



## **Impressão 3D em Medicina Dentária**

João Pedro de Azevedo Moreira

Orientador: Doutor Ricardo António Bernardo Dias

Coorientador: Dr. Cristiano Gabriel Azevedo Pereira Teixeira Alves

Coimbra, 2017

Mestrado Integrado em Medicina Dentária

# Impressão 3D em Medicina Dentária

Moreira, J<sup>1</sup>; Alves, C<sup>2</sup>; Dias, R<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Aluno do 5º ano do Mestrado Integrado em Medicina Dentária da Faculdade de Medicina da Universidade de Coimbra

<sup>2</sup> Assistente Convidado, Faculdade de Medicina da Universidade de Coimbra – Área de Medicina Dentária

Endereço: Área de Medicina Dentária da Faculdade de Medicina da Universidade de Coimbra.

Avenida Bissaya Barreto, Blocos de Celas CHUC

3000-075 Coimbra, Portugal

Tel.: +351 239484183

Fax: +351 239402910

Endereço electrónico: joapedromoreira1@gmail.com

## **Agradecimentos**

Ao meu orientador, Doutor Ricardo António Bernardo Dias, pela sua disponibilidade, apoio total, pelos valiosos conselhos e conhecimentos que me transmitiu e por toda a amizade e motivação dadas. Um exemplo de dedicação, competência e cuja preciosa ajuda possibilitou a realização deste trabalho.

Ao meu coorientador, Dr. Cristiano Gabriel Azevedo Pereira Teixeira Alves, pelo incentivo que me deu, por toda a sua amabilidade e cooperação.

À Catarina Martins e ao Ricardo Sousa da Ponto Z por toda a colaboração, amabilidade e ajuda na obtenção de dispositivos em casos clínicos deste trabalho.

Ao TPD Avelino Santos, diretor técnico do LTD - laboratório técnico dentário pela colaboração e ajuda na vertente prática deste trabalho.

Aos meus professores, pelos valores e conhecimentos transmitidos, fazendo-me ficar cada vez mais fascinado pela Medicina Dentária.

Aos meus amigos que me acompanharam ao longo deste percurso, por toda a compreensão, companheirismo, vivências partilhadas e entreaajuda em momentos de dificuldade.

Aos meus pais e irmão, um agradecimento especial, pelo seu apoio incondicional, incentivo, amizade, paciência e ajuda na superação dos obstáculos que foram surgindo ao longo destes anos. Sem vocês nada disto teria sido possível.

À Inês por todo o apoio e força, ajudando-me a encarar todos os problemas, superar os desafios e enfrentar as adversidades.

## **Sumário:**

Agradecimentos

Resumo

Abstract

Introdução

Material e métodos

1. Obtenção de Guia Cirúrgica Parcial
2. Obtenção de modelo ósseo tridimensional
3. Obtenção de modelo mandibular tridimensional
4. Obtenção de goteira oclusal

Discussão

1. Obtenção de guia cirúrgica parcial
2. Obtenção de modelo ósseo e modelo mandibular
3. Obtenção de goteira oclusal

Conclusão

Listagem de acrónimos/siglas/abreviaturas

Listagem de figuras

Referências

Índice

## Resumo

**Introdução:** A presença das tecnologias na prática da Medicina Dentária é cada vez mais evidente. A impressão 3D, enquanto tecnologia associada à possibilidade de um rápido planeamento e impressão de objetos em 3D, surge como uma promissora e inquestionável mais-valia na abordagem futura da prática clínica em medicina dentária, podendo ser transversal e útil do diagnóstico ao tratamento/manutenção. O propósito deste estudo foi a caracterização e descrição das potencialidades da impressão 3D no âmbito da medicina dentária na atualidade, recorrendo a uma contextualização da real aplicabilidade desta tecnologia e procedimentos de trabalho digital que comprovassem as potencialidades da técnica e materiais disponíveis. A produção CAD/CAM poderá ser obtida de forma subtrativa ou de forma aditiva (processo de impressão 3D). O termo “impressão 3D” é utilizado de forma sinónima a: “prototipagem rápida”, “confeção aditiva”, “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, ao contrário do processo mais antigo, o subtrativo”. A estereolitografia, a sinterização a laser (SL), a Modelagem por Deposição de Fusão (FDM) e a impressão *inkjet* surgem como tecnologias de confeção aditiva com potencial diferenciado, intimamente ligadas com a área da saúde e são as abordadas nesta revisão. Os materiais disponíveis até à data apresentam-se na forma de polímeros, cerâmicas e metais e permitem a potencial obtenção de dispositivos com aplicabilidade nas mais variadas áreas da Medicina Dentária.

**Material e métodos:** Para a realização da revisão do estado da arte foi realizada uma pesquisa automática nas bases de dados PubMed e Medline, complementada com uma pesquisa específica nas bases Cochrane, NHS Evidence e nEvidence Based Odontology (EBD), e no Journal of Evidence-Based Dental Practicen (JEBDP). Foram utilizadas as seguintes palavras MeSH: 3D printing dentistry; rapid prototyping dentistry; additive manufacturing dentistry; implant surgical guide. Na concretização prática dos casos clínicos foram obtidos 4 dispositivos recorrendo à técnica de impressão 3D de estereolitografia: uma guia cirúrgica parcial, um modelo ósseo, um modelo mandibular e uma goteira oclusal. Como os dispositivos nos casos clínicos 1 e 4 seriam sujeitos a utilização intra oral, foi realizado um teste num modelo impresso 3D para avaliar deformações decorrentes do processo.

**Discussão:** A impressão 3D é uma técnica extremamente promissora, por ser a resposta final a um *workflow* digital e facilitado, com otimização de recursos e melhoria na relação custo/benefício dos dispositivos obtidos. É proposto um protocolo de fluxo digital para obtenção de: guia cirúrgica parcial, modelo ósseo e goteira oclusal destinados a aplicação clínica. São ainda explanadas as vantagens e desvantagens, tendo como referência as descrições na literatura para as técnicas convencionais ou alternativas, bem como as limitações inerentes à mesma.

**Conclusão:** O fluxo digital para obtenção de dispositivos médico-dentários é real e possível, permitindo a obtenção de dispositivos, cujo desempenho clínico satisfaz os requisitos básicos necessários. Materiais com biocompatibilidade assegurada são necessários no mercado. É necessário a combinação de vários *softwares* num mesmo caso clínico, podendo haver introdução de erro nos vários passos do fluxo digital de confecção.

**Palavras-chave:** Impressão 3D, confecção aditiva, prototipagem rápida, revisão, guia cirúrgica parcial, modelo ósseo, modelo mandibular, goteira oclusal.

## Abstract

**Introduction:** The presence of technologies in the clinical practice of Dentistry is increasingly more evident. 3D printing which, as a technology associated with the possibility of rapid planning and printing of 3D objects, appears as a promising and undeniable value in the future approach of clinical practice in dentistry, being able to be transversal and useful from diagnosis to treatment / maintenance. The purpose of this study was to characterize and describe the potential of 3D printing in the field of nowadays' dentistry, using a contextualization of the real applicability of this technology and digital work procedures that prove the potential of the technique and materials available. CAD / CAM production can be obtained subtractively or additively (3D printing process). The term "3D printing" is used synonymously with "rapid prototyping", "additive manufacturing", "three-dimensional printing". This manufacturing method is defined as: "the process of joining materials to fabricate objects from a previous 3D model, usually layer after layer, unlike the older, subtractive process". Stereolithography, laser sintering (SL), Fusion Deposition Modeling (FDM) and inkjet printing appear as additive confection technologies with differentiated potential and are closely linked to the health area and are addressed in this review. The materials available to date are polymers, ceramics and metals, and allow the potential to obtain devices with applicability in the most varied areas of Dentistry.

**Material and methods:** To perform the review of the state of the art, an automatic search was performed in the PubMed and Medline databases, complemented with a specific search in the Cochrane, NHS Evidence and nEvidence Based Odontology (EBD) databases, and Journal of Evidence-Based Dental Practice (JEBDP). The following words MeSH were used: 3D printing dentistry; Rapid prototyping dentistry; Additive manufacturing dentistry; Implant surgical guide. In the practical implementation of the clinical cases, 3 devices were obtained using the technique of 3D printing of stereolithography: a partial surgical guide, a bone model, a mandibular model and an occlusal splint. As the devices in clinical cases 1 and 4 would be applied to intraoral use, a test was performed on a 3D printed model to evaluate deformations arising from the process.

**Discussion:** 3D printing is an extremely promising technique, as it is the final response to a digital and facilitated workflow, with optimization of resources and the improvement of cost / benefit of the devices obtained. It is proposed a digital workflow protocol to obtain: partial surgical guide, bone model and occlusal splint for clinical use. They are further evaluated the advantages and disadvantages, having as reference descriptions in the literature for conventional or alternative techniques compared to traditional methods, as well as limitations of the technique.

**Conclusion:** The digital workflow to obtain dental and medic devices is real, allowing the acquisition of devices whose clinical performance meets the basic requirements. Materials with assured biocompatibility are required in the market. It is necessary a combination of several software's in the same clinical case, and there may be error introduced in the various steps of the digital workflow.

**Keywords:** 3D printing, additive confection, rapid prototyping, review, partial surgical guide, bone model, mandibular model, occlusal splint.



## Introdução

Em plena era digital, a informatização, a digitalização e os recursos disponibilizados à medicina dentária através das novas tecnologias têm vindo a determinar uma necessidade de adequação, atualização e alteração do fluxo de trabalho dos médicos dentistas. A presença destas tecnologias nas vertentes diretas (prática clínica e seus procedimentos relacionados) e indiretas (auxílio e realização de planeamento clínico e laboratorial) da prática da Medicina Dentária, introduziram mudanças notórias que afectam as mais variadas vertentes da consulta. Existem técnicas e procedimentos, auxiliados e suportados pela tecnologia digital, que estão aceites e já consolidados na prática clínica, enquanto outros ainda não se encontram implementados e comprovados, apesar das aparentes mais-valias. É exemplo deste último grupo a impressão 3D, tecnologia que possibilita um rápido planeamento e impressão de objetos tridimensionais, e que surge como uma promissora e inquestionável mais-valia na abordagem futura da prática clínica em medicina dentária, podendo ser transversal e útil no diagnóstico, no planeamento, no tratamento e na manutenção da condição oral dos pacientes.

O objetivo definido para este trabalho consiste na caracterização e descrição das potencialidades da impressão 3D no âmbito da medicina dentária na atualidade. Assim será realizada uma contextualização da real aplicabilidade desta tecnologia na medicina dentária contemporânea, abrangendo todos os factores associados às reais aplicações clínicas, possibilidades tecnológicas e limitações associadas à mesma.

De forma a responder a este objetivo, o trabalho iniciar-se-á pela realização de uma revisão da literatura que permita fazer a caracterização do estado da arte acerca da utilização desta tecnologia em medicina dentária. Posteriormente, e através da realização e documentação de alguns casos clínicos práticos, esta tecnologia será testada no seu âmbito de aplicabilidade prática. Pretende-se comprovar clinicamente as possibilidades e potencialidades da técnica, assim como tomar contacto com os materiais disponibilizados na atualidade, através da obtenção de alguns modelos/dispositivos impressos através da tecnologia de impressão 3D.

## O termo “impressão 3D”

Apesar de o termo “impressão 3D” ser relativamente recente, as bases teóricas e tecnológicas para o seu desenvolvimento foram estabelecidas em 1980. Contudo e fruto da investigação decorrente, só recentemente a tecnologia de impressão 3D se afirmou de forma disruptiva nas mais diversas áreas científicas, tecnológicas, industriais e comerciais, surgindo como uma alternativa válida aos tradicionais processos de obtenção de dispositivos 3D.[1]

Desde logo, surge a necessidade de esclarecimento do termo “impressão 3D”, para que toda a revisão esteja assente na mesma base científica, muito embora ao longo da pesquisa bibliográfica se tenham verificado divergências na literatura relativamente a este assunto. De acordo com a maioria da literatura disponível, o termo impressão 3D é utilizado de forma sinónima a: “prototipagem rápida”, “confeção aditiva”, “impressão tridimensional”. [1-17]

Estes termos são utilizados para descrever o processo de fabrico sequencial de adição, camada a camada, decorrente de um controlo informático e automatizado, e que permite a obtenção de um objeto final planeado em ambiente virtual. [1] Os termos englobam as tecnologias de fabrico aditivo disponíveis na atualidade, tais como: estereolitografia, sinterização a laser, impressão *inkjet*, modelagem por deposição de fusão.[18]

Alguns autores entendem que impressão 3D não é sinónimo de “prototipagem rápida”, nem de “confeção aditiva”, mas que o termo se refere a um método específico de impressão, nomeadamente a impressão “*inkjet*”. [7, 19, 20]

Dado que a maioria da literatura disponível relativamente ao tema se refere à impressão 3D como confeção aditiva, esta revisão foi realizada assente nesse pressuposto de maior consenso.

## **Perspectiva histórica:**

As origens da Medicina Dentária remontam a achados arqueológicos datados desde AC, porém a profissão remonta apenas ao séc. XIII, assente num conhecimento e capacidade de atuação que eram sinónimo de opções de tratamento limitadas e de equipamento especializado arcaico. A contínua busca pelo desenvolvimento que permitisse a restauração estética e natural do órgão dentário, contribuindo para o equilíbrio do sistema estomatognático, levou a que durante o séc. XX surgissem novos materiais com propriedades biomecânicas e ópticas melhoradas, potenciados concomitantemente por novas tecnologias e sistemas de processamento, que contribuíam para a rentabilização e optimização desses mesmos materiais.

Uma das soluções encontradas na sinergia entre a medicina e a informática foi o sistema CAD/CAM (*Computer Aided Design, Computer Aided Manufacturing*). Em 1970 esta tecnologia começou a ser difundida globalmente, apresentando possibilidades e mais-valias nas mais variadas áreas de intervenção (indústria, saúde, tecnologia, etc.). Porém apenas em 1980, com o impulso maioritariamente de investigadores japoneses e americanos, é que se assistiu a um desenvolvimento exponencial desta tecnologia na área da medicina dentária. [21]

Verdadeiramente, destaca-se o ano de 1984 como um marco determinante na introdução da impressão 3D em medicina dentária. Foi Chuck Hull, fundador da 3D Systems Corporation (EUA), que desenvolveu um protótipo e registou a respectiva patente utilizando uma técnica específica da impressão 3D, a estereolitografia. Este impulsionador desenvolveu ainda a extensão dos ficheiros 3D, os ficheiros STL (derivado de "*STereoLithography*"). Seguindo os passos vanguardistas da estereolitografia, surgiram posteriormente outras 3 técnicas de confeção aditiva, com potencial diferenciado e intimamente ligadas com a área da saúde: A sinterização a laser, a Modelagem por Deposição de Fusão (FDM) e a impressão *inkjet*. [10]

Acompanhando a rápida evolução destes sistemas e técnicas, e a comprovação gradual do seu potencial em medicina dentária, deu-se a sua integração com os biomateriais de utilização e interesse em Medicina Dentária. O desenvolvimento de dispositivos, plataformas digitais, técnicas informatizadas e materiais biocompatíveis conduziu a impressão 3D à condição em que hoje é apresentada e está disponível.

A implementação desta técnica em medicina dentária tem sido gradual, sendo que a sua introdução se iniciou mais efetivamente pelas áreas da dentisteria e da prostodôncia. Com o seu advento surgiram protocolos diferenciados dos mais tradicionais, nomeadamente para as técnicas de restauração indireta, que se repercutem numa maior previsibilidade e precisão dos dispositivos protéticos/restauradores obtidos, facilitação dos protocolos de diagnóstico e planificação, optimização do tempo de trabalho laboratorial e clínico e, na generalidade, relacionados a uma mais-valia na perspetiva do profissional e do doente.[4]

## **Relevância do tema**

Os sistemas CAD/CAM são uma realidade presente e que se tem vindo a sedimentar, pela suas potencialidades e mais-valias demonstradas, nas várias áreas da Medicina Dentária. Após a sua apresentação, há mais de 2 décadas, têm vindo a ser desenvolvidos e melhorados de forma a diminuir os custos, garantirem maior previsibilidade, reprodutibilidade e fiabilidade dos dispositivos e procedimentos possíveis com a sua utilização.

A plataforma CAD é um sistema de planeamento e definição virtual. O sistema CAM corresponde à fase de produção final, à obtenção do objeto físico real. Se as ferramentas de CAD estão constantemente a ser optimizadas e desenvolvidas, estas visam essencialmente facilitar e agilizar procedimentos. Quanto ao CAM, aquando do advento da técnica apenas era possível obter o objeto físico por subtração ou desgaste, a partir de um bloco sólido inicial, por processo de fresagem. Este ainda continua a ser o método de eleição na atualidade, contudo é neste ponto que, nos últimos anos, se tem assistido a um grande desenvolvimento e mudança de paradigma. Os sistemas de fresagem eram e continuam a ser de custo elevado, e principalmente dadas as especificidades de materiais e técnicas necessários à Medicina Dentária. Nos primórdios da utilização da técnica digital, o CAD estava à distância do centro de fresagem CAM, por uma questão de gestão de custos e recursos. Alguns fabricantes desenvolveram equipamentos mais específicos, contudo continuando a ter um custo associado elevado e não acessível à generalidade dos técnicos e clínicos. Neste sentido, o custo dos dispositivos obtidos por estas técnicas continuam a refletir estes custos associados, apesar de em alguns casos/tipo de dispositivos já serem mais diminutos que aqueles associados às técnicas

convencionais. Na atualidade muitos laboratórios já estão dotados do seu próprio equipamento de fresagem, permitindo uma agilização de processos e obtenção de dispositivos, não dependendo de terceiros.

Assim na última década, a possibilidade de acesso às impressoras 3D tem crescido exponencialmente. Facto que reflete precisamente este dado são as vendas globais destes equipamentos e dos seus consumíveis, que aumentaram 33% no período de 2011 a 2014, atingindo mesmo um volume de facturação de 3,8 mil milhões de euros. Este aumento da procura pode ser explicado pelo facto de várias patentes relativas aos processos e materiais relacionados com a impressão 3D terem expirado, levando a que haja um aumento da concorrência e, em última análise, reflectida numa redução dos custos para os consumidores.[13] Ainda de referir que a própria imprensa internacional tem aumentado as referências a esta tecnologia, fazendo suscitar o interesse global, o que poderá contribuir também para os números acima referidos.

Sendo uma área de interesse comercial emergente, várias são as novas empresas e marcas que têm surgido no mercado, sendo algumas fabricantes, outras apenas revendedoras, que se distinguem por *designs* e materiais inovadores, apresentado produtos com preços mais reduzidos comparativamente às empresas líderes de mercado, mas alegando resultados similares. A escolha e eleição do sistema a utilizar deve orientar-se por uma adequada avaliação e seleção das potencialidades do equipamento, técnica base subjacente, materiais passíveis de serem utilizados, facilidade de manuseamento do software, qualidade do suporte técnico e na globalidade uma relação qualidade/preço adequada.[22]

### **O conceito CAD/CAM em Medicina Dentária:**

O sistema CAD/CAM surge como o expoente da informatização na área dentária. Permite ao médico dentista a possibilidade de diminuir a sua intervenção manual ao longo dos vários procedimentos clínicos a realizar, cumprindo um protocolo de fluxo digital. O objetivo final prende-se com a possibilidade de realizar um planeamento virtual e obter o dispositivo planeado por uma técnica também assistida por sistema digital.[3]

Ao longo dos tempos o CAD/CAM tem vindo a afirmar-se, sendo hoje uma realidade quase inquestionável em determinadas áreas como protodontia (restaurações fixas e removíveis), dentisteria (restaurações indiretas), cirurgia (guias cirúrgicas, modelos para treino e planeamento cirúrgico) e ortodontia (modelos, guias cirúrgicas no âmbito da cirurgia ortognática, goteiras de tratamento). Encerra em si um conjunto de mais-valias técnicas, clínicas e de disponibilização de materiais que justificam e explicam o sucesso alcançado, pela relação qualidade/preço comparativamente às técnicas convencionais.[23]

## **1. Componentes do CAD/CAM**

Todos os sistemas CAD/CAM apresentam 3 componentes funcionais e fundamentais: 1) um sistema de aquisição de dados que converte informação volumétrica em dados digitais, por exemplo um scanner intra-oral; 2) *software* CAD de manipulação de imagem para que se gere o objeto 3D e todas as especificações técnicas; 3) uma tecnologia de confeção que transforme os dados virtuais num objeto físico, podendo trabalhar de forma subtrativa, a partir de um bloco sólido de um determinado material (processo de fresagem) ou de forma aditiva (processo de impressão 3D).[4]

## **2. Aquisição de Dados**

A aquisição de dados é o primeiro componente funcional do sistema CAD/CAM e tem como objetivo a obtenção da informação 3D das arcadas dentárias do paciente. Esta pode ser feita indiretamente, a partir de um modelo de gesso físico pré-existente e submetido a leitura por um *scanner* 3D, ou diretamente, através do recurso a um *scanner* intra-oral que recolhe os dados diretamente da origem intra-oral.

A técnica direta apresenta algumas vantagens potenciais comparativamente à indireta. Segundo Alghazzawi TF *et al.* a eliminação de uso de moldeiras e materiais de impressão, assim como a posterior obtenção de modelos e envio para o laboratório traduz-se numa redução do tempo e custos. Decorrente, encerra a eliminação de eventuais problemas e erros associados às impressões convencionais como bolhas, distorções e contração dimensional; pela base técnica contribui para um aumento do conforto do paciente pela diminuição do reflexo de vômito e ainda a capacidade de

visualizar em direto, no monitor do computador, a impressão que está a ser obtida, permitindo um controlo adequado e correção imediata de falhas.[4]

Embora se questione a real precisão da técnica direta na aquisição de dados, novos estudos surgiram comparando os sistemas de impressão digital com as técnicas de impressão convencionais. Podemos destacar o estudo de Ender *et al.* que, no que concerne a impressões de arcadas totais, referem que as impressões digitais tinham menor precisão do que as convencionais obtidas com PVS, mas superior às obtidas em alginato ou poliéter.[24] Já no que concerne à discrepância marginal de restaurações cerâmicas unitárias, não foram encontradas diferenças entre métodos convencionais e métodos digitais para obtenção das mesmas.[25] Existem, no entanto, poucos estudos *in vivo* que comprovem a sua real mais-valia comparativamente aos métodos convencionais.

### **3. Scanner para aquisição de modelo de trabalho virtual**

O *scanner* intra-oral é uma câmara que permite a captação tridimensional da informação dentária e estruturas relacionadas do paciente, podendo basear-se na captação de imagens individuais e posterior sobreposição das mesmas (permitindo a criação do modelo 3D) ou funcionar a partir da recolha de imagens através de uma câmara de vídeo.[4]

Ao longo do tempo as capacidades e potencialidades dos *scanners* têm vindo a sofrer uma evolução no sentido de colmatar erros e imperfeições de leitura, melhorar a ergonomia para o operador, facilitar a captação de imagem, diminuir erros de leitura, capacitar a distinção de superfícies/morfologias/cores/texturas e maximizar a sensibilidade do sensor. Assim, têm sido apresentadas várias evoluções e propostas diferenciadas pelos fabricantes, no sentido de otimizar os recursos e oferecer uma crescente qualidade das imagens obtidas. A título exemplificativo, o scanner utilizado no âmbito deste trabalho foi o CEREC (acrónimo de Chairside Economical Restoration of Esthetic Ceramics) Omnicam da Sirona (Sirona Dental Systems, Inc, Charlotte, NC, USA). Este *scanner* introduzido em 2012 funciona a partir da projeção de uma luz branca numa estrutura da cavidade oral e interpretação da sua reflexão no sensor. Este sistema apresenta como evolução relativamente à versão anterior, o facto de não ser necessário o tratamento com pó da superfície para que o *scanner* procedesse à leitura.[26, 27]

#### **4. Software CAD**

O *software* CAD é o segundo componente funcional do sistema CAD/CAM e efetua a interpretação da informação obtida na aquisição de imagens, permitindo a manipulação e criação do objeto 3D, com as necessárias informações técnicas que permitem que o ficheiro seja reconhecível após ser gerado.

Na atualidade, vários fabricantes oferecem já uma ampla gama de soluções que permitem o planeamento de diversos dispositivos médico-dentários, destacando-se as restaurações unitárias, guias cirúrgicas, próteses parciais, goteiras oclusais, etc.

#### **5. Tecnologias de confeção**

A confeção do objeto é o terceiro e último componente funcional do sistema CAD/CAM, onde há a transformação dos dados e modelo virtual (.STL) num produto físico.

Como referido anteriormente essa obtenção pode ser de forma aditiva ou subtrativa. Através da subtração ou fresagem um bloco sólido de material é desgastado por sistemas de brocas (múltiplos eixos) até o objeto final ser obtido. Este tem posteriormente, e de forma manual, de ser “separado” do bloco inicial e acabado/polido. Já no processo de fabrico aditivo, o objeto final é construído camada a camada através da impressora 3D, sendo que no final e manualmente tem que ser separado das estruturas de suporte e acabado/polido.[5]

O sistema CAD/CAM em medicina dentária era relacionado essencialmente com os processos subtrativos, pois foram estes os primeiros a retirar as potencialidades desta tecnologia. Segundo uma revisão sistemática de 2014, o CAD/CAM permite a obtenção de restaurações comparáveis aos métodos convencionais [28]. Alguns autores referem mesmo a obtenção de melhores resultados, como por exemplo na redução do “gap” na linha de acabamento cervical em restaurações fixas dento-suportadas cimentadas, o que se pode traduzir num melhor desempenho mecânico da restauração.[29]



Apesar dos bons resultados relativamente à precisão e na diminuição do tempo de confeção, a confeção subtrativa apresenta limitações inerentes ao processo, nomeadamente: o grande desperdício do bloco original e dificuldade de reciclagem do material excedente, a pouca resistência das máquinas de fresagem a ciclos prolongados, a dificuldade de fabricar peças complexas e ainda de referir a possibilidade de criação de microfaturas aquando de utilização de cerâmicas.[18, 19]

## **5.1 Processo de confeção aditivo**

### **5.1.1 Definição e descrição do processo de confeção aditiva (Impressão 3D)**

A alternativa à confeção subtrativa na porção CAM do “*workflow* digital dentário” surge na forma do processo de confeção aditiva ou impressão 3D. É definido pela Associação Americana para Testes e Materiais (ASTM) como: “o processo de juntar materiais para fabricar objetos a partir de um modelo prévio 3D, geralmente camada após camada, ao contrário do processo mais antigo, o subtrativo”. Foi, desde a sua génese, idealizado como um método de fabrico de protótipos nas mais diversas áreas, encerrando, logicamente, potencial de aplicabilidade na Medicina Dentária, onde trabalhos altamente diferenciados e individualizados são necessários.[3]

### **5.1.2 Técnicas de Impressão 3D:**

Estão descritas e são apresentadas na literatura e pela indústria várias técnicas de impressão 3D. Nesta revisão serão abordadas as quatro mais utilizadas no âmbito da medicina dentária.

#### **a. Impressão *inkjet*:**

Este processo assemelha-se ao da impressora comum doméstica utilizada para impressões 2D. O material de impressão, usualmente um pó, é depositado sob gotas de um agente de ligação na superfície desejada. Camada por camada, o material vai solidificando, o pó que não foi alvo de ação do agente ligante é libertado e a impressora passa à próxima camada. O objeto vai ganhando forma até apresentar a morfologia final planeada no sistema CAD.

A impressão *inkjet* apresenta como principais vantagens: 1.alta resolução, factor que a faz ter uma íntima relação com a “bioimpressão”, que é no fundo a impressão que não utiliza tinta ou outros materiais inertes, mas sim de estruturas com a incorporação direta de células; 2.e a capacidade única de utilizar pós de diferentes origens, permitindo a obtenção de um objeto heterogéneo, composto por diferentes materiais integrados nas distintas camadas.[17, 30]

Como materiais utilizados nesta tecnologia destacam-se os termoplásticos como ceras e resinas, e alguns tipos de filamentos. Em Medicina Dentária apresenta potencial na obtenção de modelos dentários de estudo e trabalho, próteses à base de acrílico e subestruturas protéticas em cerâmicas vítreas ou óxidos de metais. Recentemente foram produzidas subestruturas de coroas em cerâmica monolítica (zircónia).[20]

## **b. Estereolitografia**

Desde cedo que a medicina dentária tem uma íntima relação com a fotopolimerização e, ainda na atualidade, continua dependente de luz ultravioleta para a polimerização final de vários materiais. Assim sendo, parece quase natural e instintivo que a vertente de impressão 3D que inclui a necessidade de fotopolimerização seja uma das mais atrativas e divulgadas nesta área.[13]

A estereolitografia (SLA) funciona por adição de uma camada de resina líquida fotopolimerizável e a sua polimerização com recurso a uma fonte de luz ultravioleta. Camada a camada, polimerização a polimerização, o objeto vai ganhando forma e definição. É normalmente utilizada para criar modelos para diagnóstico e simulação cirúrgica, bem como outros dispositivos tais como guias cirúrgicas e goteiras oclusais.[9]

Uma limitação inerente à técnica é que devem ser adicionados no *software* CAD suportes que permitam à estrutura resistir à força da gravidade e à ação da plataforma de impressão, havendo assim a necessidade de após a impressão, ocorrer a sua remoção. É ainda necessário que o objeto final seja sujeito a um processamento e acabamento pós-impressão, onde são removidos manualmente excessos de resina e, endurecido o material através de um forno UV.[1]

Quanto à descrição básica do funcionamento do equipamento de estereolitografia destaca-se: Um potente laser UV (normalmente com comprimento de onda 325nm) que atua sobre a superfície de um depósito de polímero, polimerizando a área elegida e assim produzindo cada camada. As secções transversais do modelo são obtidas individualmente, continuando as áreas em excesso e não elegidas na sua forma líquida. Depois de cada camada ter sido polimerizada, a plataforma vai baixando de forma incremental por um elevador motorizado; A nova camada é constituída e este processo é repetido até que a construção esteja completa. No final a forma emerge na sua forma física a partir do polímero líquido, quando a plataforma se eleva e trás à superfície o objeto final.[31]

A tecnologia SLA é limitada, na medida em que apenas pode ser usado um material ao mesmo tempo. Este pode ser uma resina ou um acrílico.[5]

É possível controlar os factores críticos do processo de estereolitografia, nomeadamente a cinética da polimerização que é afectada pelo tempo de polimerização e pela espessura das camadas. Para isso é possível controlar e manipular determinadas variáveis como, a intensidade da fonte luminosa, a velocidade de impressão e as quantidades de monómeros e foto iniciadores.[30]

Apresenta como vantagens a resolução conseguida (50-150 $\mu\text{m}$ ) e a possibilidade de criar estruturas com formas internas complexas, muito embora as últimas impressoras lançadas no mercado reportem valores de resolução de 25 $\mu\text{m}$ . Como principais desvantagens, de referir o facto de que os foto iniciadores e os radicais livres podem ser citotóxicos, a inclusão e permanência de monómero residual no objeto final e a remoção completa das estruturas de suporte podem ser complicados. [30]

### **c. Modelagem por deposição de fusão**

Uma terceira tecnologia é a modelagem por deposição de fusão (FDM), ou seja, deposição de material fundido, necessitando obviamente de utilização de materiais termoplásticos. As impressoras que operam segundo esta técnica funcionam através de um fio de polímero que é aquecido e liquefeito aquando da sua chegada à cabeça de impressão, sendo posteriormente depositado em camadas tão finas como 125µm.[32, 33]

As principais desvantagens da FDM são a sua baixa resolução e a limitada disponibilidade de materiais adequados à Medicina Dentária e passíveis de serem utilizados por esta técnica. Esta limitação relaciona-se com o facto de as altas temperaturas a que o material tem que ser sujeito excluírem a possibilidade de utilização de praticamente todos os polímeros naturais. Fica assim restrita a possibilidade de utilização desta técnica. Tem sido referida para a obtenção de polímeros sintéticos na bioengenharia do tecido ósseo, com o intuito de produção de membranas com estrutura de poros altamente interconectável e controlável.[31]

### **d. Sinterização a laser**

A sinterização a laser (SL) utiliza lasers de alta potência para tornar possível a obtenção de objetos a partir de materiais no estado inicial de pó. Um braço de correr, feito de metal, distribui o material em pó na plataforma de impressão e este é alvo da ação do laser. Este aquece o material em pó a temperaturas perto do seu ponto de fusão e promove a fusão das partículas, aglutinando-as num objeto sólido.

Os materiais a utilizar vão, em última instância, definir o subtipo de sinterização a laser de que se trata. Ou seja, para fabrico de objetos a partir de pó de cerâmica ou polímeros é utilizado o termo sinterização a laser seletiva (SLS). O processo de obtenção de objetos de metal é, por sua vez, descrito por sinterização a laser de fusão.

Este método é o único método aditivo que permite a obtenção de dispositivos metálicos úteis nos procedimentos restauradores e reabilitadores em medicina dentária, como coroas ou estruturas metálicas para prótese fixa e esqueletos metálicos para próteses parciais ou totais.

Apresenta como principal limitação alguma deformação derivada de contínuo aquecimento/arrefecimento do laser, com natural repercussão na precisão da impressão.[17, 20]

### **5.1.3 Materiais disponíveis para a impressão 3D:**

Centrando-nos nas diferentes técnicas de impressão 3D, apesar de todas terem o mesmo princípio subjacente à impressão por camadas, as diferentes tecnologias disponíveis apresentam meios de deposição das mesmas distintos. Também os materiais passíveis de serem utilizados por cada uma são, nessa medida, distintos. Para verdadeiramente compreender o fenómeno da confecção aditiva, torna-se indispensável abordar, em primeiro lugar, o estado da arte acerca dos materiais disponíveis atualmente, e quais os autorizados a serem utilizados em Medicina Dentária.

Segundo a literatura disponível, as impressoras 3D já se encontram suficientemente desenvolvidas para a produção de dispositivos médico-dentários. Contudo, neste momento, o grande desafio são os materiais de impressão que, na maior parte dos casos divergem entre as diferentes técnicas de impressão 3D, e materiais potenciais em medicina dentária mas que ainda não estão disponíveis para utilizar na impressão 3D. Os materiais disponíveis até à data apresentam-se na forma de polímeros, cerâmicas e metais.[30]

Assim, dependendo do dispositivo pretendido e o fim a que se destina, para utilizar a impressão 3D cada profissional tem que escolher a técnica e equipamento que permita uma resposta adequada para a obtenção do mesmo.

Além deste aspeto, ressalva-se ainda a necessidade de capacitação e legalização dos materiais a utilizar. É fundamental que estes sigam as orientações legais em termos de biocompatibilidade para a utilização na cavidade oral. A garantia da utilização de materiais legislados e certificados é determinante.

#### **5.1.4 Biossegurança e toxicologia**

De facto, se por um lado a utilização desta tecnologia para a obtenção de dispositivos intra-orais é tecnicamente possível e viável economicamente, surge a questão se de facto será seguro para o paciente a sua utilização em ambiente intra-oral. Oskui, S.M. *et al* apresentam o único estudo disponível sobre esta problemática; um estudo animal que avaliou os efeitos tóxicos químicos e biológicos produzidos via impressão 3D por SLA e FDM. Ao expor embriões peixe-zebra a cilindros impressos 3D em meio aquoso, num período de 7 dias, verificou-se que a taxa de sobrevivência era de: Grupo controlo: 80%, STL c/ UV: 62% STL s/UV: 0% FDM: 57%, Foram avaliadas 6 possíveis malformações de desenvolvimento dos embriões: Grupo de controlo: níveis baixos de malformações em 6 categorias; FDM e STL c/UV: elevadas taxas de malformações em 3 categorias; STL s/UV: 100% dos indivíduos tinham elevadas taxas de malformações em 6 categorias [32]

Uma dificuldade inerente a esta avaliação é de que as composições dos materiais são segredos comerciais, muito embora várias resinas de SLA possam conter metacrilato ou acrilato, cujos monómeros podem causar citotoxicidade. Assim, e de acordo com os autores, é recomendável o aquecimento do dispositivo impresso via SLA e a sua exposição a uma luz UV de 400nm para redução exponencial da toxicidade. Os efeitos deste procedimento não são inteiramente conhecidos sobre o objeto final. Esta é uma questão fundamental e que deverá corresponder a linhas de investigação efetivas, de forma a assegurar a real biossegurança dos dispositivos obtidos por impressão 3D. [32]

## 6. Evolução da aplicabilidade da impressão 3D em Medicina Dentária

### 6.1 Ortodontia

A introdução da tecnologia CAD/CAM na ortodontia tem verificado mais resistência do que na implantologia ou na cirurgia oral. Tem-se verificado aceitação desta tecnologia na sua componente de diagnóstico e planeamento, sendo ainda exploratória a obtenção de aparelhos ortodônticos. A tecnologia Invisalign (Align Technology Inc, EUA) é uma exceção a esta regra e, cada vez mais, com maior expressão.

Em 1997, ao usar tecnologia CAD/CAM de última geração, houve uma reformulação dos processos de fabrico de dispositivos ortodônticos levada a cabo pela Align Technology Inc, que apresentou uma opção de tratamento atípica, caracterizada por uma série de alinhadores à base de acrílico ou plástico, mais estéticos relativamente aos métodos tradicionais, indicados em casos simples a moderados não cirúrgicos . [34]

Com a periodicidade de duas semanas, o paciente utiliza um conjunto de alinhadores tipo goteira oclusal, que se destinam há movimentação dentária para aposição previamente determinada no planeamento digital validado pelo ortodontista. O processo começa com a aquisição de dados digitalizando uma impressão obtida a partir dos dentes do paciente, seguidamente os conjuntos de pontos resultantes são separados em geometrias individuais dente a dente, que são então posicionadas de acordo com o plano de tratamento do profissional. A estereolitografia é o método de impressão 3D de eleição para obtenção dos modelos de trabalho, sobre os quais as placas de acrílico são termo-moldadas para obtenção dos guias de tratamento.[35]

Al Mortadi, N. *et al* mediante escassez de aplicação de métodos de confeção aditiva em aparelhos removíveis, apresentam um protocolo de fabrico de um aparelho de Andresen segundo processos aditivos de fabrico 3D. Este protocolo prevê o recurso à estereolitografia, pela sua capacidade de pausar a impressão e permitir a adição de alguns componentes metálicos no dispositivo em construção. O autor refere o potencial da impressão 3D em aparelhos que incorporem parafuso de expansão e ainda na confeção de *Twin-block*. [36]

## **6.2 Prótese total:**

O recurso ao CAD/CAM para obtenção de próteses totais é estudado desde 1994 por vários investigadores. Têm sido testados quer métodos subtrativos, quer mais recentemente, métodos aditivos. Segundo uma revisão sistemática de 2013 sobre esta temática, não existem estudos clínicos que suportem esta utilização. Nos Estados Unidos da América, dois fabricantes propõem e comercializam próteses totais obtidas com tecnologia CAD/CAM, publicitando a possibilidade de fabrico das próteses em 2 consultas. Existe obviamente uma necessidade iminente de ensaios clínicos em prótese total, sendo que a capacidade de fabricar próteses totais usando tecnologia assistida por computador tem incontáveis possibilidades pedagógicas, de investigação e clínicas para o futuro. Reflexo dessas mesmas possibilidades é um artigo de Chen, H., *et al* que concluem que próteses totais obtidas por impressão 3D vão de encontro aos parâmetros clínicos de precisão para *try-in*. [7, 37]

## **6.3 Engenharia de tecidos:**

A tríade de engenharia de tecidos compreende a célula, a membrana e o factor de crescimento. Recentemente, a tecnologia 3D apresentou avanços no sentido de permitir a bioimpressão de células, tal como já referido quando abordámos a impressão “*inkjet*”. Embora ainda se verifiquem muitos obstáculos a serem superados, esta técnica está a fornecer aos engenheiros uma modalidade que pode ser superior aos sistemas de cultura de células convencionais. Mas a verdade é que, atualmente, a cultura de células em membranas impressas em 3D tem grandes limitações, muito embora possam vir a ser superadas., As membranas podem ser construídas usando a tecnologia 3D pelo que, no futuro, ambiciona-se que seja possível a formação simultânea da matriz da membrana juntamente com as células, graças a esta tecnologia. [38]

## **6.4 Impressão de Cerâmicas :**

A confeção subtrativa apresenta-se, atualmente, como o *gold-standart* para a confeção de restaurações unitárias. Mas a realidade é que há um elevado potencial e vantagens a serem exploradas e impulsionadas através da utilização da confeção aditiva nesta matéria.



Ao atentar nesta problemática, verifica-se uma escassez de literatura disponível, e apenas um artigo compara os dois métodos de confecção. Dehurtevent *et al* compararam as propriedades físicas e mecânicas de subestruturas de alumina obtidas via SLA, face a outras obtidas por via subtrativa. Conseguiram obter uma cerâmica via SLA semelhante aquela da via subtrativa relativamente à contração, densidade e resistência à flexão.[19]

Muito embora os resultados sejam variáveis, consoante a composição da resina, a densidade, o tamanho das partículas e a viscosidade, a realidade é que este estudo é promissor na medida em que mostra que é possível a obtenção de subestruturas cerâmicas impressas por tecnologia 3D. É ainda necessário resolver questões relativas à contração anisotrópica e à textura de superfície inerente ao método de SLA, e obviamente são necessários mais estudos, principalmente no que toca à adaptação marginal e biocompatibilidade dos materiais.[3, 19]

## Material e Métodos

Este trabalho iniciou-se pela realização de uma revisão sistematizada da literatura sobre o tema, de forma a caracterizar o estado da arte da técnica de impressão 3D em medicina dentária.

Após esta fundamentação teórica, e de forma a ter contacto prático e clínico com a utilização da técnica, foram realizados os procedimentos de trabalho digital em situações clínicas distintas, de forma a comprovar e experienciar as propriedades e potencialidades, mas também permitir identificar limitações e desvantagens, inerentes à utilização atual deste recurso em Medicina Dentária.

Para a revisão sistematizada da literatura disponível sobre esta temática, foi realizada uma pesquisa nas bases de dados PubMed e Medline, complementada com uma pesquisa específica nas bases Cochrane, NHS Evidence e Evidence Based Odontology (EBD), e no Journal of Evidence-Based Dental Practicen (JEBDP). Foram utilizadas as seguintes palavras MeSH: 3D printing dentistry; rapid prototyping dentistry; additive manufacturing dentistry; implant surgical guide.

Para a seleção dos trabalhos a integrar foram definidos os seguintes critérios: (I) artigos publicados em língua inglesa e até Abril de 2017 (II) presença das palavras-chave no título do artigo ou *abstract* (III) conteúdo do artigo estar de acordo e responder aos objetivos definido para este trabalho. Os critérios de exclusão foram: (I) dados inéditos, (II) artigos sem acesso livre de texto integral (III) e artigos cujo título/tema não corresponde ao objetivo do presente trabalho.

Perante a introdução das palavras Mesh foram sinalizados 4539 artigos. Destes e, após leitura do título e abstract foram selecionados 537 artigos. Destes pela sua relevância e associação aos objetivos do estudo foram considerados 42 artigos, que compõem a bibliografia deste trabalho.

Na concretização prática dos casos clínicos foram obtidos 4 dispositivos, recorrendo à técnica de impressão 3D de estereolitografia. Nos casos clínicos 1 e 4, como os dispositivos são para uma utilização intra oral, foi avaliado de forma empírica e subjetiva qual o efeito do processo de esterilização na integridade física dos dispositivos obtidos.

### **Teste laboratorial de dispositivo obtido pela técnica de impressão 3D**

No âmbito de uma avaliação clínica dos reais limites químico-mecânicos dos dispositivos impressos em 3D por estereolitografia e, com eventuais elações para as outras técnicas, foi utilizado um modelo de demonstração de uma arcada dentária, para avaliar clinicamente as deformações e alterações decorrentes do aumento de temperatura e pressão aquando da sua sujeição ao processo de esterilização. O modelo foi impresso com as seguintes especificações: espessura de camadas 100µm, densidade de modelo 20% e velocidade de impressão 50mm/s. O modelo foi obtido na impressora desktop 3D Ultimaker 2+ (Ultimaker, Inglaterra).[39] O material utilizado, e que igualmente foi utilizado para a execução do caso clínico 2 e 3, consiste num polímero biodegradável, designado PLATEC (twoBEars, Alemanha), compreendendo lignina, PLA (ácido poliláctico) e outros aditivos na sua constituição. Apresenta como característica a capacidade de resistência ao calor até 120°C, não havendo referência à pressão. O tempo de impressão foi estimado em 2,30h.

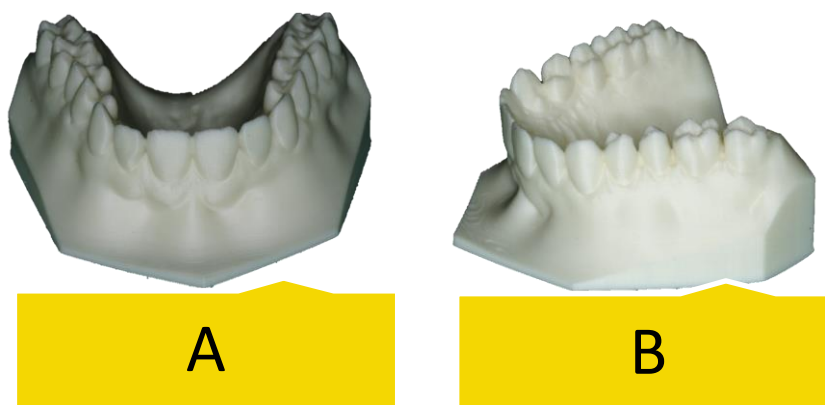


Figura 1 : Fotos iniciais do Modelo em estudo: A, Vista frontal. B, Vista lateral.

O modelo foi sujeito a processo de esterilização em autoclave (Statim Cassette Autoclave, Scican), selecionando o programa de plásticos a 121°C, 117kpa e durante 15 minutos. Neste processo ficou patente a manutenção da integridade do estado físico do modelo, mas verificou-se deformação plástica no plano sagital e distorção localizada à superfície oclusal de alguns dentes.

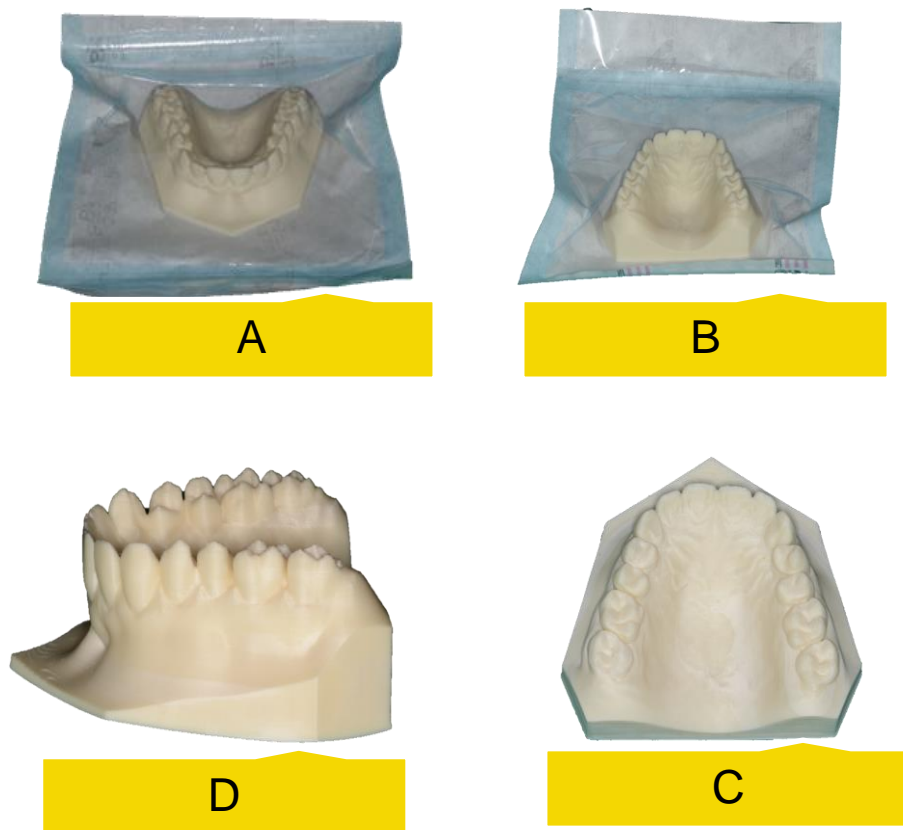


Figura 2 : Fotos após esterilização do Modelo em estudo: A e B, Em manga de esterilização. B, Foto oclusal. C, Vista lateral

## **Avaliação da técnica de impressão 3D na obtenção de dispositivos utilizados na prática clínica diária:**

### **1. Obtenção de Guia Cirúrgica Parcial:**

Paciente DL, do género masculino, com 69 anos de idade e caucasiano. Da história clínica geral destaca-se o facto de o paciente ter Alzheimer, estando medicado com Rivastina. Do ponto de vista oral presença de desdentação parcial bimaxilar, classe III de Kennedy maxilar e classe II Kennedy mandibular, com gengivite generalizada, perda de estrutura dentária por cáries. História de traumatismo orofacial aquando de acidente laboral traumático há 10 anos atrás, resultando numa fractura da mandíbula. O principal motivo da consulta era a reabilitação de todas as áreas edêntulas.

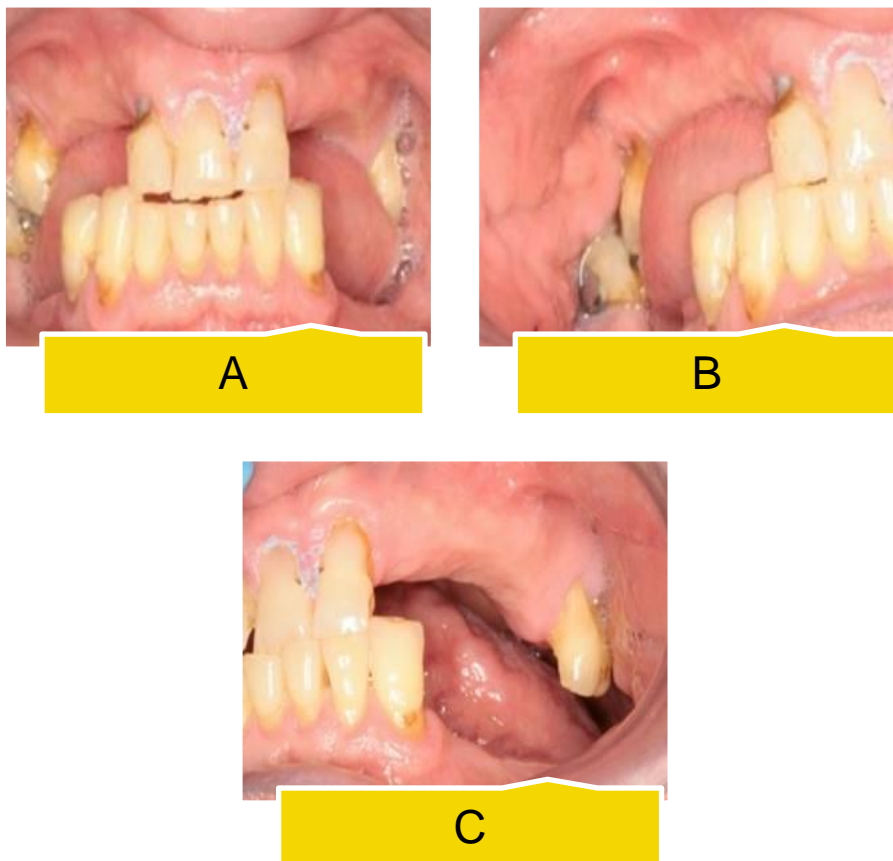


Figura 3: Fotos intraorais do paciente pré-tratamento: A, Foto frontal. B, Foto lateral direita. C, Foto lateral esquerda.

Foi realizada impressão bimaxilar com moldeiras standard e hidrocolóide irreversível (alginato Orthoprint - Zhermack). A partir destas foram obtidos os modelos de gesso, utilizando gesso tipo III Hydrock (Kerr, EUA). A partir dos modelos de gesso foi realizado o enceramento de diagnóstico, recolocando as peças dentárias em falta na posição protética e funcional adequadas. O enceramento foi realizado com cera Utility (Coltene, Suíça), e dentes acrílicos de stock de prótese removível Cosmo (Dentsply, EUA).

A partir do enceramento foi obtida a guia radiológica. Esta foi obtida a partir de uma placa de acrílico de 2mm de espessura (Dentaflux, Espanha) e utilizando uma máquina de termo-vácuo (Dental Plastics, Keystone Industries, EUA) para adaptação ao modelo encerado. Após este passo foram adaptados cones de guta-percha, um material radiopaco, como marcadores da posição. Estes foram colocados no centro da face vestibular de cada dente. De seguida, para fixar a posição dos cones, o modelo foi submetido novamente ao vácuo com uma nova placa de acrílico (guia com dupla camada). Finalmente recortaram-se os excessos de acrílico e suavizaram-se os bordos para evitar lesões dos tecidos peri-orais.

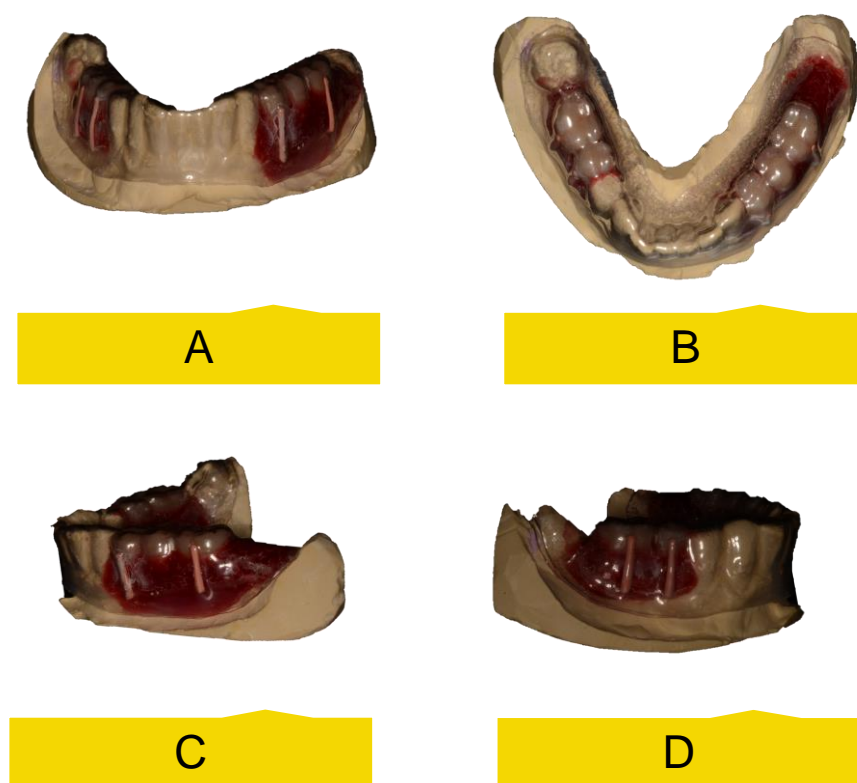


Figura 4: Enceramento de diagnóstico e confecção de guia radiológica convencional: A, Vista frontal. B, Vista Oclusal. C, Vista 3º Quadrante. D, Vista 4º Quadrante.

Após a guia ter sido testada em boca, o paciente realizou um CBCT, no aparelho "iCAT Next Generation" (Imaging Sciences International, EUA) com a guia radiológica em posição. O exame foi analisado e validado recorrendo ao *software* de suporte iVision (i-CAT, EUA). Após a sua validação, os ficheiros DICOM (*Digital Imaging and Communication in Medicine*) foram exportados para o *software* de planeamento de cirurgia de implantes orais Blue Sky Plan (BlueSkyBio, LLC, Grayslake, IL, EUA).

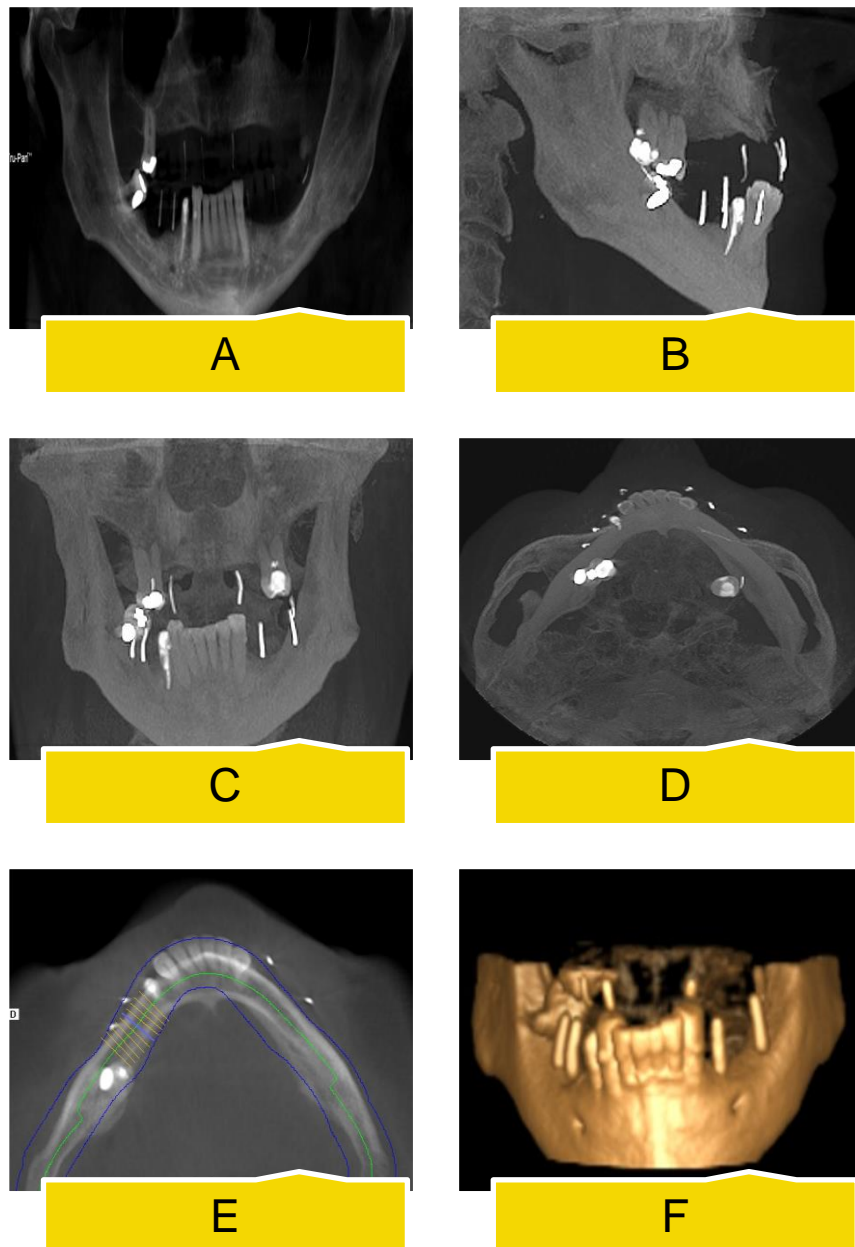


Figura 5: Visualização do CBCT em iVision: A, Panorâmica. B, Plano Sagital. C, Plano frontal . D, Plano axial. E, Plano axial mandibular. F, Reconstituição 3D

Após obtenção da imagem radiográfica foi realizada a leitura digital intra-oral da arcada mandibular, utilizando o scanner 3D CEREC Omnicam (Sirona Dental Systems, Inc, Charlotte, NC, USA). O *software* utilizado de suporte ao scanner foi o inLab (Sirona Dental Systems, Inc, USA). O ficheiro .STL obtido foi exportado para o *software* Blue Sky Plan (BlueSkyBio, LLC, Grayslake, IL, EUA).

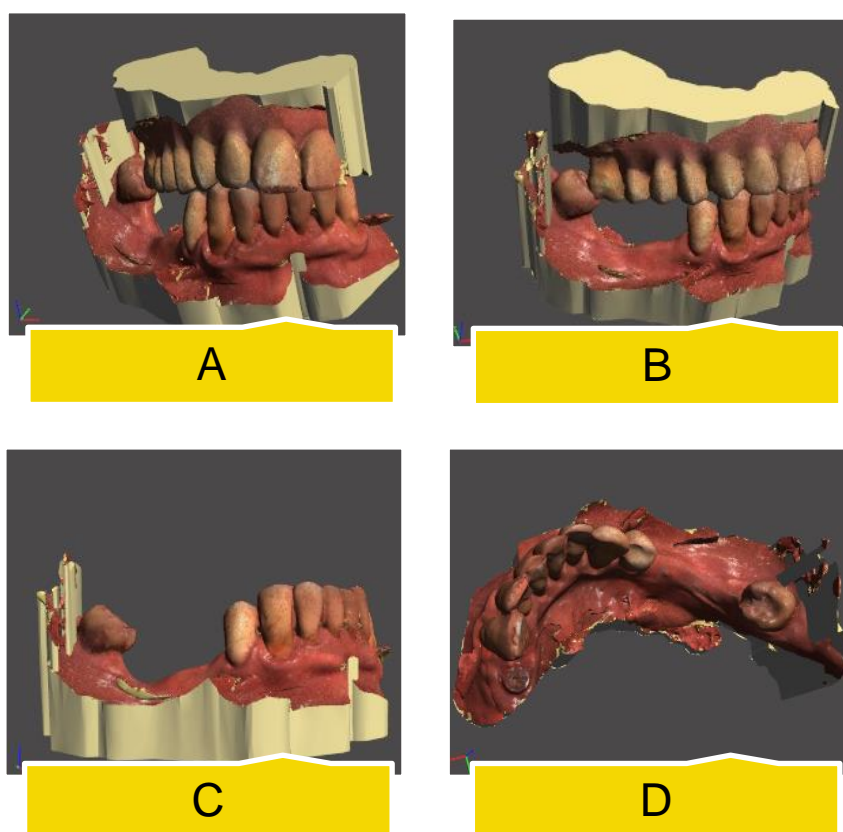


Figura 6: Modelo scan 3D realizado a partir da Omnicam Sirona: A, Vista Frontal. B, Vista 4º Quadrante. C, Vista 4º Quadrante modelo inferior. D, Vista oclusal do Modelo inferior.

Para a realização do planeamento dos implantes foi selecionado o *software* Blue Sky Plan (BlueSkyBio, LLC, Grayslake, IL, EUA) que permite a visualização dos cortes 2D numa renderização 3D nos 3 planos do espaço, permitindo análise e valorização da disponibilidade óssea, relação com as estruturas dentárias adjacentes, identificação de estruturas anatómicas de interesse, bem como a seleção de vários tipos de implantes e brocas cirúrgicas consoante a necessidade do caso e a opção do clínico.



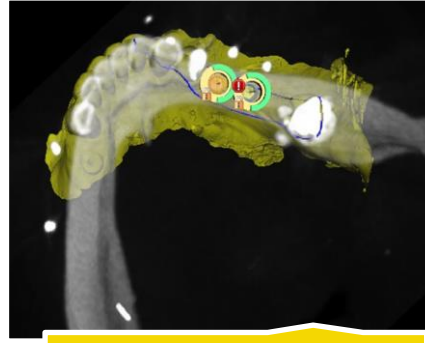
Em ambiente virtual do Blue Sky Plan, os ficheiros DICOM do CBCT e o STL obtido via scan 3D foram sobrepostos. Este procedimento é justificado pela necessidade de obter a superfície da mucosa e um melhor detalhe da superfície dentária, de forma a garantir a máxima precisão da guia cirurgia a planear. Os 2 modelos foram sobrepostos e alinhados manualmente usando como referência os dentes do paciente.

O próximo passo neste fluxo digital é a seleção dos implantes e o seu respectivo posicionamento. Foram definidas as distâncias de segurança relativamente às estruturas nobres e condições de posicionamento. Procurou-se garantir paralelismo entre os eixos de ambos os implantes. De acordo com a condição apresentada foram selecionados e posicionados 2 implantes 3,5×8mm nas posições 45 e 46.

Após a validação do posicionamento, foram definidos virtualmente os limites da guia cirúrgica, de tal modo que incorporassem a superfície oclusal, vestibular e lingual dos dentes adjacentes, assim como a face proximal mesial e distal da zona edêntula. Foram abrangidos pelo planeamento os dentes 42, 43, 44 e 47, bem como a porção da mucosa na área edêntula. Após concluído o planeamento a guia foi gerada automaticamente pelo *software*. Após a validação da mesma, com redefinição de alguns dos limites, o ficheiro .STL da guia foi exportado e enviado para o centro de impressão.



A



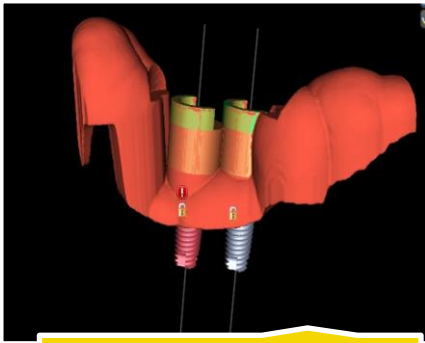
B



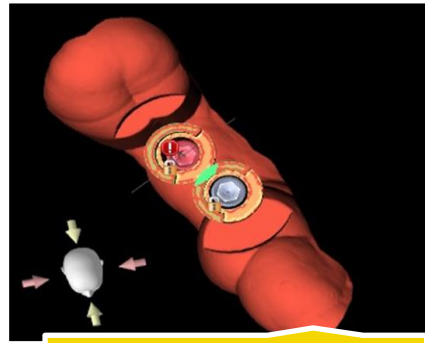
C



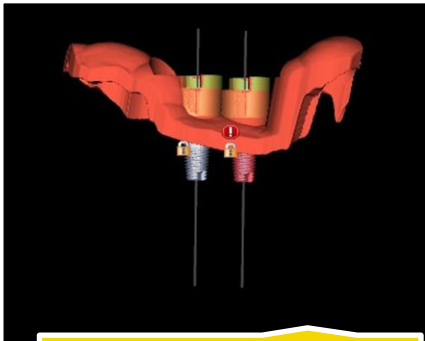
D



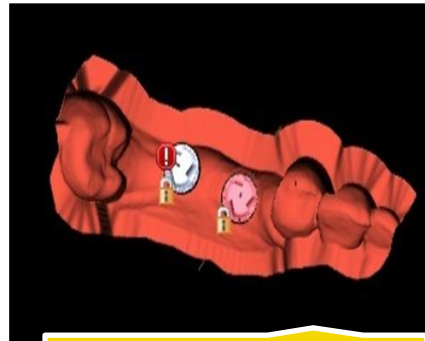
E



F



G



H

Figura 7: Planeamento virtual: A, Cone beam CT sobreposto a modelo obtido via scan, vista Vestibular. B, Cone Beam CT sobreposto a modelo obtido via scan, vista Oclusal. C, Criação da guia e sua relação com as estruturas adjacentes, vista vestibular. D: Criação da guia e sua relação com as estruturas adjacentes, vista oclusal. E, Guia cirúrgica isolada, vista vestibular. F, Guia cirúrgica isolada, vista oclusal. G, Guia cirúrgica isolada, vista lingual. H, Guia cirúrgica isolada, vista interna.

No centro de impressão, e após receção do ficheiro .STL, a guia foi orientada no *software* virtual de forma a diminuir o tempo de impressão e permitir um adequado escoamento do excesso de resina. Foram também adicionados suportes em zonas que não interferissem com zonas de contacto e finalmente a guia foi impressa no equipamento Form 2 (Formlabs Inc, EUA) (Fig. 8) segundo a técnica de confecção aditiva por estereolitografia.



Figura 8: Impressora 3D Form 2(Formlabs Inc, EUA).

As camadas de impressão, segundo o eixo Z foram definidas para uma espessura de 50  $\mu\text{m}$  e uma densidade de resina de 100%. Para estas características o tempo de impressão estimado foi de 3 horas. Foi utilizada na impressão a resina Dental SG (Formlabs Inc, EUA).

Cumprindo as indicações de pós-processamento do fabricante, a guia foi removida da plataforma de impressão, lavada com isopropanol a 91% durante 20 minutos e colocada a secar ao ar. Foi ainda aquecida a 60°C durante 1 hora e exposta a luz UV de 400nm. Posteriormente e manualmente foram removidos os suportes e a guia foi sujeita a processo de esterilização em autoclave (Statim Cassette Autoclave, Scican), selecionando o programa de plásticos a 121°C, 117kpa e durante 15 minutos. Neste processo ficou patente uma das características da resina Dental SG (Formlabs Inc, EUA), que apresenta uma mudança de cor após ser sujeita à esterilização (transição de laranja para amarelo). A guia foi preservada na manga de esterilização, até à sua abertura no momento da cirurgia.

No momento da cirurgia a manga foi aberta e a guia testada em boca, avaliando o seu adequado assentamento, estabilidade e garantia do cumprimento das características para o fim a que se destina (Fig. 9). Neste caso os cilindros de orientação da preparação não foram colocados previamente, porque o objetivo era meramente testar o dispositivo e realizar durante a cirurgia apenas uma orientação posicional e não a realização de uma cirurgia cem por cento guiada.

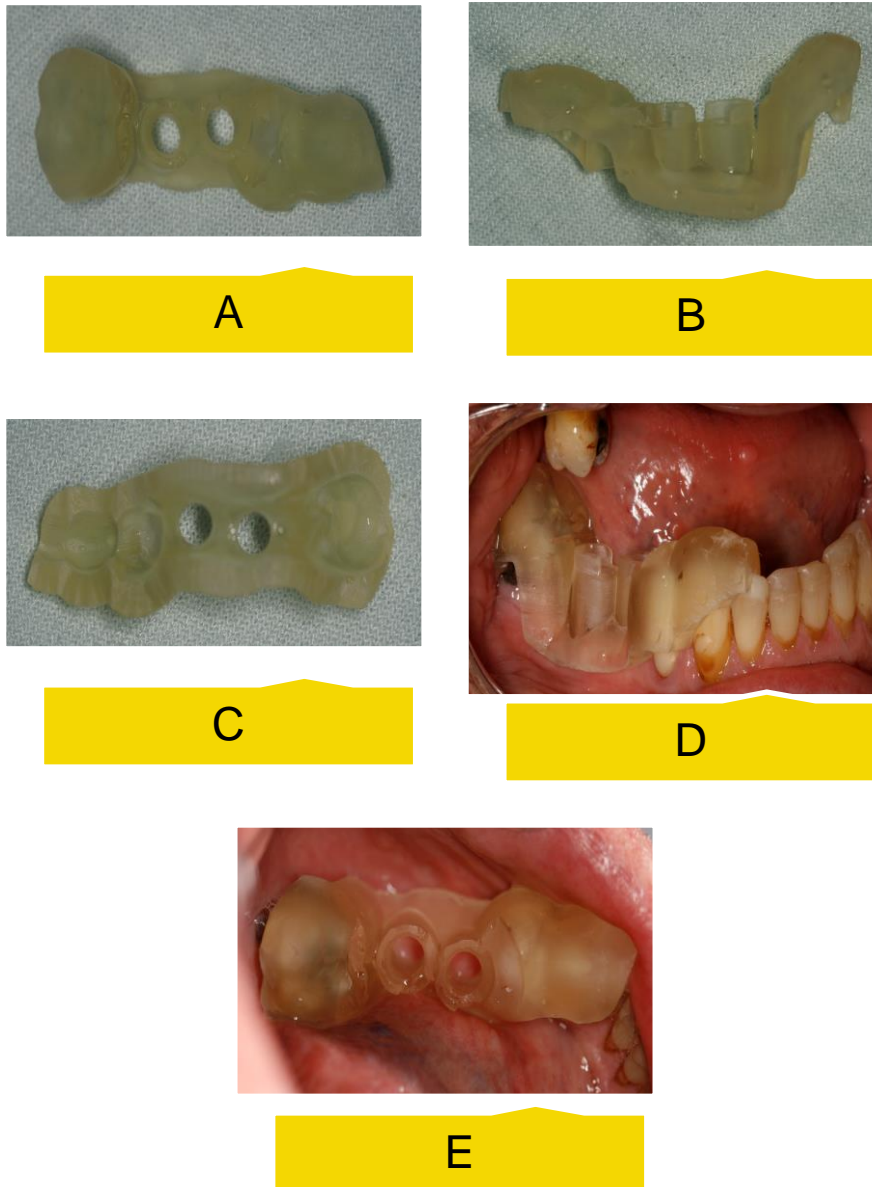


Figura 9: Guia cirúrgica: A, Vista oclusal. B, Vista lingual. C, Vista interna. Aplicação oral da mesma: D, Vista vestibular E, Vista oclusal.

## 2. Obtenção de modelo ósseo tridimensional

Paciente MS, do género feminino, com 57 anos de idade e caucasiana.

Foi realizada impressão bimaxilar em hidrocolóide irreversível, (alginato Orthoprint, Zhermack) e posteriormente obtido o modelo de gesso, derivado de gesso tipo IV (Vel-Mix, Kerr, EUA). A partir dos modelos de trabalho foi realizado o enceramento de diagnóstico que permitisse reabilitar a área edêntula relativa ao maxilar, no 1º quadrante, com recurso a implantes e prótese fixa. O enceramento foi realizado com cera Utility (Coltene, Suíça), e adaptação de dentes de prótese de stock adequados Cosmo (Dentsply, EUA). Foi planeada uma reabilitação em arco-curto, colocando apenas um dente pré-molar, dado que se suspeitava de uma comunicação oro-antral no sector mais posterior da maxila.

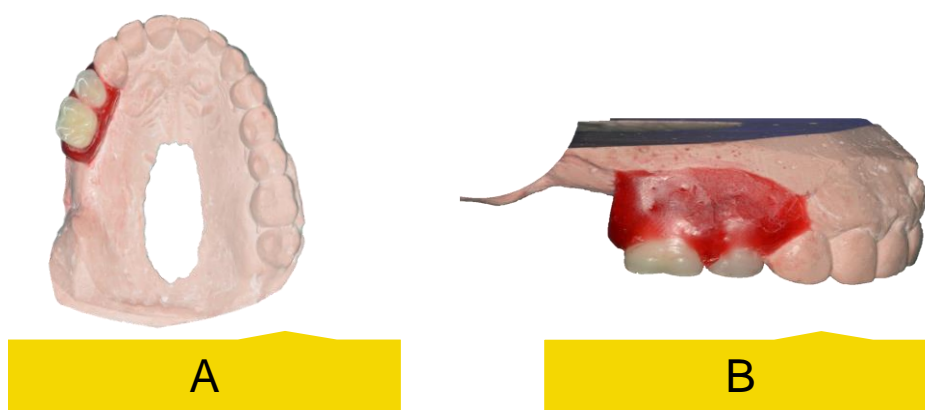


Figura 10: Enceramento de diagnóstico realizado em modelos de gesso. A, Vista oclusal. B, Vista 1º Quadrante

A paciente foi submetida a um CBCT no aparelho iCAT Next Generation (Imaging Sciences International, EUA) e os ficheiros DICOM (*Digital Imaging and Communication in Medicine*) foram exportados. De seguida realizou-se a visualização e análise do modelo virtual no *software* InVesalius 3 (CTIR, Brasil), onde se puderam detetar distorções e ruídos nas imagens das superfícies dos dentes remanescentes, decorrentes das restaurações metálicas que a paciente apresentava no 2º Quadrante. Este facto influenciou a qualidade da imagem e conseqüente reconstituição 3D dos dentes nesta área. [40]

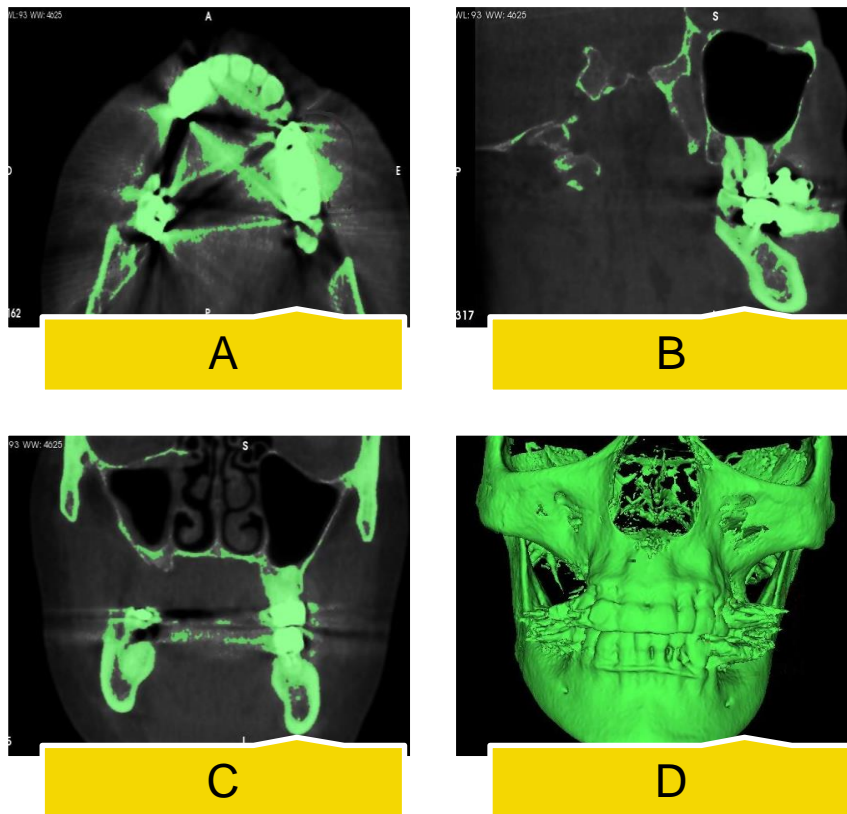


Figura 11: Visualização do CBCT: A, Corte Axial . B Corte Sagital . C, Corte coronal. D, Reconstituição 3D

Com o objetivo de confirmar a possível comunicação oro-antral a nível do 1º Quadrante, avaliar a quantidade efetiva de osso remanescente e podermos planejar a possibilidade de uma cirurgia mais conservadora, assumindo a reabilitação em arco-curto planeada no enceramento convencional, procedemos ao seccionamento do modelo na porção relativa a esse mesmo quadrante. Foi realizada limpeza manual a nível do *software* Exocad (GmbH, Alemanha), que suporta o sistema de impressão utilizado e previamente a esta, para eliminar alguma da distorção apresentada a nível dentário.

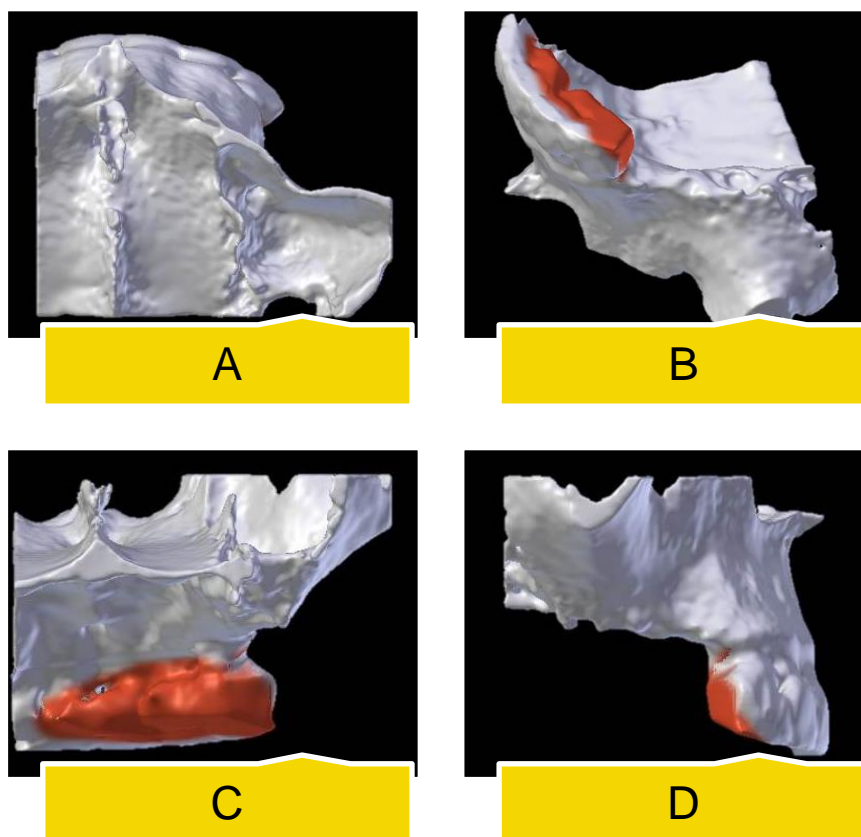


Figura 12: Visualização do modelo 3D seccionado. A, Vista superior. B, Vista inferior. C, Vista frontal. D, Vista lateral

A vermelho estão assinaladas as áreas de distorção nos vários cortes.

O ficheiro .STL do modelo foi de seguida enviado para impressão na impressora desktop 3D Ultimaker 2+ (Ultimaker, Inglaterra),[39] segundo a técnica de estereolitografia em PLATEC (twoBEars, Alemanha) com as seguintes especificações de impressão: espessura de camadas 100 $\mu$ m, densidade de modelo 25% e velocidade de impressão 50mm/s. Foi estimado um tempo de impressão de 3,30h.

Após a impressão do modelo, este foi analisado e avaliado. Realizaram-se as medições do nível ósseo remanescente utilizando um espessímetro (Fig.13). Foi avaliada e simulada a possibilidade de técnica cirúrgica menos invasiva, enquadrando a possibilidade de reabilitação em arco-curto. Foram realizadas as medições e planeamento nessa eventualidade.



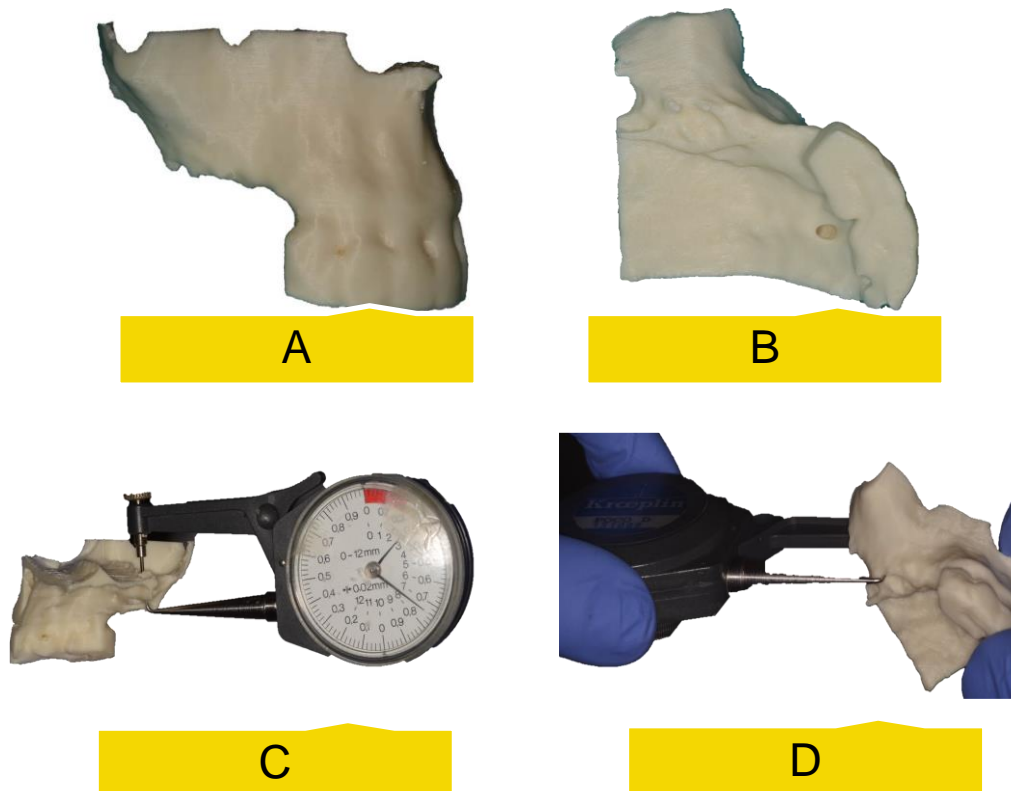


Figura 13: Modelo 3D impresso. A, Vista frontal. B, Vista oclusal C e D, Medição com espessímetro da disponibilidade óssea do pavimento do seio maxilar

A partir do enceramento previamente realizado foi obtida a guia radiográfica. Esta foi obtida a partir de uma placa de acrílico de 2mm de espessura (Dentaflux, Espanha) e utilizando uma máquina de termo-vácuo (Dental Plastics, Keystone Industries, EUA), para adaptação ao modelo encerado. Após este passo foram adaptados cones de guta-percha, um material radiopaco, como marcadores da posição. Estes foram colocados no centro da face vestibular de cada dente. De seguida, para fixar a posição dos cones, o modelo foi submetido novamente ao vácuo com uma nova placa de acrílico (guia com dupla camada). Finalmente recortaram-se os excessos de acrílico e suavizaram-se os bordos para evitar lesões dos tecidos periorais.

A guia radiográfica foi inserida no modelo impresso (Fig. 14), onde se observou assentamento completo.

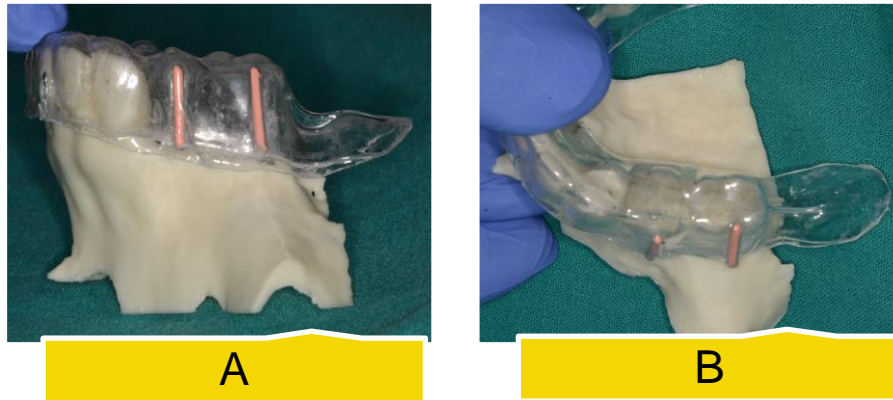


Figura 14: Guia radiográfica assente no modelo 3D. A, Vista 1º quadrante. B, Vista oclusal

### 3. Obtenção de modelo mandibular tridimensional

Paciente RM, de 45 anos de idade, do género masculino e caucasiano. Sem nada a referir na história clínica geral e apresentando lesão extensa, de origem dentária na hemimandíbula esquerda, relacionada com o dente 38.

O paciente foi submetido a um ConeBeam CT, no aparelho "iCAT Next Generation" (Imaging Sciences International, EUA) e os ficheiros DICOM (*Digital Imaging and Communication in Medicine*) foram exportados. De seguida realizou-se a visualização e análise do modelo virtual no *software* iVision (iCAT, EUA).

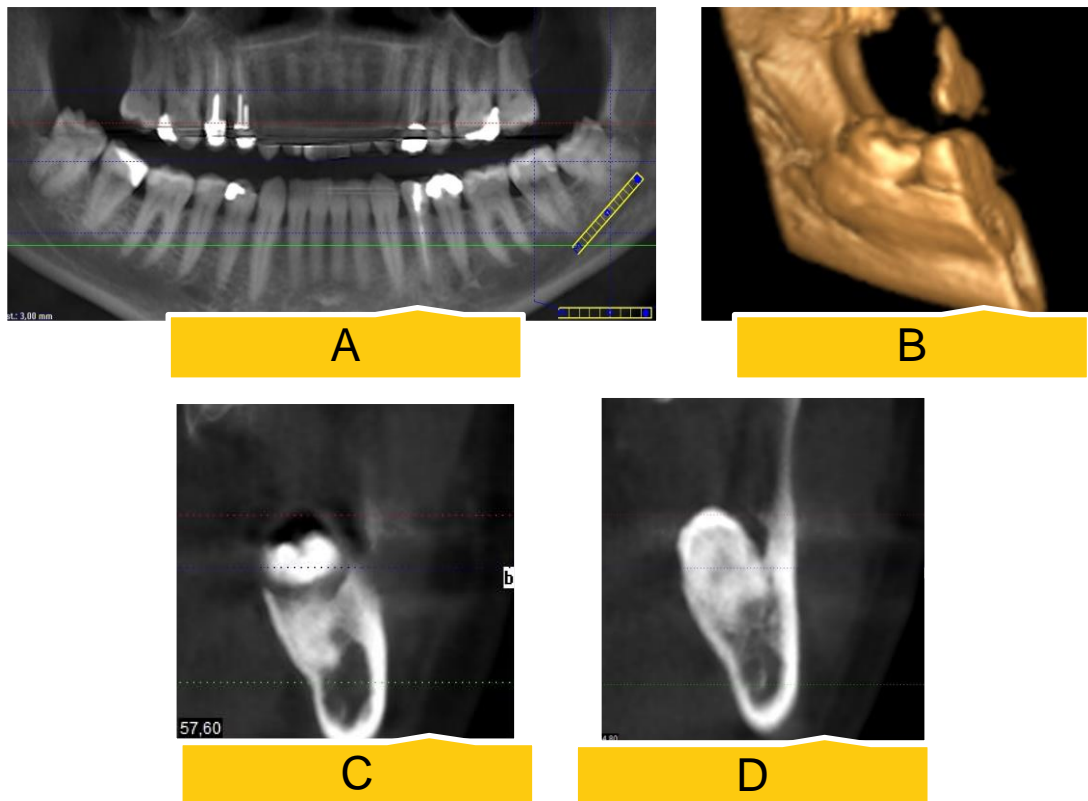


Figura 15: Visualização do CBCT em iVision (iCAT, EUA). A, Panorâmica em tela implante. B, Reconstrução 3D C e D, Dente 38 em corte

Com o objetivo de avaliar a lesão apresentada, a reconstrução 3D foi limitada à área relativa ao 37, 38 e estruturas adjacentes. Com o propósito de avaliação da quantidade efectiva de osso remanescente, bem como o estabelecimento de relação de proximidade entre a lesão e o nervo alveolar inferior, procedemos à visualização da sequência de cortes na área de modelo delimitada.

Mediante o propósito anteriormente estabelecido, o modelo foi sujeito a definição final da sua densidade e removida a cortical óssea lingual no percurso do nervo alveolar inferior a nível do *software* Exocad (GmbH, Alemanha), para facilitar a visualização da área de interesse.

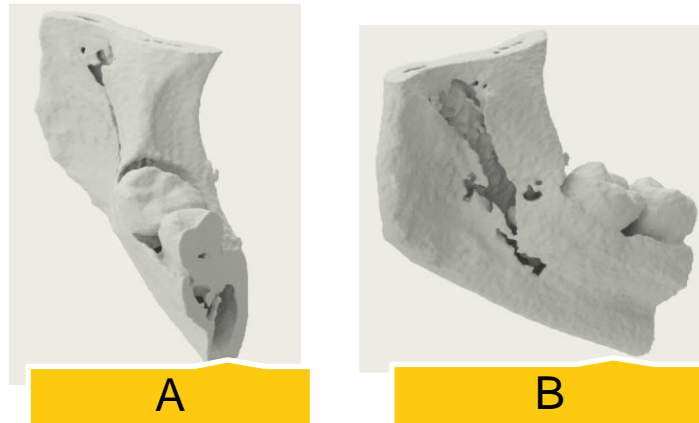


Figura 16: Visualização do modelo 3D seccionado. A, Vista superior. B, Vista lingual.

O ficheiro .STL do modelo foi de seguida enviado para impressão na impressora desktop 3D Ultimaker 2+ (Ultimaker, Inglaterra),[39] segundo a técnica de estereolitografia em PLATEC (twoBEars, Alemanha) com as seguintes especificações de impressão: espessura de camadas 100 $\mu$ m, densidade de modelo 25% e velocidade de impressão 50mm/s. Foi estimado um tempo de impressão de 3,30h.

Após a impressão do modelo, este foi analisado e avaliado.

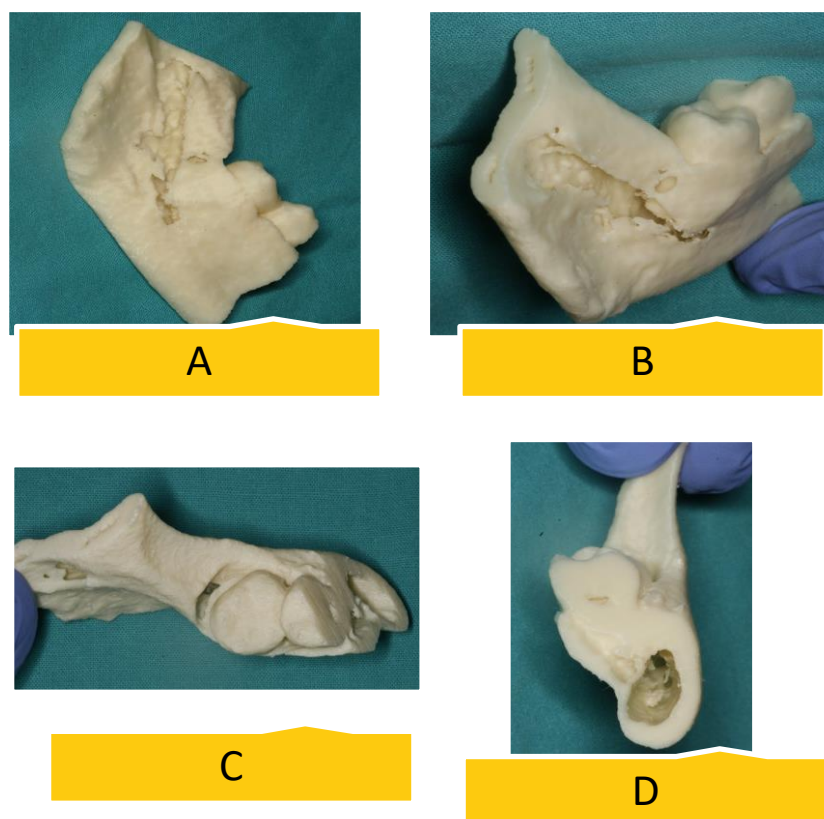


Figura 17: Modelo 3D impresso. A e B, Vista lingual. C, Vista oclusal. D, Vista mesial.

#### 4. Obtenção de goteira oclusal

Paciente AM de 22 anos, classe I de Angle, género feminino, raça caucasiana, diagnóstico de disfunção temporomandibular e respectiva indicação de goteira oclusal para tratamento.

Foi realizada a determinação da posição de relação cêntrica pela técnica de *Schuyler* (onde a paciente posiciona a língua na zona posterior do palato e oclui) e confirmada a respectiva posição pela técnica de manipulação bi-manual. De seguida, procedeu-se ao registo da posição mandibular segundo o método *JIG Lucia*, a partir de resina acrílica autopolimerizável Tab-2000 (Kerr, EUA) diretamente em boca nos incisivos centrais superiores e contactos nos incisivos inferiores.

A aquisição de dados foi realizada segundo o método direto procedendo a leitura digital intra-oral bimaxilar, utilizando o scanner CEREC Omnicam (Sirona Dental Systems, Inc, Charlotte, NC, USA), onde se procedeu à obtenção de 3 leituras: 1. Maxilar 2. Mandibular 3. Vestibular com JIG Lucia. Seguidamente o ficheiro .STL resultante foi exportado no *software* de suporte ao scanner inLab (Sirona Dental Systems, Inc, Charlotte, NC, USA).

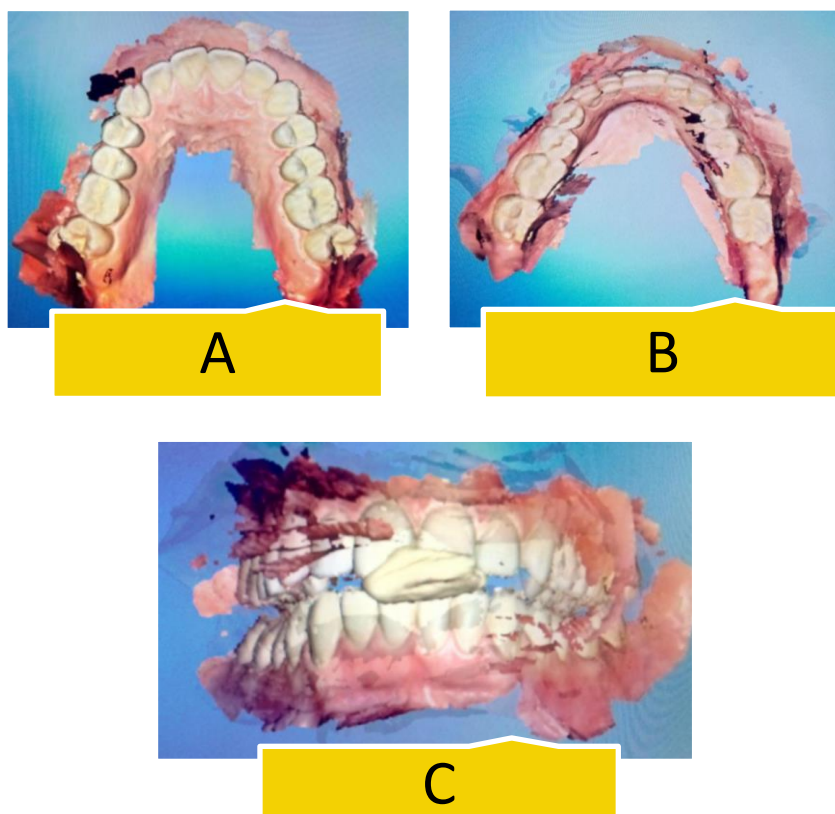


Figura 18: Scan 3D a partir de Omnicam. A, Maxila. B, Mandíbula C, Vista Vestibular

Para a obtenção do planeamento virtual da goteira oclusal o *software* utilizado foi Exocad (GmbH, Alemanha), onde se utilizou a leitura vestibular para gerar a base da goteira, preenchendo o espaço interoclusal, quanto à superfície de contacto dos dentes mandibulares esta foi gerada pelo seu negativo. Os limites foram cortados e arredondados para evitar lesões dos tecidos moles, mantendo íntegros os contactos oclusais. A confirmação das dimensões finais e arquitectura foi ainda realizada mediante a utilização da leitura Maxilar e Mandibular.

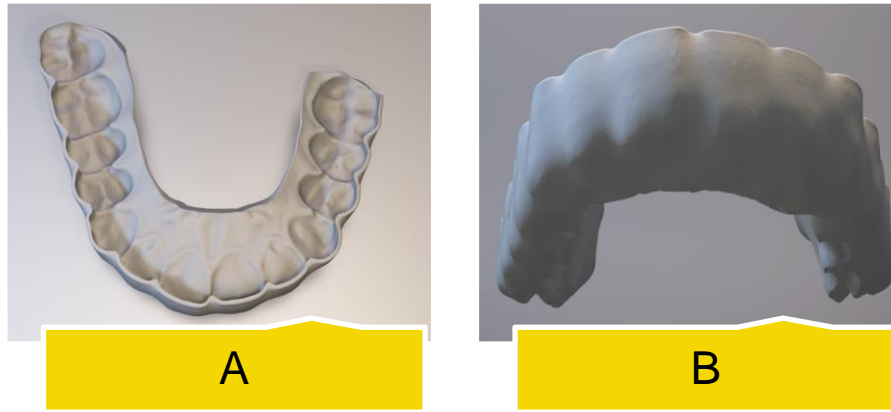


Figura 19: Modelo 3D da goteira oclusal em View 3D (Microsoft, EUA). A, Vista oclusal. B, Vista frontal

No centro de impressão, e após receção do ficheiro .STL, a goteira oclusal foi orientada no *software* virtual de forma a diminuir o tempo de impressão e permitir um adequado escoamento do excesso de resina. Foram também adicionados suportes em zonas que não interferissem com zonas de contacto e finalmente a guia foi impressa no equipamento Form 2 (Formlabs Inc, EUA) (Fig. 8) segundo a técnica da confecção aditiva por estereolitografia.

As camadas de impressão, segundo o eixo Z foram definidas para uma espessura de 100  $\mu\text{m}$  e uma densidade de resina de 100%. Foi utilizada na impressão a resina Clear (Formlabs Inc, EUA).

Como pós-processamento, a goteira foi removida da plataforma de impressão e lavada com isopropanol a 91% durante 20 minutos, a mesma secou ao ar. Foi ainda aquecida a 60°C durante 1 hora e exposta a luz UV de 400nm. Posteriormente e manualmente foram removidos os excessos de resina e os suportes.

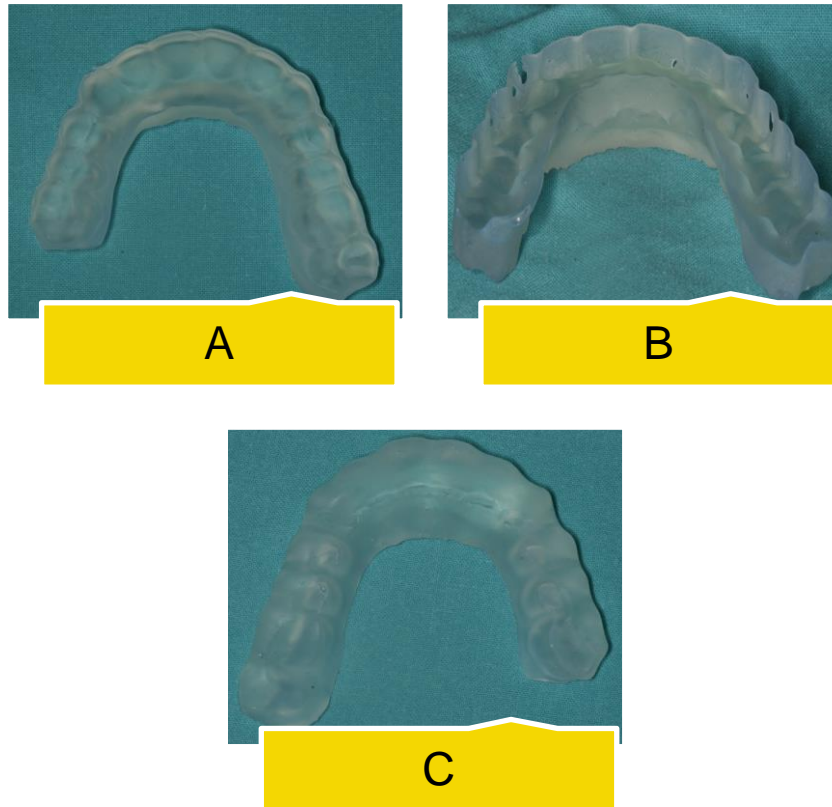


Figura 20: Goteira oclusal após impressão. A, Vista Maxilar. B, Vista pósterio-anterior. C, Vista mandibular

Foi realizado *try-in* intra-oral com assentamento completo, sem qualquer tipo de desgaste na superfície maxilar. Na superfície de contacto com os dentes mandibulares foi realizado o arredondamento a nível dos bordos distais e, realizado desgaste de contactos prematuros, numa primeira fase e, posteriormente, o desgaste das vertentes cúspideas até obter contactos cúspides-fossa na posição de intercuspidação máxima.





A



B



C



D

Figura 21: Goteira oclusal em ambiente intra-oral em vista frontal. A, Pré-ajuste. B, Pós-ajuste. Comparação relativa à superfície em: A, Pré-ajuste B, Pós-ajuste

## Discussão

A impressão 3D é hoje uma realidade possível e gradualmente mais presente na prática clínica e laboratorial em Medicina Dentária. Pela literatura analisada o recurso é descrito por vários autores, contudo ainda existe uma grande ausência de investigação clínica e publicações com nível adequado de evidência científica e que suportem a sua real mais-valia. Apesar disso, há um desenvolvimento industrial contínuo para diminuir o tempo de impressão, mantendo os níveis de precisão já atingidos, com várias marcas a apresentarem materiais emergentes de cores vivas e com texturas próximas e adequadas para mimetizar os tecidos biológicos..

As técnicas que têm sido, ao longo do tempo, otimizadas e testadas para o sector industrial, ainda não o estão para a aplicação específica na medicina dentária, dadas as especificidades e necessidades particulares. Contudo é uma técnica extremamente promissora, por ser a resposta final a um fluxo de trabalho digital cada vez mais utilizado e divulgado, e que acima de tudo procura ser facilitador, com otimização de recursos e melhoria na relação custo/benefício dos dispositivos e ferramentas clínicas obtidas.

Assim, generalizando como vantagens da confeção aditiva a considerar e baseadas essencialmente na perceção clínica empírica, destacam-se a possibilidade de (1) obter um arquivo completamente informatizado, pois com o fluxo digital, há várias vertentes da medicina dentária onde se evita a obtenção de modelos de trabalho, evitando o consumo de espaço físico e proporcionando a sua impressão, sempre que requisitado. Também de referir a grande (2) flexibilidade de tecnologias e marcas disponíveis no mercado, que possibilita ao médico dentista grande opção de escolha mediante as suas pretensões e necessidades clínicas e, certamente, por um preço inferior ao de uma máquina equivalente de confeção subtrativa. Foi ainda possível comprovar (3) o mínimo desperdício de material decorrente do processamento, principalmente quando comparado com o processo de fresagem; bem como a (4) inexistência de relação com o bloco original, porque o processo de fabrico é apenas limitado pela dimensão da impressora e não condicionado pela dimensão do material (como acontece com a dimensão do bloco no processo de fresagem).

Na mesma linha, como limitações atuais da impressão 3D identificam-se: a (1) dificuldade de imprimir na mesma impressora diferentes materiais, especialmente se pertencentes a diferentes grupos; (2) a textura superficial pode não ser a mais adequada, principalmente se as especificações de impressão forem no sentido de reduzir o tempo de impressão. Ainda de referir, (3) a existência limitada até à data de materiais devidamente certificados para biocompatibilidade com uso comprovado enquanto dispositivo intra-oral; e, por último, a (4) necessidade verificada de adicionar estruturas de suporte inerentes ao próprio processo de fabrico que são posteriormente removidas pós-impressão.

O objetivo proposto mediante a realização do teste laboratorial, através da esterilização do modelo obtido pela técnica de impressão 3D, era precisamente a avaliação clínica dos reais limites mecânicos dos dispositivos impressos segundo a estereolitografia. Verificou-se a ocorrência de deformação plástica no plano sagital do modelo e distorção localizada à superfície oclusal de alguns dentes, decorrentes do aumento de temperatura e pressão em ambiente de esterilização. Este era observado macroscopicamente a olho nu e validado pela análise de fotografias antes e depois do mesmo. Este resultado permitiu que se formulasse a ideia de que, para o intuito de manutenção de integridade ao processo de esterilização, os dispositivos teriam de apresentar densidade de material mais elevada. Assim sendo, para evitar as alterações verificadas no modelo experimental, foi proposto o aumento na densidade de material em dispositivos destinados a esterização, em 20% para 100%.

Uma ressalva a fazer é que a resistência mecânica e o modo como determinado material se comporta em meios de alta temperatura e pressão, são determinados pelas suas características físico-químicas, abordadas nas fichas técnicas do fabricante de cada resina, polímero ou metal. Assim, o aumento de densidade é apenas uma estratégia que visa obter uma eventual melhoria no seu desempenho mecânico, com lógicas repercussões no aumento do tempo de impressão e custos de material utilizado. Ou seja, antes de submeter qualquer material a esterilização têm que ser consideradas as suas propriedades e, notar que estas variam com a geometria do objeto a imprimir, a orientação, as especificações de impressão e a temperatura.

O uso crescente de materiais impressos 3D impõe, então, a necessidade de uma maior compreensão e conhecimentos sob os efeitos dos mesmos, particularmente a nível do impacto na saúde do organismo humano, com especial interesse aquando da sua utilização a longo prazo. A relevância desta particularidade assenta no facto de, enquanto profissional de saúde, a utilização de dispositivos em aplicação clínica tem que considerar as consequências que estes podem trazer para o paciente. Assim sendo, é recomendada a utilização de materiais devidamente legislados e suportados por certificados de biocompatibilidade, principalmente em situações de contacto direto entre o produto final e o meio oral, ou produtos para utilização e permanência prolongada na cavidade oral (ex. goteiras oclusais).

A dificuldade inerente à consideração das propriedades dos materiais na sua avaliação, é de que as composições dos materiais são segredos comerciais, tal como já referido, assim sendo torna-se incerta a sua avaliação, porque esta é potencialmente feita baseada nos seus componentes individuais. São necessários, então, mais estudos, que clarifiquem a vertente toxicológica relativa aos materiais impressos 3D, apresentem as indicações específicas de cada um e protocolos de processamento comprovados para a diminuição da toxicidade dos dispositivos.

A realização dos casos clínicos e teste laboratorial permitiu-nos tomar contacto com as potencialidades, dinâmica, vantagens, desvantagens e limitações inerentes à técnica na atualidade. O ponto de partida foi, desde logo, o de potenciar e permitir testar o trabalho clínico e laboratorial inteiramente em fluxo digital, desde o planeamento ao trabalho final. Esta será, com certeza, a realidade futura da prática clínica e laboratorial diária.

Para tal realizou-se e testou-se uma combinação de fluxo de clínica, com o fluxo laboratorial digital, que impõe uma forma de comunicação diferenciada entre clínico/laboratório, e que culmina na produção dos dispositivos em decurso do fluxo de trabalho virtual e digital. É uma realidade distinta daquela que experienciamos habitualmente, com a necessidade de manipulação de diferentes materiais, para obtenção de impressões e modelos de trabalho para que, indiretamente o laboratório tenha o seu ambiente de trabalho físico. Neste caso existe uma recolha digital e ótima, com suporte por *softwares* adequados e diferenciados, que permitem uma reconstrução quase instantânea do modelo 3D em ambiente inteiramente virtual. É

uma realidade distinta daquela que habitualmente um clínico vive na sua prática diária, com protocolos estabelecidos para as técnicas convencionais.

Assim, com a adoção das técnicas digitais existe uma necessidade real de aprendizagem e de uma curva de adaptação a esta nova realidade. A indústria oferece diferentes dispositivos, com características específicas e distintas entre si, com apresentações e ergonômias diferentes e, em alguns casos, com procedimentos específicos. Além disso, os *softwares* de suporte são, em parte, distintos e mais ou menos intuitivos na sua utilização. Requerem efetivamente um estudo e conhecimento das características e possibilidades de cada um, antes do clínico realizar a sua opção.

A curva de aprendizagem pode ser mais ou menos longa, em função da complexidade do sistema, do *software* de suporte e das especificidades de cada um, mas a realidade é que há falta de familiarização dos clínicos com grande parte das tecnologias inerentes à impressão 3D e CAD/CAM. Assim sendo, tal como foi necessário no passado, a introdução do fator de aprendizagem nos já estabelecidos protocolos convencionais, o mesmo se pode deduzir nos emergentes protocolos digitais, com repercussões maiores no seu custo-benefício a curto-prazo. Embora não seja possível quantificar em absoluto o tempo de aprendizagem de cada *software*, pois é variável de sujeito para sujeito, é lógico concluir que a disponibilização de interfaces mais “*user-friendly*” irá traduzir-se numa cada vez maior facilidade no seu domínio e utilização.

Nesta linha, existe ainda o facto de as marcas e sistemas trabalharem em ambiente aberto ou ambiente fechado, ou seja, permitirem o acesso livre aos ficheiros criados, ou meramente limitarem o seu acesso a “centros” e/ou “laboratórios” autorizados ou que trabalhem com o mesmo sistema. Esta pode ser uma limitação efetiva no fluxo de trabalho, porque limita escolhas e possibilidades de utilização do equipamento nas várias vertentes clínicas e laboratoriais.

Potencial e tendencialmente pode haver uma incorporação das atuais funções do técnico de prótese por parte do médico dentista, que o possibilite à obtenção de uma panóplia de dispositivos a partir de uma impressora 3D *desktop* em ambiente de consultório. O potencial do domínio do fluxo digital, abre portas enormes na diferenciação do médico dentista e na rapidez da obtenção do produto final. O papel do técnico de prótese irá então ser influenciado pela logística do produto final, ou seja, clínicos que apresentem o conjunto de *hardware*, *software*, *know how* e materiais adequados podem visar a independência do laboratório protético. Por outro lado, clínicos que realizem apenas procedimentos de aquisição de dados e planeamento, dependem de centros de impressão que realizem os restantes passos em falta até obtenção do produto final. O último grupo, serão os clínicos que dominem grande parte do fluxo digital e que apresentem o técnico de prótese como um recurso lateral, para acabamento e adaptação do dispositivo em questão.

No casos clínicos realizados o sistema utilizado foi o Omnicam (Sirona Dental Systems, Inc, Charlotte, NC, USA). Desde a sua primeira versão, este equipamento tem vindo a sofrer várias evoluções. A principal das quais consiste na não necessidade de tratamento com pó da superfície, que se repercute numa aquisição de dados mais fluída, intuitiva, ergonómica e com relativa rapidez. Além disso, a visualização imediata da leitura a cores em modelo 3D, permite a fácil visualização de erros e sua subsequente correção.

As características e morfologia do punho limitam o acesso a algumas das áreas mais posteriores da cavidade oral, nomeadamente no sector mais posterior. A visualização com qualidade muito aceitável da imagem em direto, à medida que vai sendo realizada a recolha, facilita o trabalho do operador. O próprio *software* vai indicando e orientando a qualidade da imagem recolhida, através de um sinal sonoro que permite a correção e reajuste imediato no caso de necessidade. Assim, a imagem inicial torna-se mais previsível e com menor necessidade de recaptações/ajustes finais. A possibilidade de realizar o registo intermaxilar imediato é também facilitado. Mesmo que seja necessária a tradução de uma relação intermaxilar diferenciada, como foi descrito para o caso da goteira oclusal realizada.

Os casos clínicos e dispositivos obtidos permitiram entrar em contacto com esta realidade diferenciada do trabalho virtual, desde a colheita da imagem e dados, até à validação virtual do planeamento laboratorial e depois a comprovação dos dispositivos obtidos por uma técnica diferenciada, mas que potencialmente representa uma mais-valia inegável. A impressão 3D não é uma realidade do futuro, é já uma realidade do presente e com um potencial emergente para uma aplicabilidade cada vez mais diferenciada nas mais diversas áreas da Medicina Dentária. Acima de tudo, traduz-se em vantagens para os clínicos, doentes e técnicos de laboratório, valorizadas sobremaneira numa relação custo/benefício muito promissora, que no contexto atual toma ainda mais significado.

### **1. Obtenção de guia cirúrgica parcial**

A implantologia foi uma das primeiras áreas da medicina dentária a usufruir das potencialidades que a confecção aditiva tem para oferecer, isto porque a alta precisão do seu planeamento e execução é vital para assegurar uma elevada taxa de sucesso a longo prazo. Para tal, o planeamento e posicionamento ideal pré-cirúrgico, guiado proteticamente, predispõe a uma favorável distribuição de forças, bem como à criação de condições para uma melhor integração estética. A guia cirúrgica é o dispositivo que permite, de uma forma mais previsível, a transferência do planeamento virtual para o ato cirúrgico real.[41]

A cirurgia guiada fundamenta-se no recurso a uma guia cirúrgica que auxilia o posicionamento adequado dos implantes no ato cirúrgico, sendo aceite como a técnica mais precisa de colocar um implante e previsivelmente facilitadora do processo de reabilitação protética, embora poucos médicos a utilizem rotineiramente na atualidade. De salientar, que este facto poderá advir de a literatura demonstrar que existem diferenças entre o planeado e o obtido na realidade após a cirurgia. O que indicia que em casos “limite” é uma técnica que poderá não ser útil e daí não ser uma opção de 1ª linha para os clínicos. Além disso, uma das questões que valorizava ainda mais esta técnica era a possibilidade de obter a prótese antes da realização da cirurgia. Contudo, muitos problemas foram associados e identificados com a adaptação protética pós-cirurgia, enfatizando e comprovando a falta de “precisão” entre o planeado e o obtido clinicamente. Contrariamente à facilitação protética, manifestava-se como uma maior complexidade na reabilitação. Este facto toma ainda mais

expressão dado que a cirurgia guiada é especialmente associada aos protocolos de carga imediata de prótese total.

Esclarecendo o conceito, a guia cirúrgica pretende contribuir para uma cirurgia minimamente invasiva, idealmente mais previsível e segura. Segundo o glossário de termos prostodônticos (Gpt) 9, a guia cirúrgica é definida como sendo utilizada para auxiliar na correta colocação e angulação dos implantes. O seu principal objetivo é guiar a preparação do leito implantar e a própria inserção do implante. Para transferir com precisão a informação do planeamento virtual para o ato cirúrgico, deverá ser obtida uma guia radiográfica convencional, que orienta e calibra o planeamento virtual, e posteriormente a obtenção e validação da guia cirúrgica propriamente dita, gerada automaticamente pelo computador.[42]

A guia é constituída pela união de dois componentes: os cilindros metálicos da guia e a superfície de contacto. Os cilindros ajudam na transferência do plano, guiando a broca para o local exato e mantendo a sua orientação, assim como limitando a sua progressão vertical, para um adequado posicionamento 3D. A superfície de contacto vai definir o subtipo da guia cirúrgica, podendo contactar quer nas mucosas, quer nos dentes, ou mesmo, quer a nível ósseo. Assim sendo, há 3 tipos de guias cirúrgicas: 1. Ósseo-suportada, 2. Muco-suportada, e 3. Dento-suportada.

Considerando a variável da precisão das mesmas, todas elas se apresentam dentro dos parâmetros clínicos necessários quanto ao desvio angular dos implantes, mas as guias muco-suportadas apresentam piores resultados do que as ósseo-suportadas e as dento-suportadas no que concerne ao desvio linear no colo e ápice dos implantes [43]

Os materiais utilizados para a confeção e obtenção das guias cirúrgicas devem ser compatíveis com as normas classe VI de biocompatibilidade. No caso clínico realizado no âmbito deste trabalho foi utilizado uma impressora estereolitográfica (Form 2, Formlabs Inc, EUA) cujo material de impressão foi a resina biocompatível Dental SG (Formlabs Inc, EUA), certificada para atender às normas internacionais para a Classe I de biocompatibilidade, *International Organization for Standardization* (ISO) 10993-1, não sendo segundo as fichas técnicas mutagénico, nem citotóxico após testes de biocompatibilidade enquanto dispositivo médico. Importa referir que os certificados apenas são válidos após o adequado pós-processamento que implica, tal



como recomendado segundo Oskui, S.M *et al*, a exposição a luz UV de comprimentos de onda de 400nm num ambiente aquecido de 60°C. [32, 44]

O exame *Cone Beam CT* (CBCT) deve ser realizado mesmo antes de qualquer procedimento invasivo ter sido realizado, e complementado com a obtenção do modelo virtual intra-oral (incluindo tecidos moles e duros) e eventualmente de fotografias extra e intra-orais, para um estudo completamente digital e, eventual guia-cirúrgica com alta precisão e previsibilidade. No caso clínico apresentado, verificou-se que a visualização isolada do CBCT não permitia a deteção dos tecidos moles, bem como uma anatomia oclusal satisfatória. Estes adventos podem ter sido derivados do processo de aquisição de imagem do exame de CBCT ou derivados de interpretação da densidade de tecidos por parte do *software*.

Assim sendo, e para obter um planeamento fidedigno, realizou-se a sobreposição do modelo obtido via *scanner* 3D que, mediante um correto alinhamento e sobreposição, permitiu a obtenção de uma guia com correto assentamento. Depois de comparação entre obtenção de alinhamento automático mediante pontos de referência e os dentes do paciente, foi decidido optar pelo alinhamento manual, visto apresentar a menor discrepância. O alinhamento é um passo de especial importância porque pode ser feito mediante várias formas e, cabe ao clínico controlar o processo de forma a garantir a máxima precisão da guia cirurgia a planear.

Consequentemente, os recentes desenvolvimentos na área da impressão 3D representam a possibilidade de impressão de guias cirúrgicas a custo “reduzido”, de técnica e processos controláveis pelo clínico.

A realização ilustrativa da guia cirúrgica apresentada é tecnicamente passível de ser realizada por qualquer médico dentista mediante alguma experiência e conhecimento nos *softwares* de interesse. O fluxo proposto para a sua realização permitiu um resultado clínico bastante aceitável no seu assentamento, adaptação e estabilidade. No primeiro *try-in* não houve qualquer resistência ao seu adequado posicionamento, não havendo também indícios de isquémia ou de lesão no apoio mucoso, com completa passividade e estabilidade, adequadas para a realização do procedimento cirúrgico.

No sentido da real compreensão da utilidade do dispositivo que foi possível obter, impõe-se a distinção entre a cirurgia completamente guiada e a cirurgia orientada. As guias cirúrgicas são de fundamental relevância na orientação do posicionamento do implante nos 3 planos do espaço, e mesmo numa referenciação para a possibilidade de uma reabilitação aparafusada ou cimentada, dado o eixo do implante. Por conseguinte, as guias são fundamentais e a técnica de impressão 3D apresenta-se como uma excelente alternativa à sua obtenção.

Embora as vantagens sejam notórias é vital a sistematização de procedimentos bem como um profundo conhecimento das limitações de erro intrínsecos a cada *software* e tecnologia, para que não haja a introdução de erro tal que inviabilize o resultado cirúrgico pretendido. Apesar da sua curva de aprendizagem inicial, é necessário conhecimento relativo à impressão 3D, *software* a utilizar e planeamento de implantes, pois a introdução de viés pode surgir em cada um dos passos da cadeia de fluxo digital.

O fluxo realizado no caso clínico é um protocolo proposto para realização de uma guia cirúrgica para cirurgia guiada ou, neste caso específico meramente posicional, com o intuito de realização de cirurgia de implantes, que pode ser perfeitamente impresso numa impressora de baixo custo em ambiente de consultório (Fig. 22). Assim, há um controlo total pelo clínico de todos os aspetos relativos à confeção e obtenção da guia, desde o seu processamento, validação e a obtenção final, traduzidos numa conseqüente redução de custos relativos a impressoras comerciais e ainda de despesas relativas a portes de envio.

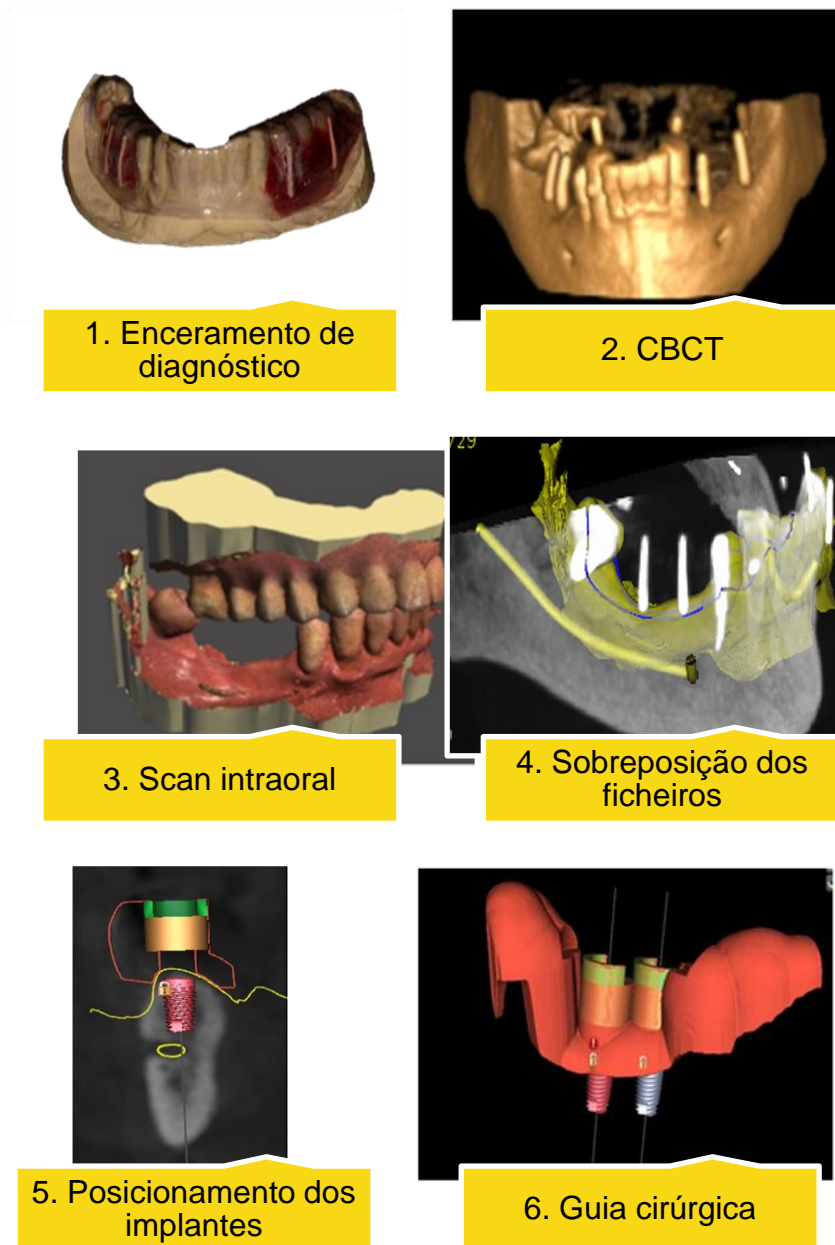


Figura 22: Fluxo proposto e realizado no caso clínico apresentado para obtenção de guia cirúrgica parcial

## **2. Obtenção de modelo ósseo e modelo mandibular:**

A impressão 3D apresenta já uma relação efetiva com a criação de modelos pré-cirúrgicos para efeitos de investigação, estudo e planificação.[11] De facto, na cirurgia oral e maxilo-facial é frequentemente reportada na literatura a sua utilização, para que o cirurgião possa perceber detalhadamente a anatomia intrínseca ao local de interesse em âmbito pré-cirúrgico, cirúrgico ou por objetivos meramente pedagógicos, onde se refere como vantagens a redução de tempo cirúrgico, a boa representação anatómica e antecipação de dificuldades anatómicas, com consequente abordagem mais previsível e segura na cirurgia, muito embora também se repercuta no aumento dos custos associados.[2] Como limitações há a referência de possíveis desvios entre os modelos 3D e os modelos impressos e o aumento do tempo pré-operatório.[14] Contudo as mais-valias que representam, nomeadamente em termos de segurança, justificam e contribuem para uma relação custo/benefício muito favorável.

Relativamente à sua precisão, as tecnologias de impressão 3D a partir de CBCT permitem a impressão com precisão clínica suficiente para serem utilizados como modelos pré-cirúrgicos, sendo que a discrepância é considerada irrelevante, derivado ao facto de se apresentar inferior ao limite cirúrgico de precisão de 250µm.[33]

Uma grande variedade de impressoras 3D podem ser utilizadas para esta finalidade, bem como diferentes técnicas de impressão e até vários materiais, mas para efeitos em que os modelos serão levados ao bloco operatório há destaque de materiais que podem ser esterilizados em autoclave sem deformação.[1] Perante a premissa anterior, como o modelo não se destinava a utilização intra oral, em ambiente operatório, não necessitaria de esterelização e, assim sendo foi decidido optar pelo PLATEC (twoBEars, Alemanha).

Os modelos anatómicos tais como os ilustrados, apresentam-se como uma nova abordagem para os clínicos, permitindo ao mesmo debruçar-se sobre as particularidades anatómicas de cada caso e, assim, na preparação mais conveniente para o tempo cirúrgico. Até a própria sensação táctil relativa à componente óssea pré-cirúrgica representa um novo tipo de interação do Médico Dentista, que não era possível anteriormente.

Apesar da utilidade do CBCT, a distorção apresentada no caso clínico 2 repercutiu-se numa diminuição óbvia da reprodutibilidade dentária do caso. É então claro que a presença de restaurações metálicas se apresenta como uma limitação inerente ao funcionamento do CBCT, pois muito embora seja possível a sua eliminação manual, haverá sempre erro adicionado, tal como foi visível como caso clínico apresentado.

Uma possível forma de ultrapassar esta limitação será a de efetuar uma leitura intra oral com *scanner*, ou mesmo dos modelos de gesso num leitor ótico, muito embora seja inevitável que qualquer uma das soluções apresentadas se traduza num aumento significativo do tempo pré-operatório.

Assim no modelo ósseo, apesar das discrepâncias entre a anatomia dentária e do modelo impresso, foi possível observar boa representação anatômica do local de comunicação oro-antral a nível do 1º Quadrante, que era em última análise o local de interesse, bem como antecipação das dificuldades anatómicas recorrentes ao caso. Logo, o modelo permitiu a avaliação pré-cirúrgica do caso, validando a sua utilização nos mesmos moldes em áreas como a cirurgia oral e a maxilo-facial.

O fluxo realizado no caso clínico é um protocolo proposto para realização de modelo ósseo, tal como efetuado, com o intuito de realização de planeamento cirúrgico, objetivos educacionais ou confeção de guia radiográfica e possível diferenciação em guia cirúrgica convencional. Sendo que este dispositivo pode ser perfeitamente impresso numa impressora de baixo custo em ambiente de consultório (Fig. 23).

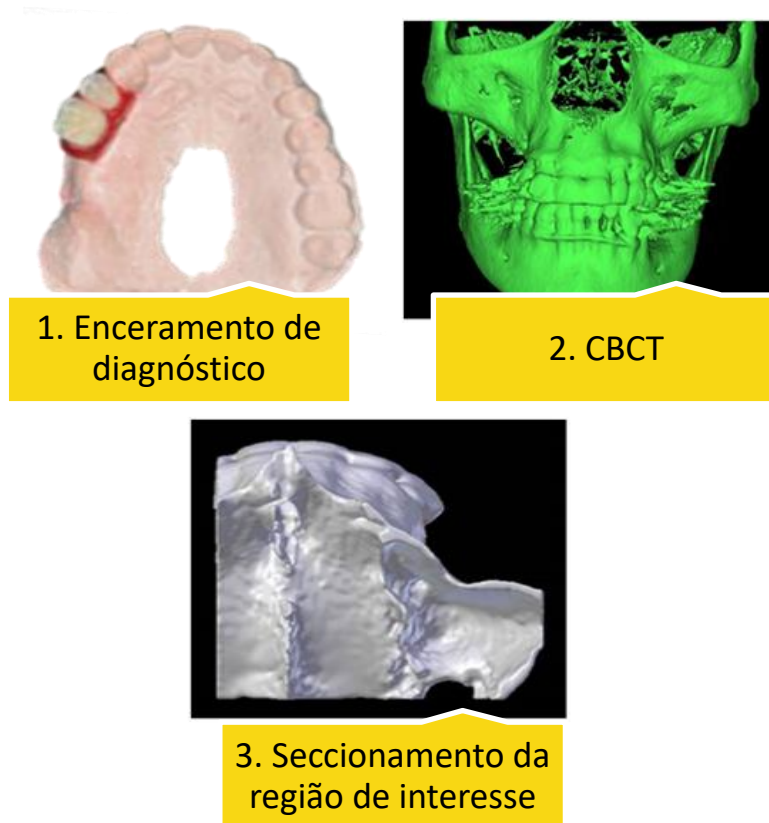


Figura 23: Fluxo proposto e realizado no caso clínico apresentado para obtenção de modelo ósseo tridimensional.

Já no caso clínico relativo à impressão de modelo mandibular tridimensional, verificamos uma situação de aparente ausência de discrepâncias que causem deformações no modelo. Assim, é possível constatar a diferença de resultados do exame de CBCT realizado precisamente no mesmo aparelho, com a mesma metodologia e especificações, relativamente ao caso clínico do modelo ósseo. Um dos factores que pode contribuir para o facto acima referido é a ausência das restaurações metálicas.

O modelo impresso apresentou-se com boa significância e representação anatómica, desde a porção que concerne aos dentes 37 e 38 até ao facto de permitir o vislumbre da representação da relação entre o nervo alveolar inferior e a lesão existente. Tal como o modelo anterior, há vantagens na antecipação das dificuldades anatómicas recorrentes ao caso, bem como a possibilidade de ser usado em meio académico para fins didáticos. É assim, validada a sua utilidade em áreas como a cirurgia oral e a maxilo-facial, quer na sua vertente pré-cirúrgica, quer na vertente de ensino.

O fluxo realizado no caso clínico é um protocolo proposto para realização de um fragmento mandibular tridimensional, tal como efetuado, com o intuito de realização de planeamento cirúrgico ou objetivos meramente educacionais. Pelo fim a que se destina, este dispositivo pode ser perfeitamente impresso numa impressora de baixo custo em ambiente de consultório (Fig. 24).

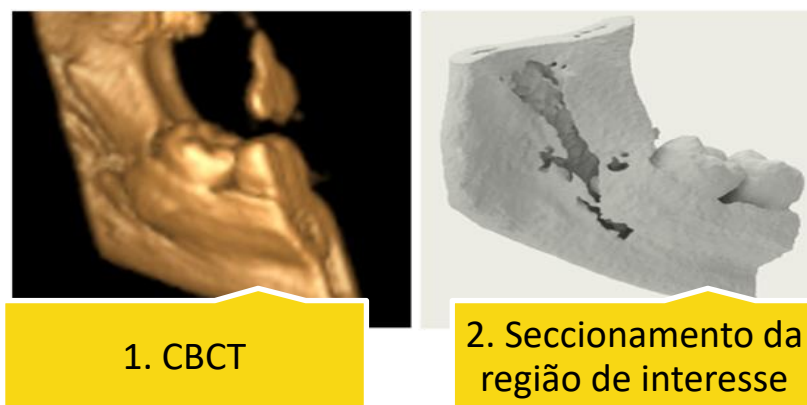


Figura 24: Fluxo proposto e realizado no caso clínico apresentado para obtenção de fragmento mandibular tridimensional

Com vantagens notórias ressalva-se neste protocolo proposto a sistematização dos procedimentos para obtenção de modelos ósseos, alicerçado num profundo conhecimento das limitações de erro intrínseco a cada *software* e meio complementar de diagnóstico, para que haja a menor discrepância entre o modelo impresso e anatomia real do local de interesse. É também necessário conhecimento relativo à impressão 3D, *software* a utilizar e área a que se destina a utilização do modelo obtido.

### **3. Obtenção de goteira oclusal:**

Se de facto, é notória uma relação efetivada entre a cirurgia oral ou a implantologia e a impressão 3D, o mesmo já não se verifica na vertente da reabilitação oclusal. A literatura é bastante limitada neste tema e, como tal, os poucos artigos disponíveis são relatos de caso, sendo estudos pilotos sobre protocolos propostos como alternativos, relativamente aos convencionais processos de fabrico de dispositivos, como o caso das goteiras oclusais.

O contexto da reabilitação oclusal no panorama da população mundial reflete que 10 a 15% da população mundial tem disfunções temporomandibulares (DTM), com potenciais repercussões físicas, psíquicas e limitações funcionais. Há várias terapias propostas para o tratamento da sintomatologia decorrente de DTM, sendo a goteira oclusal uma das opções de primeira linha e suportada por evidência científica, dentro das técnicas não-invasivas.

A goteira oclusal é um dispositivo removível com o intuito de garantir temporariamente uma oclusão equilibrada e estável. Tradicionalmente o material de eleição para a sua confecção é o acrílico e deve ser rígida.[40]

Geralmente, o processo convencional de confecção de uma goteira oclusal compreende impressões em hidrocolóide irreversível (alginato) para obtenção de um modelo de trabalho. Sobre este é adaptada uma placa de acrílico termo-moldada, para obtenção da base da goteira, que posteriormente é personalizada em laboratório por adição de acrílico. Clinicamente é sujeita a ajustes oclusais e polimentos finais. Em suma, um processo moroso e que envolve colaboração estreita entre o clínico e o técnico de laboratório.

Salmi M. *et al* descrevem um protocolo digital de fabrico de uma goteira oclusal para abordagem terapêutica das DTM, a partir de processos aditivos. O protocolo abordou a aquisição de dados indireta, através do scan dos modelos de trabalho obtidos do paciente, o desenho da goteira (CAD) mediante os modelos .STL obtidos e confecção da mesma segundo processo de estereolitografia. Os autores referem que esta tecnologia foi a selecionada pela sua precisão e ampla gama de materiais de interesse. A goteira foi impressa em resina, com distância entre camadas de 100µm com reduzido custo relativamente ao método convencional. Com um *follow-up* de utilização da mesma de 6 meses, segundo instruções de utilização convencionais, verificou-se uma boa resistência mecânica capaz de suportar as forças oclusais, assentamento semelhante ao método convencional, bem como uma precisão, segundo os autores, excelente.[8]

Shaheen E. *et al* descrevem o protocolo para obtenção de goteiras oclusais no âmbito da cirurgia ortognática, mediante processo de impressão 3D. A relevância das goteiras oclusais na cirurgia ortognática é o de transferir o planeamento pré-operatório do plano cirúrgico determinado e, o do reposicionamento das relações oclusais entre



os maxilares. Os autores referem como vantagens a produção virtual direta da goteira oclusal e consequente confecção, com um planeamento preciso, redução de tempo e melhores resultados clínicos. O estudo apresentado valida a alta precisão das mesmas com erro médio de 0,4mm, situado abaixo da margem de erro clinicamente relevante de 0,5mm. [45]

Apesar de as goteiras oclusais terem protocolos de fabrico bastante enraizados na prática clínica do médico dentista, é óbvia a existência de vantagens da sua confecção segundo processos aditivos, um método potencialmente mais rápido de produção e a custo reduzido, através do fluxo digital.

A impressão 3D abre a possibilidade da sua obtenção mais eficiente, mais rápida e com um desenho mais individualizado, o que, em última análise, permitirá obter índices de satisfação mais positivos por parte do doente, e uma redução no tempo de cadeira e consulta por parte do clínico. Este facto já era reportado e possível com a utilização da técnica de confecção por fresagem (técnica de redução), contudo a impressão 3D apresenta-se como uma alternativa no sentido de permitir mais baixo custo de produção, mantendo exatamente os mesmos padrões de adaptação, estabilidade, conforto e eficiência clínica demonstradas pelas suas antecessoras.

No caso clínico realizado, foi utilizada uma impressora estereolitográfica (Form 2, Formlabs Inc, EUA) cujo material de impressão foi a resina fotopolimerizável Clear (Formlabs Inc, EUA), que não tem certificado de biocompatibilidade de acordo com as normas internacionais *International Organization for Standardization* (ISO). Segundo as fichas técnicas do fabricante carece de cuidados especiais no manuseamento, sendo um material derivado de acrílico. Há potencial toxicidade aquando de testes aos seus componentes individualizados em animais, muito embora não haja referências a alterações mutagénicas e carcinogénicas em humanos. Tal como recomendado segundo Oskui, S.M *et al* a goteira foi exposta a luz UV de comprimentos de onda de 400nm num ambiente aquecido de 60°C.[32, 46]

Mediante a falta de certificado de biocompatibilidade para o uso na cavidade oral, enquanto dispositivo de utilização de longa duração, o seu uso foi limitado aos procedimentos descritos no presente trabalho e, consequentemente não incorreu em possibilidade de utilização contínua intra-oral. Mas serviu de prova preliminar e deixa em aberto uma linha de investigação futura.

Aquando da avaliação inicial a paciente, que apresentava previamente uma goteira acrílica auto-polimerizável obtida segundo o método convencional de termo-vácuo, reportou uma sensação de conforto adicional decorrente do assentamento passivo que se verificou, apesar de uma retenção compatível com a sua manutenção em boca. Fator este que reflete a precisão da técnica, fruto da inexistência de interferências aquando da sua colocação.

Assim, este dispositivo obtido via 3D supera potencialmente, uma limitação característica das goteiras convencionais, onde há por norma desconforto derivado da contração de polimerização do acrílico auto ou termopolimerizável. A avaliação do parâmetro anteriormente referido tem vital importância na componente da *compliance* do paciente, na medida em que uma sensação de conforto adicional poderá estimular a utilização do dispositivo.

Uma característica que também se verificou foi a rapidez na obtenção de uma goteira funcional, pois os desgastes efetuados resultaram num tempo de cadeira bastante diminuto, comparativamente ao procedimento mais tradicional de confecção de goteiras oclusais.

Foi demonstrado com este caso clínico a possibilidade de fabrico de uma goteira oclusal funcional e individualizada, cuja componente do planeamento em fluxo digital é diretamente proporcional aos ajustes oclusais a efetuar. Assim uma eficiente comunicação médico dentista-laboratório pode resultar numa goteira oclusal com pouca necessidade de intervenção do clínico, sendo assim um procedimento mais rápido e com a diminuição de ajustes manuais em ambiente de cadeira.

A obtenção de goteiras oclusais mediante prototipagem rápida é viável tecnicamente e aumenta a diferenciação das mesmas. O fluxo digital para este dispositivo apresenta ainda algumas limitações derivadas da falta de automatização de processos, muito embora a tecnologia e os materiais já permitam obter atualmente resultados clínicos bastante satisfatórios.

O fluxo realizado no caso clínico é um protocolo proposto para realização de goteira oclusal que pode ser numa impressora de baixo custo em ambiente de consultório ou laboratorial (Fig. 25).



1. Confeção de JIG e  
determinação de RC



2. Scan intra oral



3. Planeamento

Figura 25: Fluxo proposto e realizado no caso clínico apresentado para obtenção de goteira oclusal.[47]

## Conclusão:

A evolução científica, enquanto processo irreversível surpreende e intriga a nossa imaginação, mostrando-nos que aquilo que hoje é imutável, amanhã é possível. Hoje observamos que a medicina dentária não conhece fronteiras, nem disciplinas e, vemos uma integração sinérgica de áreas como a informática e a engenharia no quotidiano do médico dentista. Assim, perante os inúmeros benefícios apresentados, nas mais diversas vertentes e áreas, parece natural a adoção da impressão 3D como ferramenta de trabalho importante para médicos dentistas. As mais-valias, vantagens e superação das desvantagens parecem traduzir-se num conjunto de potencialidades que se traduzirão em mais-valias reais para clínicos, técnicos e principalmente para os pacientes, como beneficiários essenciais.

Com este trabalho avaliamos os vários passos do fluxo digital, observamos a integração das diferentes tecnologias imagiológicas e *softwares* ao serviço da medicina dentária e, com a consciência das limitações tecnológicas, produzimos dispositivos com aplicações variadas e proveitosas quer para o médico dentista, quer para os técnicos laboratoriais, quer para o paciente. Da avaliação de toda a informação aqui apresentada concluímos que:

1. A confeção aditiva apresenta-se hoje como uma alternativa válida aos restantes métodos de confeção por CAD/CAM.
2. A confeção aditiva apresenta como vantagens a obtenção de arquivo completamente informatizado, flexibilidade de tecnologias e marcas disponíveis no mercado, desperdício mínimo de material de fabrico e ainda a inexistência de relação com o bloco original.
3. A confeção aditiva apresenta como limitações atuais a dificuldade de imprimir na mesma impressora diferentes materiais, possível textura superficial inadequada, existência limitada de materiais biocompatíveis e ainda necessidade verificada de adicionar estruturas de suporte.
4. O fluxo digital para obtenção de dispositivos médico-dentários é real e possível, onde se verificou diminuição da intervenção manual comparativamente aos meios convencionais.
5. As técnicas digitais permitem a obtenção de vários dispositivos nas mais variadas áreas da medicina dentária, sendo que os produzidos no âmbito deste trabalho, apresentaram desempenhos clínicos que satisfizeram os objetivos propostos.

6. É necessário a combinação de vários *softwares* num mesmo caso clínico, o que impõe ao médico dentista a necessidade de apresentar um conhecimento amplo e variado. Assim, pode ser uma limitação para não se familiarizarem com este ambiente.
7. A intervenção do clínico pressupõe a escolha dos meios mais vantajosos para a obtenção de um fluxo digital eficiente e sistematizado que satisfaça os parâmetros clínicos para evitar adição de erro nos vários passos do fluxo de confecção.
8. São necessários mais estudos e com maior dimensão amostral, permitindo efetuar a comparação entre as diferentes tecnologias de impressão 3D e os métodos convencionais, bem como estratégias de pós-processamento comprovadas do ponto de vista toxicológico.

## Listagem de acrónimos/siglas/abreviaturas

3D – Tri-dimensional

STL – *Stereolithography*

CAD/CAM – *Computer Aided Design, Computer Aided Manufacturing*

CAD – *Computer Aided Design*

CAM – *Computer Aided Manufacturing*

PVS – Polivinilsiloxano

CEREC – *Chairside Economical Restoration of Esthetic Ceramics*

ASTM – *Associação Americana para Testes e Materiais*

SLA – *Estereolitografia*

FDM – *Modelagem por deposição de fusão*

SL – *Sinterização a laser*

CBCT – *Cone Beam Computerized Tomography*

DICOM – *Digital Imaging and Communications in Medicine*

## Listagem de figuras

Figura 1: Fotos iniciais do Modelo em estudo.	19
Figura 2: Fotos após esterilização do Modelo em estudo.	20
Figura 3: Fotos intraorais do paciente pré-tratamento.	21
Figura 4: Enceramento de diagnóstico e confecção de guia radiológica convencional.	22
Figura 5: Visualização do CBCT em iVision.	23
Figura 6: Modelo scan 3D realizado a partir da Omnicam Sirona.	24
Figura 7: Planeamento virtual.	26
Figura 8: Impressora 3D Form 2 (Formlabs Inc, EUA).	27
Figura 9: Guia cirúrgica e aplicação oral da mesma.	29
Figura 10: Enceramento de diagnóstico realizado em modelos de gesso.	30
Figura 11: Visualização do CBCT.	31
Figura 12: Visualização do modelo 3D seccionado.	32
Figura 13: Modelo 3D impresso.	33
Figura 14: Guia radiográfica assente no modelo 3D.	34
Figura 15: Visualização do CBCT em iVision (iCAT, EUA).	35
Figura 16: Visualização do modelo 3D seccionado.	36
Figura 17: Modelo 3D impresso.	37
Figura 18: Scan 3D a partir de Omnicam.	38
Figura 19: Modelo 3D da goteira oclusal em View 3D (Microsoft, EUA).	39
Figura 20: Goteira oclusal após impressão.	40
Figura 21: Goteira oclusal em ambiente intra-oral em vista frontal. Comparação relativa à superfície.	41
Figura 22: Fluxo proposto e realizado no caso clínico apresentado para obtenção de guia cirúrgica parcial.	51

- Figura 23: Fluxo proposto e realizado no caso clínico apresentado para obtenção de modelo ósseo tridimensional. 54
- Figura 24: Fluxo proposto e realizado no caso clínico apresentado para obtenção de fragmento mandibular tridimensional. 55
- Figura 25: Fluxo proposto e realizado no caso clínico apresentado para obtenção de goteira oclusal. 59



## Referências

1. Dawood, A., et al., *3D printing in dentistry*. British dental journal, 2015. **219**(11): p. 521-529.
2. Tack, P., et al., *3D-printing techniques in a medical setting: a systematic literature review*. BioMedical Engineering OnLine, 2016. **15**(1): p. 115.
3. Barazanchi, A., et al., *Additive Technology: Update on Current Materials and Applications in Dentistry*. J Prosthodont, 2017. **26**(2): p. 156-163.
4. Alghazzawi, T.F., *Advancements in CAD/CAM technology: Options for practical implementation*. Journal of prosthodontic research, 2016. **60**(2): p. 72-84.
5. Gu, G.X., et al., *Three-Dimensional-Printing of Bio-Inspired Composites*. Journal of biomechanical engineering, 2016. **138**(2): p. 021006.
6. Ripley, B., et al., *3D printing based on cardiac CT assists anatomic visualization prior to transcatheter aortic valve replacement*. J Cardiovasc Comput Tomogr, 2016. **10**(1): p. 28-36.
7. Chen, H., et al., *Quantitative Evaluation of Tissue Surface Adaption of CAD-Designed and 3D Printed Wax Pattern of Maxillary Complete Denture*. Biomed Res Int, 2015. **2015**.
8. Salmi, M., et al., *A digital process for additive manufacturing of occlusal splints: a clinical pilot study*. J R Soc Interface, 2013. **10**(84): p. 20130203.
9. *Application of Additive Manufacturing in Oral and Maxillofacial Surgery*. 2015. **73**(12): p. 2408–2418.
10. Dodziuk, H., *Applications of 3D printing in healthcare*, in *Kardiochirurgia Pol*. 2016. p. 283-93.
11. Salmi, M., *Possibilities of Preoperative Medical Models Made by 3D Printing or Additive Manufacturing*. J Med Eng, 2016. **2016**.
12. Sing, S.L., et al., *Laser and electron-beam powder-bed additive manufacturing of metallic implants: A review on processes, materials and designs*. J Orthop Res, 2016. **34**(3): p. 369-85.
13. *3D printing with polymers: Challenges among expanding options and opportunities*. 2016. **32**(1): p. 54–64.
14. Martelli, N., et al., *Advantages and disadvantages of 3-dimensional printing in surgery: A systematic review*. Surgery, 2016. **159**(6): p. 1485-500.
15. Bidra, A.S., T.D. Taylor, and J.R. Agar, *Computer-aided technology for fabricating complete dentures: systematic review of historical background, current status, and future perspectives*. J Prosthet Dent, 2013. **109**(6): p. 361-6.
16. Randazzo, M., et al., *3D printing in neurosurgery: A systematic review*, in *Surg Neurol Int*. 2016. p. S801-9.
17. Gu, G.X., et al., *Three-Dimensional-Printing of Bio-Inspired Composites*. Journal of Biomechanical Engineering, 2017. **138**(2): p. 021006.
18. Torabi, K., et al., *Rapid Prototyping Technologies and their Applications in Prosthodontics, a Review of Literature*. 2011.
19. Dehurtevent, M., et al., *Stereolithography: A new method for processing dental ceramics by additive computer-aided manufacturing*. Dent Mater, 2017. **33**(5): p. 477-485.
20. Abduo, J., K. Lyons, and M. Bennamoun, *Trends in Computer-Aided Manufacturing in Prosthodontics: A Review of the Available Streams*. Int J Dent, 2014. **2014**.
21. Miyazaki, T., et al., *A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience*. Dental Materials Journal, 2009. **28**(1): p. 44-56.
22. *Form 2 Complete pack*. 2017; Available from: <https://www.pon-to-z.pt/produto/form-2-complete-pack/>.

23. Davidowitz, G. and P.G. Kotick, *The use of CAD/CAM in dentistry*. Dent Clin North Am, 2011. **55**(3): p. 559-70, ix.
24. Ender, A., T. Attin, and A. Mehl, *In vivo precision of conventional and digital methods of obtaining complete-arch dental impressions*. J Prosthet Dent, 2016. **115**(3): p. 313-20.
25. Tsirogianis, P., D.R. Reissmann, and G. Heydecke, *Evaluation of the marginal fit of single-unit, complete-coverage ceramic restorations fabricated after digital and conventional impressions: A systematic review and meta-analysis*. J Prosthet Dent, 2016. **116**(3): p. 328-335.e2.
26. Fritzsche, G., *Cerec omnica and the virtual articulator--a case report*. Int J Comput Dent, 2013. **16**(1): p. 59-67.
27. Logozzo, S.G., Franceschco. Kilpela, Ari. Blois, Luciano, *A Comparative Analysis of Intraoral 3d Digital Scanners for Restorative Dentistry (PDF Download Available)*. 2017.
28. Kapos, T. and C. Evans, *CAD/CAM technology for implant abutments, crowns, and superstructures*. Int J Oral Maxillofac Implants, 2014. **29 Suppl**: p. 117-36.
29. Boitelle, P., et al., *A systematic review of CAD/CAM fit restoration evaluations*. J Oral Rehabil, 2014. **41**(11): p. 853-74.
30. Chia, H.N. and B.M. Wu, *Recent advances in 3D printing of biomaterials*. Journal of biological engineering, 2015. **9**(1): p. 1.
31. Zorlutuna, P., et al., *Microfabricated Biomaterials for Engineering 3D Tissues*. Adv Mater, 2012. **24**(14): p. 1782-804.
32. Oskui, S.M., et al., *Assessing and Reducing the Toxicity of 3D-Printed Parts*. 2015.
33. Khalil, W., et al., *Validation of cone beam computed tomography-based tooth printing using different three-dimensional printing technologies*. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol, 2016. **121**(3): p. 307-15.
34. Melkos, A.B., *Advances in digital technology and orthodontics: a reference to the Invisalign method*. Med Sci Monit, 2005. **11**(5): p. Pi39-42.
35. Nayar, S., S. Bhuminathan, and W.M. Bhat, *Rapid prototyping and stereolithography in dentistry*, in *J Pharm Bioallied Sci*. 2015. p. S216-9.
36. Al Mortadi, N., et al., *CAD/CAM/AM applications in the manufacture of dental appliances*. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 2012. **142**(5): p. 727-33.
37. Bidra, A.S., *Computer-aided technology for fabricating complete dentures: Systematic review of historical background, current status, and future perspectives*. 2013. **109**(6): p. 361–366.
38. Choi, J.W. and N. Kim, *Clinical application of three-dimensional printing technology in craniofacial plastic surgery*. Arch Plast Surg, 2015. **42**(3): p. 267-77.
39. *Ultimaker 2+ Impressão 3D*. 2017; Available from: <https://www.ponto-z.pt/produto/ultimaker-2/>.
40. Mora, M.A., D.L. Chenin, and R.M. Arce, *Software tools and surgical guides in dental-implant-guided surgery*. Dent Clin North Am, 2014. **58**(3): p. 597-626.
41. Kola, M.Z., et al., *Surgical Templates for Dental Implant Positioning; Current Knowledge and Clinical Perspectives*, in *Niger J Surg*. 2015. p. 1-5.
42. Ramasamy, M., et al., *Implant surgical guides: From the past to the present*, in *J Pharm Bioallied Sci*. 2013. p. S98-S102.
43. Turbush, S.K. and I. Turkyilmaz, *Accuracy of three different types of stereolithographic surgical guide in implant placement: an in vitro study*. J Prosthet Dent, 2012. **108**(3): p. 181-8.
44. *Using Dental SG Resin*. 2017; Available from: <http://support.formlabs.com/hc/en-us/articles/115000015710-Using-Dental-SG-Resin>.

45. Shaheen, E., et al., *Three-dimensional printed final occlusal splint for orthognathic surgery: design and validation*. Int J Oral Maxillofac Surg, 2017. **46**(1): p. 67-71.
46. *Clear formlabs - DataSheet*. 2017; Available from: <https://formlabs.com/media/upload/Clear-DataSheet-v2.pdf>.
47. *resina-tab-2000-liquido.jpg (264Ã—264)*. 2017; Available from: [http://www.estudiantes.com/1463-large\\_default/resina-tab-2000-liquido.jpg](http://www.estudiantes.com/1463-large_default/resina-tab-2000-liquido.jpg).

## Índice:

Agradecimentos.....	III
Resumo .....	V
Abstract .....	VII
Introdução.....	1
Material e Métodos .....	18
1. Obtenção de Guia Cirúrgica Parcial: .....	21
2. Obtenção de modelo ósseo tridimensional.....	29
3. Obtenção de modelo mandibular tridimensional.....	34
4. Obtenção de goteira oclusal.....	37
Discussão.....	42
1. Obtenção de guia cirúrgica parcial .....	47
2. Obtenção de modelo ósseo e modelo mandibular:.....	52
3. Obtenção de goteira oclusal:.....	55
Conclusão:.....	60
Listagem de acrónimos/siglas/abreviaturas .....	62
Listagem de figuras .....	63
Referências .....	65

