidade Fernando Pessoa

Como parte dos requisitos para obtenção do

Grau de Mestre em Medicina Dentaria

Arnaud Achilli

RESUMO

As goteiras oclusais podem ser usadas como meio terapêutico para diminuir as consequências do bruxismo. Nestes últimos anos, as técnicas para a sua confecção evoluíram consideravelmente com os avanços tecnológicos e o desenvolvimento das tecnologias CAD/CAM na área da medicina dentária. A digitalização permite hoje em dia confeccionar objetos de maneira subtrativa ou aditiva com recurso a máquinas especializadas.

Esta revisão narrativa da literatura teve como objetivo explicar e descrever quais são as diferentes técnicas de confecção de goteiras oclusais disponíveis hoje em dia, e realizar uma comparação entre cada uma delas

Nos estudos analisados, verificou-se que as goteiras oclusais fabricadas com recurso as técnicas aditivas e subtrativas apresentam boas propriedades em comparação as goteiras fabricadas de maneira convencional, consideradas até ao momento como o *gold standard*. Mais estudos *in vivo* são necessários para confirmar esses resultados promissores.

Palavras-chaves: *Occlusal splint, occlusal device, Subtractive manufacturing, Additive manufacturing, Conventional manufacturing, CAD/CAM, Milled, 3D print*

ABSTRACT

Occlusal splints can be used as a therapeutic option to reduce the consequences of bruxism. In recent years, fabrication techniques for occlusal splint, have evolved considerably with technological advances and the development of CAD/CAM technologies in dentistry. Nowadays the digitalization allows objects to be produced subtractively or additively using specialized machines.

The aim of this review of the literature is to explain and describe the different techniques for making occlusal splints available by now., and compare each one with the others.

In the studies reviewed, it was found that occlusal splints made using additive and subtractive techniques had good properties compared to splints made in the conventional way, which is the *gold standard* for the moment. Further in vivo studies are needed to confirm these promising results.

Keywords: Occlusal Splint, Occlusal device, *Subtractive manufacturing*, *Additive manufacturing*, *Conventional manufacturing*, CAD/CAM, *Milled*, 3D print

AGRADECIMENTOS

A minha tutora Tânia Soares, obrigado por me orientarem neste trabalho de fim de estudo.

A minha família por me ajudar durante esses cinco anos em Portugal.

Aos meus amigos Patrick, Maxime, Karim e Federico para os momentos inesquecível passados juntos.

A Raphael, Jonas, Pierre para “tu tu tulutu”.

ÍNDICE

RESUMO	v
ABSTRACT	vi
AGRADECIMENTOS	vii
ÍNDICE DE FIGURAS	ix
LISTA DE ABREVIATURAS E ACRÓNIMOS	x
I. INTRODUÇÃO	1
1. Materiais e Métodos.....	2
II. DESENVOLVIMENTO	3
1. As diferentes técnicas de fabricação	3
i. Convencional.....	3
ii. Subtrativa	3
iii. Aditiva	5
a. SLA	6
b. DLP	7
c. PolyJet	8
d. FDM	9
III. DISCUSSÃO.....	11
1. Limitações dos estudos na literatura revista.....	14
IV. CONCLUSÃO	15
BIBLIOGRAFIA.....	16

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1 – Exemplo de um sistema SLA. (Adaptado de Khorsandi <i>et al.</i> , 2020).....	7
Figura 2 – Exemplo de um sistema DLP. (Adaptado de: Khorsandi <i>et al.</i> , 2020).....	8
Figura 3 – Exemplo de um sistema Polyjet. (Adaptado de Gay <i>et al.</i> , 2015).....	8
Figura 4 – Exemplo de um sistema FDM. (Adaptado de Khorsandi <i>et al.</i> , 2020).....	9

LISTA DE ABREVIATURAS E ACRÓNIMOS

°C	Grau Celsius
2D	Bidimensional
3D	Tridimensional
aFS	<i>Freeprint Splint</i>
aLP	<i>LuxaPrint Ortho Plus</i>
AM	<i>Additive Manufacturing</i>
aNO	<i>Nextdent Ortho Clear</i>
ATMs	Articulações Temporomandibulares
cAB	<i>Aesthetic Blue Clear</i>
CAD	<i>Computer Aided Design</i>
CAM	<i>Computer Aided Manufacturing</i>
CBCT	<i>Cone Beam Computer Tomography</i>
CE50	Valor da Concentração que Produz 50% do Efeito Máximo
cPB	<i>ProBase Cold</i>
cPP	<i>Palapress Clear</i>
DC	<i>Degree Conversion</i>
DICOM	<i>Digital Imaging and Communication in Medicine</i>
DLP	<i>Digital Light Processing</i>
DTM	Distúrbio Temporomandibular

FDM	<i>Fused Deposition Modeling</i>
FFF	Fabricação de Filamentos Fundidos
h	Hora
HGF	<i>Human Gingival Fibroblast</i>
HM	<i>Hardness Martens</i>
HV	<i>Hardness Vickers</i>
LFS	<i>Light Force Stereolithography</i>
MDM	<i>Micro Digital Mirrors</i>
MMA	Metilmetacrilate
MPa	Megapascal
MRI	<i>Magnetic Resonance Imaging</i>
NURBS	<i>Non Uniform Rational B-Spline</i>
PEEK	<i>Polyether Ether Ketone</i>
PJD-3DP	<i>PolyJet Direct 3D Printing</i>
PMMA	Polimetil Metacrilate
sIP	<i>Idodentine PMMA Transparent</i>
SLA	<i>Stereolithography</i>
SM	<i>Subtractive Manufacturing</i>
STL	<i>Standard Tessellation Language / Standar Triangle Language</i>
sTP	<i>Temp Premium Flexible Transparent</i>
sYP	Yamahachi PMMA Clear

TC	Tomografia Computorizada
UV	UltraVioleta

I. INTRODUÇÃO

As classificações e definições do bruxismo são numerosas e variaram muito nas últimas décadas. Em 2013, um consenso entre um grupo internacional de especialistas em bruxismo descreveu uma nova definição que descreve o bruxismo como uma atividade repetida dos músculos da mastigação caracterizada pelo aperto ou ranger dos dentes, e isto é especificado como bruxismo de sono ou de vigília dependendo do seu fenótipo circadiano. (Lobbezoo *et al.*, 2018)

As consequências do bruxismo incluem a limitação do movimento articular, dores crônicas ou agudas dos músculos da mastigação e/ou das articulações temporomandibulares (ATMs), desgaste dentário, perda do suporte periodontal e dores de cabeça, tendo, por isso, um grande impacto na qualidade de vida. (Benício Arcas *et al.*, 2021)

Para ajudar a reduzir a dor e a tensão nos músculos faciais, as goteiras oclusais removíveis são geralmente prescritas pelos médicos dentistas e têm resultados positivos em cerca de 70 a 90% dos casos. (Grymak *et al.*, 2020)

As goteiras oclusais são uma das respostas terapêuticas às disfunções do aparelho estomatognático cuja a principal vantagem é ser um tratamento pouco invasivo, aplicado sobre todas as peças dentárias de uma arcada dentária, e estão disponíveis em modelos e materiais diferentes. (Benli *et al.*, 2019; Re *et al.*, 2009)

As goteiras oclusais aliviam a sintomatologia e evitam as consequências posteriores do bruxismo. As funções das goteiras oclusais podem incluir a estabilização das ATMs para reduzir a dor consequente a atividade muscular do complexo crânio-mandibular, ou para reduzir a atrição dos dentes as forças parafuncionais de oclusão ou de traumatismos. (Dupont Jr. & Brown, 2006 ; Wesemann *et al.*, 2020)

A técnica mais comum de fabricação de goteiras oclusais é a utilização de placas de vácuo termoformado e o polimetilmetacrilato (PMMA) autopolimerizável. Contudo, recentemente com recurso à tecnologia *Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing* (CAD/CAM), os dispositivos oclusais podem ser fabricados de forma subtrativa (fresagem) ou aditiva (impressão 3D). Com o desenvolvimento das tecnologias digital, novos materiais para a fabricação de goteiras oclusais estão também disponíveis. (Prpic *et al.*, 2018)

O objetivo desta revisão bibliográfica narrativa é explicar as diferentes técnicas de fabricação que existem hoje em dia e analisar quais são as vantagens/desvantagens de cada uma.

1. Materiais e Métodos

Para elaboração deste trabalho, foi realizada uma pesquisa bibliográfica na base de dados *PubMed* entre Setembro 2021 e Maio 2022. Os termos pesquisados foram primeiramente “*occlusal splint*”, e posteriormente combinado usando os termos booleano AND/OR com os termos “*Additive manufacturing*”, “*Subtractive manufacturing*”, “*Conventional manufacturing*”, “*CAD/CAM*”, “*3D print*”, “*Bruxism*”, “*Splint*”, “*Mouth guard*”, “*Bite guard*”. Relativamente aos critérios de inclusão, foi imposto o limite temporal dos últimos 16 anos (2006-2022) para artigos em Francês, Português e Inglês. Para a discussão, foram apenas considerados 3 artigos.

II. DESENVOLVIMENTO

1. As diferentes técnicas de fabricação

i. Convencional

As goteiras podem ser fabricadas num fluxo de trabalho convencional, que consiste em fazer uma impressão de alginato da arcada superior e inferior do paciente. Uma impressão dá-nos uma reprodução negativa das estruturas orais. Posteriormente, estas impressões devem ser vazadas a gesso para obter modelos de gesso sobre os quais serão feitas as goteiras oclusais. (Salmi *et al.*, 2013)

O registo do arco facial é utilizado para montar o molde do maxilar no articulador. Um registo intermaxilar em relação cêntrica, com uma espessura cerca de 2 milímetros, permite montar o arco mandibular. A partir desta relação registada, a goteira é fabricada com o material da escolha do médico dentista. (Venezia *et al.*, 2019)

As goteiras oclusais fabricadas de forma convencional, podem ser realizadas por placa de vácuo termoformado, isto consiste em aquecer uma placa termoplástica e depois colocá-la no modelo gesso previamente fabricado e esperar que endureça. Ou por enceramento e posteriormente a sua substituição por uma mistura líquido-pó de PMMA. (Wesemann *et al.*, 2020)

Durante a produção de goteiras oclusais em resina, são normalmente seguidos os procedimentos de polimento padrão, que envolvem a utilização sequencial de brocas de polimento, pedrapomes e protocolo de polimento de alto brilho para diminuir a rugosidade de superfície do PMMA que pode levar posteriormente a uma alteração de cor. (Grymak *et al.*, 2020)

Contudo, este processo é demorado para o dentista e para o doente. Além disso, a qualidade e o desempenho clínico dos dispositivos oclusais são afetados pela existência de poros, grande quantidade de libertação de monómeros residuais e contração de polimerização que pode ocorrer durante o processo de produção da goteira. (Dedem & Türp, 2016; Salmi *et al.*, 2013)

ii. Subtrativa

Há já alguns anos que a fabricação subtrativa entrou na medicina dentária, igualmente conhecida como fresagem ou CAD/CAM. (Pillai *et al.*, 2021)

A odontologia numérica é um termo genérico para várias tecnologias como a utilização de scanners intraorais, imagens 3D, *software* CAD/CAM e impressão 3D que podem aumentar a eficácia do tratamento em comparação com as técnicas tradicionais como as impressões, a imagem 2D e as técnicas de fabricação subtrativas. (Pillai *et al.*, 2021)

O CAD/CAM é um processo que se apoia sobre a tecnologia informática para facilitar a conceção, a análise e a fabricação de produtos. As tecnologias assistidas por computador foram introduzidas pela primeira vez nos anos 50, e depois, nos anos 70, os primeiros sistemas CAD foram desenvolvidos para reduzir o tempo e o custo dos procedimentos convencionais. (Leberfinger *et al.*, 2020)

A produção de dispositivos médicos com recurso a tecnologia CAD/CAM tem 3 exigências principais: dados adquiridos diretamente por scanner intraoral ou indiretamente sobre um modelo de gesso, um software para projetar uma restauração virtual e um dispositivo de confeção informatizado. (Prpic *et al.*, 2018)

O processo inicia-se com a captura precisa da anatomia maxilar e mandibular de um paciente com recurso a scanners intraorais 3D (método direto). Embora diferentes scanners intraorais possam variar relativamente ao desempenho, a precisão clinicamente aceitável demonstrou ser consistentemente alcançável. Existe uma maneira diferente de obter os dados anatómicos digitalmente: os modelos tradicionais de gesso podem ser enviados para laboratórios odontológicos e digitalizados com scanners óticos de mesa (método indireto). Os dados tridimensionais do paciente obtidos por scanners vão permitir criar um ficheiro CAD, que será depois tratado, editado e transformado num ficheiro .STL (*Standard Tessellation Language* ou *Standard Triangle Language*). Este ficheiro .STL é imperativo para o planeamento de tratamento e design digital de modelo 3D. Podem também existir outros formatos de ficheiro como DICOM (*Digital Imaging and Communication in Medicine*) ou NURBS (*Non Uniform Rational B-Spline*). Esse ficheiro STL pode ser usado como base para um dispositivo de confeção informatizado. Depois, a estrutura é realizada no aparelho usando um dos procedimentos de confeção atualmente disponível. (Pillai *et al.*, 2021)

A fabricação subtrativa, geralmente chamada SM por *Subtractive Manufacturing* envolve a fresagem da forma volumétrica projetada a partir de um bloco de material pré-sinterizado ou sinterizado usando uma fresadora que funciona em condições húmidas ou secas, que se move em caminhos definidos, referidos como sistemas de fresagem de 3, 4, ou 5 eixos. Estes sistemas

são sistemas de fresagem de laboratório ou de consultório. Um arquivo digital (.STL) obtido com recurso a scanners intraorais, é usado para projetar digitalmente a restauração ou o objeto, o projeto final é enviado ao sistema de fresagem para fabricação. Os materiais fresáveis recentes incluem o PMMA apresentado sob a forma de um bloco para a produção de coroas unitárias de longo prazo, próteses parciais fixas e goteiras oclusais. O SM permite o processamento de peças de PMMA altamente reticuladas, polimerizadas em condições controladas e de alta pressão, reduzindo assim a distância intermolecular e resultando, em última análise, em cadeias poliméricas de maior densidade e extensão. No entanto, essa técnica tem como maior desvantagem uma perda de mais de 70% do material. (Wesemann *et al.*, 2020; Sulaiman, 2020)

Com a SM é também possível produzir facetas, *inlays*, *onlays*, coroas em resinas compostas e goteiras oclusais. As ceras, polímeros de alto desempenho, metais e cerâmicas que incluem vitrocerâmicas, polímeros reforçados com partículas cerâmicas comumente conhecidas como cerâmicas à base de resina, cerâmicas infiltradas com um polímero também conhecido como cerâmica híbrida e cerâmica policristalina, são os materiais que podem ser utilizados na SM. (Sulaiman, 2020)

iii. Aditiva

No caso da fabricação numérica, que usa os sistemas CAD/CAM, uma distinção pode ser feita entre a fresagem subtrativa e a fabricação aditiva com ajuda da impressão 3D. (Wesemann *et al.*, 2020)

A tecnologia aditiva, mais frequentemente chamada AM por *Additive Manufacturing*, é um processo relativamente novo e em constante desenvolvimento. É uma tecnologia emergente implementada em diferentes sectores, tais como investigação, automóvel, aeroespacial, saúde e medicina, arquitetura e construção, indústria da moda e indústria alimentar. (Wang *et al.*, 2017; Wasti & Adhikari, 2020)

O aumento da digitalização permitiu a fabricação de dispositivos orais por CAD/CAM, utilizando métodos não só subtrativos (fresagem) mas também aditivos (impressão 3D) (Huettig *et al.*, 2017). Nos últimos anos, a fabricação aditiva tem tido uma atenção e um sucesso considerável na medicina dentária. A fabricação de coroas, próteses e goteiras oclusais são apenas algumas das diferentes aplicações da impressão 3D na odontologia. (Wedekind *et al.*, 2021)

Esta popularidade crescente pode ser atribuída a melhorias das técnicas CAD/CAM e à crescente consciencialização dos dentistas e técnicos de laboratório, bem como à crescente flexibilidade para combinar partes do fluxo de trabalho digital com os protocolos clínicos e laboratoriais convencionais. (Kalberer *et al.*, 2018)

A ascensão da impressão 3D na odontologia é concomitante com os avanços do CAD e técnicas de imagem aprimoradas, como tomografia computadorizada de feixe cónico (CBCT) e imagem por ressonância magnética (MRI) para planear e imprimir próteses dentárias e maxilofaciais para restaurar e substituir estruturas perdidas. (Pillai *et al.*, 2021)

O termo impressão 3D é utilizado de forma sinónima a prototipagem rápida, confeção aditiva e impressão tridimensional. Este método de confeção é definido como o processo de juntar materiais para fabricar objetos a partir de um modelo prévio 3D, geralmente camada após camada, diferindo, por isso, do processo subtrativo. (Pillai *et al.*, 2021)

Atualmente, a disponibilidade de várias técnicas e máquinas de impressão permite uma vasta gama de aplicações de impressão 3D tanto na indústria como na medicina. Na área da medicina dentária, os métodos de impressão em 3D mais utilizados incluem a *Stereolithography* (SLA), a *Digital Light Processing* (DLP) e o jateamento de material (Polyjet). Contudo, noutras áreas, uma das técnicas AM mais utilizada é o *Fused Deposition Modeling* (FDM). (Wesemann *et al.*, 2020; Wasti & Adhikari, 2020)

Assim, neste trabalho, serão apenas abordadas estas 4 técnicas, devido à sua superioridade de utilização na medicina dentaria, e ao potencial futuro papel que o FDM poderá ter nesta área.

a. SLA

Foi desenvolvido pela empresa *3D Systems* dirigida por Chuck Hill em 1986, que é considerado como o inventor do primeiro sistema de fabricação aditiva, a *stereolithography*. (Wasti & Adhikari, 2020)

A estereolitografia é um processo de fabricação aditiva que permite a fabricação de peças a partir de um arquivo de desenho assistido por computador (CAD). A possibilidade de usar dados de varreduras (RMI ou TC) torna essas tecnologias de fabricação particularmente úteis para muitas aplicações. (Melchels & Feijen & Grijpma, 2010)

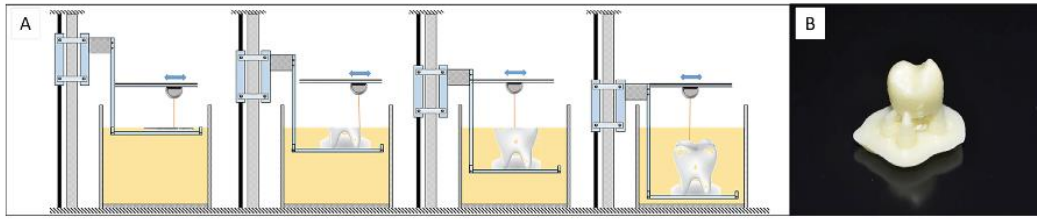


Figura 1 – Exemplo de um sistema SLA. (Adaptado de Khorsandi *et al.*, 2020)

O arquivo CAD descreve a geometria e o tamanho das peças a serem construídas. Para isso, foi desenvolvido o formato de arquivo STL; um arquivo STL lista as coordenadas dos triângulos que juntos formam a superfície da estrutura 3D projetada. Essa estrutura projetada é (virtualmente) cortada em camadas da espessura que é usada no processo de fabricação camada por camada. Esses dados são então enviados para o aparelho de estereolitografia (SLA) e a estrutura é fabricada. (Melchels & Feijen & Grijpma, 2010)

A fabricação de objetos 3D por estereolitografia é baseada na solidificação espacialmente controlada por fotopolimerização de uma resina líquida colocada num tanque. Usando um feixe de laser *Ultra Violet* (UV) controlado por computador um padrão é iluminado ponto a ponto na superfície de uma resina. Como resultado disso a resina no padrão é solidificada até uma profundidade definida, fazendo com que ela adira a uma plataforma de suporte. Após a fotopolimerização da primeira camada, a plataforma é afastada da superfície e a camada construída é recoberta com uma resina líquida. Um padrão é então endurecido nesta segunda camada. Essas etapas (o movimento da plataforma) são repetidas para construir um objeto sólido e tridimensional. Na SLA, a resina não polimerizada é removida lavando o objeto final com um solvente e colocando-o num forno com luz UV para realizar a polimerização final. (Perea-Lowery *et al.*, 2020; Melchels & Feijen & Grijpma, 2010). Atualmente, o SLA é aplicado na fabricação de goteiras oclusais, coroas e pontes temporárias e permanentes, restaurações temporárias, guias cirúrgicas e replicas de modelos. (Khorsandi *et al.*, 2020)

b. DLP

DLP é uma tecnologia que é semelhante ao processo SLA. Mas, a diferença é que na SLA é solidificada uma resina líquida fotopolimerizável com recurso a um feixe de laser seletivo ponto a ponto enquanto o DLP permite solidificar a resina camada por camada projetando uma máscara de luz UV no tanque. (Wesemann *et al.*, 2020)

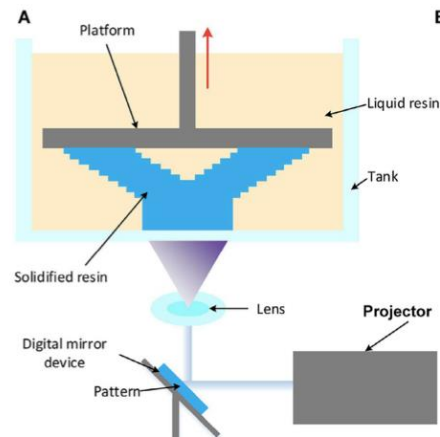


Figura 2 – Exemplo de um sistema DLP. (Adaptado de: Khorsandi *et al.*, 2020)

A primeira camada é formada na plataforma de construção. Com base na posição da fonte UV, a plataforma de construção está em movimento, a subir ou descer. As camadas seguintes são formadas sobre as camadas anteriores. A impressora 3D DLP utiliza um ecrã de projetor digital para exibir a imagem da camada atual, através de uma parte inferior/superior transparente do tanque de resina, na plataforma de construção ou na camada anterior. Após o endurecimento de cada camada, a plataforma de construção sobe/desce conforme a espessura de uma camada até completar toda a peça. Um dispositivo de microespelho digital (MDM) é usado para refletir a luz. O MDM consiste numa matriz de espelhos de tamanho microscópico. Esses espelhos conduzem a luz do projetor a laser para a lente de projeção. (Khorsandi *et al.*, 2020)

c. PolyJet

PolyJet Direct 3D Printing (PJD-3DP) é um processo de produção aditivo que foi desenvolvido pela *Objet Geometries, Ltd* (Israel). (Barclift & Williams, 2012)

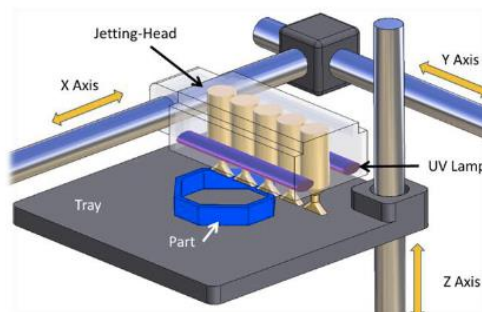


Figura 3 – Exemplo de um sistema Polyjet. (Adaptado de Gay *et al.*, 2015)

A impressão a jato utiliza cabeças de jato que pulverizam milhares de gotículas de fotopolímero sobre uma plataforma de construção e solidificam-nas com uma luz UV, com base nas coordenadas 3D dadas às cabeças de jato. (Jaber *et al.*, 2020)

Este processo usa radiação UV para endurecer camadas de fotopolímero acrílico jateado. A cabeça de jato é formada por uma matriz de orifícios de jato dispostos ao longo do eixo Y, e é montada num transportador que permite deslocamentos X (para frente e para trás) e realocações transversais alternadas (Y). Além disso, a bandeja de fabricação pode se mover na direção vertical (Z), após cada camada ter sido fabricada com sucesso. O software realiza a divisão da geometria 3D de um modelo CAD numa coleção de geometrias 2D, depois elas devem ser fabricadas de baixo para cima. Numa determinada camada, a forma 2D é analisada e um código CAM é gerado para sincronizar os deslocamentos da cabeça de jato com a deposição de material correspondente. Assim, durante o movimento para frente, cada orifício na cabeça de jato coordena a projeção de gotículas de fotopolímero com a sua posição instantânea, de modo a que uma área correspondente à forma teórica da geometria 2D seja coberta por material. Simultaneamente, uma lâmpada UV solidifica o fotopolímero, e esse procedimento de endurecimento segue com movimentos de vai-e-vem. Uma vez terminada a geometria da camada, a mesa desce o equivalente à espessura da camada ao longo do eixo Z. (Gay *et al.*, 2015)

d. FDM

É uma técnica que foi inventada há mais de 20 anos. (Khorsandi *et al.*, 2020)

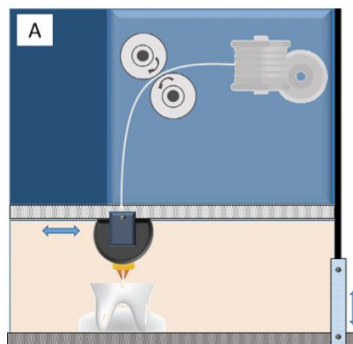


Figura 4 – Exemplo de um sistema FDM. (Adaptado de Khorsandi *et al.*, 2020)

Entre os diferentes tipos de processo de produção aditiva, o FDM ou fabricação de filamentos fundidos (FFF) é uma técnica de impressão 3D rápida, versátil, de baixo custo e que fabrica peças complexas de forma fácil e rápida. O custo relativamente baixo da impressora e a exigência de pouco conhecimento técnico para programar o aparelho de impressão tornam esta técnica a mais popular entre todas as técnicas. (Wasti & Adhikari, 2020)

A base desta técnica é o princípio da extrusão de filamento: o material termoplástico desejado é apresentado sob a forma de um filamento, que é inserido no cabeçote extrusor. O material é aquecido 0,5°C acima do seu ponto de fusão, tornando-se viscoso. Seguidamente é depositado pela ponta extrusora na mesa de impressão, o que resulta na fabricação camada por camada do modelo digitalizado. (Khorsandi *et al.*, 2020; Jaber *et al.*, 2020)

A tecnologia FDM produz modelos conceituais, protótipos funcionais e peças de engenharia de alto desempenho. É a única tecnologia de impressão 3D profissional que utiliza matérias termoplásticas como por exemplo o *polyether ether ketone* (PEEK). Assim, as peças criadas são inigualáveis em termos de resistência mecânica, térmica e química. (Stratasys, 2017)

O PEEK é um polímero orgânico com aplicações potenciais em vários campos e indústrias, incluindo indústrias médica, química, aeroespacial e eletrônica. Um dos campos únicos onde o PEEK tem um futuro promissor é na medicina dentária. PEEK é um polímero altamente durável com um equilíbrio igual de um grupo cetona proporcionando a rigidez e um grupo éter proporcionando a flexibilidade à sua estrutura. PEEK tem uma ampla gama de usos na indústria médica devido à sua excelente biocompatibilidade, radiolucidez, resistência química, baixa densidade, e propriedades mecânicas semelhantes ao osso humano. A fabricação de um objeto em PEEK resulta em um objeto quimicamente estável, denso e rígido que pode ser produzido em algumas horas, e a simplicidade do processo de produção aditiva aumentou drasticamente a sua aplicação para peças personalizáveis em vários setores. (Dua *et al.*, 2021)

O PEEK começou a ser utilizada na área odontológica há mais de 10 anos, principalmente em relação à confecção de próteses parciais removíveis. Em comparação com os metais utilizados na odontologia, PEEK é mais estético, estável, biocompatível, mais leve e tem um grau de descoloração reduzido. Isto torna-o mais atrativo para pacientes com elevadas exigências estéticas. Hoje em dia, o PEEK pode ser considerado como uma alternativa para a confecção de goteiras oclusais. (Delrieu *et al.*, 2022; Benli *et al.*, 2019; Skirbutis *et al.*, 2017)

III. DISCUSSÃO

As goteiras oclusais são considerados como um tratamento conservador das DTM (Distúrbios Temporomandibulares). Estão disponíveis numa variedade de materiais e são projetadas de acordo com as necessidades do paciente. Os materiais de fabricação mais comuns são resinas termopolimerizáveis ou autopolimerizáveis convencionais. Com a introdução da informática na área da odontologia, o CAD e o CAM permitem de fabricar dispositivos oclusais com ajuda da tecnologia numérica. (Grymak *et al.*, 2020)

Mais do que uma grande precisão, as goteiras oclusais necessitam de uma resistência à fratura suficiente para suportar as forças de mastigação de 500N a 800N nos pacientes com bruxismo. (Wesemann *et al.*, 2020)

Nesta revisão narrativa, vamos analisar dois estudos (Wesemann *et al.*, 2020 ; Berli *et al.*, 2019) que avaliaram diferentes parâmetros para comparar a resistência ao desgaste de goteiras oclusais segundo os diferentes procedimentos de fabricação que são convencionais, subtrativos e aditivos. Analisaremos um outro estudo que comparou a liberação de monómeros e de aditivos não polimerizados (Wedekind *et al.*, 2021), para cada técnica de fabricação (Aditiva ; Subtrativa ; Convencional), devido a polimerização incompleta dos monómeros em polímeros que podem ter potenciais efeitos nocivos como a mutagenicidade, a teratogenicidade, a genotoxicidade, a citotoxicidade e uma influência sobre a atividade estrogénica.

Assim, no estudo de Berli *et al.*, (2019), foram comparadas nove amostras de diferentes materiais para cada procedimentos, respetivamente três convencionais (cPB ; cPP ; cAB), três subtrativos (sTP ; sIP ; sYP) e três aditivos (aFS ; aLP ; aNO). Neste estudo, os autores avaliaram diferentes parâmetros como a resistência a flexão, dureza Martens (HM), dureza Vickers (HV), o modulo de elasticidade, a absorção de água e a solubilidade em água.

As amostras do procedimento subtrativo (sYP e sTP) apresentaram os valores mais elevados de HM e HV e os menores valores de absorção de água ao início, que pode ocorrer devido ao alto grau de polimerização atingido graças ao processo de fabricação industrial dos blocos de PMMA.

Neste estudo, diferenças significativas na resistência à flexão, à absorção de água e à solubilidade foram detetadas entre os diferentes materiais do grupo aditivo, isto pode ocorrer devido à origem o ângulo de impressão e aos métodos de polimerização que não foram

especificados pelos fabricantes, isto pode ter repercussões sobre o desempenho clínico das goteiras. No grupo aditivo, sobre o parâmetro de absorção de água, podemos observar que o aLP situa-se ao mesmo nível que os materiais do grupo subtrativo e convencional enquanto o aFS e o aNO tem valores significativamente mais elevadas. Além disso, sobre o parâmetro da solubilidade em água depois envelhecimento, as amostras aFS e aLP do grupo aditivo mostraram valores negativas, uma solubilidade negativa corresponde a uma perda de material, e consequentemente a formação de rugosidades. A rugosidade tem um papel na diminuição da resistência à flexão. De forma geral, Berli *et al.*, (2019), constataram que as resinas do grupo convencional e subtrativo tem propriedades mecânicas similares e que as resinas do grupo aditivo são mais suscetíveis ao envelhecimento e podem estar sujeitas a grandes diferenças de valores das propriedades mecânicas dentro do mesmo grupo.

No estudo de Wesemann *et al.*, (2020), foram comparadas 40 amostras de polímeros segundo os diferentes métodos de fabricação. Respetivamente, foram necessários para este estudo, 8 modelos convencionais, 8 subtrativas, 24 aditivas (8 LFS ; 8 DLP ; 8 SLA). Cada um deles foram submetidos a diferentes testes para avaliar os valores de dureza de superfície com o método Vickers, resistência a flexão e o modulo de elasticidade. A HV foi avaliada, e mostrou os resultados mais elevados para as amostras do grupo subtrativo (ProArt CAD) seguido das amostras do grupo convencional (PalaXPress) e finalmente aqueles do grupo aditivo (Dental LTC ; Dental LTC V2 ; V-Print Splint). Esses resultados confirmam o estudo de Berli *et al.*, (2019), uma explicação poderia ser que os materiais imprimidos em 3D podem estar suscetíveis a uma absorção de água mais elevada, isso reduz a dureza dos materiais quando são armazenados em água como neste estudo. A resistência a flexão e o modulo de elasticidade foram avaliados com base no teste de flexão em 3 pontos até a rutura da amostra com uma velocidade de penetração de 5mm/min. As amostras do grupo subtrativo apresentaram o valor maior, seguido por ordem de valores das amostras do grupo aditivo fabricadas com a técnica SLA (Dental LTC), das amostras do grupo convencional, e por fim, as amostras Dental LTC V2 (LFS) e V-Print Splint (DLP) do grupo aditivo. Relativamente às amostras do grupo aditivo, uma grande diferença de valor foi constada, indo de 37MPa (V-Print Splint) até 95MPa (Dental LTC), isto é coerente com os resultados do estudo de Berli *et al.*, (2020).

Para resumir, Wesemann *et al.*, (2020) concluíram que as resinas aditivas apresentam uma dureza de superfície, uma resistência a flexão e um módulo de elasticidade menor que as resinas dos grupos subtrativo e convencional, com exceção da resistência à flexão da resina Dental LTC.

Segundo Wedekind *et al.*, (2021), um efeito desfavorável de todos os materiais à base de metacrilato é a conversão incompleta de monómeros em polímeros, mesmo em condições ideais de polimerização. O grau de conversão (DC) é principalmente influenciado por parâmetros do processo de fabricação tais como a relação monómero/polímero, tempo e temperatura de polimerização e, em caso de fotopolimerização, densidade da luz e tempo de cura. A conversão incompleta de monómeros implica um risco potencial de libertação de monómeros residuais não ligados, de aditivos e de produtos de reação que podem dar origem a mutagenicidade, teratogenicidade, genotoxicidade e citotoxicidade.

Neste estudo, os autores avaliaram a libertação de monómeros de metacrilato e de aditivos não polimerizados depois incubação em água ou metanol para os materiais de confeção das técnicas aditivas (SHERAPrint OrthoPlus), subtrativas (SHERAEco-Disc PM20) e convencionais (SHERAORTHOMER). A água é considerada como o melhor solvente para mimetizar a saliva e o fluido dentinario, assim foi o escolhido para essa experiência. O metanol, que é um solvente orgânico que tem uma maior solubilidade dos componentes orgânico e é ideal para visualizar o pior dos cenários.

A biocompatibilidade é uma característica fundamental de cada dispositivo medical, por isso, os autores efetuaram testes de viabilidade celular com células HGF (Human Gingival Fibroblast para determinar a concentração de efeito semi maximal (CE50) de cada monómeros, sabendo que os HGF são omnipresentes nas mucosas da maior parte da cavidade oral. O MMA como componente principal do PMMA foi encontrado no solvente metanol de todos os três materiais testados. Depois 72h, os autores constataram que as quantidades de MMA detetadas nas amostras do grupo convencional e subtrativo eram respetivamente 7 vezes e 3 vezes superior ao limite CE50 dos Human Gengival Fibroblast (HGF), uma vez extrapolados as dimensões reais de goteiras oclusais. O valor mais baixo de MMA detetado no etanol foi atribuída as amostras do grupo aditivo com um valor 18 vezes inferior ao limite CE50 de HGF, uma vez extrapolado as dimensões reais de goteira oclusal. Contudo, na água dos três materiais investigados, não foi possível detetar nenhum MMA. Uma vez que a água fornece a aproximação mais perto ao fluido dentinário e à saliva humana, não são esperados efeitos citotóxicos do MMA sobre a situação fisiológica dos seres humanos.

Wedekind *et al.*, (2021) concluíram que os números de metacrilates encontrados foram maior nas amostras do grupo aditivo (cinco) que naquelas do grupo convencional (dois) e do grupo subtrativo (um), provavelmente devido a uma composição mais complicada em relação as

exigências material das técnicas de impressão. Na água, é importante de observar que o THFMA foi o único metacrilato encontrado em água nas amostras do grupo aditivo a uma concentração muito menor que a limita citotóxica e consequentemente nenhum efeitos nocivos são previsíveis.

1. Limitações dos estudos na literatura revista

A comparação entre os estudos de Wesemann *et al.*, (2020) e de Berli *et al.*, (2019) é apenas parcialmente possível porque as condições dos estudos não são iguais. Os testes efetuados, as cargas aplicadas, a termociclagem e o armazenamento das amostras são consideravelmente diferentes. E mais, para as amostras, os volumes, o número, as especificações dos fabricantes, os procedimentos de fabricação e de acabamento não são iguais. Por exemplo, no estudo de Berli *et al.*, (2019), as amostras do grupo aditivo são fabricadas com recurso só a técnica SLA, enquanto no estudo de Wesemann *et al.*, (2020), as amostras do grupo aditivo são fabricadas com recurso as técnicas SLA, DLP e LFS.

No estudo de Wedekind *et al.*, (2021), os resultados obtidos foram significativamente influenciados pelo solvente usado. Embora a água seja considerada como o solvente que se aproxima ao máximo da saliva humana e o fluido dentinário, não reflete exatamente os resultados que poderiam ser obtidos em condições intrabuciais. Contudo, os resultados obtidos em metanol não são representativos de condições fisiológicas.

Os estudos avaliados (Wedekind *et al.*, 2021 ; Wesemann *et al.*, 2020 ; Berli *et al.*, 2019), foram realizadas *in vitro*, assim, serão necessários estudos futuros para confirmar os resultados obtidos *in vivo*.

IV. CONCLUSÃO

Embora pensado para a área industrial, a área médica, nomeadamente a medicina dentária abraçou também a era digital, observando-se um crescimento de novas técnicas e materiais para a realização de goteiras oclusais.

O fabrico aditivo é agora uma tecnologia em expansão, com um número crescente de utilizadores.

Dentro das limitações dos estudos avaliados nesta revisão narrativa verificou-se que as goteiras fabricadas com recurso á técnicas aditivas tem boas propriedades mecânicas, mas podem mostrar diferentes resultados em função da técnica realizada. As goteiras fabricadas pela técnica subtrativa beneficiem de boas propriedades mecânicas em comparação com aquelas da técnica convencional que representa ainda o *gold standard*.

Assim, no tratamento do bruxismo, as goteiras fabricadas com estes novos métodos de confeção, nomeadamente a técnica aditiva com recurso ao CAD/CAM, precisam de investigações mais aprofundadas *in vivo* para potencialmente substituir o método convencional.

Devido ao forte interesse dos médicos dentistas e técnicos de laboratórios pelos métodos aditivos, muitos estudos foram realizados e novos estudos estão em curso de realização para continuar a progressão fulgurante da digitalização da medicina dentaria.

Numa época onde as nossas vidas são digitais diariamente, como poderia a área médica evitá-lo ?

BIBLIOGRAFIA

Abduo, J., Lyons, K., e Bennamoun, M. (2014). Trends in computer-aided manufacturing in prosthodontics: a review of the available streams. *International Journal of Dentistry*, 2014.

Arcas, L. P. B., *et al.* (2021). Effect of different fabrication methods of occlusal devices on periradicular stress distribution: A photoelastic analysis. *The Journal of Prosthetic Dentistry*.

Barclift, M. W., e Williams, C. B. (2012, August). *Examining variability in the mechanical properties of parts manufactured via polyjet direct 3D printing*. 2012 International Solid Freeform Fabrication Symposium. University of Texas at Austin.

Benli, M., *et al.* (2020). Surface roughness and wear behavior of occlusal splint materials made of contemporary and high-performance polymers. *Odontology*, 108(2), pp. 240-250.

Berli, C., *et al.* (2020). Comparing the mechanical properties of pressed, milled, and 3D-printed resins for occlusal devices. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 124(6), pp. 780-786.

Dedema, P., e Türpb, J. C. (2016). Digital Michigan splint—from intraoral scanning to plasterless manufacturing. *International Journal of Computerized Dentistry*, 19(1), pp. 63-76.

Delrieu, J., *et al.* (2022). The use of PEEK as an occlusal splint in a patient with histaminosis: A case report: Case report of a PEEK occlusal splint. *Special Care in Dentistry*.

Dua, R., *et al.* (2021). Applications of 3d-printed peek via fused filament fabrication: A systematic review. *Polymers*, 13(22), p. 4046.

DuPont, J. S., e Brown, C. E. (2006). Occlusal splints from the beginning to the present. *Cranio®*, 24(2), pp. 141-145.

Gay, P., *et al.* (2015). Analysis of factors influencing the mechanical properties of flat PolyJet manufactured parts. *Procedia Engineering*, 132, pp. 70-77.

Grymak, A., *et al.* (2021). Comparison of hardness and polishability of various occlusal splint materials. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 115, 104270.

Huettig, F., *et al.* (2017). Polishability and wear resistance of splint material for oral appliances produced with conventional, subtractive, and additive manufacturing. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 75, 175-179.

Jaber, S. T., *et al.* (2021). Evaluation of the fused deposition modeling and the digital light processing techniques in terms of dimensional accuracy of printing dental models used for the fabrication of clear aligners. *Clinical and Experimental Dental Research*, 7(4), pp. 591-600.

Kalberer, N., *et al.* (2019). CAD-CAM milled versus rapidly prototyped (3D-printed) complete dentures: an in vitro evaluation of trueness. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 121(4), pp. 637-643.

Khorsandi, D., *et al.* (2021). 3D and 4D printing in dentistry and maxillofacial surgery: Printing techniques, materials, and applications. *Acta Biomaterialia*, 122, pp. 26-49.

Leberfinger, A. N., *et al.* (2021). Computer-aided design and manufacture of intraoral splints: a potential role in cleft care. *Journal of Surgical Research*, 261, pp. 173-178.

Melchels, F. P., Feijen, J., e Grijpma, D. W. (2010). A review on stereolithography and its applications in biomedical engineering. *Biomaterials*, 31(24), pp. 6121-6130.

Perea-Lowery, L., *et al.* (2021). Evaluation of the mechanical properties and degree of conversion of 3D printed splint material. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 115, 104254.

Pillai, S., *et al.* (2021). Dental 3D-printing: transferring art from the laboratories to the clinics. *Polymers*, 13(1), p. 157.

Prpic, V., *et al.* (2019). A study of the flexural strength and surface hardness of different materials and technologies for occlusal device fabrication. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 121(6), pp. 955-959.

Re, J. P., *et al.* (2009). Mise au point-Gouttieres occlusales. Mise au point. *Revue de Stomatologie et de Chirurgie Maxillo-faciale*, 110(3), p. 145.

Salmi, M., *et al.* (2013). A digital process for additive manufacturing of occlusal splints: a clinical pilot study. *Journal of the Royal Society Interface*, 10(84), 20130203.

Skirbutis, G., *et al.* (2017). A review of PEEK polymer's properties and its use in prosthodontics. *Stomatologija*, 19(1), pp. 19-23.

Sulaiman, T. A. (2020). Materials in digital dentistry—A review. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 32(2), pp. 171-181.

Venezia, P., et al. (2019). Digital manufacturing of occlusal splint: From intraoral scanning to 3D printing. *Journal of Osseointegration*, 11(4), pp. 535-539.

Wang, X., et al. (2017). 3D printing of polymer matrix composites: A review and prospective. *Composites Part B: Engineering*, 110, pp. 442-458.

Wasti, S., e Adhikari, S. (2020). Use of biomaterials for 3D printing by fused deposition modeling technique: a review. *Frontiers in Chemistry*, 8, p. 315.

Wedekind, L., et al. (2021). Elution behavior of a 3D-printed, milled and conventional resin-based occlusal splint material. *Dental Materials*, 37(4), pp. 701-710.

Wesemann, C., et al. (2021). Accuracy and its impact on fit of injection molded, milled and additively manufactured occlusal splints. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 114, 104179.