



Kevin Santos Nunes

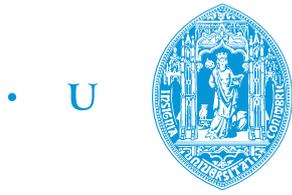
Impressão 3D de guias de corte específicas para a Artroplastia Total do Joelho

Dissertação de Mestrado na área científica de Engenharia Biomédica, especialidade em Instrumentação Biomédica e Biomateriais, orientada pelo Professor Doutor Mahmoud Tavakoli e apresentada no Departamento de Engenharia Eletrotécnica e de Computadores da Faculdade de Ciências e Tecnologias da Universidade de Coimbra

Setembro de 2017



UNIVERSIDADE DE COIMBRA



• C •

FCTUC FACULDADE DE CIÊNCIAS
E TECNOLOGIA
UNIVERSIDADE DE COIMBRA

KEVIN SANTOS NUNES

Impressão 3D de guias de corte específicas para a Artroplastia

Total do Joelho

Dissertação apresentada à Universidade de Coimbra para
cumprimento dos requisitos necessários à obtenção do
grau de Mestre em Engenharia Biomédica

Orientador:

Dr. Mahmoud TAVAKOLI

Coimbra, setembro de 2017

Este trabalho foi desenvolvido com a cooperação do:



FCT

Fundação para a Ciência e a Tecnologia
MINISTÉRIO DA CIÊNCIA, TECNOLOGIA E ENSINO SUPERIOR

Information and Communication Technologies Institute
Carnegie Mellon | PORTUGAL

A N I N T E R N A T I O N A L P A R T N E R S H I P

Esta cópia da tese é fornecida na condição de que quem a consulta reconhece que os direitos de autor são pertença do autor da tese e que nenhuma citação ou informação obtida a partir dela pode ser publicada sem a referência apropriada.

This copy of the thesis is supplied on condition that anyone who consults it understands to recognize that its copyright rests with its author and that no quotation from the thesis and no information derived from it may be published without proper acknowledgement.

Agradecimentos

É com muita saudade que relembro os últimos 5 anos que passei na Universidade de Coimbra, no Mestrado Integrado em Engenharia Biomédica.

Ao longo deste percurso, desde 2012, várias foram as dificuldades encontradas, umas mais facilmente ultrapassadas do que outras, mas o importante é salientar que são essas dificuldades que nos fazem crescer e aprender a lidar com o dia a dia que nos espera futuramente. Durante estes 5 anos, muitos foram os conhecimentos adquiridos, as vivências, as amizades formadas, momentos que nunca esquecerei.

Como não poderia deixar de ser, importa agora realçar as pessoas mais importantes que fizeram parte deste percurso.

Em primeiro lugar, queria deixar um agradecimento a toda a minha família, especialmente aos meus pais, não só pelo suporte financeiro perante os custos da Universidade, mas também pelo seu apoio incondicional, carinho e dedicação que sempre tiveram ao longo de todo o percurso universitário.

Em segundo lugar, um agradecimento especial à Sara Neves pela paciência, pelo apoio e pela amizade. Foi, é e desejo que continue a ser a pessoa sempre presente, tanto nos bons como nos maus momentos, e que continuemos a partilhar esses momentos por muitos anos.

Deixo um obrigado a todos os meus amigos que, durante este percurso, me ajudaram a ultrapassar algumas dificuldades em disciplinas mais difíceis, mas também por terem partilhado comigo todas as vivências que sempre recordarei.

Gostaria de agradecer a todos os colegas do ISR que, de certa forma, ao longo de

todas as apresentações mensais, que presenciámos, contribuíram para o desenvolver do meu projeto de tese.

Agradecer também ao Professor Doutor Mahmoud Tavakoli, não só pela disponibilidade constante, como pela ajuda na resolução de todos os problemas que tive durante a realização deste projeto.

Um obrigado também ao Engenheiro Sérgio Silva, por toda a ajuda técnica nos softwares que utilizei neste trabalho e toda a disponibilidade despendida para tal.

Agradecer também ao Engenheiro José Neves e Engenheira Helena Neves, pelo apoio e pela ajuda que me deram ao longo deste ano; à Doutora Lilian Castelão, pelos conselhos, contatos e disponibilidade e ao Professor Doutor Fernando Fonseca, também pelos conselhos dados, pelo material fornecido, pela disponibilidade e ajuda neste projeto tese.

Para finalizar, um último agradecimento ao Doutor Pedro Marques, por todo o tempo dispensado, pelo apoio, pelo material fornecido e pela validação do procedimento apresentado ao longo desta dissertação.

Abstract

In most clinical cases, the mere use of conventional medical diagnostic exams such as computed tomography or magnetic resonance imaging is sufficient to predict and plan surgical interventions. However, in some cases, a physical model of the patient organ can assist the surgeon in preparation of the surgery.

Utilization of Additive Manufacturing (AM), also known as 3D printing, in surgery can be roughly divided into three groups: AM of organ models prior to the surgery for surgery planning, AM of patient specific gauges to replace standard-sized gauges, and AM of the patient specific organ replacements to be implanted in the patients body.

This dissertation mainly focuses on the first and second groups. The main objective of the dissertation is to gain the know-how of the whole process of involving AM in surgery planning and execution. In the first phase, this includes evaluation of DICOM files, transferring these files to a 3D CAD model, preparation of the model for AM, and their actual printing. While such a know-how let us prepare digital models of the patients organs, in the second phase of this dissertation, we focus on preparation of patient specific gauges. As a case study we focus on Total Knee Arthroplasty. The objective is then set to develop patient specific gauges, that precisely matches the patient knee dimensions, and print them. Thus, surgeon no longer has the need to choose between the various standard sizes which guides are best suited to each clinical case and relies on the specific guides developed for each patient.

These guides are specific to a specific case, that is, they are of sole use and exclusive to the patient in question, and are used in total knee arthroplasty to make the cuts in the knee, where the prosthesis is to be implanted. This requires an intensive study

of the state of the art, an understanding of the whole procedure performed during the surgery, the learning about the softwares used, and finally the evaluation of the feasibility of both the model and cutting guides.

Obtaining both the 3D models of the femur and the tibia and the cutting guides specific to the case addressed in this dissertation, it has been found that, compared with the standard cutting guides used in traditional procedures, there is a significant decrease in the number of instruments necessary for surgery and there is a possibility of shortening the time of surgery, blood loss, time spent in the hospital, costs in material and sterilization of it.

As a future approach, different materials could be used in 3D printing, such as polyamide 2200, to fill some of the limitations encountered during this project. A 3D medical construction software could also be used, with which the construction of the cutting guides would be facilitated. Finally, both specific implants and specific cutting guides could be developed for other types of surgeries.

Keywords: 3D printing; Specific gauges; 3D models; Diagnosis; Total Knee Arthroplasty.

Resumo

Na maioria dos casos clínicos, a simples utilização de exames convencionais de diagnóstico médico, tais como tomografia computadorizada (TC) ou imagem por ressonância magnética (IMR), é suficiente para prever e planejar as intervenções cirúrgicas. No entanto, em alguns casos, um modelo físico do órgão do doente pode auxiliar o cirurgião na preparação da cirurgia.

A utilização de fabricação aditiva, também conhecida como impressão 3D, em cirurgia pode ser dividida em três grupos: fabricação aditiva de modelos de órgãos antes da cirurgia para planeamento cirúrgico, fabricação aditiva de guias específicas do doente para substituir as guias de tamanho padrão e fabricação aditiva de implantes específicos do doente que são implementados no corpo deste.

Esta dissertação foca-se principalmente no primeiro e segundo grupos. O principal objetivo do estudo é obter o conhecimento de todo o processo que envolve a fabricação aditiva no planeamento e execução da cirurgia. Numa primeira fase, esta inclui a avaliação de ficheiros DICOM, a transferência destes para um modelo CAD 3D, a preparação do modelo para fabricação aditiva e a sua impressão real. Enquanto este conhecimento nos prepara modelos digitais dos órgãos dos doentes, numa segunda fase desta dissertação, focámo-nos na preparação de guias específicas do doente. Como caso de estudo focámo-nos na Artroplastia Total do Joelho (ATJ). O objetivo é, então, desenvolver as guias específicas do doente, que encaixam precisamente nas dimensões do joelho do mesmo, e imprimi-las. Assim, o médico deixa de ter a necessidade de escolher, entre os vários tamanhos padrão, quais as guias que melhor se adequam a cada caso clínico e passa a confiar nas guias de corte específicas desenvolvidas para

cada doente.

Estas guias são específicas para um determinado caso, ou seja, são de uso único e exclusivo para o doente em questão e são utilizadas na ATJ para fazer os cortes no joelho, onde a prótese é implantada. Para isso, é necessário um estudo intensivo do estado da arte, a compreensão de todo o procedimento efetuado durante a cirurgia, a aprendizagem acerca dos *softwares* utilizados e, por fim, a avaliação da viabilidade, quer do modelo, quer das respetivas guias de corte.

Obtidos quer os modelos 3D do fémur e da tíbia quer as guias de corte específicas para o caso abordado nesta dissertação, verificou-se que, comparando com as guias de corte padrão utilizadas nos procedimentos tradicionais, existe uma diminuição significativa do número de instrumentos necessários para a cirurgia e que existe a possibilidade de diminuir o tempo de cirurgia, a perda de sangue, o tempo de estadia no hospital, os custos em material e esterilização do mesmo.

Como abordagem futura, poderiam ser utilizados diferentes materiais na impressão das guias, como a poliamida 2200, para colmatar algumas limitações observadas durante a realização deste projeto. Poderia também ser utilizado um *software* de construção 3D de área médica, com o qual seria facilitada a construção das guias de corte. Por fim, poderiam ser desenvolvidos quer implantes específicos quer guias de corte específicos para outro tipo de cirurgias.

Palavras-chave: Impressão 3D; Guias específicas; Modelos 3D; Diagnóstico; Artroplastia Total do Joelho.

Lista de Conteúdos

Agradecimentos	viii
Abstract	ix
Resumo	xi
Índice	xvii
Abreviaturas	xvii
Lista de Figuras	xix
Lista de Tabelas	xxv
1 Introdução	1
1.1 Contextualização	1
1.1.1 Impressão 3D de modelos de órgãos antes da cirurgia para pla- neamento cirúrgico	3

1.1.2	Impressão 3D de guias específicas do doente para substituir as guias de tamanho padrão	8
1.1.3	Impressão 3D de implantes específicos do doente que são implementados no corpo do mesmo	11
1.2	Motivação e objetivos	15
1.3	Estrutura do documento	16
2	Joelho: Anatomia e Cirurgias	17
2.1	Anatomia do joelho	18
2.1.1	Referências anatómicas	18
2.1.2	Articulação do joelho	21
2.2	Cirurgias do joelho	29
2.2.1	Tipos de cirurgia do joelho	30
2.3	Conclusão	37
3	Metodologia	39
3.1	Processo para obtenção do modelo 3D	40
3.2	Processo para construção das guias específicas	41
3.2.1	Período pré-operatório	42
3.2.2	Cirurgia	46
3.2.3	Período pós-operatório	52

3.3	Conclusão	52
4	Resultados e discussão	57
4.1	Construção do modelo tridimensional	58
4.2	Conceção das guias de corte	60
4.2.1	Conceção das guias de corte femorais	60
4.2.2	Conceção das guias de corte tibiais	69
4.3	Modelos 3D finais	73
4.4	Cortes efetuados com as guias de corte específicas	75
4.5	Biomateriais	78
4.5.1	Biomateriais para fabricação de guias	79
4.5.2	Processos de esterilização	79
4.6	Conclusão	80
5	Conclusões gerais	83
5.1	Trabalho futuro	85

Abreviaturas

AR Artrite Reumatóide

ATJ Artroplastia Total do Joelho

CAD *Computer Aided Design*

DICOM *Digital Imaging and Communications in Medicine*

IRM Imagem por Ressonância Magnética

LCA Ligamento Cruzado Anterior

LCL/LCF Ligamento Colateral Lateral/Ligamento Colateral Fibular

LCM/LCT Ligamento Colateral Medial/Ligamento Colateral Tibial

LCP Ligamento Cruzado Posterior

OA Osteoartrose

STL *STereoLithography*

TC Tomografia Computorizada

Lista de Figuras

1.1	Impressora 3D TAZ 5.	2
1.2	Representação de modelos 3D de diferentes RVOT.	4
1.3	Representação dos passos principais da intervenção cirúrgica na reconstrução mandibular.	5
1.4	Representação do modelo 3D da coluna impresso.	6
1.5	Representação dos modelos 3D do coração impressos.	6
1.6	Representação de um modelo 3D de um rim e respetiva utilização durante a cirurgia.	7
1.7	Modelo 3D impresso da anca e simulação da implementação e posicionamento dos componentes metálicos.	8
1.8	Guias de corte específicas desenvolvidas para realizar o corte distal do fémur e o corte proximal da superfície tibial.	9
1.9	Representação do tumor na pélvis.	9
1.10	Representação dos passos principais do desenvolvimento de um prato de reconstrução mandibular específico.	10

1.11	Representação do modelo 3D da tíbia e da guia de corte utilizada na realização da osteotomia.	10
1.12	Representação gráfica do aumento da prevalência de ATJ, desde 1980 até 2010, nos Estados Unidos.	14
1.13	Representação gráfica do aumento significativo do número de ATJ, de 1991 e 2010, nos Estados Unidos.	14
1.14	Esquema representativo dos passos principais realizados neste projeto.	15
2.1	Posição anatômica.	18
2.2	Representação dos planos anatômicos.	19
2.3	Termos de direção e posicionamento anatômicos.	20
2.4	Representação das regiões e ossos constituintes do membro inferior.	21
2.5	Constituição do fêmur.	23
2.6	Constituição da tíbia.	24
2.7	Vista anterior e posterior da patela.	24
2.8	Representação dos ligamentos e tendões constituintes do joelho.	26
2.9	Meniscos do joelho.	27
2.10	Rotação e deslizamento lateral e medial do fêmur em relação à tíbia.	28
2.11	Movimento dos meniscos durante a flexão e extensão.	28
2.12	Movimento da patela durante a flexão.	29
2.13	Representação de várias osteotomias.	31

2.14	Artroplastia unicompartmental do joelho.	31
2.15	Imagem representativa da artroplastia patelofemoral.	32
2.16	Prótese tamanho nº4 das próteses tradicionais para ATJ sem preservação do LCP, fabricada pela <i>Stryker Triathlon</i> [®]	32
2.17	Representação das diferentes formas disponíveis para o implante patelar.	34
2.18	Representação de dois tipos de prótese fabricadas pela <i>Stryker Triathlon</i> [®]	35
2.19	Representação de uma base fixa e de uma base móvel.	36
3.1	Esquema representativo dos passos principais, desde a obtenção da IMR/TC até à impressão 3D do modelo final.	41
3.2	Representação dos eixos anatómico e mecânico do fémur e da tibia.	43
3.3	Diagrama representativo das deformações que podem ocorrer a nível do membro inferior.	44
3.4	Principais referências utilizadas na determinação da rotação da componente femoral (linha transepicondilar, a linha de Whiteside e a linha condilar posterior) e da componente tibial (eixo condilar posterior, eixo transtibial e eixo tibial ântero-posterior).	46
3.5	Procedimento da <i>Zimmer</i> [®] para cortes femorais.	53
3.6	Procedimento da <i>Zimmer</i> [®] para corte da superfície proximal da tibia	54
3.7	Procedimento da <i>Stryker Triathlon</i> [®] para cortes femorais.	55
3.8	Procedimento da <i>Stryker Triathlon</i> [®] para corte da superfície proximal da tibia.	56

4.1	Representação 3D da cervical após importação dos ficheiros DICOM no <i>3D Slicer</i>	58
4.2	Representação dos modelos tridimensionais obtidos.	59
4.3	Modelo tridimensional impresso da cervical, com vista frontal, traseira e lateral, respetivamente.	59
4.4	Representação dos modelos 3D utilizados para a construção das guias de corte	60
4.5	Alinhamento femoral com o eixo anatómico e com a linha condilar posterior.	61
4.6	Ângulo entre o eixo anatómico e o eixo mecânico e rotação externa.	61
4.7	Primeira versão da primeira guia de corte.	62
4.8	Primeira versão da segunda guia de corte.	62
4.9	Primeira versão da terceira guia de corte.	63
4.10	Segunda versão da primeira guia de corte.	63
4.11	Segunda versão da segunda guia de corte.	64
4.12	Segunda versão da terceira guia de corte.	64
4.13	Obtenção do ângulo entre o eixo anatómico e o eixo mecânico.	65
4.14	Primeira guia de corte femoral.	65
4.15	Estrutura final da primeira guia de corte femoral.	66

4.16	Representação do corte distal, do perfil utilizado para a marcação dos restantes cortes femorais e acoplamento deste perfil ao plano que representa o corte distal para fixar a sua posição na superfície distal.	66
4.17	Representação dos cortes femorais.	67
4.18	Acoplamento da segunda guia de corte ao perfil.	67
4.19	Representação da configuração da segunda guia de corte.	68
4.20	Referências para a construção da prótese femoral.	68
4.21	Representação da prótese femoral final.	69
4.22	Alinhamento tibial.	69
4.23	Primeira versão da guia de corte tibial.	70
4.24	Segunda versão da guia de corte tibial.	70
4.25	Guia de corte tibial final.	71
4.26	Determinação da posição do ponto mais baixo no côndilo tibial mais gasto e da posição do ponto mais baixo no côndilo tibial menos gasto.	72
4.27	Configuração final da guia de corte tibial.	72
4.28	Representação da impressão de duas guias de corte e de um osso.	73
4.29	Modelos finais do fémur e da tíbia.	73
4.30	Modelo final da primeira guia de corte, com a qual se efetua o corte distal do fémur.	74
4.31	Modelo final da segunda guia de corte, com a qual se efetuam os restantes cortes femorais: côndilos e chanfros anteriores e posteriores.	74

4.32	Modelo final da prótese femoral.	75
4.33	Modelo final da guia com a qual se faz o corte da superfície proximal da tibia.	75
4.34	Representação de todos os modelos finais impressos.	75
4.35	Colocação da primeira guia de corte no fêmur para corte distal.	76
4.36	Corte distal do fêmur e colocação da segunda guia de corte.	76
4.37	Resultado final dos cortes do fêmur e colocação da prótese final.	77
4.38	Colocação da prótese do fêmur.	77
4.39	Colocação da guia de corte na tibia para realizar o corte da superfície proximal.	77
4.40	Resultado final do corte proximal da tibia.	78

Lista de Tabelas

- 4.1 Comparação entre o número de guias utilizadas no procedimento da *Zimmer*[®] e *Stryker Triathlon*[®] com o número de guias específicas. . . 78
- 4.2 Propriedades mecânicas e térmicas da poliamida 2200 (Adaptado de: [51]). 79

Capítulo 1

Introdução

Esta dissertação diz respeito ao trabalho realizado no Instituto de Sistemas e Robótica da Universidade de Coimbra, no âmbito da unidade curricular de Projeto do Mestrado Integrado em Engenharia Biomédica.

1.1 Contextualização

Ao longo dos últimos anos, para além das técnicas de diagnóstico convencionais existentes, têm-se levado a cabo novos desenvolvimentos em termos de diagnóstico, cujo objetivo principal foi superar algumas dificuldades que os convencionais, muitas das vezes, proporcionavam. Para a realização do diagnóstico clínico, diversas técnicas convencionais estão disponíveis, tais como tomografia computadorizada (TC) ou imagem por ressonância magnética (IMR). Em situações mais simples, cuja intervenção cirúrgica não acarreta grandes dificuldades para o cirurgião, os exames convencionais são suficientes para um diagnóstico completo e indubitável. No entanto, casos clínicos cuja intervenção cirúrgica é mais complexa, em que os doentes em questão são portadores de doenças, fraturas, defeitos cuja análise bidimensional não é suficiente para um diagnóstico totalmente fiável, é necessário o auxílio de técnicas/modelos tridimensionais

que complementem as já existentes.

Impressão tridimensional (3D), ou também designada prototipagem rápida, é um conceito que foi criado por Charles Hull, no início dos anos 80, conceito esse que emergiu significativamente ao longo dos últimos anos. Desde a sua invenção que modelos tridimensionais têm vindo a ser utilizados nas mais diversas áreas, nomeadamente da medicina, inicialmente apenas para a produção de alguns implantes específicos para os doentes e, atualmente, já utilizados para impressão 3D de tecidos e órgãos, modelos anatómicos para preparação de cirurgias e até a utilização desses modelos para fins educacionais [1–3].

Após a criação da primeira impressora tridimensional, em 1988, também por Charles Hull, várias foram as empresas que começaram a desenvolver as suas impressoras 3D, com novas e variadas funcionalidades, para todos os tipos de aplicações comerciais [2]. Desde então, diversos estudos e modelos foram desenvolvidos com o intuito perceber quais as vantagens, perante as técnicas convencionais, que estes modelos 3D poderiam oferecer, principalmente na área da medicina.

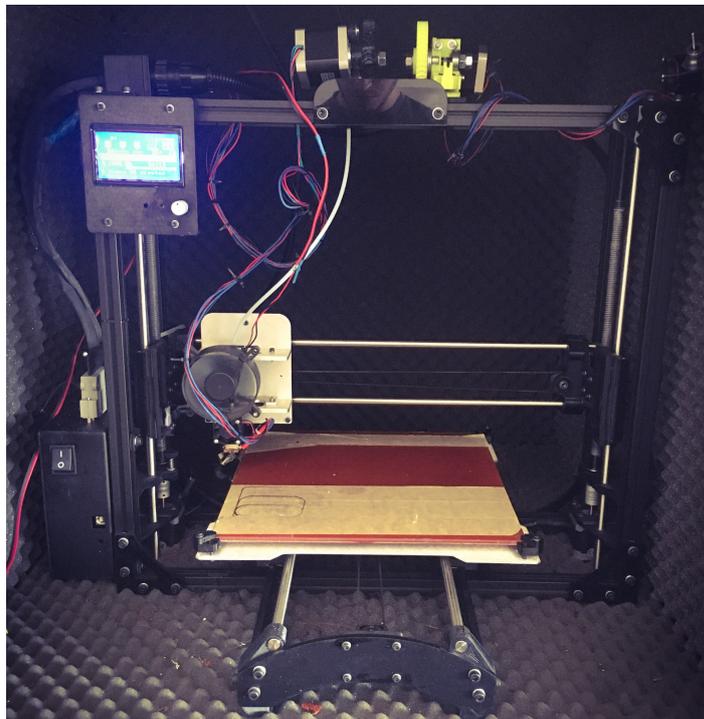


Figura 1.1: Impressora 3D TAZ 5.

A utilização da impressão 3D em cirurgia pode ser dividida em três grupos principais:

- Impressão 3D de modelos de órgãos antes da cirurgia para planeamento cirúrgico;
- Impressão 3D de guias específicas do doente para substituir as guias de tamanho padrão;
- Impressão 3D de implantes específicos do doente que são implementados no corpo do mesmo;

Nas seguintes secções são apresentadas descrições sobre cada um dos grupos anteriormente referidos, juntamente com alguns exemplos de modelos já obtidos.

1.1.1 Impressão 3D de modelos de órgãos antes da cirurgia para planeamento cirúrgico

A impressão 3D de modelos de órgãos antes da cirurgia para planeamento cirúrgico é um método de diagnóstico cuja utilização foi bastante recorrente nos últimos anos, sendo, comparativamente aos restantes grupos anteriormente referidos, o menos complexo em termos de procedimento. Baseia-se na impressão de modelos 3D de regiões cujo diagnóstico tradicional não foi suficientemente concreto.

Neste seguimento, um exemplo foi feito em 2007, na área da Cardiologia, em que o objetivo principal passou pela implantação de um *stent* no tronco pulmonar em doentes que sofriam de patologias na válvula pulmonar (**figura 1.2**). A criação e utilização de um modelo 3D no diagnóstico clínico, neste caso, adveio da dificuldade que o cardiologista teve em determinar qual a forma e o tamanho ideal do *stent* para o doente em questão [4].

Existem vários métodos para a substituição da válvula pulmonar, contudo, estes métodos estão confinados a um grupo restrito de pessoas que possuem um tamanho da RVOT (*Right Ventricular Outflow Tract*) inferior a 22 mm. Desta forma, utilizando um

modelo 3D da válvula a substituir, foi possível observar as características que não eram possíveis visualizar e analisar recorrendo a técnicas tradicionais, permitindo também ao cardiologista fazer um pré-planeamento e simulação da implementação do *stent* [4].

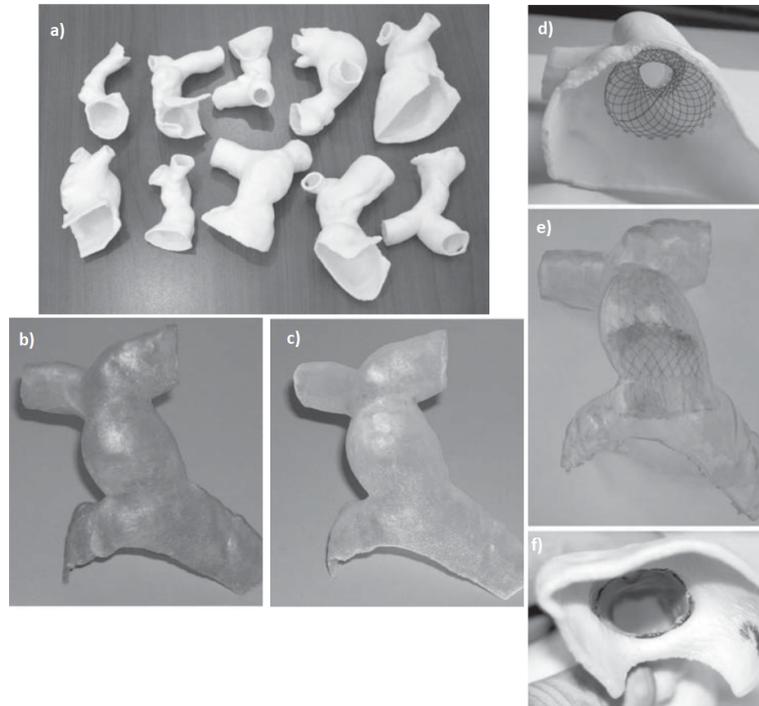


Figura 1.2: Representação de modelos 3D de diferentes RVOT, em a). Em b) e c) estão representados os dois melhores modelos impressos utilizando borracha de poliuretano e resina epóxi, respetivamente. Em d), e) e f) alguns testes realizados para verificar se o *stent* tinha o tamanho adequado (Retirado de: [4]).

Um outro estudo, este realizado na área oral e maxilo-facial, em 2009, teve como principal objetivo o desenvolvimento de modelos 3D para auxílio na reconstrução mandibular (**figura 1.3**). Os defeitos da mandíbula podem ter diversas causas: tumores, traumas ou infeções. Modelos 3D tornam-se imprescindíveis devido à elevada complexidade quer da própria mandíbula, quer do meio onde está inserida, fatores estes que dificultam a compreensão e análise da sua estrutura através de técnicas convencionais. Assim, um modelo tridimensional, juntamente com os métodos tradicionais, permitiu visualizar com todo o detalhe a condição das mandíbulas dos casos em estudo, simular a remoção dos tumores, selecionar previamente o posicionamento das placas de reconstrução, cuja função é manter a simetria mandibular, e desenvolver, posteriormente, modelos de reconstrução do local onde o tumor estava inserido [5].

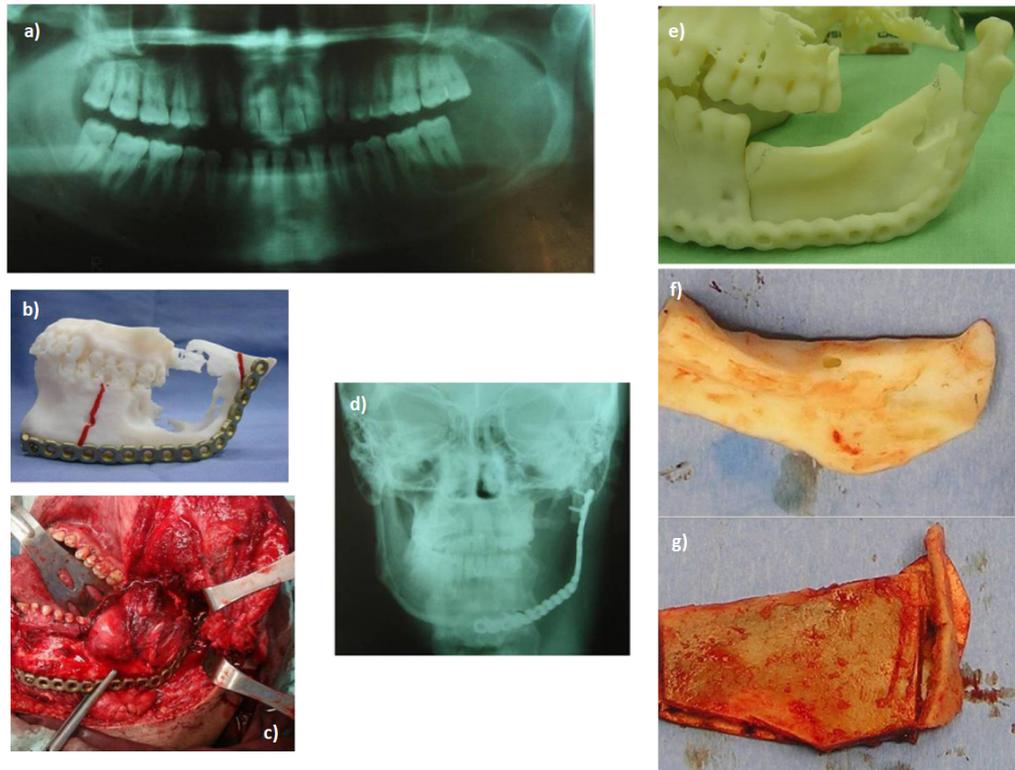


Figura 1.3: Representação dos passos principais da intervenção cirúrgica, em que **a)** representa a radiografia, **b)** o modelo 3D com a respetiva placa de reconstrução colocada, **c)** a ressecção do tumor e **d)** a radiografia do resultado final. **e)** representa o modelo negativo do osso em falta, **f)** a porção de osso ilíaco utilizado para reconstrução e **g)** o resultado final tendo em conta o modelo negativo (Retirado de: [5]).

Em 2010, foi realizado um outro estudo interessante, também na área da Ortopedia, cujo principal foco foram as deformações complexas da coluna vertebral (**figura 1.4**). Os casos apresentados padeciam de doenças na coluna, como escolioses com ângulos de Cobb superiores a 90° combinadas com cifoses ou defeitos da coluna, o que levou à presença de curvaturas na coluna vertebral de difícil análise e compreensão através das imagens digitais, dificultando a preparação do médico para a cirurgia. Perante este problema, foram impressos modelos 3D da coluna vertebral de cada doente em estudo, com o intuito de complementar a informação já obtida através das imagens obtidas por TC. O modelo proporcionou uma visão, em tempo real, das várias deformações, dos pormenores que não eram possíveis observar através das imagens e permitiu, também, a realização de uma simulação cirúrgica (Adaptado de: [6]).

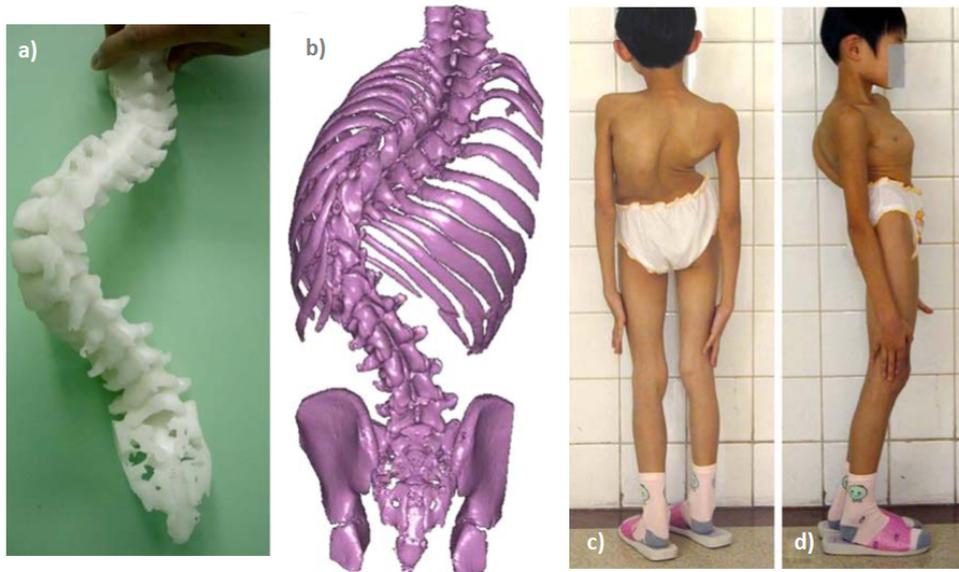


Figura 1.4: Representação do modelo 3D da coluna impresso, em **a)**, em **b)** mostra-se um modelo no devido *software* e em **c)** e **d)** observa-se imagem real do doente portador da deformação (Retirado de: [6]).

Um estudo mais recente, realizado em 2014, foi feito na área na Cardiologia. Na cirurgia de defeitos cardíacos congênitos, não é de fácil previsão qual a anatomia do sistema cardiovascular de alguns doentes. Devido a essa dificuldade, vários doentes com diferentes problemas cardíacos foram selecionados para a realização deste estudo. Para cada caso foram obtidas as sequências de imagens através de TC ou IMR, sequências essas imprescindíveis para a criação de um modelo tridimensional da região a avaliar. Durante as impressões, foi possível imprimir com diferentes colorações as partes que se pretendiam identificar, como por exemplo, imprimir um tumor com uma determinada cor, para melhor e mais fácil compreensão do tamanho e do local onde este se encontra (**figura 1.5**) [7].

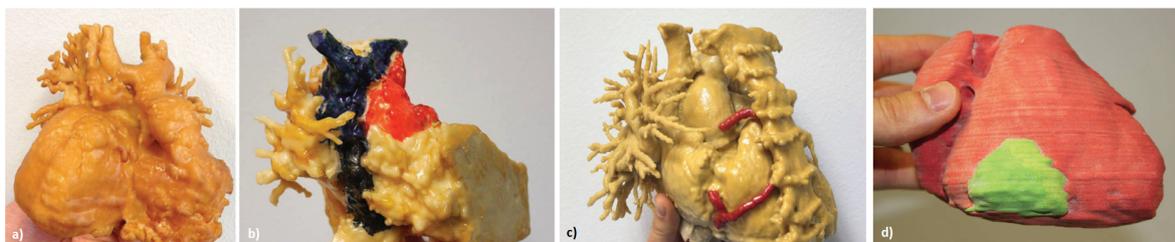


Figura 1.5: Representação dos modelos 3D do coração impressos, onde quer em **a)**, **b)**, **c)** e **d)** se podem observar as diferentes colorações utilizadas para distinguir as diferentes estruturas presentes no coração (Retirado de: [7]).

1.1. CONTEXTUALIZAÇÃO

Em 2015, foi realizado o primeiro estudo acerca da vantagem em utilizar um modelo tridimensional de um rim num transplante renal (**figura 1.6**). Neste estudo, foram realizados dois transplantes de rim, em que no primeiro caso apenas foi impresso o rim do dador e no segundo caso foram impressos tanto o rim do dador como a cavidade pélvica do recetor. Os modelos tridimensionais foram impressos com diferentes materiais, colorações e transparências para que fosse possível, após impressão, distinguir os vários constituintes do rim e as relações existentes entre os rins e a cavidade pélvica. Com o auxílio destes modelos e das imagens obtidas por TC, foi possível simular a cirurgia e, durante a própria cirurgia, discutir, entre a equipa de operação, o ambiente em que o rim estava inserido e realizar o transplante [8].

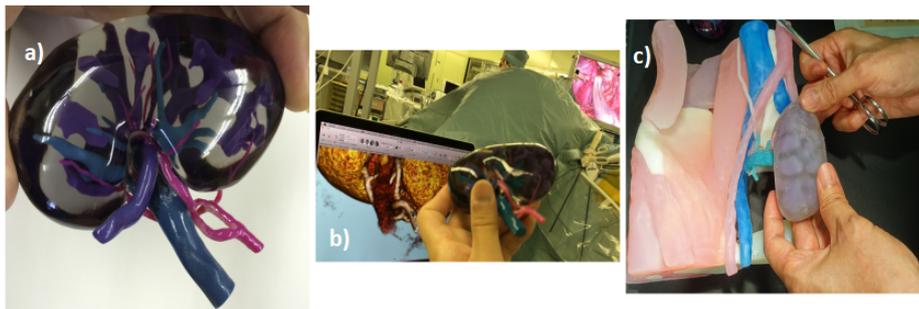


Figura 1.6: Representação de um modelo 3D de um rim em **a)**, e respetiva utilização durante a cirurgia (**b)**). Simulação pré-operatória do transplante renal, tendo sido impressos tanto o rim dador como a cavidade pélvica recetora (**c)**) (Retirado de: [8]).

Num último estudo realizado, em 2017, foi avaliada a vantagem da utilização de um modelo 3D na reconstrução acetabular na revisão da artroplastia da anca (**figura 1.7**). Foram utilizados dois casos em que em ambos existiam algumas deformações nas pélvis, muitas delas difíceis de avaliar com recurso apenas a imagens digitais. Ao serem impressos os modelos 3D, o cirurgião teve a oportunidade de fazer uma análise visual dos casos em questão, pôde prever a cirurgia juntamente com os seus assistentes e, acima de tudo, pôde simular a colocação de implantes, verificar qual o implante que melhor se adaptava aos doentes em questão e treinar a fixação do mesmo, recorrendo a parafusos. [9].

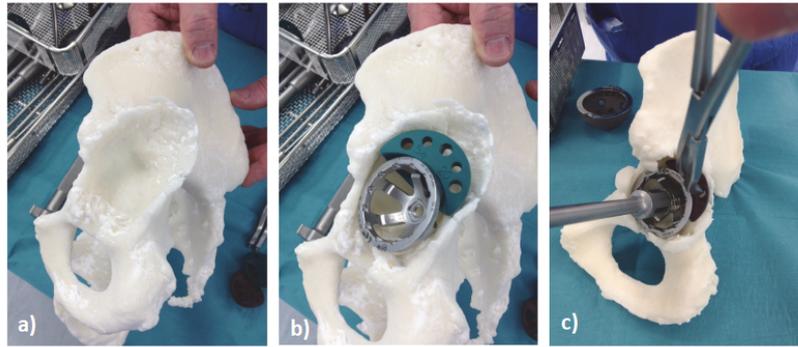


Figura 1.7: Modelo 3D impresso da anca em a), e em b) e c) a simulação da implementação e posicionamento dos componentes metálicos (Retirado de: [9]).

1.1.2 Impressão 3D de guias específicas do doente para substituir as guias de tamanho padrão

Para além da impressão de modelos 3D para preparação cirúrgica, atualmente são também desenvolvidas guias específicas para cada doente em determinadas cirurgias, como a do joelho, anca e mandíbula.

No caso do joelho, vários foram os estudos [10–12] realizados no que diz respeito ao desenvolvimento de guias de corte específicas na artroplastia total do joelho. Todos estes estudos tiveram como ponto de partida imagens obtidas através de IMR ou TC, seguidas de tratamento em *softwares* adequados. Obtido o modelo 3D do joelho, este foi utilizado para o desenvolvimento de guias de corte específicas, únicas para cada caso, que foram utilizadas para realizar os cortes femorais e tibiais durante a cirurgia (**figura 1.8**).

Em 2013, foi realizado um estudo acerca de tumores na pélvis. O desenvolvimento de guias específicas para estes casos adveio do facto de a geometria da pélvis ser bastante complexa, dificultando a remoção do tumor. A presença próxima de órgãos e a necessidade de cortes precisos são outros fatores que contribuíram para o desenvolver desta nova abordagem. Neste caso, foi obtido um modelo 3D da pélvis, foi feita a simulação da localização do tumor (**figura 1.9 a**) e desenvolvidas as guias de corte que permitiram a remoção precisa do tumor (**figura 1.9 b** e c)) [13].

1.1. CONTEXTUALIZAÇÃO

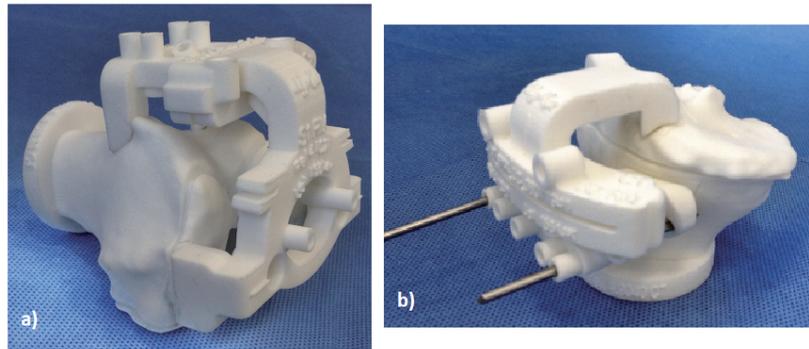


Figura 1.8: Guias de corte específicas desenvolvidas para realizar o corte distal do fémur (a) e o corte proximal da superfície tibial (b) (Retirado de: [11]).

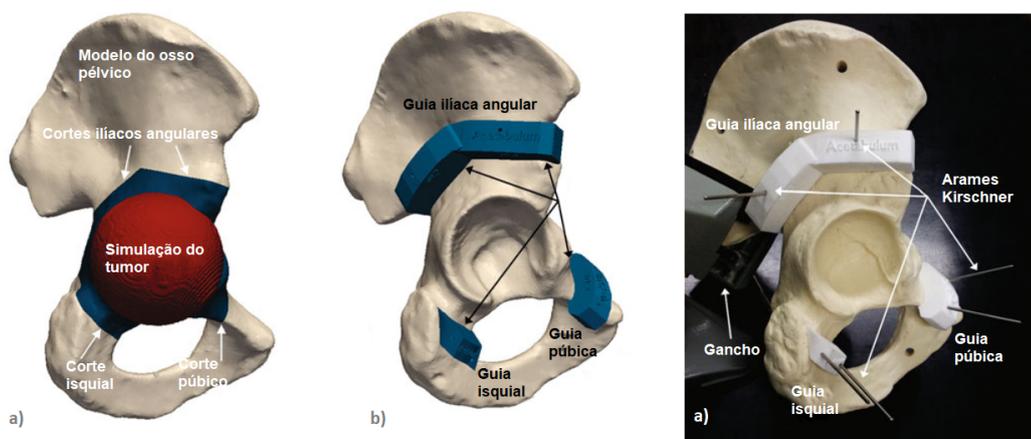


Figura 1.9: Representação do tumor na pélvis (a). Em b) mostra-se o posicionamento ideal das guias de corte, recorrendo a *software* específico. Em c) visualiza-se a impressão tanto do modelo 3D da pélvis como das respetivas guias, colocadas na devida posição (Retirado de: [13]).

Uma outra abordagem feita em 2015 foi o desenvolver de pratos de reconstrução mandibular específicos para cada doente (**figura 1.10**). Ao longo deste capítulo já foi abordada a reconstrução mandibular recorrendo a pratos de reconstrução tradicionais. Esta nova técnica veio colmatar algumas limitações desse procedimento. Como a mandíbula desempenha funções de elevada importância, é de igual forma importante manter a sua estrutura e função o mais semelhante possível aos naturais. Com o desenvolvimento do modelo tridimensional, quer da mandíbula quer do próprio prato de reconstrução, foi possível obter-se o tamanho e posicionamento mais adequado do prato de reconstrução, sendo estes estipulados pelo médico e o engenheiro responsável pela construção das guias [14].

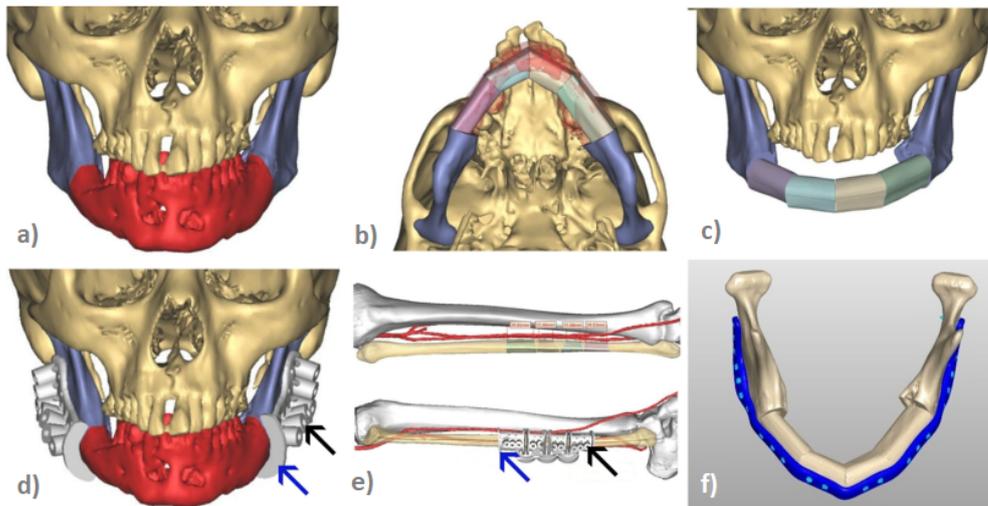


Figura 1.10: Representação, desde a) até f), dos passos principais do desenvolvimento de um prato de reconstrução mandibular específico para um determinado doente, utilizando *software* específico (Retirado de: [14]).

Foi também desenvolvida uma guia de corte específica para a osteotomia de corte rotacional único, ao nível do joelho. A osteotomia é um tratamento opcional que é feito quando existem fraturas nos membros superiores/inferiores. Estas fraturas levam a que haja um desalinhamento angular e rotacional do membro, culminando em dores bastante dolorosas. Nestes casos, é feito um corte no osso em questão com uma determinada direção, na tentativa de recuperar o alinhamento original do membro. No referido estudo, o alvo de corte foi a tíbia e o posicionamento do corte foi determinado pré-operativamente, recorrendo a modelagem tridimensional. Para além do modelo 3D, foi também criada a guia de corte específica para realizar o corte previamente determinado para restabelecer o alinhamento inicial (**figura 1.11**) [15].

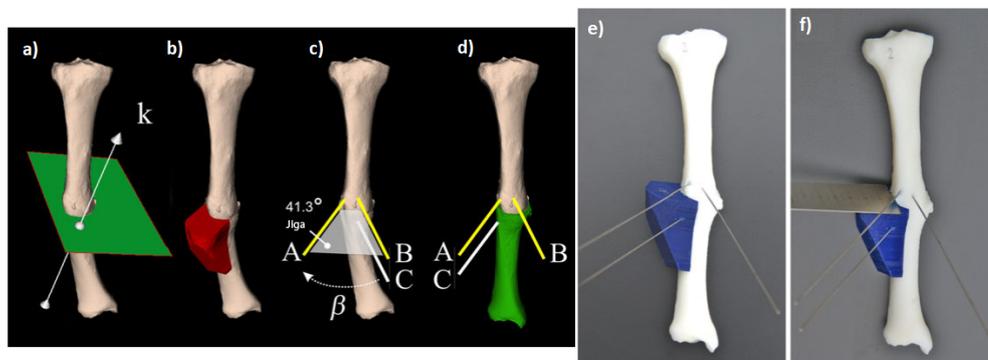


Figura 1.11: Representação do modelo 3D da tíbia e determinação da posição exata do corte e dos fios auxiliares. (Retirado de: [15]).

1.1.3 Impressão 3D de implantes específicos do doente que são implementados no corpo do mesmo

Como terceiro grupo temos a impressão 3D de implantes específicos do doente. Comparativamente aos dois grupos já descritos, esta é a técnica mais complexa em termos de produção, devido à complexidade dos procedimentos. No entanto, existem algumas empresas responsáveis por este tipo de desenvolvimentos, são exemplo: a *Materialise* e a *ConforMIS*.

A *ConforMIS* é uma empresa de tecnologia médica, fundada em 2004, que se dedica à fabricação e venda de guias de corte e implantes específicos para a substituição parcial e total do joelho [16]. Os implantes e guias de corte específicas são únicos para cada doente, sendo o principal objetivo restaurar a forma natural do joelho lesado.

A *Materialise* é uma outra empresa de tecnologia médica que se dedica à fabricação e venda de modelos anatómicos, guias de corte e também implantes específicos. Neste caso, desenvolvem guias de corte específicas para o ombro, joelho e anca [17]. Ao nível de implantes, estes são desenvolvidos para o ombro, para a anca e também para fins crânio-maxilofaciais [18].

Tal como foi referido no início deste capítulo, a produção de modelos anatómicos, guias de corte e implantes específicos é um processo bastante difícil e complexo e, por estes motivos, não existem muitas aplicações, atualmente, onde se empregue esse desenvolvimento. No entanto, pode-se verificar que, quer na produção de guias específicas quer na produção de implantes específicos, o joelho é a estrutura à qual se tem dado bastante atenção. Isto porque o joelho apresenta uma constituição bastante complexa, desempenha funções de grande importância e é uma parte integrante do corpo que necessita de estar em constante funcionamento. Por isso, ter um joelho saudável torna-se essencial. Por todos estes motivos, a articulação do joelho e o desenvolvimento das guias de corte específicas vão ser os temas desenvolvidos ao longo desta dissertação.

O joelho é constituído por três ossos principais: fémur, tíbia e patela. Num joelho normal, existem diversos fatores indispensáveis para a estabilidade funcional do mesmo: lubrificação adequada da articulação, presença de cartilagem articular saudável que não permita fricção entre os ossos, entre outros. Quando um destes fatores, por algum motivo, deixa de ter a mesma eficiência, todos os fatores de si dependentes são afetados, levando a uma destruição da funcionalidade normal da articulação do joelho. Danos diretos, deformações (joelhos valgos ou varos), movimentos irregulares durante a moção ou até alterações inflamatórias são fatores que podem provocar a redução da eficiência de lubrificação da articulação e, conseqüentemente, danos na cartilagem. Este desgaste na cartilagem articular é comumente designado de artrite e é o causador de dores aquando da realização de atividades normais do dia a dia como caminhar, subir escadas, agachar, etc. Nos casos em que este desgaste é significativo, a intensidade das dores aumenta e, conseqüentemente, leva a que seja necessária intervenção cirúrgica – artroplastia do joelho [19]. Existem diversos tipos de artroplastia, sendo estes abordados no **capítulo 2**.

Nos dias de hoje, é cada vez maior o número de pessoas afetadas por artrite. Existem diversos tipos de artrite, sendo evidente o destaque de dois tipos: osteoartrite e artrite reumatóide.

Osteoartrite (OA) é uma doença articular degenerativa que provoca o desgaste da cartilagem articular. Esta doença resulta da combinação de diversos fatores como envelhecimento, obesidade, irritação das articulações, entre outros. Apesar de ser formado novo osso na tentativa de substituir a cartilagem deteriorada, ao longo do tempo esse desgaste vai-se tornando cada vez mais significativo, culminando num aumento da fricção entre os ossos da articulação. Esta doença afeta, maioritariamente, articulações grandes como a do joelho e quadril, sendo, por isso, a principal causadora de cirurgias do joelho e quadril [20].

A artrite reumatóide (AR) é uma doença autoimune em que o sistema imunológico deteriora os revestimentos articulares. Esta doença inicia-se com a inflamação da mem-

brana sinovial, membrana esta portadora do líquido sinovial. Ao reter o líquido sinovial, a membrana incha e o líquido sinovial acumula-se, levando a um inchaço da articulação. Nestas condições, a membrana sinovial produz um tecido granulado que adere à cartilagem articular e a corrói, causando dores [20].

Estatísticas dum estudo realizado em 2015, em Portugal, demonstram que a OA no joelho é bastante recorrente, tendo, em geral, uma prevalência total de 12.4%, assim como a AR, não tanto recorrente, mas com uma prevalência de 0.7%. Através do mesmo estudo foi possível concluir que a AR atinge com maior frequência adultos com idades entre 46-55 anos e a OA no joelho é mais recorrente em adultos com idades entre 66-75 anos, apesar de para as outras idades também possuir valores significativos de prevalência [21].

Helmick et al. mostraram, através do estudo realizado com base em artigos já publicados, que cerca de 46.4 milhões de cidadãos dos Estados Unidos, com idades superiores a 18 anos, inclusive, foram diagnosticados com artrite, sendo 18.2 milhões homens e 28.3 milhões mulheres. Da mesma forma, foi também obtido o número de cidadãos cuja artrite proporcionava limitações nas atividades, tendo sido obtido um valor de 19 milhões de pessoas [22].

Dados obtidos através dum estudo realizado nos Estados Unidos comprovam o aumento significativo do número de ATJ ao longo dos últimos anos, principalmente em idades entre 70-80 anos. Na **figura 1.12** é possível observar o aumento da prevalência de ATJ, desde 1980 até 2010 [23].

Cram et al. demonstraram, através de dados fornecidos pela Medicare relativos à população dos Estados Unidos (**figura 1.13**), que, entre 1991 e 2010, foram realizadas 3,271,851 ATJ, e que, durante esse mesmo período, o número de ATJ aumentou 161.5%. A média de idades também sofreu um ligeiro aumento, passando dos 73,8 anos, em 1991, para 74,2 anos, em 2010 [24].

Tendo em conta o número de ATJ realizadas nos Estados Unidos nos últimos anos, *Kurtz et al.* preveem que, até 2030, o número de ATJ aumente 673% [25].

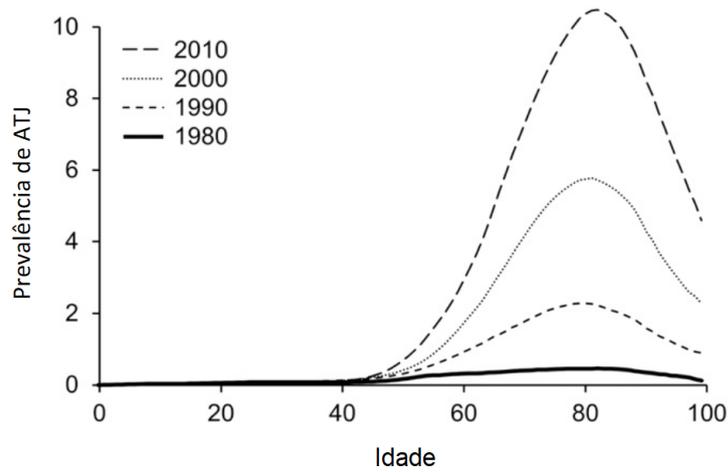


Figura 1.12: Representação gráfica do aumento da prevalência de ATJ, desde 1980 até 2010, nos Estados Unidos (Retirado de: [23]).

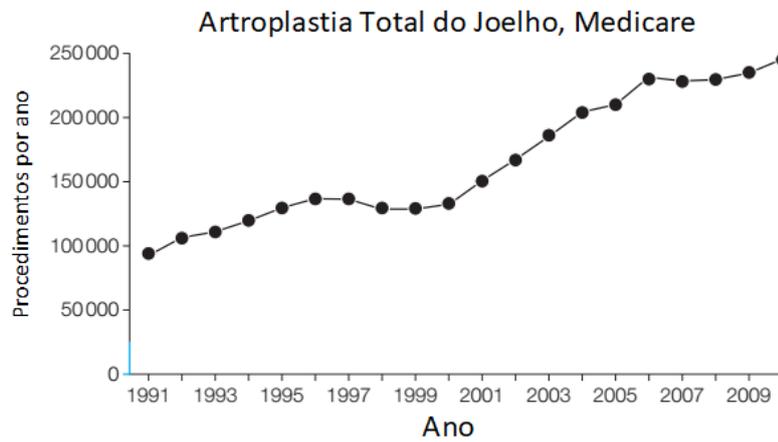


Figura 1.13: Representação gráfica do aumento significativo do número de ATJ, de 1991 e 2010, nos Estados Unidos (Retirado de: [24]).

Todas as estatísticas apresentadas demonstram o aumento do número de ATJ realizadas ao longo dos últimos anos, o que proporciona um maior desenvolvimento dos métodos utilizados durante a realização das mesmas.

1.2 Motivação e objetivos

O objetivo principal desta dissertação passa por obter o conhecimento acerca de todo o processo que envolve a utilização da impressão 3D como auxiliar para os cirurgiões, quer no planeamento da cirurgia com recurso a modelos 3D de órgãos, quer na utilização de guias específicas para o doente durante as cirurgias. Numa primeira fase, é feita a avaliação de ficheiros DICOM, a transferência desses ficheiros para um modelo CAD 3D, a preparação dos modelos para impressão 3D e a sua impressão real. Numa segunda fase, é feita a preparação de guias específicas para o doente. Como caso de estudo, focámo-nos na ATJ. Desta forma, o objetivo é desenvolver as guias específicas do doente, que encaixam perfeitamente nas dimensões do joelho do mesmo, e imprimi-las.

Na área da Ortopedia, nomeadamente na ATJ, existem diversos fatores que afetam o desempenho final de uma prótese. Os fatores mais importantes e difíceis de replicar, de cirurgia para cirurgia, são a precisão e alinhamento dos cortes efetuados no joelho. Os cirurgiões têm ao seu dispor uma vasta gama de próteses e respetivas guias de corte de tamanhos padrão.

Na tentativa de tornar a ATJ mais fácil, mais precisa e menos morosa foi necessário estudar todo o processo de construção de guias de corte específicas. Utilizando estas guias, o médico deixa de ter a necessidade de escolher entre os vários tamanhos padrão qual a guia de corte que melhor se adequa ao doente, e passa a confiar nas guias de corte desenhadas para cada caso clínico.

O esquema seguinte representa os passos principais de todo o procedimento, desde a ressonância magnética/tomografia computadorizada até às guias de corte finais.



Figura 1.14: Esquema representativo dos passos principais realizados neste projeto.

1.3 Estrutura do documento

Esta dissertação está dividida em 5 capítulos.

No **Capítulo 1**, é apresentada uma contextualização inicial, na qual está incluída a pesquisa acerca do estado da arte relativamente aos modelos 3D já fabricados ao longo dos últimos anos. Este capítulo inclui também a motivação, objetivos e a estrutura desta dissertação.

No **Capítulo 2**, é feita uma abordagem acerca da anatomia do joelho, a qual inclui todos os fatores anatómicos a ter em consideração para a construção das guias de corte, e são descritos os vários tipos de artroplastia do joelho existentes, assim como alguns critérios dependentes do cirurgião responsável pela cirurgia.

No **Capítulo 3**, é descrita a metodologia utilizada para a obtenção do modelo 3D e para a construção das guias de corte específicas. Para esta última, é feita uma análise detalhada dos procedimentos tradicionais de ATJ utilizados pela *Zimmer*[®] e *Stryker Triathlon*[®].

No **Capítulo 4**, são mostrados e devidamente fundamentados os resultados obtidos, desde a construção do modelo 3D, utilizando o *software 3D Slicer*, até à construção das guias de corte finais, em *Solidworks*. São também abordados os materiais que deveriam ser utilizados na fabricação das guias e implantes, caso estes fossem utilizados em ambiente clínico.

Por fim, no **Capítulo 5**, são apresentadas não só as conclusões gerais acerca do trabalho desenvolvido, como também algumas propostas futuras.

Capítulo 2

Joelho: Anatomia e Cirurgias

No **capítulo 1**, com o intuito de desenvolver o conhecimento acerca do processo que envolve a utilização da impressão 3D como auxiliar para os cirurgiões, quer no planeamento da cirurgia com recurso a modelos 3D de órgãos, quer na utilização de guias específicas para o doente durante as cirurgias, foi necessário realizar um estudo intensivo do estado da arte. A utilização destes modelos em cirurgia foi dividida em três grupos principais: fabricação aditiva de modelos de órgãos antes da cirurgia para planeamento cirúrgico, fabricação aditiva de guias específicas do doente para substituir as guias de tamanho padrão e fabricação aditiva de implantes específicos do doente que são implementados no corpo do mesmo, sendo o principal foco desta dissertação o primeiro e segundo grupos. Como caso de estudo, foi escolhida a ATJ. Por este motivo, torna-se fundamental abordar, inicialmente, a anatomia do joelho e também os tipos de artroplastia do joelho existentes, para além da ATJ. Estas duas abordagens vão ser apresentadas ao longo do presente capítulo.

2.1 Anatomia do joelho

2.1.1 Referências anatômicas

Em anatomia, com o intuito de evitar a utilização de diferentes termos para descrever o corpo humano, foi criada uma posição padrão, designada por posição anatômica. Nesta posição, tal como representado na **figura 2.1**, o corpo humano encontra-se parado, em posição vertical, com a face voltada para o observador e a olhar em frente. Os membros superiores encontram-se estendidos, aplicados ao tronco e com as palmas da mão voltadas para a frente. Os membros inferiores encontram-se unidos e com as pontas dos pés voltadas para a frente [26].

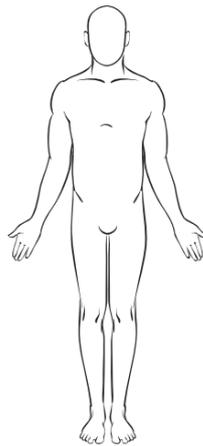


Figura 2.1: Posição anatômica (Retirado de: [26]).

2.1.1.1 Planos de referência anatômica

Para além da posição anatômica, são também utilizados como referência os planos anatómicos: plano sagital, plano frontal ou coronal e plano transversal ou axial (**figura 2.2**). Estes planos são imaginários e dividem o corpo em várias secções com a finalidade de descrever quer a localização das diversas estruturas quer a direção de determinados movimentos [27].

O **plano mediano** é um plano vertical que divide o corpo em metades direita e esquerda [27].

O **plano sagital** é um plano paralelo ao plano mediano. Designa-se sagital, pois o plano mediano intersecta exatamente a sutura sagital do crânio [27].

O **plano coronal ou frontal** é um plano perpendicular ao plano sagital e que divide o corpo em partes anterior e posterior [27].

Por fim, o **plano transversal ou axial** é perpendicular tanto ao plano frontal como ao plano sagital e divide o corpo em partes superior e inferior [27].

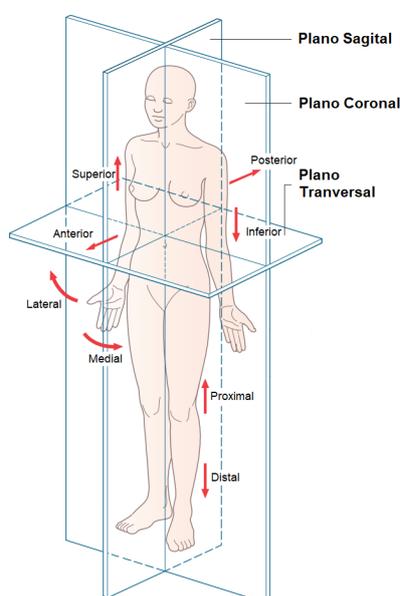


Figura 2.2: Representação dos planos anatômicos (Adaptado de: [27]).

2.1.1.2 Termos de direção, posicionamento e movimento anatômicos

Existem também termos específicos que são utilizados para descrever, tendo em conta a posição anatômica, tanto a localização de uma determinada estrutura, como também a sua posição em relação a outras (**figura 2.3**) [26–29]:

- **Anterior ou ventral** – para a frente do corpo;
- **Posterior ou dorsal** – para a parte de trás do corpo;

- **Superior ou cranial** – para cima;
- **Inferior ou caudal** – para baixo;
- **Medial** – em direção ao plano mediano;
- **Lateral** – afastado do plano mediano;
- **Proximal** – em direção ao tronco;
- **Distal** – afastado do tronco.

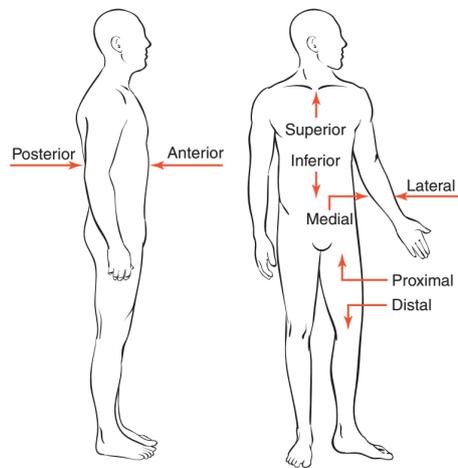


Figura 2.3: Termos de direção e posicionamento anatômicos (Retirado de: [26]).

No que diz respeito aos termos utilizados na descrição dos movimentos anatômicos, que ocorrem a nível das articulações, temos [28, 29]:

- **Adução** – movimento das extremidades em direção plano mediano;
- **Abdução** – afastamento das extremidades em relação ao plano mediano;
- **Flexão** – diminuição do ângulo entre duas parte do corpo;
- **Extensão** – aumento do ângulo entre duas parte do corpo;
- **Rotação medial ou rotação interna** – gira a superfície anterior medialmente;
- **Rotação lateral ou rotação externa** – gira a superfície anterior lateralmente.

2.1.2 Articulação do joelho

A articulação do joelho é considerada a maior e umas das articulações mais complexas do corpo humano, sendo comumente designada por articulação sinovial em dobradiça, pois permite movimentos de flexão e extensão e também uma pequena rotação. A estabilidade e mobilidade do joelho são asseguradas não só devido à interação entre os músculos e ligamentos, como também aos movimentos complexos de deslizamento e rolamento entre as superfícies articulares. No entanto, o joelho está constantemente sujeito a tensões e forças externas, o que faz de si uma das articulações mais afetadas do corpo humano [26, 27].

O joelho é constituído por três ossos: fémur, tíbia e patela, e podem ser identificadas três articulações: a articulação tibiofemoral medial, a articulação tibio-femoral lateral e a articulação femoro-patelar. Juntas formam uma grande cavidade articular única, como se pode observar na **figura 2.4** [20, 27].

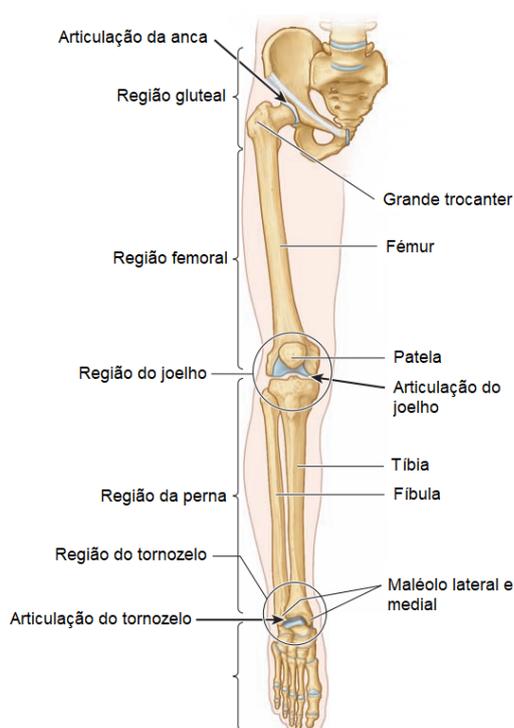


Figura 2.4: Representação das regiões e ossos constituintes do membro inferior, com vista anterior (Adaptado de: [30]).

A funcionalidade da articulação do joelho é adquirida através da interação entre os diversos constituintes da mesma. A porção distal do fêmur, a porção proximal da tíbia, a patela, a presença de fortes ligamentos colaterais e intracapsulares, uma cápsula forte e os efeitos de reforço das aponeuroses e dos tendões são essenciais para que seja obtida a devida funcionalidade da articulação [27].

2.1.2.1 Superfícies articulares

Tal como já referido anteriormente, a articulação do joelho é constituída por três ossos: fêmur, tíbia e patela.

O fêmur é o osso mais longo e volumoso do corpo humano (**figura 2.5**). É constituído por duas partes principais: a parte superior ou proximal e a parte inferior ou distal, unidas pelo corpo do fêmur [27, 30]. A parte proximal é constituída por:

- **Cabeça:** exteriormente coberta por cartilagem;
- **Colo do fêmur:** une a cabeça ao corpo femoral;
- **Grande e pequeno trocanteres.**

A parte distal é constituída por:

- **Côndilos lateral e medial:** cobertos por cartilagem hialina, articulam com os côndilos tibiais. Não são similares, sendo o côndilo medial maior no sentido ântero-posterior e mais estreito;
- **Superfície patelar:** local onde ocorre a articulação com a patela;
- **Nó intercondilar:** separa os côndilos femorais;
- **Epicôndilos lateral e medial:** utilizados na marcação da linha transepicondilar.

2.1. ANATOMIA DO JOELHO

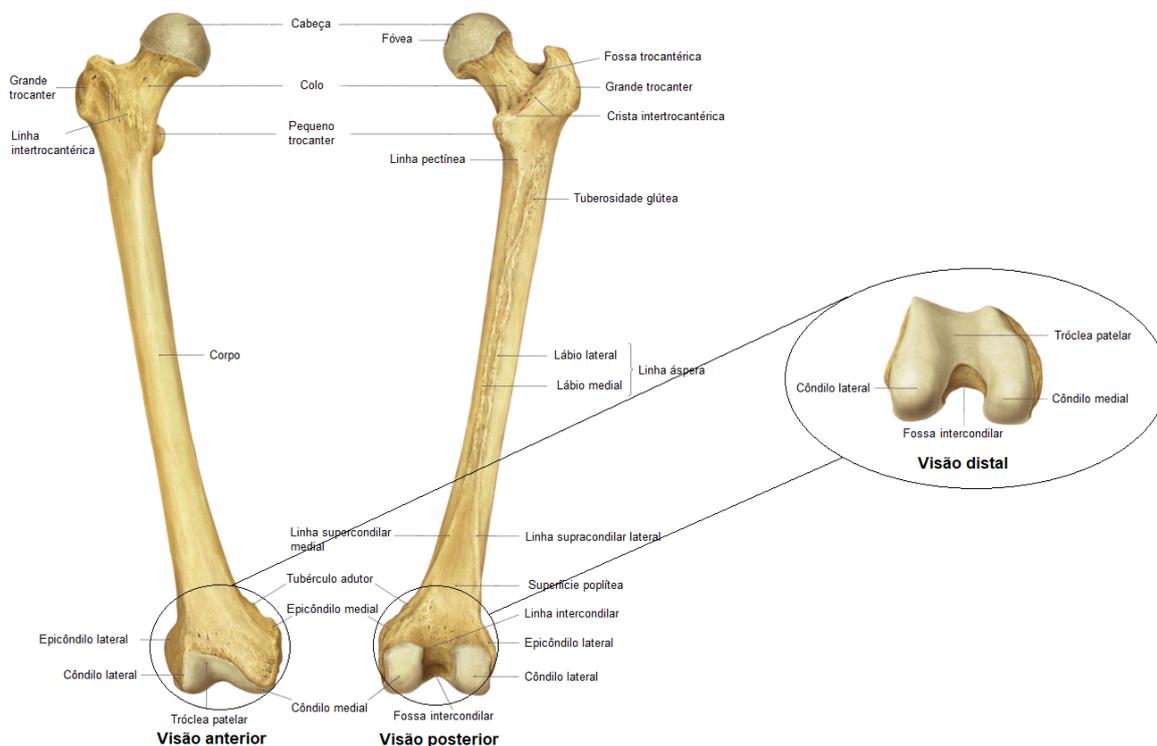


Figura 2.5: Constituição do fêmur, com vista anterior, posterior e distal (Adaptado de: [31]).

A tíbia é a superfície articular que articula com o fêmur (**figura 2.6**).

Na sua parte proximal é constituída por:

- **Côndilos lateral e medial:** são revestidos por cartilagem hialina. O côndilo medial é maior e oval, enquanto que o côndilo lateral é menor e arredondado;
- **Eminência intercondilar:** porção da tíbia que separa os côndilos tibiais;
- **Tuberosidade da tíbia:** utilizada como referência na definição da rotação da componente tibial.

Os côndilos tibiais e a eminência intercondilar constituem o prato tibial. A forma quer dos côndilos tibiais quer dos côndilos femorais possibilita que estes sejam praticamente complementares e que hajam movimentos de flexão e extensão [27, 32].

Na sua parte distal, a tíbia articula com o tálus e com a fíbula. É constituída pelo maléolo medial. As partes distal e proximal são unidas pelo corpo tibial [33].

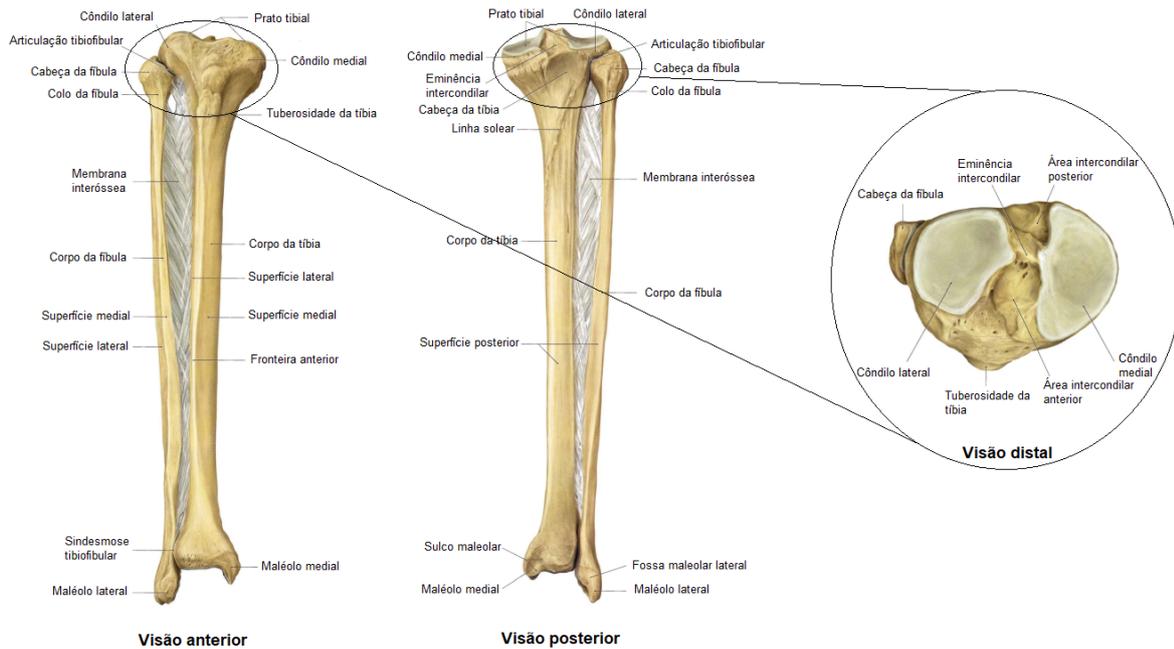


Figura 2.6: Constituição da tíbia, com vista posterior e proximal (Adaptado de: [31]).

Para além da tíbia e do fémur, temos também a patela, um osso sesamoide, considerado o maior do corpo humano (**figura 2.7**). Localizada anteriormente aos côndilos femorais, articula com o fémur na tróclea patelar. A parte posterior (parte articular) é coberta por cartilagem hialina e está dividida em áreas mediana lateral maior e menor, através de uma crista vertical. A parte anterior é convexa, na qual as fronteiras laterais convergem para um vértice, concedendo-lhe uma forma triangular [27, 30].

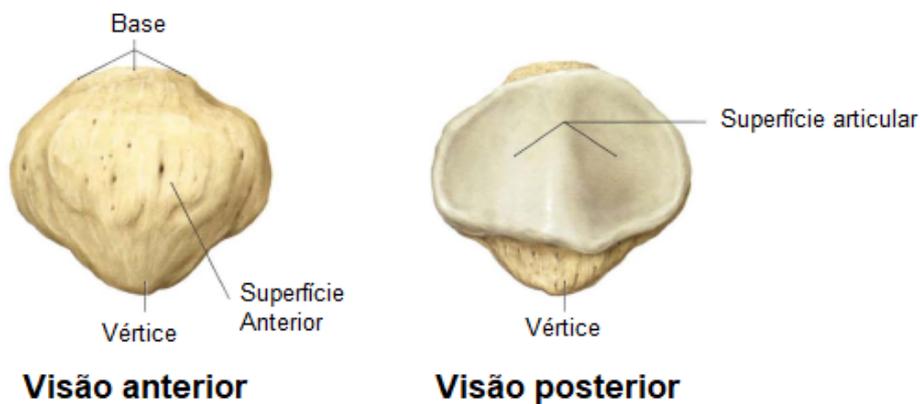


Figura 2.7: Visão anterior e posterior da patela (Adaptado de: [31]).

2.1.2.2 Ligamentos e tendões

Como já foi mencionado no início deste capítulo, a estabilidade da articulação do joelho não é mantida pela estrutura óssea, mas sim pelo suporte dos ligamentos e músculos presentes.

Como se pode observar pela **figura 2.8**, existem diversos ligamentos na articulação do joelho. Porém, os mais relevantes são: o ligamento cruzado anterior (LCA), o ligamento cruzado posterior (LCP), o ligamento colateral lateral ou fibular (LCL ou LCF) e o ligamento colateral medial ou tibial (LCM ou LCT) [26,27].

Os ligamentos são as estruturas responsáveis pela conexão entre os ossos. Neste caso, os ligamentos cruzados anterior e posterior são os responsáveis pela conexão fêmur-tíbia e designam-se de ligamentos cruzados, pois se cruzam na fossa intercondilar, e anterior e posterior devido às suas origens na superfície anterior e posterior da tíbia, respetivamente. Os ligamentos cruzados são bastante importantes na estabilidade no plano sagital, mantendo o movimento correto do fémur em relação à tíbia e vice-versa aquando dos movimentos de flexão/extensão do joelho. O LCA previne o deslizamento anterior da tíbia em relação ao fémur e o LCP previne o deslizamento posterior da tíbia aquando da flexão [20, 26, 27].

Relativamente aos ligamentos colaterais lateral e medial, tal como o nome indica, estes encontram-se nos lados lateral e medial do joelho. O LCL tem origem no epicôndilo lateral do fémur e estende-se até à cabeça da fíbula. O LCM tem origem no epicôndilo medial do fémur e estende-se até à superfície medial da tíbia. Estes dois ligamentos são bastante importantes na estabilidade no plano frontal, sendo o LCL responsável pela estabilidade lateral e o LCM responsável pela estabilidade medial, contribuindo para a estabilidade geral do joelho [26,27].

No que diz respeito aos tendões, estes são os responsáveis pela ligação entre os músculos e os ossos. No joelho, existem dois tendões: o tendão poplíteo e o tendão do quadríceps.

Como é possível observar na **figura 2.8 à esquerda**, existe um ligamento, designado ligamento patelar, que tem origem na tuberosidade da tíbia e termina na parte anterior da patela. Esse ligamento é continuado pelo tendão do quadríceps, que tem origem na parte anterior da patela (onde termina o ligamento patelar) e termina junto ao músculo quadríceps. São estas estruturas as responsáveis pela extensão/flexão do joelho [27].

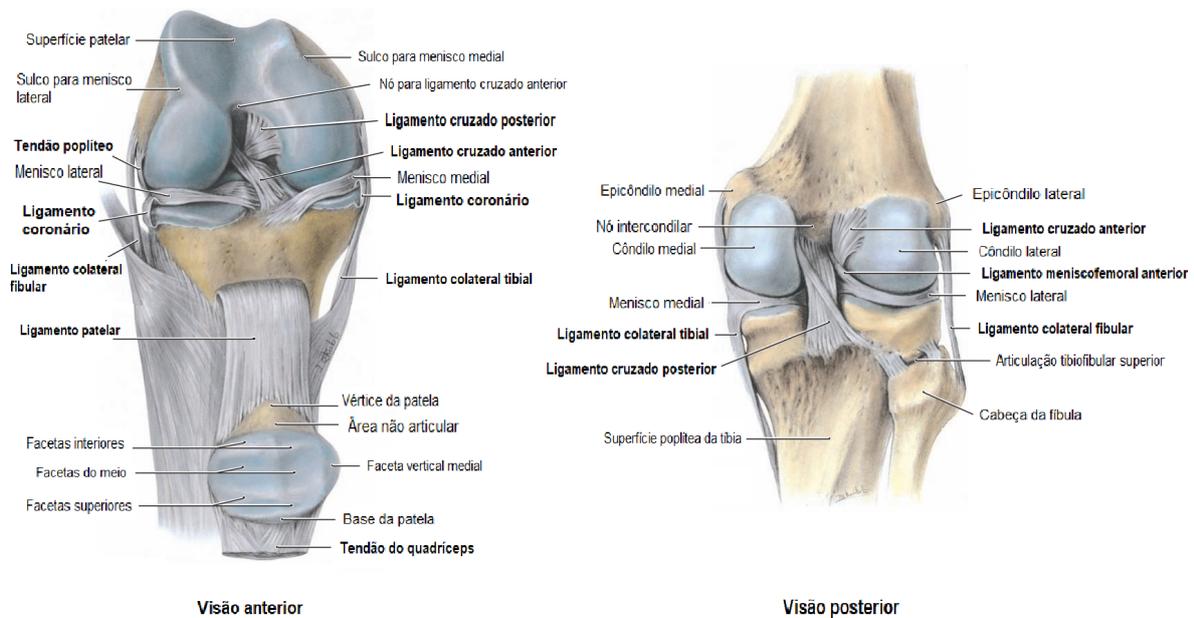


Figura 2.8: Representação dos ligamentos e tendões constituintes do joelho, com vista anterior e posterior (Adaptado de: [34]).

2.1.2.3 Meniscos

Os meniscos são duas estruturas bastante importantes no joelho, localizados na superfície proximal da tíbia. Como apresentado na **figura 2.9**, os meniscos são dois discos que apresentam uma forma em C, constituídos por fibrocartilagem e são os responsáveis pela absorção de choques e atuam como lubrificadores. Existe um menisco na parte lateral e outro na parte medial da tíbia, sendo por isso designados de menisco lateral e menisco medial, respetivamente. São diferentes em termos de forma e tamanho, sendo o medial maior e mais estreito e estão conectados entre si através do ligamento transverso [20, 26, 35].

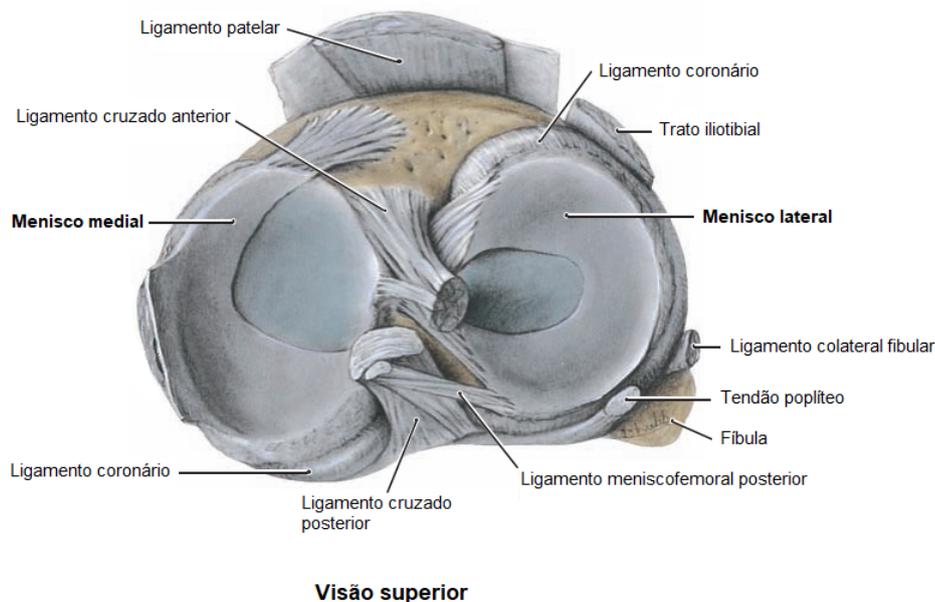


Figura 2.9: Vista superior dos meniscos do joelho (Adaptado de: [34]).

2.1.2.4 Movimentos da articulação do joelho

Os movimentos principais do joelho são, como já foi referido na **secção 2.1.2**, a flexão e extensão, juntamente com uma pequena rotação do fémur durante a flexão. Durante estes movimentos, existem duas articulações que devem ser tidas em conta: a articulação entre o fémur e a tíbia e a articulação entre o fémur e a patela.

Neste seguimento, tendo em conta a articulação entre o fémur e a tíbia, em virtude da diferente forma das superfícies articulares e considerando a tíbia fixa, durante a fase inicial da flexão (tendo em conta que se parte duma extensão total) é necessária uma rotação posterior do fémur (**figura 2.10**), importante na estabilidade da articulação e provocada pelo poplíteo. O côndilo medial apenas roda durante os primeiros 10°-15°, enquanto que o côndilo lateral roda até aos 20°. Esta rotação femoral é acompanhada por um deslizamento anterior por parte do fémur até se obter o estado de flexão total. Relativamente ao movimento contrário, isto é, movimento de flexão para extensão total, este é precisamente inverso ao movimento anteriormente descrito, começando por uma rotação anterior e, simultaneamente, por um deslizamento posterior por parte do fémur [27, 32].

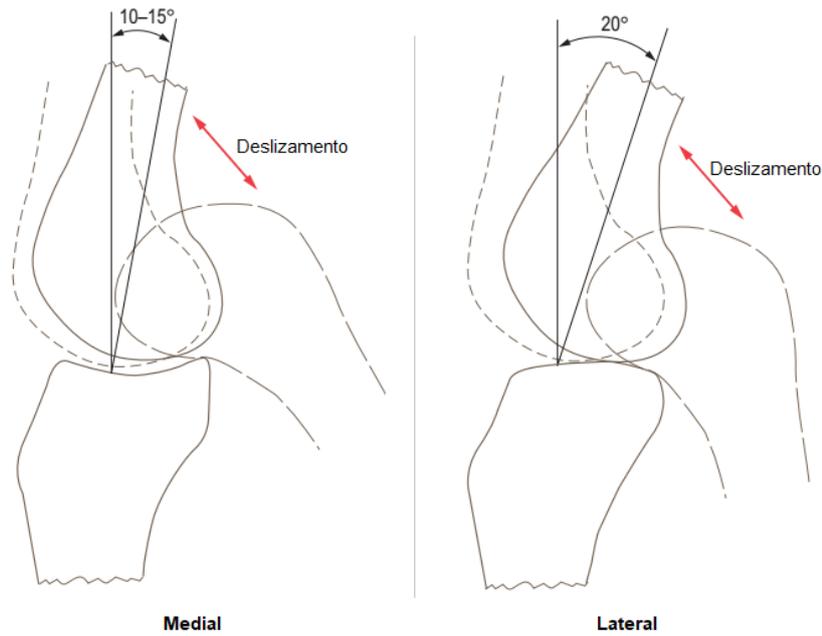


Figura 2.10: Rotação e deslizamento lateral e medial do fêmur em relação à tibia (Adaptado de: [27]).

Para além destes movimentos, existem também movimentos por parte dos meniscos (**figura 2.11**). Considerando o mesmo movimento (de extensão total para flexão), os meniscos lateral e medial movem-se posteriormente, sendo o movimento do menisco lateral muito superior ao movimento do menisco medial. Existem diversos elementos ativos causadores dos movimentos dos meniscos, entre eles as fibras menisco-patellares, ligamento menisco-femoral, poplíteo, entre outros [27].

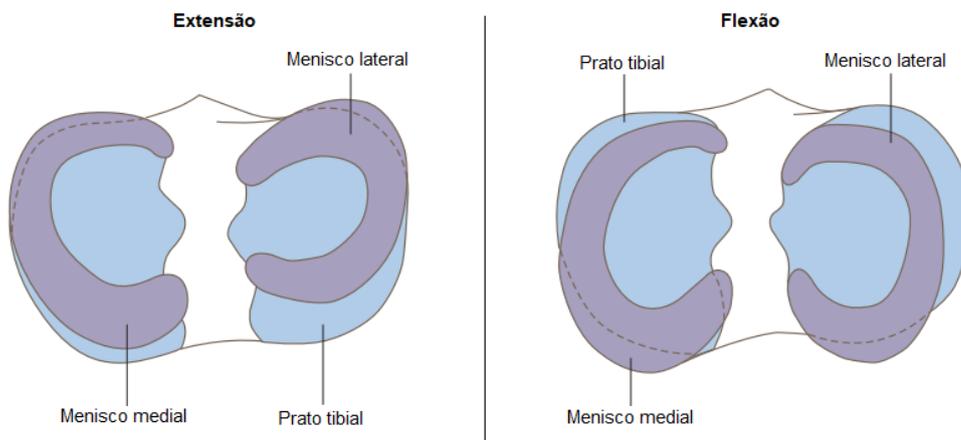


Figura 2.11: Movimento dos meniscos durante a flexão e extensão. Como se pode observar, o movimento do menisco lateral é superior ao movimento do menisco lateral (Adaptado de: [27]).

No que toca à articulação entre o fémur e a patela, esta última também se movimenta durante a flexão e extensão (**figura 2.12 a**). O seu movimento é feito ao longo da região onde articula com o fémur, e a sua posição é mantida, sem movimentos transversos, devido ao tendão do quadríceps [27,32]. O tamanho do tendão patelar determina a posição vertical da patela: quanto mais longo for o tendão, mais alta fica a patela na tróclea patelar, aumentando assim a sua instabilidade. Na **figura 2.12 b**) estão representadas as porções da patela que contactam com a tróclea patelar ao longo do movimento de flexão. À medida que o ângulo de flexão aumenta (20° , 45° e 90°), verifica-se um aumento da área de contacto entre a patela e o fémur. Quando o joelho se encontra em flexão total (135°), apenas as margens lateral e medial se encontram em contacto com o fémur. Na **figura 2.12 c**) estão representadas também as zonas de contacto entre o fémur e a patela ao longo do movimento de flexão.

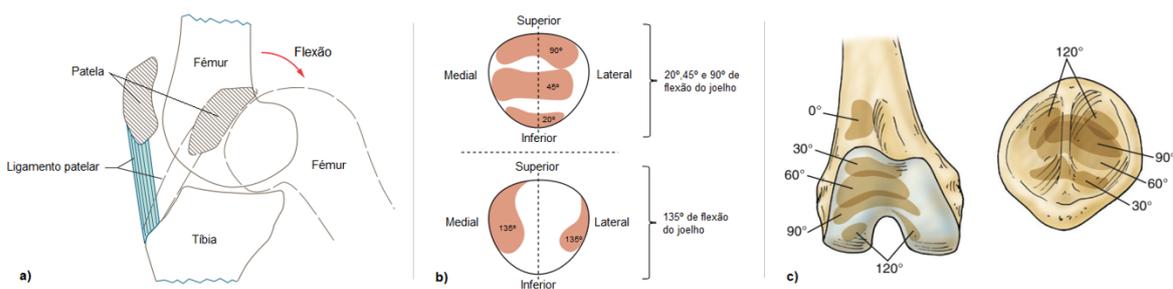


Figura 2.12: Movimento da patela durante a flexão, em **a**), considerando a tíbia fixa (Retirado de: [27]). Em **b**) (Retirado de: [32]) e **c**) (Adaptado de: [36]) estão representadas as porções da patela em contacto com o fémur ao longo do movimento de flexão, para diferentes ângulos.

2.2 Cirurgias do joelho

Como foi referido ao longo da secção anterior, as superfícies articulares do joelho são cobertas por uma camada de cartilagem hialina, que evita o contacto entre os ossos constituintes do joelho. Existem diversos fatores como forças externas excessivas, lesões traumáticas anteriores, obesidade, instabilidade do quadríceps, entre outros, que proporcionam um desgaste da cartilagem articular, sendo estes alguns dos fatores

preponderantes para o desenvolvimento de doenças como a osteoartrite ou a artrite reumatóide. Este desgaste é o causador de dores na articulação aquando da realização de atividades do dia a dia. Nos casos em que o desgaste é significativo, as dores são mais intensas e, conseqüentemente, é necessária intervenção cirúrgica, durante a qual componentes metálicos são implantados com o principal objetivo de substituir a cartilagem desgastada de modo a aliviar as dores do doente, corrigir deformações e desalinhamentos e ainda restaurar a amplitude de movimentos [27,32].

2.2.1 Tipos de cirurgia do joelho

Atualmente, existem vários tipos de cirurgias do joelho: osteotomias, artroplastia unicompartmental do joelho, artroplastia bicompartimental do joelho, artroplastia patelo-femoral e ATJ. Cabe ao médico responsável pela operação decidir qual o tipo de cirurgia a realizar, dependendo de diversos fatores que são necessários a ter em conta [36].

A **osteotomia** é um procedimento cirúrgico alternativo para o tratamento da osteoartrite, no qual é feito o corte do osso com o intuito de corrigir a deformidade do esqueleto. Após a realização do corte, é colocada uma cunha, como se pode observar na **figura 2.13**, que sustem o osso na posição desejada. Desta forma, a área de contacto entre os ossos é alterada para uma outra área menos afetada e a vida útil da articulação é aumentada. É um procedimento mais utilizado em pessoas mais jovens, nos quais a implementação duma prótese ainda seria muito precoce [27,36].

A **artroplastia unicompartmental do joelho** é um procedimento cirúrgico alternativo menos invasivo que a ATJ, no qual ou o compartimento lateral ou medial é substituído (**figura 2.14**). Nos casos em que este procedimento é utilizado, existe apenas um compartimento afetado por osteoartrite. Um exemplo deste procedimento é a substituição dos côndilos mediais do fémur e da tíbia, deixando os laterais intactos e conservando também os ligamentos cruzados [27,36].

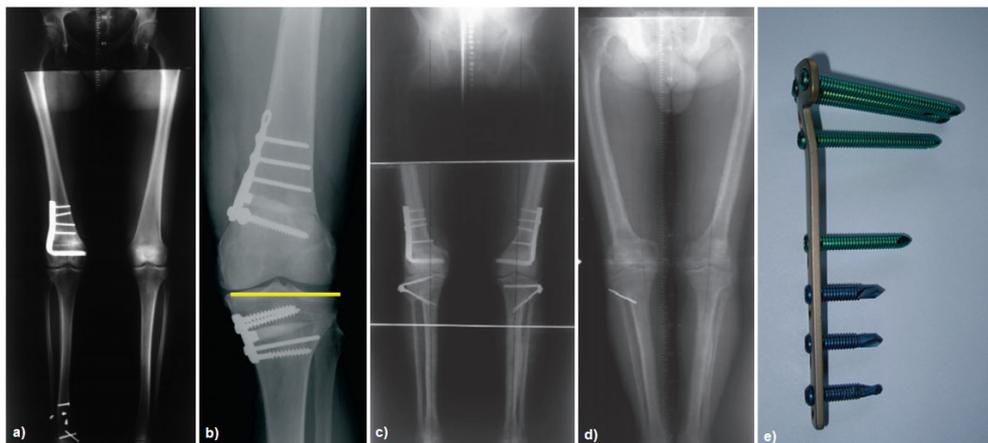


Figura 2.13: Representação de várias osteotomias. Em **a)** pode-se observar o local onde se colocou a cunha que auxilia na correção do alinhamento do membro. Em **b)** pode-se visualizar uma dupla osteotomia, na qual existe colocação de uma cunha tanto na região distal do fêmur como na região proximal da tibia. Em **c)** pode-se verificar um outro caso em que é feita uma dupla osteotomia, estando, em **d)**, representado o resultado final do alinhamento. Em **e)** está representado um exemplo de uma cunha (Retirado de: [36]).



Figura 2.14: Artroplastia unicompartmental do joelho, onde apenas é colocado o implante no lado afetado por osteoartrite. Em **a)** observa-se a radiografia de um implante unicompartmental, numa vista ântero-posterior. Em **b)** vê-se o mesmo implante unicompartmental, numa visão lateral (Retirado de: [36]).

A **artroplastia bicompartimental do joelho** é um outro procedimento semelhante ao unicompartmental, isto é, com substituição de um compartimento (lateral ou medial), mas também com substituição da articulação patelo-femoral, caso quer o compartimento, quer a articulação patelo-femoral, apresentem artrite avançada. No entanto, dados os poucos estudos, não é um método muito utilizado [36].

A **artroplastia patelo-femoral** ocorre quando a artrite afeta apenas a região onde o fêmur articula com a patela (tróclea patelar) e a região articular da patela, substituindo-as pelos respectivos implantes, como apresentado na **figura 2.15** [36].

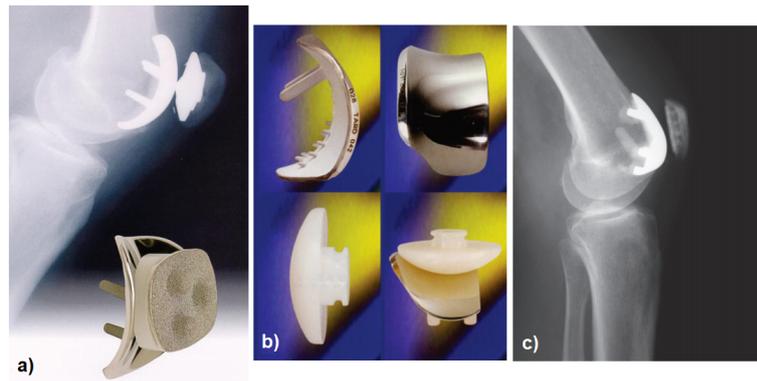


Figura 2.15: Imagem representativa da artroplastia patelo-femoral, onde, em **a)** e **b)** se podem observar exemplos da prótese utilizada neste tipo de cirurgia. Em **c)** está representada uma radiografia após uma artroplastia patelo-femoral (Retirado de: [36]).

Por último, temos a **artroplastia total do joelho**, o procedimento mais utilizado. Neste caso, a artrite não está presente apenas num compartimento, mas sim em todas as superfícies articulares, culminando numa substituição total das mesmas por componentes metálicos. Este procedimento é o mais utilizado devido à elevada taxa de sucesso. Vários estudos foram feitos ao longo dos últimos anos com o intuito de avaliar a viabilidade do procedimento, chegando-se à conclusão que, em 90% dos casos analisados, foram obtidos resultados que variam entre bons a excelentes e que em cerca de 93% dos casos a prótese implementada apresentou uma vida útil de 15 anos. As principais causas de insucesso destes implantes são o desalinhamento relativamente aos eixos, infeções, desgaste do osso nas regiões onde a prótese encaixa, fratura da própria componente metálica, entre outros [36]. Na **figura 2.16** está representada um exemplo de uma prótese existente no mercado, fabricada pela *Stryker Triathlon*[®].



Figura 2.16: Prótese tamanho nº4 das próteses tradicionais para ATJ sem preservação do LCP, fabricada pela *Stryker Triathlon*[®].

Existem diversos fatores importantes, durante a ATJ, que são critério do médico responsável pela cirurgia. São esses fatores a substituição ou não da patela, preservação ou não do ligamento cruzado posterior e a utilização de um componente tibial fixo ou móvel [36].

Relativamente à **substituição da patela**, caso o médico opte por realizar a substituição da patela, tem ao seu dispor quatro tipos de geometrias diferentes para a componente patelar de polietileno (**figura 2.17**) [36]:

- **Forma de cúpula:** forma arredondada, que a maioria das componentes patelares do mercado apresenta. Em extensão articula perfeitamente com a tróclea patelar. No entanto, em flexão apresenta algumas limitações (**figura 2.17 a**));
- **Forma de cúpula modificada:** forma semelhante à apresentada anteriormente, porém, com as extremidades do implante mais conformadas à forma da componente femoral, de modo a aumentar a superfície de contacto entre o implante femoral e o patelar, superando algumas limitações da cúpula normal (**figura 2.17 b**));
- **Forma anatómica:** forma que melhor mimetiza a superfície da patela (**figura 2.17 c**));
- **Forma cilíndrica:** forma cilíndrica, na tentativa de aumentar a área de contacto durante a flexão, sem que a estabilidade do implante seja comprometida. Todavia, é apenas uma alternativa proporcionada por apenas alguns fornecedores. (**figura 2.17 d**)).

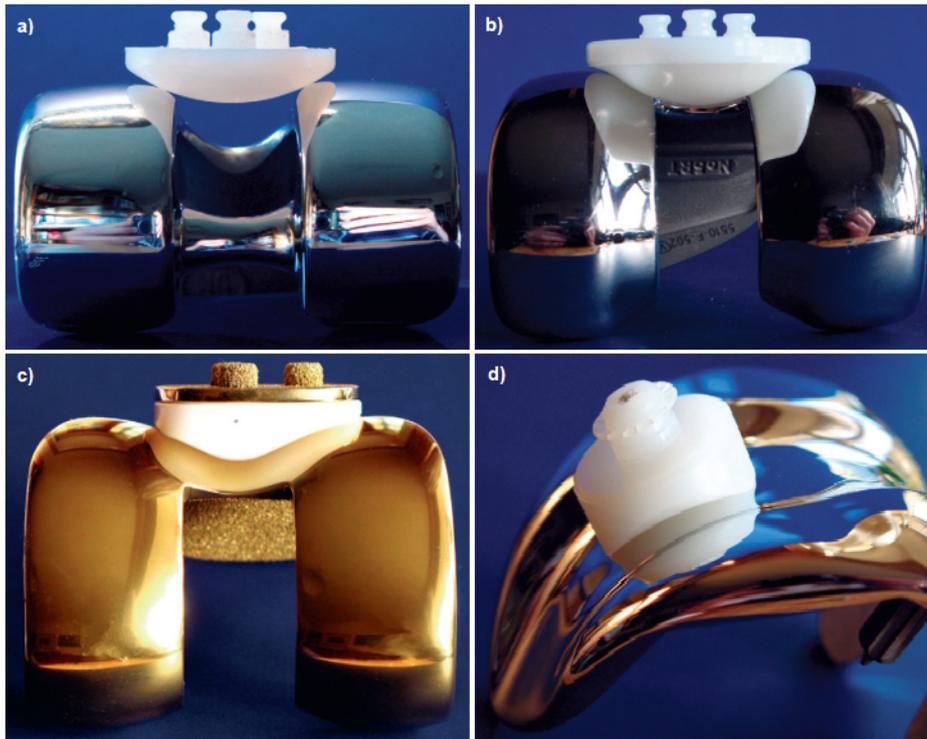


Figura 2.17: Representação das diferentes formas disponíveis para o implante patelar, sendo **a)** a forma de cúpula, **b)** a forma de cúpula modificada, **c)** a forma anatómica e **d)** a forma cilíndrica (Retirado de: [36]).

A **preservação ou não do ligamento cruzado posterior** é um outro fator que fica ao critério do responsável pela cirurgia.

Como foi referido na **secção 2.1.2.2**, os ligamentos, entre eles o LCP, representam uma enorme importância no que toca à estabilidade da articulação do joelho, o que faz com que a sua presença seja indispensável. Contudo, ao longo das últimas décadas, vários mecanismos foram sendo introduzidos com o intuito de substituir eficazmente as funções do LCP. Para além de ser um elemento importante no deslizamento do fémur sobre a tibia durante o movimento de flexão, é também bastante importante na prevenção da luxação posterior da tibia no fémur durante a flexão. Desta forma, o médico tem ao seu dispor próteses totais do joelho devidamente preparadas e a possibilidade de preservar ou não o LCP [27, 36].

As próteses designadas **PS** (do inglês *Posterior Sacrificing*), tal como o nome indica, são as utilizadas quando não existe preservação do LCP. Estas próteses possuem um componente de polietileno que une as componentes metálicas femoral e tibial (**figura**

2.18, à esquerda), no qual está inserido um mecanismo CAM central que tenta mimetizar o LCP para permitir a rotação e deslizamento do componente femoral em relação à tíbia. Na presença deste mecanismo, juntamente com uma certa curvatura da componente de polietileno que permite uma melhor conformação aos côndilos femorais e, conseqüentemente, uma estabilidade posterior maior, é possível obter-se um movimento de flexão bastante similar ao obtido naturalmente [36].

As próteses designadas **CR** (do inglês *Cruciate-Retaining*), contrariamente às PS, são as utilizadas quando há preservação do LCP. Preservar o LCP é uma opção mais vantajosa do que a sua não preservação, não só devido às diversas vantagens que este oferece, como maior amplitude de flexão, maior resistência, mas também porque é uma estrutura essencial na estabilização da articulação. Apesar de existirem mecanismos nas próteses PS que mimetizam a função estabilizadora deste ligamento, a estabilidade funcional da articulação é de maior sucesso quando há preservação do LCP, visto que um ligamento funcional desempenha melhor a sua função do que uma estrutura mecânica que o substitui. Neste caso, o componente de polietileno que separa as componentes metálicas não possui o mecanismo CAM central, como é possível observar na **figura 2.18, à direita** [36].

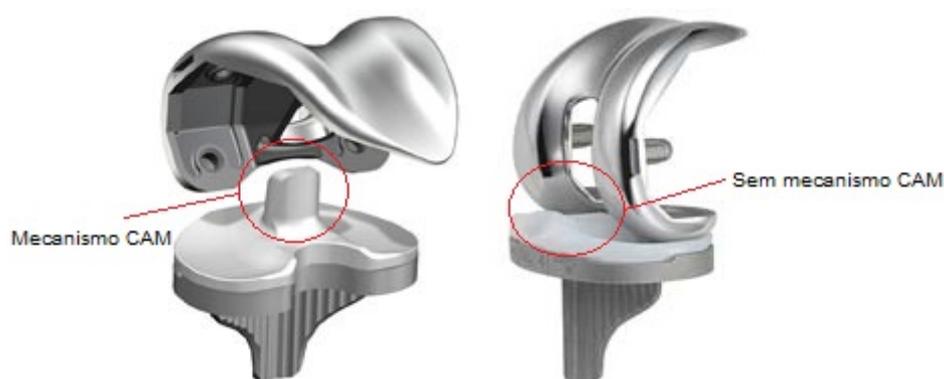


Figura 2.18: Representação de dois tipos de prótese fabricadas pela *Stryker Triathlon*[®]: prótese do tipo PS (**à esquerda**) com mecanismo CAM central, cujo principal objetivo é substituir a função do LCP que foi sacrificado; e prótese do tipo CR (**à direita**) na qual não existe mecanismo central CAM pois há preservação do LCP (Adaptado de: [37]).

O último critério diz respeito à **utilização de um componente tibial fixo ou móvel**. O componente tibial é constituído por uma base metálica, que é colocada diretamente na tíbia, e por um componente de polietileno, colocado sobre a base metálica. Existem dois tipos de configurações entre a base metálica e o componente de polietileno: base fixa e base móvel [36].

Base fixa (do inglês *fixed-bearing*) é, tal como o nome indica, uma configuração na qual a base metálica e o componente de polietileno estão fixos (**figura 2.19 a**). Todavia, estudos realizados relativamente a esta configuração revelam que o desgaste do componente de polietileno, devido aos movimentos de rotação e deslizamento do fémur durante a flexão/extensão, é superior comparativamente a outras configurações [38–41].

Base móvel (do inglês *mobile-bearing*) é uma configuração que surgiu na tentativa de colmatar as limitações que a base fixa apresenta. Desta forma, é uma configuração que permite tanto o movimento de rotação como de translação do componente de polietileno relativamente à base metálica (**figura 2.19 b**), permitindo aumentar a área de contacto entre as superfícies para que haja uma maior distribuição de forças ao longo do componente, aumentar a conformidade entre as componentes tibial e femoral e diminuir o desgaste a longo prazo do componente de polietileno [38–41].

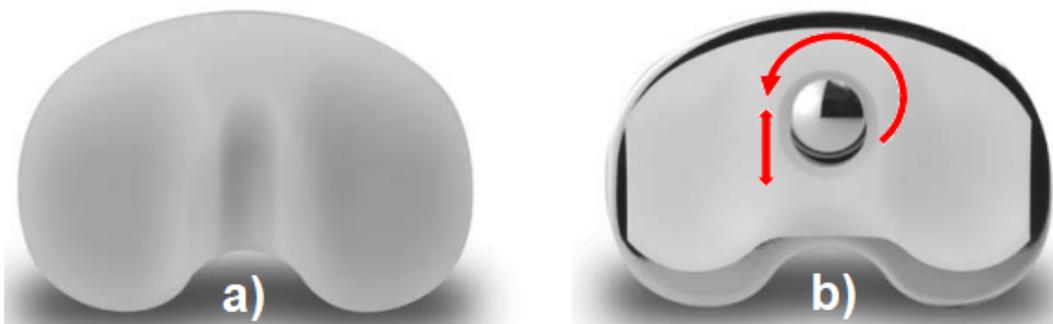


Figura 2.19: Representação de uma base fixa, à esquerda, e de uma base móvel, à direita. A base móvel apresenta uma cavilha cilíndrica, na região intercondilar, que permite que o componente de polietileno realize movimentos de rotação e translação (Adaptado de: [41]).

2.3 Conclusão

É fundamental ter conhecimento de todos os termos padrão utilizados em anatomia e compreender toda a constituição da articulação do joelho e os tipos de cirurgias existentes.

Ao longo deste capítulo pudemos concluir que a articulação do joelho é bastante complexa, não só pelo facto de ser constituída por diversas estruturas, como o fémur, tibia, patela, ligamentos, tendões e meniscos, mas também devido às relações/interações que estas estabelecem entre si. Quando alteradas, estas interações podem prejudicar o bom funcionamento da articulação. Em casos extremos, em que as alterações afetam severamente o funcionamento da articulação, é necessário intervir cirurgicamente.

Existem vários tipos de cirurgias do joelho:

- Osteotomia;
- Artroplastia unicompartmental do joelho;
- Artroplastia bicompartimental do joelho;
- Artroplastia patelo-femoral;
- Artroplastia total do joelho.

Sendo o caso de estudo a ATJ, para além duma abordagem geral acerca da técnica, foram também referidos os fatores que são critério do médico responsável pela cirurgia: substituição ou não da patela, preservação ou não do LCP e utilização de um componente tibial fixo ou móvel.

Feita esta abordagem inicial à técnica, é agora bastante importante compreender todos os passos do processo desde a obtenção dos ficheiros DICOM até à impressão final das guias específicas. Todo este procedimento encontra-se descrito detalhadamente ao longo do capítulo seguinte.

Capítulo 3

Metodologia

No capítulo anterior, foi feita uma abordagem acerca da anatomia do joelho e dos tipos de artroplastia existentes, incluindo também uma pequena descrição do caso de estudo: ATJ. Porém, antes de descrever detalhadamente o procedimento cirúrgico da ATJ, fundamental para o desenvolvimento/construção das guias específicas, é necessário, primeiramente, compreender o processo desde a obtenção dos ficheiros DICOM até à obtenção do modelo 3D final, modelo este que será, posteriormente, utilizado para a construção das guias específicas.

Assim, o capítulo presente está dividido em duas partes principais: processo para obtenção do modelo 3D e processo para construção das guias específicas. Na primeira parte, são devidamente explicados todos os passos necessários para a obtenção de um modelo 3D, a partir de ficheiros DICOM. Na segunda parte, são descritas pormenorizadamente as fases principais da ATJ tradicional: período pré-operatório, cirurgia e período pós-operatório, sendo as primeira e segunda fases as mais importantes para esta dissertação. Na primeira fase, foi feita uma análise pré-operatória, a qual inclui as várias referências anatómicas que são necessárias ter em consideração para a implementação de uma prótese. Na segunda fase, são descritos dois procedimentos tradicionais de ATJ, desenvolvidos pela *Zimmer*[®] e pela *Stryker Triathlon*[®].

3.1 Processo para obtenção do modelo 3D

Para a obtenção de um modelo 3D, existem cinco passos principais que devem ser seguidos:

- Obtenção de RM ou TC;
- Extração dos ficheiros DICOM da RM ou TC;
- Importação dos ficheiros DICOM para o *software 3D Slicer*;
- Obtenção do modelo 3D final;
- Impressão do modelo 3D final.

A IMR e TC são dois dos exames de diagnóstico clínico mais utilizados atualmente. Durante estes exames são obtidas várias imagens, em diversos planos, da região de interesse. Após a realização destes exames, todas as imagens obtidas são devidamente guardadas em CD, num formato padrão designado DICOM. Posteriormente, estas imagens podem ser visualizadas pelo médico responsável para que este faça o devido diagnóstico. No entanto, esses ficheiros DICOM podem também ser utilizados para outros fins, como a sua utilização para a criação modelos 3D digitais.

Estes ficheiros DICOM podem ser exportados do CD onde foram gravados e utilizados em *softwares* de processamento de imagem para reconstruções 3D, como o *3D Slicer* (*software* utilizado nesta dissertação) ou *Mimics* da *Materialise*.

Nestes *softwares*, ao serem importados os ficheiros DICOM, automaticamente é feita uma reconstrução tridimensional da zona em questão, recorrendo às imagens obtidas nos três planos ortogonais: axial, sagital e coronal.

Após o tratamento dessas imagens recorrendo às ferramentas dos *softwares*, é obtido o modelo 3D final e este é guardado em formato .stl e feita a impressão do mesmo.

3.2. PROCESSO PARA CONSTRUÇÃO DAS GUIAS ESPECÍFICAS

Na **figura 3.1** pode-se observar um esquema representativo de todos os passos anteriormente descritos.

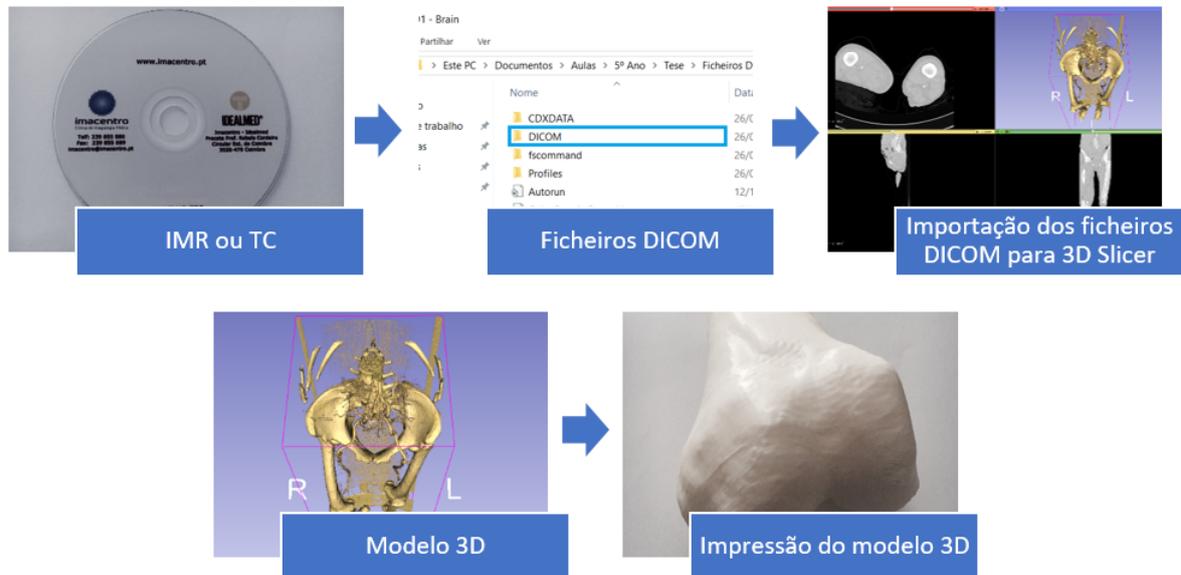


Figura 3.1: Esquema representativo dos passos principais, desde a obtenção da IMR/TC até à impressão 3D do modelo final.

3.2 Processo para construção das guias específicas

Após a obtenção do modelo 3D da região de interesse, este pode ser importado para *softwares* CAD, como o *Solidworks* (software utilizado nesta dissertação). Neste tipo de *software* é possível construir as guias específicas para a região em questão. Como o caso em estudo nesta dissertação é a ATJ, é necessário compreender todo o procedimento cirúrgico da mesma antes da construção das guias específicas.

A ATJ pode ser dividida em três fases principais:

- **Período pré-operatório**, durante o qual são devidamente avaliados os exames de IRM, TC ou simplesmente radiografias e definidas as referências para um correto alinhamento das componentes metálicas;
- **Cirurgia**, durante a qual são realizados os cortes onde as componentes finais vão encaixar;

- **Período pós-operatório**, durante o qual o doente recupera da cirurgia e é devidamente acompanhado com o intuito de avaliar a correta/incorrecta colocação da prótese final.

3.2.1 Período pré-operatório

Antes da realização da ATJ, é necessário fazer o diagnóstico médico. Para isso, existem algumas alternativas de diagnóstico, entre as quais a IMR e a TC [11]. A IRM é um exame mais caro e moroso do que a TC, mas não necessita de exposição à radiação. Porém, habitualmente, a IRM é acompanhada por uma radiografia total ao membro inferior, radiografia essa primordial para a definição de todos os alinhamentos envolvidos na cirurgia, como vai ser abordado neste capítulo. Doentes que sejam claustrofóbicos e que possuam aparelhos no corpo, como *pacemakers*, não podem realizar IRM, devido aos campos magnéticos envolvidos durante o exame, campos esses aos quais estes tipos de aparelhos não devem estar sujeitos [10]. Assim, é necessário ter alguns fatores em consideração antes de ser realizado o diagnóstico.

3.2.1.1 Alinhamento da articulação do joelho

Após obtidas as imagens no diagnóstico, torna-se importante definir as referências anatómicas para a realização do plano pré-operatório. É de extrema importância defini-las com a máxima exatidão, pois são elas que servem como guia para os alinhamentos finais das componentes femoral, tibial e patelar [42, 43].

Neste seguimento, para determinar o alinhamento diversas componentes é necessário ter em conta duas importantes referências: o **eixo mecânico** e o **eixo anatómico**.

Em relação ao **eixo mecânico**, este é definido como uma linha que une os centros das articulações das zonas proximal e distal do osso. Assim sendo, o eixo mecânico do fémur é a linha que une o centro da cabeça femoral ao centro da articulação do joelho

3.2. PROCESSO PARA CONSTRUÇÃO DAS GUIAS ESPECÍFICAS

(figura 3.2, à esquerda), enquanto que o eixo mecânico da tíbia é a linha que une o centro da articulação do joelho ao centro da articulação do tornozelo (figura 3.2, à direita). O eixo mecânico do membro inferior é, então, a linha que une o centro da cabeça femoral e o centro da articulação do tornozelo. Este eixo não é um eixo vertical, fazendo, geralmente, um ângulo de 3° com o eixo vertical [42–44].

Quanto ao **eixo anatómico**, este é definido como uma linha que atravessa o canal intramedular do osso. No caso do fêmur, o eixo anatómico é a linha que melhor se adequa ao canal intramedular do fêmur (figura 3.2, à esquerda) e, no caso da tíbia, o eixo anatómico é a linha que melhor se adequa ao canal intramedular da tíbia (figura 3.2, à direita). Geralmente, o eixo anatómico do fêmur e o eixo mecânico do fêmur fazem um ângulo de, aproximadamente, 7° , e o eixo anatómico da tíbia coincide com o eixo mecânico da tíbia [42–44].

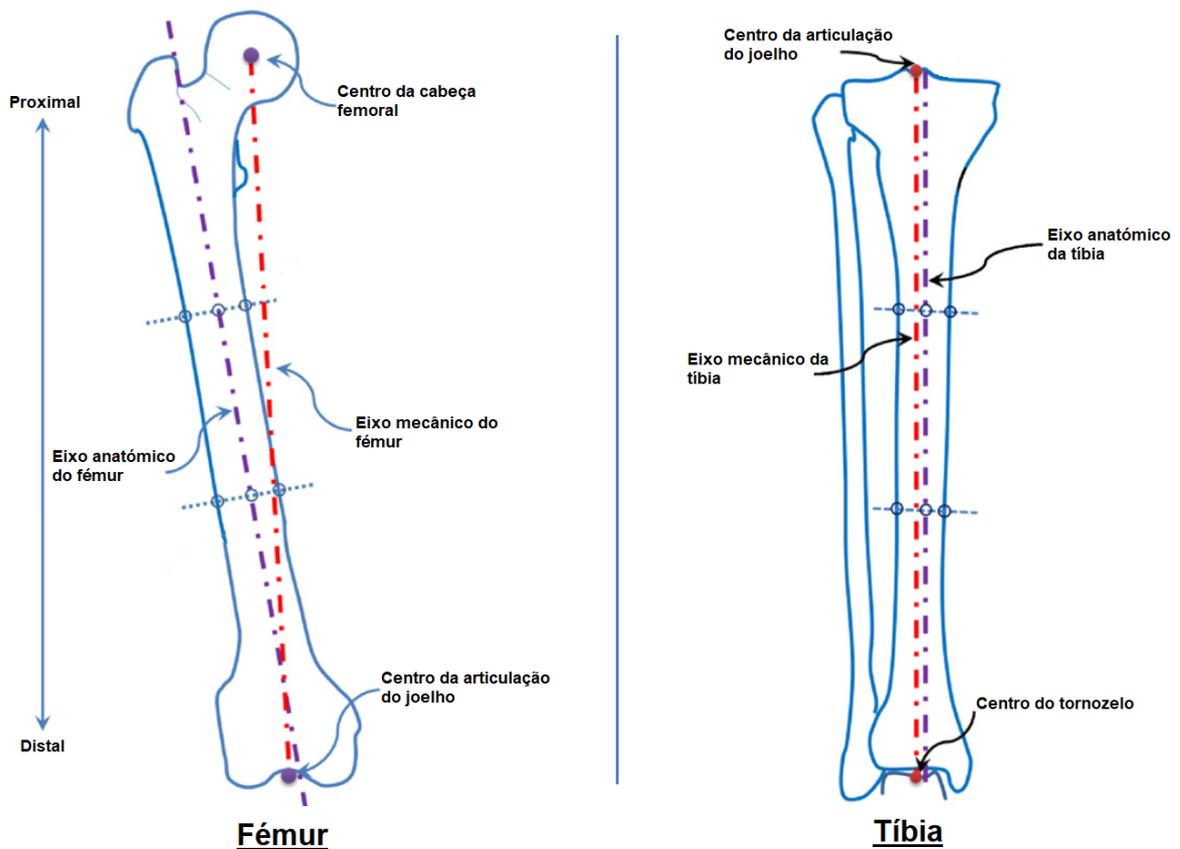


Figura 3.2: Representação dos eixos anatómico e mecânico do fêmur, à esquerda, e da tíbia, à direita, tendo em conta os centros das devidas articulações (Adaptado de: [44]).

Obtidos os eixos acima referidos, é possível não só marcarem-se as referências necessárias para o devido alinhamento dos componentes, como também observar-se as diversas deformações que o doente possa ter. Algumas deformações estão representadas na **figura 3.3** [44].

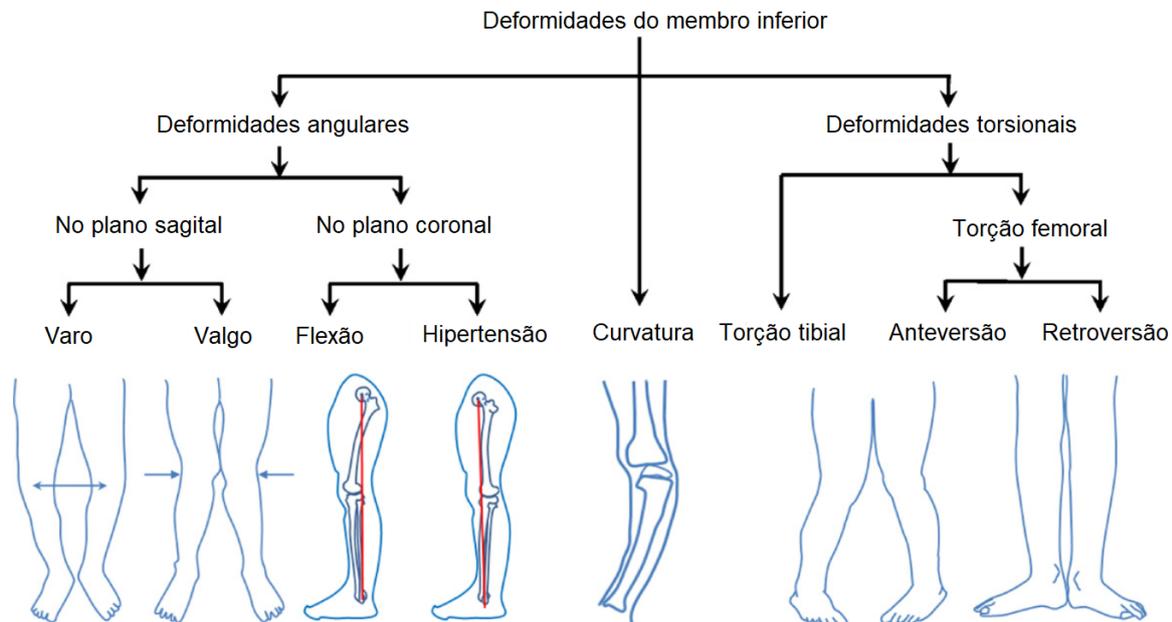


Figura 3.3: Diagrama representativo das deformações que podem ocorrer a nível do membro inferior (Retirado de: [44]).

3.2.1.2 Alinhamento da prótese final

No que toca ao alinhamento das componentes, principalmente, femoral e tibial, é fundamental que este seja feito em relação ao eixo mecânico do membro inferior, pois um alinhamento desadequado pode levar ao desgaste precoce ou até mesmo à fratura dos componentes metálicos, culminando num falhanço da prótese [43].

Um dos alinhamentos que são necessários ter em conta é o **alinhamento coronal**, no qual são usados como referências os eixos mecânicos do fémur e da tíbia. Tal como referido na secção anterior, é possível traçar uma linha que une o centro da cabeça femoral e o centro da articulação do tornozelo, que representa o eixo mecânico do membro inferior. Deste modo, durante a cirurgia, as componentes metálicas finais são colocadas de maneira a que se obtenha uma relação de perpendicularidade entre elas e o eixo

mecânico do membro inferior e, conseqüentemente, um ângulo de, aproximadamente, 180° entre os eixos mecânicos do fêmur e da tíbia [42].

Um outro alinhamento a ter em conta é o **alinhamento sagital**. Este é bastante importante no que toca ao alinhamento do componente tibial, o qual é colocado de acordo com a inclinação posterior do prato tibial, ou seja, o ângulo de inclinação posterior é o ângulo que a linha medial ou lateral do prato tibial faz com o eixo mecânico tibial. O valor deste ângulo, habitualmente, varia entre 0° e 7° [42, 45].

Por último, é também realizado o **alinhamento rotacional**. A nível femoral, a rotação do componente pode ser feita tendo em conta diferentes referências: a linha transepicondilar, a linha de *Whiteside* e a linha condilar posterior (**figura 3.4, à esquerda**).

A **linha transepicondilar** é uma linha imaginária que une o epicôndilo lateral e o sulco do epicôndilo medial. Esta linha pode ser imaginada como sendo um eixo que, habitualmente, é considerado como o eixo sobre o qual o fêmur efetua os movimentos de flexão e extensão. Assim, caso a rotação seja feita de acordo com esta linha de referência, todos os cortes feitos no fêmur são paralelos a ela [42, 45, 46].

Uma segunda linha de referência é a **linha de *Whiteside*, ou eixo ântero-posterior do fêmur**. É uma linha que une a parte mais profunda da tróclea patelar e o centro da fossa intercondilar. Quando a linha transepicondilar não é facilmente identificável, é a linha que se usa, na maioria dos casos, como referência [42, 45, 46].

Como terceira referência é utilizada a **linha condilar posterior**. É definida como a linha que une os pontos mais posteriores de cada côndilo femoral. Nos casos em que o desgaste a nível dos côndilos femorais é significativo, a marcação desta linha torna-se mais imprecisa. Comparativamente às restantes opções como referência, a linha condilar posterior é a menos viável [42, 45, 46].

A nível tibial podem ser utilizadas várias referências, como o **eixo condilar posterior**, o **eixo transtibial** e o **eixo ântero-posterior** (**figura 3.4, à direita**) [36].

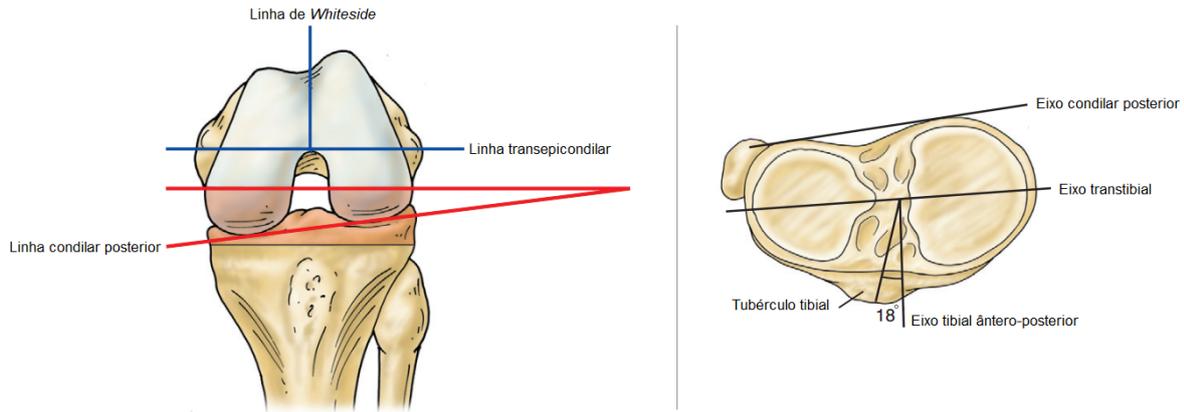


Figura 3.4: Principais referências utilizadas na determinação da rotação da componente femoral, à esquerda, onde estão representadas a linha transepicondilar, a linha de *Whiteside* e a linha condilar posterior e da rotação da componente tibial, à direita, onde estão representados os eixos condilar posterior, transtibial e tibial ântero-posterior (Adaptado de: [36]).

A escolha de qual a referência a utilizar para a rotação femoral é dependente de certos fatores, como por exemplo se o joelho é normal, varo ou valgo, se existe muito desgaste na articulação patelo-femoral, o que dificulta a precisão da definição da linha de *Whiteside*, o desgaste a nível dos côndilos femorais que também dificulta a marcação da linha condilar posterior, entre outros [42,43]. Comparando as três referências acima descritas, alguns estudos comprovam que a escolha da linha transepicondilar como referência é a mais viável, ou seja, gera menos erros de alinhamento [47].

3.2.2 Cirurgia

Atualmente, existem diversas marcas no mercado que desenvolvem as suas próprias próteses e, conseqüentemente, os seus próprios procedimentos cirúrgicos. Em termos gerais, a técnica cirúrgica é comum a todos eles, no entanto, alguns pormenores como tamanhos dos cortes, ordem com que estes são feitos, características das próteses, entre outros, fazem com que cada marca tenha o seu produto e procedimento. São exemplos as próteses produzidas pela *Biomet*[®], *Zimmer*[®], *Depuy Johnson & Johnson*[®], *Stryker Triathlon*[®] e *Smith and Nephew*[®] [36].

Ao longo desta secção vão ser abordados apenas os procedimentos cirúrgicos tradicionais da *Zimmer*[®] [48] e *Stryker Triathlon*[®] [49], procedimentos estes que serviram de base para a construção das guias de corte específicas que vão ser apresentadas no capítulo seguinte.

3.2.2.1 Procedimento cirúrgico da *Zimmer*[®]

De acordo com o procedimento da ATJ da *Zimmer*[®] [48] e tal como já foi sendo referido ao longo deste capítulo, antes da cirurgia é necessário determinar os eixos anatómicos e mecânicos. No caso do fémur, os eixos anatómico e mecânico, em média, fazem um ângulo de 6° entre eles. Este passo é bastante importante pois os cortes femorais são perpendiculares ao eixo mecânico e paralelos ao corte na superfície tibial.

No que toca à cirurgia propriamente dita, o primeiro passo passa por determinar o tamanho femoral e estabelecer a rotação externa da componente final. Para isso, inicialmente é feito um furo no fémur ao longo do canal intramedular femoral (**figura 3.5 a**)), furo esse que representa o eixo anatómico e no qual é introduzida a vareta que serve de suporte para a primeira guia, designada medidor femoral intramedular. Esta primeira guia é utilizada para marcar a rotação externa do fémur (neste caso, a rotação externa foi de 3° e foi utilizada a linha condilar posterior como referência) através de dois orifícios na zona distal do fémur, e também para fazer a leitura do tamanho femoral através das letras presentes no “braço” na zona superior da guia de corte (**figura 3.5 b**)).

Seguidamente, é necessário estabelecer o alinhamento femoral. Para isso, é introduzida, no canal intramedular, uma segunda guia, designada guia de alinhamento intramedular e é feito o alinhamento da mesma com os orifícios que representam a rotação externa do fémur (**figura 3.5 c**)). Para assegurar a estabilidade desta segunda guia e para que não haja movimento da guia em relação ao alinhamento rotacional podem ser inseridos parafusos nos orifícios marcados no fémur.

Após o posicionamento da guia de alinhamento intramedular, uma terceira guia, designada guia de corte femoral anterior, é anexada a esta, como mostra a (**figura 3.5 d**)). Esta guia, tal como o nome indica, é utilizada para fazer o corte dos côndilos anteriores. De notar que esta guia apresenta um “braço” que apoia no córtex anterior do fémur, que serve de guia para que a região do córtex anterior não seja seccionada. Após este corte, a guia de corte femoral anterior é removida e substituída por uma quarta guia, designada guia de corte femoral distal, colocada de modo a que fique alinhada o eixo mecânico do fémur (**figura 3.5 e**)). Para que esta fique segura, são utilizados parafusos que a unem à guia de alinhamento intramedular. Posteriormente, fixa-se a guia de corte femoral distal à zona anterior do fémur com auxílio de parafusos, remove-se a guia de alinhamento intramedular e faz-se o corte da região distal do fémur (**figura 3.5 f**)). Opcionalmente, o alinhamento da guia de corte femoral distal com o eixo mecânico pode ser verificado com a utilização de uma vareta externa, como representado na (**figura 3.5 g**)), a qual é anexada à guia de corte femoral distal após fixação desta à guia de alinhamento intramedular. Se a ponta proximal da vareta apontar na direção do centro da cabeça femoral, significa que o alinhamento foi correto.

Depois de realizados os cortes anterior e distal, uma última guia de corte, designada guia de corte femoral, é utilizada para finalizar os cortes femorais (**figura 3.5 h**)). A guia de corte é posicionada de modo a assentar na superfície do corte anterior e a encostar na superfície distal do fémur. São utilizados parafusos para manter a guia de corte na posição correta. Após o devido posicionamento, são feitos os restantes cortes do fémur: chanfros e côndilos anteriores e posteriores (**figura 3.5 i**)).

Para o corte da superfície proximal da tibia, podem ser utilizadas duas técnicas distintas: intramedular e extramedular.

Para que a técnica intramedular seja utilizada, é necessário verificar, primeiramente, se o eixo tibial é completamente direito. Isto porque, em alguns casos, existem deformações, como as apresentadas na **secção 3.2.1.1**, que representem curvaturas anormais nos ossos do membro inferior. Caso a tibia possua um corpo curvado não é

possível utilizar-se a técnica intramedular e recorre-se à técnica extramedular.

Desta forma, considerando um membro inferior sem deformações, tal como no fémur, é feito um furo ao longo do canal intramedular da tíbia, como apresentado na **figura 3.6 a)**. Após a perfuração da tíbia, insere-se a vareta da guia de corte ao longo do canal intramedular e, posteriormente, acopla-se a plataforma de corte. É necessário que a plataforma de corte esteja perpendicular ao eixo mecânico. Para verificar se o alinhamento está correto, é utilizada uma vareta extramedular e se a ponta distal da vareta apontar na direção do centro do tornozelo, então o alinhamento está correto (**figura 3.6 b)**).

De seguida, é devidamente ajustada a altura da plataforma de corte para a profundidade de corte pretendida. Para isso, utiliza-se uma guia designada medidor de resseção de profundidade tibial, que possui 2 abas: uma localizada a 2 mm e é utilizada para verificar a profundidade a partir do côndilo tibial mais gasto, e outra localizada a 10 mm e é utilizada para verificar a profundidade a partir do côndilo tibial menos gasto (**figura 3.6 c)**). Deste modo, fica a critério do médico decidir qual dos dois cortes realizar, dependendo de certos fatores como a idade do doente, a qualidade do osso, entre outros. Decidida a profundidade do corte, a plataforma de corte é mantida em posição contra o osso com o auxílio de parafusos e, posteriormente, é feito o corte (**figura 3.6 d)**).

Como alternativa à técnica intramedular, é comum utilizar-se a técnica extramedular recorrendo a uma guia de corte tibial extramedular. Inicialmente, coloca-se a zona distal da guia de corte tibial extramedular devidamente alinhada com o centro do tornozelo e alinha-se o corpo da guia paralelamente ao eixo mecânico da tíbia (**figura 3.6 e)**). A inclinação posterior do corte pode ser ajustada recorrendo à atadura à volta do tornozelo, como mostra a **figura 3.6 e)**, à esquerda. Neste caso, a inclinação utilizada foi de 7°. Seguidamente, posiciona-se a guia de corte junto à tuberosidade anterior da tíbia até ao nível de resseção tibial pretendido (**figura 3.6 f)**) e, com o auxílio de parafusos, fixa-se a guia na tíbia.

Posteriormente, tal como na técnica intramedular, é utilizado o medidor de resseção de profundidade tibial para verificar qual a profundidade do corte, movendo a plataforma de corte no sentido distal ou proximal e, assim que determinada a posição final, fixa-se a plataforma de corte na tibia, também com recurso a parafusos (**figura 3.6 g**). Após a fixação, pode-se verificar o corte recorrendo ao guia de resseção tibial (**figura 3.6 h**) e, depois, realiza-se o corte (**figura 3.6 i**).

3.2.2.2 Procedimento cirúrgico da *Stryker Triathlon*[®]

No que diz respeito ao procedimento da *Stryker Triathlon*[®] [49], a ordem e, consequentemente, os instrumentos de corte são distintos do procedimento anteriormente descrito.

Segundo este procedimento, o primeiro passo passa por uma incisão na zona anterior do joelho (**figura 3.7 a**). Feita a incisão, faz-se um furo pelo canal intramedular do fémur, que é aproximadamente 1 cm anterior à fixação femoral do ligamento cruzado posterior e ligeiramente medial à linha média do fémur distal (**figura 3.7 b**), onde vai ser colocada a primeira guia, designada guia de alinhamento femoral, como demonstrado na **figura 3.7 c**).

Seguidamente, encaixa-se a guia de resseção universal ao bloco de ajuste e inserem-se os dois pinos do bloco de ajuste nas cavidades presentes na guia de alinhamento femoral (**figura 3.7 d**). Terminado o acoplamento, coloca-se a guia de alinhamento femoral em contacto com o côndilo posterior mais saliente e, utilizando dois parafusos, fixa-se a guia de alinhamento femoral ao fémur. Posteriormente, ajusta-se a guia de resseção para a posição pretendido (8 mm ou 10 mm), pressionando ou puxando o botão preto e fixa-se a guia de resseção universal na parte anterior do fémur (**figura 3.7 e**). Após a fixação da guia de resseção universal à parte anterior do fémur removem-se a guia de alinhamento femoral e o bloco de ajuste e efetua-se o corte distal (**figura 3.7 f**).

A seguir, dispõe-se na superfície distal e posterior do fémur uma outra guia, desig-

nada medidor femoral, que serve para definir a rotação externa da componente femoral através dos ângulos gravados na guia. Duas opções para verificar a rotação femoral são a utilização do indicador da linha transepicondilar “EPI”, na parte mais inferior da guia, e a utilização de um pino através do buraco presente na zona superior da guia, como referência à linha de *Whiteside* (**figura 3.7 g**). Definida a rotação externa, utiliza-se o “braço” presente na parte superior da guia para ler o tamanho femoral (**figura 3.7 h**). Lido o tamanho femoral, fazem-se dois orifícios através dos buracos presentes no indicador da linha transepicondilar “EPI” gravado na guia, remove-se o medidor femoral e acopla-se, na zona distal do fêmur, o bloco de corte (**figura 3.7 i**) com o qual se realizam os cortes nos côndilos e chanfros anteriores e posteriores.

Tal como no procedimento da *Zimmer*[®], para o corte da superfície proximal da tibia, existem duas técnicas alternativas: intramedular e extramedular.

Na técnica extramedular, utiliza-se uma guia com uma configuração como a apresentada na **figura 3.8 a**). A parte distal da guia é composta por uma braçadeira que é colocada à volta do tornozelo e a parte proximal é fixada à parte proximal da tibia (**figura 3.8 b**). É estritamente necessário que o corpo da guia, que une a parte distal à parte proximal, esteja paralelo ao eixo da tibia. Para alinhar a guia com o eixo tibial utiliza-se o botão dourado (**1**) da **figura 3.8 c**), o qual, ao ser puxado, permite o movimento medial da guia. O botão dourado, quando puxado, permite definir a inclinação posterior do corte proximal da tibia.

Após o alinhamento, utiliza-se o braço acoplado à guia de corte para verificar qual o nível de resseção tibial. A guia pode mover-se na direção proximal ou distal, rodando ou pressionando a roda de bronze apresentada na **figura 3.8 d**). Colocada a guia de corte na devida posição, esta é fixada na tibia com o auxílio de parafusos e todos os instrumentos de alinhamento são retirados, efetuando-se o corte tibial (**figura 3.8 e**).

Recorrendo à técnica intramedular, inicialmente é feito um furo na tibia através do canal intramedular tibial (**figura 3.8 f**). Posteriormente, insere-se uma vareta dentro do buraco feito anteriormente, à qual se acopla a guia de alinhamento tibial (**figura**

3.8 g)). Esta guia roda em torno da vareta até que a vareta vertical esteja posicionada no 1/3 medial do tubérculo tibial (**figura 3.8 h**)). Após o alinhamento rotacional, utiliza-se um parafuso para fixar a guia na posição correta.

Seguidamente, são acoplados os restantes componentes da guia intramedular (**figura 3.8 i**)). Após o alinhamento, é realizado o mesmo procedimento utilizado nas **figuras 3.8 d**) e **e**) para a ressecção da superfície proximal da tíbia.

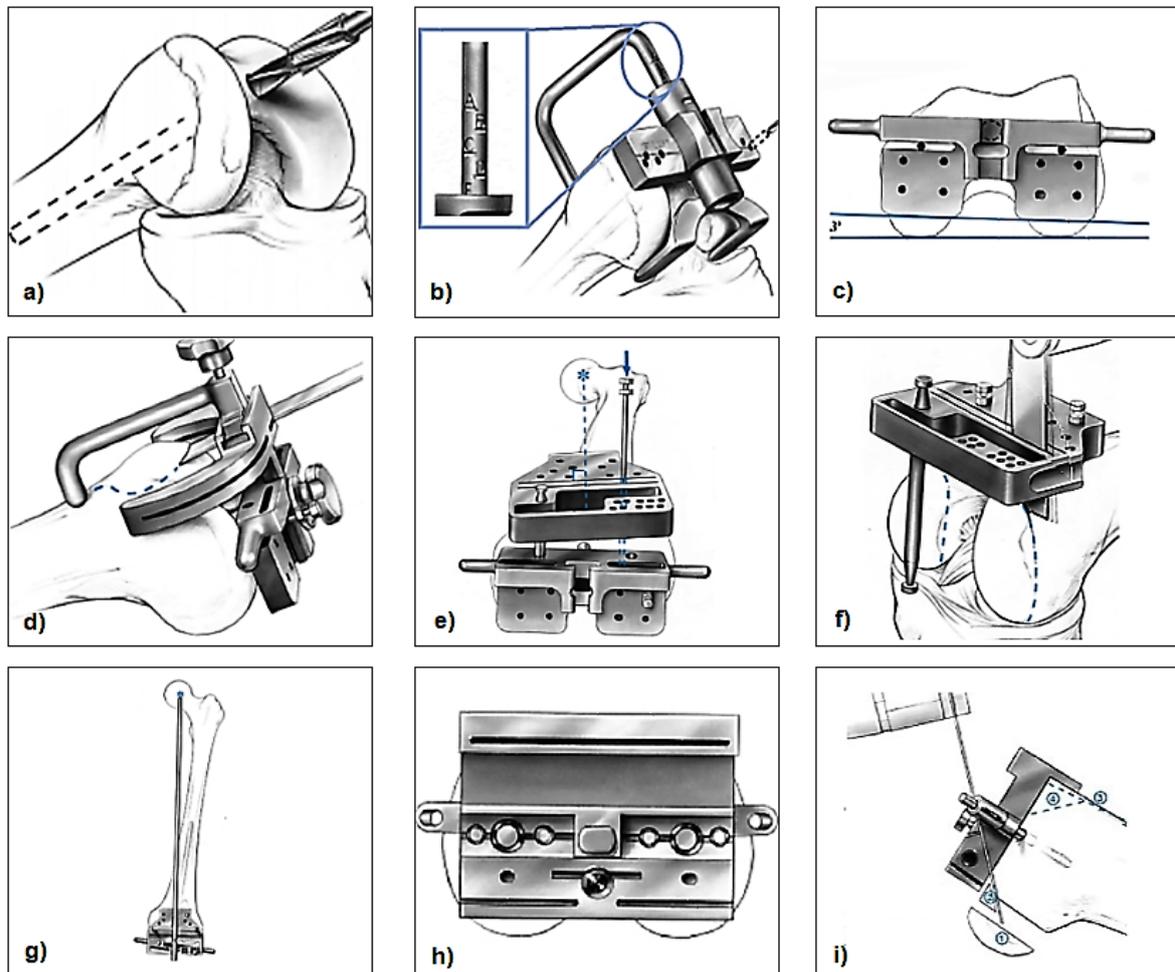
3.2.3 Período pós-operatório

Após a realização da cirurgia, o doente é devidamente acompanhado pelo médico com o intuito de verificar o sucesso/insucesso da implementação da prótese.

3.3 Conclusão

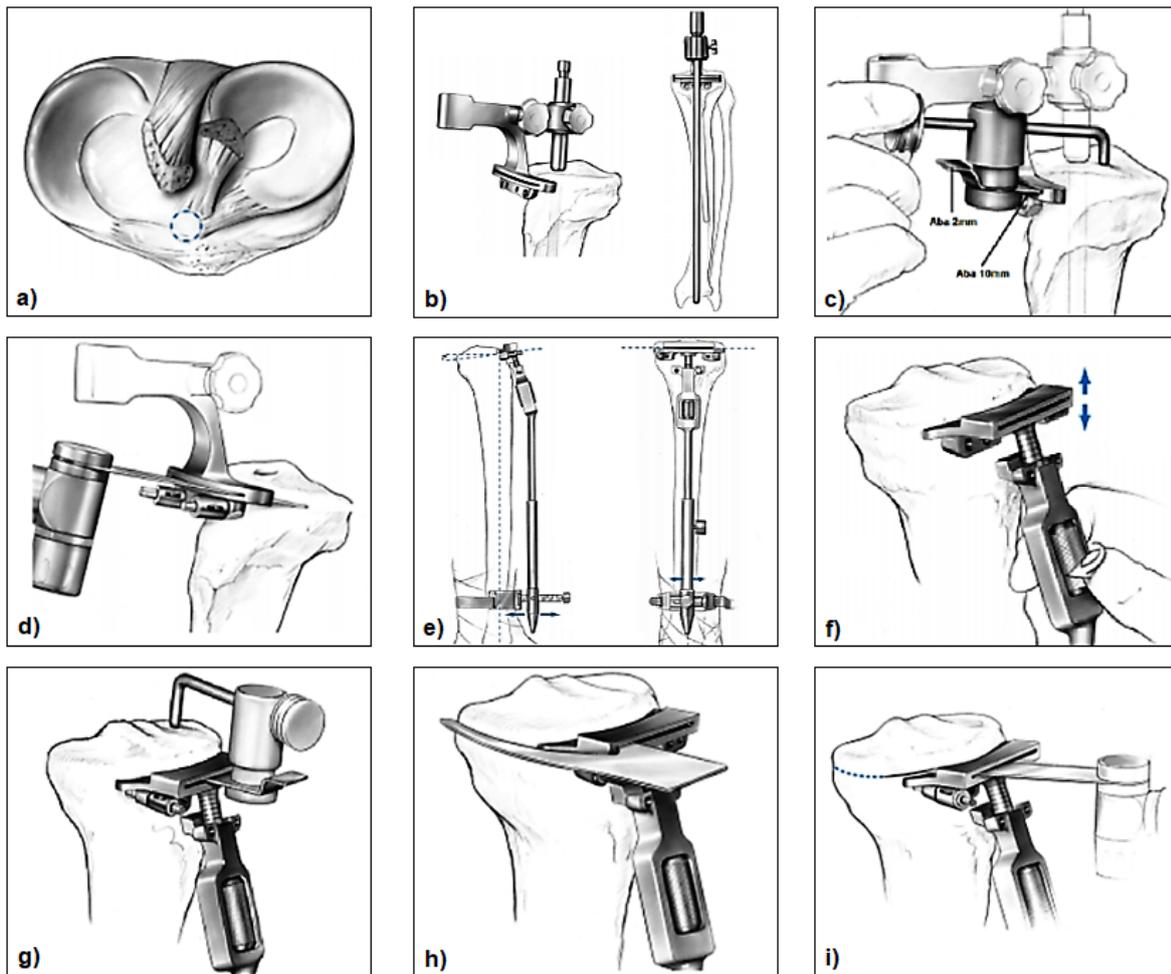
Ao longo deste capítulo foram abordados dois passos principais: inicialmente, o procedimento necessário para a obtenção do modelo 3D final, a partir de ficheiros DICOM exportados de uma ressonância magnética ou tomografia computadorizada. Obtido o modelo 3D final, este pode ser utilizado em *software* CAD para a construção de guias de corte específicas. Como nesta dissertação o caso de estudo é a ATJ, antes da construção das guias foi necessário compreender, primeiramente, quais as referências anatómicas que são utilizadas durante a cirurgia e, posteriormente, todos os passos do procedimento tradicional de ATJ, tendo sido analisados os procedimentos da *Zimmer*[®] e da *Stryker Triathlon*[®].

Adquirido todo este conhecimento, foi então possível a construção das guias de corte específicas para a ATJ, recorrendo a um *software* CAD designado *Solidworks*, sendo estas apresentadas e devidamente explicadas no capítulo que se segue.



- a) Realização de um furo ao longo do canal intramedular femoral
- b) Introdução da primeira guia designada medidor femoral intramedular
- c) Introdução da segunda guia designada guia de alinhamento intramedular
- d) Corte dos côndilos posteriores com a guia de corte femoral anterior
- e) Introdução da quarta guia designada guia de corte femoral distal
- f) Fixação da guia de corte femoral distal à região anterior do fêmur e corte distal
- g) Verificação do alinhamento da guia de corte femoral distal com o eixo mecânico com a utilização de uma vareta externa
- h) Introdução da última guia, designada guia de corte femoral
- i) Realização do corte dos chanfros e côndilos anteriores e posteriores

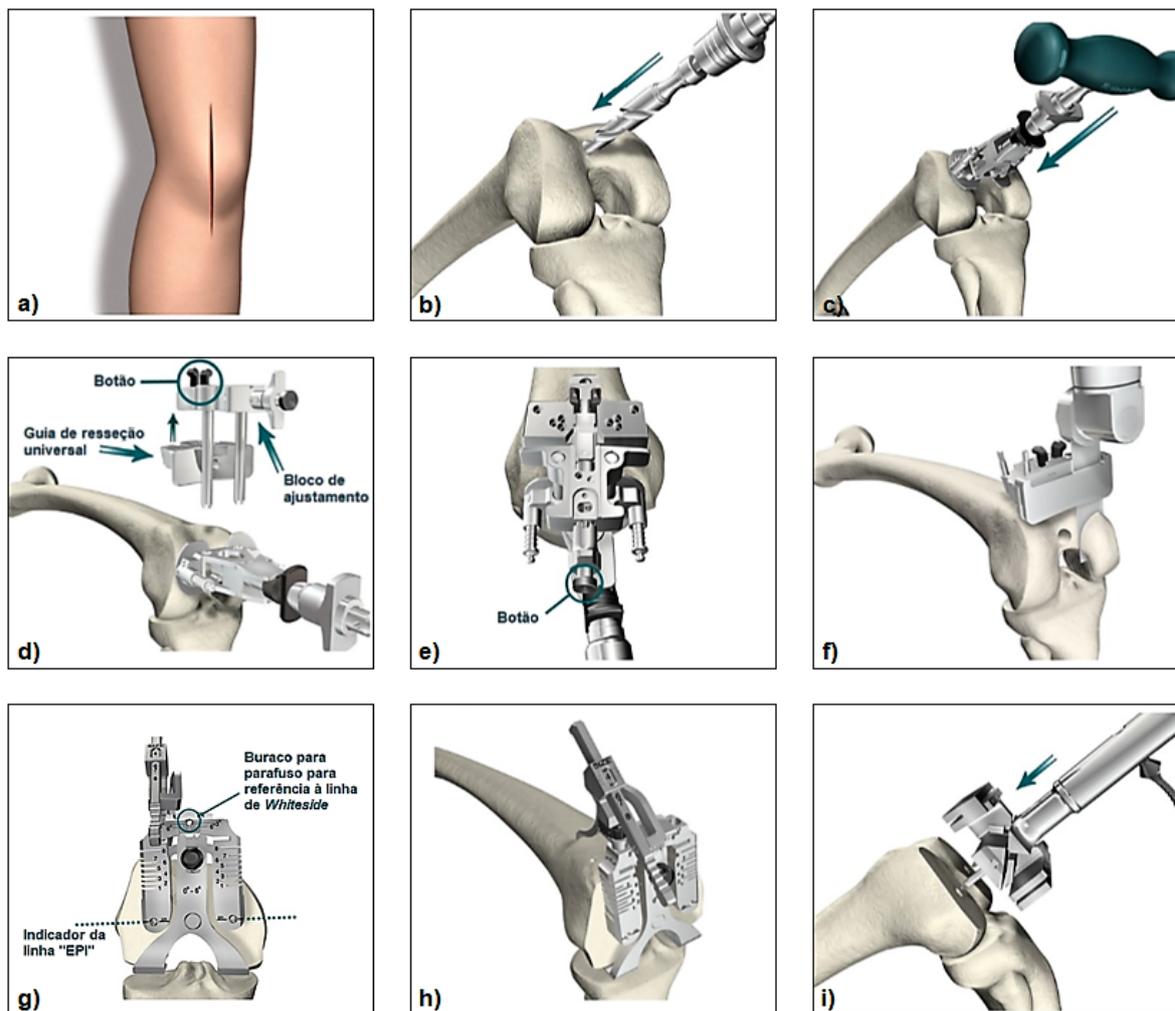
Figura 3.5: Procedimento da *Zimmer*[®] para cortes femorais (Adaptado de: [48]).



- a) Realização de um furo ao longo do canal intramedular tibial
- b) Introdução da plataforma de corte e verificação do alinhamento da plataforma com o eixo mecânico
- c) Ajuste da altura da plataforma de corte com o auxílio do medidor de resseção de profundidade tibial
- d) Fixação da plataforma de corte à tibia e realização do corte proximal da tibia
- e) Alinhamento da zona distal da guia extramedular com o centro do tornozelo e alinhamento do corpo da guia paralelamente ao eixo mecânico da tibia
- f) Posicionamento da guia de corte no nível de resseção tibial pretendido
- g) Ajuste da altura da plataforma de corte com o auxílio do medidor de resseção de profundidade tibial
- h) Verificação do corte tibial recorrendo ao guia de resseção tibial
- i) Realização do corte da superfície proximal tibial

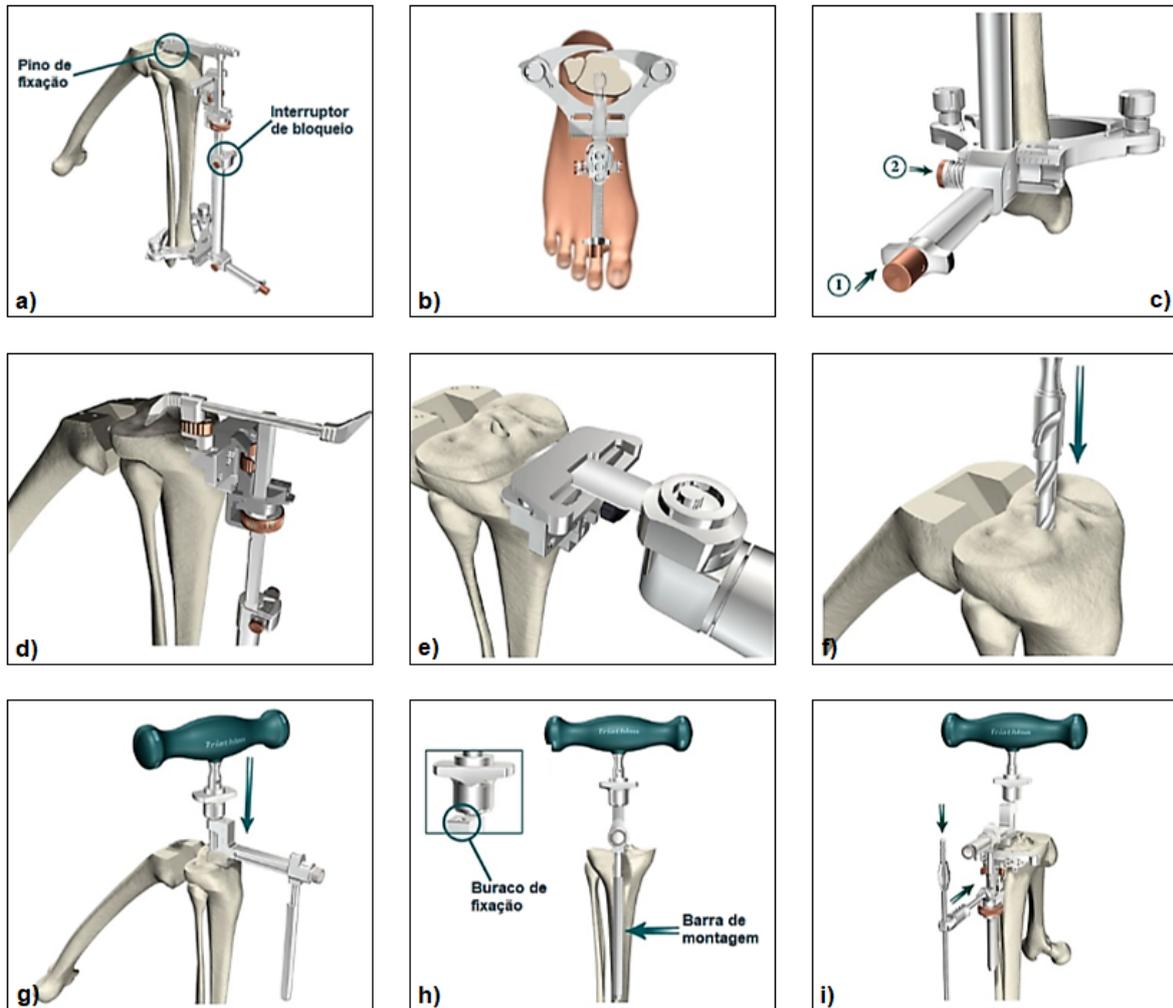
Figura 3.6: Procedimento da *Zimmer*[®] para corte da superfície proximal da tibia (Adaptado de: [48]).

3.3. CONCLUSÃO



- a) Incisão na zona anterior do joelho
- b) Realização de um furo ao longo do canal intramedular femoral
- c) Colocação da primeira guia, designada guia de alinhamento femoral
- d) Anexação da guia de corte universal ao bloco de ajuste e acoplamento destes à guia de alinhamento femoral
- e) Ajuste da posição da guia de ressecção universal para realizar o seccionamento pretendido
- f) Fixação da guia de ressecção universal à parte anterior do fêmur e realização do corte distal
- g) Utilização do medidor femoral para marcação da rotação externa
- h) Leitura do tamanho femoral
- i) Introdução do bloco de corte para realização dos cortes nos côndilos e chanfros anteriores e posteriores.

Figura 3.7: Procedimento da *Stryker Triathlon*® para cortes femorais (Adaptado de: [49]).



- a) Configuração da guia extramedular
- b) Colocação da guia extramedular na posição correta
- c) Alinhamento do corpo da guia paralelamente ao eixo mecânico da tibia e definição da inclinação posterior do corte proximal
- d) Verificação do nível de ressecção tibial
- e) Realização do corte da superfície proximal da tibia
- f) Realização de um furo ao longo do canal intramedular da tibia
- g) Introdução de uma vareta no canal intramedular e acoplamento da guia de alinhamento tibial
- h) Alinhamento da guia de alinhamento tibial
- i) Acoplamento dos restantes componentes da guia intramedular

Figura 3.8: Procedimento da *Stryker Triathlon*® para corte da superfície proximal da tibia (Adaptado de: [49]).

Capítulo 4

Resultados e discussão

Tal como foi referido no capítulo anterior, para construir as guias específicas é necessário seguir os seguintes passos principais: a partir de uma ressonância magnética, extraem-se os ficheiros DICOM, ficheiros esses que são, de seguida, importados para um *software* específico de reconstrução tridimensional, designado *3D Slicer*. Ao serem importados estes ficheiros é possível ter acesso às sequências de imagens obtidas durante a ressonância magnética, nos três planos ortogonais (axial, sagital e coronal), através das quais é possível obter um modelo 3D, utilizando as ferramentas do *software*. Após a criação do modelo 3D do joelho, exporta-se esse modelo em formato *.stl* e este ficheiro é, posteriormente, importado para um *software* de CAD, designado *Solidworks*, no qual é possível criar estruturas tridimensionais que, neste caso, são as guias de corte específicas.

Assim, ao longo deste capítulo, vão ser explicados e apresentados todos os resultados obtidos em cada um dos passos principais anteriormente mencionados.

4.1 Construção do modelo tridimensional

Primeiramente, foi necessário ter acesso aos ficheiros DICOM de uma ressonância magnética. De modo a desenvolver o conhecimento acerca da passagem de ficheiros DICOM para um modelo tridimensional, foi utilizada, como caso de estudo, uma ressonância magnética de uma cervical, devido à dificuldade encontrada na obtenção de uma ressonância do joelho.

Desta forma, tendo acesso à ressonância magnética, foi possível extrair da mesma os ficheiros DICOM (figura 4.1 a)) e importá-los para o *3D Slicer*. Importados os ficheiros para o *software*, foi então possível obterem-se as imagens dos três planos ortogonais e a reconstrução tridimensional através dessas mesmas imagens, como mostra a figura 4.1 b)).

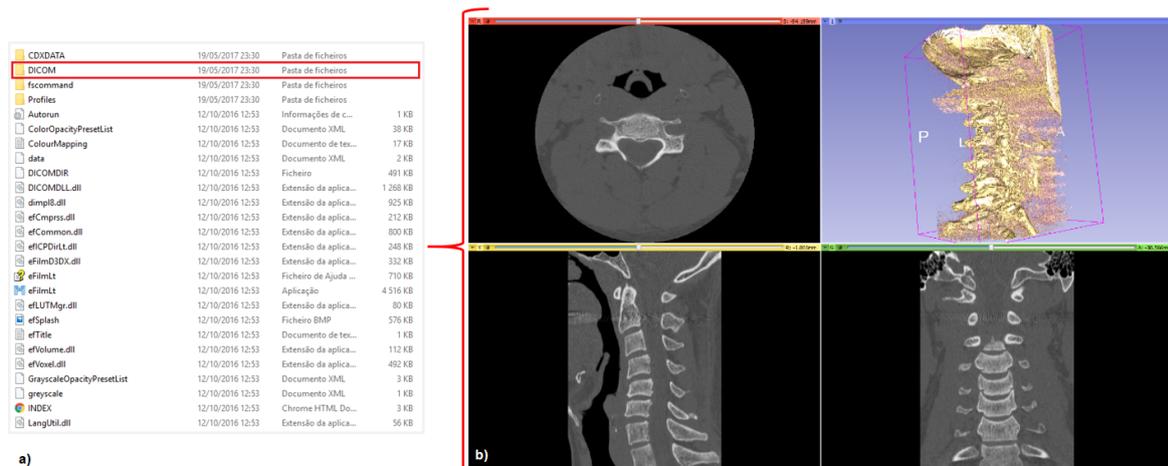


Figura 4.1: Representação, em a), dos ficheiros DICOM presentes no CD da ressonância magnética. Após a importação destes ficheiros para o *3D Slicer*, obtêm-se as imagens referentes aos três planos ortogonais e também a reconstrução tridimensional obtida através dessas imagens (b)).

Como se pode observar na mesma figura, na reconstrução tridimensional (canto superior direito) não se consegue observar apenas o osso (neste caso, a cervical), pois existe algum material em torno do mesmo. Esse material tem de ser removido por completo, pois caso não seja removido vai ser incluído na impressão 3D do modelo, afetando a visibilidade do osso. O *software 3D Slicer* possui algumas ferramentas auxilia-

4.1. CONSTRUÇÃO DO MODELO TRIDIMENSIONAL

res como *ThresholdEffect* e *PaintEffect* que permitem ao utilizador remover o referido material das suas reconstruções. Na **figura 4.2 a)** pode observar-se o efeito obtido após a utilização apenas da ferramenta *ThresholdEffect*, verificando-se uma melhoria significativa, mas não suficiente, da reconstrução tridimensional. Posteriormente, utilizando a ferramenta *PaintEffect*, com a qual é possível remover manualmente o material presente em todas as fatias de imagens de cada plano ortogonal, obteve-se o modelo tridimensional final apresentado na **figura 4.2 b)**.

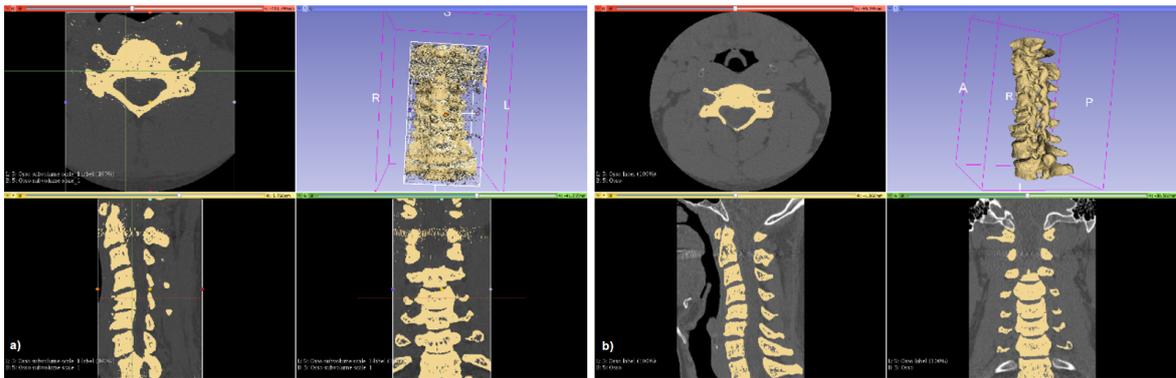


Figura 4.2: Representação dos modelos tridimensionais obtidos com a utilização da ferramenta *ThresholdEffect* (**a)**) e com a utilização da ferramenta *ThresholdEffect* combinada com a ferramenta *PaintEffect* (**b)**).

Após impressão numa impressora tridimensional, o modelo final impresso foi o apresentado na **figura 4.3**.



Figura 4.3: Modelo tridimensional impresso da cervical, com vista frontal, traseira e lateral, respetivamente.

4.2 Conceção das guias de corte

Para a construção das guias de corte específicas, foi utilizado um ficheiro .stl de um joelho. Na **figura 4.4** estão representados esses ficheiros, quer para o fémur quer para a tíbia. Nesta dissertação não foi incluída a patela, pois como a substituição da patela é algo que fica a critério do médico, foi decidido não a incluir.

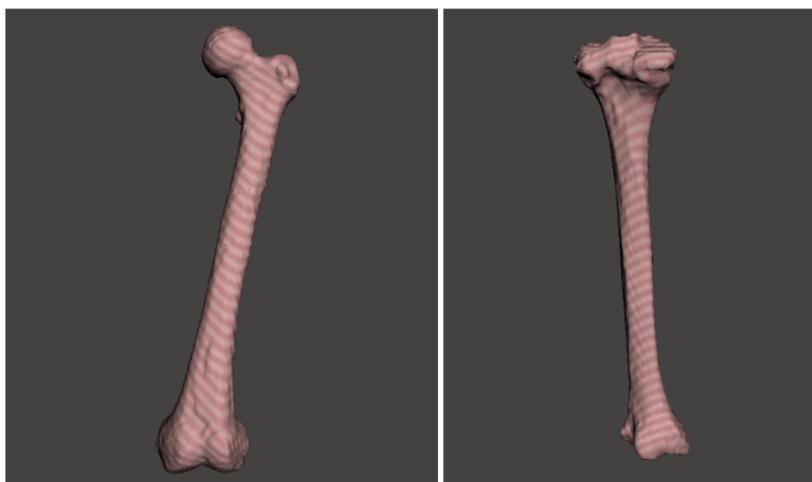


Figura 4.4: Representação dos modelos 3D utilizados para a construção das guias de corte, estando à esquerda o fémur e, à direita, a tíbia.

4.2.1 Conceção das guias de corte femorais

Num primeira abordagem à construção das guias de corte, apenas foi utilizado como referência o procedimento tradicional da *Zimmer*[®], descrito no capítulo anterior.

Inicialmente, foi necessário alinhar o fémur com os eixos de referência escolhidos para a construção das guias de corte. Neste caso, alinou-se o plano frontal do fémur com o eixo anatómico e o plano transversal com a linha condilar posterior (**figura 4.5**).

Seguidamente, foi calculado manualmente o ângulo entre o eixo anatómico e o eixo mecânico, como apresentado na **figura 4.6 a)**, tendo sido obtido um valor de 6.23° . O ângulo de rotação externa da componente femoral foi de 3° , como o utilizando no procedimento (**figura 4.6 b)**).

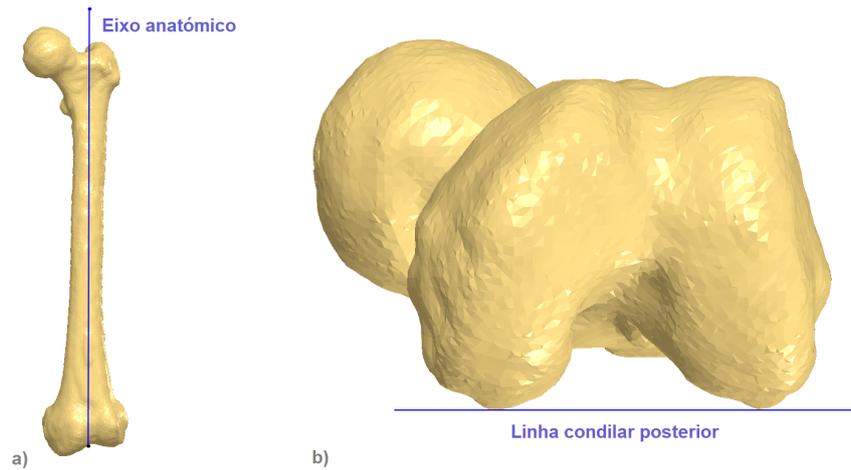


Figura 4.5: Alinhamento femoral, com o plano frontal alinhado com o eixo anatômico (a) e o plano transversal alinhado com a linha condilar posterior (b).

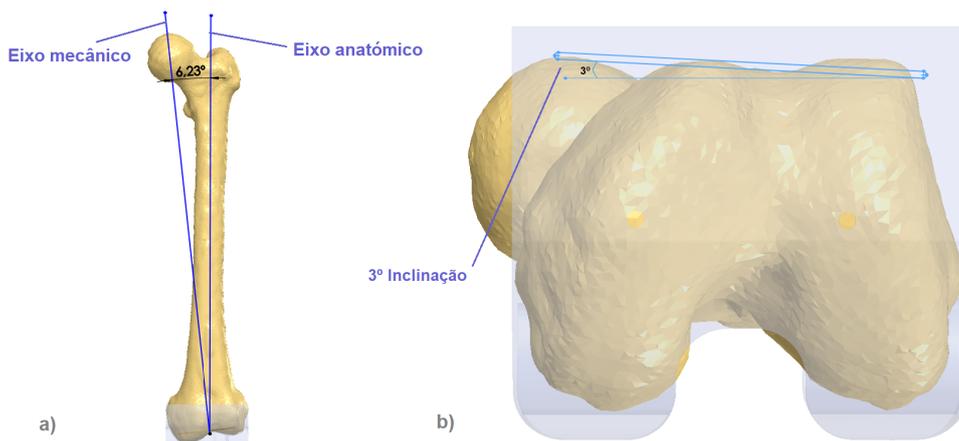


Figura 4.6: Ângulo entre o eixo anatômico e o eixo mecânico, em a), e ângulo de rotação externa, em b).

Tendo em consideração as referências apresentadas, foi possível construir a primeira guia de corte femoral, com a qual se efetua o primeiro corte do fêmur: corte dos côndilos anteriores (figura 4.7 a)). A guia de corte apresenta dois orifícios na parte frontal para que esta se consiga fixar ao fêmur. Na figura 4.7 b) é possível observar que a guia de corte tem exatamente a forma lateral do côndilo, permitindo o encaixe desta no fêmur. Na figura 4.7 c) é possível observar-se a parte superior da guia, na qual estão presentes dois orifícios que servem de suporte para a segunda guia de corte.

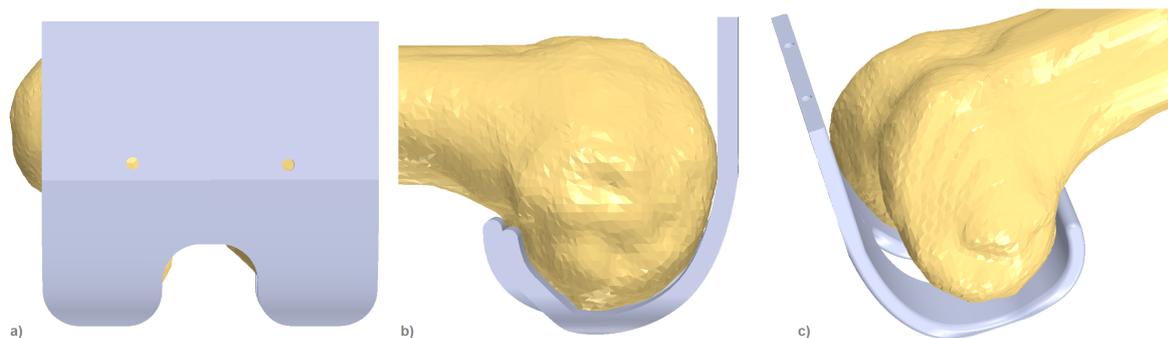


Figura 4.7: Primeira versão da primeira guia de corte.

Após a realização do corte dos côndilos posteriores, introduziu-se a segunda guia de corte, com a qual se realiza o corte distal do fêmur. Na **figura 4.8** pode-se observar como é colocada a segunda guia de corte: assenta exatamente no corte feito anteriormente (**figura 4.8 a**) e a ranhura presente na **figura 4.8 b**) foi colocada perpendicularmente ao eixo mecânico do fêmur, pois o corte distal é perpendicular a este eixo.

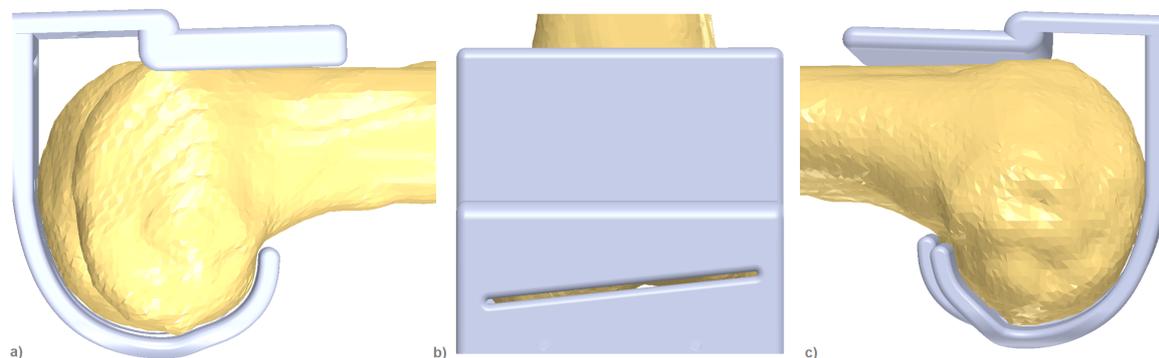


Figura 4.8: Primeira versão da segunda guia de corte.

Realizado o corte dos côndilos anteriores e o corte distal, introduziu-se uma terceira guia de corte com a qual se efetuam os restantes cortes femorais: côndilos e chanfros anteriores e posteriores. Na **figura 4.9** está representada a configuração da terceira guia de corte, que finaliza os cortes do fêmur necessários.

No entanto, esta primeira versão das guias de corte femorais apresentava algumas limitações. No que diz respeito à primeira guia, os orifícios presentes na parte frontal da guia, servem não só de suporte para a guia como também de suporte para a prótese femoral. Desta forma, estes também deveriam possuir a rotação externa que a ranhura

4.2. CONCEÇÃO DAS GUIAS DE CORTE

que foi utilizada para o primeiro corte possuía. Uma outra limitação da primeira guia era o espaço que existe entre a guia de corte e o côndilo lateral, como se pode observar na **figura 4.7 c)**, o que dificultava a realização do corte. Relativamente à terceira guia de corte, a única limitação foi a localização dos orifícios que seguram a guia ao fémur, como se observa na **figura 4.9 c)**. Ao serem introduzidos os parafusos, a posição destes não permitia a perfeita realização dos cortes mais superficiais.

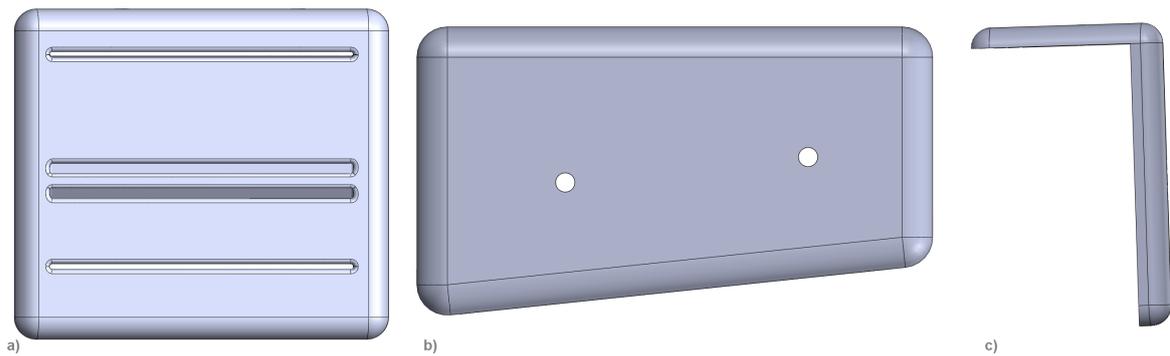


Figura 4.9: Primeira versão da terceira guia de corte.

Tendo em conta estas limitações, foi desenvolvida uma segunda versão de todas as guias. Na **figura 4.10**, pode-se observar, em **a)**, que os orifícios estão colocados com a devida rotação externa. Em **b)** e **c)** pode-se observar o espaço que existia entre o côndilo lateral e a guia de corte foi preenchido, tornando, desta forma, o encaixe entre a guia e o fémur mais preciso.

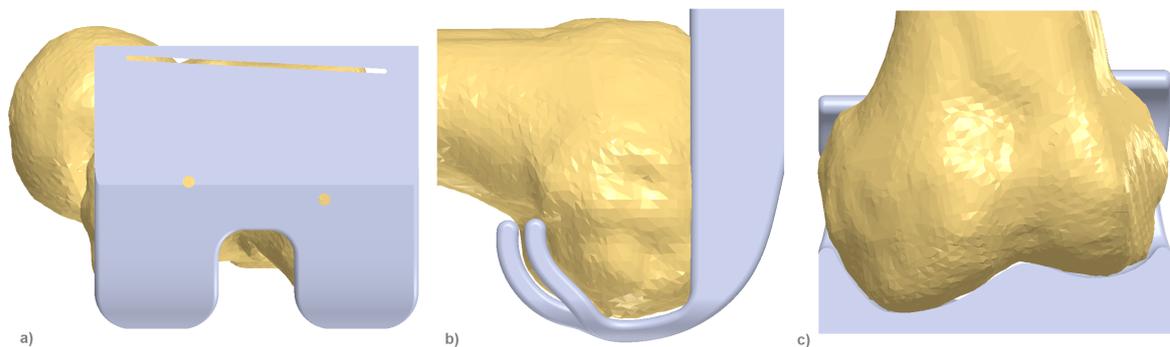


Figura 4.10: Segunda versão da primeira guia de corte.

Na **figura 4.11** e **figura 4.12** podem-se observar as segundas versões da segunda e terceira guias de corte.

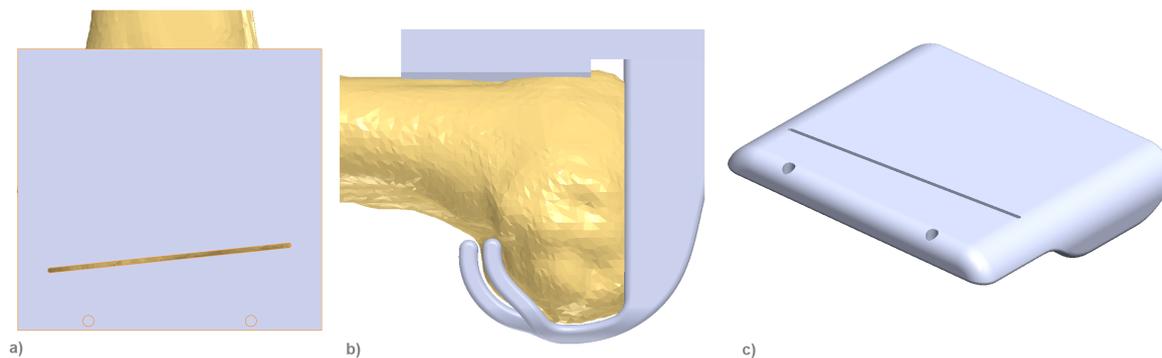


Figura 4.11: Segunda versão da segunda guia de corte.

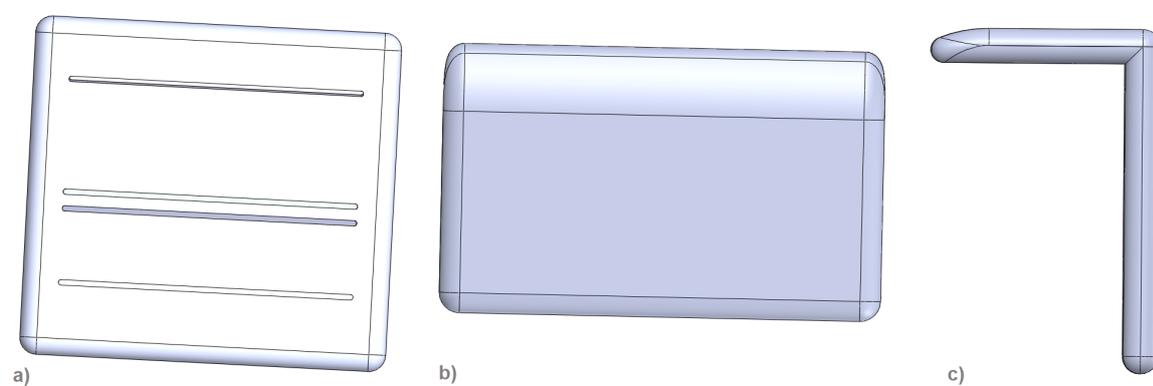


Figura 4.12: Segunda versão da terceira guia de corte.

Numa terceira abordagem das guias de corte, foi tido em conta tanto o procedimento da *Zimmer*[®] como da *Stryker Triathlon*[®]. A principal diferença entre estes procedimentos é a ordem pela qual é feita os cortes. Segundo o procedimento da *Stryker Triathlon*[®], o primeiro corte que é realizado é o corte distal, seguindo-se dos cortes dos côndilos e chanfros anteriores e posteriores. Seguindo também este procedimento, foi construída uma terceira versão das guias de corte.

Primeiramente, tal como já foi referido, foi calculado o ângulo entre o eixo anatómico e o eixo mecânico, como apresentado na **figura 4.13 a)**, tendo sido obtido um valor de 6.23° . A seguir, foi calculado o ângulo de rotação externa da componente femoral, utilizando como referência a linha transepicondilar, tendo sido obtido um valor de 7.62° , como apresentado na **figura 4.13 b)**. Os orifícios, cuja função é marcar a rotação externa da componente femoral, foram colocados sobre esta linha.

4.2. CONCEÇÃO DAS GUIAS DE CORTE

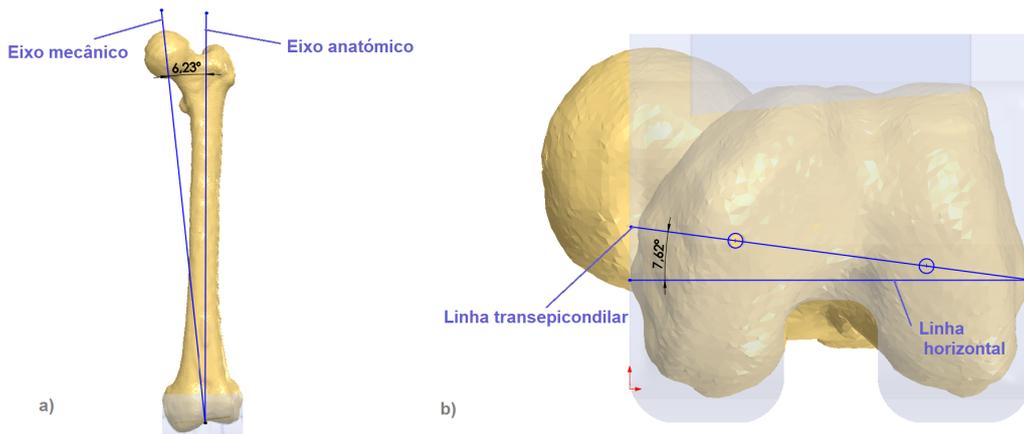


Figura 4.13: Obtenção do ângulo entre o eixo anatómico e o eixo mecânico, em a), e do ângulo de rotação externa, em b).

Deste modo, foi possível construir a primeira guia de corte femoral **figura 4.14**, com a qual se efetuou o corte distal do fêmur. Como é possível visualizar na **figura 4.14 a)**, a guia de corte, no seu interior, apresenta exatamente a forma lateral dos dois côndilos femorais, e na **figura 4.14 b)** é possível observar que a guia de corte, no seu plano frontal, também apresenta precisamente a forma do fêmur. De notar que a ranhura presente na **figura 4.14 b)** apresenta uma inclinação de 6.23° , pois o corte distal é perpendicular ao eixo mecânico, e permite remover 8 mm de espessura na parte distal do fêmur, dado que a prótese final apresenta 8 mm de espessura. Esta configuração interior da guia de corte permite o encaixe único desta no fêmur. De reparar também que, na **figura 4.14 c)**, os orifícios presentes na guia também foram alinhados com o eixo mecânico do fêmur.

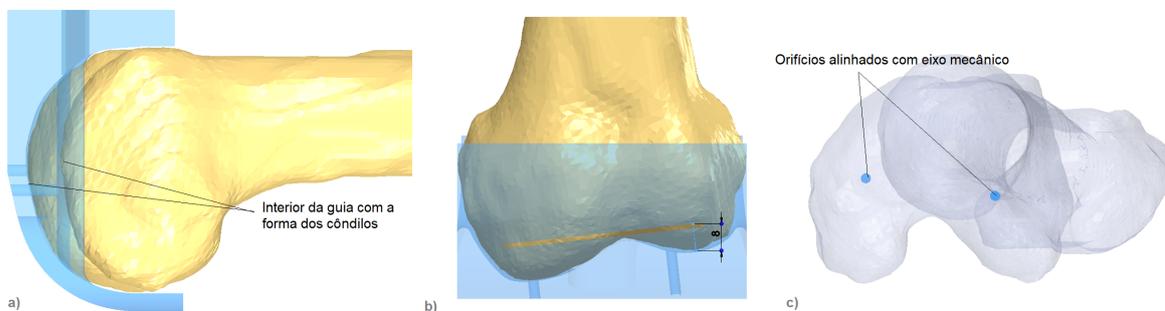


Figura 4.14: Visão sagital (a) e frontal (b) da primeira guia de corte femoral. Em c) é possível observar-se o alinhamento dos orifícios feitos na guia de corte com o eixo mecânico.

Na **figura 4.15** está representada a forma final da primeira guia de corte.

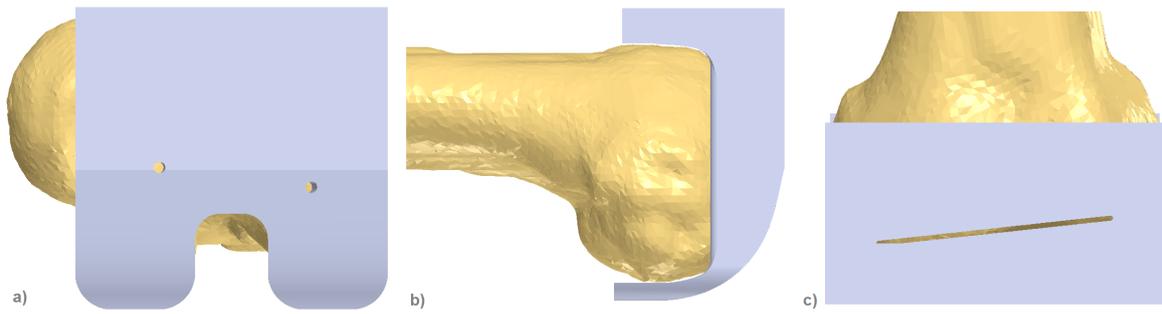


Figura 4.15: Estrutura final da primeira guia de corte femoral, com visão transversal (a)), sagital (b)) e frontal (c)).

Após a realização do corte distal (**figura 4.16 a**)), foi criado um perfil cujas dimensões exteriores são as dimensões interiores do perfil da prótese final, como apresentado na **figura 4.16 b**). A estrutura deste perfil teve como base a forma da prótese fabricada pela *Stryker Triathlon*[®], apresentada mais à frente neste capítulo. Posteriormente, esse perfil foi anexado ao plano que representa o corte distal para que este estivesse no sítio correto na superfície distal (**figura 4.16 c**)).

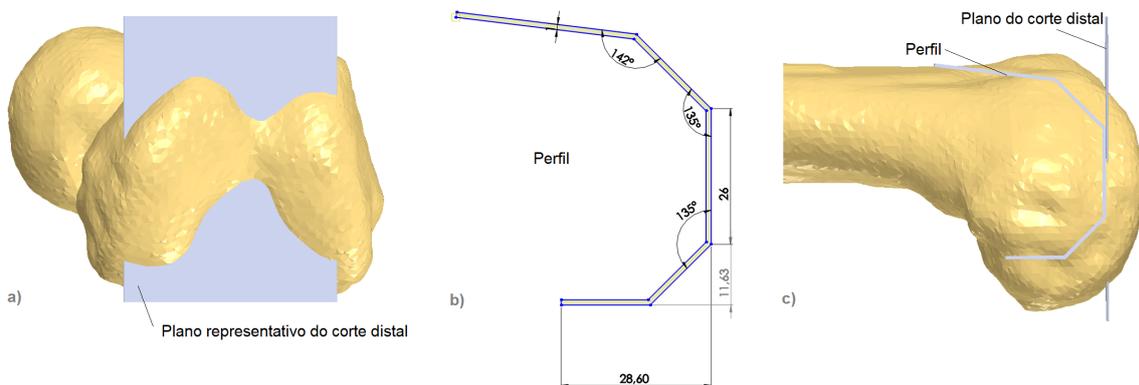


Figura 4.16: Representação do corte distal (a)), do perfil utilizado para a marcação dos restantes cortes femorais (b)) e acoplamento deste perfil ao plano que representa o corte distal para fixar a sua posição na superfície distal (c)).

A posição deste perfil e, conseqüentemente, da prótese final, foi definida de acordo com algumas referências. Uma das referências, como já foi referido anteriormente, foi a sua colocação no local exato do corte distal. Uma segunda referência foi a colocação vertical do perfil de maneira a que fosse feito um corte de 8 mm do côndilo posterior (pois a prótese final tem 8 mm de espessura) e de maneira a que, na parte anterior do fêmur, não intersetasse o córtex anterior (**figura 4.17 a**)). Na **figura 4.17 b**) pode-se ver a quantidade total de osso que seria removido com os cortes femorais.

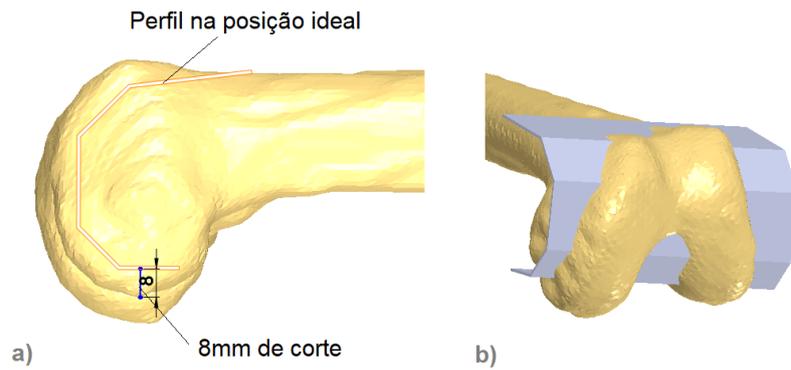


Figura 4.17: Representação dos cortes femorais. Em **a)** observa-se a colocação do perfil na posição tendo em conta algumas referências, como um corte de 8 mm dos côndilos posteriores e a não interseção dos cortes no córtex anterior. Em **b)** está representada a quantidade de osso que seria removida com a realização dos cortes.

Após a obtenção da posição ideal da prótese, foi anexado ao perfil um bloco retangular, como se pode observar na **figura 4.18 a)**, bloco esse que representa a segunda guia de corte femoral. Ao anexar a segunda guia de corte ao perfil utilizado para determinar a posição da prótese, foi possível determinar, com a máxima exatidão, a posição das ranhuras através das quais se vão efetuar os cortes, como está demonstrado na **figura 4.18 b)**. Com esta configuração, foi também possível determinar a posição dos buracos na guia de corte (**figura 4.18 c)**).

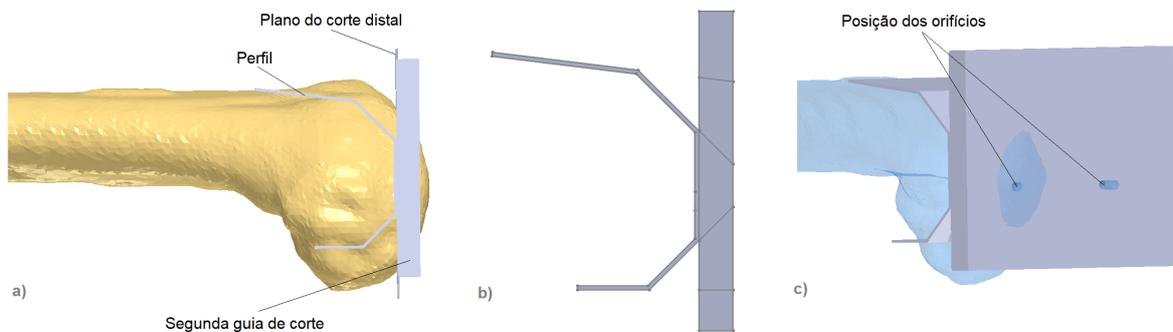


Figura 4.18: Em **a)** pode-se observar o anexo da segunda guia de corte ao perfil utilizado para determinar a posição da prótese. Este anexo permite determinar com exatidão a posição das ranhuras na guia para realizar os cortes, como se verifica em **b)**. Em **c)** pode ver-se a determinação do local dos orifícios onde se colocam os parafusos que fixam a guia no fémur.

Na **figura 4.19** estão representadas as diferentes vistas da segunda guia femoral final, onde se podem observar quatro ranhuras através das quais se realizam os cortes dos côndilos anteriores, chanfros anteriores, chanfros posteriores e côndilos posteriores, e os orifícios onde se colocam os parafusos que fixam a guia de corte no fémur.

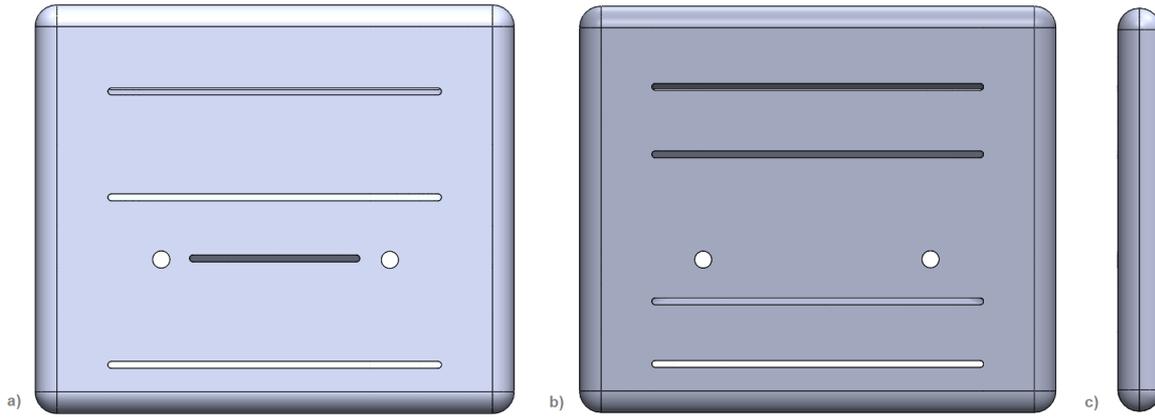


Figura 4.19: Representação da configuração da segunda guia de corte femoral, sendo **a)** a vista frontal, **b)** a vista traseira e **c)** a vista lateral.

Relativamente à prótese final que serviu de guia para a criação do perfil anteriormente referido, esta encontra-se representada na **figura 4.20 a)** e representa a estrutura da prótese fabricada pela *Stryker Triathlon*[®], retirada do protocolo cirúrgico da mesma. Como não existe qualquer referência relativamente aos ângulos do interior da referida prótese, utilizando o *Solidworks* foi possível determinar esses ângulos. Obtidos estes ângulos e tendo em conta que a espessura da prótese é de 8 mm, foi criado um esboço para a prótese final, esboço esse representado na **figura 4.20 b)**. Na **figura 4.20 c)** encontra-se representada a estrutura principal da prótese femoral.

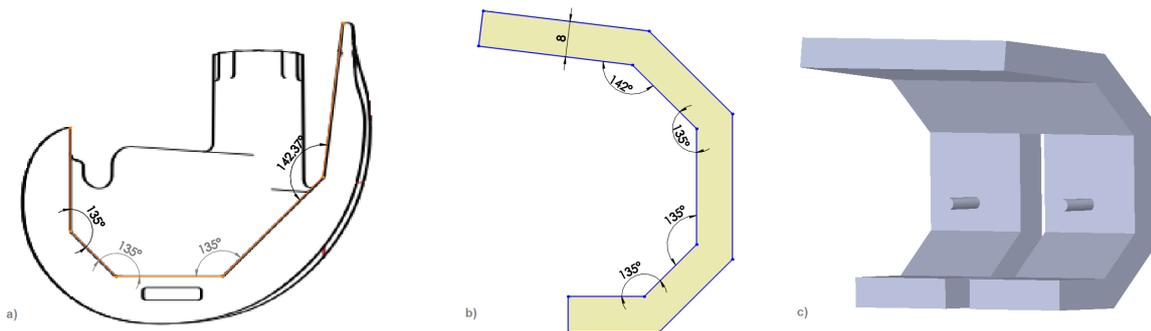


Figura 4.20: Referências para a construção da prótese femoral. Em **a)** está representada a estrutura da prótese fabricada pela *Stryker Triathlon*[®], onde se podem observar os ângulos do interior da mesma, obtidos através do *Solidworks*. Em **b)** está representado o perfil da prótese construída em *Solidworks*, tendo em conta os ângulos anteriormente referidos e a espessura de 8 mm. Em **c)** está representada a estrutura principal da prótese do fémur.

Na **figura 5.14** pode-se observar a prótese femoral final.

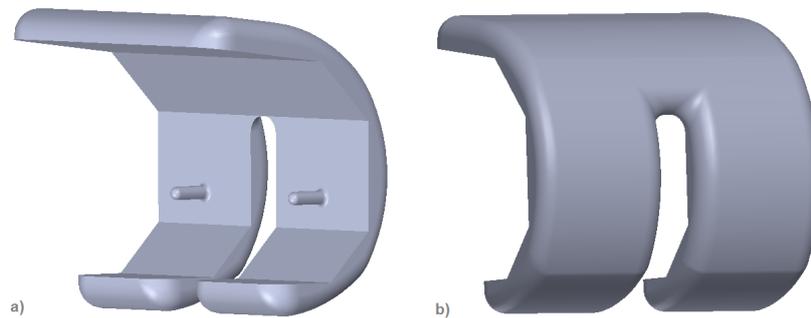


Figura 4.21: Representação da prótese femoral final, com vista frontal em **a)** e vista traseira em **b)**.

4.2.2 Conceção das guias de corte tibiais

No caso da tibia, foi feito o alinhamento do plano frontal com o eixo mecânico da tibia (**figura 4.22 a)**), sendo que tudo o que foi construído no plano frontal é paralelo ao eixo mecânico da tibia e tudo o que foi construído no plano transversal é perpendicular ao eixo da tibia (**figura 4.22 b)**).

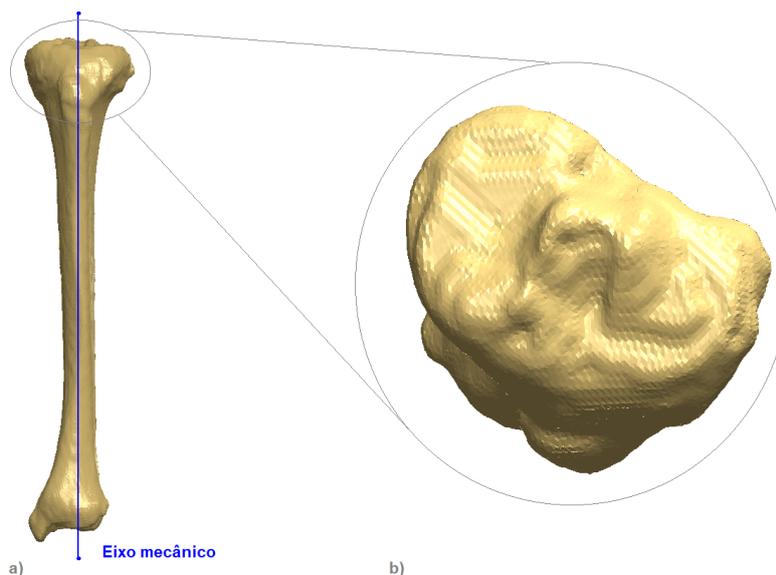


Figura 4.22: Alinhamento tibial. Em **a)** está representado o alinhamento do plano frontal com o eixo mecânico da tibia e, em **b)**, o alinhamento do plano transversal paralelamente ao eixo mecânico da tibia.

Tendo em conta o que foi apresentado anteriormente, foi realizada a construção da primeira versão da guia de corte tibial, apresentada na **figura 4.23**. Como se pode observar, existem duas ranhuras na guia de corte, ranhuras essas colocadas de maneira a poder ser escolhido o corte de 2 mm a partir do cômulo mais gasto ou o corte de 10 mm a partir do cômulo menos gasto.

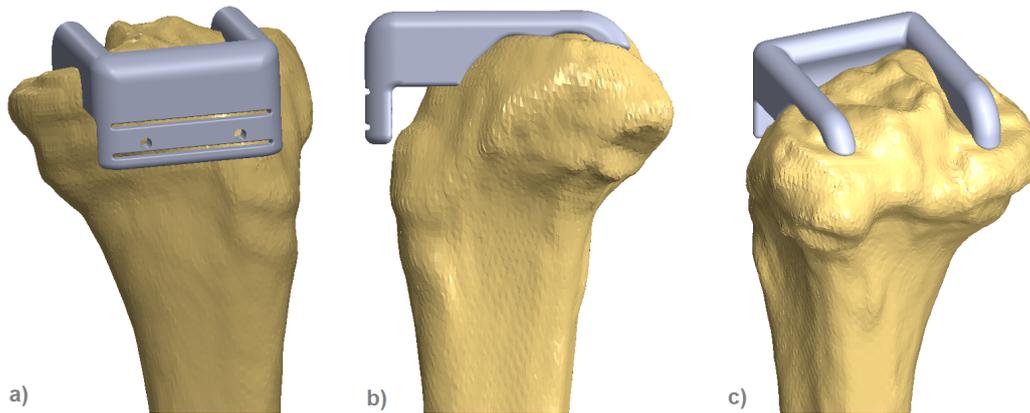


Figura 4.23: Primeira versão da guia de corte tibial.

No entanto, esta primeira versão apresentava alguma instabilidade, principalmente ao nível do prato tibial. Desta forma, na construção da segunda versão da guia de corte, foi adicionado um terceiro "braço" na zona frontal do prato tibial, como se pode observar na **figura 4.24**. Esta configuração proporcionou uma maior estabilidade da guia durante a realização do corte. Novamente, as ranhuras foram posicionadas de modo a permitir escolher entre o corte de 2 mm ou 10 mm de profundidade.

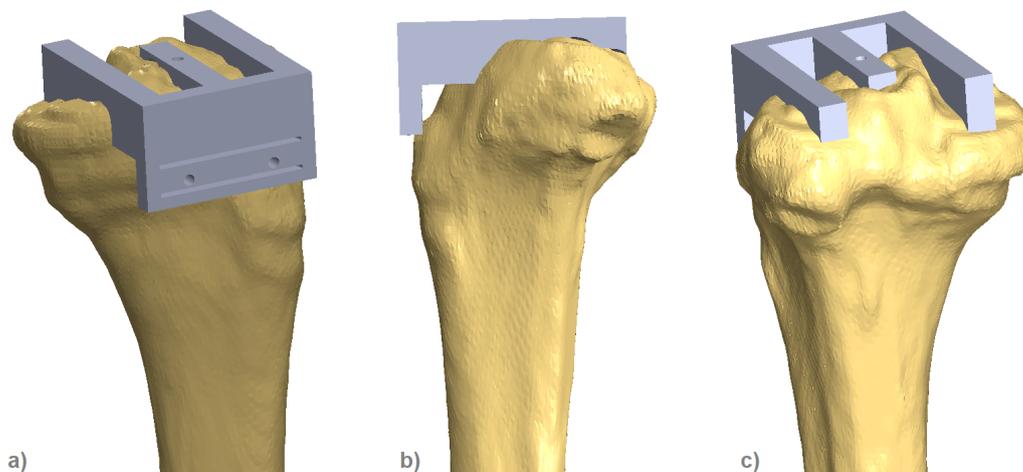


Figura 4.24: Segunda versão da guia de corte tibial.

4.2. CONCEÇÃO DAS GUIAS DE CORTE

Com o intuito de aumentar ainda mais a estabilidade da guia de corte, foi feita uma terceira versão da mesma, na qual foi adicionado um perfil lateral mais conformado à tibia do que o das versões anteriores, como se pode observar na **figura 4.25 c)**. A guia apresenta exatamente o perfil da tibia na região da tuberosidade tibial e exatamente o perfil do prato tibial nos três "braços" que nele apoiam. Com esta configuração, existe apenas um encaixe possível desta na guia na parte proximal da tibia.

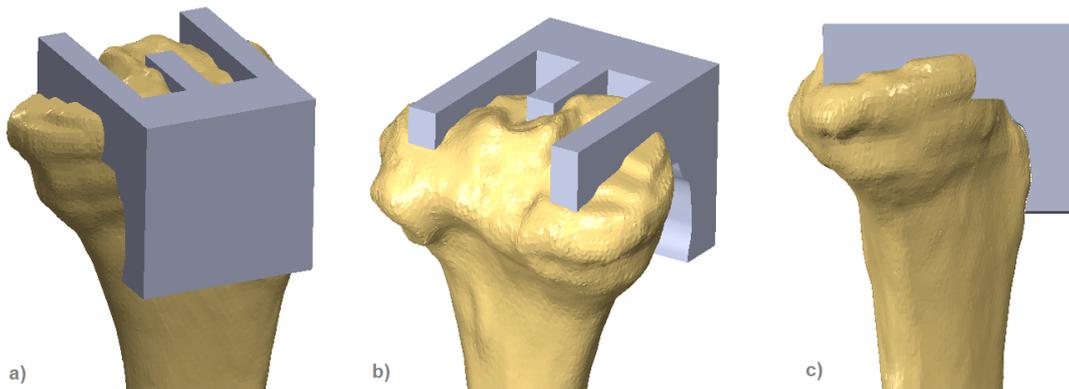


Figura 4.25: Vista frontal (**a**), traseira (**b**) e lateral (**c**) da guia de corte tibial, respectivamente. Como se pode constatar, possui exatamente o perfil da tibia, para que o encaixe na mesma seja único.

Para determinação da posição da ranhura de corte, inicialmente foram encontradas as posições que correspondessem ao ponto mais baixo do côndilo tibial mais gasto e do côndilo tibial menos gasto. Isto porque foi necessário garantir pelo menos um corte de 2 mm a partir do ponto mais baixo do côndilo mais gasto e pelo menos um corte de 10 mm a partir do ponto mais baixo do côndilo menos gasto. As posições desses pontos estão representadas na **figura 4.26**, onde se pode ver, na **figura 4.26 a)**, a marcação de 2 mm de corte a partir do ponto mais baixo do côndilo mais gasto e, na **figura 4.26 b)**, a marcação de 10 mm a partir do ponto mais baixo do côndilo menos gasto.

Verificou-se que, caso se optasse por um corte de 2 mm a partir do côndilo mais gasto, não se garantia um corte de pelo menos 10 mm a partir do côndilo menos gasto. Assim, optou-se pela marcação da ranhura de maneira a realizar um corte de 10 mm a partir do côndilo menos gasto. No que diz respeito à inclinação posterior do corte tibial, decidiu-se que esta fosse de 0° .

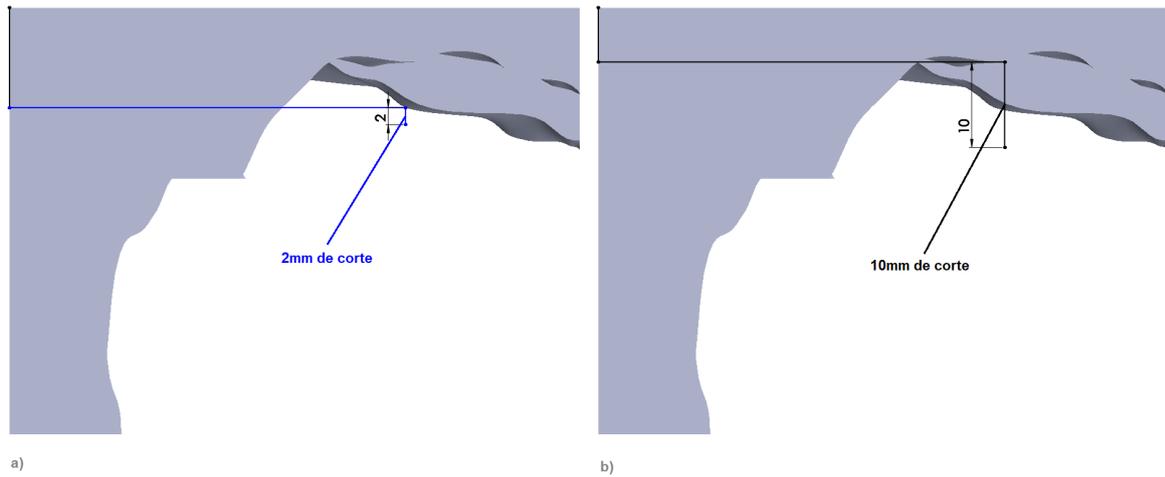


Figura 4.26: Determinação da posição do ponto mais baixo no côndilo tibial mais gasto (a) e da posição do ponto mais baixo no côndilo tibial menos gasto (b).

Desta forma, obteve-se a configuração final da guia de corte tibial, representada na **figura 4.27**.

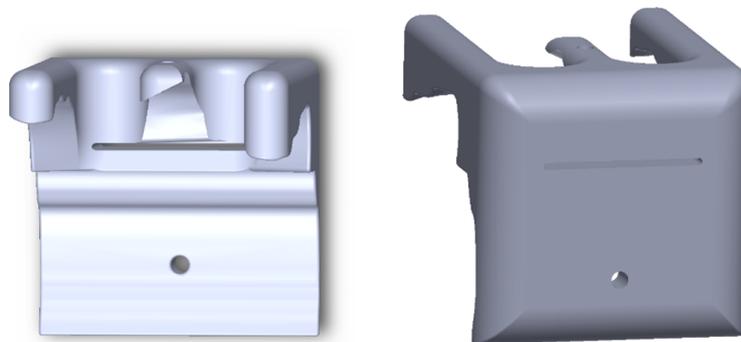


Figura 4.27: Configuração final da guia de corte tibial com vista frontal e traseira, respectivamente, onde se observa a ranhura colocada para realizar um corte de 10 mm a partir do côndilo tibial menos gasto e com dois orifícios onde se colocam os parafusos que fixam a guia na tíbia.

4.3 Modelos 3D finais

Construídas todas as guias de corte necessárias para a realização dos cortes femorais e tibiais, foram impressos o fêmur, a tíbia e respectivas guias de corte. Na figura que se segue é possível observar-se a impressão de duas guias de corte, **à esquerda**, e de um osso, **à direita**.

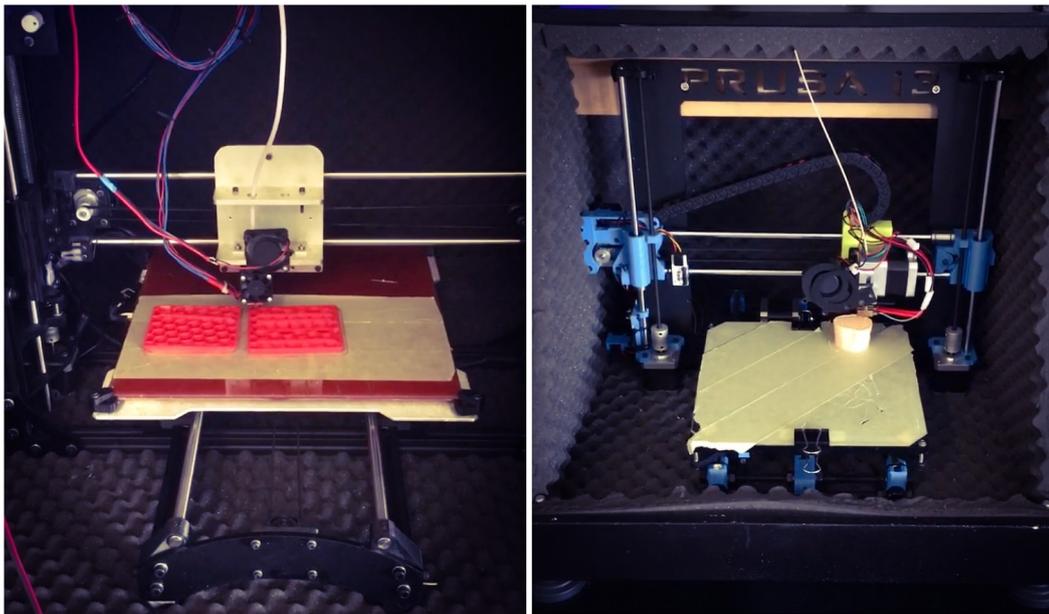


Figura 4.28: Representação da impressão de duas guias de corte, **à esquerda**, e de um osso, **à direita**.

Na **figura 4.29** estão representadas, nas duas imagens **à esquerda**, o modelo final do fêmur e, nas duas imagens **à direita**, o modelo final da tíbia.



Figura 4.29: Modelos finais do fêmur e da tíbia.

Nas **figuras 4.30** e **4.31** estão representadas, a primeira e segunda guias de corte do fêmur, respetivamente.



Figura 4.30: Modelo final da primeira guia de corte, com a qual se efetua o corte distal do fémur.



Figura 4.31: Modelo final da segunda guia de corte, com a qual se efetuam os restantes cortes femorais: côndilos e chanfros anteriores e posteriores.

Nas **figura 4.32** está representada o modelo da prótese femoral. Esta serviu de exemplo para mostrar que esta encaixa exatamente nos cortes femorais realizados com as guias de corte.

Na **figura 4.33** está representada a guia de corte utilizada para fazer o corte da superfície proximal da tibia.

4.4. CORTES EFETUADOS COM AS GUIAS DE CORTE ESPECÍFICAS

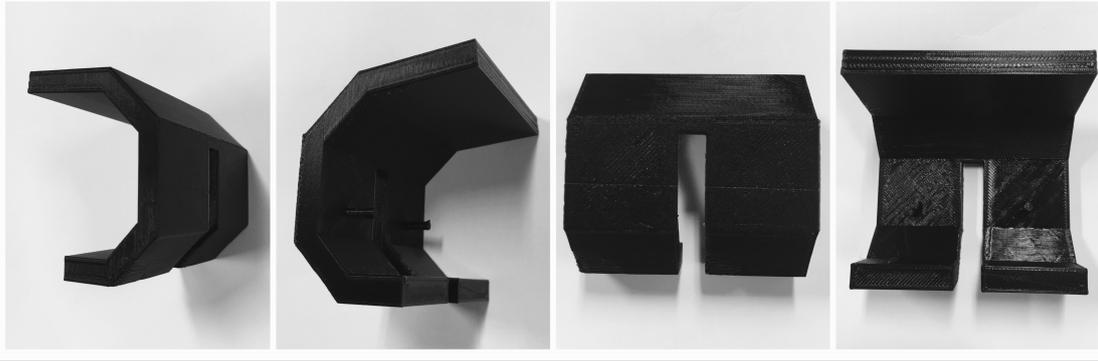


Figura 4.32: Modelo final da prótese femoral.

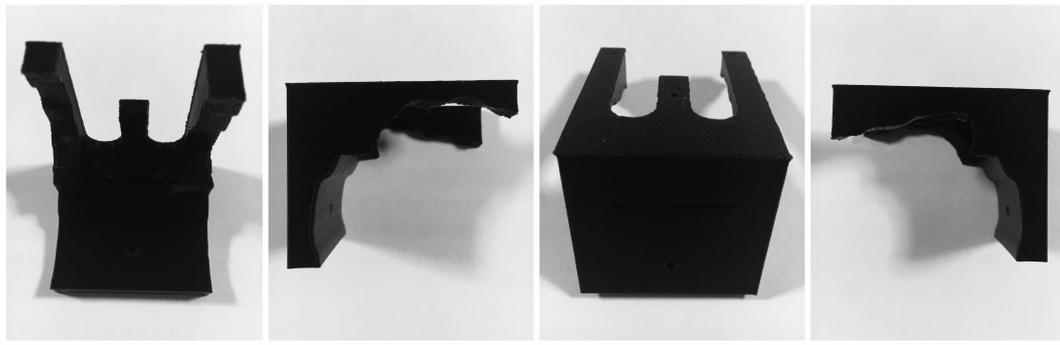


Figura 4.33: Modelo final da guia com a qual se faz o corte da superfície proximal da tibia.

4.4 Cortes efetuados com as guias de corte específicas

Após a impressão dos modelos 3D apresentados anteriormente, realizaram-se os cortes femorais e tibiais. Na **figura 4.34** encontram-se representados todos os materiais utilizados na realização dos cortes: **à esquerda**, os modelos 3D e, **à direita**, a máquina de corte.



Figura 4.34: Representação de todos os modelos finais impressos, **à esquerda**, e da máquina que se utilizou para realizar os cortes, **à direita**.

No que diz respeito aos cortes, o primeiro passo foi colocar a primeira guia de corte no fémur, como representado na **figura 4.35**. Esta guia permitiu realizar o corte distal do fémur.

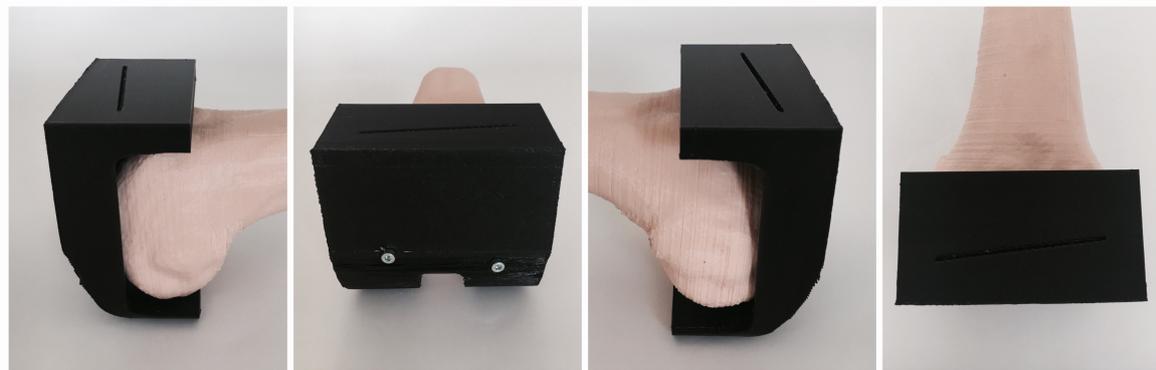


Figura 4.35: Colocação da primeira guia de corte no fémur para corte distal.

O resultado obtido no corte distal encontra-se demonstrado na **figura 4.36**, nas duas imagens **à esquerda**. Seguidamente, colocou-se a segunda guia de corte, como apresentado na **figura 4.36**, nas duas imagens **à direita**), com a qual se efetuou o corte dos côndilos e chanfros posteriores e anteriores.



Figura 4.36: Corte distal do fémur e colocação da segunda guia de corte.

Realizados todos os cortes femorais, o resultado final foi o apresentado na **figura 4.37**, nas duas imagens **à esquerda**. Com o intuito de mostrar que a prótese final encaixa nos cortes realizados com as guias, pode-se observar, nas **figuras 4.37**, nas duas imagens **à direita**, e **4.38** a colocação da prótese, verificando-se que esta encaixa perfeitamente no fémur.

4.4. CORTES EFETUADOS COM AS GUIAS DE CORTE ESPECÍFICAS



Figura 4.37: Resultado final dos cortes do fémur e colocação da prótese final.



Figura 4.38: Colocação da prótese do fémur.

Por fim, efetuou-se o corte da superfície proximal da tíbia, colocando-se a guia como apresentado na **figura 4.39**. O resultado final deste corte está representado na **figura 4.40**.

Em termos de **validação**, todos os alinhamentos utilizados na construção das guias femorais e tibiais foram revistos e aprovados pelo Doutor Pedro Marques, responsável pela ATJ no Centro Cirúrgico de Coimbra.

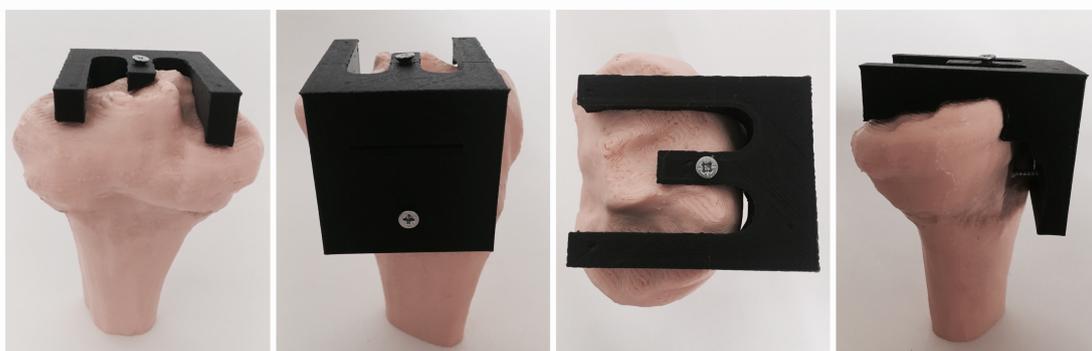


Figura 4.39: Colocação da guia de corte na tíbia para realizar o corte da superfície proximal.

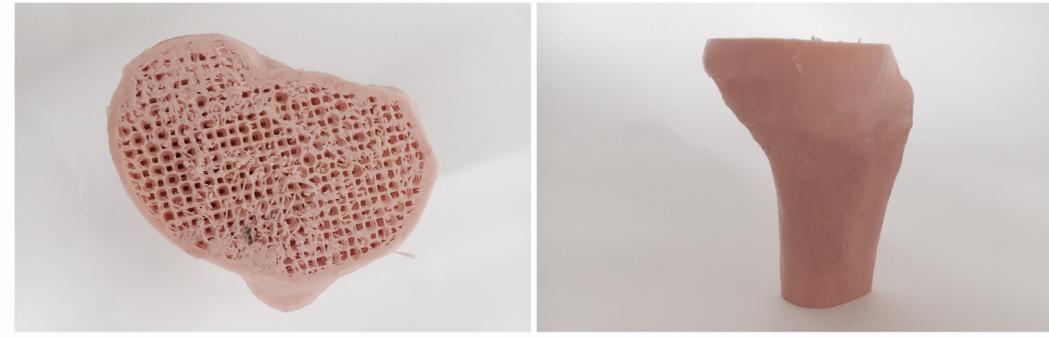


Figura 4.40: Resultado final do corte proximal da tíbia.

Comparando o número de guias utilizadas no procedimento da *Zimmer*[®] e da *Stryker Triathlon*[®] com as guias de corte específicas, podemos verificar, através da **tabela 4.1**, que, utilizando as guias de corte específicas, existe uma diminuição significativa do número de instrumentos utilizados durante a cirurgia. Para além do número de guias, alguns instrumentos de perfuração e de verificação de alinhamentos também podem deixar de ser utilizados.

Tabela 4.1: Comparação entre o número de guias utilizadas no procedimento da *Zimmer*[®] e *Stryker Triathlon*[®] com o número de guias específicas.

	<i>Zimmer</i> [®]	<i>Stryker Triathlon</i> [®]	Guias específicas
Cortes femorais	5	5	2
Cortes tibiais	3 (Intramedular)	3 (Intramedular)	1
	2 (Extramedular)	3 (Extramedular)	1

4.5 Biomateriais

Nos resultados atrás mencionados, o material utilizado para a impressão 3D, quer dos modelos anatómicos do fémur e da tíbia, quer as guias e implantes específicos, foi poli(ácido láctico) (PLA). Todavia, caso estes modelos 3D construídos fossem para utilização em ambiente clínico, este material não poderia ser utilizado, pois existem determinadas características fundamentais que os materiais utilizados em ambientes

clínicos necessitam de ter. Aos materiais que atuam em ambientes biológicos dá-se o nome de **biomateriais**.

4.5.1 Biomateriais para fabricação de guias

No que diz respeito aos materiais utilizados na fabricação das guias de corte, estes não necessitam de possuir características tão específicas como as dos implantes, pois não são fabricados para fazerem parte integrante do organismo.

Assim, um dos materiais que poderia ser utilizado na fabricação das guias de corte são as poliamidas, como a poliamida 2200 [50]. As poliamidas são polímeros termoplásticos cujas unidades constituintes são unidas por grupos amidas. Estes polímeros possuem características ideais para aplicações biomédicas, como uma excelente capacidade de formação de fibras e um alto grau de cristalinidade que aumenta a força na direção da fibra. Para além destas, existem outras propriedades, tanto mecânicas como térmicas, que tornam este tipo de material ainda mais adequado para aplicações biomédicas. Algumas dessas características estão representadas na **tabela 4.2**.

Tabela 4.2: Propriedades mecânicas e térmicas da poliamida 2200 (Adaptado de: [51]).

Propriedades mecânicas e térmicas da poliamida 2200		
Módulo de tração	1700	MPa
Resistência à tração	48	MPa
Módulo de flexão	1500	MPa
Resistência à flexão	58	MPa
Ponto de fusão	172-180	°C

4.5.2 Processos de esterilização

Os instrumentos e equipamentos cirúrgicos são utilizados numa grande quantidade de cirurgias, o que faz com que estes estejam constantemente em contacto com diferen-

tes organismos. Infecções podem ser transmitidas através dos materiais caso estes não sejam devidamente esterilizados. A esterilização adequada dos instrumentos cirúrgicos, após cada uso, é imprescindível para eliminar todos os riscos de contaminação.

Existem alguns processos de esterilização, sendo os mais relevantes: esterilização por calor, esterilização química e esterilização por radiação [52]. No entanto, antes de esterilizar é necessário ter em conta quais os materiais que constituem o instrumento que se pretende esterilizar, pois alguns destes processos podem não ser os mais adequados para determinados tipos de materiais devido a determinadas características como, por exemplo, a temperatura de fusão.

De acordo com instruções de esterilização fornecidas pela *Zimmer*[®] e pela *Stryker Triathlon*[®], os materiais que não são de uso único devem ser esterilizados por **esterilização por calor húmido ou autoclave** [53, 54].

Segundo *Nabavi et al.* [50], o processo de esterilização da poliamida 2200 é o mesmo que o dos metais. Assim, o método de esterilização poderá ser por esterilização por calor húmido ou autoclave.

Esterilização por calor húmido ou autoclave é um processo no qual é utilizada uma câmara a alta temperatura (121°) e pressão. Os materiais são embalados de forma a que não haja contacto total do material com o vapor de água e são colocados dentro da câmara durante 15-20 minutos. Este processo deve ser realizado em vácuo [55].

4.6 Conclusão

Ao longo deste capítulo foram mostrados os resultados obtidos tanto para o modelo 3D como para as guias de corte específicas. Após as respetivas impressões, foram realizados os cortes femorais e tibiais. No caso do fémur, ao ter sido construída e impressa a prótese final, verificou-se que esta encaixou perfeitamente nos cortes feitos com as guias. Caso estas guias fossem utilizadas em ambiente clínico, o material

4.6. CONCLUSÃO

escolhido para a sua fabricação poderia ser poliamida 2200, material este que possui as características necessárias para este tipo de ambientes.

No capítulo que se segue estão apresentadas as conclusões gerais acerca da dissertação, assim como uma proposta de trabalho futuro.

Capítulo 5

Conclusões gerais

O trabalho desenvolvido nesta dissertação passou por obter o conhecimento de todo o processo que envolve a fabricação aditiva no planeamento e execução da cirurgia e, posteriormente, desenvolver as guias de corte específicas para a ATJ.

A utilização de fabricação aditiva, também conhecida como impressão 3D, em cirurgia foi dividida em três grupos: fabricação aditiva de modelos de órgãos antes da cirurgia para planeamento cirúrgico, fabricação aditiva de guias específicas do doente para substituir as guias de tamanho padrão e fabricação aditiva de implantes específicos do doente que são implementados no corpo do mesmo.

Esta dissertação focou-se principalmente no primeiro e segundo grupos. Como o caso de estudo foi a ATJ, numa primeira fase, foi indispensável compreender a anatomia do membro inferior, dando especial atenção à articulação do joelho. A articulação do joelho é bastante complexa, não só pelo facto de ser constituída por diversas estruturas, como o fémur, tíbia, patela, ligamentos, tendões e meniscos, mas também devido às relações/interações que estas estabelecem entre si. Quando alteradas, estas interações podem prejudicar o bom funcionamento da articulação que, levam à necessidade de intervir cirurgicamente. Desta forma, foi essencial conhecer os vários tipos de artroplastia existentes:

- Osteotomia;
- Artroplastia unicompartmental do joelho;
- Artroplastia bicompartimental do joelho;
- Artroplastia patelo-femoral;
- Artroplastia total do joelho.

Sendo o foco principal a ATJ, foi necessário, primeiramente, compreender todo o processo desde a obtenção dos ficheiros DICOM até à impressão do modelo 3D final, modelo este que, posteriormente, foi utilizado para a construção das guias específicas. Para a obtenção do modelo 3D, foi utilizado *software* específico, designado *3D Slicer*. Com este *software*, foi possível reconstruir o modelo 3D através dos ficheiros DICOM presentes no CD de ressonância magnética. Seguidamente, foi feita uma análise do procedimento tradicional utilizado neste tipo de cirurgia, tendo sido analisados detalhadamente os procedimentos tradicionais da *Zimmer*[®] e *Stryker Triathlon*[®], procedimentos esses que serviram de base para a construção das guias de corte específicas. Assim, utilizando o modelo 3D e tendo como base o procedimento cirúrgico tradicional de ATJ, foi possível construir as guias de corte específicas para o modelo 3D referido, utilizando o *software Solidworks*.

Assim, nesta dissertação foi desenvolvido o conhecimento acerca de todo o processo que envolve a fabricação aditiva no planeamento e execução da cirurgia e desenvolvido um procedimento alternativo para a construção de guias de corte específicas, procedimento este aprovado pelo Doutor Pedro Marques, responsável pela ATJ no Centro Cirúrgico de Coimbra.

Com o procedimento desenvolvido nesta dissertação, os cirurgiões deixam de ter a necessidade de escolher, entre os vários tamanhos padrão, qual a guia de corte que melhor se adequa ao doente e passa a confiar nas guias de corte desenhadas para cada caso clínico. A utilização de guias específicas em cirurgia tem como principais objetivos:

- Tentativa de diminuir o tempo de cirurgia [56], a perda de sangue [57, 58] e o tempo de estadia no hospital [58, 59];
- Utilização de uma menor quantidade de guias [60];
- Tentativa de diminuir os custos em material e em esterilização do mesmo [61];
- Tentativa de obtenção de melhor precisão no que diz respeito a alinhamentos comparativamente ao procedimento tradicional [62].

5.1 Trabalho futuro

O trabalho apresentado é uma importante contribuição para a utilização de fabricação aditiva na ATJ, pois representa um procedimento alternativo para a construção de guias de corte específicas.

Como trabalho futuro, uma primeira abordagem poderia ser a utilização de materiais como poliamida 2200, como sugerido no capítulo 4, na fabricação das guias de corte. Utilizando PLA na fabricação dos modelos e das guias, como foi feito nesta dissertação, ao realizar os cortes, o calor produzido pela oscilação horizontal da serra da máquina de corte fez com que houvesse fusão do material, culminando em cortes imprecisos. Assim, utilizando um material mais resistente e adequado como a poliamida 2200, ou outro com características idênticas, seria possível simular os cortes de uma forma mais eficaz.

Uma outra abordagem futura poderia ser a otimização da estrutura das guias, utilizando outro tipo de *software*. A utilização de ficheiros .stl no *software Solidworks* dificultou essa otimização, uma vez que algumas das ferramentas do *software* eram bloqueadas devido ao formato do modelo 3D. Assim, utilizando outro *software*, como por exemplo, o *Mimics* da *Materialise*, poderia colmatar algumas dessas dificuldades e obter guias esteticamente mais acessíveis.

Ao otimizar a construção das guias, um próximo passo poderia ser a fabricação de implantes específicos. Como demonstrado nesta dissertação para o caso do fémur, é possível construir guias de corte que permitam realizar cortes de acordo com as medidas exatas da componente metálica final. Dessa maneira, o desenvolvimento de implantes específicos e uma análise do melhor posicionamento dos mesmos no osso do doente poderia ser uma abordagem interessante.

Por fim, tal como feito para este caso de estudo, poderiam ser desenvolvidas guias de corte específicas para outro tipo de cirurgias, tornando-as cada vez mais precisas e viáveis.

Bibliografia

- [1] C. Schubert, M. C. van Langeveld, and L. A. Donoso, “Innovations in 3d printing: a 3d overview from optics to organs,” *British Journal of Ophthalmology*, vol. 98, no. 2, pp. 159–161, 2013.
- [2] B. C. Gross, J. L. Erkal, S. Y. Lockwood, C. Chen, and D. M. Spence, “Evaluation of 3d printing and its potential impact on biotechnology and the chemical sciences,” *Analytical Chemistry*, vol. 86, no. 7, pp. 3240–3253, 2014.
- [3] F. Rengier, A. Mehndiratta, H. von Tengg-Kobligk, C. M. Zechmann, R. Unterhinninghofen, H.-U. Kauczor, and F. L. Giesel, “3d printing based on imaging data: review of medical applications,” *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery*, vol. 5, no. 4, pp. 335–341, 2010.
- [4] A. Armillotta, P. Bonhoeffer, G. Dubini, S. Ferragina, F. Migliavacca, G. Sala, and S. Schievano, “Use of rapid prototyping models in the planning of percutaneous pulmonary valved stent implantation,” *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, vol. 221, no. 4, pp. 407–416, 2007.
- [5] A. Cohen, A. Laviv, P. Berman, R. Nashef, and J. Abu-Tair, “Mandibular reconstruction using stereolithographic 3-dimensional printing modeling technology,” *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, vol. 108, no. 5, pp. 661–666, 2009.

- [6] K. Mao, Y. Wang, S. Xiao, Z. Liu, Y. Zhang, X. Zhang, Z. Wang, N. Lu, Z. Shou-rong, and Z. e. a. Xifeng, “Clinical application of computer-designed polystyrene models in complex severe spinal deformities: a pilot study,” *European Spine Journal*, vol. 19, no. 5, pp. 797–802, 2010.
- [7] D. Schmauss, S. Haeberle, C. Hagl, and R. Sodian, “Three-dimensional printing in cardiac surgery and interventional cardiology: a single-centre experience,” *European Journal of Cardio-Thoracic Surgery*, vol. 47, no. 6, pp. 1044–1052, 2014.
- [8] M. Kusaka, M. Sugimoto, N. Fukami, H. Sasaki, M. Takenaka, T. Anraku, T. Ito, T. Kenmochi, R. Shiroki, and K. Hoshinaga, “Initial experience with a tailor-made simulation and navigation program using a 3-d printer model of kidney transplantation surgery,” *Transplantation Proceedings*, vol. 47, no. 3, pp. 596–599, 2015.
- [9] A. J. Hughes, C. DeBuitler, P. Soden, B. O’Donnchadha, A. Tansey, A. Abdulkarim, C. McMahon, and C. J. Hurson, “3d printing aids acetabular reconstruction in complex revision hip arthroplasty,” *Advances in Orthopedics*, vol. 2017, pp. 1–7, 2017.
- [10] N. V. Bardakos, “Customised jigs in primary total knee replacement,” *Orthopedic & Muscular System*, vol. s2, no. 01, 2014.
- [11] L. Mattei, P. Pellegrino, M. Caló, A. Bistolfi, and F. Castoldi, “Patient specific instrumentation in total knee arthroplasty: a state of the art,” *Annals of Translational Medicine*, vol. 4, no. 7, pp. 126–126, 2016.
- [12] K.-Y. Chan and Y.-H. Teo, “Patient-specific instrumentation for total knee replacement verified by computer navigation: A case report,” *Journal of Orthopaedic Surgery*, vol. 20, no. 1, pp. 111–114, 2012.
- [13] O. Cartiaux, L. Paul, B. G. Francq, X. Banse, and P.-L. Docquier, “Improved ac-

- curacy with 3d planning and patient-specific instruments during simulated pelvic bone tumor surgery,” *Annals of Biomedical Engineering*, vol. 42, no. 1, pp. 205–213, 2013.
- [14] F. Wilde, H. Hanken, F. Probst, A. Schramm, M. Heiland, and C.-P. Cornelius, “Multicenter study on the use of patient-specific cad/cam reconstruction plates for mandibular reconstruction,” *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery*, vol. 10, no. 12, pp. 2035–2051, 2015.
- [15] J. G. G. Dobbe, K. J. du Pré, P. Kloen, L. Blankevoort, and G. J. Streekstra, “Computer-assisted and patient-specific 3-d planning and evaluation of a single-cut rotational osteotomy for complex long-bone deformities,” *Medical & Biological Engineering & Computing*, vol. 49, no. 12, pp. 1363–1370, 2011.
- [16] “Customized knee implants.” <http://www.conformis.com/customized-knee-implants/products/>. (Acedido a 7 Agosto 2017).
- [17] “Patient-specific guides.” <http://www.materialise.com/en/medical/patient-specific-guides>. (Acedido a 7 Agosto 2017).
- [18] “Patient-specific implants.” <http://www.materialise.com/en/medical/patient-specific-implants>. (Acedido a 7 Agosto 2017).
- [19] C. Townley and L. Hill, “Total knee replacement,” *AJN, American Journal of Nursing*, vol. 74, no. 9, pp. 1612–1617, 1974.
- [20] G. J. Tortora and B. H. Derrickson, *Principles of Anatomy and Physiology, 14th Edition*. Wiley, 14 ed., 2014.
- [21] J. C. Branco, A. M. Rodrigues, N. Gouveia, M. Eusébio, S. Ramiro, P. M. Machado, L. P. da Costa, A. F. Mourão, I. Silva, and P. e. a. Laires, “Prevalence of rheumatic and musculoskeletal diseases and their impact on health-related quality of life, physical function and mental health in portugal: results from epireumapt-

- a national health survey,” *RMD Open*, vol. 2, no. 1, p. 5, 2016.
- [22] C. G. Helmick, D. T. Felson, R. C. Lawrence, S. Gabriel, R. Hirsch, C. K. Kwok, M. H. Liang, H. M. Kremers, M. D. Mayes, and P. A. e. a. Merkel, “Estimates of the prevalence of arthritis and other rheumatic conditions in the united states: Part i,” *Arthritis & Rheumatism*, vol. 58, no. 1, pp. 15–25, 2007.
- [23] H. Maradit Kremers, D. R. Larson, C. S. Crowson, W. K. Kremers, R. E. Washington, C. A. Steiner, W. A. Jiranek, and D. J. Berry, “Prevalence of total hip and knee replacement in the united states,” *The Journal of Bone and Joint Surgery-American Volume*, vol. 97, no. 17, pp. 1386–1397, 2015.
- [24] P. Cram, X. Lu, S. L. Kates, J. A. Singh, Y. Li, and B. R. Wolf, “Total knee arthroplasty volume, utilization, and outcomes among medicare beneficiaries, 1991-2010,” *JAMA*, vol. 308, no. 12, p. 1229, 2012.
- [25] S. Kurtz, K. Ong, E. Lau, F. Mowat, and M. Halpern, “Projections of primary and revision hip and knee arthroplasty in the united states from 2005 to 2030,” *The Journal of Bone and Joint Surgery-American Volume*, vol. 89, no. 4, pp. 780–785, 2007.
- [26] L. Lippert, *Studyguide for Clinical Kinesiology and Anatomy*. F.A. Davis Company, 5 ed., 2011.
- [27] N. Palastanga and R. Soames, *Anatomy and human movement*. Churchill Livingstone, 6 ed., 2012.
- [28] K. P. Moses and M. Moninka, *Atlas of Clinical Gross Cnatomy*. Elsevier/Saunders, 2 ed., 2013.
- [29] F. Paulsen and J. Waschke, *Sobotta atlas of human anatomy*. Elsevier/Urban & Fischer, 15 ed., 2011.

- [30] K. L. Moore, A. M. R. Agur, A. F. Dalley, and K. L. Moore, *Essential Clinical Anatomy*. Wolters Kluwer, 5 ed., 2015.
- [31] A. M. Gilroy, B. R. MacPherson, M. Voll, and K. Wesker, *Atlas of Anatomy*. Thieme, 2008.
- [32] P. K. Levangie and C. C. Norkin, *Joint Structure And Function*. F. A. Davis Company, 5 ed., 2011.
- [33] H. Ellis and V. Mahadevan, *Clinical Anatomy*. Wiley-Blackwell, 13 ed., 2013.
- [34] A. M. R. Agur and A. F. Dalley, *Grant's Atlas of Anatomy*. Wolters Kluwer, 13 ed., 2013.
- [35] J. Gosling, P. Harris, J. Humpherson, I. Whitmore, and P. Willan, *Human Anatomy*. Elsevier/Saunders, 6 ed., 2017.
- [36] W. N. Scott, *Insall & Scott Surgery of the Knee*. Elsevier/Saunders, 5 ed., 2012.
- [37] “Triathlon total knee replacement system.” <http://www.stryker.com/en-us/products/Orthopaedics/KneeReplacement/Primary/Triathlon/index.htm>. (Acedido a 7 Agosto 2017).
- [38] F. Geiger, H. Mau, M. Kruger, and M. Thomsen, “Comparison of a new mobile-bearing total knee prosthesis with a fixed-bearing prosthesis: a matched pair analysis,” *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery*, vol. 128, no. 3, pp. 285–291, 2008.
- [39] Y.-H. Kim, H.-K. Kook, and J.-S. Kim, “Comparison of fixed-bearing and mobile-bearing total knee arthroplasties,” *Clinical Orthopaedics and Related Research*, vol. 392, pp. 101–115, 2001.
- [40] A. Ladermann, A. Lubbeke, R. Stern, N. Riand, and D. Fritschy, “Fixed-bearing versus mobile-bearing total knee arthroplasty: A prospective randomised, clinical

- and radiological study with mid-term results at 7 years,” *The Knee*, vol. 15, no. 3, pp. 206–210, 2008.
- [41] A. J. Price, J. L. Rees, D. Beard, E. Juszczak, S. Carter, S. White, R. de Steiger, C. A. F. Dodd, M. Gibbons, and P. e. a. McLardy-Smith, “A mobile-bearing total knee prosthesis compared with a fixed-bearing prosthesis,” *The Journal of Bone and Joint Surgery*, vol. 85, no. 1, pp. 62–67, 2003.
- [42] C.-F. Luo, “Reference axes for reconstruction of the knee,” *The Knee*, vol. 11, no. 4, pp. 251–257, 2004.
- [43] J. J. Cherian, B. H. Kapadia, S. Banerjee, J. J. Jauregui, K. Issa, and M. A. Mont, “Mechanical, anatomical, and kinematic axis in tka: Concepts and practical applications,” *Current Reviews in Musculoskeletal Medicine*, vol. 7, no. 2, pp. 89–95, 2014.
- [44] K. Subburaj, B. Ravi, and M. Agarwal, “Computer-aided methods for assessing lower limb deformities in orthopaedic surgery planning,” *Computerized Medical Imaging and Graphics*, vol. 34, no. 4, pp. 277–288, 2010.
- [45] P. L. Poilvache, J. N. Insall, G. R. Scuderi, and D. E. Font-Rodriguez, “Rotational landmarks and sizing of the distal femur in total knee arthroplasty,” *Clinical Orthopaedics and Related Research*, vol. 331, pp. 35–46, 1996.
- [46] R. A. Berger, H. E. Rubash, M. J. Seel, W. H. Thompson, and L. S. Crossett, “Determining the rotational alignment of the femoral component in total knee arthroplasty using the epicondylar axis,” *Clinical Orthopaedics and Related Research*, vol. ND;, no. 286, pp. 40–47, 1993.
- [47] M. C. Miller, R. A. Berger, A. J. Petrella, A. Karmas, and H. E. Rubash, “Optimizing femoral component rotation in total knee arthroplasty,” *Clinical Orthopaedics and Related Research*, vol. 392, pp. 38–45, 2001.

- [48] “Nexgen[®] complete knee solution intramedullary instrumentation surgical technique.” <http://www.zimmer.com/content/dam/zimmer-web/documents/en-US/pdf/surgical-techniques/knee/NexGen-IM-CR-LPS-Surgical-Technique-97-5973-102-00-Rev.-2-09-2005.pdf>. (Acedido a 7 Agosto 2017).
- [49] “Triathlon[®] knee system surgical protocol.” <https://www.strykermeded.com/media/1165/triathlon-surgical-protocol.pdf>. (Acedido a 7 Agosto 2017).
- [50] A. Nabavi, C. M. Olwill, M. Do, T. Wanasawage, and I. A. Harris, “Patient-specific instrumentation for total knee arthroplasty,” *Journal of Orthopaedic Surgery*, vol. 25, no. 1, pp. 1–8, 2017.
- [51] “Pa 2200.” https://www.shapeways.com/rrstatic/material_docs/mds-strongflex.pdf. (Acedido a 28 Setembro 2017).
- [52] S. Govindaraj and M. S. Muthuraman., “Systematic review on sterilization methods of implants and medical devices,” *International Journal of ChemTech Research*, vol. 8, no. 2, pp. 897–911, 2015.
- [53] “Orthopaedic reusable devices.” <http://www.zimmer.com/content/dam/zimmer-web/documents/en-US/pdf/medical-professionals/support/surgical-instrument-cleaning/orthopaedic-reusable-devices.pdf>. (Acedido a 7 Agosto 2017).
- [54] “Instructions for: Cleaning, sterilization, inspection and maintenance of reusable medical devices.” <http://www.stryker.com/en-us/products/Orthopaedics/IFU/index.htm>. (Acedido a 7 Agosto 2017).
- [55] W. Matthai and J. G. Black, *Microbiology: Principles and Applications*. Prentice Hall, 2 ed., 1993.
- [56] R. L. Barrack, E. L. Ruh, B. M. Williams, A. D. Ford, K. Foreman, and R. M. Nunley, “Patient specific cutting blocks are currently of no proven value,” *Journal of Bone and Joint Surgery - British Volume*, vol. 94-B, no. 11, pp. 95–99, 2012.

- [57] K. Bali, P. Walker, and W. Bruce, "Custom-fit total knee arthroplasty: Our initial experience in 32 knees," *The Journal of Arthroplasty*, vol. 27, no. 6, pp. 1149–1154, 2012.
- [58] B. Boonen, M. G. M. Schotanus, B. Kerens, W. van der Weegen, R. A. M. van Drumpt, and N. P. Kort, "Intra-operative results and radiological outcome of conventional and patient-specific surgery in total knee arthroplasty: a multicentre, randomised controlled trial," *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, vol. 21, no. 10, pp. 2206–2212, 2013.
- [59] K. Chareancholvanich, R. Narkbunnam, and C. Pornrattanamaneewong, "A prospective randomised controlled study of patient-specific cutting guides compared with conventional instrumentation in total knee replacement," *The Bone & Joint Journal*, vol. 95-B, no. 3, pp. 354–359, 2013.
- [60] W. G. Hamilton and N. L. Parks, "Patient-specific instrumentation does not shorten surgical time: A prospective, randomized trial," *The Journal of Arthroplasty*, vol. 29, no. 7, pp. 1508–1509, 2014.
- [61] A. M. DeHaan, J. R. Adams, M. L. DeHart, and T. W. Huff, "Patient-specific versus conventional instrumentation for total knee arthroplasty: Peri-operative and cost differences," *The Journal of Arthroplasty*, vol. 29, no. 11, pp. 2065–2069, 2014.
- [62] S. M. Howell, K. Kuznik, M. L. Hull, and R. A. Siston, "Results of an initial experience with custom-fit positioning total knee arthroplasty in a series of 48 patients," *Orthopedics*, vol. 31, no. 9, pp. 857–863, 2008.

