

FACULDADE DE ENGENHARIA DA UNIVERSIDADE DO PORTO



Biomodelação 3D e Implantologia Guiada

Tese de Mestrado Integrado

Em cooperação com a empresa Medmat Innovation Lda

Porto, Julho de 2009

Dissertação realizada sob orientação da Prof.^ª Dr.^ª M^ª Ascensão Lopes (FEUP) e co-orientação do Eng.^º Bruno Sá (Medmat Innovation, Lda.)

<i>CANDIDATO</i>	Virgínia do Couto Fernandes	<i>Código</i>	030508012
<i>Título</i>	Biomodelação 3D e Implantologia Guiada		
<i>DATA</i>	22 de Julho de 2009		
<i>LOCAL</i>	Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto - Sala C603- 10:30h		
<i>JÚRI</i>	<i>Presidente</i>	Professor Doutor Luís Filipe Malheiros de Freitas Ferreira	DEMM/FEUP
	<i>Arguente</i>	Professor Doutor Carlos Alberto Moura Relvas	DEM/UA
	<i>Orientador</i>	Professor Doutor Maria Ascensão Ferreira da Silva Lopes	DEMM/FEUP

Agradecimentos

Agradeço à Professora Doutora Maria Ascensão Lopes pela disponibilidade e acompanhamento durante todo este trabalho.

À Medmat Innovation na qualidade de empresa onde se realizou todo este trabalho, em especial ao Eng.º Bruno Sá, por todo o apoio, orientação, dedicação e disponibilidade durante a realização deste estudo.

Agradeço aos meus amigos Rui Alves, Elsa Sequeiros, Jorge Santos, Tito Garrido, Sérgio Araújo, Hugo Tavares, Tiago Santos, Ricardo Costa, Rogério Ribeiro, Pedro Gomes, Stephanie Mesquita e Melanie Andrade que sempre me ajudaram e apoiaram durante todo este percurso. Também ao meu “afilhado” do coração Rúben Santos.

Agradeço em especial à minha grande amiga Inês Cunha que esteve sempre presente nos bons e nos maus momentos da minha vida e que me mostrou o verdadeiro valor e sentido da palavra amizade. Obrigada por tudo!

Agradeço ainda aos meus pais Alberto e Maria Rosa, por todo o amor, apoio e compreensão. À minha irmã Juliana pelo apoio, amizade e companheirismo.

O meu maior agradecimento vai para a minha filha Matilde por todo o amor e felicidade que preenchem cada dia da minha vida. Sem ti nada disto faria sentido. És o meu mundo!

A todos, os meus sinceros agradecimentos.

Resumo

O biomodelo, gerado através da tecnologia de biomodelação, permite ao clínico visualizar a situação real do paciente a três dimensões (3D). A partir de imagens médicas obtidas através da técnica de tomografia computadorizada, é construído, com recurso a um software específico, um modelo 3D virtual representativo da situação clínica do paciente. O modelo virtual gerado é susceptível de ser prototipado, sendo criado, assim, um modelo físico da anatomia do paciente. A biomodelação permite não só uma melhor compreensão da situação pré-operatória do paciente, mas também o ensaio da cirurgia sobre o modelo. De forma a demonstrar as potencialidades desta tecnologia, foram estudadas as funcionalidades de um software de biomodelação, o *Anatomics Pro* (*Anatomics TM*, Melbourne, Austrália). Para tal foi estudado um caso real de um paciente que possuía vítima de um tumor, ao qual foi retirada a hemimandíbula e que necessitava de uma cirurgia maxilofacial reconstrutiva. O biomodelo foi devidamente gerado e posteriormente prototipado através da técnica de estereolitografia.

Contudo, a biomodelação pode ser aplicada a uma área diferente - a implantologia guiada. Partindo dos mesmos propósitos apresentados para a biomodelação, a implantologia guiada utiliza esses fundamentos como ponto de partida para o trabalho subsequente. Após gerado o modelo virtual de uma mandíbula/maxila, é elaborado um planeamento de colocação de implantes respeitando parâmetros de segurança. A partir do planeamento é obtido um dispositivo médico denominado de guia cirúrgica. A guia cirúrgica, tal como o biomodelo, é obtida por um processo de prototipagem rápida. Com o intuito de mostrar as capacidades deste tipo de abordagem à área da implantologia foram desenvolvidas três guias cirúrgicas, através de dois métodos diferentes. O primeiro método permitiu estudar um software de implantologia, o *Implan* (<http://www.3ddentalimaging.com/index.html>), onde foi elaborado um planeamento de colocação de implantes. Uma vez finalizado, o planeamento foi transferido para um novo software de modelação onde foi elaborada, manualmente, a guia cirúrgica. O segundo método consistiu na exploração de um software de implantologia denominado *SimPlant* (*Materialise Dental NV*, Leuven, Bélgica). Este permite elaborar o planeamento de colocação de implante em que, e contrariamente ao software *Implan*, a guia é gerada directamente pelo software sem necessidade de intervenção humana. Deste modo foram obtidas dois tipos de guias, uma de suporte dentário e outra de suporte mucoso para aplicação a casos reais.

Abstract

A biomodel, generated by biomodelling technology, allows the surgeon to visualize the patient's real situation in three dimensions (3D). From medical images acquired by computed tomography, it's built, with aid of specific software, a 3D virtual model representative of patient clinic situation. This virtual model can be prototyped, allowing the creation of a physic model of the patient's anatomy. Biomodelling allows not only a better comprehension of patient preoperative situation, but also surgery essay on the model. In order to show the potential of this technology, the functionalities of the biomodelling software Anatomics Pro (Anatomics TM, Melbourne, Australia) were studied. This study was based on a real case in which the patient had a mandibular fracture and needed reconstructive maxillofacial surgery. A biomodel was properly generated and subsequently prototyped by stereolithography technology.

However, biomodelling can also be applied to a different area - Guided Implantology. Starting from the same purposes presented for biomodelling, guided implantology uses this groundwork as a start point to subsequent work. After the virtual model of a mandible/maxilla was generated, an implant placements plan regarding safety parameters is elaborated. Based on this planning, a medical device named surgical guide was obtained. This surgical guide, as the biomodel, is achieved by means of rapid prototyping. To show the capabilities of this kind of approach three surgical guides were developed by two different methods. The first one allowed the study of implantology software named Implan (<http://www.3ddentalimaging.com/index.html>), where an implant placement plan was made. After being concluded, planning was transferred to modeling software where the surgical guide was manually developed. The second method allowed the exploitation of another implantology software named SimPlant (Materialise Dental NV, Leuven, Belgium). This software allows the development of an implant placement plan and generates surgical guides virtually, without the need of human intervention. This way two kinds surgical guides applied to real cases were achieved, the first one with teeth support and the other one with mucosa support.

Motivação/ Objectivos

O presente trabalho foi desenvolvido em cooperação com a empresa Medmat Innovation e cirurgiões das áreas de Medicina Dentária, Cirurgia Plástica e Estomatologia visando estudar a tecnologia de Biomodelação 3D assim como a de Implantologia Assistida por Computador. Este trabalho surgiu no seguimento do seminário intitulado “Biomodelação 3D e Prototipagem Rápida em Implantologia”, que permitiu aprofundar o conhecimento adquirido sobre a área da implantologia guiada. Deste modo, e para dar continuidade ao trabalho já realizado, foi proposto o estudo da tecnologia de reconstruções maxilofaciais em ambiente virtual, concepção de biomodelos através de processamento de imagem médica e um estudo mais pormenorizado da área de implantologia assistida por computador associada ao conceito de cirurgia guiada. Na perspectiva de uma abordagem prática foi proposto, em conjunto com especialistas das áreas abrangidas a concepção de guias cirúrgicas com os três tipos de assentamento: ósseo, dentário e mucoso. É de referir que todos os softwares descritos neste trabalho foram disponibilizados pela Medmat Innovation, e que os casos reportados relatam casos de aplicabilidade em pacientes reais.

Índice

Capítulo I - Introdução aos Métodos Guiados por Computador	1
1.1. Tomografia Axial Computorizada	1
1.2. Parâmetros que Influenciam a Qualidade das Imagens Médicas	2
1.3. Formato DICOM	8
1.4. Biomodelação 3D	8
1.4.1. Software de Biomodelação - Anatomics Pro	9
1.5. Implantologia Guiada	16
1.5.1. Software de Análise e Processamento de Imagem Médica para Implantologia	19
1.5.2. Abordagem computadorizada em Implantologia Dentária	19
1.6. Considerações Inerentes ao Tratamento Protético	21
1.7. Guias para Implantologia Assistida por Computador	24
1.8. Design de Guias Cirúrgicas	27
Capítulo II- Aplicações a Casos Reais	30
2.1. Caso I - Aplicação do software de biomodelação Anatomics Pro a um caso real	30
2.2. Caso II - Utilização do software de implantologia guiada Implan para a concepção de uma guia de apoio ósseo	33
2.3. Caso III - Utilização do software de implantologia guiada SimPlant para a concepção de uma guia de suporte dentário	43
2.4. Caso IV - Utilização do software de implantologia guiada SimPlant para a concepção de uma guia sobre mucosa (com recurso a uma prótese radiológica)	52
3. Discussão / Conclusão	56
4. Bibliografia	59

Capítulo I - Introdução aos Métodos Guiados por Computador.

1.1. Tomografia Axial Computorizada.

A tomografia axial computadorizada (TAC) é um método radiológico que permite reproduzir secções do corpo humano com o objectivo de obter um diagnóstico. É um método não invasivo, rápido, fidedigno e de alta precisão que permite a visualização imediata de regiões anatómicas do corpo humano com riscos reduzidos para o paciente. [1]

A tomografia computadorizada pode ser definida como um exame radiológico que consiste em imagens tomográficas finas de tecidos corporais resultantes de reconstruções matemáticas assistidas por computador [1]. Cada imagem ou corte de tomografia representa uma secção específica do corpo humano [2], e que, em função da espessura e avanços reduzidos, melhoram consideravelmente a resolução da imagem obtida. Estes podem ser unidos artificialmente, através de um software apropriado, dando origem a um objecto tridimensional que reflecte o corpo analisado, sendo que é também possível a sua observação em diferentes planos: axial, sagital e coronal. [1]

A tomografia computadorizada tem três vantagens gerais sobre a radiologia convencional: a primeira é que as informações tridimensionais são apresentadas na forma de uma série de cortes finos da estrutura interna da parte estudada (figura 1). Como o feixe de raios X está rigorosamente calibrado para aquele corte em particular, não há sobreposição nem alteração de informação por radiação secundária que provém de tecidos exteriores ao corte. A segunda vantagem é que a tomografia é mais sensível na diferenciação de tecidos permitindo que estes sejam mais facilmente, e claramente, delineados e estudados. A radiografia convencional pode mostrar tecidos que tenham uma diferença de densidade de pelo menos 10%; já a tomografia computadorizada pode detectar diferenças de densidade entre tecidos de 1% ou mesmo valores inferiores. Uma terceira vantagem é a possibilidade de manipulação e ajuste da imagem após o varrimento ter sido concluído, sendo então considerada uma tecnologia digital. Assim é então possível o ajuste do brilho, realce e aumento de zonas específicas. Também permite ajuste do contraste ou da escala de cinzentos para uma melhor visualização da anatomia pretendida. [1]

Relativamente à tomografia computadorizada, a radiação X não incide sobre a película radiográfica, mas sobre sensores que transformam a radiação em sinais

eléctricos que passam por um processo de qualificação, sendo gravados em formato digital, originando uma imagem formada por múltiplos pontos, que variam do cinzento claro ao preto numa escala de 16 tons diferentes representativos da escala de *Hounsfield*. [1]

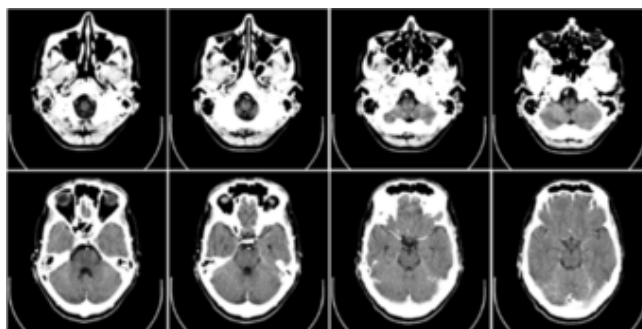


Figura 1 - Exemplo de imagens médicas adquiridas por tomografia computadorizada. [3]

Os dados que formam um corte tomográfico são relacionados com elementos: a largura é denominada por X e a altura por Y . Cada quadrado bidimensional formado por X e Y é designado por *pixel* (*picture element*), sendo a imagem gerada por tomografia constituída por um conjunto de *pixéis* para cada corte [2]. Cada pixel é representado por um brilho ou a escala de cinzento correspondente, que indica o coeficiente de atenuação linear média do tecido estudado. O coeficiente de atenuação linear média é baseado nos coeficientes da água, do ar e dos ossos. Os dados numéricos em cada pixel são chamados de unidades *Hounsfield* e variam entre -1000 e +1000. Por convenção a água é assinalada com o número zero. O ar é assinalado com o número -1000 (aspecto preto) e o osso cortical +1000 (aspecto branco). Uma limitação da tomografia computadorizada é que os dentes têm maior densidade que o osso cortical, e a maioria dos materiais dentários são mais densos que o dente. Portanto, a presença de restaurações metálicas pode produzir artefactos significativos nos cortes tomográficos na região da cabeça e pescoço. [1]

1.2. Parâmetros que Influenciam a Qualidade das Imagens Médicas.

A qualidade da imagem médica gerada por um equipamento de tomografia computadorizada pode ser influenciada por diferentes factores. De seguida são apresentados alguns dos factores responsáveis pela qualidade de imagem obtida: [4]

1.2.1. Relação entre a Dose de Radiação e a Qualidade da Imagem.

Tal como na radiografia convencional a qualidade da imagem vai estar dependente da dose de radiação aplicada. Em relação à tomografia a equação de Brooks estipula que a dose de radiação e a qualidade da imagem estão correlacionadas (equação 1): [4]

$$D \propto \frac{B}{\sigma^2 \cdot a^2 \cdot b \cdot h} \text{ com } B = \exp(\mu \cdot d) \text{ (equação 1)}$$

Onde,

D= Dose de radiação a que o paciente é sujeito

B= Factor de atenuação do objecto

μ = Coeficiente médio de atenuação do objecto

d = Diâmetro do objecto

σ = Desvio padrão associado aos números de tomografia (ruído “noise”)

a = Incremento da amostra

b = Espessura do feixe (espessura da amostra)

h = Espessura da fatia tomográfica

A equação de Brooks dá-nos uma descrição do que acontece à dose de radiação a que um paciente é sujeito quando os parâmetros supra referidos sofrem uma alteração, mantendo constante somente o “ruído”. Pode-se então verificar que a dose deve ser duplicada quando a espessura da fatia tomográfica é reduzida para a metade; verifica-se também que a dose deve ser duplicada caso o diâmetro do objecto aumente em 4cm. O aumento de oito vezes na dose de radiação é requerido quando a resolução espacial é duplicada (através da diminuição para metade da espessura do feixe e do incremento da amostra). É de notar também que a dose e o ruído estão inversamente relacionados de tal modo que é necessário aumentar em quatro vezes do valor da dose para que o ruído seja diminuído para metade. [4]

Contudo, a equação de Brooks encontra-se incompleta uma vez que apenas contempla a quantidade de ruído e a resolução espacial como os únicos factores a interferirem com a qualidade da imagem. Outros factores como o contraste ou o ruído electrónico não são contemplados por esta equação. [4]

1.2.2. Produto entre Corrente e Tempo (Q).

Em concordância com a radiologia convencional, existe também para a tomografia uma relação linear entre Q e a dose de radiação aplicada. O produto em mAs associado a um simples exame é conseguido através da multiplicação da

corrente do tubo pelo tempo de exposição. Para a obtenção de um tempo de exposição maior são realizadas mais rotações, mantendo a mesa de exame estacionária. A única interferência que Q vai ter na qualidade da imagem prende-se pelo “ruído” gerado na imagem. Este, tal como se pode verificar através da equação de Brooks, é inversamente proporcional à raiz quadrada da dose. No entanto, e quando os pacientes a examinar são magros ou se tratam de crianças, é necessário reduzir consideravelmente as definições de mAs aplicados, de forma a evitar uma sobreexposição. [4]

1.2.3. Tempo de Exposição.

O tempo de exposição vai ter influência directa sobre a incidência de artefactos causados por movimentos. Estes podem ser minimizados com a utilização de períodos curtos de exposição. O tempo de exposição mínima está relacionado com o design do objecto em estudo, sendo que são denominados por “*one second scanner*” ou “*two second scanner*” de acordo com o tempo que demoram a completar uma rotação completa. A selecção do tempo de exposição está por vezes restringida a múltiplos destes valores, pelo que o tempo de rotação não pode ser controlado. Contudo, alguns equipamentos permitem a execução de digitalizações parciais, com um ângulo de rotação inferior a 360°. Desta forma o tempo de exposição pode ser reduzido para 1/3, e esta opção deve ser usada preferencialmente em casos onde haja um risco enorme de ocorrerem artefactos de movimento, tais como quando o exame é efectuado num paciente não cooperativo. No entanto, esta melhoria no tempo de exposição só é conseguida com o sacrifício da resolução espacial. A radiação a que um paciente é exposto não está directamente relacionado com o tempo de exposição, dado que a dose não depende da utilização de um curto período de exposição e uma grande corrente aplicada, ou vice-versa. Por outro lado a exposição por longos períodos de tempo permitem alcançar maiores definições de mAs que são apropriadas para algumas indicações clínicas tais como exames ao cérebro ou coluna vertebral. O aumento da dose de radiação justifica-se para estes casos. [4]

1.2.4. Potencial do Tubo (U).

A qualidade e o poder de penetração do feixe podem ser melhorados aquando da utilização de um potencial de tubo maior, sendo apenas prejudicado o contraste da imagem. Por vezes é necessário aumentar o potencial para garantir que os

pacientes obesos possuam pequenos tempos de exposição, de forma a reduzir a dose de radiação recebida. Assim, o poder de penetração do feixe é aumentado para benefício do paciente. A dose de radiação aplicada também não é diminuída no caso de se utilizarem valores de kV maiores, mas meramente aumentada desde que os valores de mAs não sejam alterados. Se for pretendido uma diminuição na dose de radiação aplicada ao paciente, pode-se aumentar as definições de kV utilizados, garantindo no entanto que os valores de mAs sejam diminuídos em simultâneo. Para exames pediátricos é por vezes necessário utilizar definições de kV baixas. [4]

1.2.5. Espessura das Fatias Tomográficas.

As fatias tomográficas podem abranger diferentes gamas de valores, desde 10 a 1mm, ou mesmo valores inferiores. A espessura da fatia vai ter influência directa na resolução no eixo dos Z, ao longo do eixo do objecto. A aquisição de fatias finas tem como principal motivo a maior facilidade em localizar estruturas finas assim como permite uma redução do efeito de volume parcial. A espessura da fatia também vai contribuir para a resolução espacial uma vez que esta deriva da reformatação multiplanar de imagens provenientes de fatias transversais. [4]

Contudo, a utilização de fatias finas significa que o volume de fatias obtidas é maior assim como o tempo da sua aquisição. Estas são apenas utilizadas em situações especiais ou em pequenos volumes de corpo, ou em casos onde é necessário um grande contraste em determinados detalhes estruturais. [4]

1.2.6. Passo (Pitch).

Entende-se por passo, a relação entre o deslocamento da mesa e a rotação do tubo de raios X. Quando o valor do passo corresponde a um número inferior a 1, significa que o *scan* é efectuado com fatias sobrepostas, ou seja, o deslocamento da mesa é inferior à espessura das fatias (uma fatia ou corte tomográfico é definido em X, Y e Z). Esta sobreposição garante que determinadas estruturas de interesse não correm o risco de não serem digitalizadas, o que poderia acontecer caso estas se situassem no intervalo entre duas fatias consecutivas. No entanto, o recurso a este tipo de *scan* vai influenciar directamente a quantidade de dose de radiação local, uma vez que esta sobe aquando do abaixamento do valor do passo. Portanto se aumentarmos o valor do passo, a radiação a que o paciente vai ser exposto diminuirá, o que significa que o deslocamento da mesa será então superior à espessura das fatias. Esta opção vai-se manifestar na perda de informação entre as

sucessivas digitalizações. A única excepção diz respeito à tomografia helicoidal, uma vez que recorrendo a esta técnica o conteúdo da informação mantém-se completo, sendo apenas sacrificada a resolução espacial ao longo do eixo dos Z. [4]

1.2.7. Filtros de Reconstrução.

As imagens adquiridas por tomografia são reconstruídas com recurso a um conjunto de procedimentos matemáticos (algoritmos) que são denominados por filtros de reconstrução. Estes algoritmos são divididos em filtros de alta resolução, em que a resolução espacial é melhorada em detrimento do aumento do “ruído”, e filtros de suavização, que diminuem o “ruído” sacrificando a resolução espacial. Para obtermos um compromisso entre a resolução espacial e o contraste para uma determinada aplicação clínica, é necessário escolher bem o filtro a utilizar. Isto porque, estando o contraste dependente do “ruído” gerado, e este relacionado com a dose de radiação (equação de Brooks), a escolha de um filtro em detrimento de outro vai condicionar a quantidade de dose de radiação a aplicar-se. [4]

1.2.8. Largura da Janela.

A largura da janela escolhida vai-se reflectir na percepção visual do “ruído” gerado. Assim, escolhendo uma largura de janela maior a percepção do “ruído” diminui. Da mesma forma o contraste é diminuído devido à redução da quantidade de valores da escala de cinzento. [4]

Nas figuras 2, 3 e 4, podem-se observar diferentes exemplos de TACs, em que os pacientes foram sujeitos a diferentes parâmetros e que conseqüentemente possuem características distintas. A qualidade da imagem obtida, que resulta de uma combinação dos parâmetros acima mencionados, e sendo ela fraca pode mesmo comprometer o diagnóstico final, para efeitos de biomodelação. Assim, uma melhor qualidade de imagem vai contribuir para um maior rigor aquando da edição das imagens tomográficas, permitindo uma correcta delimitação das estruturas que não fazem parte da anatomia do paciente.

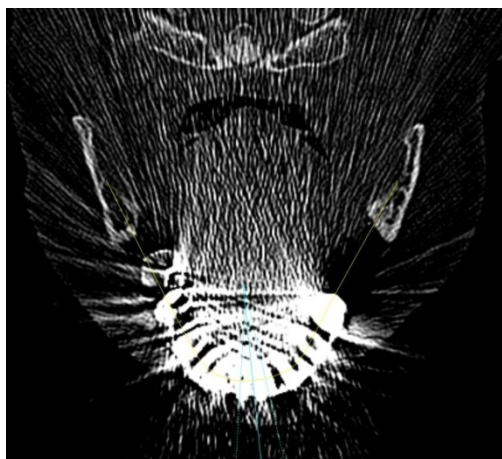


Figura 2 - Exemplo de uma imagem médica de baixa qualidade [4].

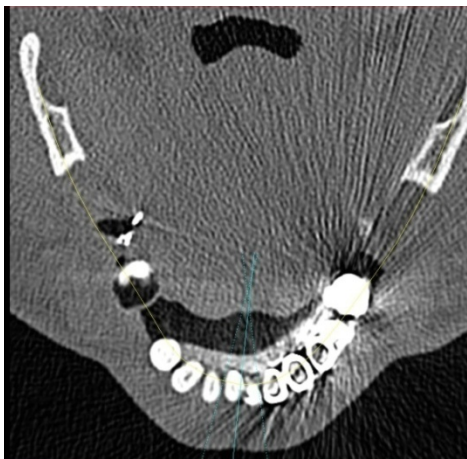


Figura 3 - Exemplo de uma imagem médica de qualidade média [4].

A figura 2 mostra um TAC de pobre qualidade, em que os artefactos se confundem com a anatomia do paciente, e que os pixéis da imagem podem ser claramente visualizados.

Relativamente à figura 3, as delimitações da anatomia do paciente são mais fáceis, comparativamente à anterior, assim como a de estruturas externas.



Figura 4 - Imagem médica de alta qualidade [4].

Este TAC (figura 4) é um exemplo representativo de uma boa qualidade de imagem obtida. A delimitação de estruturas é mais fácil, assim como de próteses rádio-opacas acopladas, neste caso, a uma maxila. É também possível verificar que a influência que os artefactos gerados têm sobre a anatomia do paciente é diminuta, tal como os pixéis são dificilmente visualizados.

1.3.Formato DICOM.

Nos últimos 20 anos verificou-se uma enorme evolução na utilização de sistemas digitais em Radiologia. Os centros modernos de radiologia ou os departamentos clínicos estão equipados com múltiplas modalidades digitais o que despoletou a necessidade de se desenvolver um formato universal para possibilitar a comunicação de informação terapêutica e de diagnóstico, de imagens ou informação associada de qualquer género. A conectividade, compatibilidade e a optimização do ritmo de trabalho são os principais propostos [5]. O formato DICOM (*Digital Imaging and Communications in Medicine*) foi criado pela NEMA (*National Electrical Manufacturers Association*) para ajudar na distribuição e visualização de imagens médicas, tais como tomografias, ressonâncias magnéticas, etc. [6], tornando-se no formato principal em radiologia e o seu uso está também a aumentar em outros campos da medicina. [5]

Um único ficheiro DICOM contém um cabeçalho (que armazena informação relativos ao paciente, como o nome, tipo de exame, dimensões da imagem, etc.) assim como informações sobre a imagem (que podem conter informação em três dimensões). A ausência de informação acerca da imagem representa uma violação à norma DICOM. [6]

1.4.Biomodelação 3D.

As descrições da tomografia assim como dos parâmetros que influenciam a qualidade da imagem médica obtida estão intimamente ligadas com o conceito de biomodelação.

O termo biomodelação é o termo genérico que descreve a capacidade de transformar a informação adquirida por imagem médica num modelo físico que reflecte a morfologia de uma estrutura biológica. O biomodelo resultante é obtido em resina epoxídica fotopolimerizável. [7]

Para a produção do biomodelo é necessário que seja realizado ao paciente um exame tomográfico, e que a informação adquirida seja gravada em formato DICOM. Depois, e com recurso a um software adequado, o modelo é criado e editado. O software em questão também tem de permitir que este modelo virtual seja convertido num ficheiro em formato STL. O modelo físico é então obtido por uma técnica de prototipagem rápida. O recurso a esta tecnologia permite a obtenção de biomodelos num curto período de tempo e com grande detalhe, sendo elaborados sob controlo de um computador e com a mínima intervenção humana. [8]

A maioria dos processos de prototipagem rápida consiste na produção dos biomodelos através de um processo de produção por camadas consecutivas horizontais. Estas são ligadas à camada precedente, até que todo o modelo esteja pronto. [8]

A precisão associada a este método encontra-se na gama dos $\pm 0.2\text{mm}$ [4], o que, para a área cirúrgica, permite aos clínicos trabalharem com elevada segurança, o que tem influência directa do diagnóstico associado a uma patologia. Deste modo, podem-se numerar algumas vantagens tais como: optimização do planeamento pré operatório e ensaio das cirurgias directamente no biomodelo de forma realística e interactiva; planeamento dos implantes adequados a cada paciente, de forma a melhorar o seu design e encaixe, o que também diminui o tempo da cirurgia. [8]

1.4.1. Software de Biomodelação - Anatomics Pro.

Existem no mercado inúmeros softwares que possibilitam o tratamento de imagens geradas por tomografia. Um dos softwares utilizados pela Medmat Innovation é o Anatomics Pro. Este permite a visualização e edição das imagens de tomografia computadorizada assim como gerar ficheiros em formato STL, o que se torna essencial para a obtenção de biomodelos através de técnicas de prototipagem, nomeadamente a estereolitografia¹. A interface deste software desenvolve-se em 4 passos, os quais são apresentados de seguida.



Figura 5 - Step 1 do software Anatomics Pro.

O passo designado por *Step 1 - Data Source*, permite a importação dos dados de tomografia.

¹ A estereolitografia, que é uma modalidade de prototipagem rápida, é uma tecnologia relativamente nova e que consiste na produção de modelos físicos através de uma solidificação selectiva de camadas de resina horizontais, sequenciais com uma gradual submersão ao longo do eixo vertical [9]

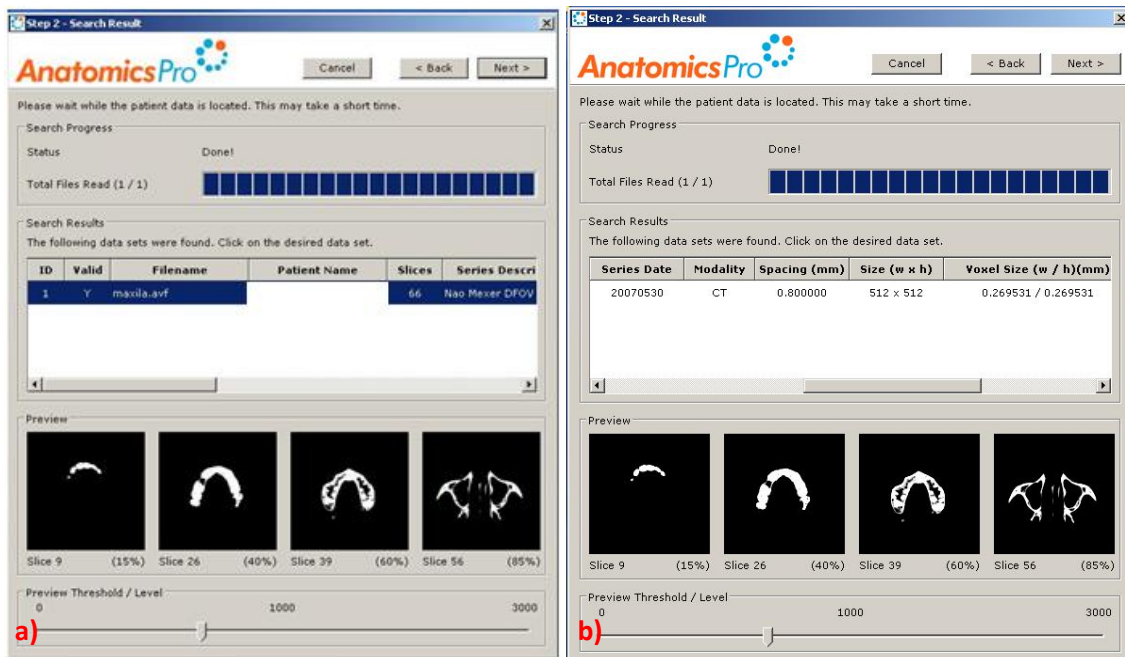


Figura 6 a) e b) - Step 2 do software Anatomics Pro.

Depois de seleccionarmos a fonte de importação dos dados de tomografia, o software vai carregar esses dados e apresentar os resultados obtidos (figura 6). Nesta janela podemos observar o número de fatias em estudo, que neste caso correspondem a 66.

Também é possível retirar informações acerca da modalidade de aquisição das imagens, a espessura de cada fatia, o tamanho da matriz utilizada (512x512), e o tamanho do *voxel*.

Carregando no botão *Next* obtemos a seguinte janela:



Figura 7 - Step 3 do software Anatomics Pro.

Esta janela (figura 7) é denominada por *Orientation Confirmation*. Neste passo o objectivo é orientar o conjunto de pixéis de modo a que a orientação da reconstrução corresponda à orientação de aquisição dos TACs: *Left/Right*, *Anterior/Posterior* e *Superior/Inferior*. Na figura 7 as orientações são coincidentes mas nem sempre isso acontece. A imagem a seguir apresentada retrata um caso em que as orientações não são coincidentes e é necessário proceder à correcção recorrendo à opção denominada por *Flip* (figuras 8 e 9).

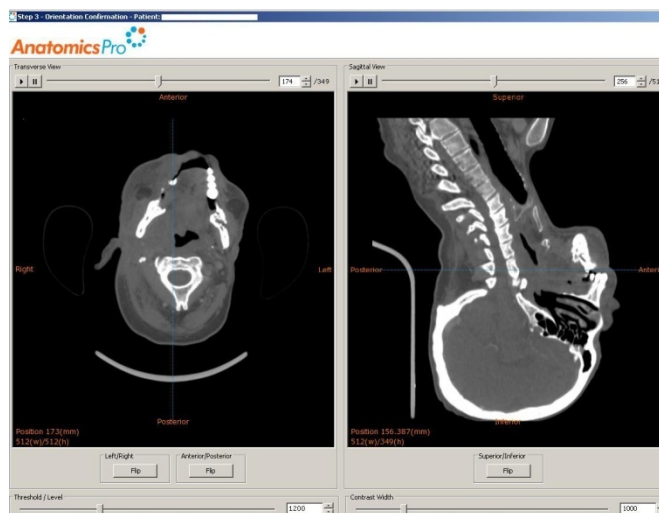


Figura 8 - Exemplo de um TAC onde as orientações não são coincidentes (antes de se utilizar a opção *Flip*).

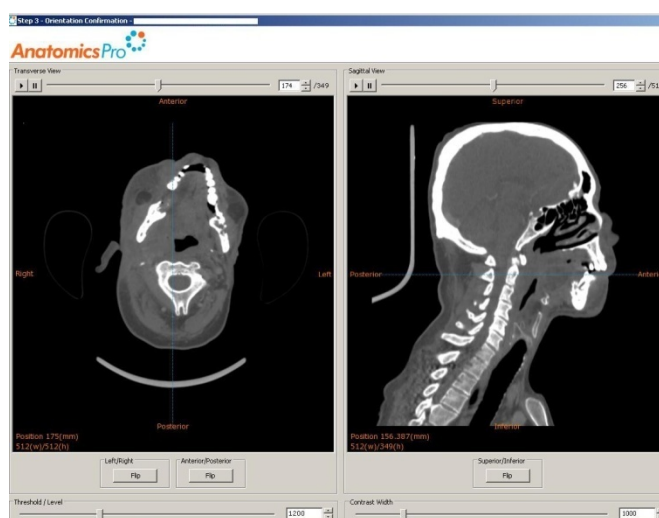


Figura 9 - Nova orientação do TAC após a utilização da opção *Flip*.

Este é um aspecto importante uma vez que vai garantir que a anatomia do paciente é fielmente reproduzida aquando da criação do modelo 3D, ou seja, que os defeitos ósseos assinalados se encontrem do lado correcto do modelo virtual e

respectivo biomodelo. Pressionando o botão *Next* é apresentado o quarto passo - *Step 4 - View and Edit Patient Data* (figura 10).

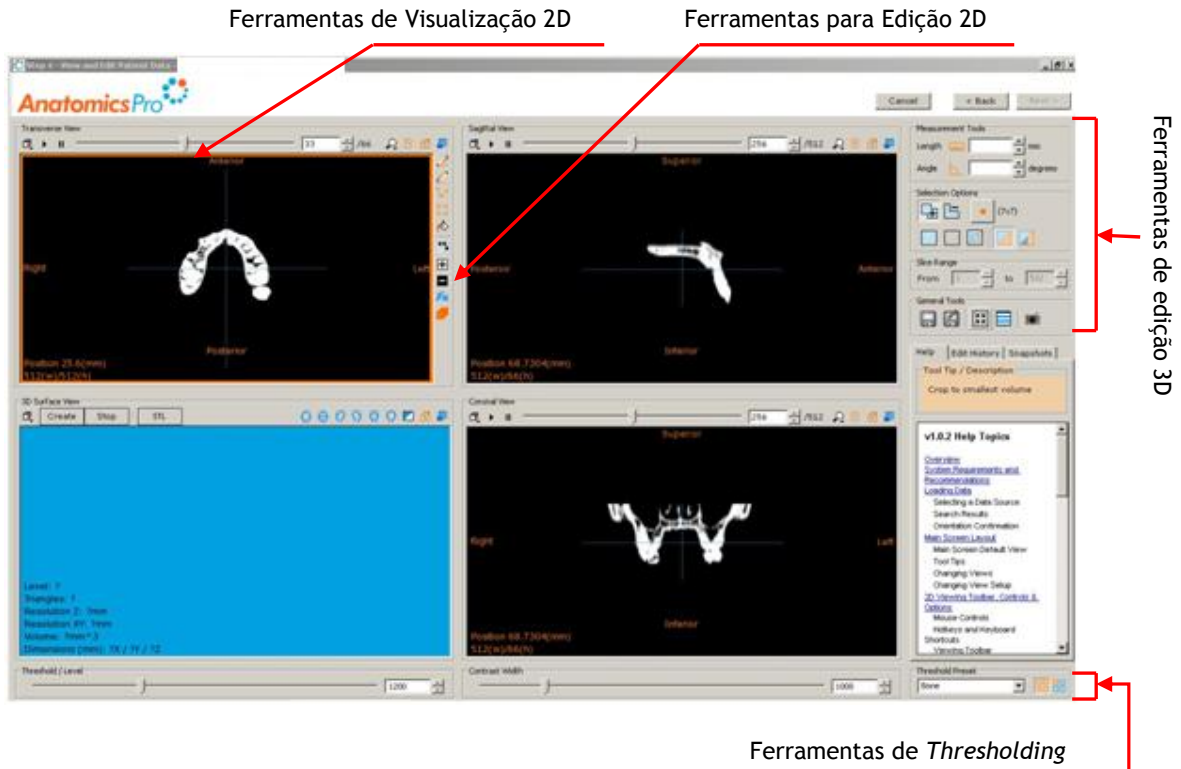


Figura 10 - Esquematização das funcionalidades disponibilizadas pelo Software Anatomics Pro.

Nesta janela de vista principal - *Main Screen View* - são visíveis, por defeito, no canto superior esquerdo as imagens axiais, no canto superior direito as imagens sagitais e no canto inferior direito as imagens coronais. Para a edição das imagens o software disponibiliza também ferramentas para edição das imagens em 2D que permitem seleccionar, anular a selecção e preencher a estrutura pretendida. As estruturas podem ser, deste modo, apagadas ou preenchidas por material (opções *Add Material Under Selection Operation* ou *Delete Material Under Selection Operation*). Também é possível seleccionar a fatia tomográfica sob a qual a edição é exercida, assim como aplicar sobre elas filtros de suavização de ruídos ou enfatização de características das imagens. As ferramentas de *thresholding* - *Thresholding Tools* - permitem seleccionar o nível de *threshold* utilizado para a definição das imagens, o contraste que se pretende utilizar e as opções de *threshold* já definidas - *Threshold Preset* - estando disponíveis sob o nome de *Binary*, *Bone*, *Bone (Signed)*, *Brain*, *Chest* e *General*. No caso apresentado a opção escolhida foi a de *Bone*. No entanto, para outros casos, é necessário escolher manualmente o valor

de *threshold* a utilizar, para que seja então possível a visualização total da anatomia em estudo.

O conhecimento do valor apropriado de *threshold* é deveras importante uma vez que este está directamente correlacionado com a precisão do modelo físico gerado. O valor de *threshold* influencia inversamente o volume do modelo, causando um efeito intitulado por Choi et al. efeito *dumb-bell*. Caso o valor de *threshold* encontrado for maior que o apropriado, haverá uma diminuição das medidas externas e um aumento das medidas internas; quando um valor de *threshold* é inferior ao apropriado, as medidas externas são maiores que as internas. Novamente, a selecção de um valor de *threshold* demasiadamente elevado pode mesmo impedir a reprodução de estruturas finas. Por estes motivos a análise da imagem requer especial atenção no sentido de encontrar o intervalo de densidades tomográficas adequado que permita a reprodução exacta das estruturas anatómicas e separação de tecidos sem incorporação de erros. [10]

O *Anatomics Pro* aconselha que os valores de *threshold* da ordem dos 200 sejam utilizados para visualizar tecidos de baixa densidade como a pele ou tecido mole (figura 11a)); valores de *threshold* que rondam os 1200 permitem visualizar osso de elevada densidade, implantes metálicos e amálgamas dentárias (figura 11b)). Na gama dos 3000 são apenas visíveis estruturas de maiores densidades e opacidade como os implantes metálicos (figura 11c)).

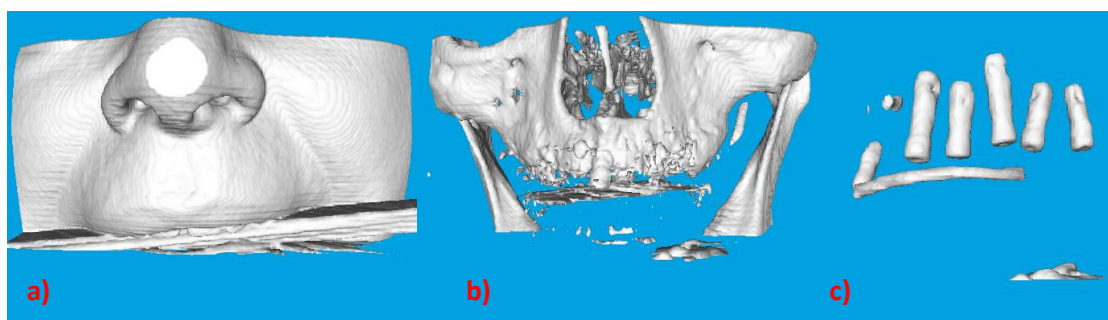


Figura 11 - a) *Threshold* de 200, b) *Threshold* de 1200, c) *Threshold* de 3000.

Contudo, em determinadas circunstâncias, como no caso em que o exame tomográfico é realizado com uma densidade de radiação baixa, é necessário utilizar valores de *threshold* baixos para que todas as superfícies ósseas possam ser visualizadas (a opção *Bone Signed*, do software *AnatomicsPro*, reflecte esta situação) (figura 12).

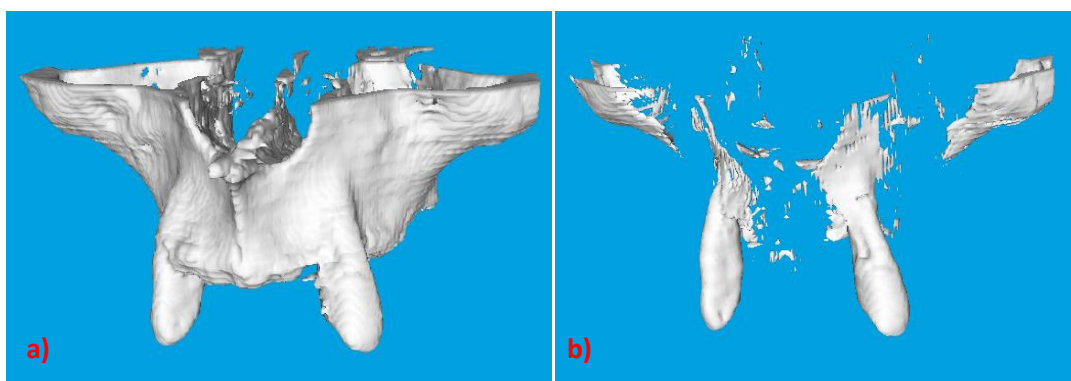


Figura 12 - a) Opção *Bone Signed*, b) Opção *Bone*.

Se comparamos as imagens das figuras 11b) e 12b) podemos verificar que os parâmetros de aquisição das imagens vão influenciar directamente nos valores de *threshold* utilizados. No caso referente à imagem 11b) a densidade de radiação a que o paciente foi sujeito é portanto superior à da imagem 12b).

Uma vez terminadas as operações da edição de imagens procedemos à obtenção do modelo 3D, pressionando o botão *Create*. Surge então a caixa de diálogo *Surface Properties*, na qual é escolhida a resolução com que o modelo virtual vai ser gerado.

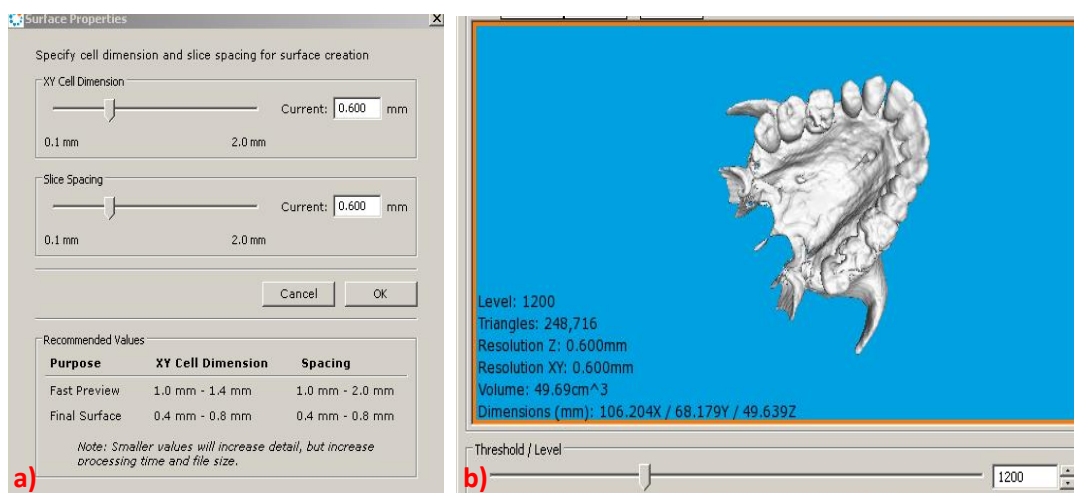


Figura 13 - a) Caixa de diálogo para atribuição da resolução (0,600mm), b) Modelo virtual gerado com a resolução seleccionada.

Relativamente ao modelo virtual da figura 13, este possui um malhamento de 248716 triângulos, uma resolução em x, y e z de 0,600mm e um volume de 49,69cm³. Com uma maior resolução o resultado é o seguinte (figura 14).

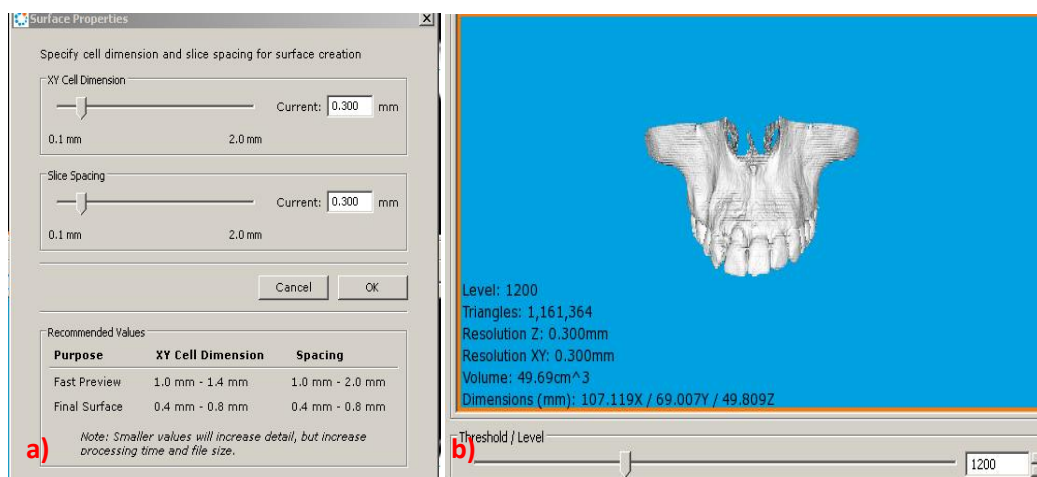


Figura 14 - a) Caixa de diálogo para atribuição da resolução (0,300mm), b) Modelo virtual gerado com a resolução seleccionada.

O modelo virtual assim gerado possui um malhamento de 1161364 triângulos, uma resolução em x, y e z de 0,300mm e um volume de 49,69cm³. Por conseguinte podemos aferir que o aumento da resolução do modelo vai contribuir para um aumento da quantidade de triângulos na malha, e consequentemente para um aumento do detalhe do modelo virtual e da qualidade do modelo prototipado (ver figuras 15 e 16).

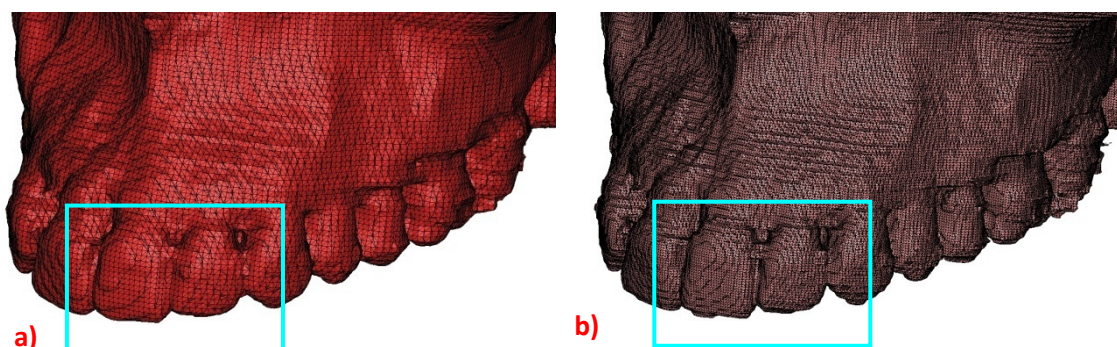


Figura 15 - a) Modelo virtual da maxila com uma malha triangulada de resolução 0,600mm, b) Modelo virtual da maxila com uma malha triangulada de resolução 0,300mm.

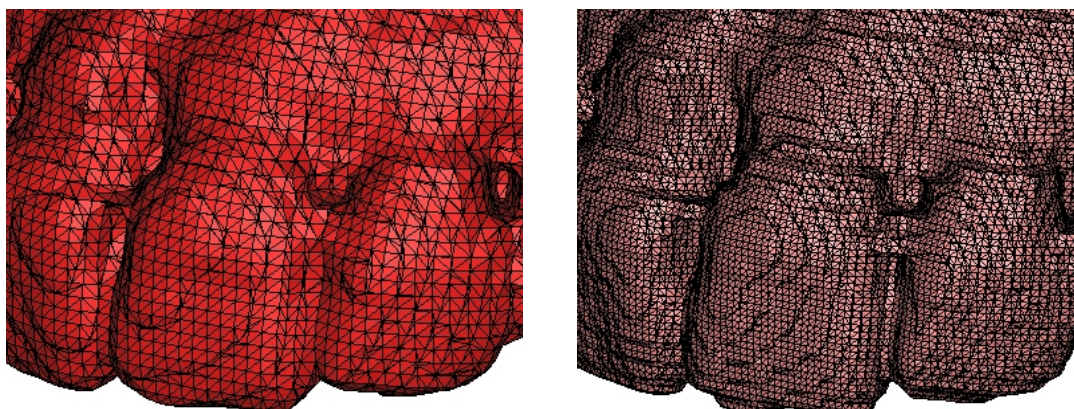


Figura 16 - a) Ampliação da zona assinalada na imagem 15 a), b) Ampliação da zona assinalada na imagem 15 b).

1.5. Implantologia Guiada.

A implantologia obteve a sua maior evolução após a descoberta da elevada biocompatibilidade do titânio. O motivo pela boa aceitação do organismo deste metal está relacionado com a camada de óxido que se forma na sua superfície que possui elevadas propriedades de adesão e excelente resistência à corrosão. [11]

Inicialmente, os implantes eram colocados na parte da frente da mandíbula onde não existe estrutura nervosa. A tecnologia evoluiu mais rapidamente na América, e nos inícios dos anos 80 os dentistas começaram a colocar implantes na parte de trás da mandíbula e maxila, onde o osso é menos denso que na parte da frente, e por isso mais difícil de trabalhar. [11]

Um novo avanço surgiu na implantologia aquando do surgimento da tomografia computadorizada. Esta técnica permitiu o desenvolvimento de modelos da superfície das mandíbulas/maxilares, eliminando assim o recurso a cirurgias preliminares, necessárias para fazer impressões sobre a mandíbula/maxilar. Para alguns pacientes, a tomografia computadorizada pode significar a implantação dentária executada num único passo. [1]

A tomografia computadorizada tem várias aplicações em odontologia. Pode ser usada para identificar e delinear patologias, visualizar dentes retidos, diagnosticar traumas, mostrar leitos para implantes dentários, entre outros. [1]

Os cirurgiões-dentistas frequentemente iniciam a avaliação dos seus pacientes com recurso à radiografia panorâmica. Estas películas mostram alguma informação sobre a altura do osso alveolar, mas não é possível ter uma noção sobre a sua largura. Uma vez que este tipo de película tem, aproximadamente, uma taxa de distorção de 25%, não são então fiáveis para através delas se fazerem medições. [1]

A análise pré-operatória da mandíbula ou maxila para a cirurgia de implante requer uma atenção especial para a anatomia relativa a cada osso. Na mandíbula, existem dois detalhes muito importantes referentes à sua anatomia: o contorno do osso alveolar e a localização do nervo alveolar inferior (que uma vez atingido pode resultar na perda de sensibilidade no lábio inferior e dentes). [1]

Na maxila, o cirurgião é limitado pela precisão do tamanho e contorno do osso alveolar, pela localização de ambas as corticais ósseas e estruturas anatómicas que devem ser evitadas durante a cirurgia. Os cortes tomográficos permitem mostrar a espessura, a altura alveolar, a localização e a viabilidade da cortical óssea. [1]

Nos últimos anos, verificou-se um interesse crescente sobre a forma como desenvolver técnicas que possam favorecer a funcionalidade, promover a

componente estética e aumentar o conforto com recurso a uma cirurgia minimamente invasiva. Daí que o conceito de planeamento de implantologia assistida por computador - implantologia guiada - tem recebido mais atenção. [12]

A evolução das diferentes metodologias cirúrgicas tem-se tornado mais refinada, quer ao nível dos procedimentos adoptados mas sobretudo ao nível do pré-planeamento cirúrgico com recurso, por exemplo, à técnica de biomodelação. No que diz respeito à implantologia, está claramente assente que o sucesso deste tratamento é caracterizado não só pela consecução da integração óssea mas também pela colocação correcta de uma restauração protética com um correcto alinhamento dos planos de oclusão. Devem ser considerados vários factores quando se planeia um tratamento implantológico em doentes totalmente edêntulos; historicamente, os cirurgiões-dentistas propendiam a colocar implantes em regiões de maior volume ósseo, com uma menor consideração sobre a adaptação da restauração definitiva. No entanto, o resultado clínico e o prognóstico a longo prazo de restaurações suportadas por implantes, dependem maioritariamente da osteointegração e estabilidade dos implantes dentários na região óssea. A incapacidade de identificar as necessidades protéticas muitas vezes leva à concepção de uma prótese definitiva comprometida esteticamente mas sobretudo com características biomecânicas desfavoráveis. [13]

A transferência de um plano de tratamento sofisticado para o campo cirúrgico não é fácil. Para ultrapassar esta dificuldade foram desenvolvidas, recentemente, novas abordagens. Tomando como ponto de partida o método de aquisição de imagem médica por TAC tornou-se interessante tornar essa informação compatível com a técnica de prototipagem rápida, visto que este método consiste na fabricação de um modelo 3D a partir de um modelo CAD (*Computer- Aided Design*). Assim, através desta abordagem, e sendo esta uma técnica de produção assistida por computador (CAM), tornou-se possível produzir estruturas suportadas no osso, mucosa, dentes e modelos anatómicos. A prototipagem permitiu a obtenção de estruturas físicas mais complexas, que por maquinaria eram impossíveis de alcançar. Contudo, não só a complexidade dos modelos foi melhorada como também o material agora utilizado confere ao modelo rigidez e resistência, sendo também possível a sua esterilização. [14]

A transferência dos ficheiros DICOM para modelos CAD aliada à técnica de prototipagem e ao planeamento de um tratamento idealizado pelo cirurgião (através de software apropriado) em ambiente virtual traduzem o conceito de criar guias cirúrgicas que permitem materializar esse mesmo tratamento com base na

informação geométrica e clínica da região anatómica considerada (tecido duro e/ou mole). [4]

Em implantologia, a utilização de um tratamento assistido por computador, a construção de um modelo anatómico e a fabricação de um modelo cirúrgico precedente à colocação de implantes fornece informação exaustiva e inestimável que de outra forma estaria indisponível em comparação com a informação disponibilizada pelos exames radiográficos. Este avanço metodológico permitiu uma avaliação e planeamento pré-cirúrgico excepcional, o que se reflecte num tratamento cirúrgico e protético directo e previsível. A topografia óssea e as limitações anatómicas locais como concavidades ou irregularidades podem ser prontamente avaliadas. As posições para implantação propostas são avaliadas tendo em conta a existência de osso cortical, a densidade óssea ao longo do corpo do implante e desenho ideal de restauro do ponto de vista da biomecânica. Aquando da cirurgia, todos os implantes estão posicionados exactamente como previamente planeados, sem necessidade de modificar os comprimentos, espessuras ou angulações. A elevada versatilidade do procedimento permite que as guias cirúrgicas possam ser encomendadas e confiadas em situações especiais, o que é pré-determinado durante a fase de planeamento virtual. [13]

O primeiro software a ser comercializado para a área da implantologia guiada foi o SimPlant em 1993, e permitiu aos clínicos a primeira interacção com a informação médica adquirida por tomografia computadorizada, através da colocação pré-cirúrgica de implantes e visualização simultânea das implicações geradas.

Seguidamente são apresentados alguns dos produtores de softwares de implantologia guiada disponíveis no mercado. [14]

Tabela 1 - Produtores de softwares de implantologia guiada e respectivos softwares. [14]

Empresas	Nome do software
Materialise, Leuven, Bélgica	Simplant
MediaLabSoftware, Alemanha	Implant 3D
Smitech (Asia) Pte Ltd., Coreia do Sul	Vimplant
Nobel Biocare, Yorba Linda, Califórnia	NobelGuide
I-Dent Ltd., Hod Hasharon, Israel	Implant Master
CADImplant, Praxim Le Grand Sablon, 4, La Tronche, França	CADImplant
Sirona Dental Systems GmbH, Alemanha	Galileos
SDS Amount Corporation, Osaka Japão	10DR
Allo Vision Europe GmbH, Alemanha	DDent/DDent Plus I

1.5.1. Software de Análise e Processamento de Imagem Médica para Implantologia.

Um planeamento pré-operatório de uma cirurgia complexa é um pré-requisito para um resultado bem sucedido. O planeamento pré-cirúrgico de cirurgias reconstrutivas do tecido ósseo é baseado maioritariamente em imagens tomográficas ou resultantes de uma ressonância magnética realizada ao paciente. [15]

Podem ser definidas duas abordagens diferentes para um planeamento 3D eficiente para a cirurgia reconstrutiva ou regenerativa do tecido ósseo. A primeira abordagem é o planeamento do procedimento cirúrgico um modelo físico (produzido por prototipagem rápida) representativo do osso. [15]

A segunda abordagem consiste na simulação cirúrgica directamente no modelo virtual permitindo uma maior variedade de abordagens com maior precisão e reprodutibilidade do planeamento. [4]

Ambas as abordagens requerem o tratamento das imagens geradas através da tomografia ou ressonância magnética através de um software especializado em imagem médica. A implantologia dentária é uma área onde o planeamento pré-operativo é extremamente importante devido a considerações do ponto de vista funcional como estético. [15]

Para um planeamento pré-operatório é necessário possuir um software com uma excelente interface que seja capaz de aceitar informação proveniente de qualquer tipo ou marca de *scanners*, que facilite a selecção das estruturas anatómicas visíveis nas imagens médicas e que permita a transmissão dessa informação a uma máquina de prototipagem rápida para a produção do modelo. A simulação da cirurgia num modelo virtual requer que o software possua funções específicas para simular as acções cirúrgicas e para calcular determinados parâmetros como o volume, distância ou densidade óssea. Para além da pura simulação das acções cirúrgicas, a compatibilidade com outros géneros de software (CAD, FEA, CFD, etc.) pode facilitar ou mesmo ser imprescindível para complementar a simulação da cirurgia. [15]

1.5.2. Abordagem Computorizada em Implantologia Dentária.

A simulação de implantologia oral requer um software para modelação 3D e planeamento interactivo de implantes 3D, que possibilite a criação de um ambiente completo de planeamento a partir das imagens obtidas por tomografia, através da reformatação da informação (secção transversal, imagem panorâmica) e da

visualização 3D. O passo crucial posterior ao planeamento de colocação de implantes é a transferência do plano pré-operativo para o campo cirúrgico. Para tal é necessária uma transferência precisa do planeamento para a obtenção do resultado desejado. As guias de furação personalizadas são projectadas para se adaptarem à irregularidade da mandíbula ou maxilar. A forma irregular de ambas as regiões garante um posicionamento estável e único da guia cirúrgica, o que é indispensável para uma transferência precisa do planeamento elaborado. [15]

O estudo num software adequado, cria um ambiente completo de planeamento, permitindo a visualização simultânea de imagens transversais, axiais, panorâmicas (definidas pelo utilizador) e modelos virtuais 3D. Assim, podem ser gerados vários cenários para tratamento com base na associação de modelos dos implantes 3D às imagens tomográficas, em que a sua localização e inserção na estrutura óssea são prontamente avaliadas. [15]

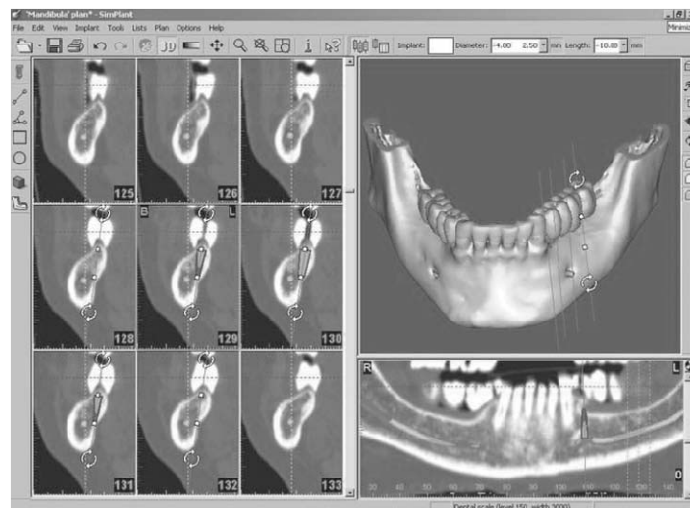


Figura 17 - Visão geral de um ambiente de planeamento virtual. [15]

Neste tipo de software estão também incluídas uma variedade de ferramentas de medição e simulação que auxiliam a formulação do plano. O software deve fornecer informação acerca da densidade óssea, medições, volume da cavidade óssea e cargas aplicadas. Também devem estar disponíveis várias ferramentas que permitam visualizar estruturas vitais como o canal do nervo alveolar e nervo mentoniano [15]. O conjunto destas funcionalidades e identificação de estruturas de risco permitem que a avaliação do melhor local de colocação, orientação e tamanho dos implantes virtuais. Além destas vantagens, é possível também tomar em consideração a solução protética que assegure a oclusão correcta do paciente, por exemplo, através do desenho de dentes virtuais e selecção de pilares com angulação

adequada que permitam a adaptação da prótese idealizada à posição oclusal dos implantes ou por aquisição de imagem com próteses radiológicas que traduzam a informação de oclusão obtida em articulador. [4]

1.6.Considerações Inerentes ao Tratamento Protético.

Durante a elaboração de um tratamento protético é necessário ter em conta vários propósitos.

Parâmetros como, o diâmetro e tamanho do implante, a geometria das estruturas ósseas que estão em contacto ou adjacentes ao implante assim como a qualidade do tecido ósseo no local de implantação, têm de ser cuidadosamente estudados e avaliados. Em relação ao diâmetro do implante, este é determinado medindo desde um ponto da periferia do implante até ao ponto simétrico da periferia oposta. O tamanho e o diâmetro de um implante eram inicialmente determinados de forma a sua utilização fosse concordante com o processo alveolar. Os implantes disponíveis no mercado possuem um diâmetro variável entre 3 e 7mm, em que cada diâmetro responde a uma determinada necessidade protética ou constrangimento clínico. Do ponto de vista biomecânico, o recurso a implantes com um maior diâmetro vai permitir uma maior captação de osso, o que vai contribuir para uma melhoria na distribuição das tensões a que os implantes são sujeitos. [16]

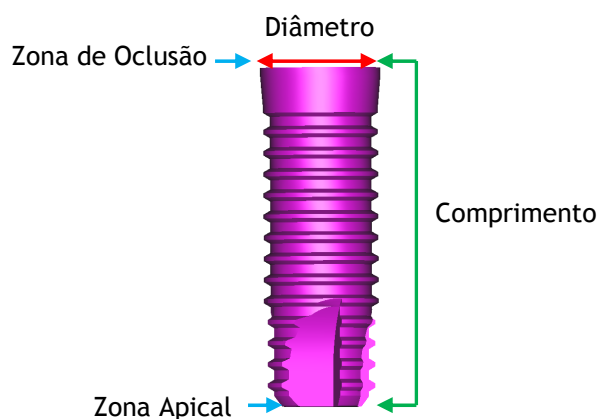


Figura 18 - Esquema representativo de um implante. [4]

Em relação ao comprimento do implante, este caracteriza-se pela distância entre a plataforma e o vértice do implante. No campo da Medicina Dentária está estabelecido que quanto maior for o comprimento do implante, melhor será o seu sucesso terapêutico. No entanto, estudos científicos [16] demonstram que o comprimento de implante que possui uma taxa de insucesso superior, de entre todos

os comprimentos disponíveis no mercado, é o de 7mm, que porventura é o mais produzido pelas empresas. Daí que relacionarmos o comprimento do implante com o seu grau de sucesso nem sempre é seguro. Estudos que pretendiam demonstrar a validade da premissa apresentada anteriormente revelaram que os implantes de comprimento igual ou superior a 13mm possuíam um grau de sucesso terapêutico diminuto. [16]

Relativamente aos implantes de comprimento reduzido, estes não são extensamente utilizados devido à pequena área superficial que possuem, o que condiciona a dissipação das cargas oclusais que, conseqüentemente, geram tensões na interface com o tecido ósseo. No entanto, o seu insucesso pode ser explicado pelo local no qual estes implantes são aplicados - zona de dentição pré-molar e molar - uma vez que se trata de uma região muitas vezes empobrecida em massa óssea. Este problema pode ser atenuado recorrendo-se a implantes tratados superficialmente. [16]

Durante a elaboração de um tratamento protético é necessário também ter em consideração o seu aspecto estético e as suas características funcionais. As informações anatómicas podem ser obtidas através da análise das imagens adquiridas por tomografia, recorrendo quer a modelos virtuais de dentes, quer à aquisição de TAC com próteses provisórias. Os parâmetros a ter em consideração aquando da elaboração de um tratamento protético encontram-se sumarizados nas alíneas apresentadas de seguida. [17]

Para o posicionamento do eixo do implante são apresentados três critérios que se devem ter em conta. O primeiro critério diz-nos que o implante deve ser colocado num local que garanta que o volume da massa óssea esteja uniformemente distribuído em volta dele, garantindo que o eixo do implante seja devidamente centrado e alojado no osso. [17]

O segundo reflecte a necessidade de existir uma densidade óssea uniforme em torno do implante o que permite que o implante seja colocado no local mais apropriado, ou seja, com um maior aproveitamento da massa óssea existente, de modo a garantir a sua estabilidade primária. Estes dois critérios mencionados garantem que o implante colocado possua o maior suporte ósseo bicortical. [17]

Finalmente o terceiro critério refere que uma prótese a ser colocada deve ter a massa uniformemente distribuída ao longo do eixo do implante. Assim, o implante colocado, para além de garantir que o seu eixo está centrado relativamente ao volume da prótese e ao plano de oclusão, assegura um bom resultado estético. Esta

centralização do eixo do implante também vai contribuir para a atenuação dos momento de flexão e torção causados pelas cargas transmitidas ao pilar que são prejudiciais à interface de osteointegração. [17]

Para que o tratamento seja seguro e bem sucedido é de particular importância a avaliação do espaço externo entre implantes assim como as suas estruturas anatómicas vizinhas. Para assegurar estas considerações é necessário respeitar alguns parâmetros. A distância entre o implante e a superfície externa, assumindo que a estrutura de suporte para a osteointegração é circunferencial, deve ser de 1,5mm (figura 26) [17].

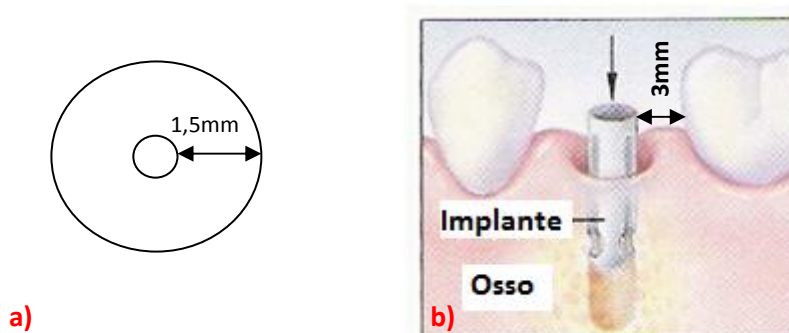


Figura 19 - a) Esquema representativo da distância mínima entre o implante e o bordo da estrutura óssea, b) figura ilustrativa da distancia se segurança entre um implante e um dente [18].

A distância entre implantes, ou entre implantes e dentes naturais deve ser pelo menos 3mm para assim garantir a integração do implante e a irrigação e nutrição do tecido circundante para que este esteja sempre saudável. No caso da mandíbula, a bibliografia dita que a distância de segurança ao nervo alveolar deve ser pelo menos 1mm, o que garante a sua preservação. [19]

Todos estes parâmetros devem ser cuidadosamente respeitados a fim de serem evitados os riscos inerentes à prática da implantologia. Os riscos mais comuns inerentes a este procedimento cirúrgico são distúrbios neurosensoriais, fractura mandibular, grandes hemorragias, hematomas e desvitalização de dentes adjacentes. A fractura mandibular é uma complicação rara e pode encontrar-se associada a mandíbulas edêntulas que possuem um elevado grau de reabsorção óssea ou a doentes (geralmente do sexo feminino) que têm osteoporose. A presença de um trauma na mandíbula também pode estar associado a esta fractura. A perfuração do córtex lingual nas regiões relativas aos dentes caninos ou pré-molares pode ferir a artéria lingual ou as suas ramificações, resultando numa enorme hemorragia dentro da cavidade submandibular, o que leva ao surgimento de um hematoma nas horas

subsequentes à cirurgia, obstruindo a passagem do ar, o que pode por em risco a vida do paciente. A ocorrência de hematomas dá-se após a colocação do implante, embora desapareça durante o processo de cicatrização. Quando os implantes são colocados demasiado próximos de dentes naturais, em que pode haver ou não perfuração das raízes dos dentes, estes podem ficar desvitalizados. [19]

1.7. Guias para Implantologia Assistida por Computador.

Após conclusão do planeamento de colocação de implantes, em concordância com as considerações protéticas apresentadas no ponto anterior, é necessário transferi-lo para um diferente software. Portanto, o plano de tratamento elaborado num software de planeamento é transferido de forma precisa para um novo software específico para a concepção virtual de guias que numa fase posterior serão colocadas na boca do paciente aquando da cirurgia. [15]

Durante a cirurgia, a guia é colocada na mandíbula/maxila, mucosa ou sobre os dentes. Devido ao seu design preciso e à sua forma complexa, o seu encaixe será único e estável. [15]

As guias obtidas por este software permitem que as perfurações executadas pelo cirurgião sejam efectuadas nas posições correctas. Com uma precisão da ordem das décimas de milímetro (tipicamente 0.1 a 0.3mm), o cirurgião pode preparar a osteotomia e colocar os implantes com a total certeza sobre a sua localização [15]. As guias são fabricadas especificamente para cada paciente e são dispositivos médicos constituídos por três partes. A primeira parte diz respeito à guia base, que contém a informação da superfície de assentamento e as furações resultantes do planeamento implantológico. A segunda parte é constituída pelos anéis de fixação para o guiamento dos elementos de furação (brocas de corte, fresas de corte, brocas bisturi), sendo que a terceira parte engloba os pinos ou parafusos de fixação da guia à superfície de assentamento, como se pode ver na figura que se segue: [4]

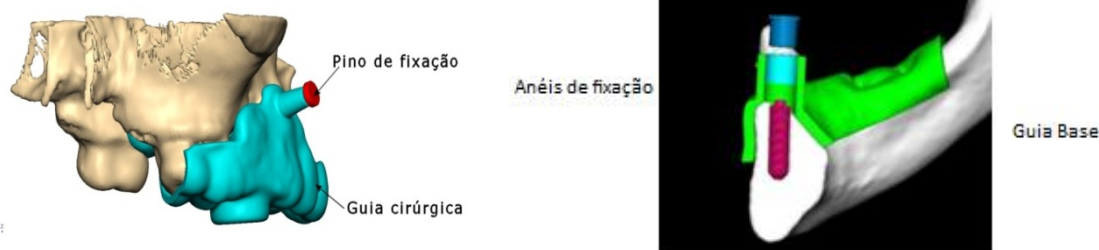


Figura 20 - a) Imagem representativa dos pinos acoplados à guia cirúrgica; b) Imagem representativa da guia base e dos anéis de fixação. [4]

A produção de guias é conseguida através de processos de prototipagem rápida ou maquinagem. Os materiais utilizados na concepção das guias de perfuração possuem aprovação da FDA (*Food and Drug Administration*) e marcação CE (Comunidade Europeia), ou seja, podem ser usadas em contacto com o tecido humano. [15]

Como já foi referido, as guias possuem três distintos modos de assentamento.

a) Guias de Apoio Dentário

Uma guia deste género pode ser aplicada em pacientes parcialmente edêntulos desde que o suporte sobre a dentição existente garanta suficiente estabilidade da guia. Estas guias podem ser usadas apenas quando faltam um ou alguns dentes. Em combinação com o plano de tratamento, é necessário um modelo em gesso preciso e representativo da situação pré-operatória do paciente para criar a guia [15], de modo a obter uma superfície de assentamento exacta, dificilmente obtida pelos erros intrínsecos à aquisição da imagem, processo de prototipagem, ou nos casos em que dispersão causada por artefactos provocadas por amálgamas dentárias para obturação ou aplicações metálicas não removíveis causam distorção de forma da superfície dentária. [4]

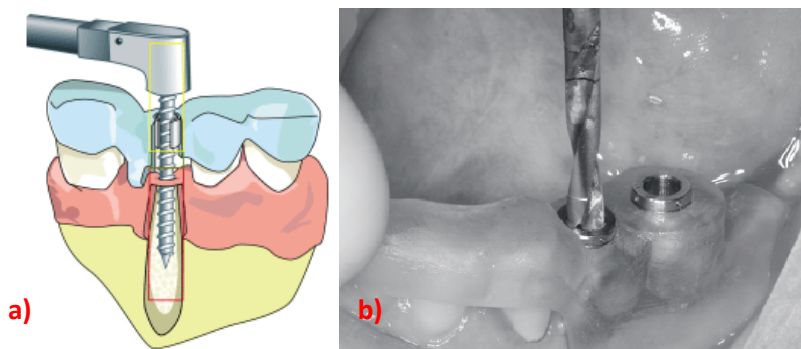


Figura 21 - a) Esquema ilustrativo de uma guia de apoio dentário [20], b) Exemplo de uma guia cirúrgica de apoio dentário. [21]

b) Guias de Apoio Ósseo

Este tipo de guia pode ser usado em pacientes parcialmente ou totalmente edêntulos. As guias apoiadas no osso são usadas quando existe superfície óssea suficiente para suporte que garanta uma posição única e estável da guia. O fabrico deste tipo de guias requer que não exista muito metal residual (pontes, coroas metálicas, etc.) que causam artefactos de dispersão nas imagens de tomografia. [15]

Durante a cirurgia, é realizada uma incisão linear na mucosa em que as duas partes resultantes são levantadas para que o osso seja exposto. A guia é colocada sob a superfície óssea de forma a orientar a perfuração na posição planeada. A rotura da mucosa permite também uma melhor visualização durante a operação. [15]

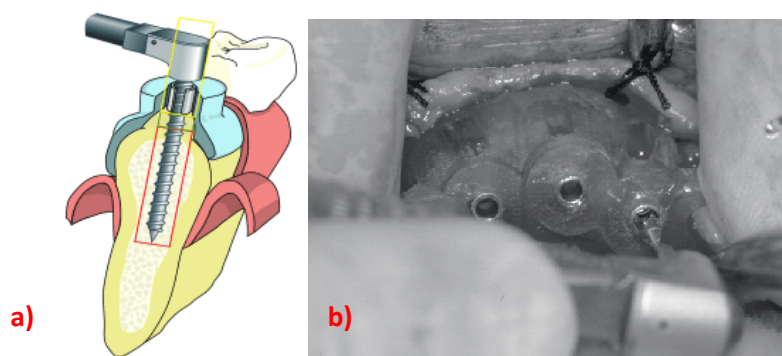


Figura 22 - a) Esquema ilustrativo de uma guia de apoio ósseo [20], b) Exemplo de uma guia de apoio ósseo. [21]

c) Guias Apoiadas na Mucosa

Uma guia apoiada na mucosa é uma guia produzida especificamente para um encaixe no tecido mole da mandíbula ou maxilar do paciente. Este tipo pode ser utilizado tanto em pacientes parcialmente como totalmente edêntulos. É obrigatório um exame tomográfico ao paciente em que este usa uma prótese opaca à radiação. Dessa forma é possível visualizar claramente a disposição desejada dos dentes nas imagens adquiridas por tomografia, de forma a melhorar o planeamento dos implantes a realizar. [15]

Durante a cirurgia, a guia colocada no tecido mole para a qual foi criada, orienta a perfuração nas posições planeadas. Esta técnica conduz a uma cirurgia minimamente invasiva [15], pese embora não garanta um assentamento mais exacto e de tão boa estabilidade quanto as anteriores. [4]

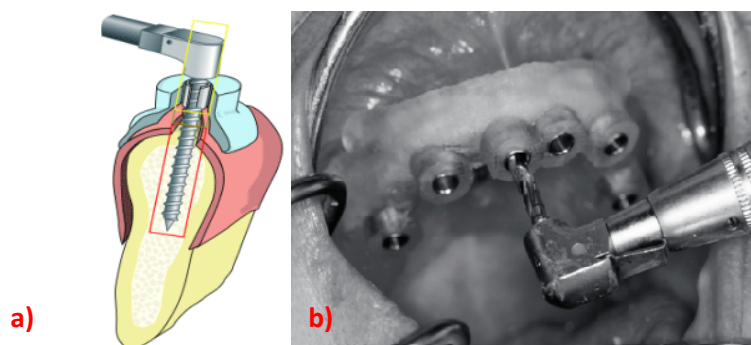


Figura 23 - a) Esquema ilustrativo de uma guia de apoio na mucosa [20], b) Exemplo de uma guia cirúrgica apoiada na mucosa. [21]

Contudo, também podem ser desenvolvidas guias, não tão vulgarmente usadas como as mencionadas anteriormente, e que são designadas por guias para implantes especiais. Este tipo de guia é usado para a colocação de implantes especiais, tais como os implantes no zigoma. Podem ser produzidas guias para implantes especiais que podem ser suportadas ou no osso ou na mucosa, preferencialmente sobre o tecido ósseo. Um bom posicionamento e um mínimo desvio angular deste tipo de implantes é de extrema importância. O planeamento pré-operatório é transmitido para a cirurgia através do uso da guia cirúrgica, obtendo assim o melhor resultado possível para a colocação dos implantes. [15]

1.8.Design de Guias Cirúrgicas

Para o design de guias cirúrgicas é necessário ter em conta as seguintes considerações [4]:

I. Passo das furações de implantes: este parâmetro pode determinar quantas guias terão de ser fabricadas ou quantos anéis intermédios deverão ser colocados numa guia única. [4]

Exemplo:

Para se colocar um implante de 4.0mm o cirurgião realiza normalmente 3 passos de furos: o primeiro passo utiliza uma broca de 2,0mm, o passo intermédio utiliza uma broca de 2,5mm e o passo final utiliza uma broca 3,0mm.

Para a colocação deste implante podem-se utilizar dois tipos de procedimentos. No primeiro procedimento é necessário fabricar três guias cirúrgicas, para uma sequência de três furações, com anéis metálicos de diâmetro interno variável adequado a cada broca, como se pode observar na figura 24. [4]

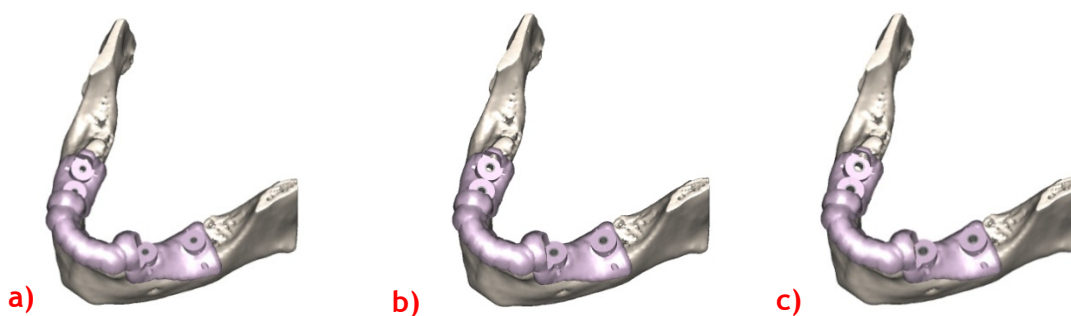


Figura 24 - a) Passo inicial relativo a 2.0mm; b) Passo intermédio relativo a 2.5mm; c) Passo final

relativo a 3.0mm. [4]

O segundo procedimento utiliza uma única guia cirúrgica com um diâmetro interno fixo e onde se encaixam anéis de diâmetro adequado à broca a utilizar, como se pode observar nas figuras 25 e 26. [4]

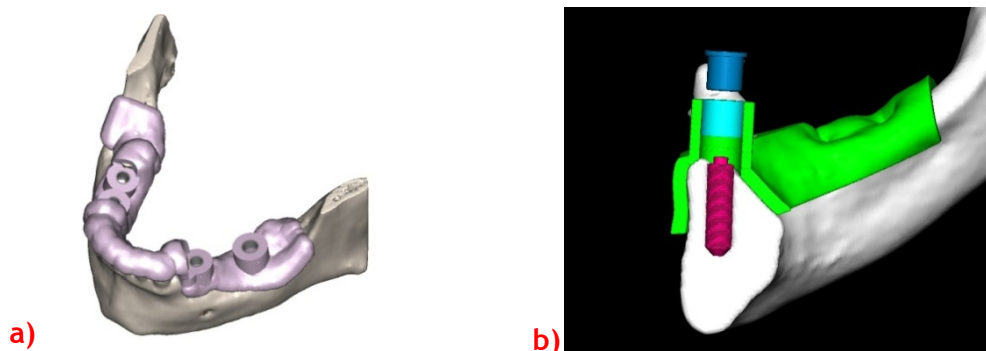


Figura 25 - a) e b) Guias cirúrgicas com anel interno fixo. [4]

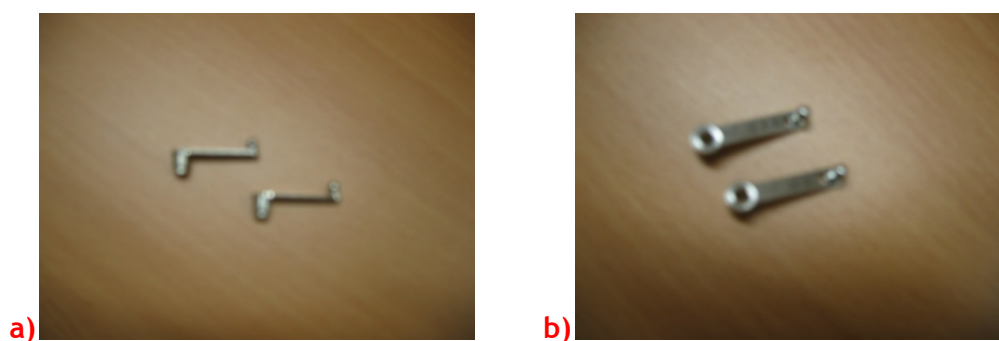


Figura 26 - a) e b) Anéis Variáveis. [4]

II. Tipo de assentamento a considerar (mucoso, dentário, ou ósseo). No caso das guias do tipo mucoso ou dentário, minimamente invasivas, existe ainda uma furação inicial (antes da furação com a broca inicial) com uma broca bisturi para abrir a gengiva. [4]

III. Dimensões da guia

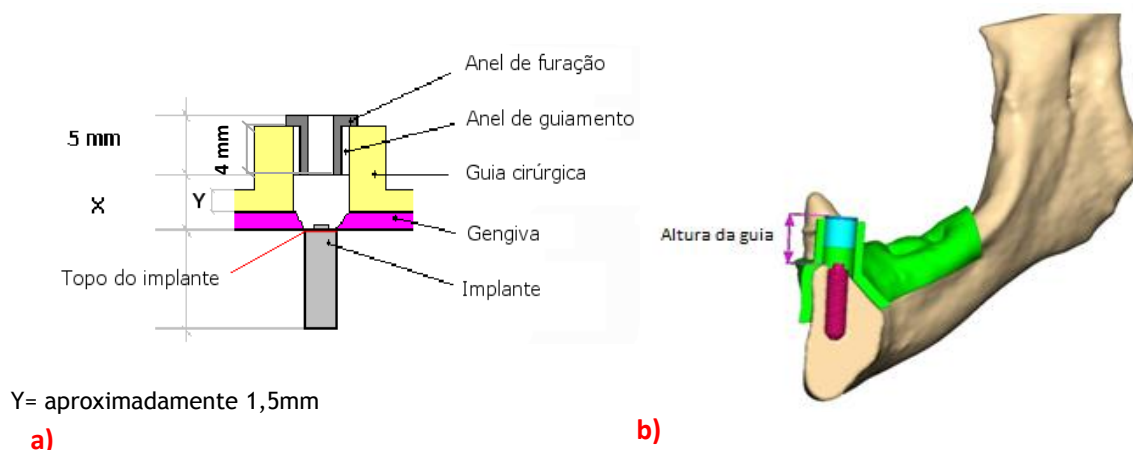
Apoio ósseo

As dimensões das guias de apoio ósseo variam entre 4 a 6mm na região vestibular e possuem cerca de 8mm na região lingual. Em relação ao seu comprimento após o último implante pode variar entre 7 a 10mm, estando este valor dependente da qualidade da superfície de apoio assim como do espaço disponível na zona de exposição óssea. Relativamente à espessura da guia esta encontra-se entre os 2,5mm. [4]

Apoio dentário

As guias de apoio dentário devem cobrir os dentes, na região lingual, na sua totalidade. Na região vestibular, as guias devem cobrir entre $\frac{1}{3}$ a $\frac{1}{2}$ da altura dos dentes de apoio. Em relação ao comprimento da guia, esta deve ser projectada de forma a apoiar-se em pelo menos dois dentes que limitam a zona de implantação. [4]

IV. Altura dos anéis de estereolitografia da guia



Y= aproximadamente 1,5mm

a)

b)

Figura 27 - a) Esquemática dos anéis de estereolitografia, b) Representação da altura da guia cirúrgica. [4]

Na figura 27 pode-se visualizar a esquematização de um anel de estereolitografia. No caso das guias de suporte ósseo, a gengiva não é considerada aquando do cálculo dos anéis de estereolitografia. No entanto, para guias de suporte dentário, a gengiva já é considerada, uma vez que a guia é obtida em concordância com a digitalização do modelo de gesso da situação pré-cirúrgica do paciente. Assim sendo, o valor de X é obtido através da seguinte equação: [4]

$$\text{Comprimento do implante} + X + 5 \text{ mm} = \text{comprimento útil da broca} \text{ (equação2)}$$

V. Utilização de pinos de fixação

Os pinos de fixação servem para garantir a imobilização total da guia cirúrgica e são tipicamente utilizados em casos em que o apoio disponível não garante o assentamento correcto da guia. Os casos de menor qualidade de suporte são os casos de guias de assentamento mucoso e são estes os casos em que é aconselhável a utilização dos pinos mas também podem ser necessários sempre que a qualidade de suporte não garante a imobilização da guia. [4]

Capítulo II - Aplicações a Casos Reais

2.1.Caso I - Aplicação do Software de Biomodelação Anatomics Pro a um Caso Real

As funcionalidades expressas no ponto 1.4.1., foram aplicadas a um caso real. Trata-se da edição de um TAC proveniente de um paciente vítima de um tumor ao qual foi retirada a hemimandíbula, sendo assim necessário gerar um biomodelo para auxiliar na avaliação correcta da localização das estruturas ósseas existentes e reconstrução estética e funcional da mandíbula.

O trabalho iniciou-se pela importação dos ficheiros DICOM, seguindo-se todos os passos até alcançar a janela de edição das imagens. A reconstrução das fatias tomográficas levou à obtenção do seguinte modelo virtual:

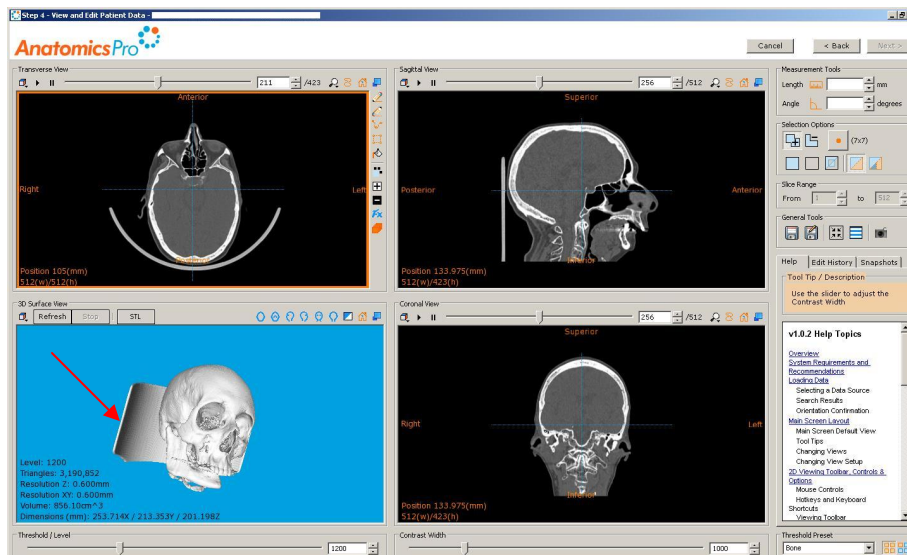


Figura 28 - Ambiente de trabalho do software Anatomics Pro.

O primeiro passo inerente à edição das imagens TAC prendeu-se pela remoção de estruturas que não fazem parte da anatomia do paciente (como por exemplo a estrutura assinalada na figura 28) e de artefactos provocados por amálgamas dentárias. De referir que, neste caso clínico, a precisão com que a remoção de artefactos foi executada em torno dos dentes não foi um constrangimento, uma vez que como toda a dentição do maxilar inferior iria ser extraído na cirurgia não foi considerada a avaliação oclusal nesta fase do planeamento. O aspecto de uma fatia tomográfica, na qual pode-se visualizar os artefactos mencionados anteriormente, encontra-se demonstrado na figura que se segue.

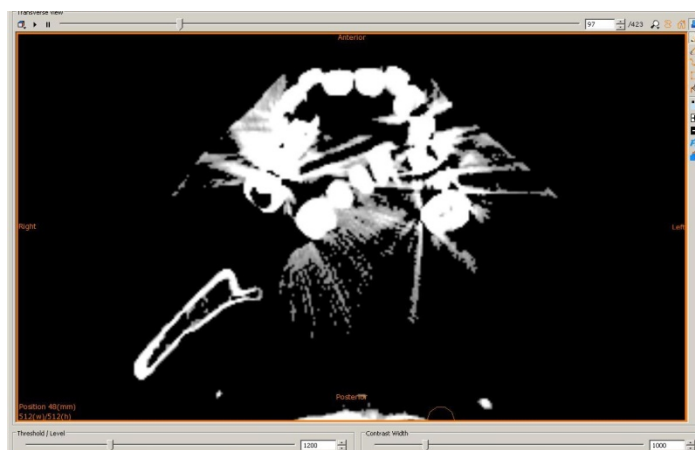


Figura 29 - Exemplo de uma imagem tomográfica na qual são visíveis os artefactos associados à anatomia do paciente.

Após edição das imagens procedeu-se a um pós-processamento no qual foram eliminadas superfícies não relevantes para o estudo cefalométrico do caso. A figura que se segue representa as alterações que o modelo sofreu após remoção dos artefactos e respectivos seccionamentos (representados a vermelho na figura 30).

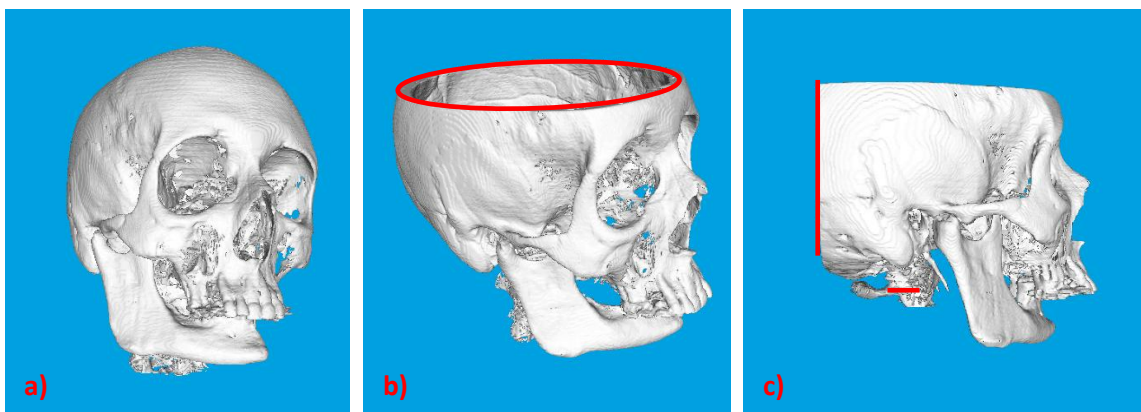


Figura 30 - a) Crânio isento de artefactos ou estruturas soltas, b) seccionamento da parte superior do crânio, c) seccionamento da parte de trás do crânio.

Na figura 31 pode-se visualizar o resultado final.

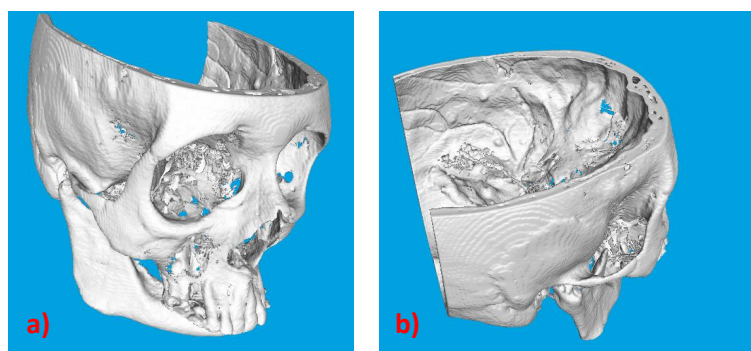


Figura 31 - a) e b) Imagens do crânio seccionado.

Uma vez obtido o modelo virtual, tendo seleccionada a resolução de reconstrução adequada, exportou-se o modelo para formato STL editável em várias aplicações CAD. O software utilizado pela Medmat Innovation permite a manipulação dos ficheiros STL com relativa facilidade (um ficheiro deste tipo pode atingir facilmente 90 Mb) uma vez que opera directamente sobre voxéis e não superfícies triangulares.

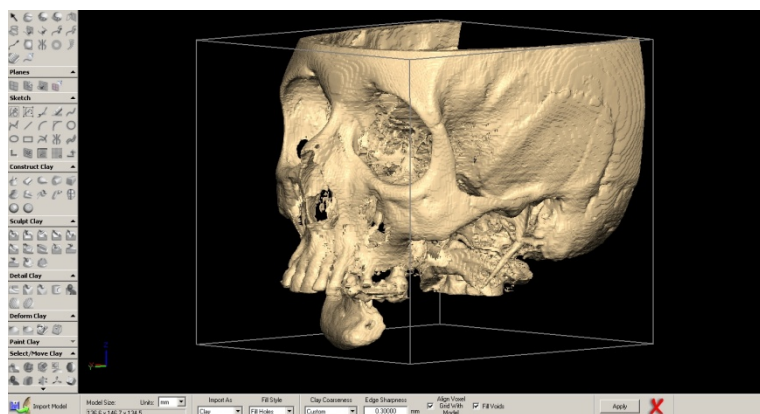


Figura 32- Visualização do ficheiro STL gerado no Anatomics Pro.

Esta facilidade de edição permite, entre outras funções, identificar pequenos volumes gerados automaticamente pelo Anatomics Pro na segmentação do tecido ósseo (externos ao crânio) e que ao não serem eliminados aumentam o tempo de prototipagem do modelo (a verde).

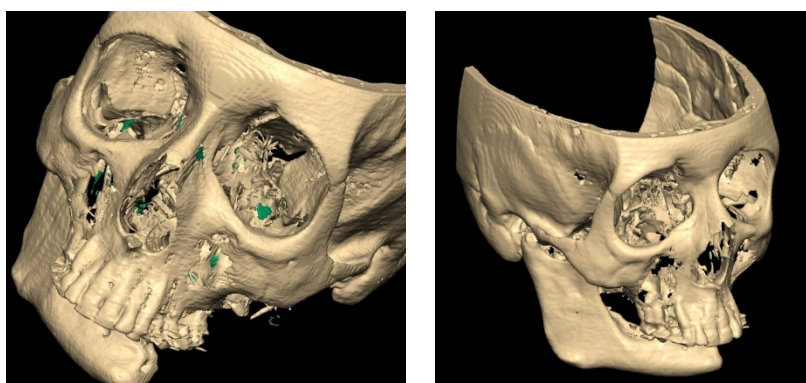


Figura 33 - a) Estruturas a eliminar, apresentadas a cor verde; b) Modelo final do crânio.

O ficheiro STL, após correcção, foi então prototipado por estereolitografia. O biomodelo produzido pode visualizar-se na imagem 34.

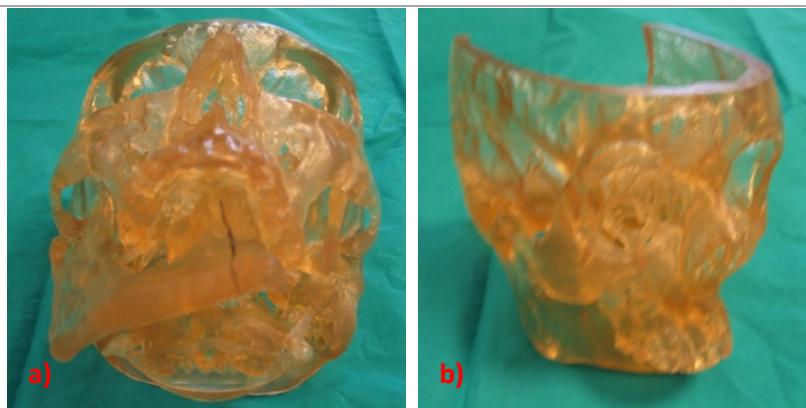


Figura 34 - a) e b) Biomodelo gerado por estereolitografia.

2.2.Caso II - Utilização do software de implantologia guiada Implan para a concepção de uma guia de apoio ósseo

O estudo elaborado foi sobre a mandíbula de um paciente parcialmente edêntulo. Além do edentulismo parcial, a mandíbula possui zonas do tecido ósseo com baixo perfil ou espessura reduzida. A opção de concepção de uma guia de suporte ósseo deveu-se ao facto de o paciente não possuir um suporte dentário adequado.

O software de implantologia guiada utilizado para o desenvolvimento da guia de apoio ósseo foi o Implan. Este, é uma ferramenta de diagnóstico e planeamento cirúrgico direccionado para a aplicação nas áreas da Implantologia e Ortodontia e apresenta as seguintes funcionalidades: [22]

- Visualização imagens provenientes de TAC (axial, sagitária e coronal)
- Visualização tridimensional da estrutura anatómica do paciente
- Identificação e criação dos nervos mentoniano e alveolar inferior
- Medição de densidade óssea
- Planeamento de cirurgia de implantes
- Planeamento de tratamento ortodôntico
- Simulação de ortopantomografias. [22]

Este software não processa imagens médicas (TACs), sendo necessário o recurso ao processamento em softwares apropriados (como por exemplo o *Anatomics Pro*) para a reconstrução tridimensional das imagens DICOM. Para a edição do caso clínico no Implan é necessário solicitar a criação de um ficheiro 3dx (através da sua versão *Master*) que combine a informação tridimensional com a informação do TAC.

O Implan permite a visualização em diferentes perspectivas das imagens DICOM nas secções axial e sagital e coronal na secção denominada por *View*, sendo permitida a interacção directa com o utilizador. [22]

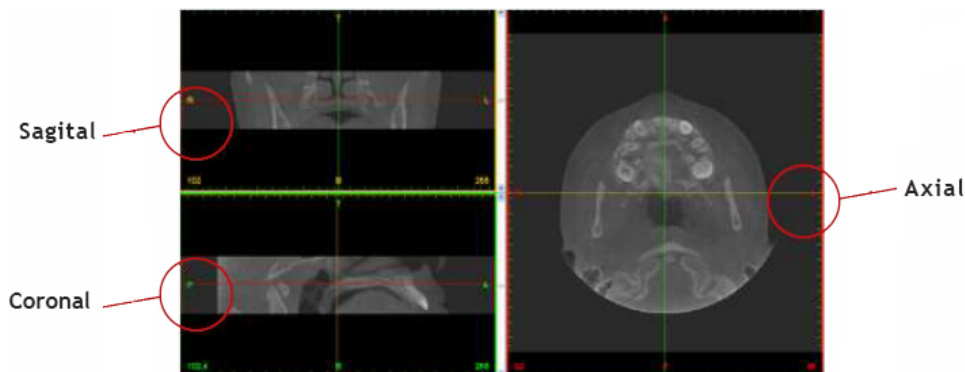
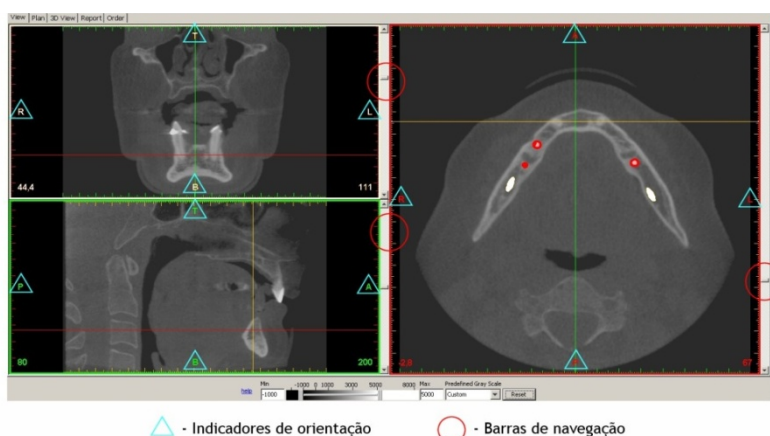


Figura 35 - Visualização das diferentes secções disponibilizadas pelo software. [22]

O software numera automaticamente as imagens entre espaçamentos de 1mm e define as orientações das imagens de TAC nas diferentes vistas. [22]



- △ - Indicadores de orientação
- - Barras de navegação
- R/L - Indicam o lado direito (R) e esquerdo (L) do paciente.
- T/B - Indicam o limite superior (T) e inferior (B) do paciente.
- A/P - Indicam a zona anterior (A) e posterior (P) da imagem TAC.

Figura 36 - Funcionalidades do software Implan. [22]

Na secção *Plan*, é desenhada a curva panorâmica para que a secção panorâmica fique disponível. Este é um passo importante e antecedente à colocação dos implantes. O desenho da curva panorâmica vai permitir aceder às imagens seccionais, identificando facilmente as corticais ósseas e portanto permitindo que os implantes sejam colocados de forma correcta e devidamente alojados entre as corticais, para garantir a sua estabilidade inicial. O software permite também a delimitação de estruturas vitais, nomeadamente o nervo alveolar e mentoniano. Com a curva panorâmica e nervo alveolar definidos pode-se proceder ao planeamento da

colocação dos implantes. Com recurso às ferramentas disponíveis, que permitem a medição e a colocação e alinhamento dos implantes, pode-se decidir a sua localização. [22]

O planeamento de colocação de implantes foi elaborado com o intuito de serem colocados 5 implantes. A mandíbula, após segmentação e eliminação de artefactos no Anatomics Pro, foi carregada no Implan.

A primeira visualização da mandíbula, dada pela opção *View* do software, é apresentada de seguida.

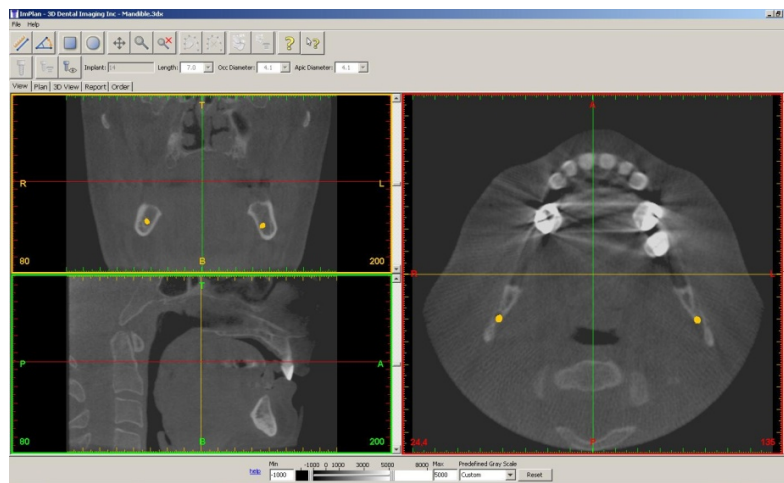


Figura 37 - Visualização das secções axial, sagital e coronal, na secção *View* do software.

Sob as imagens da secção axial foi desenhada a curva panorâmica, na secção *Plan* do software. Esta foi elaborada com recurso à ferramenta assinalada a vermelho na figura que se segue.



Figura 38 - Visualização das secções panorâmica, transversal e axial, na secção *Plan* do software.

A definição da curva panorâmica e a avaliação das secções panorâmicas são ideais para visualizar o canal alveolar. As funcionalidades do Implan permitiram

desenhar o nervo alveolar (ferramentas assinaladas na figura 38 a verde) sobre as imagens TAC e edição do modelo 3D correspondente (estrutura representada a amarelo na imagem referente ao nervo alveolar).

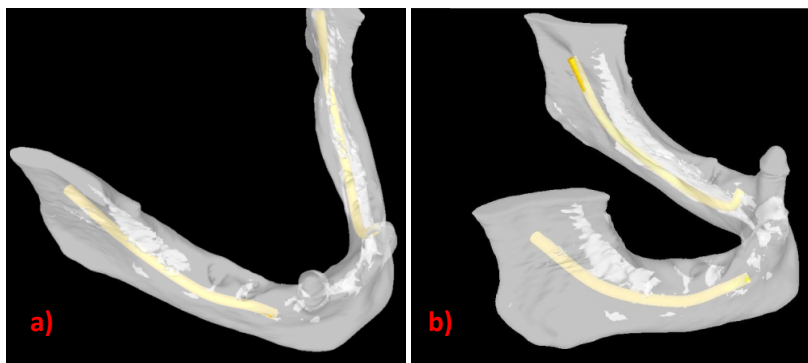


Figura 39 - a) e b) Mandíbula com os nervos alveolares definidos.

De seguida foram colocados os cinco implantes, de acordo com os parâmetros abordados no ponto 1.6., acima mencionado, em que as suas localizações encontram-se esquematizadas na figura 40, e as suas características reportadas na tabela 2.

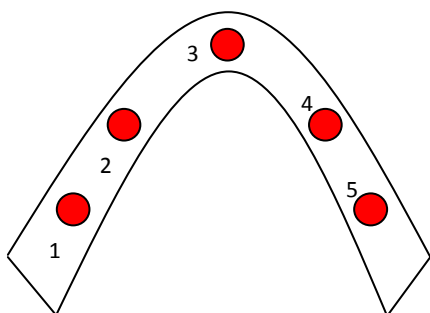


Figura 40 - Esquema representativo da localização dos implantes, numerados de 1 a 5, que foram colocados na mandíbula.

Tabela 2 - Dimensões de implantes e distâncias de planeamento de colocação de implantes

Número do implante	Dimensões do implante (mm)		Distâncias (mm)			
	Diâmetro (oclusal/apical)	Comprimento	Entre Dente - Implante	Ao nervo alveolar	Implante - Implante	Ao bordo (Lingual/Vestibular)
1	5,0	6,0	NA	1,20	10,32	4,33/3,44
2	5,0	6,0	NA	1,30	10,32	3,22/4,12
3	4,0	10,0	6,71 (lado direito) / 6,85 (lado esquerdo)	NA	NA	2,04/2,43
4	4,0	7,0	NA	1,30	11,54	2,88/3,22
5	4,0	7,0	NA	1,20	11,54	1,79/3,44

- NA - Não se aplica

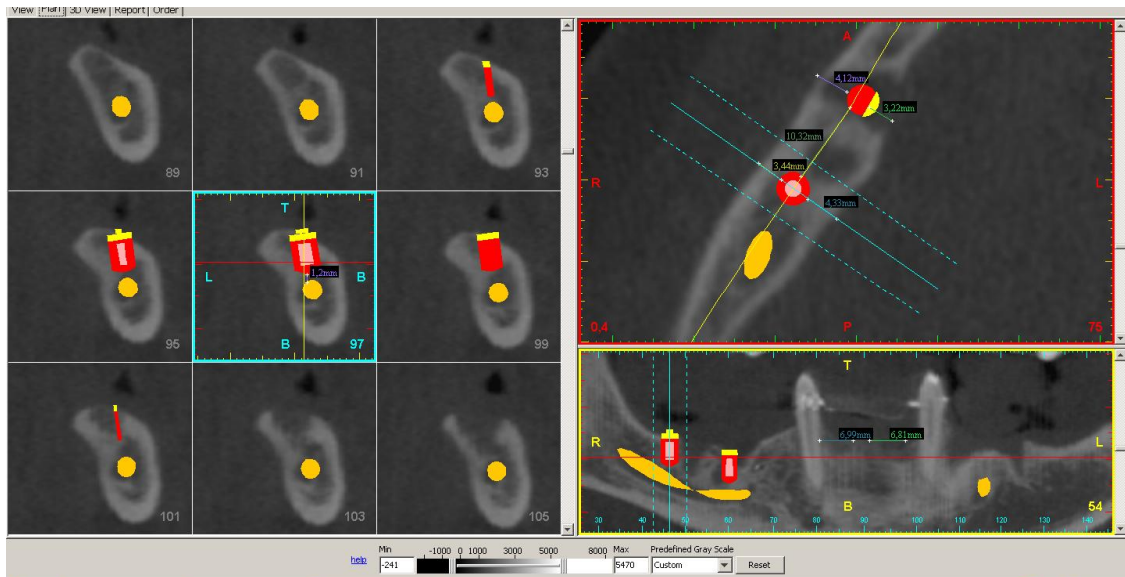


Figura 41 - Ambiente de planeamento e colocação dos implantes.

Após todos os implantes terem sido devidamente colocados o aspecto da mandíbula, que é possível visualizar na secção *3D View*, é o seguinte:

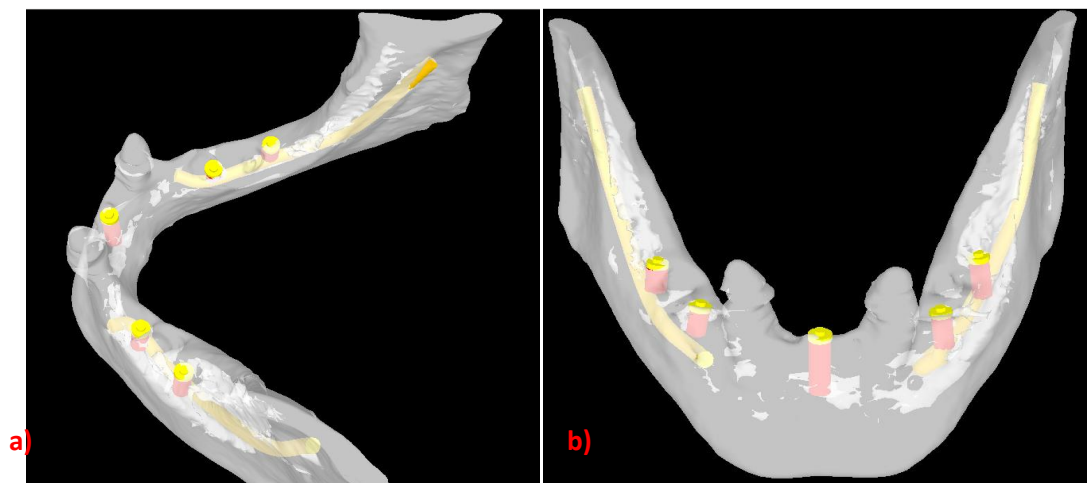


Figura 42 - a) e b) Visualização dos implantes colocados na mandíbula em estudo.

Uma vez concluído o planeamento de colocação de implantes este é transferido para um novo software de modelação CAD para que a guia cirúrgica seja projectada manualmente. O Implan permite exportar os implantes em formato CAD de modo a ser combinado com o ficheiro CAD da mandíbula sem perda de informação de posicionamento das entidades uma vez que todas possuem a mesma origem de sistemas de coordenadas.

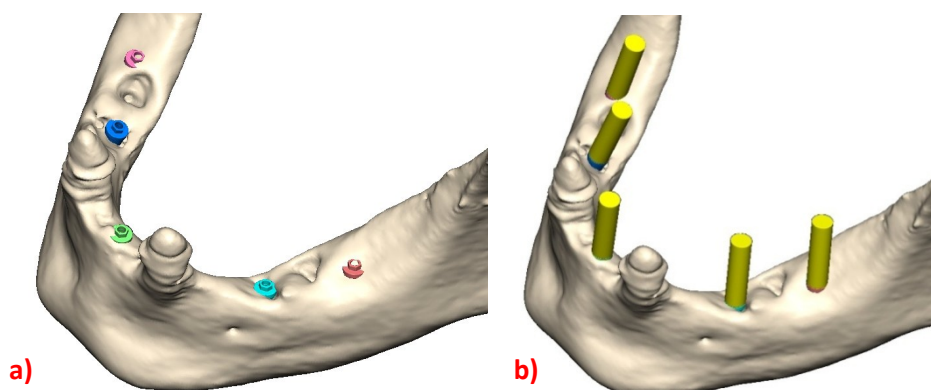


Figura 43 - a) Mandíbula em estudo com os implantes representados em diferentes cores, b) Mandíbula com os 5 implantes assinalados.

O suporte da guia é totalmente ósseo, uma vez que os dentes existentes na mandíbula contêm amálgamas que produziram artefactos no TAC o que os torna desadequados para suporte da guia, visto existir um elevado erro de forma associado.

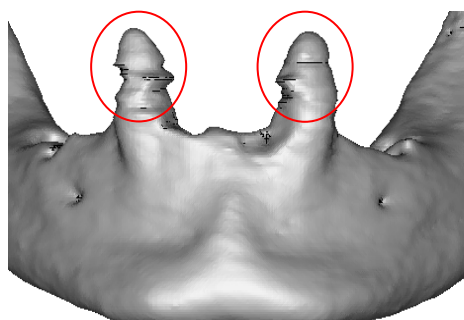


Figura 44 - Representação das Irregularidades resultantes de artefactos (assinaladas a vermelho).

A guia cirúrgica deverá assentar na estrutura óssea mandibular com o máximo de estabilidade possível pelo que o primeiro passo é capturar a forma da zona de assentamento da guia -superfície da mandíbula.

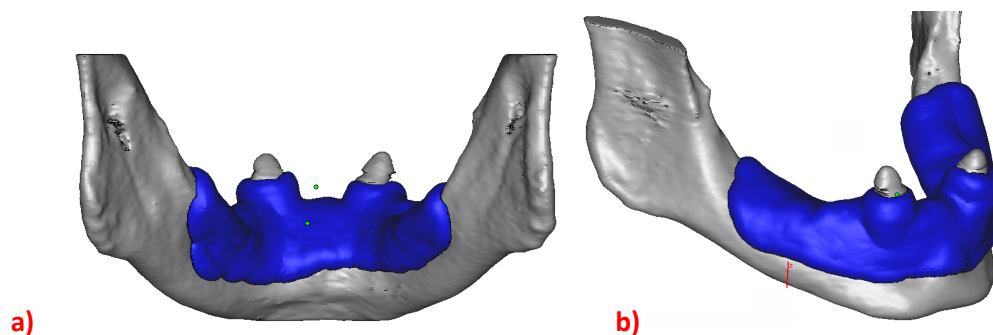


Figura 45 - a) e b) Delimitação da zona de apoio da guia cirúrgica.

A espessura considerada para a guia cirúrgica foi de 2.5 mm, valor necessário para conferir à estrutura de estereolitografia resistência mecânica suficiente para

resistir aos esforços de torção a que vai estar sujeita durante o processo de furação da estrutura óssea.

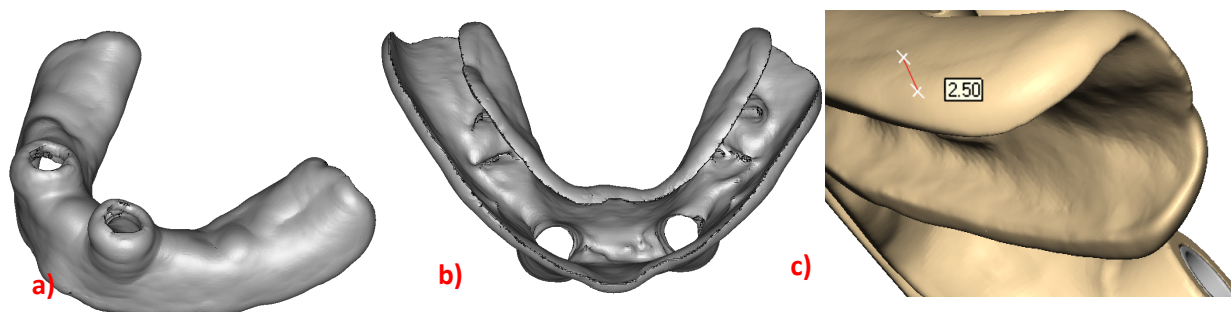


Figura 46 - a) vista da parte superior da guia, b) vista do interior da guia, c) espessura da guia (2,5mm).

A informação geométrica dos implantes (localização, posicionamento, tamanho e profundidade) permitirá projectar a guia com controlo de profundidade quando considerados os transportadores de implantes adequados.

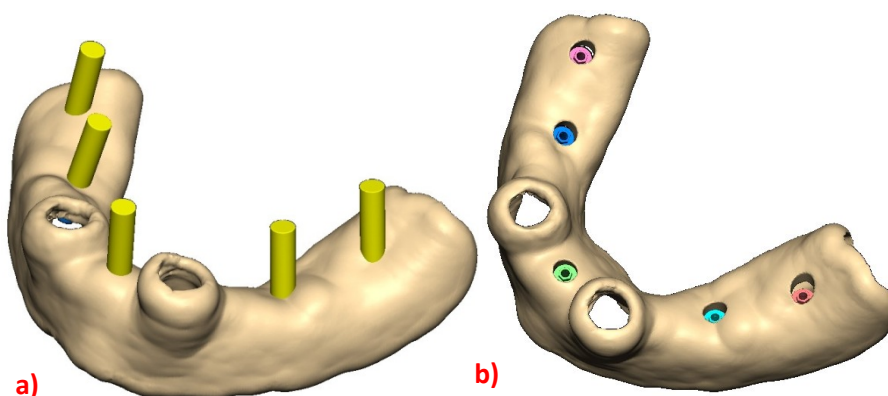


Figura 47 - a) e b) Representação da guia sendo possível a visualização dos implantes.

A guia cirúrgica foi projectada para o sistema SAFE (Materialise NV) [19]. Este tipo de sistema, ao qual se encontra associado um kit cirúrgico específico, permite o controlo de profundidade garantindo assim que a broca não exceda a profundidade planeada. O controlo preciso da colocação do implante é conseguido por acoplamento destes aos transportadores de implantes e guiamento do conjunto pelos anéis da guia cirúrgica. Para este caso prático foram utilizados, de entre a gama disponibilizada pela Materialise Dental (6, 7, 8, 9, 10mm) [21], os tamanhos de apresentados na tabela 3. A altura dos transportadores escolhidos depende fundamentalmente do comprimento da broca com limite de profundidade e do espaço disponível para acesso.

Tabela 3 - Dimensões dos transportadores utilizados para cada implante, em função do cálculo do limite de profundidade.

Número do Implante	Comprimento do implante (mm)	Altura do anel metálico (mm)	Y mínimo (mm)	Cálculo do limite de profundidade (mm) *	Brocas disponíveis (mm) [4]	Altura do transportador (mm)
1	6,0	4,0	1,5	12,5	13,0	6,0
2	6,0	4,0	1,5	12,5	13,0	6,0
3	10,0	4,0	1,5	16,5	18,0	7,0
4	7,0	4,0	1,5	12,5	15,0	7,0
5	7,0	4,0	1,5	12,5	15,0	7,0

* Comprimento do implante + Y + Altura do anel metálico+1mm

Com base nos comprimentos dos transportadores, são definidas assim, as alturas dos tubos de estereolitografia da guia cirúrgica. Para tal são definidos os planos das bases dos implantes, sob eles são colocados os transportadores, sendo a distância entre a base do implante e o topo do transportador equivalente à altura do tubo de estereolitografia.

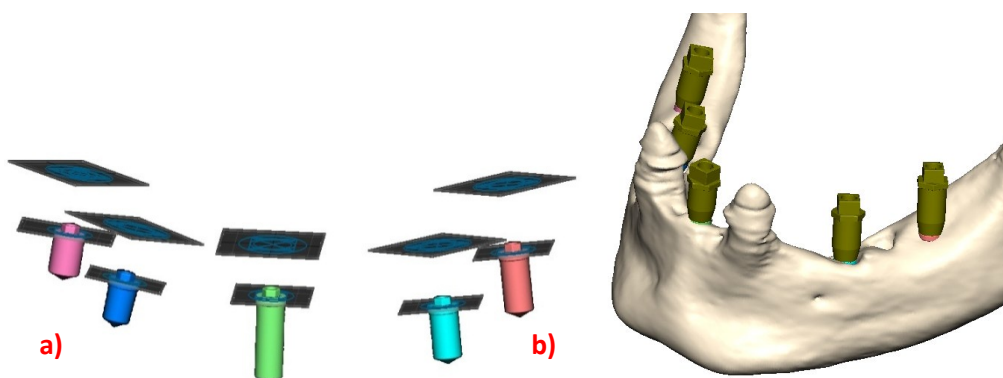


Figura 48 - a) Selecção das bases dos implantes, b) colocação dos transportadores.

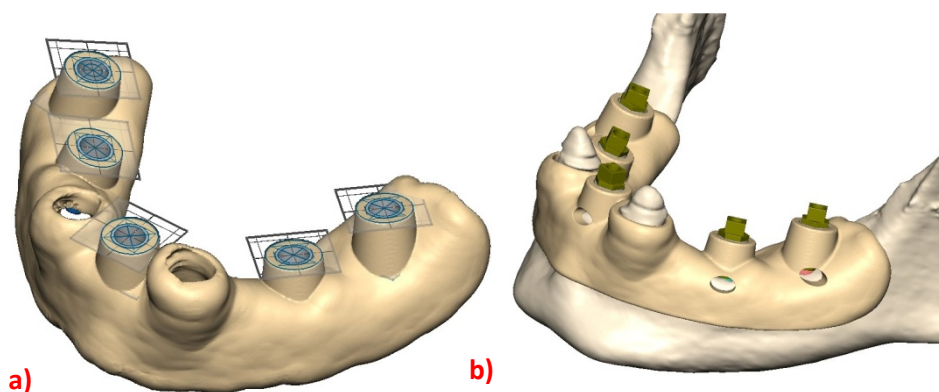


Figura 49 - a) e b) Determinação da altura dos tubos de estereolitografia.

Após definida a altura dos tubos da guia em função dos transportadores é necessário projectar os encaixes para fixação dos anéis de guiamento (esquemática pormenorizada dos anéis de estereolitografia disponível na figura 27). O anel metálico é montado no tubo de estereolitografia no canal projectado para as suas dimensões e colado com resina *epoxy* para garantir a sua fixação. A resina *epoxy* é injectada pelo canal no tubo de estereolitografia na quantidade necessária para preencher os canais no anel metálico e tubo da guia.

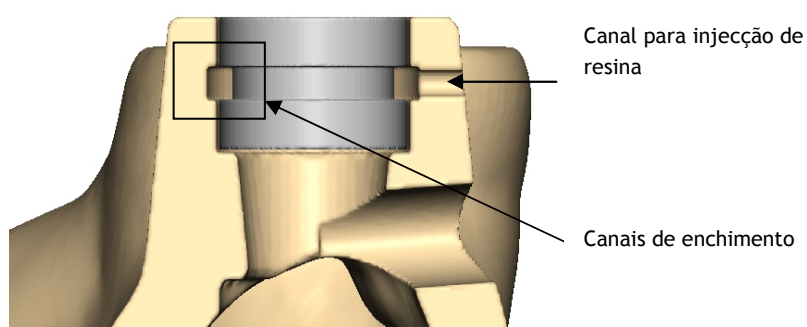


Figura 50 - Esquema elucidativo do processo de montagem do anel metálico no tubo de estereolitografia.

O passo seguinte prende-se pela eliminação de todas as zonas da superfície interior da guia que impeçam o assentamento correcto na mandíbula e pela definição das tolerâncias necessárias entre as superfícies de contacto (guia-mandíbula e anéis de fixação-guia).

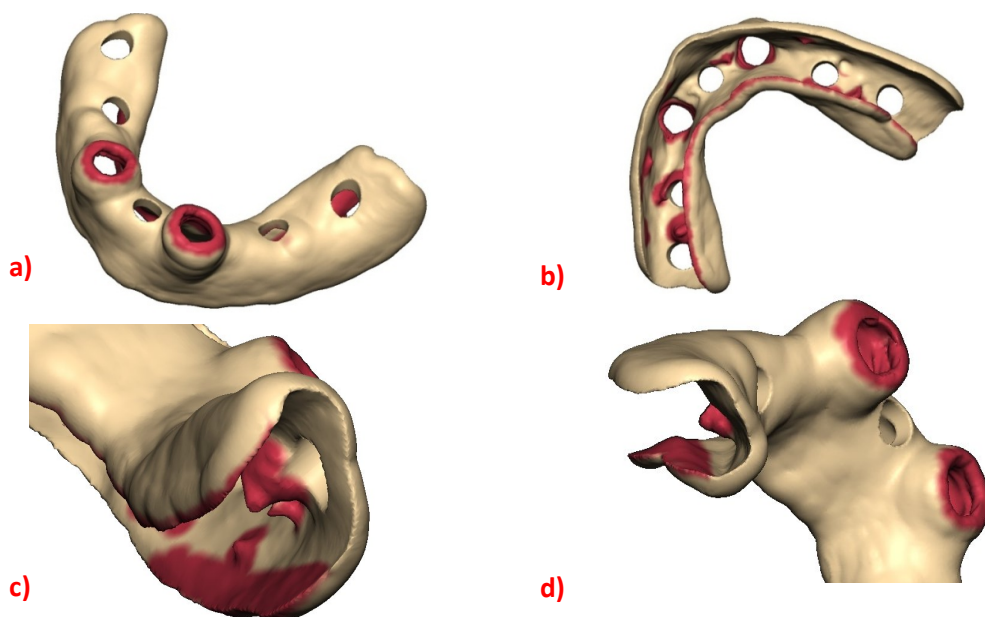


Figura 51 - a), b), c) e d) Zonas da guia que necessitam de ser eliminadas para que o assentamento da guia seja correcto.

Dado que a precisão no processo de prototipagem ronda os +/- 0.2 mm [4], este valor deve ser compensado para que exista assentamento entre a guia e a mandíbula e para que seja possível encaixar os anéis metálicos. A experiência obtida nos diversos casos clínicos estudados ao longo deste trabalho permitiu estabelecer como valores ideais para a compensação de erros tolerâncias entre 0.1 a 0.15mm. No caso da superfície interna da guia, devido à sua irregularidade foi efectuado um abatimento de 0.15mm ao longo de toda a superfície.

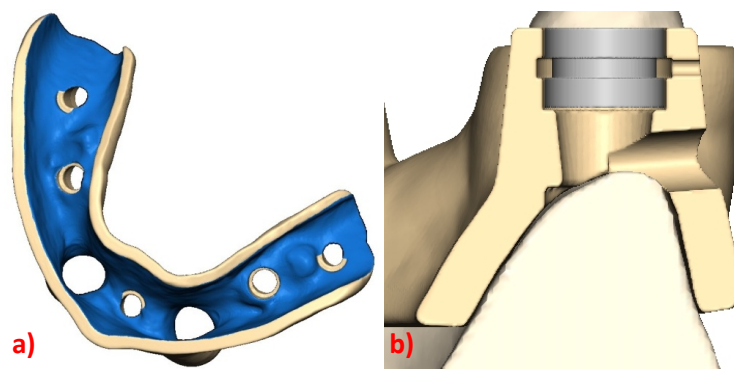


Figura 52 - a) Superfície com tolerâncias, b) Assentamento da guia sobre a mandíbula.

Os anéis metálicos foram projectados com altura de 4mm e diâmetros interno e externo de 5mm e 6mm, respectivamente. Dada a regularidade da forma adoptou-se uma tolerância de 0.1mm para encaixe dos anéis nos tubos de estereolitografia.

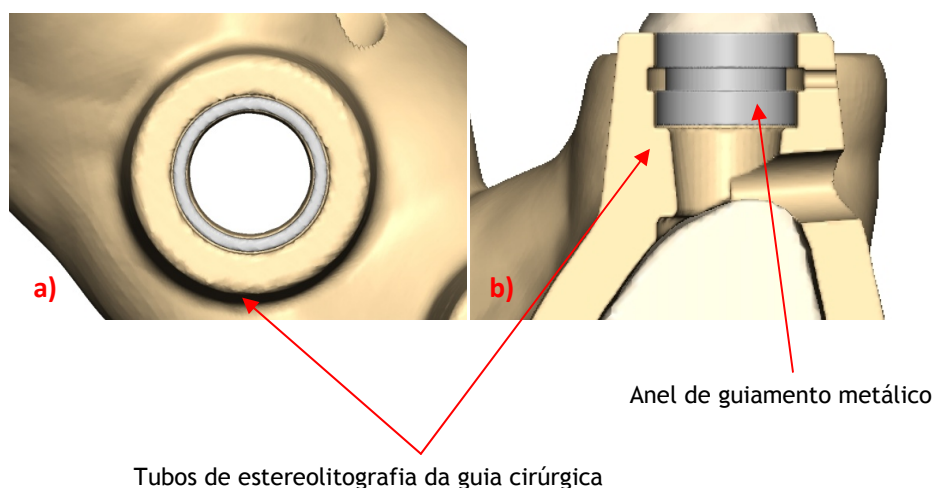


Figura 53 - a) e b) Tubos de estereolitografia e anéis metálicos de guiamento.

Na elaboração da guia têm de ser respeitados determinados parâmetros dimensionais (determinados em parte pelas condições de acesso ao local da cirurgia). Em relação às dimensões da guia, esta tem respeitar os parâmetros já estipulados.

Além das especificações apresentadas o desenho da guia deve também contemplar evitar o contacto com zonas de risco como o nervo mentoniano e permitir a irrigação externa das zonas de furação de modo a evitar o sobreaquecimento da estrutura óssea, fenómeno responsável pela destruição das células promotoras da regeneração óssea. [4]

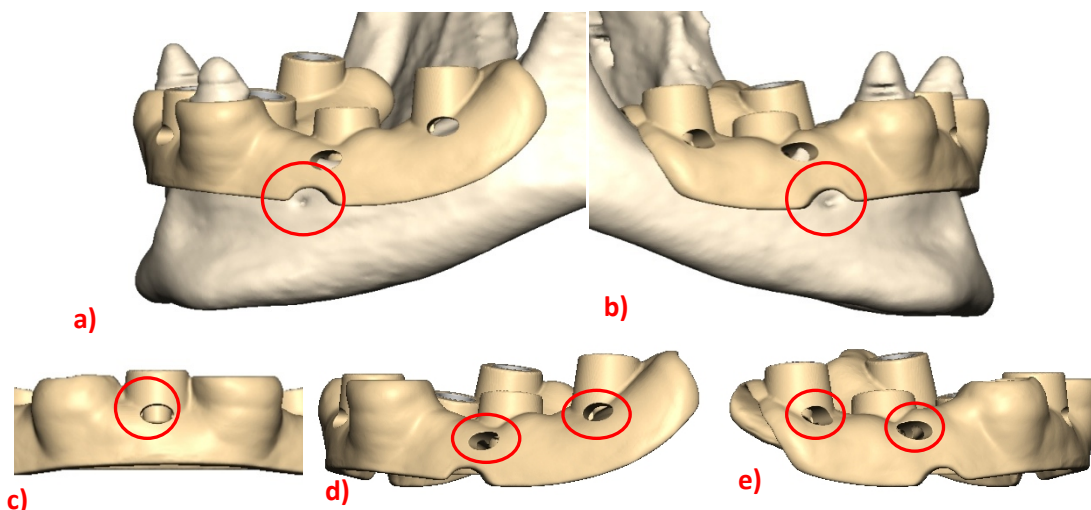


Figura 54 - a) e b) Assinalação das zonas de protecção do nervo mentoniano, c), d) e e) Assinalação das janelas de irrigação para arrefecimento.

2.3.Caso III - Utilização do software de implantologia guiada SimPlant para a concepção de uma guia de suporte dentário

O estudo realizado foi sobre um paciente parcialmente edêntulo. A escolha de uma guia sobre dentes prendeu-se pelo facto de o paciente possuir uma estrutura dentária suficiente que garante a estabilidade da guia cirúrgica. Assim também é possível a execução de uma cirurgia minimamente invasiva.

Para a elaboração da guia de suporte dentário foi utilizado o software SimPlant, da empresa Materialise. O SimPlant é um software de implantologia, permite a visualização das secções coronais, sagitais e axiais do corpo em estudo; também permite a delimitação de uma curva panorâmica, permitindo a visualização do modelo nas secções panorâmica e transversal. Para além das funcionalidades mencionadas, o software permite a colocação de implantes virtuais tendo em conta os diversos parâmetros, como as distâncias apical e oclusal entre implantes, a distância destes ao canal alveolar, a densidade da massa óssea, etc.

O software inicia-se através da ferramenta *Import Images* que permite abrir o conjunto de imagens médicas em formato DICOM, podendo ser visualizadas nas várias

secções (axial, coronal e sagital), como também ter o primeiro contacto com o modelo tridimensional do corpo em estudo.

O passo seguinte é a segmentação que consiste na criação de uma máscara representativa do corpo, com uma gama de *thresholding* correspondente ao osso. A máscara assume-se na cor verde e a opção que surge por defeito é a *Bone*.

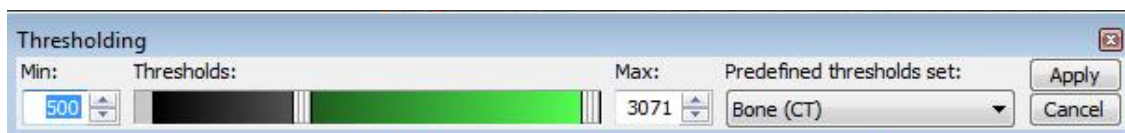


Figura 55 - Janela de selecção do valor de *threshold*.

Após a criação da máscara é então possível a edição das imagens. Desta forma é efectuada a limpeza dos artefactos acoplados ao modelo tridimensional ou mesmo eliminar as estruturas que não fazem parte da anatomia mandibular, agindo directamente nas imagens tomográficas que os sustentem. Para a edição as imagens o software possui um conjunto de ferramentas denominadas por *Thresholding*, *Erase* e *Draw*.

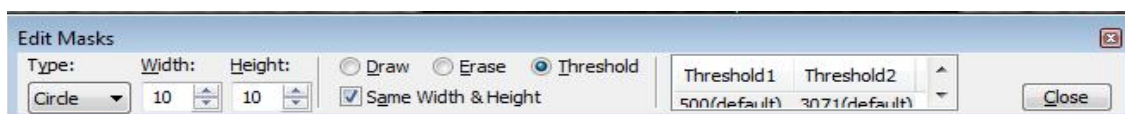


Figura 56 - Janela de edição das máscaras.

A opção *Threshold* permite seleccionar estruturas que se encontrem na gama apresentada, entre 500 e 3071. Com a opção *Erase* é permitido apagar os pixéis que pretendemos remover da máscara resultante da segmentação, sendo que a opção *Draw* permite-nos fazer o oposto, ou seja, pintar os pixéis que desejemos incorporar na máscara. Relativamente a estas opções estas podem ser fornecidas em três tipos (*Type*): círculo (*Circle*), quadrado (*Square*) e selecção livre (*Lasso*). O resultado final apresenta-se de seguida.

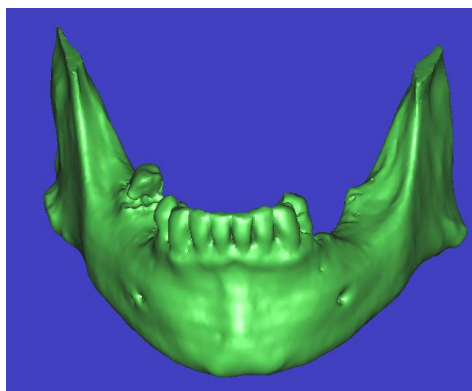


Figura 57 - Modelo virtual da mandíbula.

Com o modelo tridimensional limpo é então possível passar à fase de pré-planeamento. Esta é caracterizada pela delimitação de uma linha panorâmica, desenhada manualmente, para que a interface se modifique e fiquemos com as secções transversal e panorâmica disponíveis. Em relação ao ambiente de trabalho anterior, apenas as imagens axiais se mantêm. Estas secções são deveras importantes para o passo que se segue - o planeamento de colocação de implantes, uma vez que vão permitir a localização de estruturas vitais, nomeadamente os nervos alveolares e mentonianos. Para o desenho do nervo alveolar é necessário percorrer as imagens da secção panorâmica, para que o canal alveolar se torne visível. Depois, e com recurso à ferramenta disponibilizada pelo software, o canal é preenchido dando origem ao respectivo nervo. O preenchimento deste canal deve ser executado cuidadosamente, visto que é com base nele que a área de segurança vai ser delimitada. Esta área de segurança é definida automaticamente pelo software e possui o valor de 1mm (que pode ser alterado caso haja necessidade) em torno do nervo alveolar, sendo fundamental para o controlo da profundidade em que o implante é colocado.

O planeamento de colocação de implantes é o passo que se segue. Antes de iniciarmos a colocação virtual dos implantes é necessário verificar se os parâmetros estão correctos. Estes podem ser visualizados através da opção *Preferences*.

Para o caso em estudo foram colocados quatro implantes (figura 58), dois do lado direito e os outros dois do lado esquerdo (olhando frontalmente para a mandíbula). Do lado direito os implantes foram colocados com o intuito de sobre eles ser colocada uma dentadura parcial fixa, sendo que do lado esquerdo cada implante vai suportar uma coroa única.

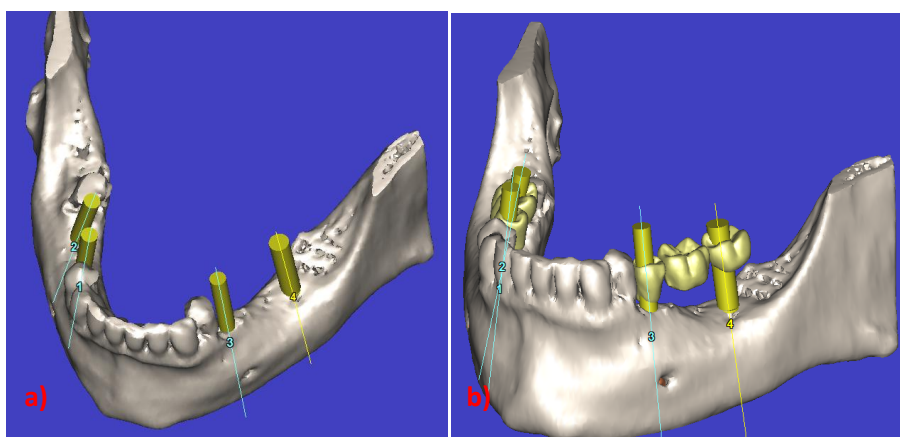


Figura 58 - a) Mandíbula com implantes, b) Mandíbula com implantes e dentes virtuais.

No entanto, é necessário referir que durante o planeamento de colocação de implantes foi usada a opção *Virtual Teeth Assistant*, que é uma das funcionalidades fornecidas pelo software e que permite a adição de dentes virtuais ao planeamento. Contudo, os dentes virtuais não substituem as próteses radiológicas usadas durante o exame de tomografia, que retratam a situação real do paciente. Por conseguinte, a utilização dos dentes virtuais pode ser útil em situações onde a visualização do resultado estético final pode ajudar na decisão do tipo de tratamento protético a adoptar. [21]

Os implantes colocados possuem as características descritas na tabela 4.

Tabela 4 - Distâncias entre os implantes colocados.

Distâncias entre implantes (mm)	Ao longo da curva panorâmica (mm)	Entre os pontos de oclusão (mm)	Entre os pontos apicais (mm)
1 e 2	11,43	11,39	11,74
3 e 4	20,55	21,13	20,84

Após a colocação dos implantes podemos fazer uma avaliação da sua localização, explorando a sua densidade óssea. Para tal utiliza-se a opção *Bone Density*, que faculta os dados relativos ao valor médio e o desvio padrão relativo da densidade óssea. Concluindo o planeamento da colocação de implantes, passamos ao design da guia cirúrgica.

Para a sua elaboração é necessário especificar os implantes colocados, isto é, corresponder cada implante a um de dimensões padrão para que a guia possa ser elaborada. Estes implantes encontram-se disponíveis na biblioteca do software denominada por *Implants Library*. A janela de especificação encontra-se apresentada de seguida.

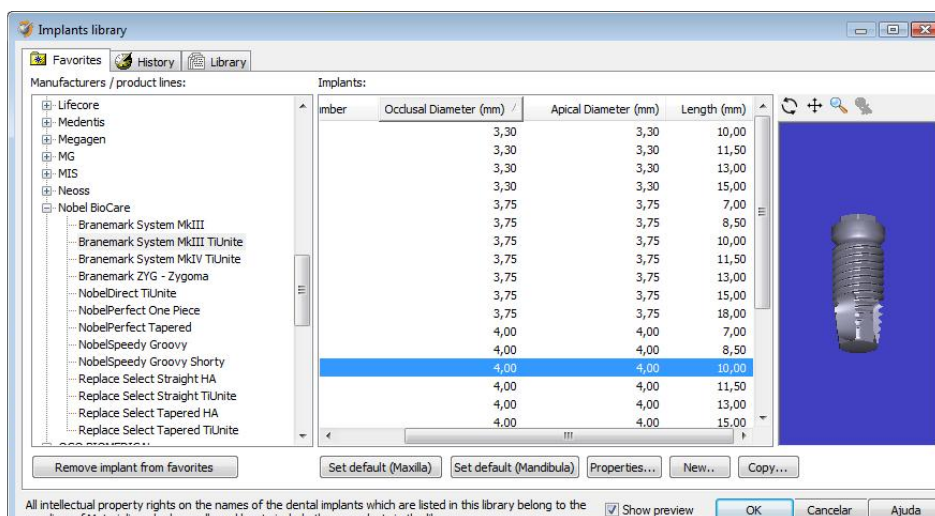


Figura 59 - Janela relativa à biblioteca de implantes.

Para o caso em estudo, os implantes foram escolhidos de acordo com o kit cirúrgico a utilizar - *Biomet3i Navigator System*. As especificações seleccionadas apresentam-se de seguida (tabela 5).

Tabela 5 - Características dos implantes seleccionados.

Número do Implante	Produtor/linha de produto	Diâmetro (mm)	Comprimento (mm)
1	Biomet 3i/ Full OSSEOTITE Certain Parallel Walled - Navigator/ IFOS413	4,10	13,00
2	Biomet 3i/ Full OSSEOTITE Certain Parallel Walled - Navigator/ IFOS411	4,10	11,50
3	Biomet 3i/ Full OSSEOTITE Certain Parallel Walled - Navigator/ IFOS413	4,10	13,00
4	Biomet 3i/ Full OSSEOTITE Certain Parallel Walled - Navigator/ IFOS585	5,00	8,50

Após definirmos os implantes a colocar, a guia é obtida após seleccionarmos determinados parâmetros. O primeiro passo, *Supporting Anatomy*, consiste em

seleccionar o tipo de assentamento da guia: sobre mucosa, osso ou dentes. Para este caso foi escolhido o assentamento sobre dentes. Este tipo de guia, mencionada no ponto 1.7., é ideal para cirurgias minimamente invasivas uma vez que não é necessário abrir a mucosa para que os implantes possam ser colocados. Uma pequena perfuração na mucosa é o suficiente para garantir que o implante seja colocado na posição correcta. Ao escolher o assentamento sobre dentes o software lembra automaticamente que é necessário possuir um molde em gesso da situação clínica do paciente. O molde de gesso (figura 60) é enviado juntamente com o planeamento elaborado de forma a que a empresa Materialise, que é detentora do software SimPlant, crie a guia cirúrgica com um correcto assentamento e que transmita fielmente o planeamento elaborado.



Figura 60 - a), b), c) e d) Molde de gesso.

O passo seguinte prende-se pela determinação do tipo de guiamento (*Classic Guidance* ou *External Hex SAFE (SAFE System)*), pelos diâmetros das brocas que vão ser utilizadas e se pretendemos ou não utilizar de pinos de fixação. Neste passo é necessário aceitar a opção “*I agree with the guidance types in the guidance choice list*”, para que assim seja permitido continuar. De notar que uma guia cirúrgica é um dispositivo médico personalizado que deve obedecer ao estipulado na Directiva

Europeia 93/42/EEC no que diz respeito ao seu projecto e concepção [4]. A confirmação da parte do utilizador da guia criada pelo software não é mais do que a formalização do pedido do dispositivo por parte do responsável pelo tratamento e para o paciente em questão. O software prossegue com “Calculate preview”, para que a guia possa ser gerada. O resultado apresenta-se na figura 61.

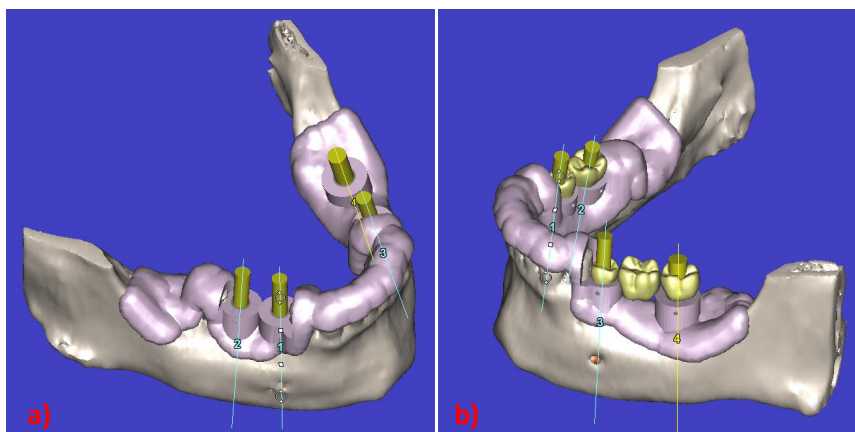


Figura 61 - a) e b) Guia cirúrgica virtual.

Finalizado o planeamento, este é enviado juntamente com o modelo em gesso para a empresa Materialise para fabrico da guia cirúrgica (figura 62).



Figura 62 - a), b) e c) Guia cirúrgica final obtida por estereolitografia.

Em cada caso existe sempre uma etapa de pós-processamento manual com o intuito de fazer a adaptação final da guia estereolitográfica ao molde de gesso. O pós-processamento da guia inclui a compensação de erros de toleranciamento e a remoção de zonas que dificultem o acesso ao local da cirurgia. As zonas da guia cirúrgica que foram sujeitas a maquinação, de forma a melhorar o seu assentamento sobre o molde de gesso, encontram-se assinaladas na figura 63.

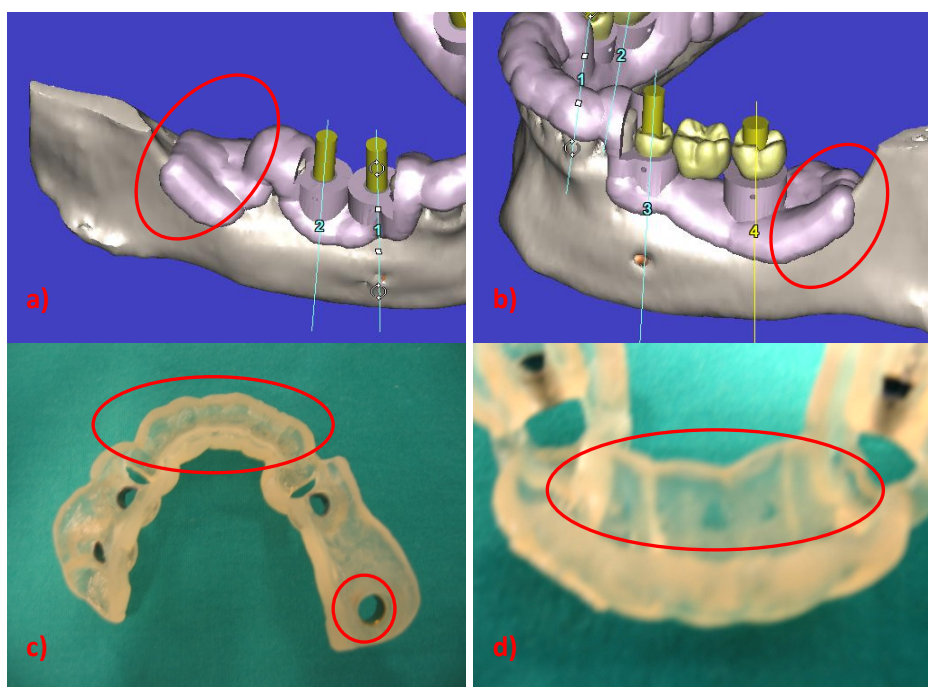


Figura 63 - a), b), c) e d) Zonas da guia sujeitas a pós-processamento.

A forma como a guia assenta sobre o molde de gesso também pode ser visualizadas na figura.



Figura 64 - a), b) e c) Guia cirúrgica colocada sobre o molde de gesso.

A cirurgia foi efectuada com recurso ao Kit cirúrgico *Biomet3i Navigator System*, para o qual a guia foi inicialmente projectada.

O kit é composto por um vasto conjunto de brocas iniciais (1), brocas de furação (2), elementos de guiação das brocas (3), brocas de trefina (4), instrumental apropriado para aperto dos transportadores (5) e transportadores de implantes (6).

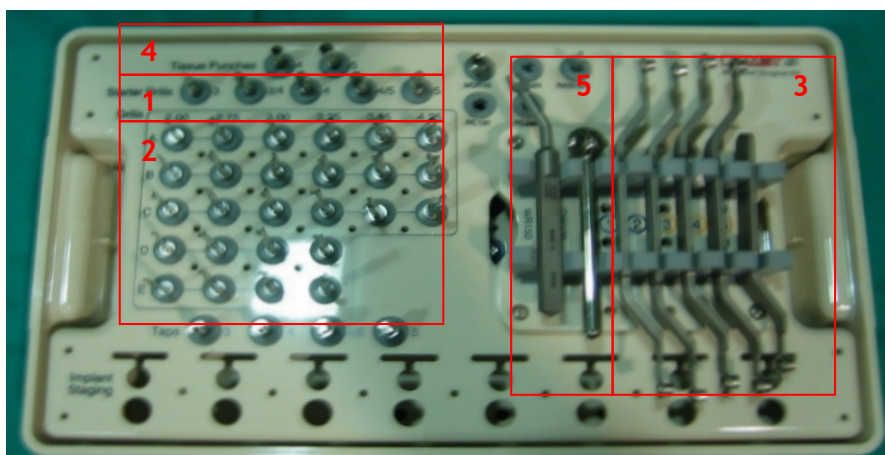


Figura 65 - Kit cirúrgico *Biomet3i Navigator System*.



Figura 66 - Kit cirúrgico *Biomet3i Navigator System* (continuação).

Nas figuras que seguem é possível visualizar a forma como os transportadores são guiados na guia cirúrgica e a simulação da cirurgia no modelo de gesso, na qual se pode observar uma broca com limite de profundidade.



Figura 67 - a) e b) Transportadores de implantes colocados na guia cirúrgica, c) Simulação da cirurgia no modelo de gesso com uma broca com um limitador de profundidade (assinalado na figura).

2.4.Caso IV- Utilização do software de implantologia guiada SimPlant para a concepção de uma guia sobre mucosa (com recurso a uma prótese radiológica).

O caso em estudo retrata um paciente parcialmente edêntulo em que o planeamento de colocação de implantes é baseado na pré-avaliação oclusal. Dada a boa condição óssea do paciente (reabsorção mínima e boa qualidade do osso cortical e esponjoso) foi possível desenvolver uma guia de apoio sobre mucosa de modo a garantir uma cirurgia minimamente invasiva.

O planeamento com uma prótese radiológica oferece ao cirurgião a possibilidade de um melhor avaliação da orientação dos implantes mas sobretudo do tipo de pilares mais adequados ao tratamento protético e uma maior previsão sobre a estética do tratamento. A prótese radiológica é uma réplica exacta da prótese provisória (ou definitiva) sobre a qual é previamente avaliada a oclusão dentária entre o maxilar inferior e superior; a configuração dentária prevista para o tratamento aliada à rádio-opacidade conferida pela mistura de resina acrílica com sulfato de bário permite transpor a avaliação de oclusão ideal para o ambiente de planeamento assistido por computador. [23]

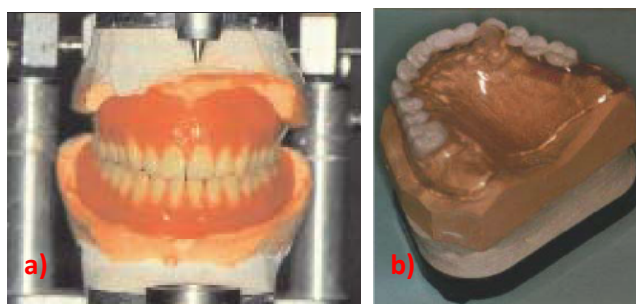


Figura 68 - a) Obtenção dos registos dentários, b) Replicação da prótese. [23]

Para o fabrico de uma prótese radiológica são executados os seguintes passos:

1. Obter os registos dentários do maxilar inferior e superior (clínica dentária)
2. Fabricar as próteses acrílicas em função da oclusão ideal com recurso à montagem em articulador (laboratório protésico).
3. Fabricar os moldes de gesso a partir dos registos obtidos articulador (no laboratório protésico).
4. Replicar a prótese fabricada com a mistura de resina acrílica e sulfato de bário (laboratório protésico). [23]

As imagens TAC do maxilar do paciente permitem identificar facilmente a estrutura óssea. O mesmo não é possível com a gengiva pois o nível de segmentação em que se encontra confunde-se com todo o tecido mole do interior da cavidade bucal. [23]

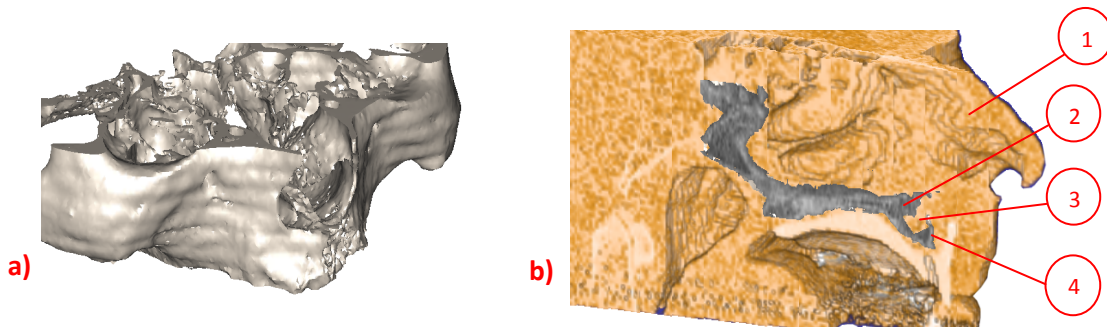


Figura 69 - a) Identificação da estrutura óssea do paciente, b) Identificação do tecido mole na cavidade bucal; notar que não se identifica claramente o tecido da gengiva mas sim os limites definidos pela prótese. 1-Tecido mole; 2-Tecido ósseo; 3-Gengiva/Tecido mole; 4-Prótese radiológica. [23]

A utilização da prótese rádio-opaca permite definir claramente o contorno da gengiva (estrutura de suporte da guia) desde que a guia tenha sido fabricada de acordo com o protocolo estipulado pelo fornecedor do software (neste caso, a Materialise Dental). A mistura aconselhada para uma identificação correcta nos casos SimPlant é a seguinte: [23]

Opção A - Dentes e base da guia: 10% (em peso) de BaSO₄ e resina acrílica.

Opção B - Dentes: 20% (em peso) de BaSO₄ e resina acrílica; Base da guia: 10% (em peso) de BaSO₄ e resina acrílica. [23]

A qualidade da mistura influencia a definição correcta da forma da prótese: uma quantidade insuficiente de BaSO₄ não permite a visualização correcta das estruturas (figura 70a) e b)) enquanto uma quantidade excessiva deste composto causa artefactos na imagem TAC (figura 70c) e d)). [23]

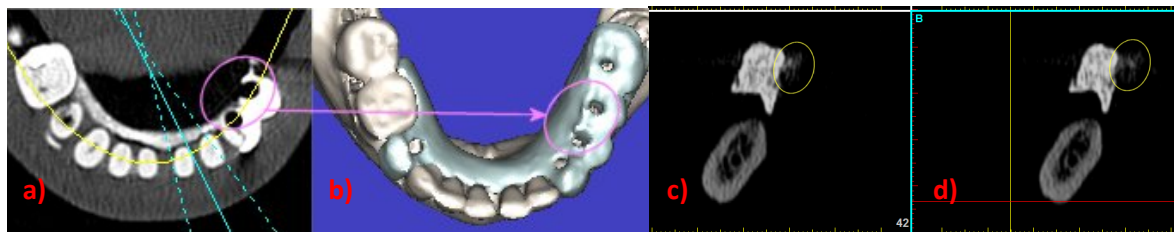


Figura 70 - a) e b) Artefactos causados por uma mistura não homogénea de BaSO₄ com pontos em que a concentração se torna suficientemente excessiva para criar artefactos (a amarelo); c) e d) Mistura insuficiente de resina e BaSO₄ com pontos em que a concentração é insuficiente para ser visível no TAC (a rosa). [23]

2.4.1. Planeamento de implantes com prótese radiológica

O planeamento do tratamento compreendeu a análise das imagens com uma prótese radiológica fabricada sobre os moldes de gesso. Neste caso em particular foi utilizada uma guia de contraste único (mesma percentagem de BaSO₄ para os dentes e base da guia). [4]

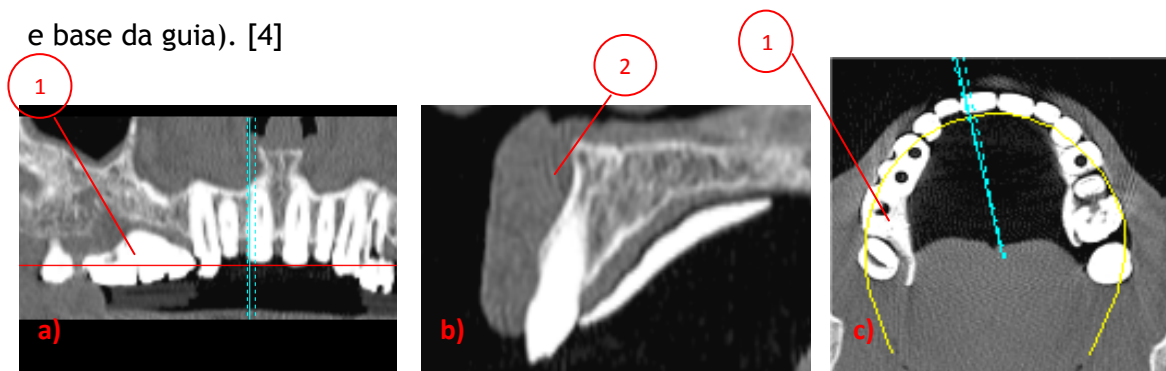


Figura 71 a), b) e c) Avaliação das estruturas no ambiente SimPlant: 1-Prótese radiológica; 2-Tecido ósseo. [4]

O fabrico da guia de acordo com o protocolo determinado permite, como é possível verificar nas imagens TAC identificação exacta do volume da prótese radiológica e da sua diferenciação em termos de contraste entre o tecido ósseo e dentário. [4]

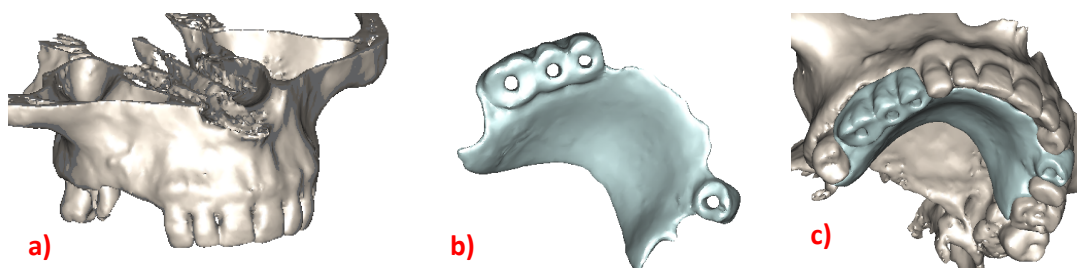


Figura 72 - a) Maxila do paciente, b) Prótese rádio-opaca, c) Maxila juntamente com a prótese rádio-opaca. [4]

O caso particular é um exemplo da potencialidade da utilização das guias radiológicas. Além da consideração estética inerente ao fabrico da mesma podem ser criados furos na guia ao longo do eixo de cada implante; este método permite visualizar com exactidão qual a melhor orientação dos implantes no planeamento virtual. [4]

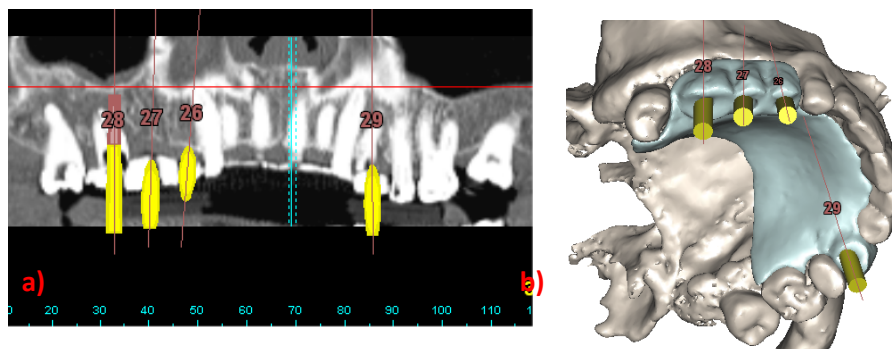


Figura 73 - a) e b) Planeamento de colocação de implantes segundo a orientação dos furos na guia e correspondência em ambiente 3D. [4]

Conforme descrito anteriormente, o objectivo da utilização da prótese radiológica foi o de criar uma guia cirúrgica de suporte mucoso. Uma vez que o Simplant reconhece todas as estruturas 3D criadas cabe ao utilizador definir o elemento de suporte para a concepção da guia cirúrgica.

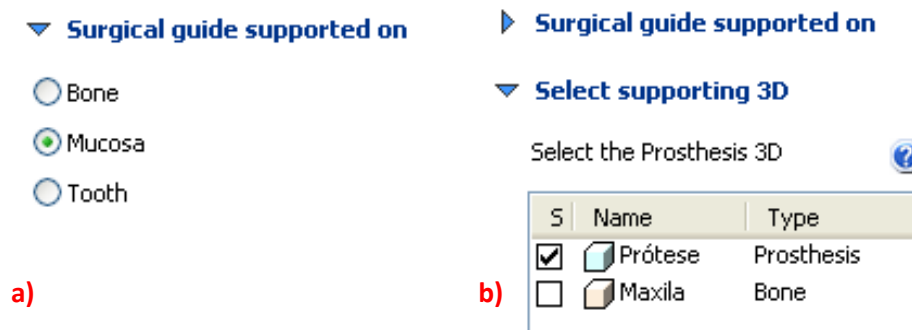


Figura 74 - a) e b) Seleção da sequência de passos para escolha da estrutura de suporte da guia cirúrgica. [4]

Deste modo foi obtida a guia cirúrgica de apoio mucoso, e que pode ser visualizada na figura 75.

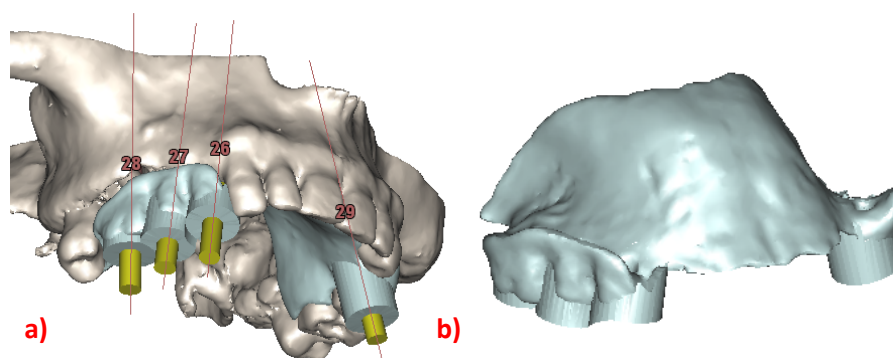


Figura 75 - a) e b) Guia cirúrgica gerada com base na informação geométrica da prótese radiológica. [4]

3. Discussão / Conclusão

A Biomodelação e a Implantologia Assistida por Computador são técnicas que auxiliam o cirurgião aquando da elaboração de um diagnóstico. A sua utilização permite atingir um elevado grau de segurança aquando da tomada de decisões relativas à selecção e preparação de um procedimento cirúrgico.

Em relação à tecnologia de Biomodelação e tomando como exemplo o caso apresentado, podemos aferir que quer o planeamento cirúrgico em ambiente virtual ou em modelos físicos oferecem a possibilidade de uma correcta avaliação em termos cefalométricos e a optimização do procedimento cirúrgico.

A reconstrução tridimensional da anatomia do paciente facilita a compreensão da extensão do trauma e permite retirar informações quantitativas, de todo o tecido ósseo e da dimensão da zona afectada.

A interpretação das imagens de tomografia exige vários conhecimentos na área cirúrgica uma vez que a identificação correcta dos intervalos de densidade tomográfica é uma condição para a avaliação dos tecidos objecto de tratamento.

O Software de edição de imagens utilizado - *Anatomics Pro* - possui uma boa interface com o utilizador disponibilizando várias ferramentas para edição das imagens adquiridas. No entanto, quando comparado com outros softwares de análise de imagem médica (*SimPlant Master*) as ferramentas de edição apresentadas por este software tornam-se limitadas, dado que o leque de opções que as constituem torna o processo de edição mais demorado. Relativamente ao método de escolha do *threshold* a aplicar para a concepção do biomodelo é necessário possuir alguma sensibilidade de forma que a anatomia óssea do paciente seja correctamente delimitada.

A capacidade que este software tem de gerar ficheiros no formato STL, permitindo assim que o modelo manipulado virtualmente ou seja prototipado num modelo físico, é uma mais-valia.

A Implantologia Assistida por Computador veio acrescentar ao procedimento de colocação de implantes dentários um maior nível de segurança e fiabilidade visto que anteriormente o planeamento de colocação de implantes era elaborado a partir do estudo de imagens de, por exemplo, ortopantomografia². A utilização de um modelo virtual resultante da reconstrução 3D de imagens tomográficas, em que não há sobreposição de estruturas, fornece informações qualitativas e quantitativas, que anteriormente não se encontravam disponíveis. A possibilidade de efectuar um estudo exaustivo ao nível das características da massa óssea disponível, da localização das estruturas vitais, das características inerentes ao tratamento protético tais como a localização, alojamento e angulação de implantes, tornaram a implantologia guiada numa ferramenta de enorme potencialidade neste campo cirúrgico. A capacidade de transferir esse planeamento para um dispositivo médico é um dos aspectos mais importantes desta abordagem. As guias cirúrgicas garantem que o planeamento efectuado virtualmente seja correctamente transferido para o campo cirúrgico.

O primeiro software de implantologia estudado no decurso deste trabalho, o Implan, é um software que permite unicamente a elaboração do planeamento de colocação de implantes. As ferramentas que são disponibilizadas pelo software são bastante rudimentares o que acaba por aumentar o grau de dificuldade do planeamento. Como este software não tem a capacidade de gerar guias cirúrgicas automaticamente com base no planeamento cirúrgico, exige bastante trabalho subsequente; todo o planeamento e estruturas analisadas têm de ser exportados para um software de edição CAD que permita projectar a guia cirúrgica, condicionante susceptível de incorporação de erros pois trata-se de mais um passo que exige a intervenção humana.

Comparando este software com o SimPlant pode-se aferir que este último possui uma interface com o utilizador de melhor qualidade. O software SimPlant não só permite a edição das imagens e o planeamento de colocação de implantes, mas também gera a guia cirúrgica com o tipo de assentamento desejado. As ferramentas disponibilizadas pelo software são excelentes, fáceis de utilizar e intuitivas. A

² A ortopantomografia ou radiografia panorâmica fornece imagens em planos curvos dos dentes e da mandíbula, adquirindo uma única imagem que abrange todos os arcos dentários e as suas estruturas de suporte.[24]

possibilidade de criação de máscaras, durante o processo de segmentação, permite a separação de estruturas que não pertencem à anatomia do paciente, tais como pontes metálicas ou próteses radiológicas sem afectar a disposição espacial dos pixéis das imagens.

O planeamento de colocação de implantes é intuitivo e seguro pois o Simplant permite definir parâmetros de segurança, como a distância ao nervo alveolar ou distância entre implantes. Mas a funcionalidade mais apelativa deste software é a capacidade de concepção virtual de guias cirúrgicas. Assim, e comparando com o software Implan, este tipo de abordagem não exige trabalho subsequente, sendo obtida a guia cirúrgica após selecção dos parâmetros a ela inerentes. As guias cirúrgicas, tal como os biomodelos, são concebidos por meios de prototipagem rápida.

Os casos estudados com o auxílio deste software permitiram demonstrar a aplicabilidade e potencialidade desta abordagem ao campo cirúrgico. Como foi possível verificar, já existem kits cirúrgicos desenvolvidos em função das guias escolhidas no planeamento (guias clássicas, guias SAFE, guias para o sistema Navigator da Biomet), o que demonstra a potencialidade e a confiança dos fabricantes e utilizadores neste tipo de dispositivo médico.

Contudo, todo o percurso desde a aquisição das imagens médicas até a guia ser concebida, possui erros associados. Relativamente à precisão das imagens tomográficas esta aproxima-se de 0,4mm/pixel [4]. O equipamento de estereolitografia é capaz de prototipar camadas com alturas que variam desde 0,01mm a 0,7mm [25] e possui um erro associado de 0,8mm. Conjugando estes dois factores é conseguida uma precisão de $\pm 0,2$ mm para os dispositivos médicos produzidos por esta técnica (quer biomodelos quer guias cirúrgicas), o que possibilita uma transferência fidedigna do planeamento previamente elaborado para o campo cirúrgico. [4]

No entanto, e apesar de todas as benefícios mencionados anteriormente, os métodos guiados por computador encontram alguns entraves à sua implementação. Entre eles, a familiaridade com toda a tecnologia, o custo total das ferramentas necessárias e dos modelos físicos (biomodelo e guia cirúrgica). É de notar que, sendo o biomodelo e a guia cirúrgica dispositivos médicos, são requeridos cuidados quanto à escolha da resina em que são concebidos, dado que devem ser susceptíveis de sofrerem esterilização, sem que ocorra qualquer tipo de deformação. O método de esterilização aconselhado é o de esterilização por óxido de etileno, embora as resinas

utilizadas pela Medmat na produção dos biomodelos suportem a esterilização por autoclave.

4. Bibliografia

- [1] Rodrigues A. F., Vitral R.W.F., *Aplicações da Tomografia Computorizada na Odontologia*, Pesquisa Brasileira em Odontopediatria e Clínica Integrada, João Pessoa, 7 (3): 317-324, Set./Dez. 2007
- [2] Guedes F.R., *Influência dos Factores de Obtenção das Imagens de Tomografia Computorizada na Acuracia de Modelos Produzidos por Prototipagem Rápida*, Piracicaba, 2007
- [3] http://www.newworldencyclopedia.org/entry/Computed_tomography, acessido pela última vez em 5 de Julho de 2009
- [4] Informação cedida pela Medmat Innovation Lda
- [5] Mildenerger P., Eichelberg M., Martin, E., *Introduction to the DICOM standard*, Springer-Verlag, 920-927, 2001
- [6] <http://www.sph.sc.edu/comd/rorden/dicom.html>, acessido pela última vez em 5 de Julho de 2009
- [7] Urso P.D., *Advanced Manufacturing Technology for Medical Applications - Reverse Engineering, Biomodelling*, Editado por Gibson I., Jon Wiley & Sons, Cap. 3, 2006
- [8] Oliveira M., Hussain N.S., Dias A.G., Lopes M. A., Azevedo L., Zenha H., Costa H., Santos J. D., *3D Biomodelling Technology for Maxillofacial Reconstruction*, Materials Science and Engineering C, 28,2008, 1347-1351
- [9] Naseem K. A., Sudarat K., *Radiographic and surgical guide for placement of multiple implants*, The journal of Prosthetic Dentistry, Volume 97, 310-312, 2007
- [10] Choi J-Y., Choi J-H., Kim N-K., Kim Y., Lee J-K., Kim M-K., Lee J-H., Kim M-J., *Analysis of errors in medical rapid prototyping models*, International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery, 2002; 31: 23-32.
- [11] <http://www.raleighdentist.com/evolution-of-dental-implants.php>, acessido pela última vez em 5 de Julho de 2009
- [12] Azari A., Nikzad S., Kabiri A., *Using computer-guided implantology in flapless implant surgery of a maxilla: a clinical report*, Journal of Oral Rehabilitation, 609-694, 2008
- [13] Nikzad S., Azari A., *A Novel Stereolithographic Surgical Guide Template for Planning Treatment Involving a Mandibular Dental Implant*, Journal of Oral and Maxillofacial Surgery, 1446-1454, 2008

- [14] Azari A., Nikzad S., *Computer-assisted implantology: historical background and potential outcomes - a review*, The International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery, 4, 2008, 95-104
- [15] Gibson I., *Advanced Manufacturing Technology for Medical Applications - Reverse Engineering, Software Conversion and Rapid Prototyping*, Jon Wiley & Sons, Cap. 5, 2005
- [16] Lee J-H., Frias V., Lee K-W., Wright R. F., *Effect of implant size and shape on implant success rates: A literature review*, The Journal of Prosthetic Dentistry, October 2005, 94:377-81
- [17] Galanis C. C., Sfantsikopoulos M. M., Koidis P. T., Kafantaris N. M., Mpikos P. G., “*Computer methods for automating preoperative dental implant planning: implant positioning and size assignment*”, computer methods and programs in biomedicine, 86, 2007, 30-38
- [18] <http://www.cecchini.net/services.jsp?pagelId=2161392240601202925117750>, acedido pela última vez em 5 de Julho de 2009
- [19] Charles J. Goodacr, Joseph Y.K. Kan, and Kitichai R., *Clinical complications of osseointegrated implants*, The Journal of Prosthetic Dentistry, 1999, 81:537-52
- [20] <http://www.actimplant.com/actsimplant/site/en/welcome/>, acedido pela última vez em 5 de Julho de 2009
- [21] <http://www.materialise.com>, acedido pela última vez em 5 de Julho de 2009
- [22] Manual do Software Implan
- [23] Manual do Software SimPlant, Materialise Dental
- [24] Radiation Protection in Dentistry, Report No. 145, National Council on Radiation Protection and Measurements (NCRP), 2003
- [25] www.stereolithography.com, acedido pela última vez em 5 de Julho de 2009