

Cirurgia Guiada em Implantodontia

Maria Inês Lopes Guerra

Dissertação apresentada(o) à

Escola Superior de Tecnologia e Gestão

Instituto Politécnico de Bragança

para obtenção do grau de Mestre em

Tecnologia Biomédica

Esta dissertação foi efetuada sob orientação de:

Professor Luís Queijo

Diretora Técnica Celina Falcão

Novembro de 2017

“A imaginação é mais importante que a ciência, porque a ciência é limitada, ao passo que a imaginação abrange o mundo inteiro.”
(Albert Einstein)

Agradecimentos

O presente estudo não é apenas resultado de um trabalho individual, mas sim de um conjunto de esforços que o tornaram possível e sem os quais teria sido muito mais difícil chegar ao fim desta etapa, que representa um importante marco na minha vida pessoal e profissional.

Assim, e no espaço desta secção de agradecimentos que, seguramente, não me permitirá agradecer, como devia, a todas as pessoas que, ao longo do meu Mestrado em Tecnologia Biomédica, me ajudaram, direta ou indiretamente, a realizar mais esta etapa da minha formação académica, com um profundo sentimento de reconhecido agradecimento.

Ao meu orientador, Professor Luís Queijo, expresso o meu profundo agradecimento pela orientação e apoio incondicional que muito elevaram os meus conhecimentos científicos e, sem dúvida, estimularam o meu desejo de querer sempre saber mais e a vontade constante de querer fazer melhor. Agradeço-lhe a compreensão, disponibilidade, ensinamentos e simpatia e por me ter proporcionado as condições necessárias para a elaboração da minha tese.

Agradeço à Diretora Técnica, Celina Falcão, do laboratório de prótese dentária LIBLAB de Bragança, coorientadora da minha tese, pela amabilidade em dispor do seu laboratório para o desenvolvimento de toda a parte experimental do meu trabalho, assim como todo o apoio e dedicação que me demonstrou no momento do esclarecimento de todas as minhas dúvidas apesar do seu horário demasiado preenchido, esteve sempre presente.

Ao Dr. André Ramos da Clínica Dentária Avenida por me permitir e facilitar o acesso ao caso clínico do paciente.

Expresso também a minha gratidão para com o paciente que prontamente se disponibilizou para fazer parte do estudo clínico, embora no anonimato, já que sem ele seria impossível a sua elaboração.

Agradeço à INEGI (Instituto de Engenharia Mecânica e Gestão Industrial) por me ter dado licença para utilizar nesta tese os *software MIMICS*[®] e *3-Matic*[®], sem eles seria impossível a conclusão deste estudo.

E por fim, à minha família, em especial aos meus pais, ao meu irmão, meus avós e ao meu namorado, um enorme obrigado por acreditarem sempre em mim e naquilo que faço, por toda a compreensão e por todo o amor. Espero que esta etapa, que agora termino, possa, de alguma forma, retribuir e compensar todo o carinho, apoio e dedicação que, constantemente, me ofereceram. A eles, dedico todo este trabalho.

Aos verdadeiros amigos pela força. Um bem-haja a todos.

Resumo

Esta tese de Mestrado em Tecnologia Biomédica, de natureza essencialmente experimental, foi desenvolvida no Instituto Politécnico de Bragança (IPB), no Laboratório de Prótese Dentária LIBLAB e no Brigantia *EcoPark*, ambos em Bragança.

O principal objetivo deste trabalho foi descrever os benefícios, as vantagens e desvantagens das guias fabricadas por fabrico aditivo do Brigantia *EcoPark* e a guia convencional, fabricado no Laboratório de Prótese Dentária LIBLAB, de forma a tornar menos traumáticos e mais previsíveis os procedimentos cirúrgicos para reabilitações protéticas. Entre as vantagens observadas, salienta-se a facilidade do planeamento, exatidão na colocação do implante e redução do tempo de trabalho.

A cirurgia guiada tem sido uma técnica muito eficaz na reabilitação oral com implantes, trazendo grandes vantagens tanto para o médico dentista como para o paciente e, neste sentido, pretende-se, com a revisão da literatura, identificar os aspetos atuais da cirurgia guiada para implantodontia, sendo relatado um caso clínico de reabilitação de uma mandíbula parcialmente edêntula, comparando o método convencional e o método através de fabrico aditivo.

A guia cirúrgica pode ser confeccionada de duas maneiras: através do modelo de gesso (obtido através de moldagem com alginato, com reprodução dos dentes e dos tecidos moles) ou a partir de um modelo 3D. Para obtenção do modelo 3D inicialmente fez-se a aquisição de imagens médicas bidimensionais através da TC (Tomografia Computorizada), transformando essas projeções 2D em modelos 3D, sendo estes modelos tratados por dois *software*: *software* de reconstrução 3D (*MIMICS*[®]) e *software* de desenho de prótese (*3-Matic*[®]). O modelo 3D, chamado de biomodelo, foi obtido por fabrico aditivo – PolyJet.

Não foi possível retirar uma comparação relativamente ao objetivo inicialmente proposto, na prática, uma vez que a impressão 3D do guia cirúrgico fabricado por fabrico aditivo não foi o previsto, porque existiram erros que danificaram o biomodelo e que podem ter ocorrido devido à má exportação do modelo para arquivo STL, sendo que a malha pode ter sido danificada, ou também pela má execução no *software 3-Matic*[®], que pode provocar, por exemplo, malha com buracos, arestas soltas, falta de faces, entre outros danos.

Porém, através da pesquisa bibliográfica, chegou-se à conclusão que o melhor método a implementar será através do fabrico aditivo pois permite transferir o planeamento virtual para o ato cirúrgico com excelência, reduzindo o tempo da cirurgia, proporcionando menor desconforto e dor e diminuindo o índice de insucesso.

Palavras-Chave: Fabrico Aditivo, Método Convencional, Cirurgia Guiada, *MIMICS*[®], *3-Matic*[®]

Abstract

This project of master's degree in Biomedical Technology, which is, essentially, experimental, was developed at the Polytechnic Institute of Bragança (IPB), the LIBLAB Dental Prosthesis Laboratory and the Brigantia *EcoPark*, all of them located in Bragança.

The main objective of this study was to describe the benefits, advantages and disadvantages of biomodels utilization, manufactured in the Brigantia *EcoPark* and the conventional model, manufactured in the LIBLAB Dental Prosthesis Laboratory, in order to make surgical procedures less traumatic and more predictable in prosthetic rehabilitations. Among the advantages observed, it is worth noting the easiest way of planning, the implant placement accuracy and the working time reduction.

The guided surgery has been a very effective technique in oral rehabilitation with implants, bringing great benefits to both the dentist and the patient. Along this thesis was performed a literature review, addressing the current aspects of guided surgery for implantology and reported a clinical case of rehabilitation on a partially edentulous mandible, using the traditional method versus the additive manufactured method.

The surgical guide might be made in two ways: through the claymodel (obtained through impression with alginate, with reproduction of teeth and tissues) or from a 3D model. To obtain the 3D model, we initially acquired two-dimensional medical images through CT (Computerized Tomography), transforming these 2D projections into 3D models, who were treated by two software: 3D reconstruction software (*MIMICS*[®]) and prosthesis design software (*3-Matic*[®]). The 3D model, called the biomodel, was obtained by additive manufacturing PolyJet.

It was not possible to withdraw a comparison for the purpose original objective, in practice, since the 3D printing of the additive manufactured surgical guide was not what was expected, once there were errors that have damaged the biomodel and that could have been due to poor export of the model to the STL file, a damaged mesh or, as well, to a poor implementation in software *3-Matic*[®] mesh with holes, loose edges, lack of faces, among other damages.

However, through the bibliographical research, it was concluded that the best method to implement is the additive manufacturing, since it is capable of transferring the virtual planning for the surgical procedures with excellence, reducing the time of the surgery, providing less discomfort, pain and decreasing the rate of failure.

Keywords: Additive Manufacturing, Conventional Method, Guided Surgery, *MIMICS*[®], *3-Matic*[®].

Índice Geral

Agradecimentos	i
Resumo	iii
Abstract	iv
Índice Geral.....	v
Índice de Figuras	viii
Índice de Tabelas	x
Nomenclatura.....	xi
Capítulo 1.....	13
Introdução	13
1.1. Enquadramento, motivação e objetivos.....	13
1.2. Estrutura do relatório	13
Capítulo 2.....	15
Revisão da literatura	15
Capítulo 3.....	19
Implantes dentários	19
3.1. Implantes endósseos	23
Capítulo 4.....	28
Guia Cirúrgico	28
Capítulo 5.....	34
Aquisição e tratamento de imagem médica para fabrico aditivo.....	34
5.1. Aquisição de imagem	34
5.1.1. Tomografia Computorizada	34
5.1.2. Ressonância Magnética.....	37
5.1.3. Diferenças entre a TC e a RM.....	39
5.2. Biomodelação	40
5.2.1. Software de reconstrução 3D	42
5.2.1.1. Segmentação de imagens	44

5.2.1.2.	Remoção de artefactos	46
5.2.1.3	Exportação do modelo para ficheiros STL.....	48
5.2.2.	Software de desenho de próteses	48
Capítulo 6.....		50
Fabrico aditivo		50
6.1.	Fases do processo de FA	51
6.2.	Vantagens e desvantagens	53
6.3.	Processos do FA	53
6.3.1.	Estereolitografia (SLA).....	54
6.3.2.	Sinterização seletiva por laser (SLS)	56
6.3.3.	Modelagem por extrusão de plástico (FDM)	58
6.3.4.	Impressão tridimensional-PolyJet.....	59
6.4.	Resumo das características das tecnologias de FA.....	62
Capítulo 7.....		63
Metodologia		63
7.1.	Caso clínico	63
7.2.	Guia Cirúrgico fabricado por fabrico aditivo	64
7.2.1.	Reconstrução do biomodelo 3D.....	65
7.2.1.1.	Aquisição das imagens médicas.....	66
7.2.1.2.	Importação dos arquivos DICOM.....	66
7.2.1.3.	Segmentação da região de interesse	67
7.2.1.4.	Obtenção do biomodelo 3D.....	68
7.2.1.5.	Exportação do biomodelo 3D em formato STL.....	70
7.2.2.	Projeto em software CAD	71
7.2.2.1.	Importação do biomodelo 3D em software CAD.....	72
7.2.2.2.	Análise e correção do biomodelo 3D	72
7.2.2.3.	Edição do biomodelo 3D.....	73
7.2.2.4.	Exportação do biomodelo 3D em formato STL.....	81

7.2.2.5. Programas utilizados para correção do modelo 3D	82
7.3. Impressão 3D (PolyJet)	85
7.4. Guia cirúrgico convencional.....	87
Capítulo 8.....	91
Resultados e a sua discussão.....	91
Capítulo 9.....	97
Conclusões e trabalhos futuros	97
9.1. Conclusões.....	97
9.2. Trabalhos futuros	99
Referências Bibliográficas	100

Índice de Figuras

Figura 1-Partes constituintes de um implante dentário [20].	19
Figura 2-Osteointegração [23].	20
Figura 3-Implantes dentários: a)Endósseo; b)Subperiosteal; c)Transósseo [23].	24
Figura 4-Implante tipo laminado [23].	25
Figura 5-Implantes tipo cilíndricos [23].	25
Figura 6-Primeiro procedimento cirúrgico: a)Incisão; b)Preparação do orifício no osso para receber o implante; c)Posicionamento do implante [33].	27
Figura 7-Segundo procedimento cirúrgico: a)Exposição do implante; b)Colocação da capa especial chamada de pilar curativo de fixação; c)Colocação do pilar de fixação [33].	27
Figura 8-Guia cirúrgico muco-suportado [5].	29
Figura 9-Guia cirúrgico ósseo-suportado [5].	30
Figura 10-Guia cirúrgico dento-suportado [5].	30
Figura 11-Prótese usada como guia cirúrgico [36].	31
Figura 12-Guia cirúrgico fabricado por fabrico aditivo [39].	32
Figura 13-Metodologia para aquisição de imagens TC [40].	35
Figura 14-Planos de imagem [41].	35
Figura 15-Imagens de TC [43].	36
Figura 16-Conversão da imagem médica em escala de cinzento: a) imagem original, b) efeito do tamanho dos pixels, c) tonalidades de cinzentos por pixels [40].	37
Figura 17-Imagens da RM [41].	38
Figura 18-Aparelho da RM [44].	38
Figura 19-Biomodelo virtual da mandíbula.	41
Figura 20-Biomodelo físico da mandíbula.	41
Figura 21-Ambiente de trabalho do software MIMICS®	42
Figura 22-Esquema de funcionamento do MIMICS®	43
Figura 23-a) Diversos tecidos biológicos em UTC, b)Diversos tecidos biológicos em escala de cinzentos, c)Visualização dos tons de cinza para os diversos tecidos biológicos através de uma imagem [41].	45
Figura 24-Exemplificação da segmentação de: a)tecidos moles na escala de Hounsfield com intervalo de 350 valores na escala de cinzentos, b)segmentação de tecidos moles numa vista axial, c)segmentação de tecidos duros (osso) numa vista axial [40].	45
Figura 25-Imagens do programa MIMICs: a)Imagem DICOM original, b)Imagem com a região segmentada.	46
Figura 26-Artefactos em TC: a)em estrela, b)em movimento, c)em anel [41].	47

Figura 27-Modelo 3D no software MIMICS®: a)imagem segmentada e com artefactos, b)imagem segmentada e sem artefactos.....	48
Figura 28-Principais aplicações da tecnologia FA em 2014 [54]......	51
Figura 29-Principais etapas de FA [61].	52
Figura 30-Esquema representativo do processo SLA [42].	54
Figura 31-Máquina usando a tecnologia de SLA [58]......	55
Figura 32-Esquema representativo do processo SLS [42]......	56
Figura 33-Máquina usando a tecnologia SLS [63].	57
Figura 34-Esquema representativo do processo FDM [42].	58
Figura 35-Máquina usando tecnologia de FDM [53].	59
Figura 36-Esquema representativo do processo PolyJet [65]......	60
Figura 37-Máquina usada na tecnologia PolyJet [58]......	60
Figura 38-Sistema de retenção tipo Locator (attachment) [67].	64
Figura 39-Implante SEVEN da marca Mís® [67].	64
Figura 40-Sequência de atividades para obtenção de um biomodelo 3D segundo o método proposto..	65
Figura 41-Importação de imagens médicas no MIMICS®.....	66
Figura 42-Janela para indicar ao software a orientação do modelo.Clicando em OK, o programa finalizará a fase de importação de dados e iniciará a fase de segmentação.....	67
Figura 43-Janela de visualização 2D.	67
Figura 44-Criação de máscara de segmentação.	68
Figura 45-Máscara ativa na guia de "Masks".	68
Figura 46-Janela de visualização "Calculate 3D"......	69
Figura 47-Ambiente de trabalho do MIMICS® com reconstrução 3D volumétrica dos cortes.	69
Figura 48-Biomodelo 3D segmentado.	70
Figura 49-Janelas para exportação do biomodelo em formato STL: a)STL; b)Escolha da máscara para conversão; c)Parâmetros para a conversão.	71
Figura 50-Biomodelo em formato STL.	71
Figura 51-a)Importação do biomodelo; b)Visualização do biomodelo.	72
Figura 52-Antes e depois da suavização do modelo.....	73
Figura 53-Operações do Offset.....	73
Figura 54-Criação da curva.....	74
Figura 55-Visualização da curva criada manualmente e da fronteira da mesma.....	74
Figura 56-Superfície criada.....	75
Figura 57-Modelo para estudo do guia cirúrgico.....	75

Figura 58-Espessura do cilindro	76
Figura 59-Locais escolhidos para os furos no modelo (P1 e P2).....	76
Figura 60-Operações para o comando “Point Based Pattern”	77
Figura 61-Cilindros criados no modelo.	78
Figura 62-Profundidade dos dois cilindros.....	78
Figura 63-Cilindros sem profundidade.	79
Figura 64-Cilindros sem profundidade e fora do modelo.....	79
Figura 65-Furos criados no modelo.	80
Figura 66-Cilindro 2 e cilindro 1 sobrepostos.	80
Figura 67-Furo nos dois cilindros.....	81
Figura 68-Guia cirúrgico.....	81
Figura 69-Exportação dos cilindros e do modelo.	82
Figura 70-Modelo final usando a ferramenta MeshWorks.....	84
Figura 71-Modelo depois de executado o comando repair part.....	84
Figura 72-Impressora 3D Object professional Eden260VS™ [70].....	85
Figura 73-Parâmetros para a impressão do modelo.....	86
Figura 74-Guia cirúrgico.....	87
Figura 75-Modelo inferior de gesso.....	89
Figura 76-Placa de acetato com 1.5mm de espessura.....	89
Figura 77-Modelo na máquina de vácuo.	90
Figura 78-Guia cirúrgico convencional.	90
Figura 79-Local para colocação dos implantes.....	93
Figura 80-Modelo: a)sem encaixe para a boca do paciente; b)sem furos.....	94
Figura 81-Guia cirúrgico: a)Virtual; b)Físico.....	95

Índice de Tabelas

Tabela 1-Classificação do osso residual e as respectivas ilustrações.....	21
Tabela 2-Características das diferentes tecnologias de FA.....	62

Nomenclatura

2D (Bidimensional)

3D (Tridimensional)

ABS (Acrylonitrile Butadiene Styrene)

BMP (Bitmap Image File)

CAD (Computed Aided Digital)

CAM (Computed Aided Manufacturing)

CD (Compact Disc)

CD-ROM (Compact Disc-Read Only Memory)

DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine)

DXF (Drawing Exchange Format)

FA (Fabrico Aditivo)

FDM (Modelagem por Extrusão de Plástico)

INEGI (Instituto de Engenharia Mecânica e Gestão Industrial)

JPEG (Joint Photographic Experts Group)

LIBLAB (Laboratório de Próteses Dentárias)

MHz (Megahertz)

MIMICs (Materialise's Interactive Medical Image Control System)

OBJ (Object Files)

PLY (Polygon File Format)

RM (Ressonância Magnética)

SLA (Estereolitografia)

SLS (Sinterização Seletiva por Laser)

STL (Standard Triangulation Language)

TC (Tomografia Computorizada)

TIFF (Tagged Image File Format)

UTC (Escala de Hounsfield)

UV (Raios Ultra-Violeta)

VRML (Virtual Reality Modelling Language)

Capítulo 1

Introdução

1.1. Enquadramento, motivação e objetivos

O tema do presente trabalho intitulado “Cirurgia Guiada em Implantodontia” enquadra-se no âmbito da tese final de Mestrado em Tecnologia Biomédica, no ramo de Biomecânica e Reabilitação, sendo desenvolvido no Instituto Politécnico de Bragança, no Laboratório de Prótese Dentária *LIBLAB* de Celina Falcão e no Brigantia *EcoPark*, ambos em Bragança.

Os estudos efetuados neste trabalho, na área de Implantodontia, contribuíram para aprofundar o conhecimento numa área com interesse profissional e pessoal e conhecer uma técnica adicional para a colocação de implantes, para além da técnica dita convencional, permitindo a reabilitação de pacientes com fatores anatómicos e morfológicos que dificultam a sua colocação.

A concretização deste estudo teve como objetivo descrever os benefícios, as vantagens e desvantagens de guias fabricadas por fabrico aditivo e por métodos convencionais para o planeamento e a redução do tempo da colocação de implantes em cirurgia guiada. O fabrico aditivo é uma tecnologia que permite a duplicação morfológica de estruturas anatómicas em escala real que são obtidas por meio de exames de imagem e resultam nos chamados biomodelos, que permitem a visualização tridimensional das estruturas anatómicas complexas, facilitando o planeamento pré-operatório de colocação de implantes. O método convencional é fabricado a partir do modelo em gesso e obtido através da moldagem com alginato, permitindo apenas a visualização dos dentes e dos tecidos molares, tendo como vantagem a visualização da colocação dos implantes de forma estética e funcional na prótese definitiva.

1.2. Estrutura do relatório

Para uma melhor compreensão das questões envolvidas no presente trabalho, este relatório encontra-se dividido em 9 Capítulos.

No Capítulo 1 apresenta-se uma pequena introdução, enquadramento e objetivos do trabalho.

No Capítulo 2 apresenta-se uma revisão da literatura relacionada com os estudos efetuados neste trabalho.

No Capítulo 3 abordam-se aspetos relacionados com os implantes dentários, mais propriamente os implantes endósseos.

No Capítulo 4 faz-se referência ao guia cirúrgico.

No Capítulo 5 identificam-se todos os passos necessários para a aquisição e tratamento de imagem médica.

No Capítulo 6 abordam-se todos os aspetos relacionados com o fabrico aditivo, como as fases deste processo, as vantagens e desvantagens e os 4 principais processos desta tecnologia.

No Capítulo 7 são descritos os materiais e métodos utilizados na realização dos procedimentos experimentais relativos à fabricação do guia cirúrgico fabricado por fabrico aditivo e por fabrico convencional.

O Capítulo 8 apresenta os resultados e sua discussão relativos à fabricação de dois tipos de guias cirúrgicos.

Por fim, no Capítulo 9 são dadas a conhecer as conclusões alcançadas com este estudo e apresentadas perspectivas de trabalho futuro que permitam dar continuidade ao trabalho apresentado.

Capítulo 2

Revisão da literatura

Com o intuito de realizar esta tese, foram pesquisados vários autores sobre a temática em estudo, realizando-se uma breve revisão da literatura, tendo em conta todos os aspetos relevantes.

A osteointegração (união estável e funcional entre o osso e o implante dentário) é necessária nos procedimentos cirúrgicos para a colocação de implantes dentários, pelo que as limitações anatómicas e a resolução protética incentivam os especialistas a procurar por uma maior precisão no planeamento e no posicionamento cirúrgico dos implantes [1].

O sucesso da reconstrução protética de pacientes, total ou parcialmente desdentados depende do planeamento pré-cirúrgico. Um adequado planeamento e a interação entre o médico dentista e o protésico são imprescindíveis, o médico dentista avalia a quantidade de osso para a colocação do implante através da RM (Ressonância Magnética) ou TC (Tomografia Computacional) e o protésico efetua o desenho da prótese desejada, avalia a posição intraoral e a estética e, frequentemente, fabrica o guia cirúrgico para posicionamento do implante em compatibilidade com as necessidades protéticas [2][3].

Mais importante que a definição do tipo de componente a ser utilizado numa situação clínica é o planeamento do caso no que diz respeito ao tipo de prótese que se deseja confeccionar, ao correto posicionamento tridimensional dos implantes, à quantidade/distribuição dos implantes ao longo da arcada e à adequada escolha do tipo de implantes [4].

O objetivo da terapia, com implantes dentários, é a restauração previsível e precisa da dentição do paciente, que cada vez mais são a primeira opção para a reposição dos dentes, tanto por parte dos pacientes como dos profissionais [5]. Existem inúmeras vantagens do tratamento de reposição dentária, através de próteses sobre implantes, no entanto, existem três vantagens que merecem especial destaque, entre elas: a preservação da estrutura óssea; a preservação biológica dos dentes adjacentes ao espaço protético e por fim a estética [6].

O guia cirúrgico é um aplicativo importante para o tratamento com implantes osteointegrados, tendo como finalidade a obtenção de um resultado final aceitável [7] e tem como principal finalidade proporcionar um posicionamento ideal dos implantes, além de

otimizar os resultados biomecânicos, estéticos e fonéticos das próteses implanto-suportadas [8].

Este aplicativo é usado tanto para a avaliação radiográfica durante o planeamento da posição do implante, quanto para o procedimento cirúrgico, promovendo assim, uma ótima localização dos implantes em pacientes parcialmente edêntulos [7].

Neste trabalho o guia cirúrgico foi fabricado de duas maneiras: a partir do modelo em gesso, (guia cirúrgico convencional) obtido através da moldagem com alginato, com reprodução de dentes e dos tecidos moles, e a partir de um modelo 3D, (guia cirúrgico fabricado por fabrico aditivo) obtido através de tomografia computadorizada que posteriormente será interpretado por um programa de tratamento de imagem, sendo uma reprodução quase fiel dos tecidos ósseos dos maxilares, em escala real de 1:1.

Em 2004 foram realizados vários estudos que comparavam os guias cirúrgicos convencionais com os guias cirúrgicos fabricados através de fabrico aditivo realizando também, a comparação entre o planeamento do posicionamento dos implantes, através destas duas técnicas. Concluíram que, a utilização dos guias cirúrgicos fabricados por fabrico aditivo apresentam vantagens como a exatidão do planeamento cirúrgico e a redução dos problemas relacionados com a dimensão e densidade óssea; a cirurgia ocorria em menor tempo e com maior eficiência e oferecia benefícios biológicos e terapêuticos que simplificavam o manuseamento anatómico-cirúrgico, sendo que a colocação do implante era melhorada [9].

Assim como os implantes revolucionaram as reabilitações dentárias, a tecnologia dos programas computacionais, associada à aquisição de imagens médicas (ressonância magnética ou a tomografia computacional), geravam imagens tridimensionais de alta qualidade que permitiam a visualização, análise e manipulação de estruturas anatómicas. A referida tecnologia permitia aos profissionais nesta área uma melhor e maior interatividade no planeamento virtual dos implantes dentários [10][11].

Para que seja possível visualizar as imagens por aparelhos, que não os da aquisição, é necessário que estas imagens bidimensionais sejam convertidas para um formato *standard*, o DICOM (*Digital Imaging and Communications in Medicine*), sendo ainda necessário que se transformem em modelos tridimensionais, através da conversão para o formato STL (*Standard Triangulation Language*), apropriado à tecnologia de fabrico aditivo [11]. Estudos prospetivos a respeito de casos individuais, têm demonstrado que os modelos 3D apresentam vantagens no diagnóstico, na promoção de troca de informação eficaz entre os

profissionais, nos esclarecimentos aos pacientes, no planeamento da técnica cirúrgica, na redução do tempo de operação e ainda na morbidade do paciente [1][10][12].

É possível programar com grande fiabilidade intervenções cirúrgicas e preparar com mais tempo próteses e implantes nas zonas danificadas, devido aos meios de diagnósticos existentes na Medicina, que permitem recolher imagens e transformá-las em *CAD 3D* [13]. Neste trabalho pretendemos selecionar, através de imagens reais, partes para a produção de próteses e implantes à medida do paciente (*customized*) recorrendo a *software* comprados pelo INEGI, o *MIMICS*[®] e o *3-Matic*[®]. O *MIMICS*[®] é um *software* de reconstrução 3D, sendo de dedicação exclusiva à biomodelação de imagens médicas bem como para a criação de modelos 3D, já o *3-Matic*[®] é um *software* de desenho de próteses, criando próteses à medida do paciente.

Para o fabrico dos modelos 3D são necessárias duas etapas, a virtual (modelação e simulação), com a criação de um modelo computacional; e o processo físico, onde se realiza a fabricação do biomodelo [14]. Existem várias tecnologias do fabrico aditivo que são utilizadas para a sua confeção, nomeadamente:

- Estereolitografia (SLA);
- Sinterização Seletiva por Laser (SLS);
- Modelagem por extrusão de plástico (FDM);
- Impressão Tridimensional-PolyJet.

Segundo vários estudos, as vantagens da utilização dos biomodelos, obtidos através da técnica de fabrico aditivo são a redução do tempo cirúrgico e da dose de anestesia; a redução do custo da cirurgia; a facilidade de comunicação entre o profissional e o paciente; a eliminação de fases de risco para o paciente; a prevenção de estágios em que há riscos de infeção para o mesmo; a obtenção de resultados funcionais e estéticos mais significativos; a análise da condição anatómica do paciente e também a simulação real do procedimento, evitando ou diminuindo eventuais complicações durante o procedimento cirúrgico [15][16][17].

Para este trabalho, o fabrico do guia cirúrgico será realizado recorrendo às tecnologias de fabrico aditivo, nomeadamente, Impressão Tridimensional-PolyJet, que produz biomodelos anatómicos por intermédio de um sistema de jato de tinta para deposição de resina sobre uma plataforma de construção. Após a deposição do material, uma luz ultravioleta cura essa camada de construção [18]. Esta tecnologia permite também a obtenção

de guias cirúrgicos, aprimorando aquelas obtidas de modo convencional, muito utilizadas na cirurgia de colocação de implantes.

Estudos efetuados mostraram que o fabrico aditivo, para o fabrico de guias cirúrgicos, auxiliado por computador, pode ser usado para a colocação de implantes, porém, esta técnica requer algumas melhorias no que diz respeito à estabilidade do guia cirúrgico durante a cirurgia, sendo necessário ainda ter em conta os custos inerentes a todo este processo [19].

Poder-se-ia alargar a revisão da literatura aqui apresentada, no entanto, considera-se suficiente para a compreensão dos trabalhos apresentados nesta tese.

Capítulo 3

Implantes dentários

Na década de 1980, a colocação de implantes era concretizada apenas com base no osso residual disponível, em que os implantes colocados desta maneira frequentemente apareciam numa posição bucal ou lingual, causando alterações a nível estético, sendo por vezes impossíveis de resolver. Com a evolução tecnológica, foram desenvolvidos novos conceitos e métodos, devido aos problemas associados e a compromissos funcionais da prótese final, pelo que considerou-se em primeiro lugar a prótese e posteriormente a cirurgia [5].

O objetivo do tratamento com implantes dentários é a restauração previsível e precisa da dentição do paciente. A introdução recente de novas tecnologias de diagnóstico e de plano de tratamento 3D, proporcionaram melhor abordagem para o planeamento e colocação de implantes dentários, em equipa. Assim, na cirurgia guiada deverá ser feito um planeamento inverso, elaborando-se inicialmente um plano de restauração protético, através do diagnóstico do alinhamento dentário em que esteja indicada a anatomia dentária e, decidindo posteriormente o local para aposição dos dentes a serem substituídos [5].

Na reabilitação dentária com implantes, torna-se imperativo planear minuciosamente a pré-cirurgia, considerada como um requisito importante para o resultado de sucesso e inclui considerações anatómicas e protéticas para a posição precisa dos implantes [5].

O implante dentário, (Figura 1), consiste num substituto artificial da raiz natural do dente, através da utilização de uma pequena peça de titânio, metal biocompatível, que cicatriza no osso e se osteointegra, que permite substituir dentes perdidos [20][21].



Figura 1-Partes constituintes de um implante dentário [20].

A prótese é colocada por cima do implante: através do pilar, é obtido um ajuste perfeito com a coroa, em ponte de cerâmica ou prótese completa para todo o maxilar, devolvendo assim ao doente a função de mastigação e a estética dentária [20][21].

Existem várias indicações para a utilização do tratamento com implantes nomeadamente a restauração estética dental, a restauração da função dental perdida: mastigação e discurso, a manutenção do espaço e estabilidade oclusal, a ancoragem ortodôntica, o conforto e, por fim, a preservação do osso e prevenção da atrofia por falta de uso após a perda dentária [22].

Para além das indicações para o tratamento com implantes, existem alguns aspetos que devem ser considerados na aplicação desta técnica, a saber [22]:

- a. Osteointegração;
- b. Estabilidade primária e secundária;
- c. Densidade do osso/ tipo de osso;
- d. Tensão.

a. Osteointegração

A osteointegração, (Figura 2), é definida através de um ponto de vista macroscópico e microscópico, como a aposição íntima do osso neoformado e reformado, em congruência com as fixações, para que não haja interposição de tecido conjuntivo ou fibroso, sendo o osso capaz de suportar as cargas fisiológicas normais, em que o material do implante passa a ser uma extensão do próprio osso [23].

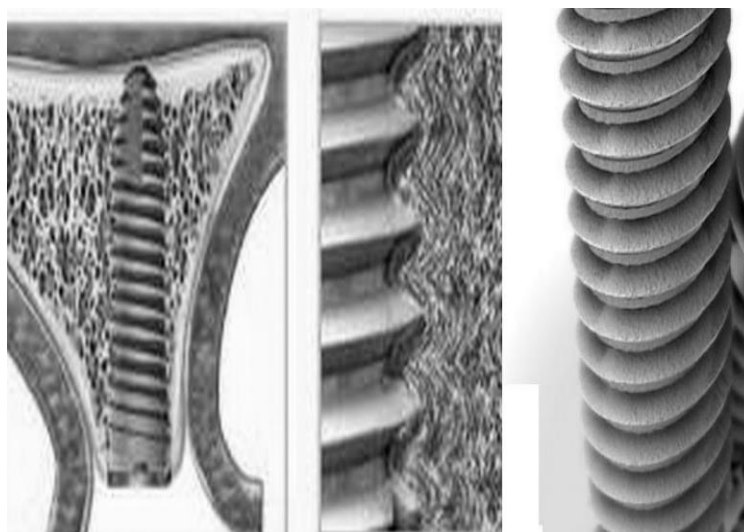


Figura 2-Osteointegração [23].

A osteointegração representa uma conexão direta entre o osso e o implante sem a interposição de camadas de tecido, ou seja, a capacidade que alguns materiais apresentam para criar uma afinidade biomecânica com o osso [20][24].

Há uma série de fatores importantes que devem ser controlados para se alcançar a osteointegração do implante, nomeadamente a biocompatibilidade; o desenho do implante; as condições da superfície do implante; a técnica cirúrgica utilizada para instalação dos implantes e por fim, as condições das cargas aplicadas sobre o implante após a sua instalação, que necessitam ser controlados para resultar na osteointegração do implante [24].

b. Estabilidade primária e secundária

A estabilidade primária é um parâmetro prognóstico para o sucesso da osteointegração, e para que ocorra, é necessária uma adaptação mecânica imediata entre o osso e o implante, estando dependente da sua macroestrutura e da qualidade da sua base óssea [23].

A estabilidade secundária é a fixação secundária, obtida durante o processo cicatricial e de reformação óssea na interface osso-implante e está dependente da estabilidade primária.

c. Densidade do osso/tipo do osso

O osso residual pode ser classificado em quatro tipos, como mostra a Tabela 1[23].

Tabela 1-Classificação do osso residual e as respetivas ilustrações.

Tipo de osso	Classificação	Imagem
Osso tipo I	Espesso, denso e homogéneo	
Osso tipo II	Cortical espessa e trabeculado denso	
Osso tipo III	Cortical fina mas trabeculados denso	
Osso tipo IV	Pouco denso, cortical muito fina e trabéculas laxas	

d. Tensão

A tensão é uma medida da intensidade das forças internas que atuam entre as partículas de uma secção transversal imaginária de um corpo de material deformável.

É essencial promover a realização de mais estudos que abordem as forças funcionais, tipo e magnitude de carga e tensão transferida aos tecidos circundantes, em implantes dentários, para um melhor entendimento do desempenho mecânico do implante e do tecido circundante [25].

A localização e magnitude das forças oclusais afetam a qualidade e a quantidade de tensão induzidas em todos os componentes do complexo prótese-implante-osso, em que os implantes estão sujeitos a várias magnitudes e direções de forças durante o seu funcionamento, transferindo as cargas oclusais aos tecidos biológicos circunvizinhos, sendo um fator crítico para a longevidade do implante. O objetivo do seu desenho funcional deve ser controlar as cargas biomecanicamente (através da dissipação e distribuição), pelo que o estudo da tensão em implantes deve incluir não somente forças verticais e horizontais, mas também as forças combinadas ou oblíquas, pois estas representam sentidos reais da mastigação e podem produzir forças maiores que causem grandes danos ao osso cortical [25].

Em termos gerais, o tratamento com implantes dentários inclui 4 fases, a fase de planificação; a fase cirúrgica; a fase restauradora e a fase de manutenção [21][22].

- a) A fase de planificação poderá ser mais ou menos complexa dependendo da situação inicial. No entanto, e em termos gerais implica o estudo do caso do paciente (exame clínico e radiográfico), bem como a realização de outros tratamentos dentários para conseguir alcançar uma boa saúde oral prévia ao tratamento com implantes;
- b) A fase cirúrgica implica a realização de uma cirurgia com vista à colocação do implante (raiz artificial) em contacto direto com o osso. No entanto pode surgir a necessidade de realizar outras cirurgias dependendo do caso clínico do paciente;
- c) A fase restauradora pode ser realizada no mesmo dia da cirurgia ou até 6 meses após a mesma, dependendo do caso clínico, consistindo num conjunto de procedimentos necessários à confeção da prótese a colocar sobre os implantes.

O conjunto de procedimentos pode implicar várias consultas, para alcançar uma função estética adequada a cada caso clínico;

- d) A fase de manutenção é talvez a mais importante de todo o tratamento porque é aquela que permite que tudo o que até aqui foi realizado se mantenha em bom estado ao longo da vida. Não se pode pensar que uma vez terminada a fase restauradora o tratamento está terminado. Na verdade, é a partir daqui e dos cuidados de higiene oral realizados pelo paciente e pelo médico dentista que vai depender a duração e qualidade do tratamento realizado.

Existem momentos que são críticos no processo de criação e manutenção do osso saudável à volta do implante, sendo identificadas fases de cicatrização específicas, para que se consiga uma osteointegração a longo prazo, nomeadamente [26]:

- Perfuração óssea para a realização do leito implantar;
- Cicatrização óssea;
- Presença de osso maduro na interface osso-implante;
- Colocação da prótese com início da transmissão de cargas ao implante;
- Reabsorção do osso existente à volta do implante sendo substituído pelo tecido conjuntivo fibroso;
- Calcificação do tecido conjuntivo;
- Remodelação do osso neoformado;
- Presença de osso maduro na interface osso-implante;
- Manutenção do osso com controlos de higiene e eliminação de parafunções e desarmonias oclusais.

3.1. Implantes endósseos

Os implantes dentários produzidos até 2015 podem ser divididos em três grandes grupos: os implantes endósseos (Figura 3a)); os implantes subperiostais (Figura 3b)) e os implantes transósseos (Figura 3c)). Na presente tese e respeitando os objetivos previamente definidos, serão só abordados os implantes endósseos.

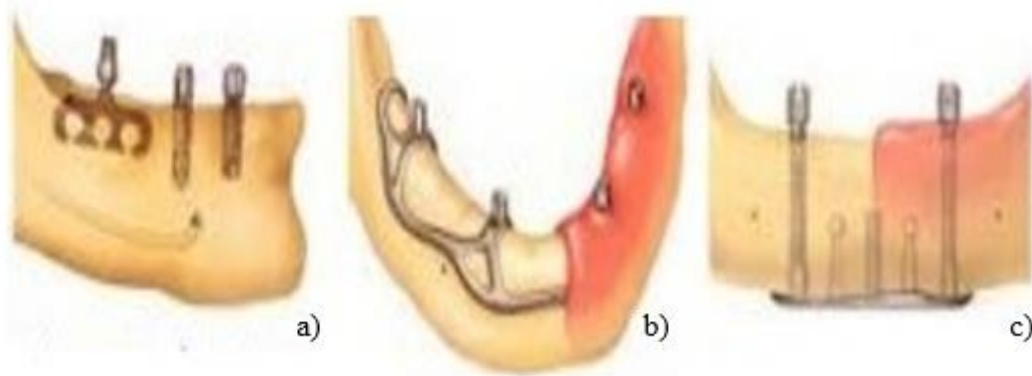


Figura 3-Implantes dentários: a)Endósseo; b)Subperiosteal; c)Transósseo [23].

Os implantes endósseos são implantes que estão completamente inseridos na base óssea. A classificação dos implantes endósseos podem ser concetualizada relativamente à [23]:

- a. Geometria e acabamento da superfície;
- b. Fixação ao osso;
- c. Fases cirúrgicas.

a. Geometria e acabamento da superfície

Os implantes endósseos podem ser divididos em dois subgrupos: o grupo dos implantes laminados (implantes de extensão) e o grupo dos implantes cilíndricos (exibindo simetria de rotação) [27][28].

Os implantes do tipo laminados, (Figura 4), são inseridos na base óssea tanto na mandíbula como na maxila através da confecção de uma fenda cirúrgica do tamanho proporcional à anatomia da região implantada, o implante é inserido e adaptado por justaposição. Pela falta de contacto entre o osso e a superfície do implante, é desenvolvido um encapsulamento fibroso das peças implantadas [28].

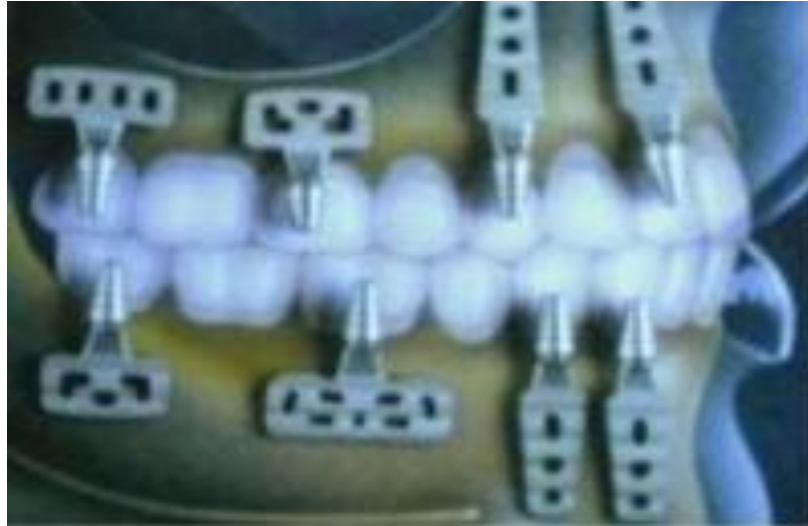


Figura 4-Implante tipo laminado [23].

Os implantes do tipo cilíndrico, (Figura 5), representam atualmente a maioria dos implantes que são comercializados na implantodontia. A técnica e inserção cirúrgica baseia-se na mínima agressão à base óssea no transoperatório, viabilizando que o osso basal com células vitais contate diretamente com a superfície do implante, sem necessidade de encapsulamento fibroso [28].



Figura 5-Implantes tipo cilíndricos [23].

b. Fixação ao osso

O crescimento ósseo ao redor da superfície do implante ocorre através de um processo gradual de mineralização direcionado para o implante, não tendo o seu início na sua superfície, pelo que a superfície maquinada do titânio pode ser considerada como uma

superfície permissiva para a mineralização gradual do osso, mas não como uma superfície ósseo-indutora. Para que a osteointegração ocorra de maneira mais acelerada, os implantes devem induzir respostas positivas das células ao redor do implante e dos tecidos, assim como assegurar a adesão celular [29].

É importante salientar que nenhum material para implante cirúrgico demonstra ser completamente livre de reações adversas no corpo humano.

Existem quatro tipos de implantes para a fixação ao osso [30]:

- Implantes do tipo 1: feitos de material inerte e que não fazem nenhuma ligação com o osso. A interface osso/implante consiste em tecido fibroso e este tipo de implante não apresenta estabilidade a longo prazo;
- Implantes do tipo 2: são implantes porosos, o osso cresce pelas reentrâncias, promovendo assim uma fixação mecânica. A ligação com o osso é mais complexa e envolve fatores mecânicos e de bioatividade;
- Implantes do tipo 3: são implantes bioativos e formam ligação com o osso através de reações químicas na interface do tipo intermediária entre os implantes reabsorvíveis e os bioinertes;
- Implantes do tipo 4: são implantes reabsorvíveis, que após algum tempo de inserção são substituídos pelo osso.

c. **Fases cirúrgicas**

A colocação dos implantes pode ser feita através de dois tipos de cirurgia:

- a) Cirurgia de um estágio;
- b) Cirurgia de dois estágios.

Nos implantes de um estágio (sem cirurgia de reabertura), existe uma única fenda localizada entre o corpo do implante e a conexão protética que estará distante da crista óssea alveolar, próximo da margem gengival, preferencialmente dentro do sulco perimplantar. O implante permanece sem carregamento durante o período de regeneração óssea até que seja inserida a prótese sobre a porção do implante que está exposta, sendo um sistema utilizado principalmente em substituições de dentes unitários [31][32]. Nos implantes de dois estágios, são necessários dois procedimentos cirúrgicos, no primeiro procedimento instalam-se os implantes no osso (Figura 6), que permanecem protegidos de solicitações mecânicas e de interações com o meio exterior, enquanto, o tecido ósseo se regenera. O

período de regeneração varia de 16 a 18 semanas para a mandíbula e 20 a 24 semanas para a maxila.



Figura 6-Primeiro procedimento cirúrgico: a)Incisão; b)Preparação do orifício no osso para receber o implante; c)Posicionamento do implante [33].

Após este período de espera, é realizada uma segunda cirurgia para a exposição do implante (cirurgia de reabertura), (Figura 7) e de seguida a prótese é fixada sobre o implante [31][32].



Figura 7-Segundo procedimento cirúrgico: a)Exposição do implante; b)Colocação da capa especial chamada de pilar curativo de fixação; c)Colocação do pilar de fixação [33].

Ambos os tipos de implantes apresentam vantagens e desvantagens quanto ao seu uso, porém os implantes de dois estágios são os mais utilizados atualmente e, apresentam maior acompanhamento clínico reportado na literatura odontológica [28].

Capítulo 4

Guia Cirúrgico

O guia cirúrgico é um dispositivo utilizado durante a cirurgia para orientar a colocação dos implantes, identificando os cuidados pré-operatórios para o planejamento dos melhores sítios e angulações dos implantes [8].

O planejamento estético e funcional do paciente pode ser transformado num modelo 3D, permitindo a identificação dos locais específicos para a cirurgia através da tomografia computacional, sendo transferido para o ato cirúrgico, avaliando a anatomia do paciente relativamente ao local onde são colocados os implantes [8].

Para transferir a posição, previamente planeada, dos implantes para a boca do paciente por meio do guia cirúrgico, é importante o planejamento virtual pré-operatório, que pode ser fabricado manualmente num laboratório, ou fabricado pela tecnologia *CAD/CAM* [34].

Um guia cirúrgico é a união de dois componentes: a superfície de contacto e os cilindros guia, em que a superfície de contacto encaixa no elemento da gengiva como na mandíbula (osso, dente) e os cilindros, como guias de perfuração, ajudam na transferência do planejamento, guiando a fresa na localização e angulação exatas. O implante deve ser colocado de maneira a que as laterais e a parte inferior estejam completamente cobertas por osso ou por material de substituição óssea. Após isto, tem que se ter cuidado para que nenhuma estrutura anatómica vizinha seja danificada, especialmente, o nervo mandibular e a membrana de *Schneider* do seio maxilar, e a posição do implante deve estar de acordo com a restauração protética desejada [10].

A utilização do guia cirúrgico é sustentado nos objetivos seguintes [8]:

1. Fornecer ao médico dentista a localização mais precisa dos locais ideais para os implantes e para os pilares protéticos para definir o perfil de emergência da prótese final. Para a determinação da angulação e localização dos implantes é necessário seguir os critérios de estética, a morfologia oclusal e os princípios biomecânicos, obtidos através do diagnóstico feito previamente ao ato cirúrgico.
2. Direcionar as brocas durante a fresagem óssea. Para que seja eficaz, o guia tem que estar fixado nos dentes ou na mucosa adjacente.
3. Servir como localizador no segundo estágio cirúrgico, com o objetivo de determinar o local ideal dos implantes submersos.

4. Fornecer a orientação de locais alternativos para os implantes, uma vez que a morfologia óssea real não é compatível com a obtida em exames complementares.

Estes objetivos podem ser atingidos de modo mais eficiente quando o guia cirúrgico apresenta fidelidade dimensional, é suficientemente rígido e está firmemente suportado pelo rebordo ou pela dentição residual.

Existem três tipos de guias cirúrgicos, os muco-suportados, os ósseo-suportados e os dento-suportados.

Os guias muco-suportados, (Figura 8), são fixadas pela mucosa e são usados principalmente em pacientes totalmente desdentados.



Figura 8-Guia cirúrgico muco-suportado [5].

Para o uso destes guias é importante ter registros precisos da mordida, para assegurar o posicionamento e a colocação precisa e segura dos parafusos de estabilização antes da colocação dos implantes, pois durante a perfuração e inserção do implante, na fase cirúrgica, estes parafusos estabilizam os guias e diminuem o movimento [5].

Os guias ósseo-suportados, (Figura 9), podem ser usados em pacientes, total ou parcialmente desdentados, sendo o seu uso primário em desdentados totais com presença de atrofia da crista e quando o assentamento desta guia é questionável.



Figura 9-Guia cirúrgico ósseo-suportado [5].

Quando se usam este tipo de guias é necessário um retalho extenso para se expor o osso nos locais a implantar e nas áreas adjacentes e obter um assentamento íntimo da guia com a crista óssea [5].

Os guias dento-suportados, (Figura 10), são utilizadas em pacientes parcialmente desdentados e são fixados pelos dentes presentes na arcada, o que lhes confere um ajuste preciso.



Figura 10-Guia cirúrgico dento-suportado [5].

Existem duas maneiras diferentes de confeccionar um guia cirúrgico: a partir do modelo em gesso, (guia cirúrgico convencional) obtido através da moldagem com alginato, com reprodução de dentes e dos tecidos moles, e a partir de um modelo 3D (guia cirúrgico fabricado por fabrico aditivo).

Os guias cirúrgicos realizados pelo método convencional são guias que surgem através das informações fornecidas pelos guias pré-radiográficos e tomográficos e, maioritariamente, servem somente para marcar o ponto de emergência do implante e não a angulação da sua trajetória.

A reprodução dos dentes da futura prótese do paciente, através de um aparelho removível que se adapte perfeitamente à área cirúrgica, tornou-se um pré-requisito fundamental para o futuro sucesso protético. Assim, e muitas vezes, para esse fim, são utilizadas as próprias próteses do paciente, com a referência aproximada da colocação dos dentes, facilitando a colocação estética e funcional dos implantes (Figura 11). Contudo, algumas condições devem ser respeitadas para que os guias sejam realmente utilizados e não se transformem num transtorno para o cirurgião [35].



Figura 11-Prótese usada como guia cirúrgico [36].

Estes guias apresentam algumas limitações que podem dificultar a obtenção de resultados estéticos e funcionais satisfatórios, nomeadamente, pelos modelos de estudo, sobre os quais são fabricados estes guias, que fornecem uma representação rígida e funcional dos tecidos moles que recobrem o rebordo alveolar, impossibilitando a visualização da anatomia óssea da região estudada e, conseqüentemente, inviabilizando a escolha de uma orientação definitiva para os implantes [37].

Os guias cirúrgicos de fabrico aditivo (Figura 12), são fabricados a partir de um planeamento virtual, realizado num programa de manipulação de imagens e posteriormente produzido por fabrico aditivo. As atuais cirurgias guiadas são uma evolução dos guias tradicionais aliados aos dados obtidos pelas tomografias e posterior manipulação desses

dados nos programas computadorizados específicos, tanto para a obtenção de um guia cirúrgico como de um biomodelo [38].



Figura 12-Guia cirúrgico fabricado por fabrico aditivo [39].

Os referidos guias requerem digitalização tomográfica 3D e *software* programados para auxiliarem no planeamento e diagnóstico em que o que foi planeado para o paciente é transferido para estes guias. Esta abordagem permite o desenvolvimento de um novo protocolo terapêutico que inclui o planeamento do caso baseado em dados 2D e 3D e também a transferência do planeamento dos implantes para a boca do paciente através do uso de um guia cirúrgico prototipado e customizado [34].

Os guias cirúrgicos fabricados por fabrico aditivo são utilizados para a realização de uma cirurgia sem retalho. Nestes guias, são instalados cilindros metálicos que servirão, no momento da cirurgia, de suporte para os guias de brocas que orientam a correta posição e inclinação nas perfurações, além de permitirem o fabrico de um modelo de trabalho prévio à cirurgia. O diâmetro dos guias corresponde ao diâmetro das brocas, assim é garantida a precisão do sistema. Neste modelo de trabalho, pode-se fabricar a prótese provisória ou permanente do paciente e para uma melhor estabilidade, o guia é fixado por pinos de ancoragem, a permitir a desocclusão, para que a mordida em silicone seja retirada e se inicie a instalação dos implantes. Durante a fase cirúrgica é essencial que o guia fabricado por fabrico aditivo se mantenha perfeitamente adaptado, sem possibilidades de alteração de posição durante a fixação [10].

Os guias cirúrgicos, permitem a transferência do enceramento de diagnóstico de restauração protética, para o atual planeamento implantar, tendo como vantagens, o aumento da precisão do posicionamento do implante; a redução do tempo e dos erros

cirúrgicos e por fim, um melhor prognóstico para o paciente, visto que a cirurgia é minimamente invasiva. Como desvantagens, não permitem o uso de técnicas como a expansão da crista alveolar; não consideram as condições da mucosa; perde-se a referência tátil e por fim, a profundidade de fresagem precisa não é alcançada [5].

Um bom guia cirúrgico deve apresentar boa estabilidade; boa adaptação; correta fixação; facilidade em ser utilizado; auxílio na técnica cirúrgica; imitar a prótese planeada; proporcionando forma estética e oclusal; ser rígido; transparente e localizar os marcadores o mais próximo possível da crista [3].

Capítulo 5

Aquisição e tratamento de imagem médica para fabrico aditivo

5.1. Aquisição de imagem

A primeira etapa para o projeto de próteses por fabrico aditivo é a aquisição das imagens médicas, sendo aconselhável a obtenção de um volume único de todo o segmento a ser estudado, utilizando cortes finos. A exposição do paciente à radiação emitida é um fator limitador que o radiologista deve ter em conta escolhendo o melhor protocolo de obtenção, procurando assim um equilíbrio entre a dose de radiação e a qualidade do protótipo.

Com o avanço destes processos de aquisição de imagens médicas tornou-se possível gerar imagens tridimensionais que permitem a visualização, manipulação e análise das diversas estruturas anatómicas e funcionais do organismo, retirando-lhes informações clinicamente relevantes.

As imagens são obtidas pelas duas técnicas mais usadas nos dias de hoje, a TC (Tomografia Computorizada) e a RM (Ressonância Magnética).

5.1.1. Tomografia Computorizada

A técnica de tomografia computadorizada é baseada na emissão de raios-X (radiação ionizada) através de cortes do corpo e da respetiva medição da quantidade de energia absorvida. A quantidade de energia absorvida por um corte do corpo humano de espessura conhecida é proporcional à densidade do tecido do corpo [40].

A TC é uma técnica utilizada para obtenção de uma imagem diagnóstica de uma camada específica de tecido ou objeto, que é sobreposta por outros tecidos ou objetos e é o ponto de partida para a obtenção de biomodelos através da técnica de fabrico aditivo [17].

Porém, considerada como uma técnica não-invasiva, deve ser minimizada a exposição à radiação, principalmente dos olhos, tireoide e gónadas, pois estes tecidos são bastante sensíveis. A aquisição de dados processa-se da seguinte forma (Figura 13) [40]:

1. O paciente é deitado numa mesa móvel de barriga para cima;
2. A mesa move-se através de uma sonda circular rotacional;

3. Através do dispositivo circular são projetados raios e no lado oposto desta projeção mede-se a intensidade restante dos raios, dando origem a imagens com diferentes tonalidades de cinzento, cada um correspondente a diferentes densidades dos tecidos.

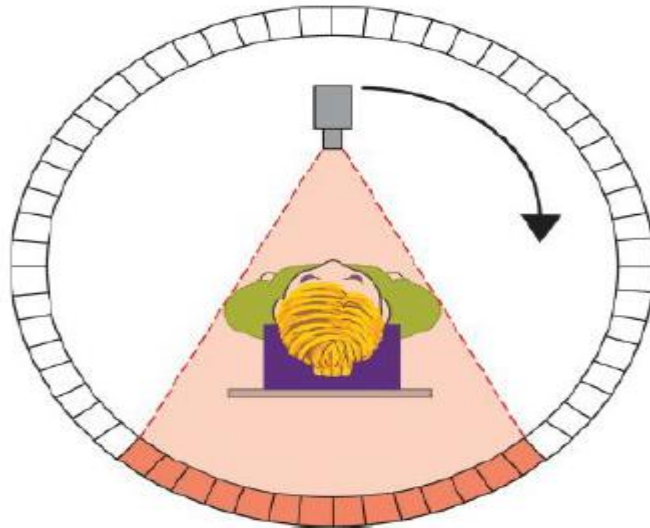


Figura 13-Metodologia para aquisição de imagens TC [40].

As imagens são obtidas em três planos perpendiculares entre si, (Figura 14), os planos axial, sagital e frontal e, posteriormente, com a ajuda de um *software* específico, é possível reconstruir o modelo 3D [40][41].

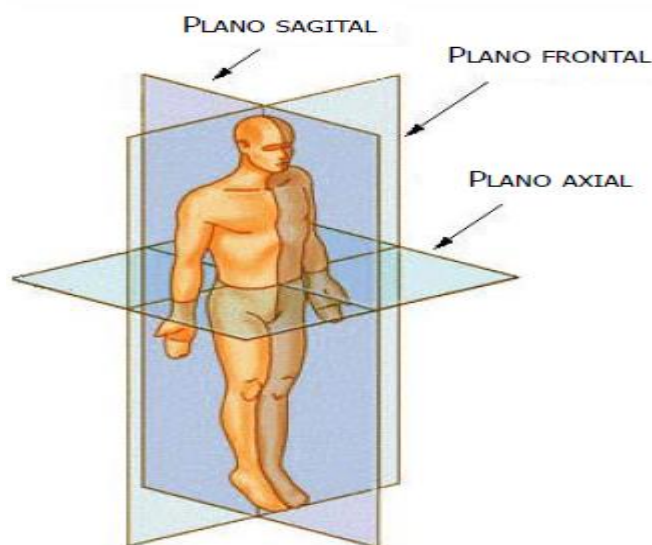


Figura 14-Planos de imagem [41].

O computador gera uma imagem em tons de cinzento e cada tonalidade corresponde a uma densidade local, que vai desde o preto indicando a densidade do ar até ao branco representando o osso. Os ossos são muito mais densos do que os tecidos moles adjacentes, assim, apresentam maior nitidez nas imagens de TC (Figura 15), o que é fundamental para estudar a anatomia do esqueleto. Porém, as diferentes densidades entre os tecidos moles não são significativas, assim, podem ser usados agentes artificiais de contraste que absorvem a energia dos raios-X e que faz que algumas estruturas se destaquem mais em imagens de TC [40][42].

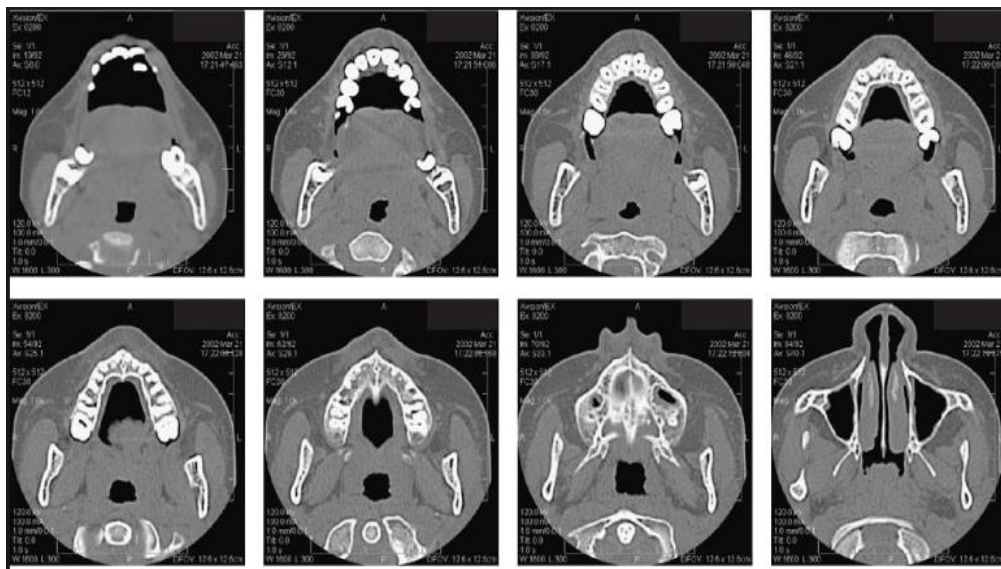


Figura 15-Imagens de TC [43].

A distância entre imagens axiais denomina-se espessura de camada e a quantidade de energia absorvida numa camada com espessura conhecida é diretamente proporcional à densidade local do tecido do corpo humano. Se esta distância for conhecida, pode-se fazer a interpolação entre duas camadas formando elementos cúbicos, conhecidos por *voxels*, (volume), uma vez que as imagens médicas são compostas por elementos quadráticos, ou *pixels*, e por se considerar uma altura na interpolação [40][42].

A qualidade de imagem é, para além dos parâmetros usados na máquina, uma aproximação da distribuição de densidade do volume e a qualidade da mesma, em função do número e tamanho dos *pixels*, estando cada *pixel* associado a uma escala de cinzento de acordo com a densidade local do tecido. Se um *pixel* for atravessado pela fronteira entre dois tecidos com densidades diferentes, o *pixel* correspondente na imagem médica representará uma densidade média entre a densidade dos dois tecidos (Figura 16) [40].

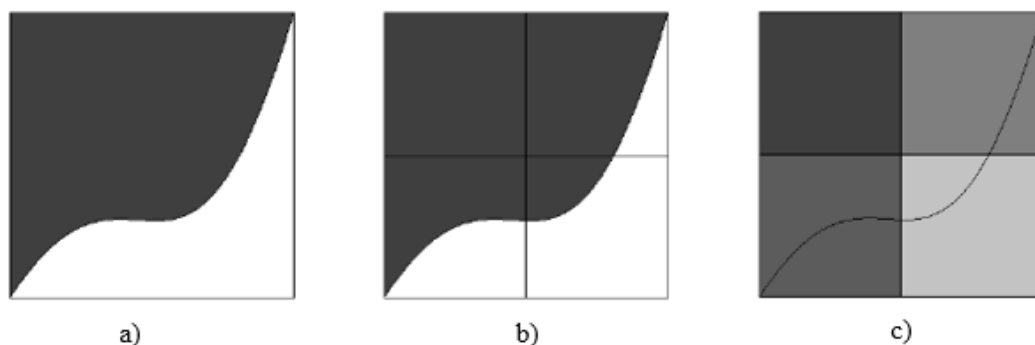


Figura 16- Conversão da imagem médica em escala de cinzento: a) imagem original, b) efeito do tamanho dos pixels, c) tonalidades de cinzentos por pixels [40].

A espessura das camadas que ronda os 1-1.5 mm, produzem resultados aceitáveis, enquanto que as espessuras acima de 2 mm fornecem resultados mais pobres. Algumas máquinas podem obter camadas com espessuras até 0.5 mm, o que dá origem a excelentes resultados, implicando uma dose maior de raio-X. Na TC a radiação usada é proporcional à espessura da camada considerada e, nos *software* de reconstrução 3D, a qualidade é tanto melhor quanto menor for a espessura. Para a captação de imagens relativas a estruturas ósseas finas (por exemplo, o palato ou a base orbital) tem que se ter em consideração o facto já supracitado. Se assim não for o projeto de próteses pode ser dificultado devido ao desenho não corresponder à forma anatómica real, sendo difícil saber com precisão a geometria do local [42].

A TC é uma técnica demorada, dispendiosa e a exposição à radiação é perigosa, por isso é necessário assegurar que cada teste deve ser feito corretamente da primeira vez para não ser necessário repetir o exame [40][42].

5.1.2. Ressonância Magnética

A RM, em vez de raio-X, utiliza a interferência de ondas de radiofrequência na faixa megahertz (MHz), com um campo magnético de alta densidade que permite a formação de imagens e visualizar os órgãos e tecidos humanos, sendo considerado o exame com maior capacidade diagnóstica para muitas doenças [11][41].

Durante o exame de RM o doente é exposto a três campos magnéticos diferentes: campo produzido pelos gradientes, campo estático e um campo de radiofrequência pulsado [41].

As imagens obtidas através de RM (Figura 17) possibilitam a deteção ou eliminação de diferentes patologias e a eventual caracterização das lesões visualizadas.

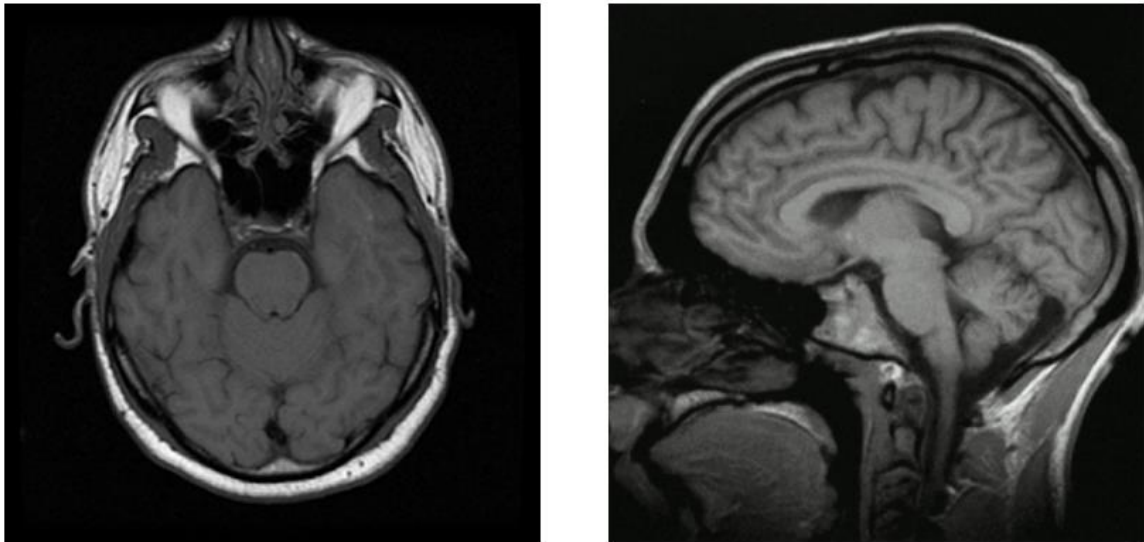


Figura 17-Imagens da RM [41].

O aparelho de RM, (Figura 18), é constituído por um magneto responsável pelo potente campo magnético e que tem a forma de um túnel ou cilindro oco. O paciente é colocado dentro de um campo magnético de alta densidade, causando o alinhamento dos átomos, através de potentes ondas de rádio, em que quando estas são desligadas, os átomos voltam ao seu alinhamento natural, libertando a energia que absorveram como ondas de rádio [11][41].



Figura 18-Aparelho da RM [44].

Para a criação de uma imagem de diagnóstico, este método aproveita as propriedades naturais dos átomos existentes no corpo humano, explorando a mini-magnetização natural

do átomo de hidrogénio, o mais abundante do corpo humano, que contém apenas um próton e apresenta assim um pequeno momento magnético [41].

O contraste entre os diversos tecidos do corpo humano (normais e patológicos) é obtido em função do comportamento dos átomos de hidrogénio existentes num determinado tecido e no meio onde eles se encontram [41].

O resultado do exame de RM é um conjunto de cortes que podem estar orientados em qualquer direção, sendo dividida em *pixels* de modo a que cada pixel corresponda a um local da fatia, com uma resolução de 512x512 *pixels*. Os cortes obtidos podem ter espessura entre 1-2mm, sendo que as distâncias de 1-1.5mm produzem bons resultados [11].

Existem gradientes nos eixos *xx*, *yy* e *zz*., em que o gradiente do eixo dos *xx* corresponde ao gradiente de leitura, o dos *yy* corresponde ao gradiente de codificação (codificação de corte e frequência) e o gradiente ao longo do eixo dos *zz* dá-nos a informação em relação ao local anatómico do corte e a radiofrequência a espessura do corte [11].

A presença de metais pode originar problemas, como distorção de imagens, devido aos fortes campos magnéticos originados durante a RM.

A RM é um exame não invasivo, não doloroso e sem utilização de radiações ionizantes, e desde que foi integrado na medicina, tornou-se o melhor método de imagem para o diagnóstico de muitas doenças, em consequência da sua resolução anatómica e capacidade multiplanar, tendo vindo a expandir-se rapidamente [11].

5.1.3. Diferenças entre a TC e a RM

A RM oferece várias possibilidades de manipulação do sinal, sendo possível obter imagens muito diferentes para um mesmo tecido, permitindo estudar vários aspetos do mesmo; alterar a direção das ondas de rádio para obter cortes de qualquer ângulo, sem necessidade de mudança de postura do paciente, enquanto a TC só permite a realização de cortes axiais [11].

A TC não é tão eficaz para a visualização de órgãos moles, ao contrário da RM que é excelente para a investigação de órgãos moles sem necessitar de agentes externos de contraste, como para a visualização da fronteira entre tecidos moles e o ar [11].

O exame de RM pode ser desconfortável para o paciente devido à demora do processo e ter custos adicionais, mesmo assim é frequentemente preferida à TC, pois, tal como na TC a qualidade do exame depende do facto do paciente permanecer imóvel aquando da

aquisição das imagens, sendo difícil controlar os movimentos quando se trata de captar imagens a bebês, crianças, ou doentes claustrofóbicos sendo por vezes necessário recorrer a analgésicos ou anestesia geral [11].

Ao contrário de uma máquina de TC, a RM não utiliza raios que são perigosos quando expostos prolongadamente, porém, o perigo está associado aos fortes campos magnéticos envolvidos nos exames que podem afetar o posicionamento de implantes metálicos, podem causar dor ou mesmo torção do implante que pode dar origem à infecção da região envolvente [40].

Relativamente à segurança o exame preferido é a RM quando comparado à TC, no entanto, é necessário considerar que a RM possui tempos de aquisição acrescidos, sendo muitas vezes pouco confortáveis para o paciente [11].

5.2. Biomodelação

A biomodelação é um termo que designa a habilidade de transformar a informação adquirida por imagem médica num modelo físico que reflete a morfologia de uma estrutura biológica [45].

A produção do biomodelo contempla duas fases importantes, a saber [40][45][46]:

- Biomodelação virtual;
- Biomodelação física.

A biomodelação virtual, (Figura 19), é a etapa responsável pela criação e manipulação digital e que tem como objetivo aprimorar a visualização anatômica, como por exemplo, a imagem 3D de uma estrutura esquelética gerada a partir de imagens de TC ou RM, em que os dados de saída destes equipamentos são gerados no formato DICOM [46].

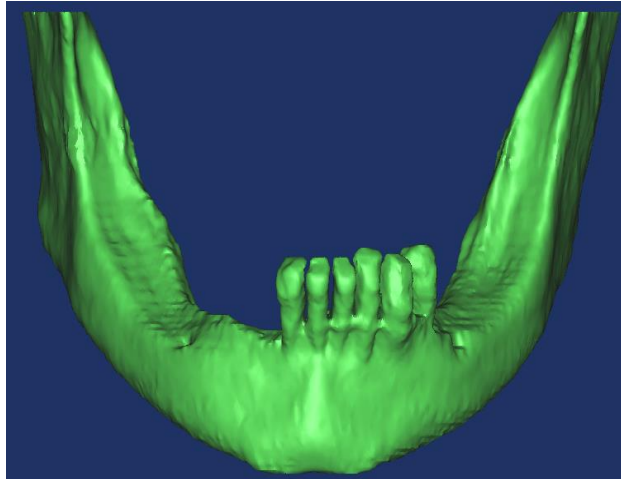


Figura 19-Biomodelo virtual da mandíbula.

A biomodelação física é a etapa responsável pela obtenção de um modelo físico (Figura 20). Esta etapa, obtida através do fabrico aditivo, é responsável pela obtenção de um modelo físico por meio de um processo aditivo construtivo, reproduzindo as mesmas características que o modelo virtual e para que isso aconteça, o modelo virtual tem que ser convertido num ficheiro em formato STL [46].



Figura 20-Biomodelo físico da mandíbula.

Através desta tecnologia, os biomodelos são obtidos num curto período de tempo e com bastante detalhe, sendo elaborados sob o controlo de um computador e com intervenção humana [45].

Podem-se numerar algumas vantagens da biomodelação, nomeadamente [13][40][45]:

- Planeamento dos implantes adequados a cada paciente, de forma a melhorar o seu *design* e encaixe, diminuindo também o tempo de cirurgia e o custo final do biomodelo;
- Otimização do planeamento pré-operatório e ensaio das cirurgias diretamente no biomodelo de forma realística e interativa.

De seguida, serão apresentados os dois *software* utilizados na confecção do biomodelo.

5.2.1. Software de reconstrução 3D

Existem muitos programas disponíveis no mercado para biomodelação, sendo alguns pagos (como por exemplo: *MIMICS*[®], *ScanIP*[™], *Amira*[®], entre outros) e outros gratuitos (chamados *opensource*: *InVesalius*, *DeVIDE*, *3DSlicer*, entre outros). Neste trabalho o *software* utilizado para a biomodelação foi o *MIMICS*[®].

O *MIMICS*[®] (*Materialise's Interactive Medical Image Control System*), desenvolvido pela *Materialise* e é um *software* de dedicação exclusiva à biomodelação de imagens médicas e para a criação de modelos 3D. Usa imagens médicas transversais 2D, a partir de tomografia computadorizada (TC) e ressonância magnética (RM) para a construção de modelos 3D, diretamente ligados ao fabrico aditivo, *CAD*, simulação cirúrgica e análise de engenharia avançada. Este *software* é bastante intuitivo, apresenta boa capacidade de resolução, não apresentando limitações a nível de gestão dos recursos existentes no computador de trabalho [48].

Na figura 21 está apresentado o ambiente de trabalho deste *software*.

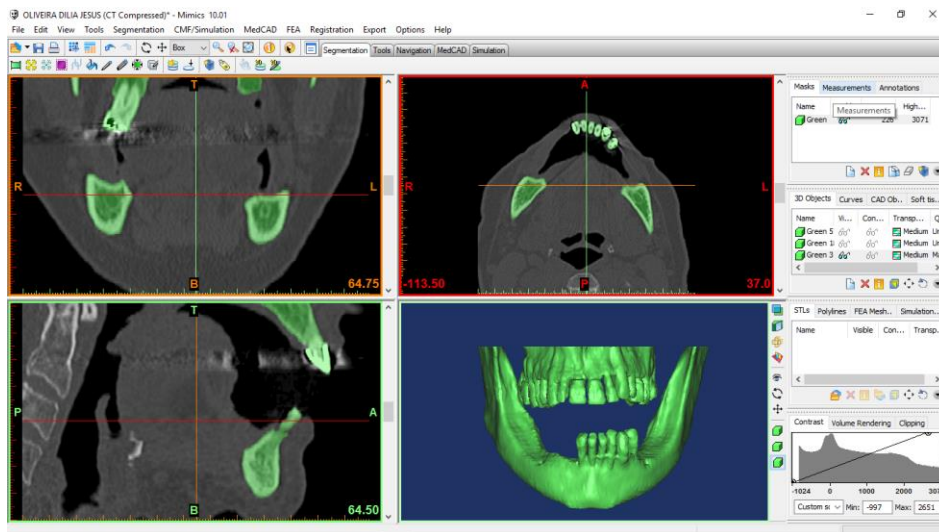


Figura 21-Ambiente de trabalho do software *MIMICS*[®].

De forma esquemática, o *MIMICS*[®] funciona da seguinte maneira (Figura 22) [49]:



Figura 22-Esquema de funcionamento do *MIMICS*[®]

As suas características principais são [50]:

- Apresenta três janelas onde é possível a visualização dos cortes (plano coronal, sagital e axial) e uma quarta janela que exhibe a reconstrução 3D volumétrica dos cortes;
- Durante a importação das imagens médicas há a possibilidade da seleção desses cortes;
- Em caso da inexistência de ligações de partes, efetua a separação por partes de forma inteligente e automática;
- Projeta modelos 3D de tecidos moles;
- Podem-se apagar e desenhar zonas que serão projetadas tridimensionalmente;
- Permite a colocação de forma automática de posições desejadas, selecionando a zona pretendida e consegue autonomamente posicionar-se nas três janelas de visualização dos cortes como na reconstrução 3D;
- Consegue efetuar medições de distâncias entre pontos pretendidos;
- Ao delinear uma determinada zona selecionada, numa dada secção da imagem médica, estabelece uma ligação a todas as imagens desse exame, podendo de seguida ser construída tridimensionalmente.

As imagens médicas em estudo poderão conter irregularidades devido à existência de próteses no corpo, o que origina artefactos (lixos), provocando consequentemente má qualidade na imagem médica. Contudo, através deste *software*, é possível eliminar facilmente estes artefactos.

O *software MIMICS*[®] tem como vantagens [50]:

- Boa capacidade de resolução 3D de imagens médicas;
- Consegue efetuar a separação de partes, sem gerar o modelo 3D;
- O arquivo em STL é gerado com boa qualidade;

- Rapidez na execução de processamento de biomodelação 3D.

As desvantagens são [50]:

- Preço;
- Impossibilidade de mudar os algoritmos do *software*.

Resumindo, as imagens médicas de exames de TC ou RM no formato DICOM são importadas para o *software* de reconstrução (*MIMICS*[®]), criando um conjunto tridimensional (3D) de dados no formato STL, com intervenção do operador, a região de interesse é selecionada e limpam-se todos os elementos que não interessam (o chamado “lixo” externo que interfere nas imagens médicas) [40][51].

5.2.1.1. Segmentação de imagens

Em análise de imagem o resultado que se pretende não é, geralmente, outra imagem, mas antes uma descrição da mesma referindo-se, em regra, a partes específicas da imagem. O processo de decompor uma imagem nas suas partes constituintes designa-se por segmentação ou divisão em segmentos [47].

A segmentação (*threshold*) é a criação de uma máscara que vai cobrir grande parte da região que interessa (osso), correspondendo cada máscara a uma densidade local do corpo, isto é, na segmentação identificam-se e destacam-se as estruturas ósseas com as mesmas densidades [40].

A atenuação dos tecidos é medida em unidades ou escala de *Hounsfield* (UTC), e na maioria dos *software* inclui máscaras pré-definidas para os diversos tecidos do corpo humano, por exemplo, o osso, a pele, os vasos sanguíneos e alguns órgãos, medidos com referência na UTC [40][52].

Na figura 23 estão representados diversos tecidos biológicos na escala de *Hounsfield* e de cinzentos correspondendo às alíneas a) e b).

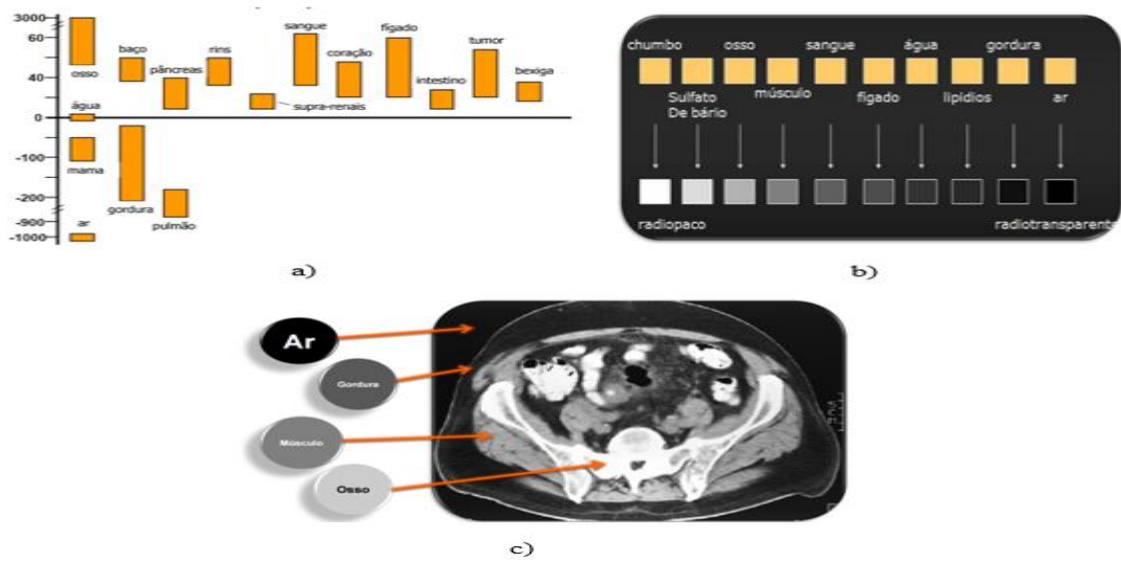


Figura 23-a) Diversos tecidos biológicos em UTC, b) Diversos tecidos biológicos em escala de cinzentos, c) Visualização dos tons de cinza para os diversos tecidos biológicos através de uma imagem [41].

Na figura 24 escolheu-se o valor de 40 na escala de *Hounsfield* e o intervalo de 350 valores para cima e para baixo na escala de cinzentos, isto é, todos os tons neste intervalo são selecionados na máscara a criar.

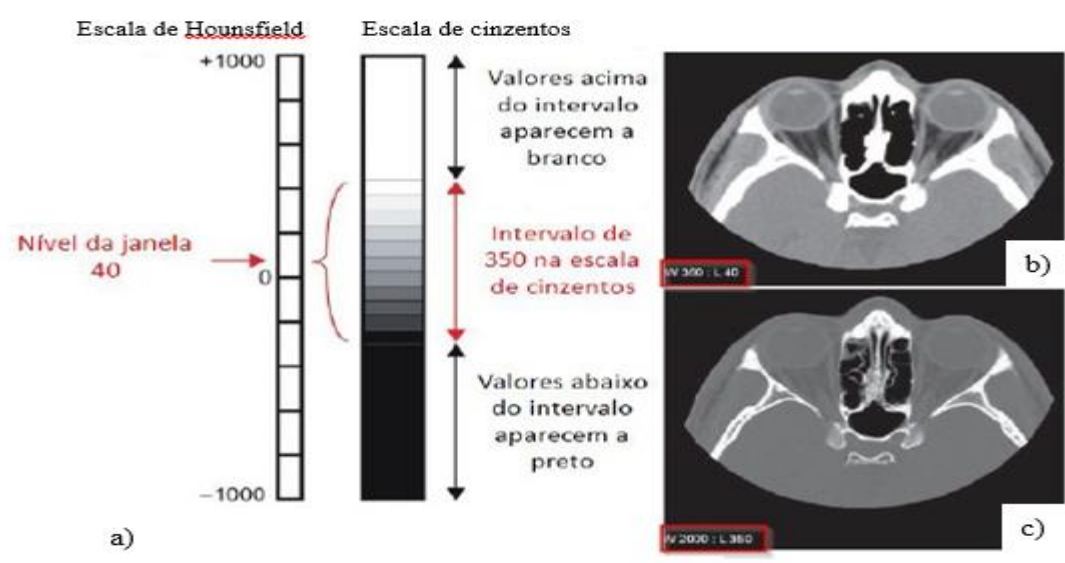


Figura 24-Exemplificação da segmentação de: a) tecidos moles na escala de Hounsfield com intervalo de 350 valores na escala de cinzentos, b) segmentação de tecidos moles numa vista axial, c) segmentação de tecidos duros (osso) numa vista axial [40].

Este processo produz bons resultados se existirem poucos objetos com gamas de intensidade bem definidas, e se estes objetos aparecerem num fundo relativamente uniforme.

De seguida, através de uma ferramenta de segmentação de um *software* adequado (neste caso, *MIMICS*[®]), ajusta-se a escala de *Hounsfield* ou de cinzentos, escolhendo-se a região de interesse (Figura 25).

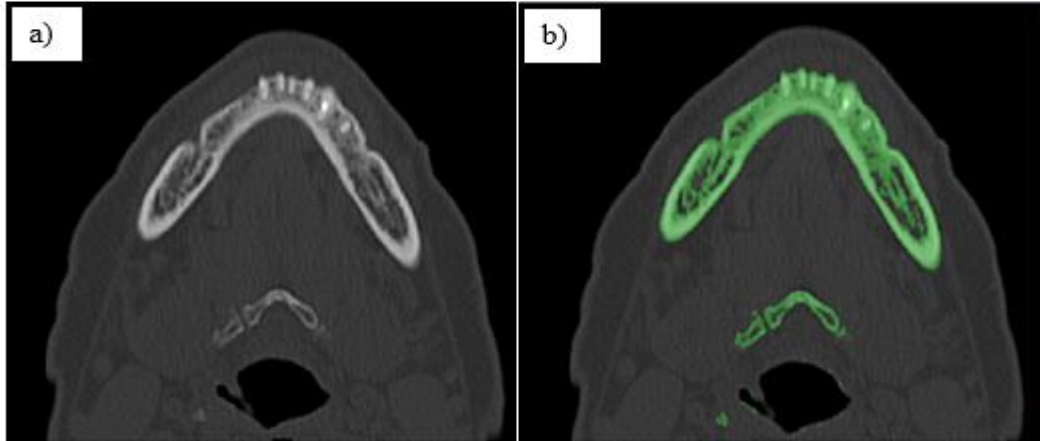


Figura 25-Imagens do programa *MIMICS*: a)Imagem *DICOM* original, b)Imagem com a região segmentada.

5.2.1.2. Remoção de artefactos

O artefacto é qualquer intensidade, sinal ou característica anormal que não possui correspondência com o objeto que se está a adquirir na imagem, por outras palavras, é o sinónimo de interferência ou ruído e não corresponde a tecidos anatómicos, no entanto pode ainda ser vantajoso para a identificação de patologias [40][53].

Estes artefactos podem aparecer devido a movimentos do paciente, enchimentos dentários (materiais metálicos como o chumbo) e implantes metálicos e podem prejudicar a aquisição de imagem médica a ponto de ser necessária a sua repetição ou mesmo o cancelamento do exame [40][53].

Existem três tipos de artefactos em TC, como se pode ver na figura 26.

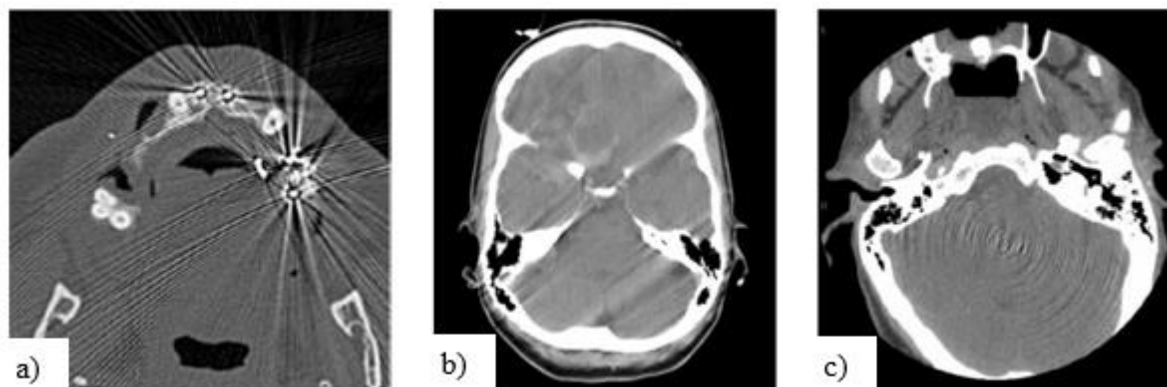


Figura 26-Artefactos em TC: a)em estrela, b)em movimento, c)em anel [41].

As regiões sem interesse podem ser removidas por duas vias, nomeadamente [40]:

- Através do ajuste ideal do intervalo de segmentação da máscara – o osso, quer numa TC ou RM, aparece com intensidades elevadas, assim, o intervalo de segmentação tem de se situar a intensidades altas. Ao contrário, a pele aparece a intensidades baixas, logo o intervalo de segmentação tem de se situar a intensidades baixas;
- Pela limpeza manual de artefactos através de um *software* de reconstrução de imagem, com recurso a uma ferramenta própria para o efeito, isto é, apagam-se os elementos sem interesse para obter uma imagem sem artefactos, libertando-se a memória do computador para um processamento mais rápido e fluído.

A segmentação de imagem tem que ser analisada cuidadosamente e caso a caso pois podem existir ficheiros com bastantes artefactos, como se pode ver na figura 27a), assim, um ajuste maior na intensidade pode remover grande parte destes artefactos mas, por outro lado, as estruturas ósseas com pouca espessura (como por exemplo, o palato e a base orbital) podem acabar por desaparecer com o ajuste do intervalo seleccionado [40].

Para a resolução deste problema, existem comandos (por exemplo, “*Edit Masks*”, no *software MIMICS*[®]) que ajudam na remoção de artefactos e suavização de superfícies, como se pode ver na figura 27b), promovendo a melhoria do desempenho e do processamento do programa, quando o modelo é libertado de irregularidades e de elementos desnecessários.

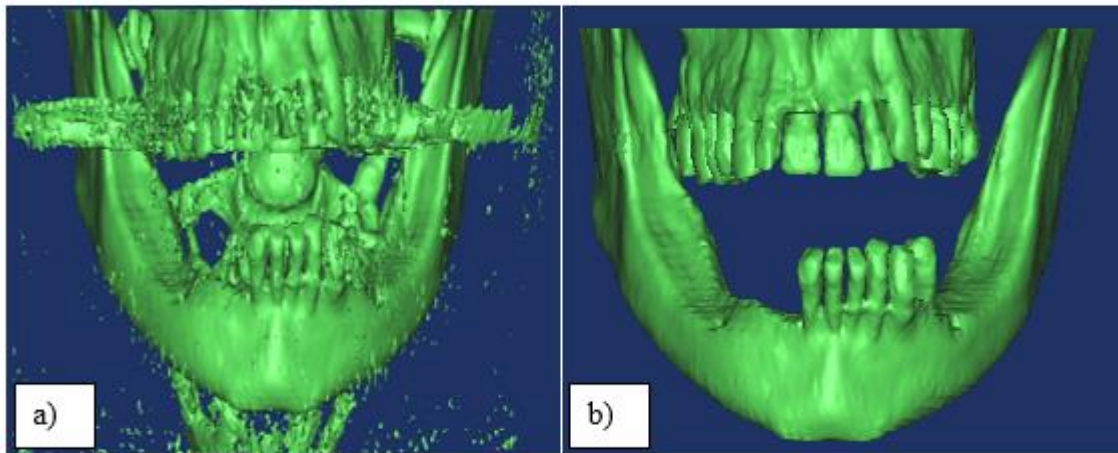


Figura 27-Modelo 3D no software MIMICS®: a) imagem segmentada e com artefactos, b) imagem segmentada e sem artefactos.

5.2.1.3 Exportação do modelo para ficheiros STL

Existem vários tipos de sistemas *CAD* e para o desenho da prótese são utilizados diferentes formatos de algoritmos e para a prototipagem é utilizado como padrão o STL, que transforma um modelo *CAD* numa malha de triângulos.

A malha triangular é utilizada para gravar o ficheiro STL que será, posteriormente, introduzida na máquina de fabrico aditivo para materialização dos modelos [40].

Nos programas *CAD 3D* as superfícies dos modelos são lisas e curvas, por isso a modelação deste tipo de superfícies é bastante trabalhosa, aumentando o tempo de processamento, podendo demorar até três vezes mais comparativamente a programas que modelem ficheiros STL. Assim, o uso de malha triangular aparece no sentido de facilitar e acelerar a modelação de próteses e sistemas de fixação [40].

5.2.2. Software de desenho de próteses

Nesta seção apresenta-se um programa capaz de modelar ficheiros STL, sendo possível desenhar a prótese à medida, recorrendo aos modelos anteriormente reconstruídos, sendo um *software de* desenho de próteses mais complexo que os softwares de reconstrução 3D, pelo que se optou pelo *3-Matic*®, desenvolvido pela *Materialise*.

Este *software* trabalha diretamente sobre arquivos em formato STL. Apresentando um funcionamento similar aos habituais *software CAD*, possui funções muito próprias e é capaz de combinar ferramentas de desenho *CAD* para a edição e manipulação de imagens médicas em três dimensões, e capacidades de pré-processamento [55].

O *3-Matic*[®] apresenta duas edições: *Research* e *Medical*, a edição *Research* só tem o propósito de investigação, enquanto, a edição *Medical* é utilizada para o desenho e fabrico de dispositivos médicos de qualquer tipo [55][56].

É permitido ao utilizador, neste *software*, fazer medições e análises a nível 3D, desenho de guias personalizadas, implantes, desenho de próteses e a preparação de malhas para a análise de elementos finitos [55].

As características principais do *3-Matic*[®] são [13]:

- Consegue trabalhar diretamente sobre o ficheiro gerado pelo *software MIMICS*[®] (.MXP), tornando o resultado do seu processamento mais leve, enquanto complemento do *3-Matic*[®];
- Apresenta uma vertente de estruturas médicas;
- Dedicção a modelações em arquivo STL, abrangendo qualquer tipo de área a que seja aplicado, como, aeroespacial, médica, moldes, etc.

Este *software* é capaz de efetuar medições precisas das estruturas anatómicas e desenhar ou importar próteses e implantes (previamente desenhados num programa *CAD*) para corrigir certos defeitos nessas estruturas

Apresenta uma boa resolução e rapidez de trabalho, mas é um pouco limitado a nível de processamento de alguns conceitos de sistemas de *CAD*, como por exemplo, definições de planos em projeções concretas, tornando-o pouco rigoroso [13].

Resumindo, importa-se o ficheiro do modelo danificado para estes programas, depois de se avaliar a zona danificada, desenha-se a prótese e o sistema de fixação correspondente com recurso a ferramentas de desenho semelhantes às dos *software CAD 3D*, como o *SolidWorks*[®] [40].

A fase de pós-processamento inclui [40]:

- A suavização de superfícies e arestas vivas para evitar zonas de concentração de tensões e para melhorar o aspeto final da peça;
- A uniformização de espessuras para evitar problemas no enchimento e outros defeitos provenientes da fundição;
- O projeto de sistema de fixação.

Por fim, são enviados para as estações de fabrico aditivo, onde os modelos são fabricados.

Capítulo 6

Fabrico aditivo

O fabrico aditivo (FA) é um conjunto de processos tecnológicos que permitem a fabricação rápida de modelos físicos tridimensionais diretamente a partir de um ficheiro *CAD 3D*, em formato *STL*. Esta tecnologia permite que as empresas transformem rápida e eficientemente ideias inovadoras em produtos finais, construídos por adição sucessiva de camadas de material e não sendo necessário utilizar quaisquer tipos de ferramenta para a sua execução [51][52].

A reprodução física camada-a-camada propicia uma grande liberdade de formas, difíceis ou até impossíveis de serem obtidas por tecnologias industriais convencionais, pelo menos de forma mais rápida.

A primeira máquina de fabrico aditivo surgiu em 1987, desde aí as tecnologias de FA têm evoluído relativamente aos materiais disponíveis e à exatidão na reprodução do produto final, tendo sido aperfeiçoados métodos e técnicas de reprodução para permitir a fabricação de protótipos semelhantes aos produzidos pelas tecnologias convencionais, sendo já possível construir protótipos de boa qualidade para os mais diversos fins [51].

As técnicas de FA oferecem vários benefícios, como [52]:

- Validação efetiva da adequação, forma e função do *design*;
- Comunicação rápida e eficiente de ideias de *design*;
- Menos falhas de *design* na produção e produtos finais de maior qualidade;
- Maior flexibilidade de *design*, com a capacidade de realizar rapidamente várias iterações de *design*.

Diversas indústrias empregam sistemas de FA para uma variedade de utilizações e o mercado divide-se principalmente em três ramos de aplicação: fabrico aditivo para testes de função e forma, impressão 3D e fabrico rápido. O desenvolvimento de sistemas e materiais tem vindo a especializar-se para atender a um propósito específico [53].

A figura 28 mostra a distribuição de cada área no cenário mundial em 2014.

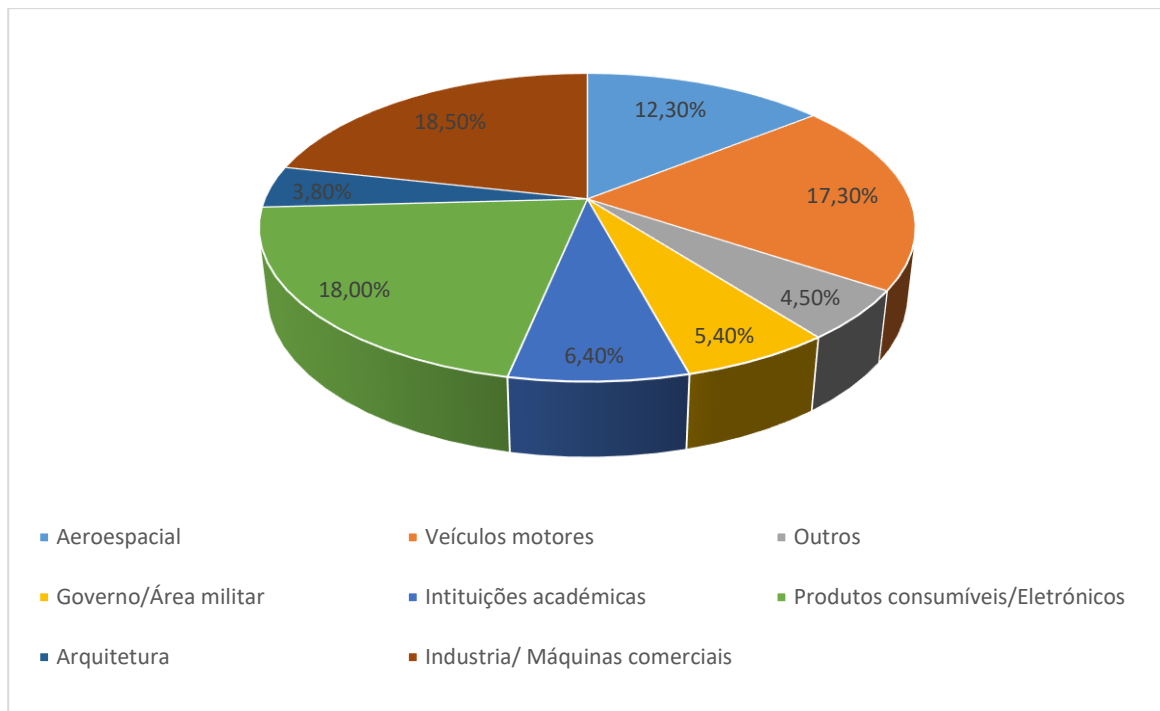


Figura 28-Principais aplicações da tecnologia FA em 2014 [54].

6.1. Fases do processo de FA

Para a construção dos modelos, o processo de fabrico aditivo partilha uma série de etapas, desde a sua conceção num programa *CAD* até à produção do protótipo, nomeadamente [60]:

Etapa 1: Modelação de um ficheiro *CAD* 3D

Obtenção de um modelo 3D, utilizando programas *CAD*, da peça que está a ser projetada ou importação para o *CAD* de um modelo do componente previamente digitalizado dispondo de 2 meios de digitalização com contacto ou sem contacto com a peça.

Etapa 2: Conversão para o formato STL

O modelo 3D é convertido num formato padrão, utiliza-se um processo de aproximação por faces planas (facetado) denominado STL que aproxima a superfície do modelo sólido através de facetas triangulares, compondo uma malha em toda a superfície do modelo obtido do *CAD*. A aproximação da superfície é melhor quanto menor forem estes triângulos, mas o tamanho do arquivo é maior, aumentando o tempo de processamento do ficheiro na máquina.

Etapa 3: Transferência para uma máquina de FA e manipulação do ficheiro STL

Um programa de pré-processamento prepara o ficheiro STL do modelo a ser construído, que permite ajustar vários parâmetros, como a posição, o tamanho e a orientação do modelo

na área de trabalho. É necessário tomar algumas decisões, como por exemplo, se os modelos são normalmente “mais fracos” e menos exatos na direção z em relação ao plano xy . O tempo necessário para a construção do modelo é determinado pela orientação da peça, ou seja, posicionando a menor dimensão na direção z , reduz-se o número de camadas, diminuindo assim o tempo de construção.

Etapa 4: Configuração da máquina

As máquinas constroem o modelo camada-a-camada a partir das diferentes matérias-primas, no entanto, cada uma das máquinas tem as suas especificações.

Etapa 5: Construção física do modelo

A primeira camada do modelo é criada a partir da base e de acordo com a espessura da camada seguinte e o processo repete-se até o modelo estar criado.

Etapa 6: Pós-processamento

Esta etapa compreende:

- Atividade de cura, necessária em alguns materiais fotossensíveis;
- Remoção do modelo da máquina;
- Remoção da estrutura de suporte, se necessário;
- Limpeza e tratamento da superfície para garantir bom acabamento final.

A figura 29 resume as fases principais do processo de FA.

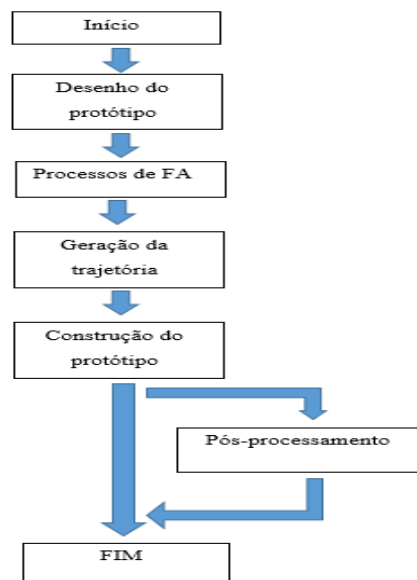


Figura 29-Principais etapas de FA [61].

6.2. Vantagens e desvantagens

Através do fabrico aditivo, as empresas podem beneficiar de maiores vantagens competitivas, a saber [60]:

- O produto tem maior tempo de vida, adicionando características necessárias e eliminando as que não são necessárias, durante a fase inicial do projeto. E existe a possibilidade de realização de vários tipos de teste;
- Diminuição do tempo de entrega, apresentação/comercialização;
- Diminuição do tempo no desenvolvimento de produto;
- Aumento da complexidade do produto sem agravamento dos prazos;
- Diminuição de erros de produção, diminuindo assim os custos;
- Minimização de mudanças constantes no processo de produção ou manutenção;
- Aumento eficiente de comunicação/partilha do processo de projeto (visualização e intercomunicação entre equipas);
- Aumento do número de variantes do produto.

Esta tecnologia tem como desvantagens [60]:

- Propriedades mecânicas inferiores: a deposição camada-a-camada do material poderá causar defeitos no modelo final;
- Necessidade de pós-processamento: a precisão dimensional e o acabamento da superfície pode levar a uma menor qualidade quando comparados a outros processos de produção;
- Gama de materiais limitada: os materiais ainda se encontram muito associados a polímeros, a uma pequena gama de cerâmicos e ainda alguns metais e ligas, embora se observe um aumento de novas soluções;
- Velocidade limitada para um fabrico em grande escala (incapaz de suportar produções em massa) e volumes de produção baixos a médios.

6.3. Processos do FA

Os processos de fabrico aditivo mais avançados tecnologicamente e mais divulgados são:

- Estereolitografia (SLA);
- Sinterização seletiva por laser (SLS);

- Modelação por extrusão de plástico (FDM);
- Impressão tridimensional: PolyJet da Stratasys, MultiJet Modelling e TDP da 3DSystems. Neste trabalho como foi utilizada somente a PolyJet, só vamos fazer referência a esta tecnologia.

6.3.1. Estereolitografia (SLA)

A estereolitografia é um dos mais antigos e mais usados processos de fabrico aditivo, tendo sido iniciada a sua produção industrial em 1987 e utilizada na área da medicina pela primeira vez no ano de 1991, em clínica de cirurgia maxilofacial [62][63].

O objeto é construído por fotopolimerização de um polímero líquido, através de um feixe laser de raios ultravioleta (1-1.5 W), provocando na resina uma reação fotoquímica, que ocorre nas zonas onde o feixe incide. Posteriormente a base onde o objeto é construído desce, mergulhando a camada previamente endurecida no polímero líquido [54][63]. De seguida o feixe laser volta a incidir sobre a superfície fazendo a solidificação de uma nova secção sobre a anterior e o processo volta-se a repetir até o objeto que se pretende estar concluído [54].

Na figura 30 está representado o esquema representativo deste processo.

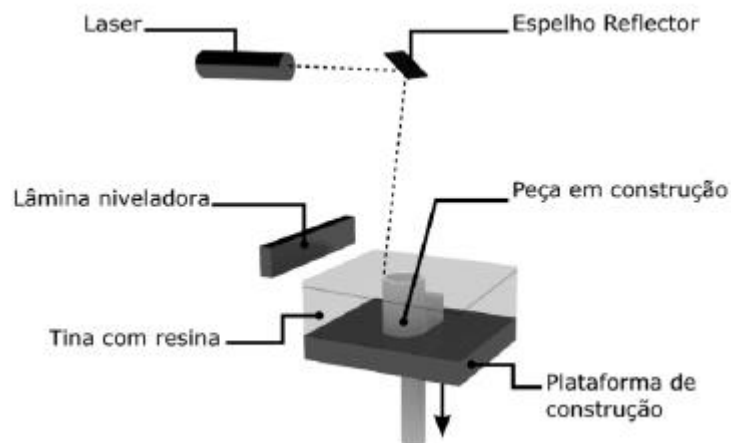


Figura 30-Esquema representativo do processo SLA [42].

Na figura 31 mostra a máquina usada nesta tecnologia.



Figura 31-Máquina usando a tecnologia de SLA [58].

No final do processo obtém-se um objeto com as seguintes características [62][63]:

- Excelente precisão dimensional e reprodução de estruturas finas;
- Formas mais complexas e detalhes mais finos;
- Permite a visualização de estruturas internas devido ao material ser translúcido;
- Possibilita a fixação de parafusos;
- Ótimas superfícies de acabamento após lixagem e polimento;
- Densidades máximas absolutas obtidas com resinas de vários tipos, nomeadamente, resistentes a altas temperaturas, rígidas e flexíveis;
- Confeção de modelos coloridos;
- Obtenção de modelos parcialmente ocos, reduzindo os custos de produção e possibilitando a sua utilização em fundição por modelos perdidos.

No entanto, este processo apresenta as seguintes desvantagens [62][63]:

- Elevado custo de matérias-primas e equipamentos;
- Tempo de fabrico relativamente elevado;
- Experiência técnica necessária;
- Média resistência mecânica dos componentes;
- Especificidade de manutenção dos equipamentos;
- Necessidade de pós-cura e propensão a dificuldades.

6.3.2. Sinterização seletiva por laser (SLS)

A sinterização seletiva por laser (SLS) é um processo de fabrico aditivo comercializado desde 1992 [63].

Este processo é muito semelhante ao processo de SLA, mas em vez de utilizar resina líquida para a fabricação do protótipo utiliza pós muito finos de materiais plásticos, compósitos de matriz polimérica, metais revestidos a termoplásticos ou ligas metálicas [62].

Para a construção dos modelos, é usado um laser para fundir pequenas partículas de pós plásticos, metálicos ou cerâmicos com o objetivo de se obter um modelo físico de um objeto projetado num computador. Como em SLA este método também usa um modelo CAD dividido em finas secções para controlar o feixe laser (30-200 W) na superfície do tabuleiro de construção que contém o pó. Após cada camada ser consolidada o tabuleiro de construção desce a distância da secção seguinte e é aplicada uma nova camada de pó no topo do tabuleiro. O processo é repetido até o objeto estar concluído [62][63].

Na figura 32 está representado o esquema representativo deste processo.

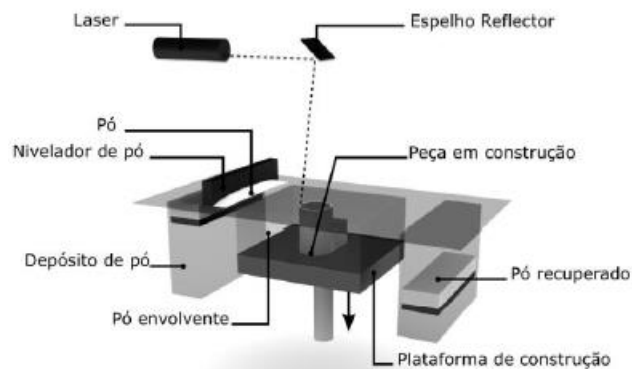


Figura 32-Esquema representativo do processo SLS [42].

A figura 33 mostra a máquina usada nesta tecnologia.



Figura 33-Máquina usando a tecnologia SLS [63].

As vantagens deste processo são [62][63]:

- Excelente reprodução de estruturas finas e fixação de parafusos;
- Resistências mecânicas e térmicas elevadas dos modelos;
- Boa precisão dimensional;
- Um dos melhores processos para obter protótipos funcionais em materiais termoplásticos e cerâmicos;
- Rapidez de execução das peças, comparativamente com a SLA e FDM;
- Não necessita de estruturas de suporte;
- Não necessita de pós-cura quando se utilizam termoplásticos.

As desvantagens são [62][63]:

- Preços dos equipamentos mais elevados;
- Excesso de dureza do material;
- Modelos com superfícies rugosas;
- Modelos sem densidade máxima, pois têm sempre porosidade;
- Elevado custo das matérias-primas;
- Custos de operação.

Este método admite uma elevada produção e é utilizado em diferentes áreas tecnológicas, pois têm a capacidade de produzir peças complexas diretamente de um suporte digital [54].

6.3.3. Modelagem por extrusão de plástico (FDM)

O processo FDM é um processo de fabrico aditivo que, como qualquer tecnologia de FA, consiste na fabricação de modelos por adição de material camada a camada, formadas pela extrusão de um material termoplástico através de uma microfieira.

O material termoplástico, sob a forma de fio, é desenrolado de uma bobine e fornece material a uma fieira extrusora que pode controlar o fluxo de material. A fieira é aquecida de modo a fundir o material e está unida a um cabeçote que pode mover-se nos eixos xx e yy , sendo controlado por um sistema eletromagnético que permite eliminar o uso de cabos e outras partes móveis. Pode ser necessária a utilização de duas cabeças extrusoras, a primeira cabeça constrói o modelo e a segunda, se necessário, deposita o material de suporte. A cabeça extrude e deposita o material em camadas finas e a camada depositada une-se à camada anterior durante a solidificação [54][63].

As velocidades de execução deste processo são elevadas devido à existência de uma bolsa de ar entre a cabeça extrusora e a placa que impede o contacto directo entre ambas, reduzindo o atrito praticamente a zero [63].

As resinas termoplásticas adequadas a este processo incluem poliéster, polipropileno, ABS, policarbonatos, elastómeros e cera usada no processo de fundição por cera perdida [64].

Na figura 34 está representado o esquema do processo FDM.

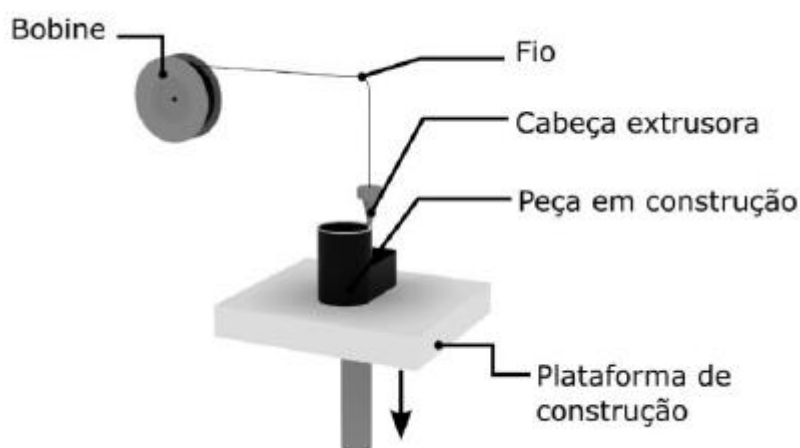


Figura 34-Esquema representativo do processo FDM [42].

Na figura 35 mostra a máquina usada nesta tecnologia.



Figura 35-Máquina usando tecnologia de FDM [53].

As vantagens deste processo são [54][62][63]:

- Comparativamente com os outros processos de FA, este é aquele que permite as mais elevadas propriedades mecânicas dos modelos;
- Permite a execução de modelos em plástico com as mesmas características das peças obtidas por injeção;
- Podem ser utilizados dois materiais em simultâneo, mas têm que ser compatíveis;
- Custo de manutenção baixo;
- Boa tolerância;
- Baixo desperdício de material.

As desvantagens são [54][62][63]:

- Excesso de dureza do material;
- Baixa velocidade de construção;
- Processo mais lento entre os mais utilizados, ou seja, SLA e SLS;
- Calibração difícil;
- O custo/produzividade do equipamento é dos mais elevados.

6.3.4. Impressão tridimensional-PolyJet

Esta tecnologia é relativamente recente e foi desenvolvida pela empresa israelita *Objet Geometries* [63][65].

Este processo de construção utiliza “cabeças” de impressão e lâmpadas emissoras de luz Ultra-Violeta (UV), que se movimentam nos eixos x e y e uma plataforma de suporte que se movimenta no eixo z. A cada movimento das cabeças de impressão uma resina fotocurável é aplicada nas posições relativas a uma secção da peça em construção, a lâmpada UV movimenta-se em conjunto com o anterior e cura imediatamente essa camada. A plataforma de suporte desce e uma porção de material é depositada para a construção de outra camada, este processo repete-se até o modelo ficar completamente construído [65].

Na figura 36 está representado o esquema deste processo.

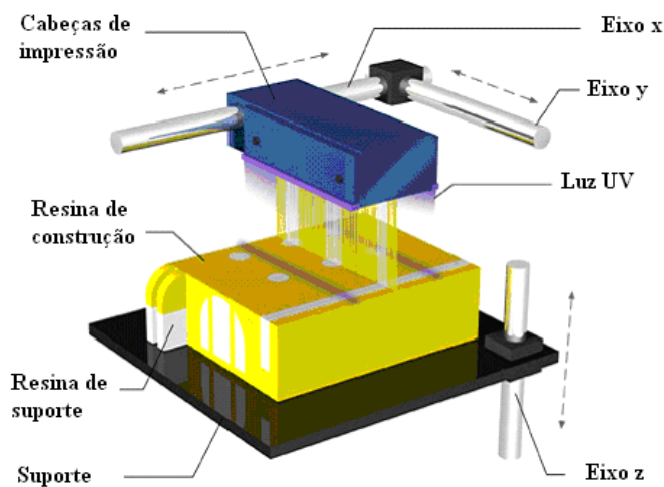


Figura 36-Esquema representativo do processo PolyJet [65].

A figura 37 mostra uma máquina deste processo.



Figura 37-Máquina usada na tecnologia PolyJet [58].

São utilizados dois tipos de resina: uma resina de construção, que irá formar a peça e outra de suporte, que preenche cavidades e acomoda a resina de construção que não foi apoiada diretamente na camada construída anteriormente. Essa resina de suporte é retirada posteriormente através de lavagem em água.

As vantagens da impressão 3D são [63][66]:

- Os objetos produzidos possuem superfícies lisas, resistentes ao choque, precisas e altamente detalhadas;
- Alta precisão. A saída precisa do jato possibilita a obtenção de detalhes e produtos com paredes de pequena espessura (600 μ ou menos dependendo em geometria e materiais utilizados);
- Construção de modelos em materiais flexíveis;
- Uso de equipamento em ambiente de escritório;
- Processo rápido devido à alta velocidade de construção;
- Não requer pós-cura do material.

Apresenta como desvantagens [63][66]:

- Necessidade de suportes físicos para construção do modelo;
- Pós-processamento para remoção dos suportes;
- Poucos materiais disponíveis para obtenção do modelo;
- Preço.

6.4. Resumo das características das tecnologias de FA

Na tabela seguinte encontra-se uma comparação entre as tecnologias de FA [58].

Tabela 2- Características das diferentes tecnologias de FA.

	SLA	SLS	FDM	PolyJet
Variedade de materiais	Pequena	Grande	Média	Grande
Qualidade superficial	Regular	Boa	Regular	Boa
Pós acabamento	Regular	Bom	Regular	Bom
Precisão	Excelente	Boa	Regular	Alta
Resistência ao impacto	Regular	Boa	Boa	Boa
Resistência à flexão	Baixa	Excelente	Excelente	Alta
Custo do protótipo	Alto	Alto	Baixo	Médio
Pós-cura	Sim	Sim*	Não	Não

*não necessita de cura quando utiliza termoplástico.

Capítulo 7

Metodologia

Neste capítulo apresentam-se todos os métodos e materiais utilizados para a realização deste estudo, onde será descrito o caso clínico e todos os passos realizados para o fabrico do guia cirúrgico através do FA e do método convencional.

7.1. Caso clínico

O caso clínico que iremos tratar é de uma paciente do sexo Feminino com 63 anos de idade, saudável, não fumadora, portadora de uma prótese acrílica convencional e com 6 dentes naturais (42, 41, 31, 32, 33 e 34) na mandíbula e com uma baixa situação económica.

A paciente recorreu à consulta para substituir a prótese removível que usava por uma prótese fixa por implantes. O resultado do exame clínico e radiológico (TC) aponta para uma falta considerável de osso, tendo sido decidida a colocação de um implante em cada quadrante, (4ºQ dente 43 e no 3ºQ dente 35), através de cirurgia guiada. A colocação do implante será feita na zona posterior aos dentes naturais onde a quantidade de osso ainda é significativa. A opção por este tratamento pautou-se pela falta de retenção e estabilidade da prótese acrílica da paciente, o que tornava difícil a oclusão, a fonação (trabalho muscular realizado para emitir sons) e a mastigação. Decidiu-se que o tipo de prótese a ser colocada seria uma prótese acrílica de oito dentes, retentiva através de dois *locatores*.

Relativamente ao procedimento, as imagens da prótese e a paciente são avaliadas para um planeamento em computador, visualizando-se atentamente as estruturas anatómicas, o seio maxilar, o tecido ósseo e faz-se também o planeamento da inserção e seleção do implante de acordo com a quantidade e qualidade óssea. Após realizado todo o planeamento virtual, os dados são encaminhados para a confeção de um guia cirúrgico.

O exame intrabucal revelou uma crista óssea mandibular em reabsorção, promovendo a instabilidade e a falta de retenção da prótese parcial. No planeamento optou-se pelo sistema de retenção tipo *Locator (attachment)* da marca *Mís®*, (Figura 38), por ser um sistema acessível do ponto de vista económico, além de permitir à paciente ter uma função mastigatória confortável e a possibilidade de retornar ao convívio social com segurança.

Este encaixe consiste num conjunto macho/fêmea, sendo o macho representado pelo pilar intermediário diretamente conectado ao implante e a fêmea composta por uma cápsula metálica que envolve a de borracha, localizada na base da prótese.



Figura 38-Sistema de retenção tipo Locator (attachment) [67].

Usou-se neste planeamento um implante osteointegrado da mesma marca que o *Locator*, com o nome de *SEVEN*, (Figura 38), com um diâmetro (\varnothing) 3.30mm e largura (L) 10mm (Figura 39).

O implante *SEVEN* é feito de Ti-6Al-4V ELI (Grau 23), liga com maior pureza de titânio (Ti-6Al-4V), que combina biocompatibilidade, excelente resistência à fadiga e baixo módulo de elasticidade [67].



Figura 39-Implante SEVEN da marca Mís® [67].

De seguida será abordado o protocolo para a confeção dos guias cirúrgicos através do fabrico aditivo e do método convencional.

7.2. Guia Cirúrgico fabricado por fabrico aditivo

O modelo concetual do trabalho proposto tem por objetivo esclarecer de forma abrangente as bases para a execução de um projeto em biomodelação, tornando-o aplicável

em diversos casos da rotina médica. Neste caso é aplicado para a construção do guia cirúrgico fabricado por FA.

Um dos grandes desafios deste trabalho reside na conversão das informações contidas em imagens médicas geradas por equipamentos radiológicos (TC ou RM) para sistemas CAD, onde as mesmas possam ser editadas. No momento, os sistemas CAD não são capazes de realizar reconstruções 3D a partir de arquivos DICOM, nem de processar este tipo de dados, promovendo a necessidade de execução de etapas de processamento de tais informações para converter a imagem 2D em uma superfície 3D editável em *software CAD*.

O modelo conceitual foi dividido em duas principais etapas (Figura 40):

1. Reconstrução do biomodelo 3D;
2. Projeto em *software CAD*.

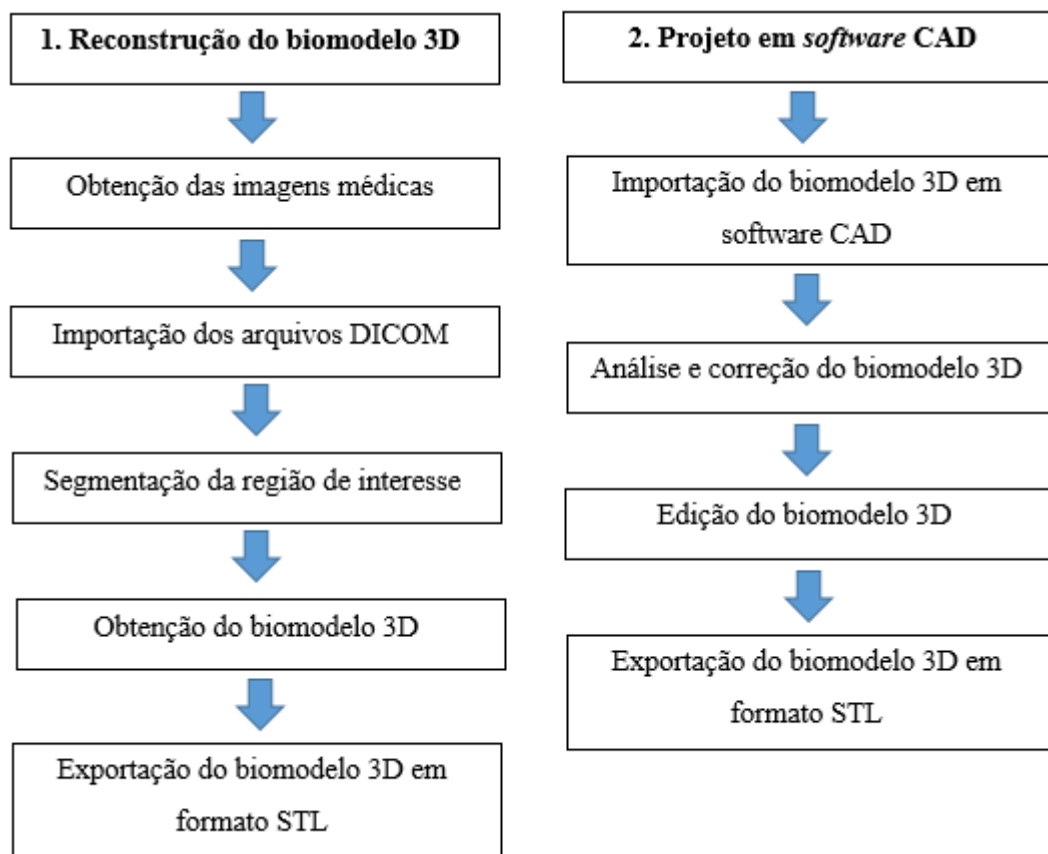


Figura 40-Sequência de atividades para obtenção de um biomodelo 3D segundo o método proposto.

7.2.1. Reconstrução do biomodelo 3D

Nesta primeira fase, para a criação de um biomodelo independente, é necessário seguir as etapas propostas por este trabalho: aquisição de imagens médicas, importação dos dados,

segmentação, obtenção do biomodelo 3D e exportação do biomodelo 3D em formato STL. As etapas de segmentação e obtenção do biomodelo 3D serão tratadas de forma unificada.

Seguidamente serão apresentadas todas as fases referidas anteriormente.

7.2.1.1. Aquisição das imagens médicas

As imagens médicas utilizadas neste trabalho foram adquiridas através de exames de TC, pelo que os mesmos procedimentos propostos para gerar os biomodelos 3D e sua edição em *software CAD* devem ser seguidos quando as imagens médicas forem produzidas a partir de exame de RM.

7.2.1.2. Importação dos arquivos DICOM

Os arquivos DICOM devem ser gravados em CD-ROM e transferidos para o computador e depois de obtidos estes dados, abre-se o *software MIMICS®* e importa-se a pasta contendo as imagens médicas através dos comandos *File – Import Images* (Figura 41).

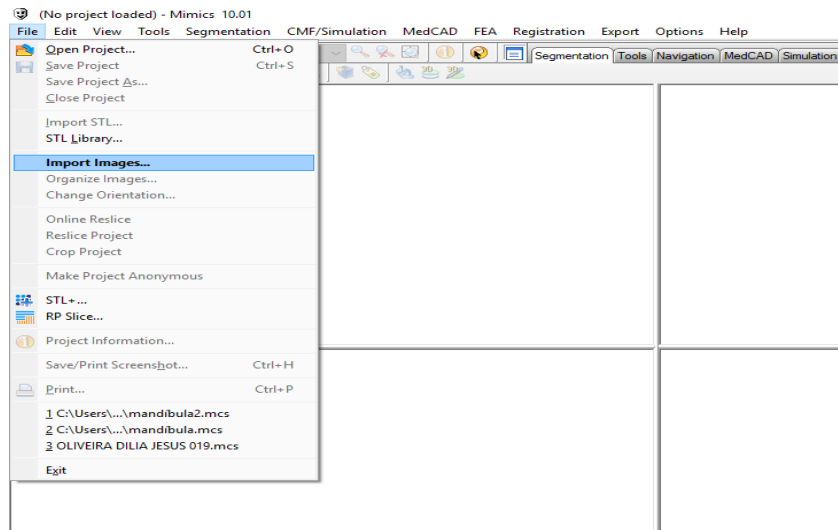


Figura 41-Importação de imagens médicas no MIMICS®.

Depois de abrir o comando *Import Images*, é necessário indicar, ao *software*, a orientação do modelo em que se pretende trabalhar (Figura 42), uma vez que este não tem capacidade para perceber.

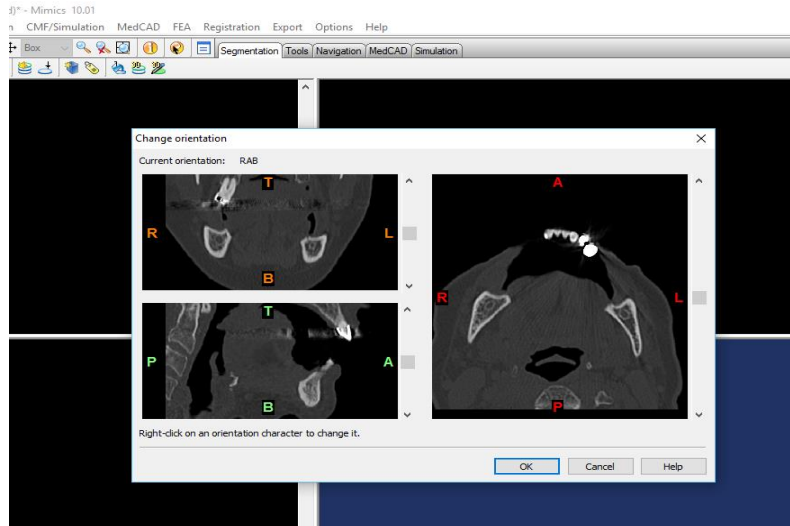


Figura 42-Janela para indicar ao software a orientação do modelo. Clicando em OK, o programa finalizará a fase de importação de dados e iniciará a fase de segmentação.

7.2.1.3. Segmentação da região de interesse

A segmentação consiste em separar as estruturas que interessam para a reconstrução 3D, através da especificação de máscaras e cada máscara criada deve corresponder a uma determinada estrutura que vai gerar um biomodelo específico.

A tela inicial apresenta três janelas de visualização 2D: janela axial, sagital e coronal (Figura 43).



Figura 43-Janela de visualização 2D.

Deve ser feita uma pesquisa percorrendo todas os cortes para ser identificada a estrutura desejada e posteriormente aplicar a segmentação.

A máscara é criada através do comando *thresholding*. De seguida o programa sugere o limiar de cinza a ser aplicado. Foi aceite a “faixa de limiar” sugerida pelo programa para segmentação de osso, com mínimo de 226 e máximo de 3071, (Figura 44).



Figura 44-Criação de máscara de segmentação.

Ao clicar em *Apply*, a nova máscara estará ativa e será referida na guia de “*Masks*” (Figura 45)

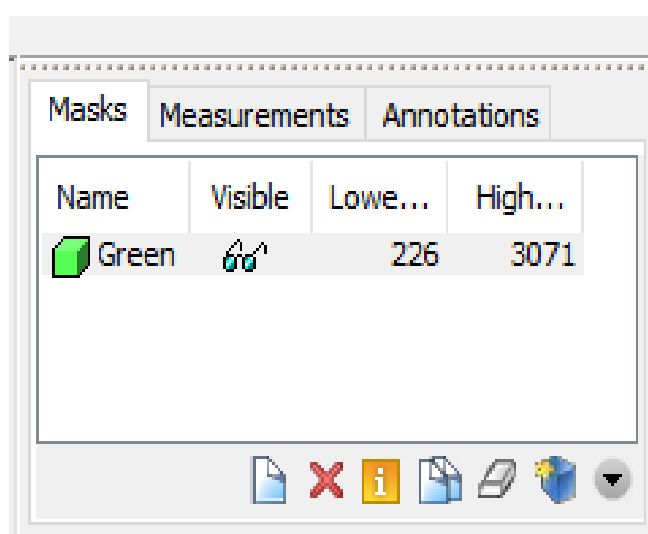


Figura 45-Máscara ativa na guia de "Masks".

7.2.1.4. Obtenção do biomodelo 3D

Quando a máscara estiver definida, clica-se em *Calculate 3D*, (Figura 46) que calculará todos os cortes volumétricos para construir um modelo 3D.

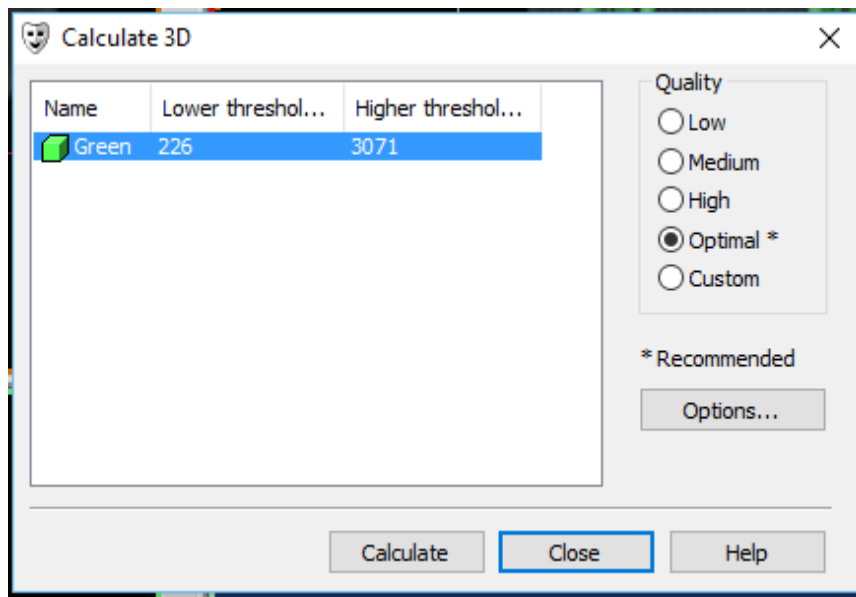


Figura 46-Janela de visualização "Calculate 3D".

De seguida, quando o cálculo estiver pronto, a quarta janela vai exibir a reconstrução 3D volumétrica dos cortes (Figura 47).

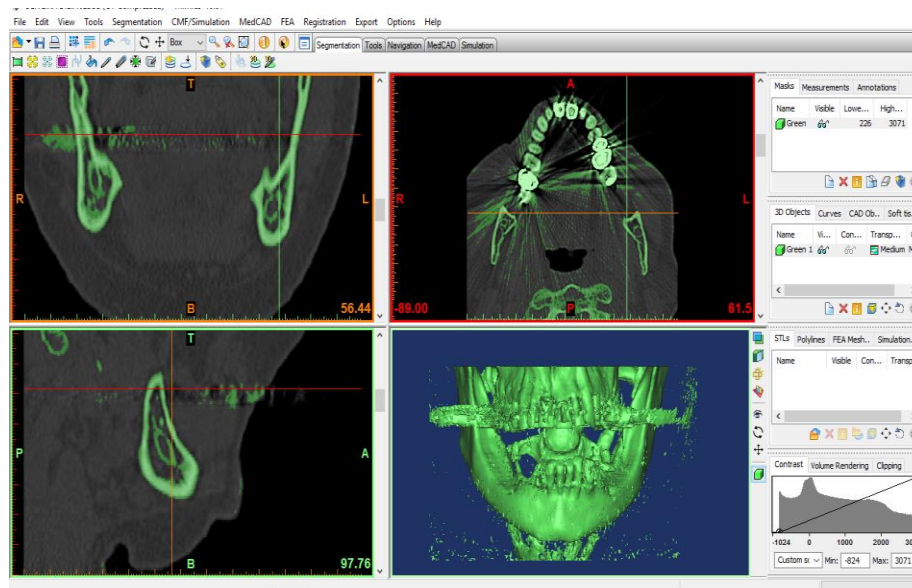


Figura 47-Ambiente de trabalho do MIMICS® com reconstrução 3D volumétrica dos cortes.

Como se pode observar na quarta janela, o modelo em 3D apresenta vários artefactos, criando zonas sem interesse e para resolver este problema, em *Edit masks* existem os comandos desenhar (*Draw*), apagar (*Erase*) e limiar (*Threshold*) que permitem a edição manual do modelo.

De forma individual, cada fatia será segmentada através do comando *Erase*, aplicando *zoom* para identificar de forma mais clara as zonas sem interesse, assim, passo a passo, todas zonas sem interesse vão ser eliminadas.

Existiu a necessidade de acrescentar material em zonas com interesse para o estudo, assim através do comando *Draw* foi possível desenhar material fatia a fatia, usando a mesma técnica que foi referida para a remoção de artefactos.

É de salientar que a utilização das três janelas de visualização (axial, sagital e coronal) é importante para obter uma boa segmentação.

Depois de efetuar todos estes passos, sugere-se a reconstrução 3D do modelo que é realizada novamente com a utilização do comando “*Calculate 3D*”. O biomodelo 3D criado é apresentado na janela de “volume” (Figura 48).

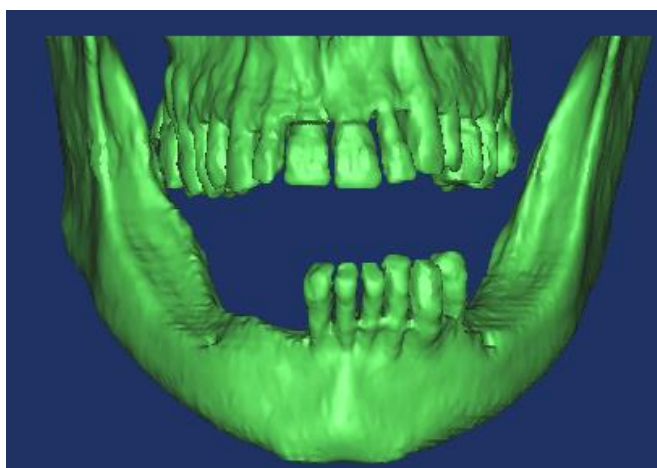


Figura 48-Biomodelo 3D segmentado.

7.2.1.5. Exportação do biomodelo 3D em formato STL

Se o biomodelo estiver bem representado tridimensionalmente, exporta-se no formato STL para ser editado no *software CAD*.

No comando *file* clica-se em STL+, (Figura 49a)) de seguida aparece uma janela onde é necessário adicionar a máscara que se quer converter para formato STL, (Figura 49b)) e por fim são escolhidos os parâmetros (Figura 49c)).

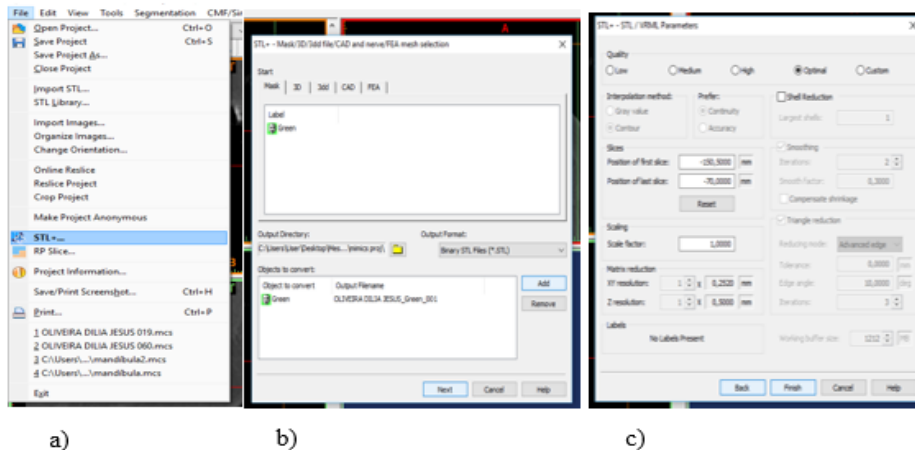


Figura 49-Janelas para exportação do biomodelo em formato STL: a) STL; b) Escolha da máscara para conversão; c) Parâmetros para a conversão.

Por último obtém-se o biomodelo em formato STL (Figura 50).

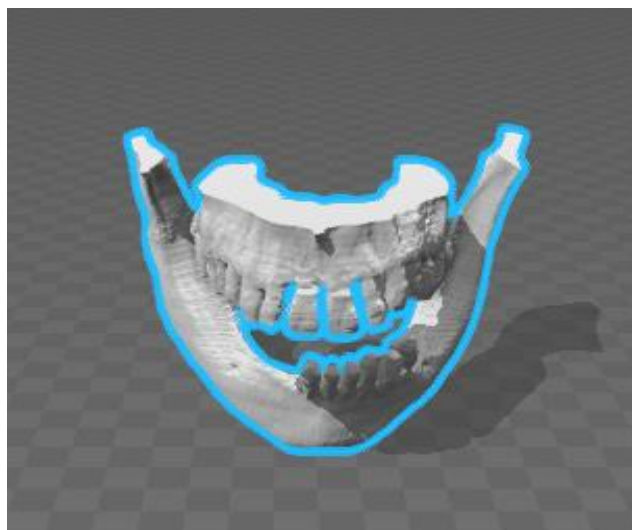


Figura 50-Biomodelo em formato STL.

Com os biomodelos 3D reconstruídos e exportados em formato STL, inicia-se a fase de projeto.

7.2.2. Projeto em software CAD

A fase de projeto em *software CAD* consiste na importação do biomodelo 3D, análise e correção, edição do biomodelo conforme as necessidades do projeto e exportação da geometria no formato apropriado.

7.2.2.1. Importação do biomodelo 3D em software CAD

Ao abrir o programa *3-Matic*[®], é necessário importar o biomodelo gerado no *MIMICS*[®] a partir dos comandos *File – Import Part*, (Figura 51a)). Por meio da janela de importação de arquivos, seleciona-se o biomodelo e confirma-se pelo botão *OK*.

Na figura 51b) pode-se visualizar o biomodelo importado.

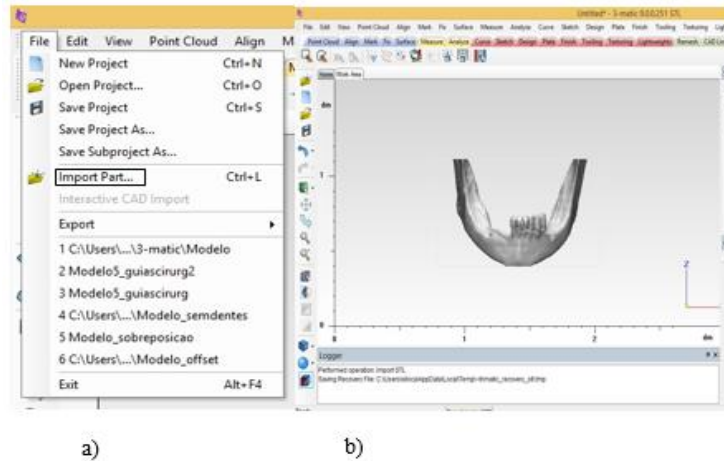


Figura 51-a) Importação do biomodelo; b) Visualização do biomodelo.

7.2.2.2. Análise e correção do biomodelo 3D

Após o modelo ser importado, este necessita de ser suavizado e, para isso, é necessário seguir 3 passos, através dos seguintes comandos (selecionando sempre a entidade mandíbula):

1. “*Fix – Reduce – Selection Entities – Apply*”;
2. “*Fix – Smooth – Selection Entities – Apply*”;
3. “*Design – Wrap – Selection Entites – Apply*”.

Na figura 52 podemos observar o modelo antes e depois de serem usados os comandos para a suavização do mesmo.

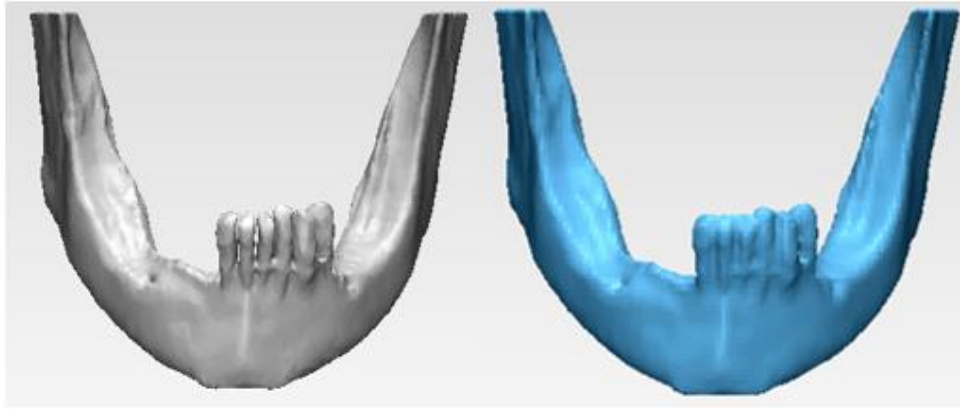


Figura 52-Antes e depois da suavização do modelo.

7.2.2.3. Edição do biomodelo 3D

O planeamento cirúrgico deste trabalho consiste em criar um guia cirúrgico, com 2 furos, um no lado direito e outro no lado esquerdo da mandíbula.

Para isso, será necessário concretizar várias etapas.

Em primeiro lugar, cria-se uma compensação de 2mm do biomodelo, assim, no menu *Design* seleciona-se o comando *Offset*. Após a abertura da janela das operações deste comando, seleciona-se *Entities – mandibula_wrapped* e *Distance – 2.0000* (Figura 53).

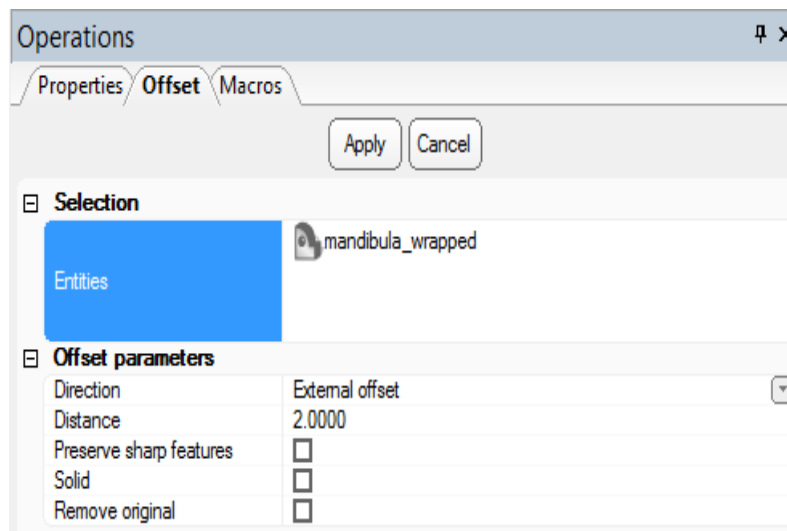


Figura 53-Operações do Offset.

Em segundo lugar desenha-se manualmente uma curva, na mandíbula, com a função de criar os guias cirúrgicas.

Para isso, no menu *Curve* seleciona-se o comando *Create Curve*.

Na figura 54 podemos observar a curva desenhada no modelo.

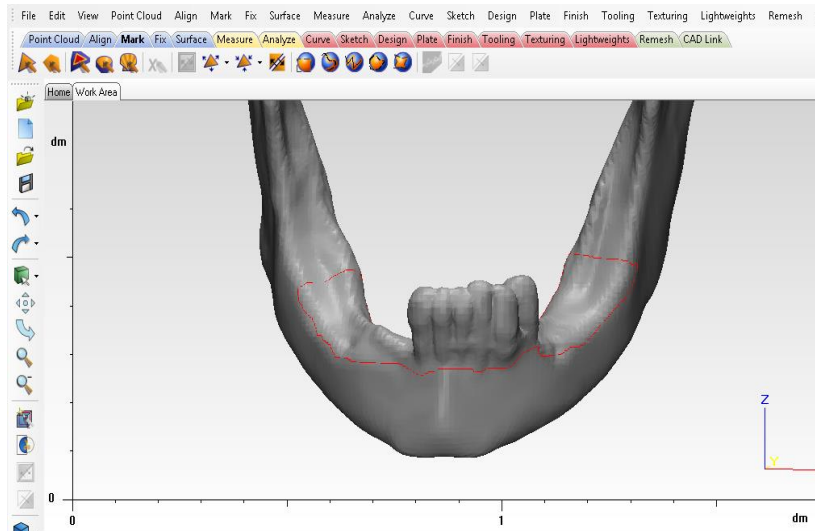


Figura 54-Criação da curva.

Em terceiro lugar, no menu *Mark* e no comando *Mark Entities*, seleciona-se a curva desenhada manualmente, em seguida no comando *Mark Smooth Region* volta-se a selecionar a curva e por fim seleciona-se o comando *Smooth Marking Border*, assim, é criada uma marcação lisa da fronteira da curva criada manualmente.

A figura 55 mostra a curva criada manualmente e a marcação da fronteira da mesma.

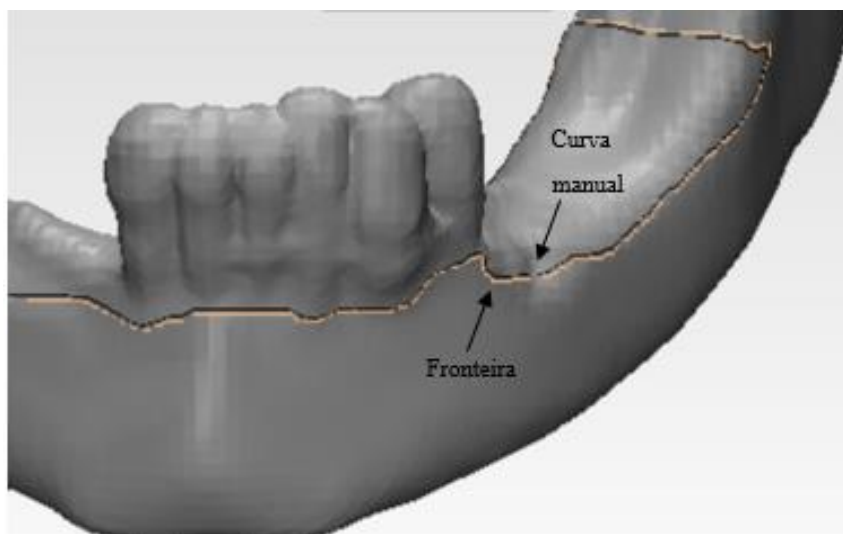


Figura 55-Visualização da curva criada manualmente e da fronteira da mesma.

Com o botão do lado esquerdo do rato carrega-se na área que está limitada pela fronteira e cria-se uma superfície (*surface*) (Figura 56). Esta superfície criada é a que se pretende eliminar, pois não tem interesse para o estudo em questão.



Figura 56-Superfície criada.

Depois de criada a superfície, como se pode observar na figura anterior, elimina-se, ficando só o modelo para o estudo do guia cirúrgico (Figura 57).

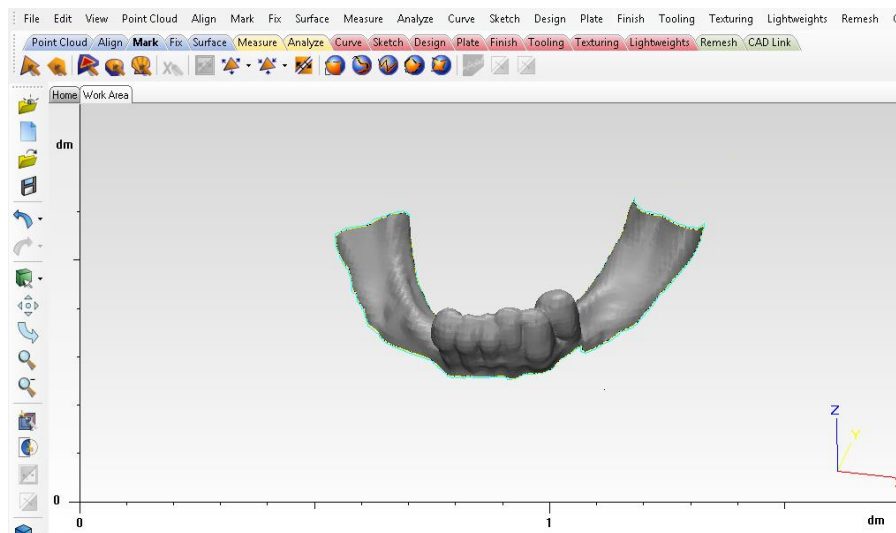


Figura 57-Modelo para estudo do guia cirúrgico.

A escolha do diâmetro do furo está relacionada com o diâmetro do implante *SEVEN* que, no presente caso clínico tinha de diâmetro (\emptyset) 3.30mm, criou-se, desta forma, um cilindro com $\emptyset=3.34$ mm (cilindro1) e outro com $\emptyset=5.34$ mm (cilindro2) para se conseguir fazer o furo, ficando o cilindro no total com 1mm de espessura (Figura 58).

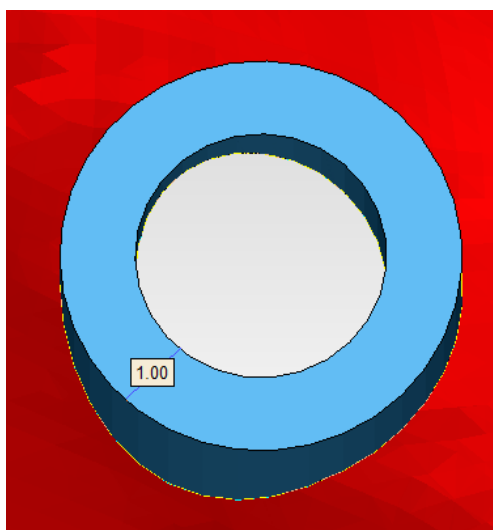


Figura 58-Espessura do cilindro

Para criar os furos e obter-se o guia cirúrgico é necessários seguir vários passos.

Primeiramente criaram-se dois cilindros (cilindro2), onde se pretende criar os furos para posterior guia cirúrgico.

Para criar o cilindro 2, seguem-se os seguintes passos:

- Seleciona-se no menu *Design* – comando *Create Cylinder*. Após a abertura das janelas das operações deste comando seleciona-se *Radius* – 2.67 e *Point 2* – (0, 0, 4), onde 4mm é a altura do cilindro 2.
- No menu *Design*, comando *Create Point* escolhem-se os locais onde se pretende criar os dois cilindros, sendo selecionado o local onde havia mais osso e mais próximo dos dentes já existentes (Figura 59).

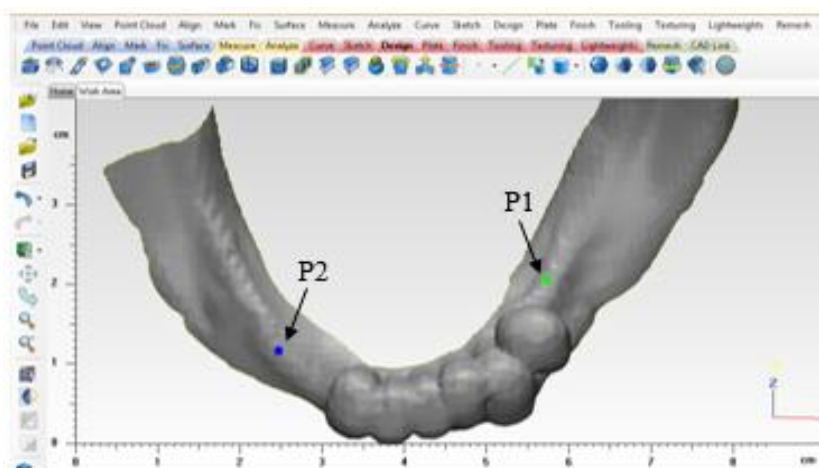


Figura 59-Locais escolhidos para os furos no modelo (P1 e P2).

- Por fim, para os dois locais escolhidos seleciona-se no menu *Finish* o comando *Point Based Pattern*, vai abrir uma janela das operações desta função. Seleciona-

se *Entity* – modelo, *Pattern entity* – cilindro2, *Points* – P1 e P2, *Depth* – 3.1 (onde 3.1mm é a profundidade do cilindro) e *Pattern entity object direction* – Z (Figura 60).

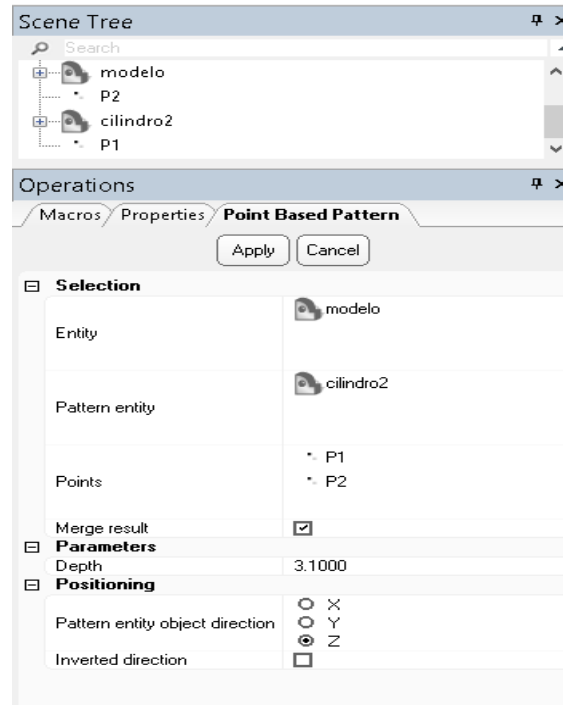


Figura 60-Operações para o comando “Point Based Pattern”.

Foi dada profundidade ao cilindro, uma vez que o modelo não é plano e se a profundidade fosse 0mm o cilindro ficaria fora do mesmo. Assim escolheu-se para o cilindro 2, para os dois locais escolhidos, uma altura de 4mm e uma profundidade de 3.1mm para que fiquem com altura de 0.9mm.

Na figura 61 pode-se observar os cilindros já criados no modelo, para os dois locais escolhidos.

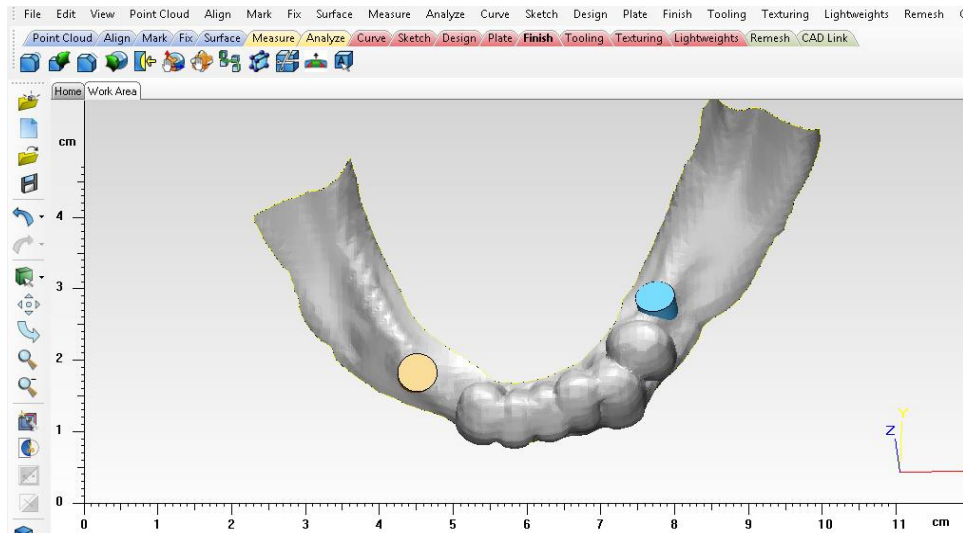


Figura 61-Cilindros criados no modelo.

Como se pode observar na figura 62 e como se tinha referenciado anteriormente os dois cilindros ficaram com profundidade de 0.9mm. Após várias tentativas para que essa profundidade fosse eliminada, muitas dessas tentativas sem sucesso, chegou-se a uma escolha que pode não ser o mais fiável para posterior impressão 3D.

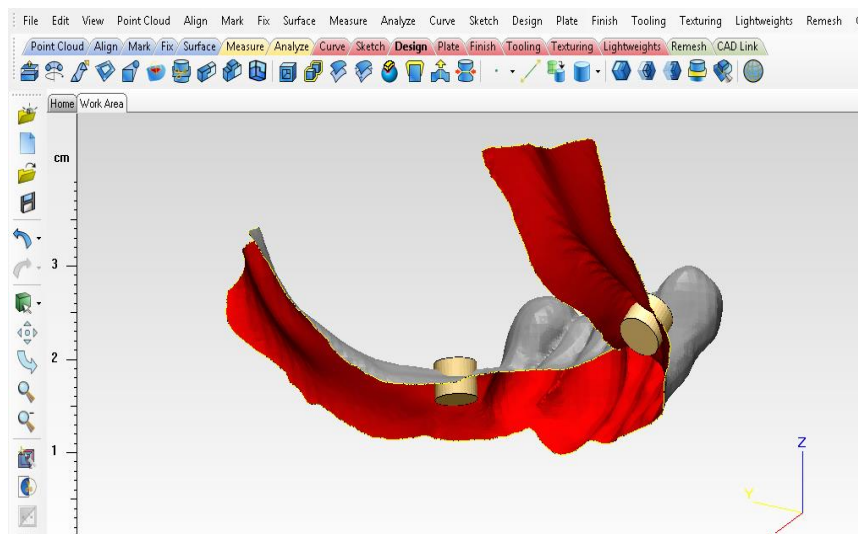


Figura 62-Profundidade dos dois cilindros.

Essa escolha foi utilizar o comando *Cut*. Assim, neste comando selecciona-se *Entity* – cilindro2 (onde o cilindro2 é referenciado para os dois cilindros criados) e *Cutting entity* – modelo. Após ser executado este comando pode-se observar na figura 63 que os cilindros já não têm profundidade.

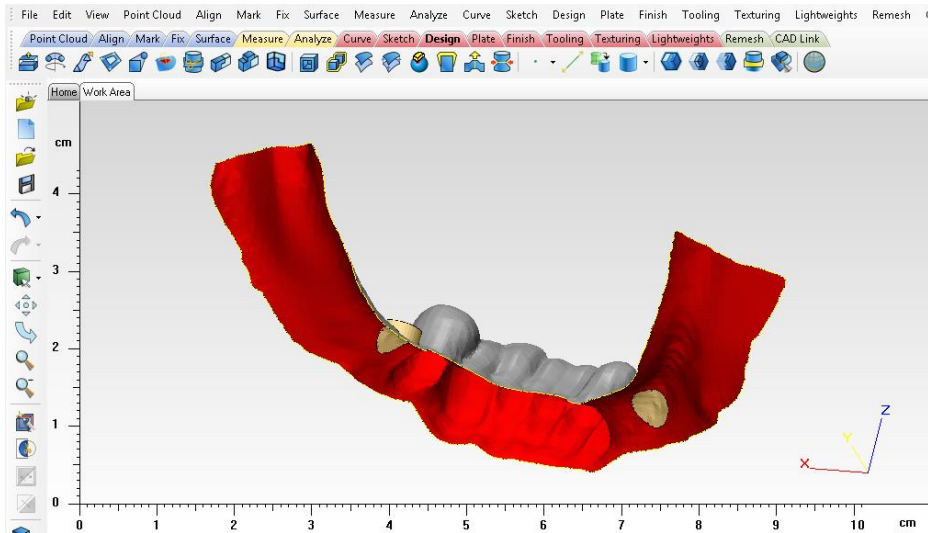


Figura 63-Cilindros sem profundidade.

Na fase seguinte é necessário ficar só com os dois cilindros criados, sendo eliminado o resto do modelo, para posteriormente juntar os cilindros com o furo tanto no modelo como nos próprios cilindros, para estes ficarem com uma espessura de 1mm.

Assim, através do comando *Boolean Subtraction* seleciona-se *Entity* – cilindro2 (cilindros criados anteriormente) e *Subtraction Entity* – modelo (Figura 64).

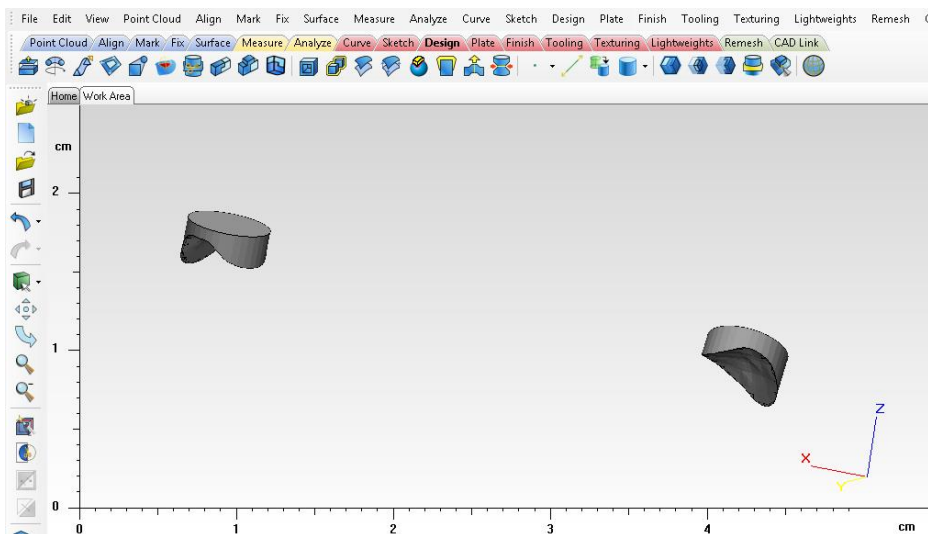


Figura 64-Cilindros sem profundidade e fora do modelo.

Abre-se novamente o ficheiro com o modelo e os cilindros para se obterem os furos no modelo (como se pode ver na figura 62).

Através do comando *Boolean Subtraction*, na janela de operações escolhe-se: *Entity* – cilindro2 e *Subtraction Entity* – modelo (Figura 65).

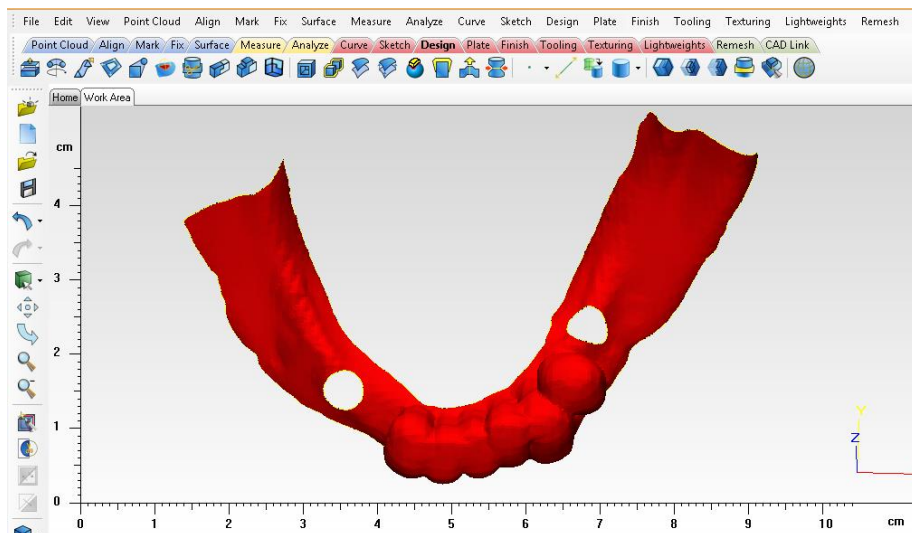


Figura 65-Furos criados no modelo.

Concluído este passo volta-se a abrir o ficheiro que tinha os dois cilindros sem o modelo (como se pode ver na figura 64).

Nesta fase pretende-se criar o furo nestes dois cilindros, para que estes fiquem com uma espessura de 1mm. Assim, é necessário criar então o cilindro 1.

Para criar o cilindro 1 fez-se o mesmo procedimento que se fez para a criação do cilindro 2, só com a diferença do raio que passa a ser de 1.67mm, a altura de 5mm, a profundidade de 3mm e no comando *Point Based Pattern* selecciona-se *Entity – cilindro2*, *Pattern entity – cilindro1*, *Points – P1 e P2*, *Depth – 3* e *Pattern entity object direction – Z* (Figura 66).

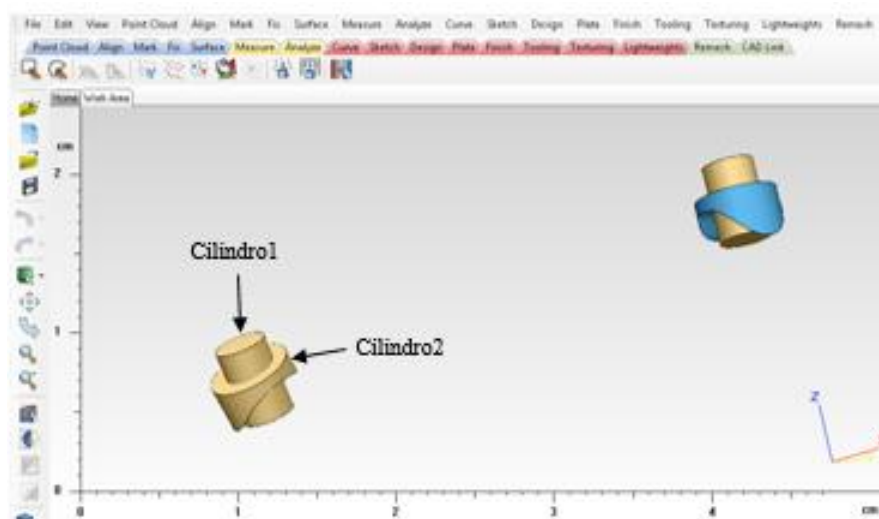


Figura 66-Cilindro 2 e cilindro 1 sobrepostos.

Por fim, para se obterem os furos utiliza-se novamente o comando *Cut*, selecciona-se *Entity – cilindro2* e *Cutting – cilindro1*, repetindo-se o processo (Figura 67).

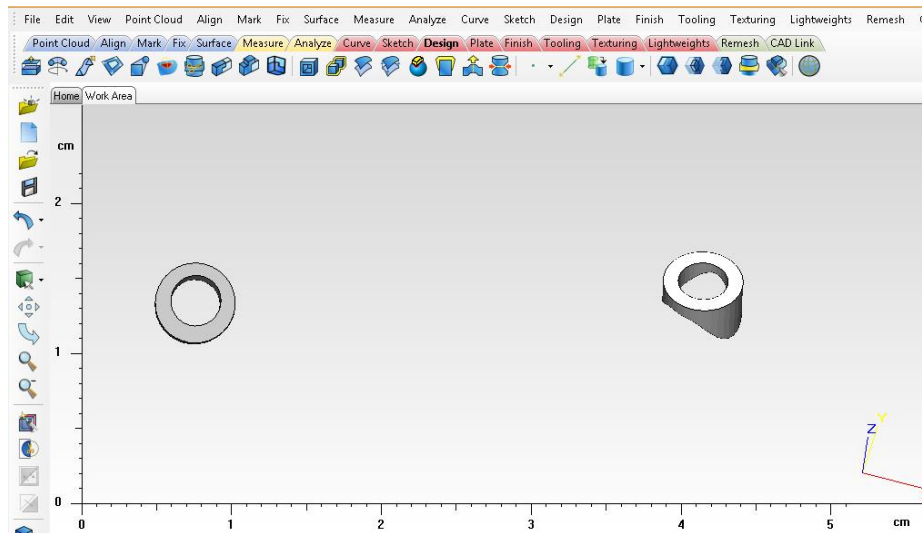


Figura 67-Furo nos dois cilindros.

Depois de se ter obtido os furos tanto no modelo como nos cilindros é necessário juntar as duas partes, para isso faz-se *Import Part* do ficheiro com o modelo.

Na figura 68 pode-se observar já o modelo unido, concluindo assim a edição do modelo 3D, neste caso, o guia cirúrgico.

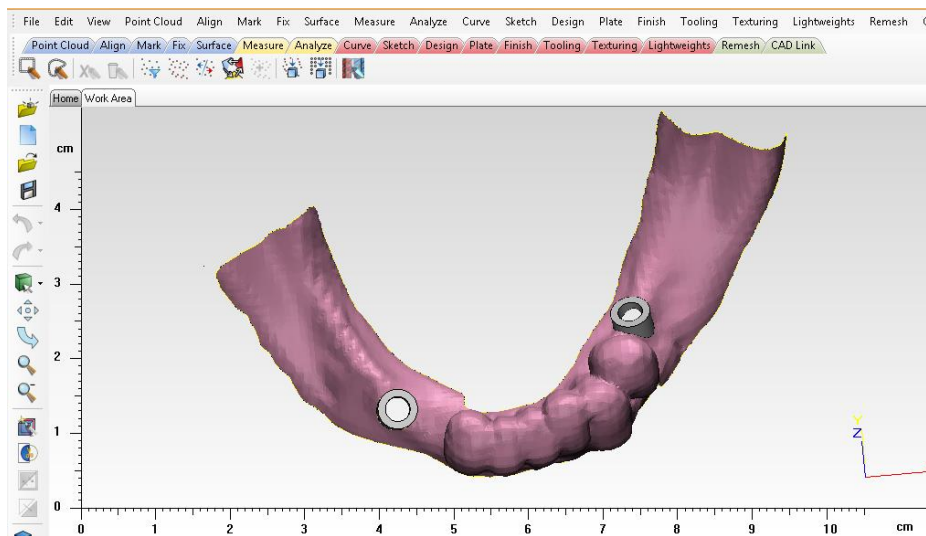


Figura 68-Guia cirúrgico.

7.2.2.4. Exportação do biomodelo 3D em formato STL

Os guias cirúrgicos foram exportados em formato STL, isto é, foi exportado o modelo e os cilindros, separadamente, como mostra na figura 69.

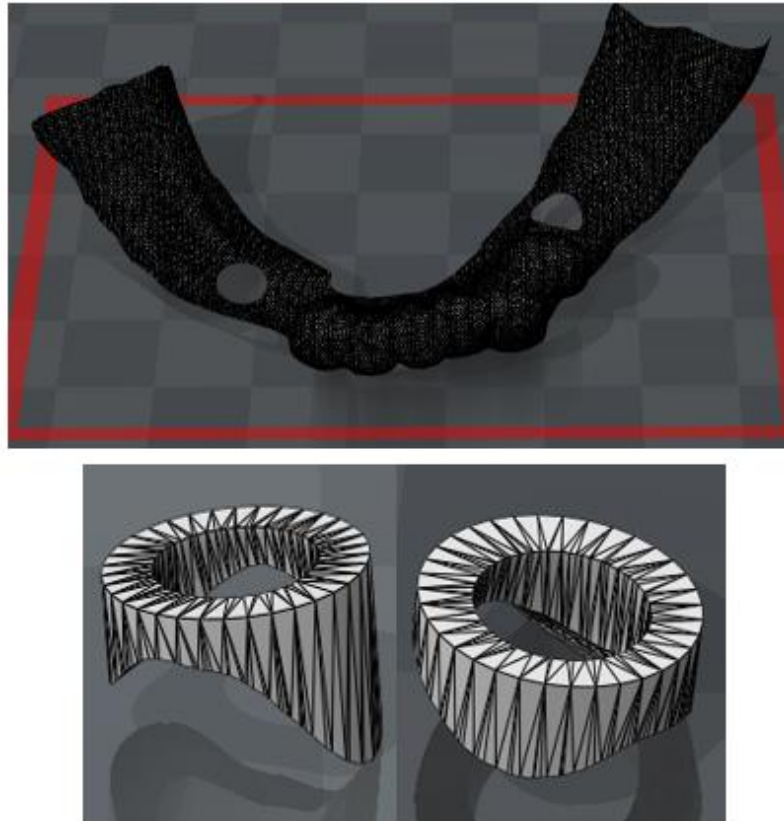


Figura 69-Exportação dos cilindros e do modelo.

Depois de exportado para o formato STL foi necessário no *software 3D Builder* fazer a união do cilindro com a mandíbula para criar o guia cirúrgico.

É de salientar que nesta fase surgiu um erro, denominado de contornos abertos. Fase a este problema foram pesquisados alguns programas que conseguissem detetar o problema e corrigi-lo. No ponto seguinte vão ser referenciados os programas utilizados para correção deste problema.

7.2.2.5. Programas utilizados para correção do modelo 3D

Foi feita uma pesquisa de programas que fossem capazes de corrigir a malha do modelo para posterior impressão 3D.

Encontramos um programa de reparação de malha que tinha como finalidade a reparação de malhas de polígono com vários tipos de defeitos e/ou falhas. Este continha várias ferramentas, das quais foram escolhidas duas (mais adequados para o nosso objetivo) [68]:

- *MeshFix*

O *MeshFix* tem como entrada uma malha de polígonos. Produz uma cópia da entrada onde todas as ocorrências de um conjunto específico de defeitos são corrigidos.

Esta ferramenta foi projetada para corrigir falhas típicas presentes em modelos de malha *RAW DIGITIZED*, portanto, pode falhar ou produzir resultados grosseiros se executados em outros tipos de malhas de entrada (por exemplo, modelos *CAD*). Quando o programa falhar, este anexa uma descrição textual ao arquivo “*meshfix.log*”.

Todas as singularidades, auto-inserções e elementos degenerados são removidos da entrada, enquanto as regiões da superfície sem defeitos não são modificadas. Os formatos de entrada aceites são: *OFF*, *PLY* e *STL*.

Este programa falhou na fase de instalação, assim foi impossível tentar corrigir o modelo.

- *MeshWorks*

O *MeshWorks* inclui funções para operações booleanas, conserto de malha e aumento da espessura superficial (por exemplo, para fins de impressão em 3D).

Depois de instalado este programa, foi necessário gravar o modelo 3D em formato *OBJ*.

Após o modelo ser aberto foram testados dois comandos:

1. Mesh - Mesh Approximate-Boolean, para realizar operações de união, interseção e subtração dos modelos.
2. Mesh - Mesh Hole-filling, para preencher furos de malha.

Depois de testados podemos observar na figura 70 que todos os furos existentes no modelo foram fechados, mesmos aqueles que eram necessários para este estudo. Esta ferramenta seria uma boa opção para eliminar qualquer defeito existente na malha. Neste caso, não foi uma boa opção uma vez que o modelo deixou de ter os furos que eram necessários para o guia cirúrgico, e deixou de ser possível o encaixe na boca, uma vez que o modelo ficou todo preenchido (passando a um sólido).



Figura 70-Modelo final usando a ferramenta MeshWorks.

Por fim, foi ignorado esta ferramenta uma vez que não fazia o que seria o pretendido.

Pesquisamos outro programa denominado *Autodesk Netfabb*. Foi projetado para ambientes de produção, este fornece todo o *software* que precisa para ajudar a reduzir custos, aumentar a eficiência e melhorar o desempenho parcial na impressão 3D [69].

Resolve alguns defeitos, como:

- Reduz o tempo gasto para a preparação de arquivos para FA;
- Modifica modelos para os tornar adequados para FA;
- Reduz custos de FA;
- Maximiza o número de peças para cada construção.

Para tentarmos reparar os contornos abertos no modelo, executamos o comando *repair part*, podemos observar na figura 71, que aconteceu o mesmo que com a ferramenta *MeshWorks*.

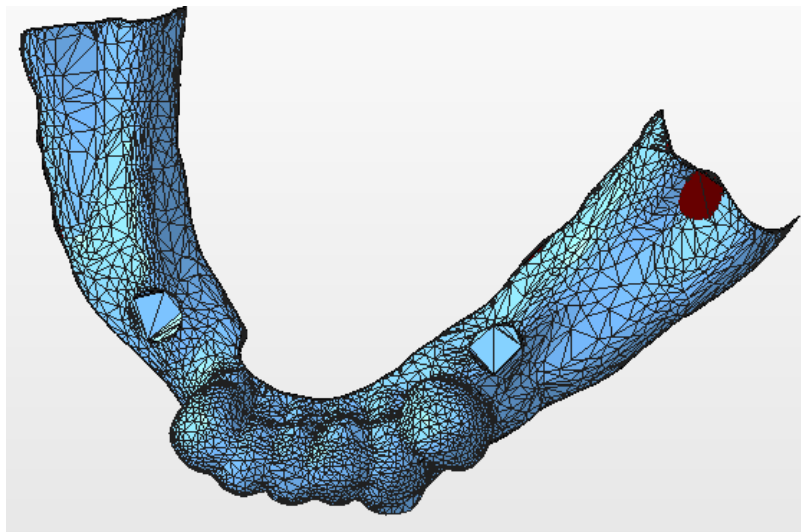


Figura 71-Modelo depois de executado o comando *repair part*.

Por fim, podemos concluir que nenhum destes programas foi capaz de resolver o nosso problema, posto isto, manteve-se até à fase de impressão 3D o modelo com erros. A impressão 3D do guia cirúrgico, foi feita através da tecnologia de FA, impressão 3D-PolyJet.

7.3. Impressão 3D (PolyJet)

A impressora 3D *Object* profissional *Eden260VSTM*, cria modelos que encarnam a sua visão do produto até ao mínimo pormenor (Figura 72).



Figura 72- Impressora 3D Object profissional Eden260VSTM [70]

Esta impressora 3D tem como principais características [70]:

- Constrói modelos até 255x252x200mm;
- Sistema limpo e silencioso;
- Definição das camadas de construção horizontais tão finas como 16 microns;
- Torna superfícies lisas, paredes e detalhes finos;
- Possui 15 materiais rígidos e flexíveis;
- Opção de suporte solúvel para minimizar o tempo e o esforço.

O material usado para a impressão 3D chama-se VeroClear-RGD810, que é um material rígido, transparente, quase incolor, com estabilidade dimensional comprovada para a construção pormenorizada, com detalhes minuciosos, tornando os modelos ideais para dispositivos médicos e óculos [71].

Após a realização das etapas 1 e 2, comuns às etapas do fabrico aditivo referidas no Capítulo 6, seguiu-se a etapa 3 que consiste na manipulação dos ficheiros STL no programa

específico da máquina, *Object Studio™* (*Object Geometries*, Israel) que possui duas variáveis de controlo:

- O modo de construção, possuindo dois tipos que se distinguem pela espessura de camada depositada por ciclo: *High Speed* (HS), com espessura de camada de 30 µm e *High Quality* (HQ), com espessura de 16µm;
- O modo de acabamento superficial, também com 2 tipos: *glossy* (brilhante) e *matte* (fosco). No entanto, mesmo em modo de *glossy*, as áreas onde a resina de suporte entra em contacto com a peça têm aspeto fosco. A opção *matte* é disponibilizada para se obter um aspeto homogéneo na peça, através da deposição de uma fina camada de resina de suporte sobre toda a superfície da peça.

As peças foram produzidas em *High Quality* e em modo *glossy*, uma vez que permite economizar resina de suporte e não é evidente uma distinção quanto às propriedades mecânicas em comparação ao modelo *matte*.

Após a configuração da máquina (etapa 4) procedeu-se à construção dos modelos (etapa 5).

Durante a operação de impressão, o programa da máquina permite visualizar alguns parâmetros, nomeadamente as temperaturas das 8 cabeças de impressão, do ambiente e da mesa, o funcionamento das lâmpadas de UV, a quantidade de desperdício e das cabeças de líquido.

Na figura 73 pode-se visualizar os parâmetros para a impressão do modelo.

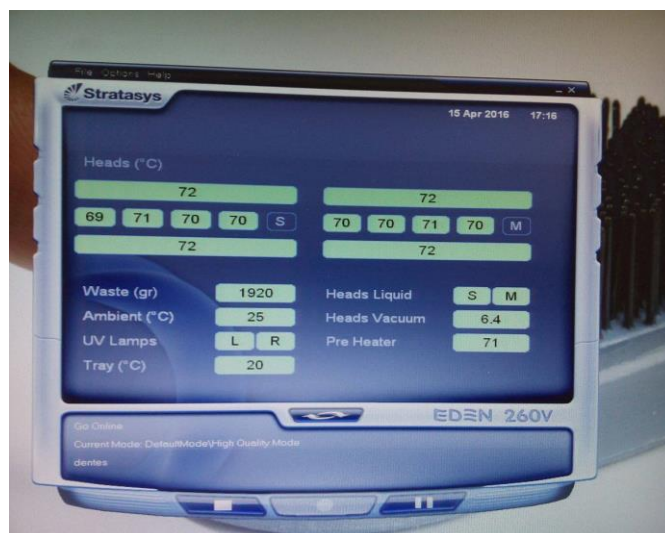


Figura 73-Parâmetros para a impressão do modelo.

Finalizando o processo de construção, procedeu-se ao pós-processamento (etapa 6) da guia cirúrgica, que consistiu em serem bem lavados com água corrente para remoção do material de suporte.

A figura 74 consiste no guia cirúrgico.



Figura 74-Guia cirúrgico.

Podemos verificar que o erro que ocorreu na fase de exportação do modelo para formato STL interferiu com o resultado da impressão 3D.

7.4. Guia cirúrgico convencional

Para a construção de guias cirúrgicos convencionais é necessário seguir 6 passos, que podem variar, dependendo do método que será utilizado em cada caso clínico, a saber:

1º Passo: Moldagem de estudo

São realizadas impressões preliminares ao paciente de forma a obtermos os modelos de estudo, que serão usados para todo o processo.

2º Passo: Registo de dimensão vertical

Após os modelos de estudo serem moldados em gesso duro e quando estiverem devidamente secos, são fabricadas as ceras de articulação nesse molde e sobre uma base estabilizada para o registo da dimensão vertical do paciente.

3º Passo: Articulação

É utilizado o articulador semi-ajustável que é fundamental para o planeamento em implantodontia e para se obter como resultado final um perfeito relacionamento entre dentes superiores e inferiores e a articulação temporo-mandibular, sendo utilizadas as ceras de articulação já com o registo da dimensão vertical devidamente impresso.

4º Passo: Enceramento de diagnóstico

Nesta fase os dentes artificiais são colocados na base de prova construindo desta forma a maquete da futura prótese provisória, para isso, devem ser respeitados fatores estéticos, fonéticos e de ordem anátomo-fisiológica. De seguida esta prótese provisória é passada a acrílico, tendo como finalidade devolver ao paciente condições físicas e psicológicas e devolvendo-lhe a autoestima.

5º Passo: Identificação do local implantar

O local ideal para colocar um implante é no cingulo dos elementos dentais anteriores e na fossa central dos elementos dentais posteriores, distribuindo assim, as forças oclusais paralelamente ao longo do eixo do implante.

6º Passo: Confeção do guia cirúrgico

Devido à simplicidade do caso clínico, optou-se pelo fabrico de um guia cirúrgico em placa de acetato de 1.5mm de espessura, utilizando uma máquina de vácuo.

Em laboratório, o fabrico deste guia cirúrgico é bastante simples e rápido, envolvendo desta forma, um custo muito baixo para o paciente.

O fabrico deste tipo de guia cirúrgico iniciou-se com a moldagem e confeção de um modelo de estudo, efetuado na clínica. A obtenção deste molde de estudo em gesso é um procedimento crítico e, como em qualquer outro trabalho odontológico, todos os passos são de igual importância.

Para se obter uma boa impressão é necessário selecionar, manipular, inserir o material de moldagem numa moldeira, posicioná-la na boca do paciente e mantê-la imóvel até à completa reação de polimerização do material e em seguida, removê-la e o molde é uma cópia negativa de estrutura da superfície da mandíbula.

Após a recepção da moldagem no laboratório, removeu-se toda a saliva do molde lavando-o em água corrente e secando em seguida. Após a desinfecção, verteu-se o gesso sobre a moldagem. De seguida deixou-se descansar até à prensa final. Este processo demorou cerca de 30 minutos, após esse tempo removeu-se o modelo do molde e em seguida recortou-se no recortador de gesso.

Na figura 75 está representado o modelo de gesso, depois de recortado.



Figura 75-Modelo inferior de gesso.

Depois da impressão ter sido feita e moldada a gesso, foi adaptada ao modelo inferior uma placa de acetato (*Dentaflux*), de 1.5mm de espessura (Figura 76).



Figura 76-Placa de acetato com 1.5mm de espessura.

O modelo inferior foi colocado sobre a base da máquina de vácuo e a placa de acetato fixada na sua parte superior (Figura 77). Depois de aquecida, a placa sofreu um

amolecimento e conseqüente moldagem, momento em que é aplicada no modelo e sujeita ao vácuo.



Figura 77-Modelo na máquina de vácuo.

Depois de adaptada, a placa foi recortada a nível vestibular, pelo equador dentário, a nível lingual pela transição do fundo do vestibulo seguindo os contornos gengivais e dos dentes. Em seguida foi levado ao delineador para conferir o paralelismo das perfurações que vão guiar a direção das brocas no ato cirúrgico. Por fim foi dado o acabamento e polimento da placa (Figura 78).



Figura 78-Guia cirúrgico convencional.

Capítulo 8

Resultados e a sua discussão

Nesta secção são abordados todos os resultados das atividades e as respetivas análises.

Os avanços da tecnologia têm contribuído para o aperfeiçoamento dos modelos, já que até há uns anos atrás, o médico dentista só possuía a técnica de moldagem direta para obtenção de modelos do paciente, provocando o posicionamento de implantes não favoráveis estética e mecanicamente.

As informações que são adquiridas nas reconstruções 3D permitem determinar a quantidade e qualidade do osso disponível e também possibilitam a simulação da instalação dos implantes num ambiente virtual em 3D. O planeamento cirúrgico torna-se fidedigno, proporcionando a previsibilidade de técnicas e dificuldades que podem ser encontradas durante a intervenção cirúrgica, reduzindo o tempo e a possibilidade de erros, permitindo a redução global dos custos da reabilitação oral.

O desenvolvimento de *software* e a criação de biomodelos através da técnica de fabrico aditivo permitiu a perceção tátil da anatomia da região e da patologia em estudo, possibilitando a confirmação das informações obtidas através do diagnóstico por imagem e proporcionando outras vantagens, nomeadamente:

- Comunicação entre a equipa cirúrgica;
- Ajuda na comunicação com os pacientes;
- Simulação e planeamento cirúrgico mais detalhado;
- Confeção de implantes personalizados;
- Diminuição do tempo da cirurgia;
- Diminuição de eventuais complicações durante o procedimento cirúrgico.

A utilização dos biomodelos na Odontologia também apresentam desvantagens, tais como:

- Alto custo;
- Maior tempo para a produção de biomodelos;
- Pouca disponibilidade de equipamentos de FA.

O exame de imagem mais utilizado na Odontologia capaz de proporcionar a confeção de biomodelos é a TC, que permite uma avaliação tridimensional da anatomia individual dos pacientes e um acesso mais eficiente à quantidade e qualidade das áreas propostas para

receber implantes, tornando o planeamento mais seguro e confiável. No presente estudo a TC foi suficiente para a realização dos planeamentos e procedimentos.

Como toda a tecnologia que envolve altos custos aos pacientes, a relação custo-benefício deve ser bem avaliada, pois a opção pela técnica do planeamento computadorizado e os guias cirúrgicos em FA determinam custos adicionais ao tratamento.

Com a tecnologia vinculada à rede mundial de computadores, muitos pesquisadores têm-se dedicado a desenvolver *software* específico para a implantodontia, sendo já possível realizar avaliações, interpretações de imagens e planeamentos, com medições precisas, a partir do conhecimento da anatomia topográfica individualizada, densidade, quantidade e qualidade óssea. Neste estudo foram escolhidos dois *software*: um para a reconstrução do biomodelo 3D (*MIMICS*[®]) e outro para o projeto em *CAD*, para a confecção dos guias cirúrgicos (*3-Matic*[®]).

O uso de um computador convencional é viável para a elaboração de projetos em biomodelação quando se utilizam estes dois *software*, porém, modelos de grandes dimensões podem sobrecarregar o sistema e requererem demasiado tempo para a finalização de algumas tarefas.

O *MIMICS*[®] é um *software* de extrema dedicação à biomodelação, é bastante rápido e intuitivo. Das suas características principais as mais notáveis são:

- Capacidade de efetuar a separação de partes em que não existam interligações e subtrações, sem recorrer à geração de modelos 3D;
- A conversão em STL é rápida e intuitiva.

A obtenção de ficheiros STL a partir de ficheiros DICOM é sempre uma tarefa simples e rápida, exceto no que diz respeito à segmentação manual através de cortes individuais. Neste estudo de caso houve a necessidade de eliminar artefactos tais como: dentes obturados e implantes dentários. Assim, a segmentação apresentou resultados satisfatórios, embora este processo fosse bastante demorado.

O *3-Matic*[®] dispõe de ferramentas específicas de desenho, com as quais se torna relativamente simples modelar uma prótese, por usar malha triangular e não superfícies curvas que são bastante difíceis e demoradas de modelar. Com a formação disponibilizada pelo INEGI para o *3-Matic*[®] a familiarização e uso dos programas para obter o guia cirúrgico foi conseguida mas bastante trabalhosa, sendo um processo mais rápido comparativamente com o *MIMICS*[®]. O *3-Matic*[®] possui uma desvantagem, não mostra erros cometidos durante a fase de projeto, prejudicando assim, a fase de impressão 3D.

Na implantodontia, as técnicas de FA não possuem aplicação somente na construção e análise de biomodelos, pois com o aparecimento de sofisticados métodos de aquisição, manipulação de imagens e *software* de planeamento virtual, a construção de guias cirúrgicos por fabrico aditivo têm permitido o estabelecimento de uma relação mais confiável, entre a posição planeada virtualmente e o final dos implantes dentários.

Para a confeção dos furos no guia cirúrgico por fabrico aditivo, consideramos que o parâmetro mais relevante é o local onde existe maior quantidade de osso, neste caso é o local mais próximo dos dentes naturais.

Na figura 79 podemos ver o local escolhido para realizar os furos para a colocação do implante.



Figura 79-Local para colocação dos implantes.

Escolheu-se o valor do diâmetro dos furos (assinalados a vermelho na figura 80) de 3.34mm uma vez que este furo foi o mais aproximado ao valor do implante ($\text{Ø}=3.30\text{mm}$), não poderíamos escolher o valor exato do diâmetro do implante, uma vez que é necessário deixar sempre uma margem de erro, neste caso foi de 0.04mm.

Para a criação do guia cirúrgico, através do *software 3-Matic*[®], foi necessário vários testes para chegarmos ao modelo final, uma vez que nunca utilizamos este programa.

Na fase de exportação do modelo para formato STL, surgiu um erro, denominado de contornos abertos. Fase a este problema foram pesquisados alguns programas que conseguissem detetar o problema e corrigi-lo. Os programas que foram utilizados, para tentar corrigir a malha e outros erros que pudessem surgir, foram: *MeshFix*, *MeshWorks* e *Autodesk Netfabb*. Sendo que o *MeshFix* falhou na fase de instalação.

Podemos concluir que tanto o *MeshWorks* e o *Autodesk Netfabb* foram capazes de corrigir os contornos abertos e outros problemas que o modelo continha. Porém, ao serem

corrigidos esses defeitos, estes dois programas assumiam que os furos feitos no modelo, para posterior guia cirúrgico, eram contornos abertos, o que automaticamente eram fechados. Outro problema que surgiu na utilização destes dois programas, foi que o modelo deixou de conseguir um encaixe para a boca do paciente. Na figura 80 estão assinalados os problemas encontrados após a utilização destes programas.



Figura 80-Modelo: a)sem encaixe para a boca do paciente; b)sem furos.

Após reconhecidos os problemas e sem forma de conseguirmos resolver, no tempo útil, demos continuidade à impressão 3D do guia cirúrgico depois de exportado para formato STL.

Assim, não foi possível obter uma comparação real do método de fabrico aditivo em relação ao método convencional, uma vez que a impressão 3D do método anterior não foi a pretendida, como se pode ver na figura 81.



Figura 81-Guia cirúrgico: a)Virtual; b)Físico.

Embora visualmente os modelos virtuais pareçam não ter qualquer tipo de erro (Figura 80a)), possuíam erros que causaram a má impressão 3D (Figura 80b)), esses erros podem ter acontecido devido a:

- Má exportação do modelo para arquivo STL, uma vez que este aproxima a superfície do modelo sólido através de facetas triangulares, que compõem uma malha em toda a superfície do modelo;
- Mau encaixe dos dois modelos (cilindro e mandíbula), depois de exportado o modelo para STL, este encaixe pode não ter sido feito corretamente;
- Má execução no *software 3-Matic®*, levando erros após a exportação para formato STL, como, malha com buracos, falta de faces, duplicadas ou invertidas, arestas soltas ou duplicadas ou qualquer aresta ou face dentro do modelo.

No guia cirúrgico convencional não tivemos a precisão exata do furo, uma vez que neste molde só se conseguiu ver o contorno gengival e não houve uma boa precisão do local ósseo, comparativamente com o modelo de fabrico aditivo.

Assim foi impossível testar o guia cirúrgico fabricado pelo FA na realidade, na boca do paciente, não conseguindo ter uma comparação deste método com o método convencional.

Relativamente ao método convencional as vantagens são:

- Mais baratas;
- Maior rapidez de execução;

- Mais simples;
- Facilidade em encontrar um laboratório que faça um guia convencional.

E as desvantagens que este método acarreta são:

- Maior risco operatório para o paciente;
- Não garante a precisão da instalação dos implantes;
- Maior desgaste do guia em contacto com as brocas.

Através da pesquisa bibliográfica foram encontradas vantagens e desvantagens para os guias cirúrgicos produzidos por fabrico aditivo. As vantagens são [9][15][16] :

- Propiciam um bom resultado, no sentido de eliminar erros e estruturar a reprodução de tratamentos com sucesso;
- Protegem estruturas anatómicas críticas;
- Beneficiam a parte estética e funcional, que advém da colocação do implante no local determinado;
- Menor tempo cirúrgico;
- Menor risco para o paciente;
- Não há necessidade de abertura de retalho, logo há menor morbidade pós-cirúrgica;
- Os custos adicionais decorrentes desta tecnologia são compensados pelo menor tempo cirúrgico.

As desvantagens deste são:

- Requerem um investimento e esforço substancialmente maior;
- Pouca disponibilidade de equipamentos de PR;
- Erros na realização da TC que podem levar à alteração da imagem médica;
- Erros na manipulação do *software*;
- Erros na confeção do guia cirúrgico.

Capítulo 9

Conclusões e trabalhos futuros

A concretização deste estudo teve como objetivo descrever os benefícios, as vantagens e desvantagens da guia cirúrgica fabricada por fabrico aditivo e convencionais para o planeamento e a redução do tempo da colocação de implantes em cirurgia guiada.

9.1. Conclusões

Tendo por base todo o trabalho desenvolvido, pode-se concluir que é possível desenvolver um método de planeamento pré-operatório, associado à área de implantodontia, recorrendo ao uso de imagens digitais. Neste grupo de imagens digitais, estão incluídas todas as potencialidades da grande diversidade de *software CAD* e de edição de imagem a três dimensões, que foram a base deste trabalho.

Salienta-se a grande utilidade dos métodos de diagnóstico de imagem médica, como a TC, que também foi essencial para desenvolver todos os métodos.

A utilização das tecnologias de FA na área Médica, neste caso da PolyJet, é hoje em dia uma realidade, podendo ser utilizada em diversos tipos de intervenções cirúrgicas. As investigações em curso perspetivam aliciantes inovações nesta área tão importante, embora existam ainda fases intermédias deste processo que precisam de algumas melhorias, como é o caso da aquisição de imagens médicas, onde a quantidade de informação disponível deve ser melhorada.

O *software MIMICS*[®] permitiu facilmente obter um ficheiro *CAD* em STL a partir dos ficheiros DICOM conseguidos através da TC, através de uma base de dados própria, distinguindo no ficheiro DICOM a parte que se quer reproduzir em formato STL, tal como veias ou tecido ósseo e visualizar a localização e a fixação do implante.

O *software 3-Matic*[®] apresenta uma excelente capacidade de modelação em arquivos STL, tornando-o bastante versátil, rápido e capaz de projetar ferramentas de conformação de malha devido à sua capacidade de modelar superfícies, porém não são facilmente detetados erros, prejudicando a fase de impressão 3D.

Face ao surgimento dos erros na fase de exportação para formato STL, e utilizando programas capazes de corrigir problemas de malha ou outros, sendo estes: *MeshFix*,

MeshWorks e *Autodesk Netfabb*, podemos concluir que foram ineficazes para a correção destes. Sendo que o *MeshFix* falhou na fase de instalação.

Podemos concluir também que tanto o *Polymender* e o *Autodesk Netfabb* foram capazes de corrigir os contornos abertos e outros problemas que o modelo continha. Porém, ao serem corrigidos esses defeitos, estes dois programas assumiam que os furos feitos no modelo, para posterior guia cirúrgico, eram contornos abertos, o que automaticamente eram fechados. Outro problema que surgiu na utilização destes dois programas, foi que o modelo deixou de conseguir um encaixe para a boca do paciente.

O resultado final do guia cirúrgico fabricado por FA não foi o esperado, uma vez que o guia cirúrgico virtual não é idêntico ao guia cirúrgico físico, devendo-se a erros existentes que não foram identificados e corrigidos. Existem vários motivos possíveis para que tenha ocorrido um erro na impressão 3D, acontecendo possivelmente devido à exportação para formato STL e/ou durante a fase de desenho no *software 3-Matic*[®].

Assim, através da pesquisa bibliográfica pode-se concluir que o guia cirúrgico produzido por fabrico aditivo é capaz de transferir o planeamento virtual para o campo cirúrgico com excelência, uma vez que consegue reduzir o tempo cirúrgico, diminuiu a morbidade pós-cirúrgica, proporciona menor desconforto e dor e diminuiu o índice de insucesso, além de que diminuiu de forma sensível o trauma psicológico do paciente. Apresenta-se como uma opção perfeitamente viável para a utilização de casos anatomicamente complexos ou por exigência de uma solução protética específica.

Relativamente ao guia cirúrgico convencional também acarretou algumas vantagens, é um método mais barato, simples e de fácil execução, contudo conduz a um maior risco operatório para o paciente; a precisão do local a implantar não é a melhor, há maior probabilidade deste guia ficar gasto, devido ao contacto das brocas com o mesmo, cabendo ao Médico de Estomatologia orientar da melhor forma a instalação dos implantes.

De modo geral, a confeção de um guia cirúrgico garante que no ato cirúrgico os implantes sejam posicionados e inclinados conforme a localização pré-estabelecida, considerando a quantidade óssea, posicionamento, inclinação e relações tridimensionais dos implantes.

Pode-se concluir também que implantes mal posicionados podem comprometer a funcionalidade e a estética dos trabalhos protéticos finais, sendo o FA mais um recurso aliado à implantodontia.

9.2. Trabalhos futuros

Como trabalhos futuros seria interessante experimentar outras tecnologias de FA, pois cada um confecciona um biomodelo com características particulares e ver qual a tecnologia que equilibraria os fatores custo/qualidade.

Outra medida futura, seria aprofundar o estudo do *software 3-Matic*[®], para que erros como os identificados não voltem a acontecer.

Paralelamente, seria aconselhável adequar as metodologias de modelações recorrentes ao uso de *software* e FA para a produção de tecidos moles, proporcionando assim, a possível reconstituição da gengiva.

No mesmo sentido, seria relevante comparar a utilização de *software* “*open source*” com os *software* utilizados neste trabalho para melhorar os desempenhos operacionais para as variadas aplicações, uma vez que estes são de código aberto.

A análise da resistência das próteses e implantes através dos biomodelos virtuais em *software* livres de elementos finitos, permitiria a simulação dinâmica e exploração de comportamentos biomecânicos, como área de investigação futura.

Outros trabalhos futuros poderão consistir no fabrico de guias cirúrgicos de fabrico aditivo e convencionais que requeressem um maior número de implantes, para ver até que ponto o FA seria o método ideal.

Referências Bibliográficas

- [1] Woitchunas G., “Análise da precisão de guias prototipados na transferência do planejamento virtual em implantodontia.,” Tese para obtenção do grau de Doutor em Odontologia da Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2008.
- [2] Goiato M., Pellizzer E. P., Santos D. M., Barão V. A. R., et. al., “Clinical viability of immediate loading of dental implants: Part IV Factors for sucess,” *The journal of craniofacial surgery*, vol. 20, pp. 2139-2142, 2009.
- [3] Hubbe C., “Guias de referência para localização e posicionamento de implantes dentários,” Monografia para obtenção do título de Especialista em Prótese Dentária da Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis, 2002.
- [4] Mendes D., “Quando e porque utilizar pilares intermediários ou abutments UCLA em próteses aparafusadas sobre implantes?,” Monografia para obtenção do título de Especialista em Prótese Dentária da Faculdade de Odontologia UFMG, Belo Horizonte, 2011.
- [5] Bernardo R., “Cirurgia guiada na colocação de implantes,” Dissertação para obtenção do grau de Mestre em Medicina Dentária da Faculdade de Medicina Dentária do Porto, Porto, 2015.
- [6] Dutra A., “Vantagens e Desvantagens das próteses parafusadas e cimentadas,” Monografia para obtenção do título de Especialista em Prótese Dentária da Faculdade de Ciências da Saúde da Universidade Vale do Rio Doce, Governador Valadares, 2009.
- [7] Taddeucei F., “Planejamento Reverso: confecção de guias,” Monografia para obtenção do título de Especialista em Periodontia da Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis, 2006.
- [8] Monteiro F., “Técnicas de confecção de guias cirurgicos em modelos prototipados,” Monografia para obtenção do título de Especialista em Implantodontia do Instituto de Ciências da Saúde, Funorte/Soebrás, 2014.
- [9] Sammartino G., *Stereolithography in oral implantology. A comparison of Surgical Guides.*, vol. 13, pp. 133-139, Baltimore, 2004.
- [10] Aimi F., “Riabilitação em Implantodontia através de cirurgia guiada e carga imediata: Uma revisão da literatura,” Monografia para obtenção do título de

- Cirurgiã-Dentista em Odontologia da Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis, 2014.
- [11] Antas A., “Utilização das tecnologias de Prototipagem Rápida na Área Médica,” Dissertação para obtenção do grau de Mestre em Design Industrial da Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto, Porto, 2007.
- [12] Anchieta M., Quaresma M. e Salles F., “Advanced Applications of Rapid Prototyping Technology in Modern Engineering,” Brasil.
- [13] Rocha B., “Desenvolvimento do processo de produção de próteses em ligas de titânio,” Dissertação para obtenção do grau de Mestrado Integrado em Engenharia Mecânica da Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto, Porto, 2010.
- [14] Garbelim J., “Aplicação do processo de produção de próteses em ligas de Titânio,” Monografia para obtenção do título de Especialista em Implantodontia da Faculdade Unidas do Norte de Minas Gerais, Funorte-Santo André, 2011.
- [15] Safira L., Azevedo R., et. al., “Aplicação dos biomodelos de prototipagem rápida na Odontologia, confeccionados pela técnica da impressão tridimensional,” *Revista de Ciências Médicas e Biológicas*, 2010.
- [16] Filho A., “Prototipagem em Implantodontia e cirurgia guiada,” Monografia para obtenção do grau de Especialista em Odontologia do Centro de Pós-Graduação da CIODONTO, Rio de Janeiro, 2010.
- [17] Menezes P., Sarmiento V. e Lamberti P., “Aplicação da Prototipagem Rápida em Implantodontia,” vol. 3, 2008.
- [18] Silva G., “Prototipagem rápida e ferramental rápido aplicados às peças utilizadas em ensaios estáticos de embalagens para acondicionamento e transporte de peças automotivas,” Trabalho para obtenção do título de Mestre em Engenharia Automotiva da Escola Politécnica da Universidade de São Paulo, São Paulo, 2008.
- [19] Giacomo G., Cury P. e Araujo N., “Clinical Application of Stereolithographic Surgical Guides for Implant Placement: Preliminary Results,” *J Periodontol*, vol. 76, 2005.
- [20] "Implantes dentários: A solução mais natural, estética e segura," [Online]. Available: <http://www.phibo.com/img/seccionstxt/100/Os%20implantes.pdf>. [Acedido em 7 de Setembro de 2016].

- [21] "Ordem dos Médicos Dentistas: Implantes dentários," [Online]. Available: <https://www.omd.pt/docs/folhetos/folhetoomdimplantentesdentarios.pdf>. [Acedido em 4 de Setembro de 2016].
- [22] Drysdale C., Feran K., Friel P., et. al., "A Dentist's Guide to Implantology," *Association of Dental Implantology*, 2012.
- [23] Miranda A., Felício A., Viseu A., Seabra N., "Geometria, desenho das espiras, superfície e conexão", Universidade Fernando Pessoa, Porto, 2015.
- [24] Farias I., Cappato L., "Implantes imediatos: Uma revisão da literatura," Monografia para obtenção da graduação em Odontologia da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal Fluminense, Nova Friburgo, 2015.
- [25] Silva J., Moraes S., et. al., "Avaliação das tensões na interface implante/coroa," vol. 8, p. 50, 2008.
- [26] Norton A., "Protocolo cirúrgico para colocação de implantes em função da densidade óssea," Dissertação para obtenção do grau de Mestre em Medicina Dentária da Faculdade de Medicina Dentária do Porto, Porto, 2005.
- [27] "Implants," [Online]. Available: <http://pt.slideshare.net/JooCalais/implantes-dentarios>. [Acedido em 20 de Agosto de 2016].
- [28] Teixeira E., "Implantes Dentários na Reabilitação Oral" Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul.
- [29] Renz R., "Avaliação da osseointegração de implantes de titânio submetidos a diferentes tratamentos de superfícies," Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2007.
- [30] Zambrano M., "Osteointegração em implantes em Odontologia," Dissertação para obtenção do grau de Especialista em Periodontia da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Piracicaba, 1995.
- [31] Henriques R., "Implantes Curtos: Taxas de sucesso, características e factores que possibilitam uma optimização da técnica e do desempenho clínico," Dissertação do grau de Mestre em Medicina Dentária da Universidade Fernando Pessoa, Porto, 2012.
- [32] "Cicatrização óssea," [Online]. Available: <http://slideplayer.com.br/slide/4203651/>. [Acedido em 26 de Agosto de 2016].

- [33] "Implantes dentários," [Online]. Available: <http://www.ortognaticatorezan.com.br/implantes.html>. [Acedido em 28 de Agosto de 2016]
- [34] Dias M., "O uso de guias no planejamento das próteses sobre implantes," Universidade de Santa Catarina, Florinópolis, 2014.
- [35] "INPN- O portal das revistas ImplantNews e PerioNews," [Online]. Available: <http://www.inpn.com.br/Materia/Opinioes/793>. [Acedido em 10 de Março de 2016]
- [36] "DOC-digital," [Online]. Available: <http://doc-digital.blogspot.pt/2012/06/o-maximo-para-seus-implantes-com-minimo.html>. [Acedido em 10 de Março de 2016].
- [37] Soares M., "Avaliação in vitro da precisão de um sistema de cirurgia guiada para a instalação de implantes," Dissertação para obtenção do grau de Mestre em Odontologia da Universidade do Grande Rio, Duque de Caxias, 2009.
- [38] "Guias em Implantodontia," [Online]. Available: <http://www.implantodontia.blog.br/guias-em-implantodontia/>. [Acedido em 7 de Março de 2016].
- [39] "O que é um implante dentário?," [Online]. Available: <http://okimplantes.webnode.com/news/o-que-e-um-implante-dentario/>. [Acedido em 7 de Março de 2016].
- [40] Csáky V., "Desenvolvimento do processo de produção de próteses crâni-maxilofaciais fundidas," Dissertação para obtenção do grau de Mestrado Integrado em Engenharia Mecânica da Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto, Porto, 2014.
- [41] Apontamentos da disciplina de Imagiologia, Monteiro F., Escola Superior de Tecnologia e Gestão, Instituto Politécnico de Bragança, Bragança, 2014.
- [42] Mendes B., "Desenvolvimento de metodologia digital para projeto e fabrico de próteses extraorais," Dissertação para obtenção do grau de Mestrado Integrado em Engenharia Mecânica da Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto, Porto, 2014.
- [43] "Tomografia computadorizada de feixe cônico," [Online]. Available: <http://www.scielo.br/img/revistas/dpress/v12n2/18f10.jpg>. [Acedido em 2 de Agosto de 2016].

- [44] "Ressonância Magnética," [Online]. Available: <http://www.clinicadamama.com.br/conheca-melhor-o-exame-de-ressonancia-magnetica/>. [Acedido em 5 de Agosto de 2016].
- [45] Fernandes V., "Biomodelação 3D e Implantologia Guiada," Dissertação para obtenção do grau de Mestrado Integrado, Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto, Porto, 2009.
- [46] Silva F., "Proposta de biomodelagem virtual utilizando softwares livres," Dissertação para obtenção do grau de Mestre em Ciências da Área de Projetos da Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá, Guaratinguetá, 2011.
- [47] "Segmentação de imagem," [Online]. Available: <http://paginas.fe.up.pt/~padilha/PAI/ficheiros/Cap4-ac.pdf>. [Acedido em 4 de Agosto de 2016].
- [48] "MIMICS," [Online]. Available: <http://biomedical.materialise.com/mimics>. [Acedido em 11 de Novembro de 2015].
- [49] Marques T., "Definição de um Modelo de Planeamento Pré Operatório em Ortopedia usando Imagem Digital," Porto.
- [50] "Mimics Student Edition Course Booke," [Online]. Available: [file:///C:/Users/User/Downloads/Mimics%20\(2\).pdf](file:///C:/Users/User/Downloads/Mimics%20(2).pdf). [Acedido em 9 de Novembro de 2015].
- [51] Safira L. C., Azevedo R. A. D., et. al., "Aplicação dos biomodelos de prototipagem rápida na Odontologia, confeccionados pela técnica da impressão tridimensional," Revista de Ciências Médicas e Biológicas, 2010.
- [52] "Tomografia Computadorizada," [Online]. Available: <http://docslide.com.br/documents/aula-1-introducao-a-tomografia-computadorizada-profo-claudio-souza.html>. [Acedido em 4 de Agosto de 2016].
- [53] Mazzola A., "Artefactos em RM," Brasil.
- [54] Carvalho J., "Desenvolvimento de um dispositivo para avaliação dimensional de um processo de fabrico de implantes dentários," Dissertação para obtenção do grau de Mestrado Integrado em Engenharia Metalúrgica e de Materiais da Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto, Porto, 2013.
- [55] Leal N., "Desenvolvimento do processo de fabrico de próteses humanas em silicone para substituição de órgãos em tecidos moles," Dissertação para obtenção

- do grau de Mestrado Integrado em Engenharia Mecânica da Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto, Porto, 2011.
- [56] "3-Matic: Medical Edition," [Online]. Available: http://biomedical.materialise.com/sites/default/files/public/BME/PDF%20Files/ifu_3-matic_10.0_medical_en.pdf. [Acedido em 15 de Fevereiro de 2016].
- [57] "Stratasys," [Online]. Available: <http://www.stratasys.com/br/resources/rapid-prototyping>. [Acedido em 20 de Fevereiro de 2016].
- [58] Raulino B., "Manufatura Aditiva: Desenvolvimento de uma máquina de prototipagem rápida baseada na tecnologia FDM (Modelagem por Fusão e Deposição)", Universidade de Basília, Basília, 2011.
- [59] "Technology Assessments," [Online]. Available: <http://energy.gov/sites/prod/files/2015/11/f27/QTR2015-6A-Additive%20Manufacturing.pdf>. [Acedido em 23 de Fevereiro de 2016].
- [60] Abreu S. A. C., "Impressão 3D baixo custo versus impressão em equipamentos de elevado custo," Dissertação para obtenção do grau de Mestrado Integrado em Engenharia Mecânica da Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto, Porto, 2015.
- [61] Lira V., "Desenvolvimento de processo de prototipagem rápida via modelagem por deposição de formas livres sob temperatura ambiente de materiais alternativos," Dissertação para obtenção do grau de Doutor em Engenharia da Escola Politécnica da Universidade de São Paulo, São Paulo, 2008.
- [62] Balem F., "A utilização da Prototipagem Rápida na Odontologia," Monografia para obtenção do título de Especialista em Radiologia Odontológica e Imaginologia da Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2010.
- [63] Apontamentos da disciplina de Processamento de Materiais, Queijo L., Escola Superior de Tecnologia e Gestão, Instituto Politécnico de Bragança, Bragança, 2014.
- [64] Almeida W., "Otimização estrutural de protótipos fabricados pela tecnologia FDM utilizando o método dos elementos finitos," Dissertação para obtenção do título de Mestre em Engenharia Mecânica da Escola de Engenharia de São Carlos da Universidade de São Paulo, São Carlos, 2007.
- [65] Vieira L., "Efeito da pós-cura nas propriedades mecânicas da resina *Fullcure 720*, utilizada em prototipagem rápida por impressão tridimensional PolyJet,"

Trabalho para obtenção do título de Engenharia de Materiais da Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis, 2009.

- [66] Silva G., “Prototipagem rápida e ferramental rápido aplicados às peças utilizadas em ensaios estáticos de embalagens para acondicionamento e transporte de peças automotivas,” Trabalho para obtenção do título de Mestre Profissional em Engenharia Automotiva da Escola Politécnica da Universidade de São Paulo, São Paulo, 2008.
- [67] "Mís: Seven," [Online]. Available: <http://www.mis-implants.com/Products/Implants/seven.aspx>. [Acedido em 22 de Setembro de 2016]
- [68] “Mesh Repairing Software on the Web,” [Online]. Available: <http://meshrepair.org/>. [Acedido em 18 de Maio de 2017]
- [69] “Autodesk Netfabb: Expert software for additive manufacturing,” [Online]. Available: <http://www.ratc.com.tw/wp-content/uploads/2017/05/Netfabb-2017-Brochure-Digital-.pdf>. [Acedido em 18 de Maio de 2017].
- [70] "Stratasys Objet Eden260VS," [Online]. Available: <http://www.stratasys.com/3d-printers/design-series/objet-eden260vs>. [Acedido em 16 de Março de 2016].
- [71] "Stratasys: Materials," [Online]. Available: <http://www.stratasys.com/materials/polyjet/transparent>. [Acedido em 16 de Março de 2016].