

UNIVERSIDADE DE LISBOA
FACULDADE DE CIÊNCIAS
DEPARTAMENTO DE FÍSICA



Ciências
ULisboa

**Impressão 3D de guias específicos femoral e tibial na
reconstrução do LCA**

João Miguel Guerreiro Pedro

Mestrado em Engenharia Biomédica e Biofísica

Dissertação orientada por:
Professor Doutor Nuno Matela
Doutor Thiago Aguiar

Agradecimentos

Gostaria de agradecer a todos, que me ajudaram, diretamente ou indiretamente a concluir este desafio, sem vocês não seria possível concluir a minha dissertação de mestrado. Um desafio nada fácil, cheio de altos e baixos, com muitos contratempos. Não poderia deixar de agradecer a mim mesmo, pela dedicação colocada sobre o projeto e comprometer-me com ele até ao fim, mesmo quando as probabilidades não estavam a meu favor.

Antes de mais, quero expressar o meu profundo agradecimento ao Engenheiro Délio Vicente, representante da empresa Jodrax, com uma experiência e conhecimento enorme em impressão 3D, demonstrou uma disponibilidade e ajuda inigualável. Sem ele, este projeto nunca teria sido finalizado, assim como, a sua equipa de engenheiros, Ana e o Pedro, que foram também fulcrais no desenvolvimento do projeto.

Gostaria também de agradecer ao meu orientador-interno da minha instituição de origem, a Faculdade de Ciências da Universidade de Lisboa, Prof. Doutor, Nuno Matela. A sua orientação foi essencial para enriquecer a profundidade e a qualidade do meu projeto. O professor sabe o quão complicado foi, mas, muito obrigado pelo seu apoio em levar este projeto até ao fim comigo.

Ao meu orientador-externo, muito obrigado Doutor Thiago Aguiar, por todo o conhecimento e experiência partilhada, sem você este projeto não tinha surgido.

A minha família, uma fonte de amor e apoio incondicional desde sempre. À minha mãe, Anabela, ao meu pai, José e ao meu irmão, André. Quero agradecer todo o vosso apoio e sacrifícios em prol da minha pessoa. Hoje, sou a pessoa que sou, devido a vocês. Obrigado por tudo, não existem palavras suficientes para expressar o quão agradecido sou. Muito obrigado!

Agradeço do fundo do coração aos meus amigos, por todos os momentos académicos e pessoais partilhados. Obrigado por todos os momentos de alegria e tristeza, que juntos fizeram-nos crescer, cada um à sua maneira. Impossível mencionar o nome de cada um, mas fica aqui registado alguns que pertencem aos seguintes grupos: “Po... Ca...” ; ”D... ; “Zé P...“; “ Alf...”; “ Mai...” ; “Es... e com...”. Amigos, cada um de vocês tem o seu lugar no meu coração, eternamente!

Agradeço também, a todas as pessoas que se cruzaram ao longo destes anos na minha vida, não pude mencionar o nome de todos, mas saibam que foram bastante importantes para mim, cada um à sua maneira. Aqueles que a vida nos fez afastar, obrigado, se foram especiais em determinada fase de vida, significarão muito para sempre.

Para terminar, muito obrigado por tudo o que passei, por tudo o que aprendi, lições que irei levar comigo, que tornar-me-ão uma melhor pessoa e profissional. Obrigado a todos!

Resumo

A reconstrução do Ligamento Cruzado Anterior (RLCA), é um tema bastante discutido no mundo da Ortopedia. Diferentes técnicas, abordagens, enxertos e localizações do *footprint* femoral e tibial, levantam imensas questões entre os profissionais especializados nesta cirurgia.

Recentemente, surgiu a criação de guias-específicos nas diferentes áreas da saúde e, na ortopedia, não foi exceção. Acredita-se e comprova-se, que a utilização destes guias, são uma mais-valia à prática cirúrgica e ao paciente.

Este projeto consistiu no desenvolvimento de guias-específicos, femoral e tibial, por impressão 3D, com base em imagens de Tomografia Computorizada (TC) e Ressonância Magnética (RM), para obter modelos de alta qualidade dos ossos e ligamento. Estes guias, são um complemento à instrumentação cirúrgica já existente, Stryker VersiTomic®.

Em termos práticos, consistiu na reprodução dos apontadores da instrumentação mencionada. A obtenção dos modelos do fêmur, tíbia e LCA, pelas imagens de TC e RM. Fundiu-se os modelos, identificou-se a localização do *footprint* no joelho lesado. Obteve-se um contorno ósseo, que acoplado às peças de encaixe, permitiu obter o guia-específico.

Este guia, tem como objetivo primordial, a exatidão da localização dos *footprints*, femoral e tibial, conseqüentemente, a localização dos túneis, durante o processo cirúrgico. Tal, possibilitará uma redução do tempo de cirurgia e facilidade no processo de identificação do footprint, uma vez que este é feito por referências superficiais ósseas (*landmarks*).

Os resultados foram bastante positivos, revelando a exatidão de localização do footprint, comparando o modelo digital com o modelo físico, uma vez que não foi possível validar em ambiente operatório. Existirão alguns erros associados, devido à aplicação de ferramentas manuais.

No entanto, o legado desta tese é, que serve como ponto de partida, para que no futuro outros investigadores possam recriar e melhorar alguns processos, com o objetivo de obtermos modelos específicos, cada vez mais exatos, melhorando a medicina individualizada.

Palavras-Chave: Ligamento Cruzado Anterior; Guia-específico; Fêmur; Tíbia; Impressão 3D;

Abstract

The reconstruction of the Anterior Cruciate Ligament (ACL) is a widely discussed topic in the field of Orthopedics. Different techniques, approaches, grafts, and the positioning of the femoral and tibial footprints raise numerous questions among specialists in this surgery.

Recently, the creation of patient-specific guides has emerged in various areas of healthcare, and orthopedics is no exception. It is believed and has been demonstrated that the use of these guides provides significant value to both surgical practice and the patient.

This project focused on the development of femoral and tibial patient-specific guides using 3D printing, based on Computed Tomography (CT) and Magnetic Resonance Imaging (MRI) to produce high-quality models of the bones and ligament. These guides serve as a complement to the existing Stryker VersiTomic® surgical instrumentation.

Practically, this involved the reproduction of the pointers from the mentioned instrumentation. The femur, tibia, and ACL models were obtained from CT and MRI images. These models were merged, and the footprint location on the injured knee was identified. A bone contour was created, which, combined with fitting parts, allowed to produce the specific guide.

The primary objective of this guide is to ensure the precise location of the femoral and tibial footprints and, consequently, the positioning of the tunnels during the surgical process. This would reduce surgery time and facilitate the identification of the footprint, as it is determined by superficial bone references (landmarks).

The results were highly positive, revealing accuracy in the footprint positioning by comparing the digital model with the physical model, as validation in a surgical environment was not possible. Some errors may be associated with the use of manual tools.

Nevertheless, the legacy of this thesis serves as a starting point for future researchers to replicate and improve certain processes, aiming to create increasingly precise patient-specific models, thereby advancing individualized medicine.

Keywords: Anterior Cruciate Ligament; patient-specific guides; Femur, Tibia, 3D Printing.

Índice

Agradecimentos	I
Resumo	II
Abstract.....	III
Índice	IV
Lista de figuras	VI
Lista de tabelas	XII
Lista de acrônimos	XIII
1. Introdução.....	1
1.1 Contexto e Motivação	1
1.2 Objetivos	2
1.3 Estrutura global	2
2. Fundamentos Teóricos.....	3
2.1 Articulação do Joelho	3
2.1.1 Osteologia do joelho	6
2.1.1.1 Fémur	6
2.1.1.2 Tíbia.....	7
2.2 Ligamento Cruzado Anterior.....	8
2.2.1 Cinemática do LCA.....	10
2.2.2 Lesões do LCA	10
2.2.3 Apresentação clínica e diagnóstico.....	11
2.2.4 Tratamento.....	14
2.3 Técnica cirúrgica convencional.....	14
2.3.1 Passo 1: planeamento pré-operativo	16
2.3.2 Passo 2 : posicionamento do paciente	16
2.3.3 Passo 3: remoção e preparação do enxerto	17
2.3.4 Passo 4: formação do túnel femoral.....	18
2.3.5 Passo 5: formação do túnel tibial	21
2.3.6 Passo 6: colocação do enxerto.....	23
2.3.7 Passo 7: Fixação do enxerto.....	23
2.3.8 Passo 8: verificação biomecânica e sutura dos portais/cortes cirúrgicos.....	24

3. Guias-específicos cirúrgicos por impressão 3D	26
4. Estado da arte	28
5. Materiais e Métodos	32
5.1 Requisitos necessários	32
5.2 Idealização do projeto	33
5.3 Softwares e aparelhos utilizados	34
5.4 Desenvolvimento do projeto	35
5.4.1 Scan, reprodução e impressão dos instrumentos operatórios	36
5.4.2 Segmentação óssea e ligamentar	39
5.4.3 Criação e impressão do modelo de trabalho / Sobreposição dos modelos RM com TC	43
5.4.4 Desenvolvimento do Guia-específico femoral	47
5.4.5 Desenvolvimento do Guia-específico tibial	51
5.4.6 Impressão de ambos os guias-específicos	53
6. Resultados e Discussão	56
7. Conclusão	62
Bibliografia	63
Anexo	71

Lista de figuras

FIGURA 2.1 - RESTRIÇÃO PRIMÁRIA A FORÇAS ÂNTERO-POSTERIORES, EXEMPLO DO LCM SUPERFICIAL. ADAPTADO DO LIVRO GRAY.[23]	3
FIGURA 2.2 - DIAGRAMA ILUSTRATIVO DA TAXONOMIA DA ARTICULAÇÃO DO JOELHO. [21], [23], [24].....	4
FIGURA 2.3 - AS TRÊS ARTICULAÇÕES PRESENTES NA ARTICULAÇÃO DO JOELHO - DUAS ARTICULAÇÕES FEMOROTIBIAIS (LATERAL E MEDIAL) E UMA FEMOROTIBIAL VISÍVEIS NA VISTA ANTERIOR (A) E VISTA POSTERIOR (B). ADAPTADO DO LIVRO MOORE.[21].....	5
FIGURA 2.4 - CINEMÁTICA DA ARTICULAÇÃO DO JOELHO DURANTE A MARCHA: ROLAMENTO E DESLIZAMENTO (FLEXÃO E TRANSLAÇÃO ANTERIOR). (A) EXTENSÃO: CONTACTO CENTRAL DO FÊMUR SOBRE A TÍBIA (F1 SOBRE T1). (B) FLEXÃO INICIAL: ROLAMENTO POSTERIOR, AGORA O CONTACTO SE MOVE PARA TRÁS, DE F2 SOBRE T2. (C) FLEXÃO PROFUNDA: O LCA IMPEDE QUE O FÊMUR ROLE MAIS PARA TRÁS, DE MODO QUE ELE AGORA DESLIZA SOBRE TÍBIA. ADAPTADO DO LIVRO GRAY. [23].....	5
FIGURA 2.5 - ANATOMIA DO FÊMUR DIREITO. (A) VISTA ANTERIOR. (B) VISTA POSTERIOR. ADAPTADO DO LIVRO DE MOORE.[21]	7
FIGURA 2.6 - ANATOMIA DA TÍBIA E FÍBULA DA PERNA DIREITA. (A) VISTA ANTERIOR. (B) VISTA POSTERIOR. ADAPTADO DO LIVRO MOORE. [21]	8
FIGURA 2.7 - A ARTICULAÇÃO DO JOELHO ESQUERDO. (A) FACE ANTERIOR EM FLEXÃO COMPLETA. (B) FACE POSTERIOR EM EXTENSÃO. ADAPTADO DO LIVRO GRAY. [23]	9
FIGURA 2.8 - RESTRIÇÃO PRIMÁRIA A FORÇAS ÂNTERO-POSTERIORES DO LCA. ADAPTADO DO LIVRO GRAY [23].....	9
FIGURA 2.9 - AVALIAÇÃO DA INSTABILIDADE AP DA ARTICULAÇÃO DO JOELHO. (A) AVALIAÇÃO PELO INSTRUMENTO KT-1000.ADAPTADO DE: (A) HTTPS://DRROBERTLAPRADEMD.COM/KT-1000-TESTING-FOR-ACL-TEAR/	10
FIGURA 2.10 - TESTE DE LACHMAN. ADAPTADO DE: [42].....	12
FIGURA 2.11 - TESTE PIVOT SHIFT. ADAPTADO DE: [44].....	12
FIGURA 2.12 - TESTE DA GAVETA ANTERIOR. ADAPTADO DE: [44]	13
FIGURA 2.13 - RESSONÂNCIA MAGNÉTICA DO JOELHO. (A) COM O LCA NORMAL; (B) COM ROTURA DO LCA. ADAPTADO DA FONTE: HTTPS://BUTTURIORTOPEDIA.COM.BR/LIGAMENTO-CRUZADO-ANTERIOR/	13
FIGURA 2.14 - TÉCNICA OUTSIDE-IN. A CRIAÇÃO DO TF OCORRE DE FORA PARA DENTRO, ATRAVÉS DA COLOCAÇÃO DO FIO-GUIA NO MESMO SENTIDO. ADAPTADO DE: [59].....	15
FIGURA 2.15 - DEMONSTRAÇÃO DAS TRÊS TÉCNICAS <i>ALL-INSIDE</i> . (A) TT, FORMAÇÃO DO TF DIRETAMENTE DO TÚNEL TIBIAL, COM O JOELHO A 90 GRAUS. (B) TH, UTILIZA O PORTAL TRANSTIBIAL COM UM SISTEMA DE ALARGAMENTO FLEXÍVEL E O GUIA <i>PATHFINDER</i> COLOCADO PELO PORTAL AM, PARA UMA COLOCAÇÃO DO TF MAIS ANATÓMICO. (C) TAM, FORMAÇÃO DO TF INDEPENDENTE DO TÚNEL TIBIAL E, UTILIZA UM GUIA COLOCADO PELO PORTAL AM PARA UMA COLOCAÇÃO MAIS ANATÓMICA. ADAPTADO DE: [59].....	15
FIGURA 2.16 - (A) - SUPORTE DE PERNA COLOCADO A 45° POSSIBILITANDO A HIPERFLEXÃO DO JOELHO. (B) COLOCAÇÃO DO SACO ESTÉRIL E DESINFECÇÃO DO JOELHO ESQUERDO LESADO. (C) MARCAÇÃO DOS PORTAIS CIRÚRGICOS NO JOELHO ESQUERDO LESADO (SETA PRETA REFERENTE AO LOCAL DA COLHEITA DO ENXERTO E SETA AMARELA O PORTAL ÂNTERO-LATERAL E SETA VERMELHA PORTAL ANTEROMEDIAL). ADAPTADO DE: (A)[56][57]	17

FIGURA 2.17 – REMOÇÃO E PREPARAÇÃO DO ENXERTO ESCOLHIDO. (A) INCISÃO PARA COLHEITA DA COMBINAÇÃO DOS TENDÕES SEMITENDÍNEO E O GRÁCIL DOS ISQUIOTIBIAIS. (B) TABULEIRO DE PREPARAÇÃO DO ENXERTO. (C) APLICAÇÃO DE TENSÃO E MEDIÇÃO DO COMPRIMENTO DO ENXERTO. ADAPTADO DE: (A) [57] (B) [FOTO TIRADA EM BLOCO OPERATÓRIO](C)[57].	17
FIGURA 2.18 - POSICIONAMENTO DOS PORTAIS CIRÚRGICOS CRIADOS NA CIRURGIA DE RECONSTRUÇÃO DO LCA POR ARTROSCOPIA, NO JOELHO DIREITO. VISTA ANTERIOR, O PORTAL ANTEROMEDIAL A AZUL E O PORTAL ÂNTERO-LATERAL A VERDE. ADAPTADO DE: [69].	18
FIGURA 2.19 – (A) COLOCAÇÃO DO GUIA FEMORAL, PARALELAMENTE À TÍBIA, COM O INTUITO DE TIRAR PROVEITO DA SUA CURVATURA. (B) FLEXÃO DO JOELHO, APROXIMADAMENTE A 100 GRAUS, E AVANÇO EM PEQUENOS INCREMENTOS DO FIO GUIA, PERFURANDO O FÊMUR. ADAPTADO DE: [69].	19
FIGURA 2.20 - ILUSTRAÇÃO DA TERMINOLOGIA ANATÔMICA DA ARTICULAÇÃO DO JOELHO. (A) QUANDO O JOELHO SE ENCONTRA NUMA EXTENSÃO TOTAL. (B) NA POSIÇÃO DE FLEXÃO EM 90° . ADAPTADO DE: [3]	19
FIGURA 2.21 – EXEMPLIFICAÇÃO DE ALGUMAS LANDMARKS PARA A LOCALIZAÇÃO DO FOOTPRINT DO LCA FEMORAL. (A) PAREDE LATERAL DA REGIÃO INTERCONDILAR, COM A DEMONSTRAÇÃO ÂNTERO-POSTERIOR DA CRISTA BIFURCADA LATERAL (<i>BIFURCATE RIDGE</i>), DIVIDINDO O FOOTPRINT DO LCA EM AM E PL, ENQUANTO A CRISTA INTERCONDILAR LATERAL (<i>LATERAL INTERCONDYLAR RIDGE</i>) CORRE NO SENTIDO PRÓXIMO-DISTAL. (B) FIXAÇÃO DO LCA NUM JOELHO DIREITO, POR POSIÇÕES DE ALTURA DE PROXIMAL-DISTAL E POR POSIÇÕES DE PROFUNDIDADE ÂNTERO-POSTERIOR. UM EXEMPLO DE ALTURA E PROFUNDIDADE PARA O CENTRO DO LCA ESTÁ REPRESENTADO PELAS LINHAS AMARELAS. (B1) EXEMPLIFICAÇÃO DE MEDIDAS MÉDIAS, EM MILÍMETROS, DO CENTRO DO LCA POR ALTURA, PROFUNDIDADE E DISTÂNCIAS HORIZONTAIS AOS BORDOS ANTERIOR E POSTERIOR DA CARTILAGEM (LOWEST POINT OF ARTICULAR CARTILAGE). V É ORTOGONAL AO EIXO HORIZONTAL E COMEÇA NO PONTO BAIXO. (C) MAPEAMENTO DO TÚNEL FEMORAL A PARTIR DO ÁPICE DA CARTILAGEM PROFUNDA (<i>ADC - APEX OF THE DEEP CARTILAGE</i>) POR LINHAS ALTAS (LINHA 1) E RASAS (LINHA 2). A LINHA 3 SERVE COM AJUSTE AO TAMANHO DO FÊMUR. (D) RADIOGRAFIA DE UM JOELHO DIREITO, COM SOBREPOSIÇÃO DE UMA GRELHA DE BERNARD E HERTEL. CADA PONTO CORRESPONDE A ABERTURAS DE TÚNEIS, SENDO O PONTO VERMELHO A MÉDIA DOS MESMOS. LOCALIZAÇÃO DO FOOTPRINT PELO CORNO POSTERIOR DO MENISCO LATERAL (<i>POSTERIOR HORN OF THE LATERAL MENISCUS</i>). ADAPTADO DE:[33], [34], [66], [81].	20
FIGURA 2.22 - MEDIÇÃO DO COMPRIMENTO DO TÚNEL FEMORAL, PELA TÉCNICA OUTSIDE-IN ATRAVÉS DO INSTRUMENTO DE PROFUNDIDADE A VERMELHO. B. UTILIZAÇÃO DE UMA BROCA FLEXÍVEL, QUE ACOMPANHA A TRAJETÓRIA DO FIO GUIA, PERFURANDO UMA PORÇÃO DO FÊMUR. C. VISUALIZAÇÃO INTERNA DO TÚNEL FEMORAL COM PRESERVAÇÃO DE 2MM DO FÊMUR. ADAPTADO DE: [56], [69]	21
FIGURA 2.23 - EXEMPLIFICAÇÃO DE ALGUMAS LANDMARKS PARA A LOCALIZAÇÃO DO FOOTPRINT DO LCA TIBIAL. (A) DO PONTO VISTA AXIAL, NO JOELHO DIREITO, É POSSÍVEL OBSERVAR: A , TUBÉRCULO INTERCONDILAR LATERAL; B, CRISTA INTERTUBERCULAR ANTERIOR OU CRISTA DO LCA TIBIAL; C, CRISTA INTERCONDILAR MEDIAL DA TÍBIA; D, TUBÉRCULO INTERCONDILAR MEDIAL; E, EMINÊNCIA INTERCONDILÓIDE (COLUNA TIBIAL); O ASTERISCO INDICA UMA ELEVAÇÃO PROXIMAL AO TUBÉRCULO INTERCONDILAR MEDIAL, POR VEZES DENOMINADA POR ESPINHA MEDIAL TIBIAL. (B) APÓS A DISSECAÇÃO DA TÍBIA, É POSSÍVEL OBSERVAR O FOOTPRINT DO LCA TIBIAL,	

ASSIM COMO ALGUMAS REFERÊNCIAS ÓSSEAS - RAIZ ANTERIOR DO MENISCO LATERAL (<i>ANTERIOR ROOT OF LATERAL MENISCUS</i>), ESPINHA TIBIAL LATERAL (<i>LATERAL TIBIAL SPINE</i>), RAIZ POSTERIOR DO MENISCO LATERAL (<i>POSTERIOR HORN OF LATERAL MENISCUS</i>), ESPINHA MEDIAL TIBIAL (<i>MEDIAL TIBIAL SPINE</i>) E LIGAMENTO INTERMENISCAL (<i>INTERMENISCAL LIGAMENT</i>).ADAPTADO DE: [4], [30].....	22
FIGURA 2.24 – DEMONSTRAÇÃO DA FORMAÇÃO DO TÚNEL TIBIAL. (A) COLOCAÇÃO DO GUIA TIBIAL PELO PORTAL ANTEROMEDIAL, COM A SUA EXTREMIDADE SUPERIOR ENCOSTADA AO FOOTPRINT TIBIAL. (B) PERFURAÇÃO DA TÍBIA POR AUXÍLIO DE UMA BROCA, QUE ACOMPANHA O FIO-GUIA, COM UM DIÂMETRO COINCIDENTE COM O ENXERTO A UTILIZAR. ADAPTADO DE: [69]	22
FIGURA 2.25 - A. DEMONSTRAÇÃO DO ILHÓ DE SUTURA QUE AGARRA A SUTURA ACOPLADA AO ENXERTO. B. COLOCAÇÃO DO ENXERTO NOS TÚNEIS, PUXANDO PELAS SUAS EXTREMIDADES. ADAPTADO DE: [69]	23
FIGURA 2.26 – DEMONSTRAÇÃO DO MECANISMO DE FIXAÇÃO DO ENXERTO POR SUSPENSÃO COM RECURSO AO ENDOBUTTON® NO FÊMUR. ADAPTADO DE: HTTPS://WWW.ORTOPRIMEMT.COM.BR/PRODUTO/ENDOBUTTON-AJUSTAVEL/	23
FIGURA 2.27 – (A) DEMONSTRAÇÃO DE DUAS VARIANTES DE PARAFUSOS DE INTERFERÊNCIA BIO – ABSORVÍVEIS NÃO-METÁLICOS. (B) DEMONSTRAÇÃO DO MECANISMO DE SUSPENSÃO NA TÍBIA, COM AUXÍLIO DO PROCESSO <i>BACK-UP</i> , POR UM PARAFUSO DE INTERFERÊNCIA. ADAPTADO DE: [69], [86].....	24
FIGURA 2.28 - (A) OBSERVAÇÃO DO POSICIONAMENTO DO ENXERTO NA REGIÃO INTERCONDILAR DA ARTICULAÇÃO DO JOELHO. (B) VERIFICAÇÃO DA ESTABILIDADE ÂNTERO-POSTERIOR DA ARTICULAÇÃO, PELA FLEXÃO E EXTENSÃO CÍCLICA. (C) VERIFICAÇÃO DA ESTABILIDADE ROTACIONAL DA ARTICULAÇÃO, POR ROTAÇÕES MEDIAIS E LATERAIS. [87], [88].....	24
FIGURA 2.29 – DEMONSTRAÇÃO DO RESULTADO DA CIRURGIA DE RECONSTRUÇÃO DO LCA POR ARTROSCOPIA, DE FEIXE ÚNICO, PELA TÉCNICA ALL-INSIDE E POR MECANISMOS DE FIXAÇÃO DO ENXERTO POR SUSPENSÃO EM AMBOS OS OSSOS. ADAPTADO DE: [75]	25
FIGURA 3.1 - TÉCNICA CIRÚRGICA DE DESCOMPRESSÃO GUIADA POR INSTRUMENTO ESPECÍFICO DO DOENTE. (A) CONFIGURAÇÃO CIRÚRGICA. (B) BLOCO DE LIGAÇÃO À TERRA FIXADO ÀS VÉRTEBRAS INDICADORAS L4/ L5. (C) PRIMEIRO GUIA DE OSTEOTOMIA FIXADO AO BLOCO DE SOLO. O OSTEÓTOMO COM PROFUNDIDADE LIMITADA FOI INSERIDO ATÉ QUE O GUIA IMPEDISSE UMA MAIOR PENETRAÇÃO DEVIDO À CONTACTO COM O ELEMENTO ALARGADOR DOS OSTEÓTOMOS. (D) SEGUNDO GUIA DE OSTEOTOMIA ACOPLÁVEL. (E) ESTADO FINAL DE UMA AMOSTRA APÓS DUAS DESCOMPRESSÕES À MÃO LIVRE (L2/L3 E L3/L4) E DUAS DESCOMPRESSÕES GUIADAS POR PSI (L4/L5 E L5/S1).[89]	27
FIGURA 4.1 - CONSTRUÇÃO DO MODELO DE LCA AFETADO USANDO IMAGENS BILATERAIS DO JOELHO (TECNOLOGIA DE FUSÃO DE IMAGENS). (A) O MODELO DE RECONSTRUÇÃO 3D DAS ARTICULAÇÕES BILATERAIS DO JOELHO; (B) PONTO DE REGISTO DOS OSSOS BILATERAIS DO JOELHO; (C) A IMAGEM ESPELHADA DO LCA DO JOELHO NÃO-LESADO FOI UTILIZADA PARA OBTER UM MODELO DO LCA AFETADO; (D) O MODELO DO OSSO E DO LCA AFETADOS. ADAPTADO DE: [5].....	28
FIGURA 4.2 – (A) O DESIGN DO MODELO DE NAVEGAÇÃO IMPRESSO EM 3D DO FÊMUR. (B) DESIGN DO GUIA TIBIAL. OBSERVAÇÃO ARTROSCÓPICA DO USO INTRAOPERATÓRIO DO MODELO DE NAVEGAÇÃO IMPRESSO EM 3D. (C) DO FÊMUR. (D) DA TÍBIA. (E) OBSERVAÇÃO ARTROSCÓPICA DO ENXERTO APÓS A RECONSTRUÇÃO. ADAPTADO DE: [5]	29

FIGURA 4.3 - RM ANOTADA DESTACANDO OS MARCOS ANATÔMICOS ANALISADOS (PONTOS VERMELHOS): A PEGADA FEMORAL NATIVA DO LCA DO PACIENTE (1) E A BORDA PROXIMAL (2), DISTAL (3) E POSTERIOR (4) DA CARTILAGEM ARTICULAR NA PAREDE LATERAL DO ENTALHE FEMORAL. AS SETAS PRETAS ASSOCIADAS AOS NÚMEROS BRANCOS REPRESENTAM AS DISTÂNCIAS DETERMINADAS PARA A CRIAÇÃO DO GUIA DO LCA: COMPRIMENTO INTERNO TOTAL DO GUIA (PROXIMAL AOS PONTOS DISTAIS DA CARTILAGEM FEMORAL, DISTÂNCIA 1) E A POSIÇÃO DA PEGADA FEMORAL NATIVA DO LCA EM RELAÇÃO AOS TRÊS PONTOS DA CARTILAGEM ARTICULAR (DISTÂNCIAS 2, 3 E 4). PONTO VERMELHO 1 (PF): PEGADA FEMORAL. PONTO VERMELHO 2: BORDA PROXIMAL DA CARTILAGEM ARTICULAR. PONTO VERMELHO 3: BORDA DISTAL DA CARTILAGEM ARTICULAR. PONTO VERMELHO 4: BORDA POSTERIOR DA CARTILAGEM ARTICULAR. DISTÂNCIA 1: PROXIMAL – DISTAL. DISTÂNCIA 2: PROXIMAL – PEGADA FEMORAL. DISTÂNCIA 3: DISTAL – PEGADA FEMORAL. DISTÂNCIA 4: POSTERIOR – PEGADA FEMORAL. ADAPTADO DE: [92]	30
FIGURA 4.4 – OS TRÊS GUIAS-ESPECÍFICOS DE CADA PACIENTE PARA A FORMAÇÃO DO TÚNEL FEMORAL NA RECONSTRUÇÃO DO LCA, EM TRÊS MATERIAIS DIFERENTES: AÇO INOXIDÁVEL 316L, PLÁSTICO PA220 E FOTOPOLÍMERO À BASE DE ACRÍLICO TRANSPARENTE. ADAPTADO DE: [92]	30
FIGURA 4.5 – PRINCIPAIS ETAPAS DA ABORDAGEM PROPOSTA. (A) ESTIMATIVA DO POSICIONAMENTO POR 3D, PELOS MARCADORES NO INTERIOR DA ARTICULAÇÃO. (B) RECONSTRUÇÃO 3D A PARTIR DOS PONTOS E CONTORNOS DA SUPERFÍCIE ÓSSEA. (C) REGISTO 3D, POSSIBILITANDO A OBTENÇÃO DE UM MODELO PRÉ-OPERATIVO. (D) INFORMAÇÃO DE ORIENTAÇÃO DO TÚNEL SOBREPOSTA NO VÍDEO ARTROSCÓPICO UTILIZANDO REALIDADE AUMENTADA. ADAPTADO DE: [93].....	31
FIGURA 5.1 - IDEALIZAÇÃO DA APLICAÇÃO DOS GUIAS-ESPECÍFICOS (PLASTICINA VERMELHA) PELOS INSTRUMENTOS CIRÚRGICOS (A. GUIA FEMORAL E B. GUIA TIBIAL) EM MOLDES ÓSSEOS IMPRESSOS EM 3D (A. FÊMUR E B. TÍBIA).	33
FIGURA 5.2 - SCAN 3D DA INSTRUMENTAÇÃO UTILIZADA NO BLOCO OPERATÓRIO NA CIRURGIA DA RECONSTRUÇÃO DO LCA, UTILIZANDO O APARELHO <i>EINSCAN-SP PLATINUM DESKTOP</i> . (A). GUIA FEMORAL. (B). GUIA TIBIAL.	36
FIGURA 5.3 - INTERFACE DO PROGRAMA EXSCAN S PRO, VERSÃO V3.1.2.0, APÓS A REALIZAÇÃO DO SCAN DOS GUIAS. (A) GUIA FEMORAL. (B) GUIA TIBIAL.	37
FIGURA 5.4 – MODELAÇÃO 3D DOS GUIAS UTILIZADOS NA RLCA. (A) GUIA FEMORAL. (B) GUIA TIBIAL.	37
FIGURA 5.5 - SOBREPOSIÇÃO DOS GUIAS MODELADOS E OS GUIAS DIGITALIZADOS NOS DIFERENTES PLANOS. (A) E (B) ALINHAMENTO DO GUIA FEMORAL MODELADO E DIGITALIZADO, SEM ANOMALIAS, EM DOIS PLANOS DIFERENTES. (C) E (D) ALINHAMENTO DO GUIA TIBIAL MODELADO E DIGITALIZADO, COM PEQUENA ANOMALIA NA EXTREMIDADE, EM DOIS PLANOS DIFERENTES.	38
FIGURA 5.6 - IMPRESSÃO 3D DO APONTADOR FEMORAL E TIBIAL, POR MEIO DA RESINA MENCIONADA ANTERIORMENTE E PELA TÉCNICA DE IMPRESSÃO LCD.	39
FIGURA 5.7 - LAYOUT DO SOFTWARE 3DSLICER, UTILIZADO PARA A SEGMENTAÇÃO DO PACIENTE POR IMAGENS DE TC. ESTÃO APRESENTADOS OS 3 PLANOS ANATÔMICOS DA TC (VERMELHO - PLANO AXIAL; VERDE - PLANO CORONAL; AMARELO - PLANO SAGITAL). NO CANTO SUPERIOR DIREITO, É POSSÍVEL OBSERVAR TRIDIMENSIONALMENTE, OS OSSOS DA REGIÃO DO JOELHO (FÊMUR, PATELA, TÍBIA E FÍBULA).	40

FIGURA 5.8 - MODELO 3D RESULTANTE DA SEGMENTAÇÃO POR TC. A VERDE É POSSÍVEL OBSERVAR O FÊMUR E A TÍBIA A VERMELHO. (A) VISTA POSTERIOR. (B) VISTA ANTERIOR.	41
FIGURA 5.9 - SEGMENTAÇÃO ÓSSEA E LIGAMENTAR DO JOELHO ESQUERDO (NÃO-LESADO) POR IMAGENS DE RM.	42
FIGURA 5.10 - MODELO 3D DA JOELHO NÃO-LESADO (AMARELO), ONDE É POSSÍVEL OBSERVAR O FÊMUR, TÍBIA E LCA. (A) VISTA POSTERIOR DA ARTICULAÇÃO. (B) VISTA ANTERIOR DA ARTICULAÇÃO.	42
FIGURA 5.11 - MODELO 3D DO JOELHO NÃO-LESADO (AMARELO) E DO JOELHO LESADO (CASTANHO-CLARO). (A) VISTA POSTERIOR DE AMBOS OS MODELOS; (B) VISTA ANTERIOR DE AMBOS OS MODELOS.	43
FIGURA 5.12 - DETERMINAÇÃO DO SUPOSTO LCA, POR APLICAÇÃO DE UM ESPELHO AO LIGAMENTO NATIVO DO JOELHO NÃO-LESADO. (A) APLICAÇÃO DE UM ESPELHO NO PONTO DE ORIGEM DE MODELO. (B) OBTENÇÃO DO LCA ESPELHADO. (C) O SEGMENTO DO LCA OBTIDO ISOLADO.	44
FIGURA 5.13 - SOBREPOSIÇÃO DE AMBOS OS MODELOS OBTIDOS POR RM, DO JOELHO LESADO E NÃO-LESADO. (A) VISTA POSTERIOR. (B) VISTA ANTERIOR.	44
FIGURA 5.14 - MODELO 3D DO JOELHO LESADO, COM SUPOSTA POSIÇÃO NATIVA DO LCA, POR RM. (A) VISTA POSTERIOR. (B) VISTA ANTERIOR.	45
FIGURA 5.15 - SOBREPOSIÇÃO DE AMBOS OS MODELOS, TC E RM, DO JOELHO LESADO, COM SUPOSTA POSIÇÃO NATIVA DO LCA, POR APLICAÇÃO DE UMA TRANSFORMADA MANUAL. (A) VISTA POSTERIOR DOS MODELOS. (B) VISTA ANTERIOR DOS MODELOS.	45
FIGURA 5.16 - MODELO 3D DO JOELHO LESADO, COM SUPOSTA POSIÇÃO NATIVA DO LCA, POR APLICAÇÕES DE IMAGENS DE TC PARA O FÊMUR E TÍBIA E, IMAGENS DE RM DO JOELHO CONTRALATERAL PARA IDENTIFICAR A POSIÇÃO DO LCA. (A) VISTA POSTERIOR DO MODELO DE TRABALHO. (B) VISTA ANTERIOR DO MODELO DE TRABALHO.	46
FIGURA 5.17 - IMPRESSÃO 3D DO FÊMUR E DA TÍBIA, PELAS IMAGENS DE TC, PARA FINS DEMONSTRATIVOS E PRÁTICOS AO PROJETO, PELO PROCESSO LCD, COM A RESINA K BLACK. (A) VISTA POSTERIOR DO FÊMUR E DA TÍBIA. (B) VISTA ANTERIOR DO FÊMUR E DA TÍBIA.	46
FIGURA 5.18 - DESENVOLVIMENTO DAS PEÇAS DE ENCAIXE AO APONTADOR, NO SOLIDWORKS. (A) PEÇA DO LADO DIREITO, CONSTITUÍDA POR 8 PINS. (B) PEÇA DO LADO ESQUERDO, COM FUROS CONCÊNTRICOS E COINCIDENTES AOS PINS.	47
FIGURA 5.19 - DESENVOLVIMENTO DAS PEÇAS DE ENCAIXE AO APONTADOR FEMORAL, NO SOLIDWORKS. (A) PEÇAS DE ENCAIXE, UNIDAS POR MACHOS E FÊMEAS. (B) PEÇAS DE ENCAIXE, UNIDAS PELOS PINOS E O CILINDRO COMO FATOR DE SEGURANÇA. (C) PEÇA DE ENCAIXE FINAL, MONTADA NO APONTADOR FEMORAL.	48
FIGURA 5.20 - POSICIONAMENTO DO APONTADOR FEMORAL A 55 GRAUS EM RELAÇÃO AO PLATÔ TIBIAL, COM AS PEÇAS DE ENCAIXE NO APONTADOR, PARA PROSSEGUIR COM O DESENVOLVIMENTO DA PEÇA DO <i>FOOTPRINT</i>	48
FIGURA 5.21 – DEMONSTRAÇÃO DO GUIA-ESPECÍFICO FEMORAL CRIADO. (A) PEÇA ESQUERDA (FÊMEA). (B) PEÇA DIREITA (MACHO). (C) DEMONSTRAÇÃO DA MONTAGEM DO GUIA.	49
FIGURA 5.22 - DEMONSTRAÇÃO DA APLICABILIDADE POSSÍVEL DO GUIA-ESPECÍFICO FEMORAL CRIADO, COLOCADO A 55 GRAUS EM RELAÇÃO AO CENTRO DA REGIÃO INTERCONDILAR, PARALELO AO PLATÔ TIBIAL.	50
FIGURA 5.23 - POSICIONAMENTO DO APONTADOR TIBIAL A 45 GRAUS EM RELAÇÃO AO PLATÔ TIBIAL, COMO MODELO PARA O DESENVOLVIMENTO DO GUIA-ESPECÍFICO DA TÍBIA.	51

FIGURA 5.24 - DEMONSTRAÇÃO DO GUIA-ESPECÍFICO TIBIAL CRIADO. (A) PEÇA ESQUERDA (FÊMEA). (B) PEÇA DIREITA (MACHO). (C) DEMONSTRAÇÃO DA MONTAGEM DO GUIA.	52
FIGURA 5.25 - DEMONSTRAÇÃO DA APLICABILIDADE POSSÍVEL DO GUIA-ESPECÍFICO TIBIAL CRIADO, ACOPLADO À INSTRUMENTAÇÃO, COLOCADO A 45 GRAUS À DIREITA DO PLATÔ TIBIAL.	53
FIGURA 5.26 - IMPRESSÃO 3D DE AMBOS OS GUIAS-ESPECÍFICOS, FEMORAL E TIBIAL, PELA TÉCNICA LCD, COM A RESINA M68 WHITE TOUGH ABS, PARA FINS PRÁTICOS E DEMONSTRATIVOS. (A) E (B) IMPRESSÃO DO GUIA-ESPECÍFICO FEMORAL, EM DIFERENTES PERSPETIVAS. (C) E (D) IMPRESSÃO DO GUIA-ESPECÍFICO TIBIAL, EM DIFERENTES PERSPETIVAS.	55
FIGURA 6.1 - DEMONSTRAÇÃO DA MONTAGEM DOS GUIAS-ESPECÍFICOS, NOS RESPETIVOS APONTADORES. À ESQUERDA, O GUIA FEMORAL. À DIREITA O GUIA TIBIAL.	56
FIGURA 6.2 – CONJUNTO DE MEDIDAS DA REGIÃO INTERCONDILAR DO FÊMUR, DO MODELO DE TRABALHO, NAS IMAGENS DE TC POR MEIO DO SOFTWARE <i>3D SLICER</i> . (A) DETERMINAÇÃO DAS MEDIDAS L_1 E L_2, NA REGIÃO INTERCONDILAR NO PLANO AXIAL. (B) VISUALIZAÇÃO 3D DAS MEDIDAS RETIRADAS AO MODELO DE TRABALHO. (C) MEDIDAS L_2 E L_3, NO PLANO CORONAL. (D) OBSERVAÇÃO DO PONTO L_2, NO PLANO SAGITAL, UMA VEZ QUE AS MEDIDAS SÃO PERPENDICULARES A ESTE PLANO, NÃO SE OBSERVADO TODO O SEU COMPRIMENTO.	57
FIGURA 6.3 – MEDIÇÃO NO FÊMUR IMPRESSO POR UMA CRAVEIRA, DE SENSIBILIDADE 0.1MM, NA MESMA REGIÃO QUE A MEDIDA L_1 DO FÊMUR SEGMENTADO.	58
FIGURA 6.4 – DETERMINAÇÃO DE ALGUMAS MEDIDAS NO FÊMUR PARA FINS COMPARATIVOS COM O MODELO IMPRESSO FÍSICO, ATRAVÉS DAS IMAGENS TC NO SOFTWARE <i>3D SLICER</i> . (A) DETERMINAÇÃO DAS MEDIDAS L_10 E L_9, REPRESENTANDO A LARGURA DOS CÔNDILOS, NO PLANO AXIAL. (B) VISUALIZAÇÃO 3D DAS MEDIDAS RETIRADAS. (C) DETERMINAÇÃO DAS MEDIDAS [L_5 – L_8], REPRESENTADO A ESPESSURA E ALTURA DOS CÔNDILOS, NO PLANO CORONAL. (D) DEMONSTRAÇÃO DAS MEDIDAS L_7 E L_9, NO PLANO SAGITAL.	58
FIGURA 6.5 - DETERMINAÇÃO DE ALGUMAS MEDIDAS DA TÍBIA PARA FINS COMPARATIVOS COM O MODELO IMPRESSO FÍSICO, ATRAVÉS DAS IMAGENS TC NO SOFTWARE <i>3D SLICER</i> . (A) DETERMINAÇÃO DA MEDIDA LT_4, REPRESENTANDO A LARGURA DO <i>FOOTPRINT</i> , NO PLANO AXIAL. (B) VISUALIZAÇÃO 3D DAS MEDIDAS RETIRADAS NA TÍBIA. (C) DETERMINAÇÃO DAS MEDIDAS LT_1 E LT_2, QUE REPRESENTA O COMPRIMENTO DO <i>FOOTPRINT</i> E DA TÍBIA, RESPETIVAMENTE, NO PLANO CORONAL. (D) DETERMINAÇÃO DA MEDIDA LT_3, QUE REPRESENTA A LARGURA DA TÍBIA, NO PLANO SAGITAL.	59
FIGURA 6.6 - MEDIÇÃO NA TÍBIA IMPRESSA POR UMA CRAVEIRA, DE SENSIBILIDADE 0.1MM, NA MESMA REGIÃO QUE A MEDIDA LT_2 DA TÍBIA SEGMENTADA.	60
FIGURA 6.7 - DEMONSTRAÇÃO DA QUALIDADE DE ENCOSTO, ENTRE OS GUIAS-ESPECÍFICOS E OS MODELOS IMPRESSOS. (A) QUALIDADE DE ENCOSTO DO GUIA-ESPECÍFICO FEMORAL. (B) QUALIDADE DE ENCOSTO DO GUIA-ESPECÍFICO TIBIAL.	61

Lista de tabelas

TABELA 2.1 - CLASSIFICAÇÃO POR GRAU DE GRAVIDADE DE LESÕES LIGAMENTARES.	11
TABELA 2.2 - DADOS BIOMECÂNICOS DOS PRINCIPAIS TIPOS DE ENXERTOS UTILIZADOS NA RECONSTRUÇÃO DO LCA. [22], [36], [40], [43], [51], [52], [53], [54].....	11
TABELA 5.1 - PROPRIEDADES MECÂNICAS DA RESINA K BLACK TOUGH ABS RESIN , UTILIZADA NA IMPRESSÃO DOS APONTADORES, TENDO EM CONTA O TIPO DE MÉTODO APLICADO.[100]	38
TABELA 5.2 - PROPRIEDADES MECÂNICAS, TÉRMICAS E ELÉTRICAS DO MATERIAL ABS-M30I™.[102].....	54
TABELA 5.3 - PROPRIEDADES MECÂNICAS DA RESINA M68 WHITE TOUGH ABS UTILIZADA NA IMPRESSÃO DE AMBOS OS GUIAS-ESPECÍFICOS, FEMORAL E TIBIAL.[103]	54
TABELA 6.1 - RESUMO DAS DIFERENTES MEDIDAS RETIRADAS DAS IMAGENS DE TC E DO MODELO IMPRESSO DO FÊMUR, NAS DIFERENTES REGIÕES, ASSIM COMO O ERRO ABSOLUTO E RELATIVO ASSOCIADO ÀS MESMAS.	59
TABELA 6.2 - RESUMO DAS DIFERENTES MEDIDAS RETIRADAS DAS IMAGENS DE TC E DO MODELO IMPRESSO, NAS DIFERENTES REGIÕES DA TÍBIA, ASSIM COMO O ERRO ABSOLUTO E RELATIVO ASSOCIADO ÀS MESMAS.	60

Lista de acrônimos

RLCA – Reconstrução do Ligamento Cruzado Anterior;

3D – *three- dimensional*;

LCA – Ligamento Cruzado Anterior;

TC – Tomografia Computorizada;

RM – Ressonância Magnética;

LCA – Ligamento Cruzado Anterior;

LCP – Ligamento Cruzado Posterior;

LCL – ligamento colateral lateral;

LCM – ligamento colateral medial;

LPF – ligamento poplíteofibular;

LPFM – ligamento patelofemoral medial;

AM – anteromedial;

PL – posterolateral;

RX – Raios-X;

TAT – translação anterior tibial;

AP – ântero-posterior;

TP – Tendão Patelar;

TI – Tendão Isquiotibial;

RX – Raio-X;

TF – Túnel femoral;

TT – Técnica transtibial;

TH – Técnica híbrida;

TAM – Técnica anteromedial;

mm – milímetros;

N – Newton;

LCD - *Liquid Crystal Display*.

1. Introdução

Este projeto tem como finalidade o desenvolvimento de um guia-específico, impresso em 3D, ajustado a anatomia do doente com o objetivo de obter uma reconstrução anatômica do ligamento cruzado anterior (LCA) do joelho durante a cirurgia artroscópica. Este capítulo é dedicado ao **Contexto e Motivação** (1.1), que levaram à realização do projeto, bem como os **Objetivos** traçados a alcançar e a **Estrutura global** deste relatório (1.3).

1.1 Contexto e Motivação

Nos dias de hoje, a reconstrução do LCA (RLCA) é um dos procedimentos cirúrgicos mais realizados na área da ortopedia, uma vez que a lesão deste ligamento é uma das mais frequentes, resultante das atividades do dia-a-dia e/ou da prática desportiva. [1]-[5]

Tal incidência, é justificada pela quantidade de lesões anuais registadas e o número de estudos realizados neste ligamento. Anualmente, são registadas mais de 200.000 roturas do LCA, nos Estados Unidos da América (EUA). E, relativamente aos estudos, quando pesquisado “*Anterior Cruciate Ligament (ACL)*”, em português, Ligamento Cruzado Anterior (LCA), no **PubMed**, site oficial dos EUA, um recurso de literatura biomédica e ciências da vida, existem mais de 8.000 estudos realizados, nos últimos 5 anos, sendo considerado o ligamento mais estudado do corpo humano. [6]-[11]

O procedimento cirúrgico tem vindo a melhorar com o passar dos anos, podendo-se afirmar que existe toda uma “história” associada a este procedimento. Entre os anos de 1970 e 1990, a reconstrução cirúrgica do LCA, era caracterizada por uma reconstrução não-anatômica extra-articular. Durante estes anos, houve melhorias nos tendões utilizados para o enxerto, assim como nos processos de fixação.[1], [11], [12],

No entanto, muitos autores começaram a verificar uma dor persistente, uma instabilidade (especialmente rotacional) e um meio termo para o desenvolvimento de osteoartrose. Assim, a partir de 1990, surgiu um grande interesse no estudo da reconstrução anatômica do LCA, de forma a mimetizar a formação original do LCA. O principal objetivo era uma melhor restauração, não só anatomicamente, mas também em relação à cinemática e biomecânica do joelho.[1], [11], [13], [14]

Uma das dificuldades na reconstrução anatômica corresponde à exatidão da inserção do enxerto, mais concretamente a direção e/ou orientação dos túneis femorais e tibiais, uma vez que existem diferenças anatômicas de pessoa para pessoa. Segundo diversos estudos, a colocação destes túneis, corresponde ao erro mais comum do processo cirúrgico. Entre [70-80] % dos erros em cirurgia, corresponde ao mau posicionamento dos túneis, segundo o grupo *Multicenter ACL Revision Study (MARS)*, provocando o aumento de stress e tensão no enxerto, alterações no seu comprimento e função, consequentemente uma instabilidade, que a longo prazo poderá provocar uma segunda rotura. [15]-[20],

Assim, uma reconstrução individualizada do LCA, mais concretamente, na etapa de formação do túnel femoral e tibial, poderá contribuir para melhores resultados clínicos.

1.2 Objetivos

Tal como é mencionado, no capítulo anterior, uma das dificuldades existentes no processo cirúrgico de reconstrução do LCA é a exatidão e precisão da localização dos túneis, femoral e tibial, pela posição nativa do footprint do paciente em questão. Assim, o objetivo primordial deste projeto, é o desenvolvimento de guias-específicos, ou seja, guias individualizados a cada paciente, que auxiliem o cirurgião a localizar de uma forma mais exata o footprint do paciente, para a criação dos túneis, femoral e tibial, para posteriormente, colocar o enxerto na melhor posição.

Por conseguinte, com o desenvolvimento destes guias, outros objetivos poderão ser alcançáveis. Acredito, que com o desenvolvimento dos mesmos, contribuirá para uma redução do tempo cirúrgico, uma vez que a definição desta posição é feita pela observação de *landmarks*, que, nuns pacientes poderão ser mais ou menos visíveis.

Por último, um outro objetivo que se pretende alcançar é uma verificação de uma melhor biomecânica de toda a articulação, fazendo a comparação entre um paciente, cujo processo cirúrgico realizou-se com um guia-específico e um paciente que não recorreu a tal guia.

1.3 Estrutura global

Este documento está dividido em sete capítulos, incluindo a presente **Introdução**, que contextualiza a temática e o problema existente que pretendo contribuir para a sua solução. De seguida, temos alguns **Fundamentos Teóricos** (capítulo 2) necessários para um melhor enquadramento e compreensão do leitor à metodologia adotada no desenvolvimento do projeto, assim como, os Erro! A origem da referência não foi encontrada. que contribuirão para uma melhor perspectiva do projeto a desenvolver. Posteriormente, os **Materiais e Métodos** (capítulo 5) adotados para o desenvolvimento do projeto e respetivos **Resultados** (capítulo 6). Por fim, a discussão dos resultados obtidos e, respetiva conclusão e algumas ideias de projetos futuros sob o projeto (**Conclusão**).

2. Fundamentos Teóricos

Neste capítulo serão apresentadas informações essencialmente teóricas sobre a **Articulação do Joelho**, sua anatomia e características gerais (2.1.1). De seguida, irei dar ênfase ao **Ligamento Cruzado Anterior**, o foco deste projeto, expondo algumas características (2.2.1), lesões (2.2.2), apresentação clínica (2.2.3) e possíveis tratamentos (2.2.4). Por fim, apresentarei a **Técnica cirúrgica convencional**, dividida em passos, para uma melhor compreensão do leitor da fase que este projeto incide.

2.1 Articulação do Joelho

A articulação do joelho é a maior e mais superficial articulação do corpo humano, classificada como sinovial do tipo gínglimo, permite movimentos de flexão e extensão, bem como uma rotação medial e lateral em torno de um eixo (uniaxiais). Esses movimentos são mediados por músculos como o quadríceps femoral, os flexores da perna e gastrocnémio.[21], [22]

Funcionalmente, a integridade desta articulação depende de restrições tanto ativas (musculotendíneas) quanto passivas (ligamentares) para manter a sua estabilidade. Aquando de uma força excessiva devido à contração dos músculos ou aplicação de uma carga externa, impinge um vetor de deslocamento nos ossos que, conseqüentemente, provoca uma distensão dos ligamentos que vão contrariar tais tensões, resistindo/inibindo o movimento ósseo, mantendo a articulação na sua posição anatômica e funcional. Em caso de falha destas restrições, por exemplo, devido a uma rotura do ligamento colateral medial (LCM), irá gerar uma instabilidade na articulação, causando um aumento anormal da amplitude de movimento (hiperflexibilidade excessiva). A estabilidade da articulação mediada pela restrição do LCM, pode ser observada na figura abaixo. [21], [22]

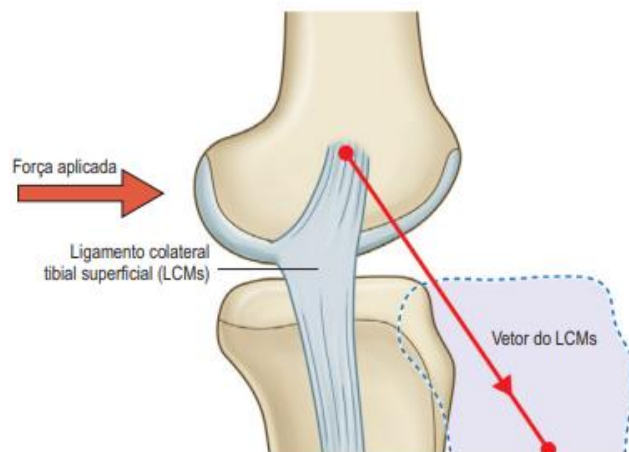


Figura 2.1 - Restrição primária a forças ântero-posteriores, exemplo do LCM superficial. Adaptado do livro Gray.[23]

Em termos ósseos, esta complexa articulação é composta pelo fêmur, tíbia, patela e fíbula. Os detalhes anatómicos relevantes estão apresentados na secção “2.1.1 - Os”. Para manter a sua estabilidade, esta articulação conta com um conjunto de elementos, incluindo um tendão, ligamentos, músculos e cartilagens.

Em termos ligamentares, esta articulação é estabilizada por: ligamento colateral lateral (LCL), ligamento colateral medial (LCM), ligamento poplíteofibular (LPF), ligamento patelofemoral medial (LPM), ligamento anteromedial (LAM), ligamento cruzado anterior (LCA) e o ligamento cruzado posterior (LCP). Possui apenas um tendão, o tendão patelar. A cápsula articular consiste numa membrana sinovial interna e uma camada fibrosa externa, que reveste todas as faces internas da cavidade articular não cobertas por cartilagem articular ou pelos meniscos. Resumidamente, podemos observar a taxonomia da anatomia da articulação do joelho num diagrama, apresenta na figura abaixo. [21], [23], [24]

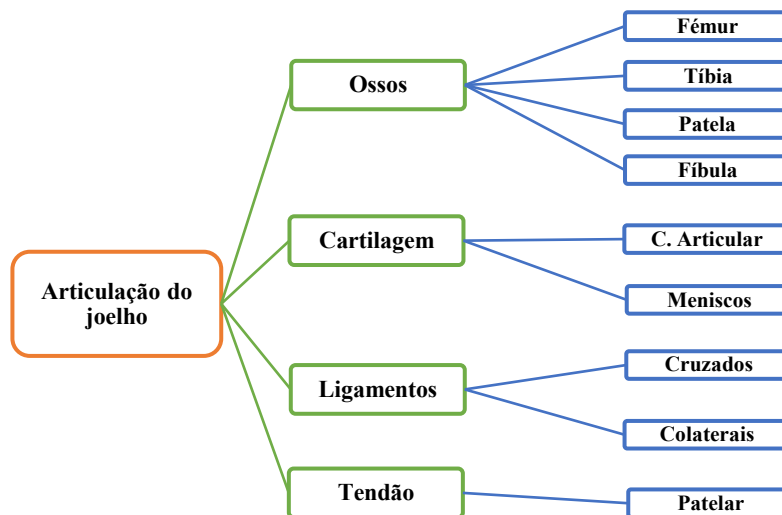


Figura 2.2 - Diagrama ilustrativo da taxonomia da articulação do joelho. [21], [23], [24]

Na extremidade do fêmur, proximal à articulação, os côndilos lateral e medial, articulam-se com os respetivos meniscos. São lâminas de cartilagem em forma de meia-lua, que se articulam inferiormente aos côndilos da tíbia, formando a articulação do joelho. Tal articulação, é formada por três articulações (Figura 2.3):[21], [24]

- Duas articulações femorotibiais (lateral e medial) entre os côndilos laterais e mediais do fêmur e da tíbia.[21]
- Uma articulação femoropatelar intermediária entre a patela e o fêmur.[21]



Figura 2.3 - As três articulações presentes na articulação do joelho - duas articulações femorotibiais (lateral e medial) e uma femorotibial visíveis na vista anterior (A) e vista posterior (B). Adaptado do livro Moore.[21]

Do ponto de vista funcional, nos movimentos de flexão e extensão da articulação, os meniscos lateral e medial e respectivos côndilos da tibia deslizam como um só, através das faces inferior e posterior dos côndilos do fêmur. À medida que o movimento ocorre, a curvatura da face articular dos côndilos aumenta conforme o joelho se dobra, com a parte inferior movendo-se para cima ao longo da face posterior. Tal, acontece quando o joelho transita da posição estendida para a posição fletida. O mesmo ocorre inversamente, da face posterior à anterior, da posição fletida à estendida, diminuindo a convexidade. Tal descrição pormenorizada, pode ser perceptível na figura abaixo. [21], [23]

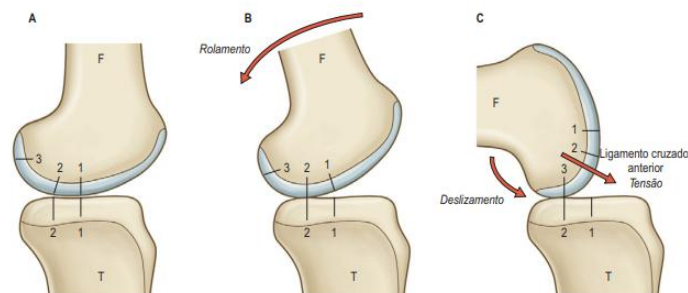


Figura 2.4 - Cinemática da articulação do joelho durante a marcha: rolamento e deslizamento (flexão e translação anterior). (A) Extensão: contacto central do fêmur sobre a tibia (F1 sobre T1). (B) Flexão inicial: Rolamento posterior, agora o contacto se move para trás, de F2 sobre T2. (C) Flexão profunda: O LCA impede que o fêmur role mais para trás, de modo que ele agora desliza sobre tibia. Adaptado do livro Gray. [23]

2.1.1 Osteologia do joelho

Tal como mencionado anteriormente, a articulação do joelho é constituída por quatro ossos: fémur, tíbia, patela e fíbula. No entanto, nesta secção, irei apresentar apenas a anatomia e algumas características dos ossos que este projeto incide, mais concretamente **Fémur e Tíbia**.

2.1.1.1 Fémur

O fémur, o osso mais comprido e pesado do corpo humano, corresponde aproximadamente a 25% da altura de uma pessoa. Possui um papel fundamental na sustentação do peso corporal, transferindo-o do osso do quadril para a tíbia quando a pessoa está na posição vertical. Tal comprimento, está diretamente relacionado com o modo de locomoção humana, bem como à habilidade de resistir às forças de gravidade e às forças musculares que este osso suporta.[23]

No entanto, é de salientar que o fémur não se encontra posicionado verticalmente. Possui um grau de inclinação, que varia de individuo para individuo, sendo geralmente, mais acentuado nas mulheres, justificado por uma maior largura pélvica e os fémures de menor comprimento (mulheres: entre 14 e 20 graus; homens: entre 11 e 17 graus). Este grau, conhecido como ângulo Quadricipital (Q), resulta de uma posição diagonal do fémur na coxa, relativamente à verticalidade da tíbia, formando o ângulo entre os eixos longitudinais destes dois ossos, tal como pode ser observado na Figura 2.5, pelas linhas a vermelho.[21], [25]

Anatomicamente, pode ser dividido em três secções: o corpo e duas extremidades. A extremidade superior, também conhecida como proximal, corresponde à porção do osso junto à bacia/quadril e, subdivide-se em cabeça, colo e dois trocânteres (maior e menor). O corpo do fémur permite estabelecer a ligação entre extremidade superior ou proximal com a extremidade inferior ou distal. A extremidade inferior, com um papel bastante importante neste projeto, é formada pelos côndilos medial e lateral, alinhados horizontalmente. Os côndilos são separados posteriormente e inferiormente por uma fossa intercondilar, no entanto, anteriormente estão fundidos, formando uma depressão longitudinal, designada por tróclea. Esta região está articulada com a patela. A face lateral do côndilo lateral tem uma projeção central denominada de epicôndilo lateral, assim como na face medial do côndilo medial tem o epicôndilo medial, sendo maior e mais proeminente. Superiormente ao epicôndilo mencionado, existe uma outra elevação, o tubérculo do adutor. Os epicôndilos são os locais de fixação proximal dos ligamentos colaterais medial e lateral da articulação do joelho. [21], [22]

Neste projeto, a parte mais importante a nível femoral é a anatomia da região intercondiliana, localização nativa da inserção do LCA.

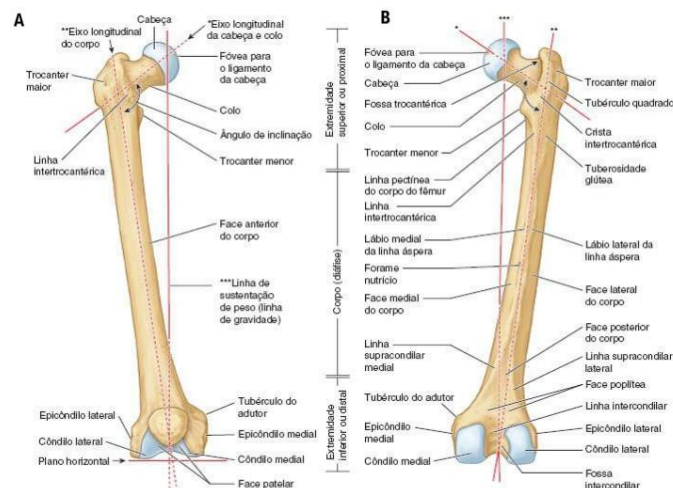


Figura 2.5 - Anatomia do fêmur direito. (A) vista anterior. (B) vista posterior. Adaptado do livro de Moore.[21]

2.1.1.2 Tíbia

A tíbia, localizada na face anteromedial da perna, praticamente paralela à fibula (perónio), é o segundo maior osso do corpo. A semelhança do fêmur, podemos afirmar que este osso possui duas extremidades. A extremidade superior ou proximal é formada pela tuberosidade interna e externa, que posteriormente, possui uma face articular superior relativamente plana, o platô tibial. Este platô é formado por duas faces articulares lisas (a medial, ligeiramente côncava, e a lateral, ligeiramente convexa) que se articulam com os côndilos medial e lateral do fêmur, respetivamente. Estas faces articulares mencionadas são separadas por uma iminência intercondilar formada por dois tubérculos intercondilares (medial e lateral) ladeados por áreas intercondilares (anterior e posterior) relativamente irregulares.[21], [22]

Os tubérculos encaixam-se na fossa intercondilar do fêmur, sendo neste local, a fixação dos meniscos e principais ligamentos do joelho, possibilitando uma harmonia entre as faces articulares destes dois ossos (fêmur e tíbia).[21], [23]

Ao contrário do fêmur, associado a uma angulação mencionada anteriormente (ângulo Q), o corpo da tíbia está realmente em posição vertical na perna. A Tíbia possui um formato aproximadamente triangular ao corte transversal e tem três faces e três margens: medial, lateral/interóssea e posterior.[21], [26]

A margem anterior da tíbia é a mais proeminente e, conjuntamente com a face medial adjacente, são subcutâneas em toda a sua extensão, estas face são conhecidas, no dia-a-dia, como a “canela”. O corpo da tíbia, comparativamente às extremidades superior e inferior é mais estreito.[21]

Relativamente à extremidade inferior ou distal, menor que a superior, coberta por cartilagem articular, a tíbia divide-se no maléolo lateral e medial. Neste local, estamos perante da coexistência de três ossos (tíbia, fibula e tálus) que formam uma nova articulação – articulação talocrural – do tipo sinovial, também conhecida como articulação do tornozelo. Na Figura 2.6, podemos observar a anatomia da tíbia e da fibula.[21]

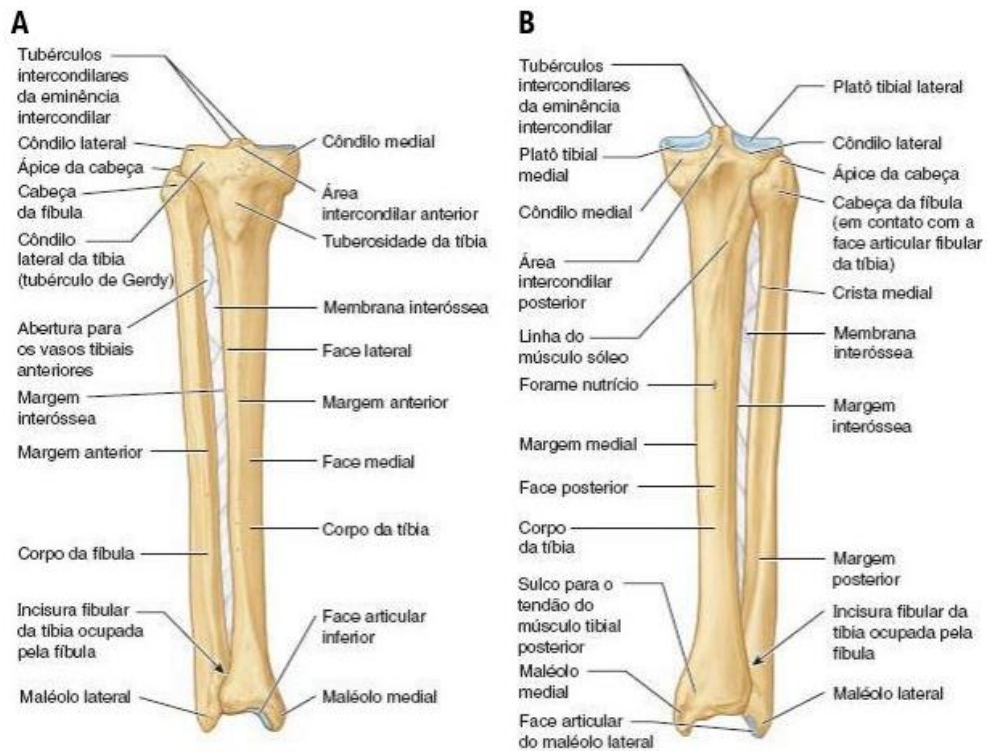


Figura 2.6 - Anatomia da tibia e fibula da perna direita. (A) vista anterior. (B) vista posterior. Adaptado do livro Moore. [21]

2.2 Ligamento Cruzado Anterior

Os ligamentos são um tecido conjuntivo, compostos por estruturas fibrosas resistentes, fibras de colagénio e células designadas por fibroblastos, que são responsáveis pela produção de colagénio, para manter a integridade estrutural do ligamento. Os ligamentos conectam, diretamente ou indiretamente, ossos adjacentes numa articulação, que permitem o movimento limitado da mesma, estabilizando-a e evitando movimentos anormais. [23], [27]

O ligamento cruzado anterior (LCA), corresponde a um dos ligamentos intra-articulares do joelho, conjuntamente com o LCP e meniscos (Figura 2.7). O LCA e o LCP cruzam-se obliquamente dentro da cápsula articular, pouco posterior ao centro da articulação, mas fora da cavidade sinovial, como uma letra X, no ponto de cruzamento designado por quiasma. Este ponto corresponde ao eixo para movimentos giratórios no joelho.[21]

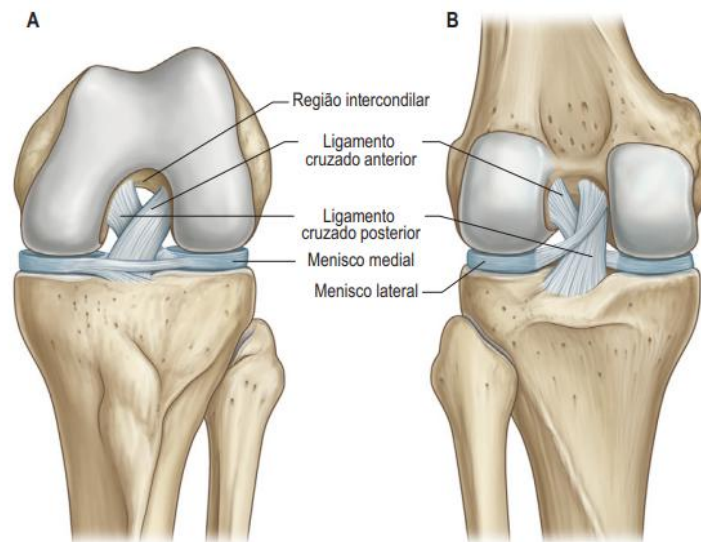


Figura 2.7 - A articulação do joelho esquerdo. (A) face anterior em flexão completa. (B) face posterior em extensão.
Adaptado do livro Gray. [23]

O LCA assim designado devido à localização da sua inserção na tibia (tal como o LCP), é mais fraco que o LCP e sua posição nativa, origina-se, inferiormente, na área intercondilar anterior da tibia, imediatamente posterior à fixação do menisco medial e superiormente, na parte posterior da face medial do côndilo lateral do fêmur. As dimensões do LCA variam de indivíduo para indivíduo, mas em média, um adulto possui de 25 a 35 mm de comprimento e 4 a 11 mm de espessura. [27], [28]

Estruturalmente, o LCA é, aproximadamente, triangular na secção transversal e afunila ao longo do seu comprimento desde as extremidades até ao meio, ou seja, uma secção transversal maior nas interfaces ósseas (local de fixação) do que na região do meio (mais fina). Este ligamento constituído por um número de fibras que formam dois feixes principais, anteromedial (AM) e posterolateral (PL), assim denominados tendo em conta as suas inserções na tibia, são responsáveis por fornecer estabilidade ântero-posterior e rotacional ao joelho, evitando movimentos anormais, contribuindo para as restrições mencionadas na [secção 2.1](#). A restrição do LCA pode ser observada na Figura 2.8 - Restrição primária a forças ântero-posteriores do LCA. Adaptado do livro Gray [23] Figura 2.8. Fisiologicamente, a feixe AM contrai-se quando o joelho está fletido, enquanto o feixe PL está contraído quando o joelho está estendido. [1], [3], [27], [29]-[35]



Figura 2.8 - Restrição primária a forças ântero-posteriores do LCA. Adaptado do livro Gray [23]

2.2.1 Cinemática do LCA

Na presença de um LCA intacto, este proporciona uma estabilidade ântero-posterior (AP) e rotacional à articulação. O LCA limita a translação anterior tibial (TAT), ou seja, o deslocamento posterior do fémur sobre a tibia, assim como a sua hiperextensão, tal como está demonstrado na Figura 2.8. Quando a articulação colocada em extensão, a TAT é baixa, com um deslocamento máximo de 2 mm e, fornece suporte quando numa posição vertical. Caso a articulação esteja fletida, ao aplicar uma carga AP sobre a tibia na região anterior pode aumentar a TAT até 5,5 mm e, ao caminhar pode aumentar até 3 mm. [36]

Em caso de rotura do LCA, a cinemática deste ligamento fica bastante modificada. A TAT aumenta entre 10 – 15 mm com o joelho fletido a 30° sob uma força aplicada anteriormente de 134 N. [37]-[39]

Tais deslocamentos, clinicamente, podem ser avaliados por inúmeros instrumentos, por exemplo o KT-1000 (Figura 2.9), desenvolvido especificamente para averiguar o grau de instabilidade AP do joelho. [27]



Figura 2.9 - Avaliação da instabilidade AP da articulação do joelho. (A) avaliação pelo instrumento KT-1000. Adaptado de: (A) <https://drrobertlaprademd.com/kt-1000-testing-for-acl-tear/>

2.2.2 Lesões do LCA

No dia-a-dia, a articulação do joelho suporta, constantemente, enormes cargas axiais assim como forças de tensão e torção, tornando-a vulnerável ao desenvolvimento de lesões agudas e/ou crónicas (por exemplo, osteoartrite). Na prática desportiva, a rotura do LCA é uma das lesões ligamentares mais frequentes, por consequente a cirurgia da reconstrução deste ligamento é uma das mais realizadas na área da ortopedia. Cerca de 70% das lesões ocorrem durante a prática desportiva e, tal lesão pode ocorrer por contacto direto ou indireto, sendo este último a maioria dos casos. Lesão por contacto indireto pode ocorrer devido a uma mudança súbita de direção, paragem repentina e uma queda incorreta de um salto que, mecanicamente, ocorrem devido a uma rotação externa, abdução, forças anteriores aplicadas na tibia, rotação interna do fémur sobre a tibia e hiperextensão do joelho. [2], [8], [15], [27], [28], [36], [40]- [42]

Fisiologicamente, a lesão do LCA ocorre quando o ligamento ultrapassa a sua capacidade elástica (passa a um comportamento plástico), o que leva a uma rotura parcial ou total, não regressando à sua conformação nativa. As lesões ligamentares podem ser classificadas em grau I, II e III, cuja explicação de cada grau pode ser observada na tabela abaixo. [43]

Tabela 2.1 - Classificação por grau de gravidade de lesões ligamentares.[43]

Grau	Caracterização
Tipo I	Lesão ligeira, pequeno estiramento, mantendo a estabilidade
Tipo II	Rotura parcial das fibras do ligamento, apresentando frouxidão
Tipo III	Rotura total do ligamento, causando instabilidade articular

Apesar dos três graus de classificação dos tipos de lesões ligamentares, a cirurgia de reconstrução do LCA é aplicável aquando de uma lesão do grau II muito grave e/ou do grau III.

Em caso de reconstrução do ligamento, a escolha do enxerto a utilizar é crucial, sendo nos dias de hoje, um tema bastante debatido na literatura. Existem três tipos de enxertos que poderão ser utilizados na reconstrução do LCA: **autoenxerto**, que pode ser o tendão patelar, isquiotibiais (IT), que inclui gracilis e semitendinoso e, o tendão quadricipital; **aloenxerto**, que pode ser o tendão de Aquiles, tendão tibial posterior ou anterior e o tendão fibular. No entanto, os autoenxertos são os mais utilizados. [6], [10], [15], [28], [36], [40]-[51]

Na Tabela 2.2, podemos observar a força necessária a aplicar para rasgar o LCA e os enxertos utilizados na reconstrução do mesmo, assim como a sua rigidez, possibilitando uma perceção das forças que os ligamentos e tendões conseguem suportar até romper. [22], [36], [40], [44], [52]-[55]

Tabela 2.2 - Dados biomecânicos dos principais tipos de enxertos utilizados na reconstrução do LCA. [22], [36], [40], [44], [52]-[55]

Tipo de tecido	Carga Pré-rotura (N)	Rigidez (N/mm)	Ref.
LCA intacto	2160 (± 157)	242 (± 28)	[52]
Dois feixes gracilis	1550 (± 369)	370 (± 108)	[53]
Dois feixes semitendinoso	2640 (± 320)	534 (± 76)	[53]
Quatro feixes de IT combinado	4090 (± 295)	276 (± 204)	[53]
7 mm de TP	2238 (± 316)	327 (± 58)	[54]
10 mm de TP	2977 (± 516)	424 (± 57)	[54]
15 mm de TP	4389 (± 708)	556 (± 67)	[54]
10 mm de T. Quadricipital	2353 (± 495)	621 (± 122)	[55]

2.2.3 Apresentação clínica e diagnóstico

O diagnóstico da lesão do LCA inicia-se pela história apresentada pelo paciente, expondo perante o profissional de saúde o acontecimento que o levou a dirigir-se ao hospital e os sintomas associados ao joelho. Em caso de rotura do LCA, frequentemente, o paciente descreve o acontecimento como um “pop” ou “estalo” associado a dor, derrame e claudicação da marcha. Por vezes, também é evidenciado um derrame articular secundário à hemartrose, alguns minutos/horas após o momento da lesão. Com o passar do tempo, estes sintomas agravam-se, intensificando as dores e limitação funcional da articulação.[2], [24], [27]

Após a história, o profissional de saúde começa por realizar um conjunto de exames físicos ao joelho, testando todas as estruturas do joelho lesionado, comparando-o com o joelho saudável, podendo assim diagnosticar a maioria das lesões ligamentares. [2], [9], [27], [35]

Neste caso, tratando-se de lesões associadas ao LCA, existe um conjunto de testes que o profissional de saúde pode realizar de forma a avaliar a integridade deste ligamento: **teste de Lachman, Pivot Shift, Gaveta Anterior**. [2], [27], [45]

No primeiro teste, demonstrado na Figura 2.10, foi desenvolvido para avaliar a instabilidade do joelho no plano sagital, o paciente é colocado em decúbito dorsal (deitado de barriga para cima) e o joelho posicionado entre 20-30° de flexão. O clínico coloca uma mão na tíbia (na zona da tuberosidade) e outra no fémur realizando uma rotação externa da articulação. Caso se verifique uma translação anterior da tíbia em relação ao fémur indica um teste positivo. [2], [45]

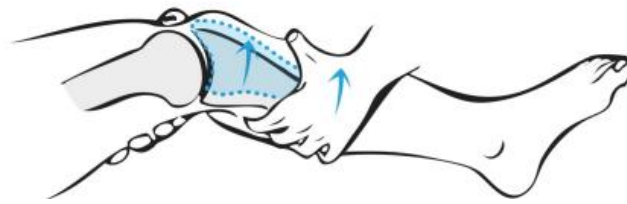


Figura 2.10 - Teste de Lachman. Adaptado de: [42]

No teste Pivot Shift, explicado resumidamente na Figura 2.11, com o paciente na mesma posição que o teste anterior, o examinador coloca a palma da mão na extremidade proximal da tíbia e a outra mão agarra a tíbia aplicando uma ligeira força. De seguida aplica uma rotação interna e, lentamente provoca a flexão do joelho. Um teste positivo ocorre quando a tuberosidade externa da tíbia começa a movimentar-se anteriormente e volta para a posição neutra quando o joelho alcança os 30 graus de flexão. [2], [45]

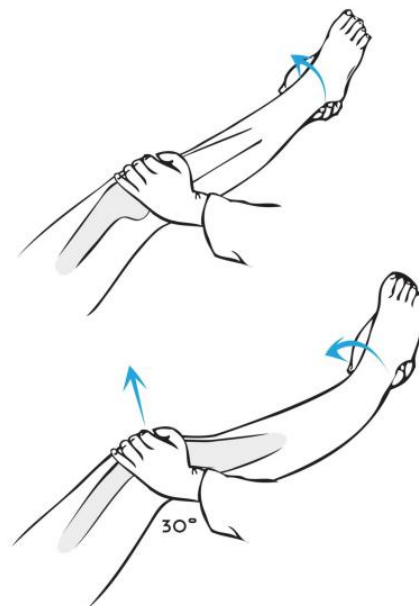


Figura 2.11 - Teste Pivot Shift. Adaptado de: [45]

Por fim, o terceiro teste, o paciente em decúbito dorsal e ambos os joelhos a 90°, o profissional senta-se sobre os pés do paciente, agarra a tíbia e coloca os seus polegares nas tuberosidades, aí o profissional puxa para si a tíbia. Tal teste, está exemplificado na Figura 2.12. O teste é positivo se houver uma translação anterior excessiva, significando que o LCA não está a realizar uma das suas restrições (Figura 2.8). Por fim, o examinador deve fazer o mesmo teste ao joelho saudável para fins comparativos. [2], [45]

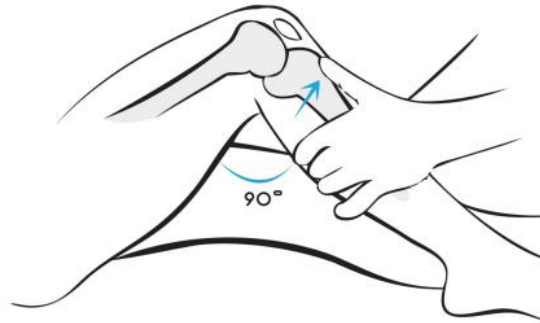


Figura 2.12 - Teste da Gaveta Anterior. Adaptado de: [45]

No entanto, estes testes, por vezes, podem não fornecer resultados exatos. O diagnóstico final é confirmado por imagens médicas: Raio-X (RX) e Ressonância Magnética (RM). O RX apesar de não mostrar lesões ligamentares pode evidenciar outras comorbidades associadas à lesão como uma fratura óssea. Esta última bastante específica para analisar o estado dos ligamentos e eventuais lesões associadas (ex. meniscais, osteocondrais), sendo o exame complementar de diagnóstico primordial ao diagnóstico da lesão/rotura do LCA. O diagnóstico por RM, confirma-se aquando da ausência de um cordão escuro na região de inserção do LCA, tal como se pode observa na Figura 2.13B quando comparando com o joelho não lesado (cordão escuro visível = integridade do ligamento - Figura 2.13A).[2], [8], [25], [45]

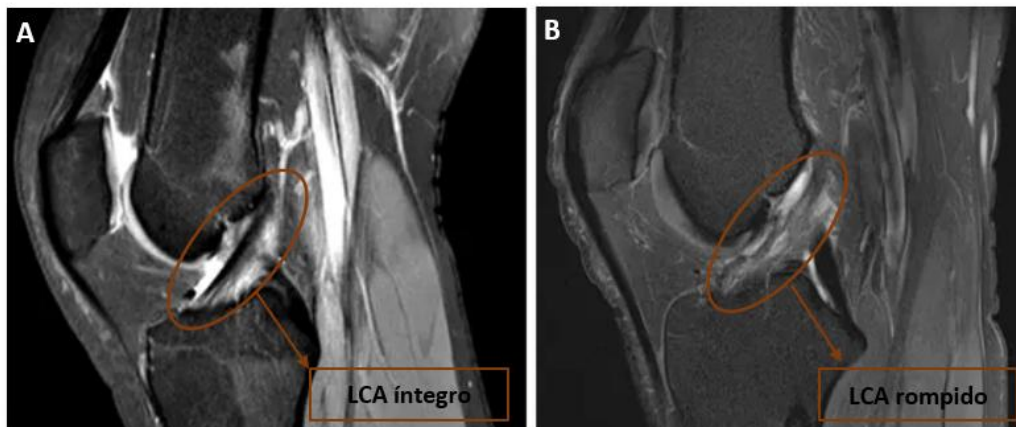


Figura 2.13 - Ressonância Magnética do joelho. (A) Com o LCA normal; (B) Com rutura do LCA. Adaptado da fonte: <https://butturiortopedia.com.br/ligamento-cruzado-anterior/>

2.2.4 Tratamento

Tal como mencionado anteriormente, o tratamento da lesão do LCA depende do grau da lesão ligamentar que o paciente apresenta. Numa fase inicial, de lesão pouco grave, o tratamento poderá recair sobre o uso de auxiliares de marcha, medicação, nomeadamente, analgésicos e anti-inflamatórios, conjuntamente com um plano de fisioterapia adequado e personalizado ao paciente. Apesar desta terapia não resolver a lesão, possibilita um alívio de dor e pode melhorar ligeiramente a função da articulação.

Caso o lesado, possua um estilo de vida mais calmo e sedentário, recorrerá a um tratamento mais conservador, por exemplo, pessoas mais idosas, que não pretendam realizar uma atividade física de risco (exercício que implique mudanças de direções súbitas, rotações). Não sendo necessário submeter a cirurgia, poderá recorrer a um programa cauteloso de reabilitação (fisioterapia), restaurando as funções do joelho e fortalecendo os músculos existentes nesta complexa articulação.

Em caso de um doente ativo, ou seja, pacientes com instabilidade sintomática que necessitam de um tratamento que o devolva ao seu estilo de vida, atividades do quotidiano e desporto, a terapia por medicamentos é insuficiente. É necessário recorrer à cirurgia de reconstrução do LCA (ligamentoplastia), por artroscopia com enxerto de tendão, para a recuperação da função e prevenção da artrose. O procedimento cirúrgico da reconstrução do LCA por artroscopia, explicado passo a passo na secção seguinte (secção 2.3), é o tratamento primordial desta lesão, assim como o alvo deste projeto.

A distinção entre doente passivo e ativo, que afetará o tipo de tratamento aplicado, deve ser ponderado tendo em conta várias variáveis, como a idade, o nível de atividade (sedentário, desportista e/ou atleta de alta competição), o grau de instabilidade, lesões associadas, disposição em participar num programa de reabilitação pós-operatório e quais as expectativas futuras do mesmo.

2.3 Técnica cirúrgica convencional

A cirurgia da reconstrução do LCA é uma das cirurgias mais frequentes na área da ortopedia, por ano, são registadas entre 50.000 a 300.000 reconstruções nos Estados Unidos da América, segundo os diferentes estudos. [1], [2], [9], [15], [36], [45], [49], [56]-[61]

Na atualidade, esta cirurgia ocorre por artroscopia, uma modalidade de cirurgias ortopédicas para o tratamento de articulações danificadas, no qual os instrumentos cirúrgicos e uma câmara endoscópica são inseridos na cavidade articular através de pequenas incisões (os portais cirúrgicos). Tal técnica, apesar de uma visualização indireta, permite reduzir o trauma (menos invasiva), risco de infeções e o tempo de recuperação pós- cirurgia.[8], [10], [61]

Nos dias de hoje, pode-se afirmar que existem duas técnicas desta cirurgia, diferenciadas pelo modo de formação do túnel femoral, a técnica *all-inside* e a *outside-in*. Nesta última técnica, a formação do túnel femoral (TF), ocorre independentemente do túnel tibial no sentido retrógrado, ou seja, com recurso a uma broca de sentido reverso inserida no córtex lateral do fémur, como por exemplo o *FlipCutter device*® (Arthrex, Naples, FL), demonstrado na figura abaixo.[1], [10], [18], [29], [36], [44], [50], [56]-[68]



Figura 2.14 - Técnica outside-in. A criação do TF ocorre de fora para dentro, através da colocação do fio-guia no mesmo sentido. Adaptado de: [60]

A técnica *all-inside*, onde a formação do túnel ocorre no interior da articulação, pode ocorrer pela técnica Transtibial (TT), pela técnica híbrida (TH) ou pela técnica anteromedial (TAM).[1], [29], [36], [44], [56]-[59], [64], [66]-[69]

A TT, demonstrada na Figura 2.15A, resumidamente, consiste na formação do TF , diretamente a partir do túnel tibial. Uma técnica bastante utilizada na primeira década deste século, devido à sua eficiência e facilidade de formação do TF. Apesar disso, deixou de ser a preferência dos cirurgiões, internacionalmente, dando lugar à TAM (Figura 2.15C) devido à incapacidade de colocar o TF na sua localização mais anatômica possível, dado às restrições impostas pela orientação do túnel tibial pré-formado. Vários estudos verificaram que a colocação do túnel vertical apenas restaura a estabilidade AP em detrimento da estabilidade rotacional.[1], [15], [36], [50], [57]-[60], [64], [67]-[70]

No entanto, os defensores da TT, acreditam que aplicando algumas alterações a esta técnica é possível alcançar um túnel mais oblíquo, eliminando algumas complicações. Tais modificações, deram lugar a uma nova técnica, designada por técnica Híbrida (TH), demonstrada na Figura 2.15B, que, resumidamente, consiste numa combinação da TT e uma guia, denominado por Pathfinder® (DanaMed, Chadds Ford, PA), colocado pelo portal AM. [36], [60]

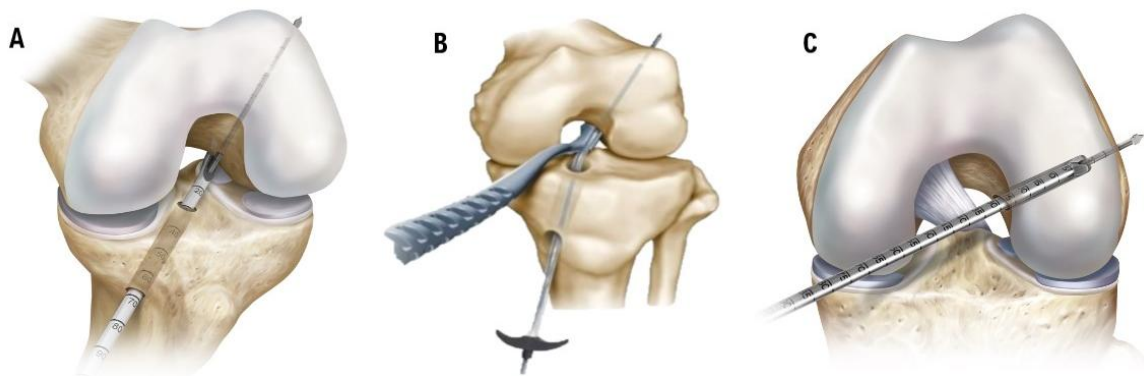


Figura 2.15 - Demonstração das três técnicas *all-inside*. (A) TT, formação do TF diretamente do túnel tibial, com o joelho a 90 graus. (B) TH, utiliza o portal transtibial com um sistema de alargamento flexível e o guia *Pathfinder* colocado pelo portal AM, para uma colocação do TF mais anatômico. (C) TAM, formação do TF independente do túnel tibial e, utiliza um guia colocado pelo portal AM para uma colocação mais anatômica. Adaptado de: [60]

Independentemente, das vantagens e desvantagens de cada técnica, das evidências biomecânicas pós-operatórias, os cirurgiões deveram optar pela técnica que estão mais familiarizados e confortáveis a realizar, assim sendo, neste projeto iremos incidir na reconstrução primária do LCA de feixe único (*single-bundle*), pela técnica do portal AM por artroscopia, com o objetivo de reproduzir, anatomicamente e, com a maior precisão possível, o *footprint* femoral e tibial do LCA. De seguida, tal técnica, explicada detalhadamente, pode ser dividida em 8 passos. [15], [36], [59], [60], [62], [65]-[69]

2.3.1 Passo 1: planeamento pré-operativo

Independentemente da cirurgia a realizar, um planeamento pré-operativo é crucial. Tal planeamento, permite que todo o equipamento e instrumentação a utilizar estejam disponíveis com prontidão. Além disso, permite traçar um plano de passos adequados a cumprir, de forma a contribuir para a eficácia da cirurgia. Tratando-se de uma cirurgia ligamentar, uma boa aquisição de imagens médicas é um fator fundamental. Por norma, recorre-se a radiografias que permitam analisar o alinhamento do joelho e/ou quaisquer anormalidades ou deformações ósseas associadas. Imagens RM, importantes na análise de tecidos moles e estruturas ligamentares no interior da articulação do joelho. Neste caso, a lesão do LCA deve ser nitidamente visualizada. Em determinados casos, poderão existir comorbidades associadas, como lesões na cartilagem, lesões nos meniscos ou outras condições ligamentares, que deverão ser avaliadas e adequar o plano, passo a passo, da técnica cirúrgica a adotar. [57]

2.3.2 Passo 2 : posicionamento do paciente

O primeiro passo consiste na preparação do paciente. Depois da aquisição de imagens médicas e todo o planeamento pré-operativo estudado, o paciente no bloco operatório é colocado sobre a mesa cirúrgica em decúbito dorsal. Com o paciente devidamente anestesiado, frequentemente por anestesia geral, são colocados um torniquete almofadado e um suporte de perna, aproximadamente a 45°, no meio da coxa, permitindo um acesso completo do joelho e uma porção distal do fémur. Tal posicionamento do membro lesado, permite uma movimentação livre em toda a sua amplitude (*range of motion*), sendo possível a hiperflexão do membro (pelo menos 130°), verificado antes de proceder com aos passos seguintes da cirurgia, visível na Figura 2.16A .[1], [15], [29], [50], [56]-[58], [63], [70]-[75]

De seguida, é colocado um adesivo plástico estéril e realiza-se a desinfeção praticamente de todo o membro inferior do joelho lesado e a cobertura das áreas corporais não importantes à cirurgia. Na passagem para o passo seguinte são marcados os portais. Tais processos demonstrados na Figura 2.16B e Figura 2.16C, respetivamente. [1], [15], [29], [50], [57], [58], [60], [63], [71]-[74]

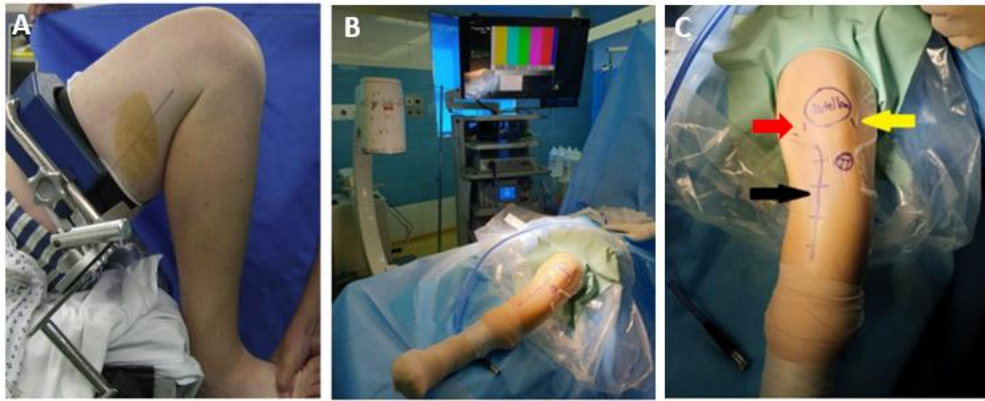


Figura 2.16 – Exemplificação do posicionamento do joelho lesado do paciente antes do início da cirurgia. (A) - Suporte de perna colocado a 45° possibilitando a hiperflexão do joelho. (B) Colocação do saco estéril e desinfecção do joelho esquerdo lesado. (C) Marcação dos portais cirúrgicos no joelho esquerdo lesado (seta preta referente ao local da colheita do enxerto e seta amarela o portal ântero-lateral e seta vermelha portal anteromedial). Adaptado de: (A)[57][58]

2.3.3 Passo 3: remoção e preparação do enxerto

Após a preparação do paciente, começa-se pela remoção do tendão que irá servir de enxerto. Tal como mencionado na secção 2.2.2, na Tabela 2.2, os autoenxertos são os mais utilizados. Em caso de utilização da combinação tendões semitendíneo e o grácil dos isquiotibiais, faz-se uma incisão na pele e tecido subcutâneo, seis centímetros abaixo da interlinha medial e cerca de quatro centímetros medialmente à tuberosidade anterior da tíbia (entre o tubérculo tibial e o córtex tibial posteromedial), ligeiramente lateral à inserção dos músculos da pata de ganso, com um comprimento, aproximadamente, de 25 mm, tal como é mostrado na Figura 2.17A. Identificados e localizados os tendões, estes são removidos da pata ganso, por uma dissecação cuidadosa e um extrator de tendões. Numa mesa auxiliar, com recurso a um tabuleiro de preparação do enxerto, os tendões removidos (com um comprimento entre 190 e 240 mm) são limpos e colocados um sobre o outro dobrando-os, suturando as suas extremidades (por exemplo, Ethibond® 5), criando um enxerto de feixe quádruplo, tal como é demonstrado na Figura 2.17B. O enxerto é então colocado sob tensão durante um intervalo de tempo, medindo-se o seu comprimento antes e durante a aplicação da tensão (Figura 2.17C).[9], [10], [15], [18], [20], [29], [35]-[37], [44], [45], [49], [50], [56]-[60], [62]-[64]

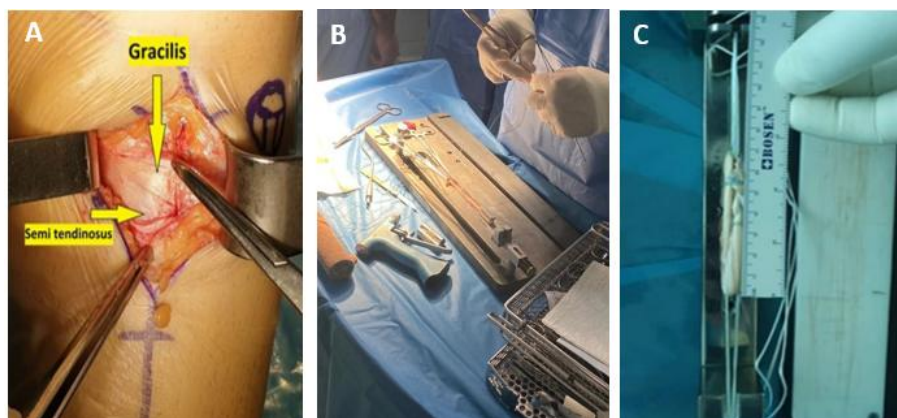


Figura 2.17 – Remoção e preparação do enxerto escolhido. (A) Incisão para colheita da combinação dos tendões semitendíneo e o grácil dos isquiotibiais. (B) Tabuleiro de preparação do enxerto. (C) Aplicação de tensão e medição do comprimento do enxerto. Adaptado de: (A) [58] (B) [foto tirada em bloco operatório](C)[58].

2.3.4 Passo 4: formação do túnel femoral

Apesar de passos separados, enquanto o enxerto é preparado, a cirurgia continua e, o cirurgião principal parte para o passo seguinte. Começa por criar os portais cirúrgicos, um anteromedial (proximal e adjacente à região inferopatelar), considerado o principal portal de visualização e, um portal ântero-lateral (medial ao tendão patelar e alinhado com a pegada do LCA na tibia – *footprint*), importante para o manuseamento dos instrumentos e visualização do interior da articulação durante o procedimento. Estes dois portais, demonstrados na Figura 2.18, são feitos para tratar primeiramente das lesões concomitantes que poderão existir, lesões nos meniscos ou na cartilagem articular.[1], [15], [18], [29], [44], [45], [49], [56]-[58], [62], [64], [65], [72], [74], [75]-[78]



Figura 2.18 - Posicionamento dos portais cirúrgicos criados na cirurgia de reconstrução do LCA por artroscopia, no joelho direito. Vista anterior, o portal anteromedial a azul e o portal ântero-lateral a verde. Adaptado de: [70]

Após o tratamento de eventuais lesões associadas, é realizada a remoção dos resquícios do ligamento cruzado anterior e assim a limpeza da chanfradura intercondiliana. Com endoscópio no portal ântero-lateral e o *shaver* no portal anteromedial, são removidos tecidos moles, melhorando a visualização de toda a articulação. Tal procedimento, deve ser realizado cautelosamente, uma vez que é extremamente importante preservar as marcas ósseas e as fibras nativas do LCA, especialmente o *footprint* femoral e tibial, de forma a não afetar as referências anatomicas importantes à formação dos túneis ósseos.[18], [35], [50], [57], [59], [60], [79]

De seguida, inicia-se a formação do túnel femoral, com o joelho fletido entre 100-130 graus, através da técnica *inside-out*, ou seja, formação do TF de dentro para fora, coloca-se o guia femoral, através do portal anteromedial, na região intercondilar. De forma a tirar vantagem da curvatura do guia, este deve ser colocado paralelamente à tibia, tal como está demonstrado na Figura 2.19A. O fio-guia, por norma com uma espessura de 2 mm, é colocado através do apontador femoral, incidindo na região posterior intercondilar, na face lateral com a direção de 1-2h no joelho esquerdo e 10-11h no joelho direito, consoante os ponteiros do relógio. O fio-guia avança em pequenos incrementos, perfurando o fémur, saindo na região do epicôndilo lateral, saindo pela pele na face lateral, assim como é mostrado na Figura 2.19B. [1], [10], [29], [36], [38], [50], [57], [60], [62], [68], [70]

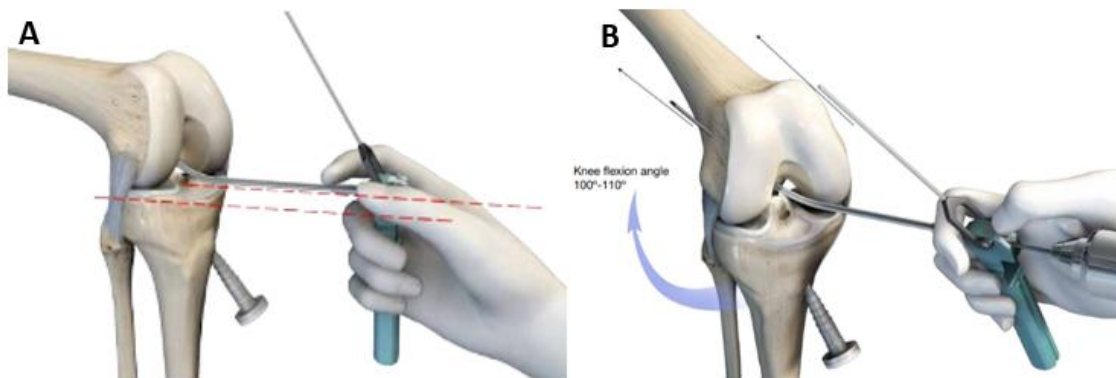


Figura 2.19 – (A) Colocação do guia femoral, paralelamente à tíbia, com o intuito de tirar proveito da sua curvatura. (B) Flexão do joelho, aproximadamente a 100 graus, e avanço em pequenos incrementos do fio guia, perfurando o fêmur. Adaptado de: [70]

No entanto, nos dias de hoje, a localização exata do túnel femoral pelo *footprint* do LCA no fêmur é um tema bastante discutido, uma questão de milímetros que prevalece na discussão de vários congressos de medicina, internacionalmente. É devido a esta divergência de opiniões que surgiu este projeto, uma peça 3D, com o objetivo de terminar com as questões de milímetros, quais os pontos de referências ósseas (*Landmarks*) a utilizar, uma vez que tal peça, atua por si só, sem necessitar de referências e/ou medidas. De forma a uma melhor compreensão das localizações anatómicas do joelho, na Figura 2.20, está demonstrado a terminologia do joelho em extensão total e fletido a 90°. [3]

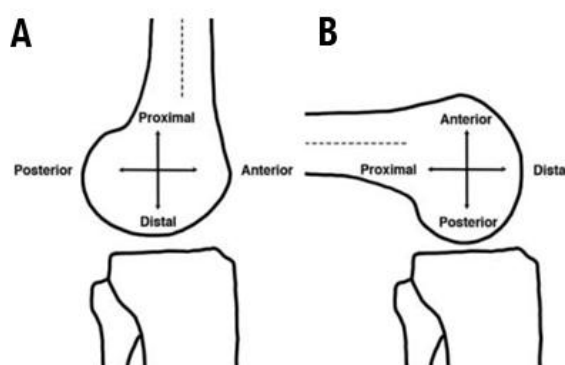


Figura 2.20 - Ilustração da terminologia anatómica da articulação do joelho. (A) Quando o joelho se encontra numa extensão total. (B) na posição de flexão em 90°. Adaptado de: [3]

O posicionamento do túnel femoral (TF) é crucial para o sucesso da cirurgia de RLCA, uma vez que um mau posicionamento provoca instabilidade na articulação, podendo levar à sua falha.[15]-[20] O posicionamento do TF, deverá ser o mais exato possível relativamente à localização nativa do LCA. Nos dias de hoje, este posicionamento ocorre por diversas referências anatómicas ósseas, designadas por *Landmarks* (*landmarks = referencias anatómicas*), que deverão ser observadas artroscopicamente. Esta diversidade possibilita os profissionais de saúde escolher, tendo em conta a sua preferência uma das seguintes landmarks femorais: *Lateral intercondylar ridge (resident's ridge)*[3], [4], [34], [35], [80]; *bifurcate ridge*[3], [4], [34], [35], [80], [81], *lowest point of articular cartilage*[80], [82], *the proximal posterior cartilage of the lateral femoral condyle*,[81], *anterior edge of the PCL insertion*[39], *apex of the deep cartilage* [33] and *posterior horn of the lateral meniscus*[3], [39], [67]. Traduzindo sequencialmente, temos a crista intercondilar lateral (conhecida como crista do residente), crista

bifurcada, ponto mais baixo da cartilagem articular, cartilagem posterior proximal do côndilo femoral lateral, borda anterior da inserção do Ligamento Cruzado Posterior (LCP), ápice da cartilagem profunda e corno posterior do menisco lateral. Na figura abaixo, estão demonstradas essencialmente as *landmarks* mais utilizadas nos dias de hoje.

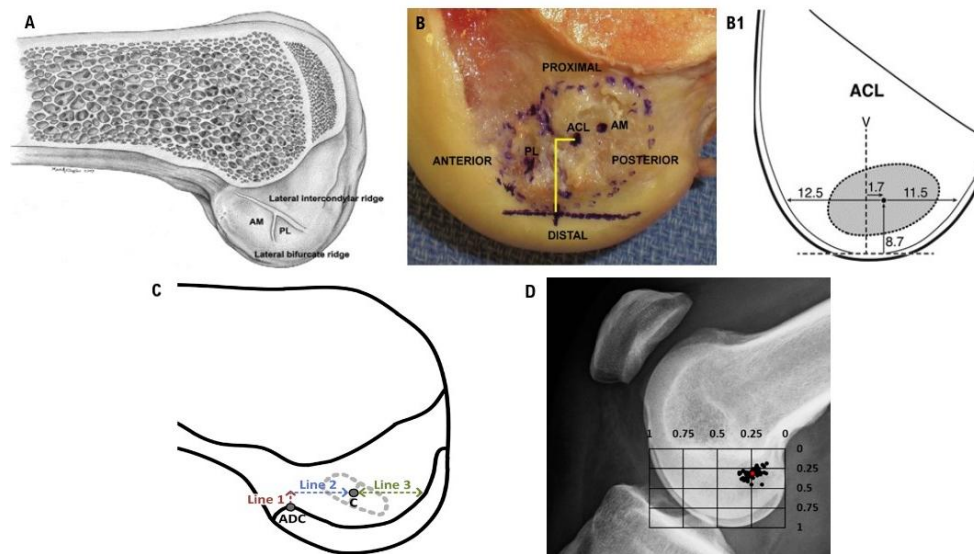


Figura 2.21 – Exemplificação de algumas Landmarks para a localização do footprint do LCA femoral. (A) parede lateral da região intercondilar, com a demonstração ântero-posterior da crista bifurcada lateral (*bifurcate ridge*), dividindo o footprint do LCA em AM e PL, enquanto a crista intercondilar lateral (*lateral intercondylar ridge*) corre no sentido próximo-distal. (B) Fixação do LCA num joelho direito, por posições de altura de proximal-distal e por posições de profundidade ântero-posterior. Um exemplo de altura e profundidade para o centro do LCA está representado pelas linhas amarelas. (B1) Exemplificação de medidas médias, em milímetros, do centro do LCA por altura, profundidade e distâncias horizontais aos bordos anterior e posterior da cartilagem (*lowest point of articular cartilage*). V é ortogonal ao eixo horizontal e começa no ponto baixo. (C) Mapeamento do túnel femoral a partir do ápice da cartilagem profunda (ADC - *apex of the deep cartilage*) por linhas altas (linha 1) e rasas (linha 2). A linha 3 serve com ajuste ao tamanho do fêmur. (D) Radiografia de um joelho direito, com sobreposição de uma grelha de Bernard e Hertel. Cada ponto corresponde a aberturas de túneis, sendo o ponto vermelho a média dos mesmos. Localização do footprint pelo corno posterior do menisco lateral (*posterior horn of the lateral meniscus*). Adaptado de:[33], [34], [67], [82]

Esta diversidade possibilita os profissionais de saúde escolher, tendo em conta a sua preferência e o quão confortáveis estão em trabalhar com essa *landmark*.

Regressando à descrição técnica, o fio-guia posicionado e, com o auxílio de um medidor de profundidade, avança-se o medidor até à face lateral femoral, com o objetivo de medir o comprimento do túnel femoral (Figura 2.22A). Por norma, este varia de [23 – 37] *mm*, dependendo da espessura femoral do paciente.[57], [58] Através de uma broca flexível e, por auxílio do fio-guia, perfura-se o fêmur, demonstrado na Figura 2.22B, forma-se um túnel com um diâmetro de [7 – 10] *mm*, consoante a espessura do enxerto previamente medido (secção 2.3.3). No entanto, a broca não perfura completamente o fêmur, é preservado cerca de 2 *mm* da parede posterior do fêmur, tal como se pode observar na Figura 2.22C.[57], [58], [70]

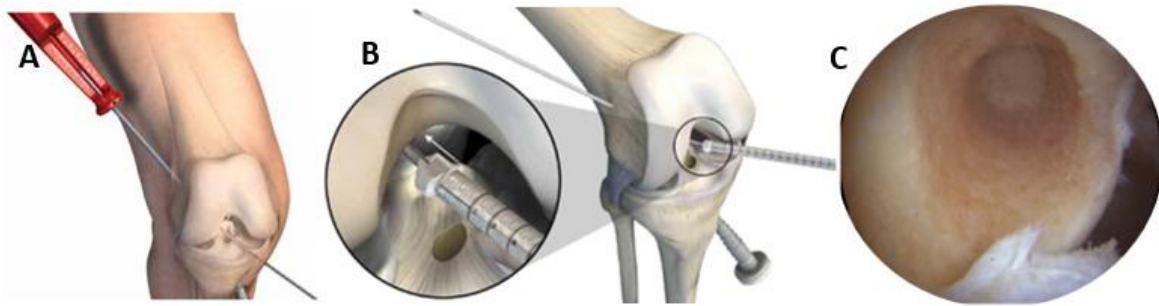


Figura 2.22 - Medição do comprimento do túnel femoral, pela técnica outside-in através do instrumento de profundidade a vermelho. B. Utilização de uma broca flexível, que acompanha a trajetória do fio guia, perfurando uma porção do fêmur. C. Visualização interna do túnel femoral com preservação de 2mm do fêmur. Adaptado de: [57], [70]

2.3.5 Passo 5: formação do túnel tibial

Formado o túnel femoral, o cirurgião poderá passar para o passo seguinte – a formação do túnel tibial. Neste caso, o artroscópio é colocado no portal ântero-lateral, possibilitando uma visualização completa da inserção do LCA na tibia. Poderá ser necessário recorrer a uma melhor limpeza da chanfradura para uma melhor visualização da pegada (*footprint*) tibial. Tal como no fêmur, no processo de limpeza de tecido sinovial é importante preservar algumas fibras do *footprint* tibial, de forma a ter uma boa percepção do local de inserção do LCA nativo. [18], [35], [50], [57], [59], [60], [79]

Assim, como o posicionamento do TF é crucial ao sucesso da cirurgia de RLCA, o posicionamento do túnel tibial também o é. Tal, posicionamento, à semelhança do TF, é colocado segundo as referências ósseas (landmarks) tibiais. Existindo uma diversidade de referências, possibilita os profissionais de saúde escolher, tendo em conta a sua preferência, uma das seguintes: *the ridge between the medial and lateral intercondylar tubercles*[4], *an anterior ridge on the anterior boundary*,[83] *a lateral groove on the lateral boundary*,[83] *an intertubercular fossa on the posterior boundary*,[83] *medial tibial spine*[7], [30], *intermeniscal ligament region*[30], *anterior root and horn of lateral meniscus*. [3], [7], [84], [85] Traduzindo sequencialmente, temos a distância da iminência intercondilar de medial para lateral, crista anterior no limite anterior, um sulco lateral no limite lateral, uma fossa intertubercular no limite posterior, iminência medial tibial, região intermeniscal ligamentar, raiz anterior do menisco lateral e uma espinha tibial medial. Na Figura 2.23, estão demonstradas essencialmente as landmarks mais utilizadas nos dias de hoje.

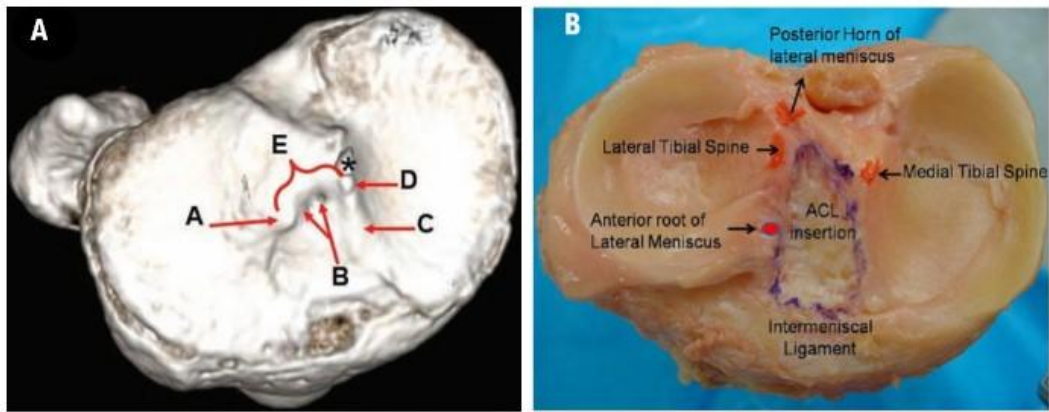


Figura 2.23 - Exemplificação de algumas Landmarks para a localização do footprint do LCA tibial. (A) Do ponto de vista axial, no joelho direito, é possível observar: A, tubérculo intercondilar lateral; B, crista intertubercular anterior ou crista do LCA tibial; C, crista intercondilar medial da tibia; D, tubérculo intercondilar medial; E, Eminência intercondilóide (coluna tibial); o asterisco indica uma elevação proximal ao tubérculo intercondilar medial, por vezes denominada por espinha medial tibial. (B) Após a dissecação da tibia, é possível observar o footprint do LCA tibial, assim como algumas referências ósseas - raiz anterior do menisco lateral (*Anterior root of Lateral Meniscus*), espinha tibial lateral (*Lateral Tibial Spine*), raiz posterior do menisco lateral (*Posterior Horn of lateral meniscus*), espinha medial tibial (*Medial Tibial Spine*) e ligamento intermeniscal (*Intermedial Ligament*). Adaptado de: [4], [30]

Tal diversidade, possibilita o cirurgião escolher, tendo em conta a sua preferência e o quão confortáveis estão em trabalhar com essa *landmark*.

Determinada a posição nativa do LCA tibial, com o artroscópio no portal ântero-lateral e o guia-tibial no portal anteromedial, por pequenos incrementos, o fio-guia avança e perfura a tibia (Figura 2.24A), no sentido *outside-in*, da face medial da tibia até à região intercondilar. Tal como no fémur, de seguida, uma broca acompanha o fio-guia perfurando a tibia formando o respetivo túnel, demonstrado na Figura 2.24B. [70]

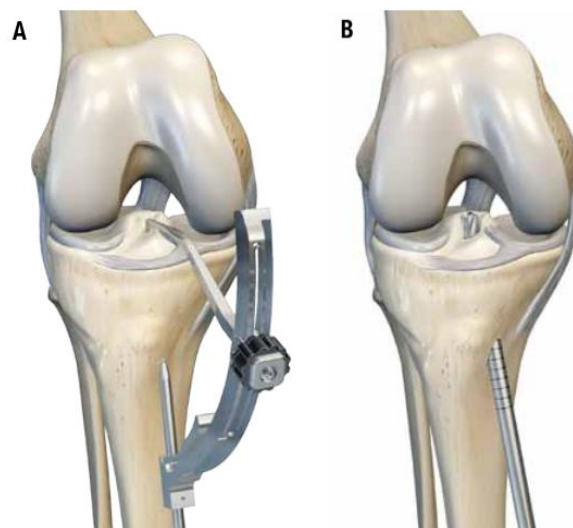


Figura 2.24 – Demonstração da formação do túnel tibial. (A) Colocação do guia tibial pelo portal anteromedial, com a sua extremidade superior encostada ao footprint tibial. (B) Perfuração da tibia por auxílio de uma broca, que acompanha o fio-guia, com um diâmetro coincidente com o enxerto a utilizar. Adaptado de: [70]

2.3.6 Passo 6: colocação do enxerto

De seguida, o endoscópio é colocado no portal anteromedial, e com auxílio de um ilhó de sutura, este agarra a extremidade do enxerto pela sutura, puxando-o, técnica esta que irá auxiliar o enxerto a atravessar os túneis (Figura 2.25A). Com um recuperador, o enxerto é puxado pelas suturas em loop, atravessando o túnel tibial, de seguida a região intercondilar da tibia e do fémur e, posteriormente o túnel femoral (Figura 2.25B). Posicionado o enxerto, nas extremidades as suturas são puxadas de forma aplicar alguma tensão no enxerto, colocando-o firmemente na posição. Por norma, neste processo são necessários dois profissionais, cada uma responsável por uma extremidade do enxerto. Finalmente, o artroscópio é reintroduzido na articulação do joelho verificando o posicionamento do enxerto.[29], [57], [62], [63], [70], [72], [76]

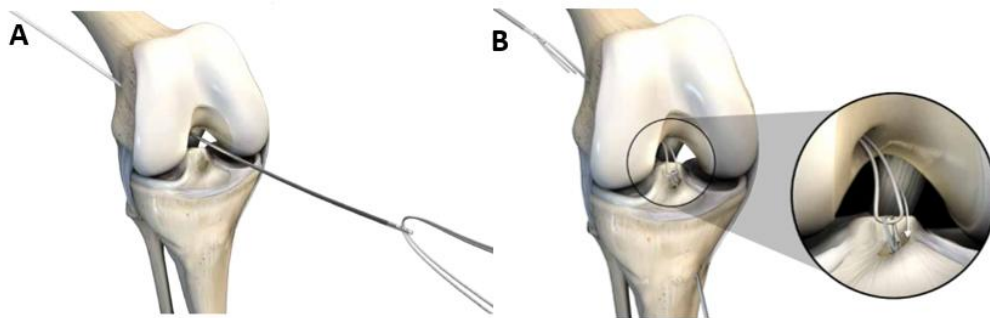


Figura 2.25 - A. Demonstração do ilhó de sutura que agarra a sutura acoplada ao enxerto. B. Colocação do enxerto nos túneis, puxando pelas suas extremidades. Adaptado de: [70]

2.3.7 Passo 7: Fixação do enxerto

Colocado e posicionado o enxerto, procede-se à sua fixação. Nos dias de hoje, existem várias técnicas de fixação do enxerto, diferenciando-se tendo em conta o mecanismo, o osso e os respetivos materiais utilizados. [57], [71]

No caso da fixação do enxerto no túnel do fémur, pode ocorrer, essencialmente, por um mecanismo de suspensão e expansão. Relativamente ao primeiro mecanismo, sendo o mais utilizado, é caracterizado pela utilização de sistemas de fixação cortical – botão/Endobutton®. Tal fixação, é possível observar na Figura 2.26. [10], [18], [29], [44], [50], [57], [70], [71], [78], [86]

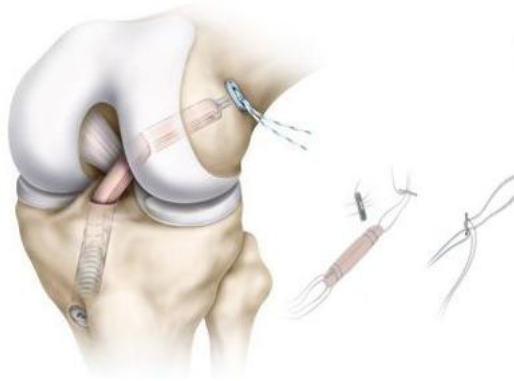


Figura 2.26 – Demonstração do mecanismo de fixação do enxerto por suspensão com recurso ao Endobutton® no fémur. Adaptado de: <https://www.ortoprime.com.br/produto/endobutton-ajustavel/>

Relativamente à fixação do enxerto no túnel da tibia, considerada a mais importante devido à sua fragilidade, é caracterizada por um mecanismo de compressão. Nos dias de hoje, apesar de se poder utilizar anilhas como fixação na tibia, os parafusos de interferência bio – absorvíveis não-metálicos (Figura 2.27A), que comprimem o enxerto contra a parede do respetivo túnel ósseo, são o método mais comum. Tais materiais são utilizados de forma não contribuir como artefactos a imagens futuras adquiridas por ressonância magnética. Por vezes, poderá ser necessário recorrer a uma fixação *back-up* (de apoio), mecanismo observado na Figura 2.27B, utiliza um parafuso bi-cortical de fragmento ou um grampo, devido a uma maior fragilidade neste ponto de fixação numa reconstrução do LCA. Durante o processo de fixação, como auxílio, é utilizado um fio-guia para evitar a migração do parafuso.[10], [18], [29], [44], [57], [70], [71]

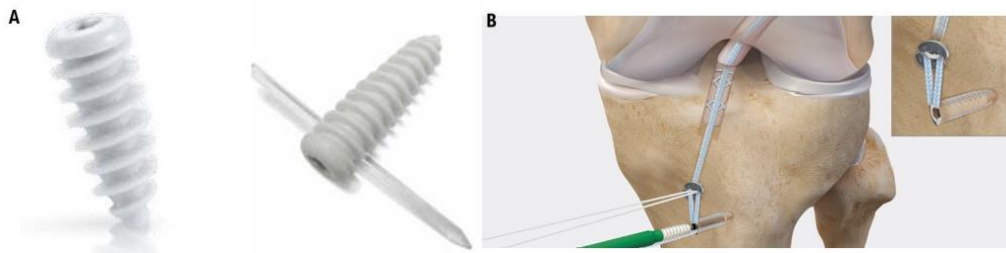


Figura 2.27 – Exemplificação de mecanismos de fixação. (A) Demonstração de duas variantes de parafusos de interferência bio – absorvíveis não-metálicos. (B) Demonstração do mecanismo de suspensão na tibia, com auxílio do processo *Back-up*, por um parafuso de interferência. Adaptado de: [70], [87]

2.3.8 Passo 8: verificação biomecânica e sutura dos portais/cortes cirúrgicos

Após a fixação do enxerto, o cirurgião deverá verificar se o enxerto está devidamente tensionado dentro da articulação, tal como demonstrado na Figura 2.28A. De seguida, deverá realizar uma espécie de exame de verificação da funcionalidade da articulação do joelho. Deverá fletir e estender o joelho entre 0 e 150 graus, ciclicamente 10 vezes, avaliando a flexão ântero-posterior e ainda, uma avaliação rotacional, realizando rotações mediais e laterais do joelho, tal como demonstrado na Figura 2.28B e na Figura 2.28C respetivamente.[57], [58], [62], [73]

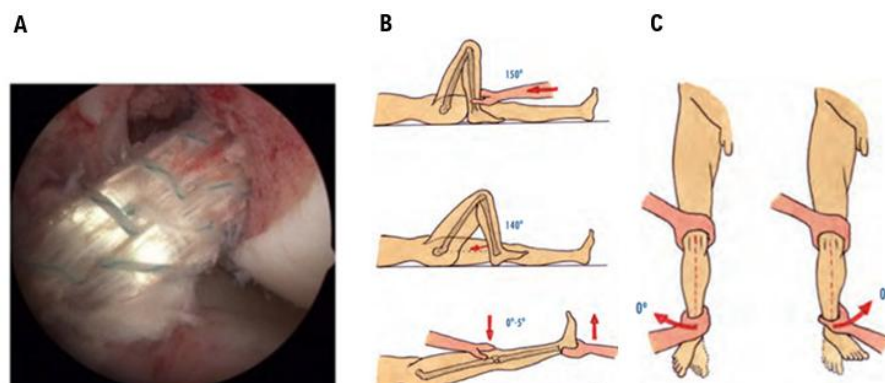


Figura 2.28 - (A) Observação do posicionamento do enxerto na região intercondilar da articulação do joelho. (B) Verificação da estabilidade ântero-posterior da articulação, pela flexão e extensão cíclica. (c) Verificação da estabilidade rotacional da articulação, por rotações mediais e laterais. [88], [89]

Por fim, caso não se verifique anormalidades nos movimentos da articulação, o cirurgião poderá finalizar a cirurgia e, suturar os portais e os cortes cirúrgicos criados. [50] O resultado da cirurgia da reconstrução do LCA por artroscopia, de feixe único, pela técnica *all-inside* e por processos de fixação do enxerto por suspensão em ambos os ossos, pode ser observado, resumidamente, na figura abaixo.[76]



Figura 2.29 – Demonstração do resultado da cirurgia de reconstrução do LCA por artroscopia, de feixe único, pela técnica *all-inside* e por mecanismos de fixação do enxerto por suspensão em ambos os ossos. Adaptado de: [76]

3. Guias-específicos cirúrgicos por impressão 3D

A prototipagem rápida, desenvolvida nos anos 1980 para a produção de brinquedos e máquinas domésticas, tem sido amplamente aplicada para fins médicos e não médicos. Com o desenvolvimento do *computer-aided design (CAD)*, em português, Desenho Assistido por Computador, tem possibilitado a promoção ativa de novas técnicas e desenvolvimento de próteses. Em 1998, surgiu o primeiro Patient-Specific Guide/Instrument, em português, Guia-Específico do Paciente (GEP), são dispositivos personalizados utilizados para auxiliar os cirurgiões em procedimentos específicos. São projetados para encaixar perfeitamente na anatomia do paciente, orientando cortes, perfurações ou outras intervenções necessárias durante a cirurgia. Por exemplo, na área de ortopedia, para guiar a colocação de parafusos pediculares na coluna vertebral. Com o passar dos anos, estes guias expandiram-se para outras áreas: cirurgia do ombro, quadril, joelho, tornozelo, ortodontia. [90]-[92]

A evolução da tecnologia tem impactado imenso a medicina e, uma das grandes inovações é a criação dos GEP por impressão 3D. Com base em imagens de Tomografia Computorizada (TC) e Ressonância Magnética (RM), possibilita a obtenção de modelos anatômicos em 3D, contribuindo para um planejamento cirúrgico pré-operatório, simulando fases de resseção e reconstrução, placas pré-moldadas, moldes e guias cirúrgicos. [90]-[92]

Acredita-se que com o desenvolvimento dos GEP por impressão 3D, estão e irão revolucionar diversos procedimentos cirúrgicos, proporcionando precisão, eficiência e melhores resultados para o paciente. Uma melhor precisão e eficiência, uma vez que estes guias são desenvolvidos, tendo por base as imagens de TC e RM do paciente, garantido uma alta precisão, reduzindo o risco de erros durante a cirurgia. Possibilita diminuir o grau de invasão, através de abordagens mais conservadoras, preservando as estruturas anatômicas importantes e reduzindo o trauma cirúrgico, traduzindo-se numa menor dor pós-operatória e uma recuperação mais rápida. Um melhor planejamento pré-cirúrgico, por simulação dos procedimentos, permitindo uma melhor visualização das estruturas anatômicas e antecipar possíveis complicações, aumentando a segurança. E não menos importante, a redução do tempo operatório, com um guia específico do paciente, o cirurgião pode realizar os procedimentos com uma maior rapidez e segurança. A orientação precisa dos guias, minimiza a necessidade de ajustes e definição dos processos standard, durante a operação, reduzindo o tempo total da mesma. [90]-[92]

Na Figura 3.1, pode-se observar um GPE, desenvolvido com o objetivo de investigar a viabilidade e utilidade, na cirurgia de descompressão da coluna vertebral, em comparação com a técnica convencional à mão livre. [90]

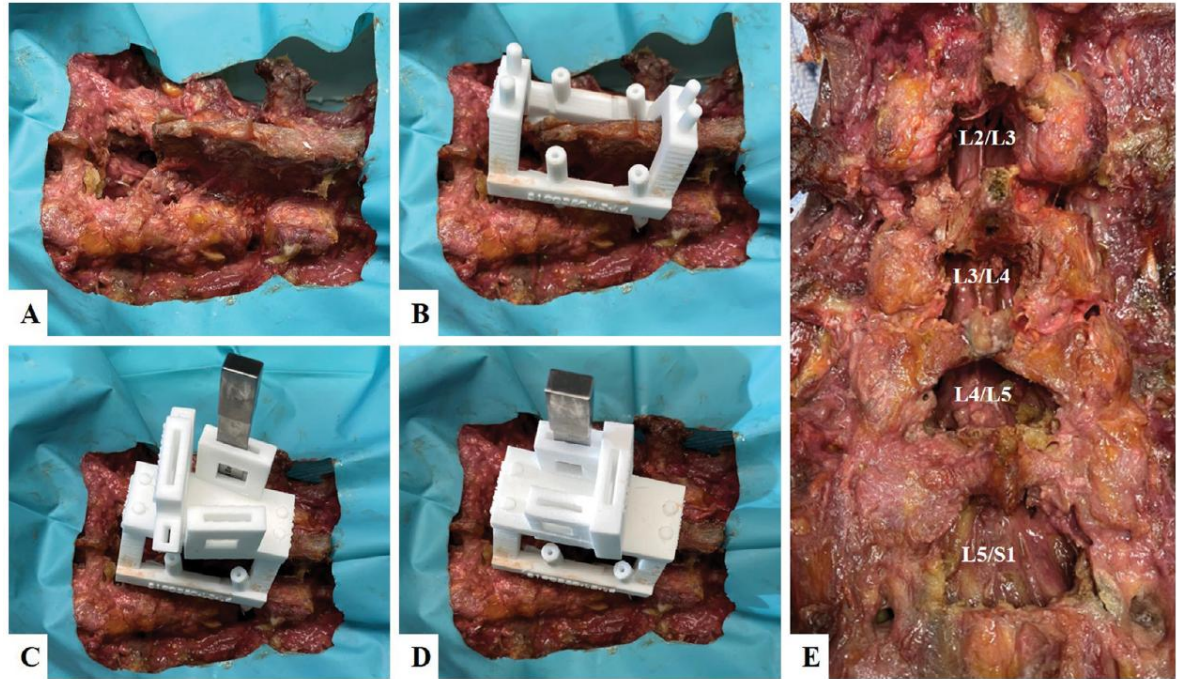


Figura 3.1 - Técnica cirúrgica de descompressão guiada por instrumento específico do doente. (A) configuração cirúrgica. (B) Bloco de ligação à terra fixado às vértebras indicadoras L4/ L5. (C) Primeiro guia de osteotomia fixado ao bloco de solo. O osteótomo com profundidade limitada foi inserido até que o guia impedisse uma maior penetração devido à contacto com o elemento alargador dos osteótomos. (D) Segundo guia de osteotomia acoplável. (E) Estado final de uma amostra após duas descompressões à mão livre (L2/L3 e L3/L4) e duas descompressões guiadas por PSI (L4/L5 e L5/S1).[90]

4. Estado da arte

A orientação e direção dos tuneis tibiais e femorais criados na cirurgia artroscópica na reconstrução do LCA tem sido um tema bastante discutido em reuniões e congressos científicos, uma questão de milímetros e ângulos que tem causado bastante discórdia entre os cirurgiões de joelho. Nesta área, é de conhecimento geral, que existem algumas diferenças na localização da inserção do LCA entre os diferentes pacientes, uma vez que a anatomia humana não é exatamente igual em todos os seres humanos. Existem pequenas diferenças, provocadas por condições de desenvolvimento, genética ou condições adquiridas, dificultando a determinação com exatidão do ponto de inserção anatômico do LCA durante a sua reconstrução. [10]

No entanto, segundo Liu D, Li Y, Li T, et al [5], o sucesso da reconstrução do LCA não depende apenas das técnicas de perfuração transtibial ou anteromedial. Está bastante vincado, que uma reconstrução anatômica do LCA individualizada, especifica para o paciente é particularmente importante.[5] Os autores neste artigo, a partir de imagens médicas por RM do joelho contralateral não lesado, criaram modelos ósseos e ligamentares 3D, que por um conjunto de técnicas, possibilitou desenvolver um guia-específico por impressão 3D (Figura 4.2 A e B), que permite a navegação individual dos tuneis femorais e tibiais, respetivamente.

Resumidamente, por RM do joelho lesado e não-lesado, os autores obtiveram modelos 3D do fêmur, tibia e do LCA. De seguida, por sobreposição de ambos os joelhos realizaram o espelhamento do mesmo, de forma a obter um modelo de inserção do LCA no joelho lesado. Tal procedimento, pode ser observado na figura abaixo.

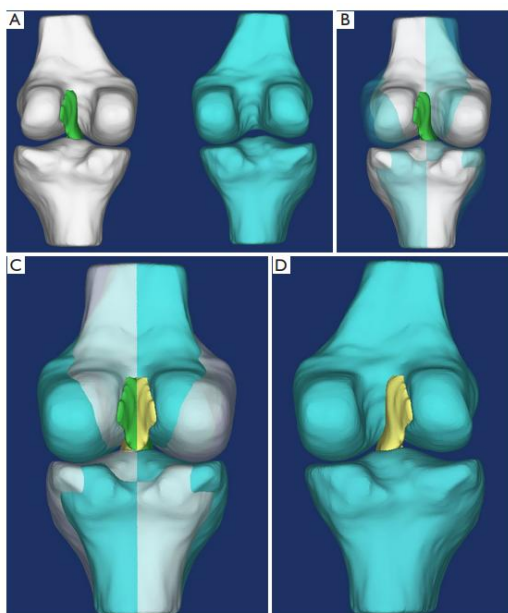


Figura 4.1 - Construção do modelo de LCA afetado usando imagens bilaterais do joelho (tecnologia de fusão de imagens). (A) O modelo de reconstrução 3D das articulações bilaterais do joelho; (B) Ponto de registo dos ossos bilaterais do joelho; (C) a imagem espelhada do LCA do joelho não-lesado foi utilizada para obter um modelo do LCA afetado; (D) o modelo do osso e do LCA afetados. Adaptado de: [5]

De seguida, com a determinação do modelo do LCA no joelho lesado procederam ao desenvolvimento do guia-específico, tanto femoral como tibial, modelo este que pode ser observado na Figura 4.2A e Figura 4.2B respetivamente. Aplicaram em vinte e três pacientes com a lesão do LCA, cujo principal objetivo era que os resultados da reconstrução real (cirurgia) sejam os mais precisos possíveis comparativamente com a posição/orientação planeada na pré-operação. Exploraram se a peça desenvolvida melhoraria a exatidão da localização dos tuneis, por consequente, melhorar os resultados clínicos.

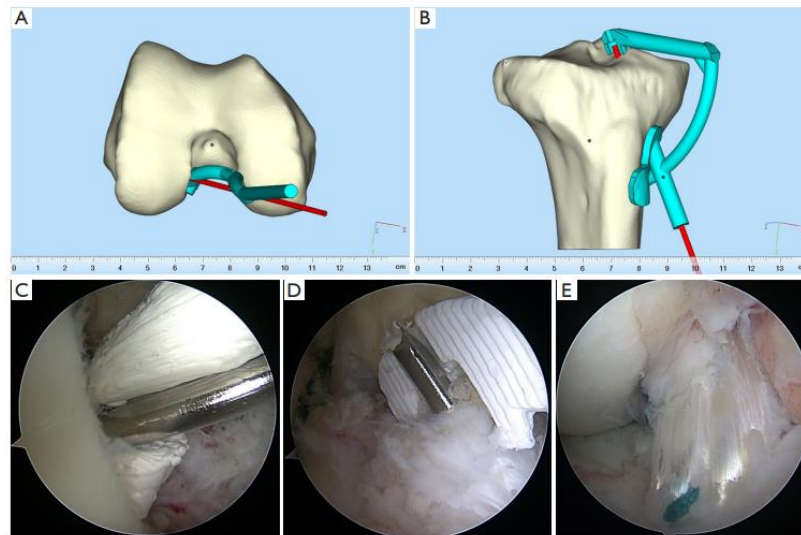


Figura 4.2 – (A) O design do modelo de navegação impresso em 3D do fémur. (B) design do guia tibial. Observação artroscópica do uso intraoperatório do modelo de navegação impresso em 3D. (C) do fémur. (D) da tíbia. (E) Observação artroscópica do enxerto após a reconstrução. Adaptado de: [5]

Segundo Rankin I, Rehman H, Frame M, [93] demonstraram que as reconstruções tradicionais do LCA através de técnicas não anatómicas poderão provocar, a longo prazo, um grau de instabilidade e alterações degenerativas do joelho. O trabalho desenvolvido por estes autores teve como objetivo o desenvolvimento de um guia-específico femoral para cada paciente, que auxilia a colocação anatómica do enxerto de LCA dentro do túnel femoral.

A partir de imagens por Ressonância Magnética (MRI) do joelho contralateral não lesado, identificaram a pegada femoral nativa do LCA (footprint) e sua posição anatómica em relação às bordas da cartilagem articular femoral. Posteriormente, calcularam as distâncias para determinar a posição do centro do footprint em relação às bordas da cartilagem articular. A média das múltiplas medições foi a usada. Tal procedimento, pode ser observado de uma forma sucinta na figura abaixo.



Figura 4.3 - RM anotada destacando os marcos anatômicos analisados (pontos vermelhos): a pegada femoral nativa do LCA do paciente (1) e a borda proximal (2), distal (3) e posterior (4) da cartilagem articular na parede lateral do entalhe femoral. As setas pretas associadas aos números brancos representam as distâncias determinadas para a criação do guia do LCA: comprimento interno total do guia (proximal aos pontos distais da cartilagem femoral, distância 1) e a posição da pegada femoral nativa do LCA em relação aos três pontos da cartilagem articular (distâncias 2, 3 e 4). Ponto vermelho 1 (PF): pegada femoral. Ponto vermelho 2: Borda proximal da cartilagem articular. Ponto vermelho 3: Borda distal da cartilagem articular. Ponto vermelho 4: Borda posterior da cartilagem articular. Distância 1: Proximal – distal. Distância 2: Proximal – pegada femoral. Distância 3: Distal – pegada femoral. Distância 4: Posterior – pegada femoral. Adaptado de: [93]

Recorreram a um software de processamento de imagem para elaborar o design do guia-específico, posteriormente impresso em 3D, em três tipos de materiais diferentes: aço inoxidável 316L, plástico PA220 e um fotopolímero à base de acrílico transparente, com um orifício de 3mm local de inserção do guia femoral como ponto de partida para a perfuração do osso. Os três guias de matérias diferentes podem ser observados na figura abaixo.



Figura 4.4 – Os três guias-específicos de cada paciente para a formação do túnel femoral na reconstrução do LCA, em três materiais diferentes: aço inoxidável 316L, plástico PA220 e fotopolímero à base de acrílico transparente. Adaptado de: [93]

Segundo Raposo C, Barreto J, Sousa C et al [94], a posição e orientação anatômica correta do túnel femoral na cirurgia da reconstrução do LCA é crucial à estabilidade da articulação, afirmando que a técnica de perfuração do túnel é o processo mais desafiante desta cirurgia. Os autores, apresentaram o primeiro guia de perfuração do túnel baseado somente por vídeo em ambiente intra-operativo. Resumidamente, os autores usaram pequenos marcadores visuais que são anexados ao osso, mais concretamente na região intercondilar e, por recurso ao artroscópio devidamente calibrado, são registadas distâncias 3D e posições relativas, que posteriormente com recurso a um algoritmo estabelecem a relação entre as posições do modelo pré-operativo (obtido por RM) e a anatomia do paciente. Quando alinhadas, o cirurgião pode perfurar o osso num ponto verde que surge no artroscópio correspondente ao local nativo do LCA. As principais etapas da abordagem adotada pelos autores podem ser observadas na figura abaixo.

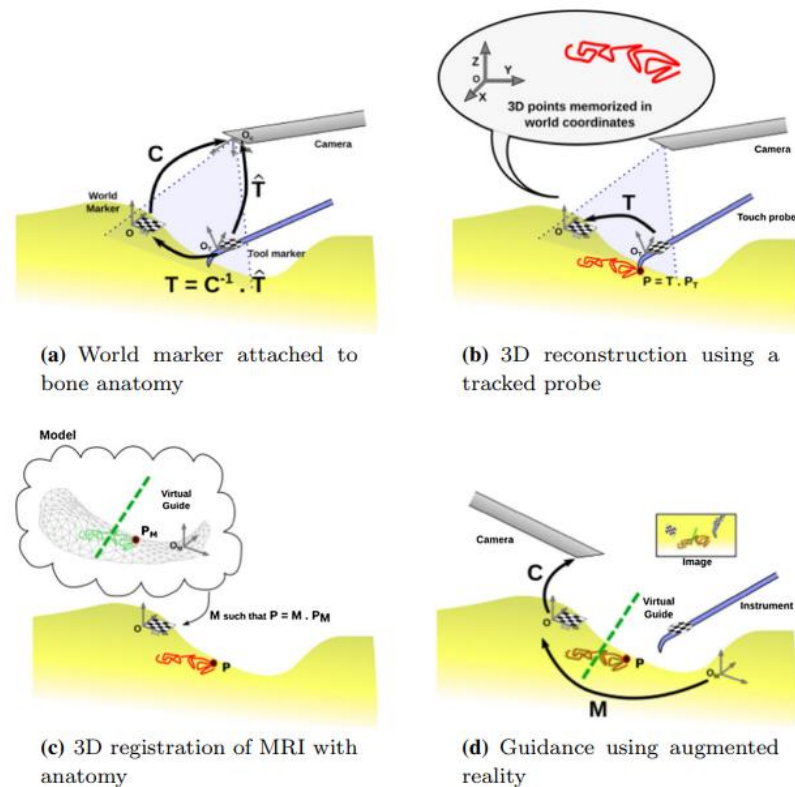


Figura 4.5 – Principais etapas da abordagem proposta. (a) estimativa do posicionamento por 3D, pelos marcadores no interior da articulação. (b) Reconstrução 3D a partir dos pontos e contornos da superfície óssea. (c) Registo 3D, possibilitando a obtenção de um modelo pré-operativo. (d) Informação de orientação do túnel sobreposta no vídeo artroscópico utilizando realidade aumentada. Adaptado de: [94]

5. Materiais e Métodos

Após a explicação e enquadramento teórico desta articulação, este capítulo será dedicado à descrição de todas as ferramentas e softwares utilizados desde a idealização do guia-específico até ao seu desenvolvimento. Primeiramente, discutiu-se qual seria a melhor abordagem do guia, tanto no fémur como na tíbia. De seguida, comecei por estabelecer um conjunto de passos para o desenvolvimento deste projeto, de forma averiguar os softwares necessários. Determinados as diferentes etapas e softwares necessários, procedi para o desenvolvimento do guia, aplicando um conjunto de processos, finalizando com a impressão dos modelos ósseos e do guia-específico.

5.1 Requisitos necessários

O desenvolvimento dos guias-específicos femoral e tibial apresentados neste projeto exigiu uma abordagem multidisciplinar, integrando conhecimentos da anatomia cirúrgica, engenharia biomédica, desenho assistido por computador (CAD), tecnologias de produção, bem como princípios fundamentais da biomecânica e instrumentação ortopédica. Para garantir a viabilidade técnica e a aplicabilidade clínica dos dispositivos criados, foram definidos e cumpridos diversos requisitos funcionais, técnicos e operacionais, tanto ao nível do projeto digital quanto da sua materialização física.

Relativamente aos requisitos funcionais e clínicos, exige-se uma **compatibilidade com a técnica cirúrgica convencional**, uma vez que os foram desenvolvidos com base nas etapas descritas do protocolo cirúrgico da reconstrução do Ligamento Cruzado Anterior, nomeadamente os passos 4 e 5, correspondentes à formação dos túneis femoral e tibial, respetivamente. A compatibilidade com o sistema **Stryker VersiTomic®** foi tida como prioridade, garantindo a integração eficaz dos guias com os apontadores femoral e tibial da referida marca, sem comprometer a estabilidade ou usabilidade intraoperatória. A **precisão na orientação do fio guia**, os dispositivos foram concebidos para permitir um posicionamento exato do fio guia, promovendo uma perfuração precisa e reprodutível do túnel ósseo, com o objetivo de reduzir a variabilidade cirúrgica e o tempo operatório.

Os requisitos de modelação, dou ênfase à **personalização anatómica**. O desenvolvimento dos guias teve por base modelos anatómicos digitais (tíbia e fémur), permitindo uma adaptação morfológica exata à topografia óssea do paciente. Os **softwares utilizados**, que estão detalhados mais à frente, **MeshMixer®**, para manipulação inicial dos modelos anatómicos e posicionamento preliminar dos apontadores e, **Rhinoceros®**, para o desenvolvimento detalhado das geometrias dos guias, por aplicação de operações booleanas e criação de superfícies de contacto com os apontadores e o osso. **Estrutura Modular dos Guias**, ambos os guias foram projetados com uma estrutura de três peças (macho, fêmea e sistema de segurança), facilitando a montagem, o encaixe mecânico e a robustez estrutural necessária durante o procedimento.

Sobre os **requisitos de fabrico e impressão 3D**, os protótipos foram impressos com recurso à impressora **Phrozen Mega 8K**, baseada em tecnologia **LCD**, capaz de oferecer resolução adequada para protótipos anatómicos e funcionais, com rapidez de fabrico e custo reduzido. Foi utilizada a **resina M68 White Tough**

ABS, selecionada por apresentar propriedades mecânicas adequadas para fins demonstrativos e de validação dimensional. A seleção dos materiais teve em consideração propriedades como resistência à tração e flexão, módulo elástico, deflexão térmica, e capacidade de esterilização.

Relativamente aos requisitos **operacionais e de aplicação intraoperatória**, os guias foram concebidos para montagem intuitiva e rápida sobre os apontadores existentes, minimizando a complexidade operatória e permitindo integração fluida na rotina cirúrgica. O **posicionamento anatómico**, a 45 graus dos apontadores relativamente ao plano ósseo e o contacto direto com a região do **footprint** do LCA garantem um posicionamento guiado fiável e reproduzível.

5.2 Idealização do projeto

Depois de uma análise profunda dos trabalhos já desenvolvidos, referidos no capítulo 4, conjuntamente com o doutor orientador Thiago Aguiar e membros da empresa Jodrax discutiu-se como se iria desenvolver o nosso projeto. Com recurso à instrumentação utilizada em bloco operatório, nomeadamente um guia femoral e um tibial, um fémur e uma tíbia imprimidos em 3D idealizou-se a forma como o nosso guia irá incidir nos ossos, assim como a sua estrutura/formato por meio de uma simples moldagem com plasticina (marcada a vermelho). Tal momento, pode ser observado na Figura 5.1, tanto ao nível do fémur como na tíbia.

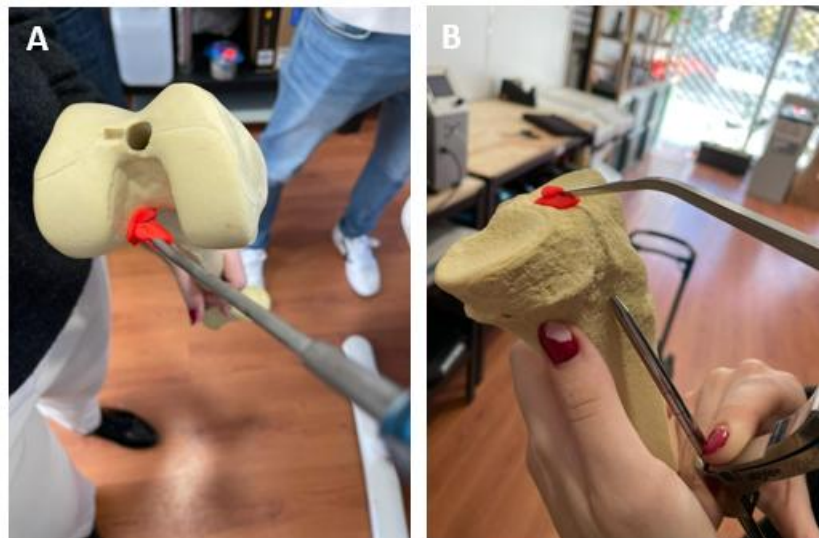


Figura 5.1 - Idealização da aplicação dos guias-específicos (plasticina vermelha) pelos instrumentos cirúrgicos (A. Guia femoral e B. Guia tibial) em moldes ósseos impressos em 3D (A. Fémur e B. Tíbia).

5.3 Softwares e aparelhos utilizados

O primeiro processo de desenvolvimento deste projeto consistiu no scan dos instrumentos utilizados em bloco operatório, nomeadamente, um guia femoral e um tibial, instrumentos estes com elevada relevância uma vez que o guia-específico a desenvolver será um auxílio destes instrumentos. Para tal, o scan dos instrumentos foi realizado por auxílio do aparelho *EinScan-SP Platinum Desktop 3D Scanner*, um aparelho bastante versátil, intuitivo e rápido que permite detalhes pormenorizados. Aparelho com dois modos: Fixed scan e/ou Auto Scan, cujos tempos de obtenção do scan são inferior a 4 segundos e 1 minuto, respetivamente. Este aparelho possui diversos modos de alinhamento: *Feature, Markers, Manual, Turntable e Turntable Coded Targets*, com uma calibração automática simples sem necessidade de configuração rígida. Possui uma excelente precisão fundamental a um scan detalhado (≤ 0.05 mm), com uma câmara 1.3 Mega Pixels, que possibilita detetar o tipo de textura do elemento. [95]

Este aparelho possui um software de acesso gratuito, EXScan S Pro, onde neste caso foi utilizado a versão v3.1.2.0, compatível com qualquer tipo de impressora 3D (STL, OBJ, PLY, ASC, 3MF e P3). Permite uma digitalização rápida e um ajuste da resolução posteriormente no processamento de dados, melhorando a eficiência da digitalização. Uma elevada versatilidade, possibilita a edição da malha obtida, como limpeza, simplificação de dados, suavização, nitidez, medição, entre outros. [95]

Realizada a digitalização, importou-se os ficheiros para um outro software, SolidWorks. É um software 3D que permite criar, similar e publicar modelos através de múltiplas ferramentas disponíveis. Este software criado pelo SolidWorks corporation foi fundado em dezembro de 1993 em Waltham, Massachusetts, USA. Desde 1997 que é propriedade da Dassault Systèmes S.A. (sedeada em Vélizy, França). Um software intuitivo, de fácil aprendizagem possibilitando o desenvolvimento rápido e com melhor custo-benefício de modelos 3D por engenheiros, designers e outros profissionais de tecnologia nas mais diversas áreas: indústrias, medicina, ciência, consumo, educação, tecnologia e transportação. No desenvolvimento deste projeto foi utilizado a versão de SolidWorks 2022 para estudantes fornecida pela FCUL. [96]

Posteriormente, procedeu-se à segmentação de ossos dos pacientes, por um software bastante utilizado no mundo académico, o 3D Slicer. Um programa gratuito, disponível em vários sistemas operativos: Linux, MacOSX e Windows. De acesso aberto para a visualização, processamento, segmentação, registo, análise de malhas e imagens 3D, médicas e biomédicas. Possibilita o planeamento e navegação de procedimentos guiados por imagem e, ainda a capacidade de plug-in de algoritmos e aplicativos extras. Com este software, pode-se segmentar, qualquer região anatómica e suporta várias modalidades de imagem (RM, TC, US, MN e Microscópia). [97]

No entanto, por vezes, é necessário otimizar a segmentação obtida antes de proceder à impressão. Para tal, utilizei o software Meshmixer, que possibilita trabalhar nas malhas triangulares. Melhorar a malha é apenas uma das dezenas ferramentas disponíveis neste software, é também possível preencher furos na estrutura (utilizado em caso de problemas na segmentação dos ossos em regiões sem interesse), o espelho (bastante importante na determinação da posição nativa do joelho lesado), medições 3D e alinhamento automático de superfícies (importante à conceção da estrutura do guia-específico), entre muitas outras utilizadas no desenvolvimento deste projeto. [98]

Para o desenvolvimento dos guias-específicos, mais concretamente, a região de encaixe ao footprint, utilizei o software Rhinoceros ®. É uma poderosa ferramenta de modelação 3D que se destaca pela sua versatilidade e capacidade de trabalhar com uma ampla gama de geometria. Entre as suas

funcionalidades, o Rhinoceros® permite a criação e edição de curvas, superfícies e sólidos NURBS (*Non-Uniform Rational B-Splines*), que são fundamentais para a modelação precisa e suave de formas complexas. Outro ponto forte do Rhinoceros® é a sua capacidade de trabalhar com malhas poligonais, o que o torna uma escolha adequada para várias fases do processo de design, desde a criação até à visualização final. O software permite não só a modelação, mas também a análise, documentação, renderização e animação dos modelos, tornando-o uma ferramenta completa para designers, arquitetos, engenheiros e artistas.[99]

O 3D Builder da Microsoft destaca-se pela sua simplicidade e rapidez na instalação, sendo mais adequado para visualização e impressão de modelos 3D do que para o desenho e criação de modelos. É um software bastante utilizado na aplicação de algumas ferramentas booleanas, um software bastante eficaz neste tipo de ferramentas. [100]

Para a impressão de todos os instrumentos, modelos e guias-específicos, recorreu-se à impressora Phrozen Mega 8k, uma impressora 3D que redefine os padrões de impressão em grande escala, unindo tamanho e qualidade numa só solução. oferece uma nitidez e precisão excepcionais, o que significa que pode criar desde pequenas miniaturas detalhadas até grandes projetos, tornando-se uma ferramenta indispensável para quem deseja transformar ideias ambiciosas em realidade tangível.[101]

5.4 Desenvolvimento do projeto

Nesta secção, explicarei todo o processo envolvido no desenvolvimento do guia-específico. Está dividida em subsecções para uma melhor compreensão da sequência temporal dos diferentes processos até à criação do guia-específico final. Resumidamente, comecei por realizar um Scan 3D dos instrumentos utilizados em bloco operatório, com o objetivo de produzi-los com fins de uso em testes do protótipo final. Posteriormente, devido à disponibilização de imagens de TC e RM, um processamento de imagem foi realizado para se poder trabalhar nas áreas que pretendíamos. Realizada a segmentação, partiu-se para o desenvolvimento do protótipo por desenho 3D e, por fim, realizou-se a impressão dos modelos e guias-específicos desenvolvidos.

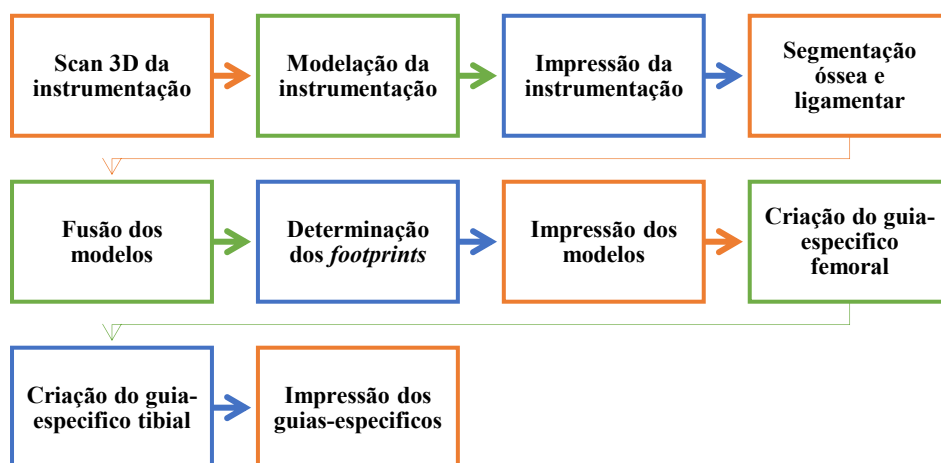


Figura 5.2 - Diagrama explicativo dos diferentes passos no desenvolvimento deste projeto, desde o Scan da instrumentação à impressão dos guias-específicos criados.

5.4.1 Scan, reprodução e impressão dos instrumentos operatórios

Idealizado o conceito e debatido os próximos passos, procedeu-se à primeira parte prática deste projeto. Em parceria com Jodrax, foi possível a realização do scan 3D da instrumentação utilizada em bloco operatório, demonstrados na Figura 5.3 A e B, por meio do EinScan-SP Platinum Desktop 3D Scanner, uma vez que o acesso temporal à instrumentação real era limitado. O posicionamento centrado da instrumentação sobre a placa do aparelho, demonstrado na Figura 5.3, foi propositado, com o objetivo de se obter um scan de alta resolução da porção mais importante da instrumentação, com elevado detalhe das suas extremidades e curvaturas.

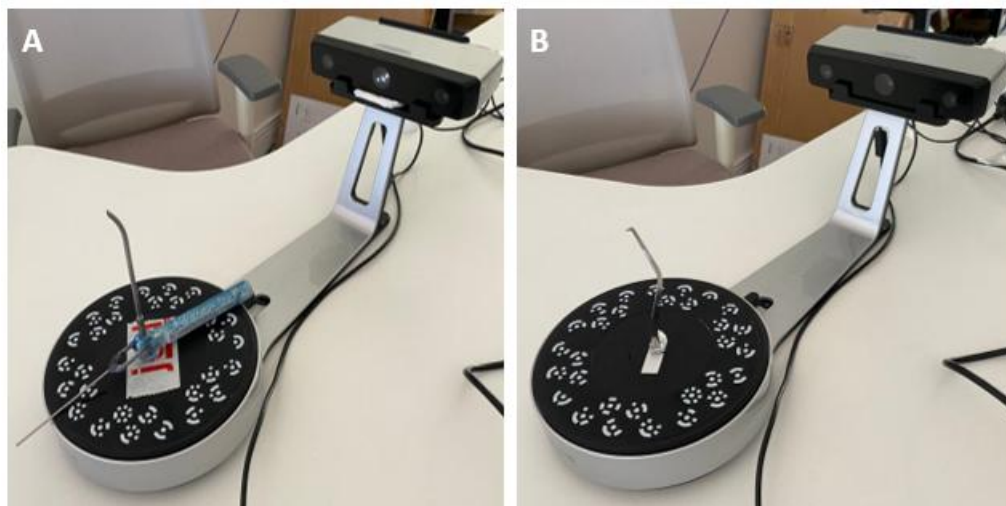


Figura 5.3 - Scan 3D da instrumentação utilizada no bloco operatório na cirurgia da reconstrução do LCA, utilizando o aparelho *EinScan-SP Platinum Desktop*. (A). guia femoral. (B). guia tibial.

Tal como podemos observar na figura acima, tanto o apontador femoral como tibial, são colocados centralmente na posição vertical sobre a placa giratória do aparelho, colados com uma fita-cola branca, uma vez que a placa ao girar 360 graus durante a digitalização iria fazer cair o instrumento. Uma vez que ambos os instrumentos são metálicos, superfície propicia a reflexos, como contributo a um melhor scan, foi aplicado um spray de digitalização anti-refletor. Este spray reveste os instrumentos com um pó branco e seco ao toque, que evapora automaticamente após algumas horas, tornando desnecessária a limpeza do instrumento. Possibilita a criação de excelente contraste, aumentando a precisão do scan realizado, contribuindo para uma digitalização minuciosa. [95]

Posicionada a instrumentação e colocado o spray, prossegui à digitalização, através do software *EXScan S Pro, versão v3.1.2.0*. Comecei por conectar o aparelho ao software e, de seguida, selecionei as *features* que melhor se adequavam ao instrumento a ser digitalizado. Realizado o scan, prossegui para o seu processamento, aplicando um alinhamento (dizer o modelo) e uma otimização global. Depois, uma edição da malha foi realizada para ambos os modelos, *Watertight and Unwatertight Model*. O primeiro modelo, significa que cada aresta do ficheiro. *stl*, possui exatamente dois vizinhos, consequentemente, não existem furos ou arestas múltiplas. Ao contrário do modelo anterior, o *Unwatertight Model*, significa que a malha obtida não está fechada, ou seja, poderão existir orifícios no ficheiro resultante da digitalização. Ambos os modelos foram utilizados devido à sua importância num dos passos mais à frente, que consistiu na retirada das medidas dos instrumentos para a sua reprodução. Na Figura 5.4,

podemos ter uma percepção dos instrumentos digitalizados pré-processados no software anteriormente mencionado. [95]

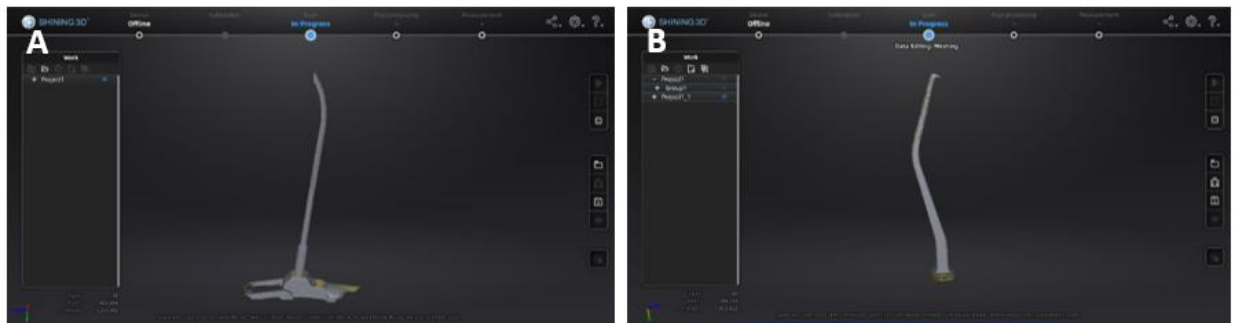


Figura 5.4 - Interface do programa EXScan S Pro, versão v3.1.2.0, após a realização do Scan dos guias. (A) guia femoral. (B) guia tibial.

Realizado o Scan da instrumentação, importou-se o ficheiro .stl proveniente do Scan para o programa SolidWorks. Neste software, foi possível retirar um conjunto de medidas do Scan, a partir da ferramenta *measurements point-to-point*, como comprimentos, larguras, espessuras e curvaturas, tanto da sua estrutura, como de orifícios, necessárias à reprodução dos instrumentos de forma a ficarem praticamente iguais aos instrumentos originais. Na Figura 5.5, é possível observar o resultado obtido da reprodução do guia femoral e tibial, respetivamente. No Anexo, é possível observar com maior detalhe os guias produzidos, através do respetivo desenho 2D.

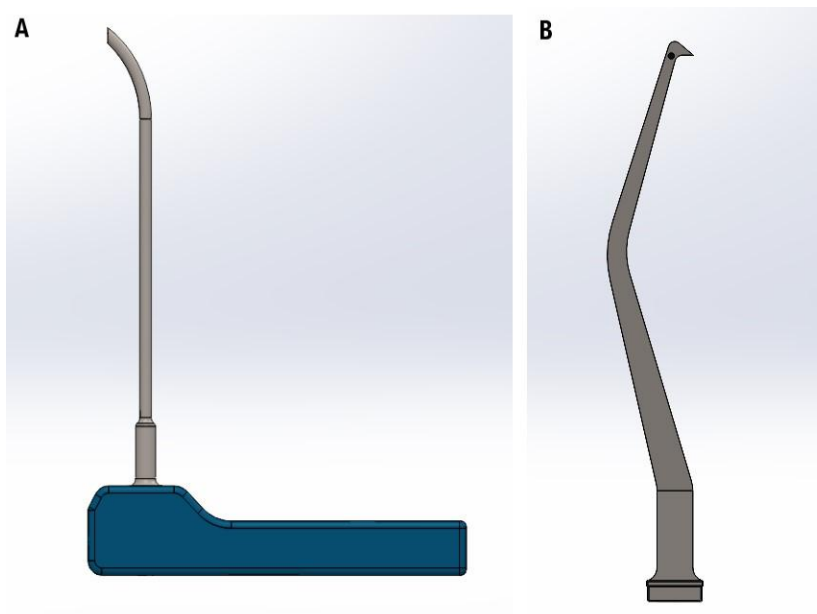


Figura 5.5 – Modelação 3D dos guias utilizados na RLCA. (A) Guia femoral. (B) Guia tibial.

A partir das mais diversas medidas do Scan, foi possível reproduzir tanto o guia femoral, como o guia tibial, demonstrados na Figura 5.6, com o intuito de serem impressos e, futuramente, utilizados em testes experimentais do protótipo final (guia-específico). De forma a avaliar esta reprodução, foi realizado um alinhamento manual entre o guia femoral digitalizado e o desenhado/reproduzido, assim como, entre o guia tibial digitalizado e o desenhado, tal como podemos observar na Figura 5.6, respetivamente.

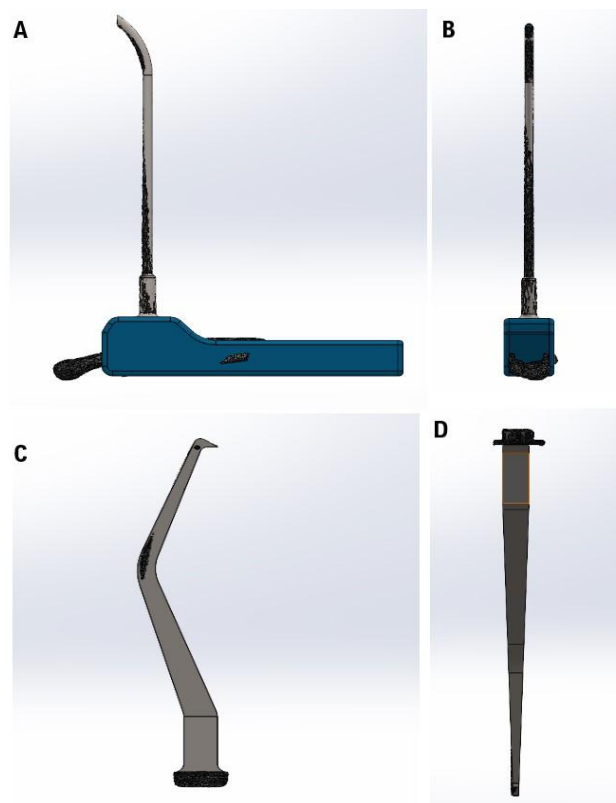


Figura 5.6 - Sobreposição dos guias modelados e os guias digitalizados nos diferentes planos. (A) e (B) Alinhamento do guia femoral modelado e digitalizado, sem anomalias, em dois planos diferentes. (C) e (D) Alinhamento do guia tibial modelado e digitalizado, com pequena anomalia na extremidade, em dois planos diferentes.

Tal como podemos observar na figura acima, tanto o alinhamento do guia femoral como tibial é bastante bom, mas não é perfeito e, isto deve-se ao facto dos instrumentos sujeitos ao scan apresentarem um certo grau de uso, que provocou uma ligeira deformação na sua estrutura. No entanto, tal, é mais perceptível na extremidade do guia tibial, uma vez por ser uma região menos forte, sujeita a forças maiores.

Assim, desenvolvidos os apontadores, procedi à impressão 3D de ambos. Tratando-se de modelos, para fins práticos e demonstrativos, a impressão realizada utilizou-se uma resina simples de baixo custo, K Black Tough ABS Resin, com a técnica LCD, *Liquid Crystal Display* (ecrã de cristais líquidos) que, resumidamente, ilumina uma secção transversal da impressão 3D usando um ecrã LCD para mascarar a fonte de luz UV. Na Tabela 5.1 Tabela 5.1 - Propriedades mecânicas da resina K Black Tough ABS Resin , utilizada na impressão dos apontadores, tendo em conta o tipo de método aplicado., podemos observar algumas propriedades da resina utilizada na impressão de ambos os apontadores, por meio da técnica LCD, com o respetivo método de referência internacional. [102]

Tabela 5.1 - Propriedades mecânicas da resina K Black Tough ABS Resin , utilizada na impressão dos apontadores, tendo em conta o tipo de método aplicado.[102]

Propriedades Mecânicas	Método de Teste	Valor
Resistência à Tração	ASTM D638-14	48.5 MPa
Resistência à Flexão	ASTM D790-10	60.8 MPa
Viscosidade (25 °C)	ASTM D4212-10	365 mpa.s

Deflexão Térmica (0.455 MPa)	ASTM D648-18	60 °C
------------------------------	--------------	-------

Existem outras duas técnicas: SLA, *Stereolithography*, em português, Estereolitografia. E a técnica, DLP, *Digital Light Processing*, em português, Processamento por luz direta. No entanto, a primeira é menos demorada, menos pormenor. Neste caso, recorreu-se a uma impressora Phrozen Mega 8K, com a técnica LCD. Resumidamente, tendo em conta à impressora e resina utilizada, aplicou-se um *infill* de 100%, uma espessura da layer de 0.05mm, 4 segundos de exposição UV por *layer*. A orientação da peça na plataforma/base de impressão, foi com a região plana assente, de forma que a região crítica dos apontadores (sua extremidade) não possua suportes para evitar tratamento à posteriori da impressão.[102]

Assim, na Figura 5.7, podemos observar o resultado da impressão de ambos os apontadores, por meio da técnica LCD e resina K Black, anteriormente mencionados.



Figura 5.7 - Impressão 3D do apontador femoral e tibial, por meio da resina mencionada anteriormente e pela técnica de impressão LCD.

5.4.2 Segmentação óssea e ligamentar

Reproduzidos os instrumentos utilizados na cirurgia de RLCA, procedeu-se à segmentação óssea e ligamentar do paciente que participou neste estudo. Para tal, recorri ao programa 3D Slicer, um software bastante utilizado no sector médico e/ou biomédico. No entanto, para realizar este processo é necessário imagens médicas. Por autorização do departamento de imagiologia do Hospital Curry Cabral, o paciente que participou neste estudo neste estudo, aceitou a disponibilização das imagens médicas por RM e TC, que foram tratadas por um conjunto de ferramentas disponibilizadas pelo software anteriormente mencionado, que explicarei detalhadamente em seguida.[97]

Relativamente à segmentação óssea, deu-se prioridade às imagens obtidas por TC, uma vez que esta possibilita um melhor contraste entre as estruturas óssea, com elevado detalhe, que até algumas

anomalias estruturais poderão pronunciar-se (uma vez que os ossos das pessoas não são todos iguais). Para tal, neste estudo recorreu-se a imagens de cortes de 1 mm, na região da articulação do joelho.

Obtido o volume de imagens, estas foram importadas para o 3D Slicer e, iniciou-se o processo de segmentação. Comecei por criar uma *layer* como máscara, aplicando um *Threshold* ajustado manualmente até que os ossos de interesse (tíbia e fêmur) ficassem completamente delineados. De seguida, criei mais três *layers* (“fêmur”, “tíbia” e “outro”) que por auxílio da ferramenta *Paint*, nos três diferentes planos (sagital, axial e coronal) pintei as regiões referentes ao fêmur, tíbia e outro nas respetivas *layers*. Passo a explicar, que a *layer* designada por “outro”, corresponde à região envolvente dos ossos de interesse.

Posteriormente, foi aplicado um procedimento semiautomático, *Grow from Seeds*, que vai calcular e separar as regiões pintadas, sendo possível obter dois segmentos distintos dos ossos de interesse. A partir deste método, já é possível observar tridimensionalmente a segmentação óssea. No entanto, por este processo, os ossos desta região (fêmur, tíbia, patela e fíbula) ficam segmentados. Na Figura 5.8, é possível observar o layout do software até esta fase da segmentação.

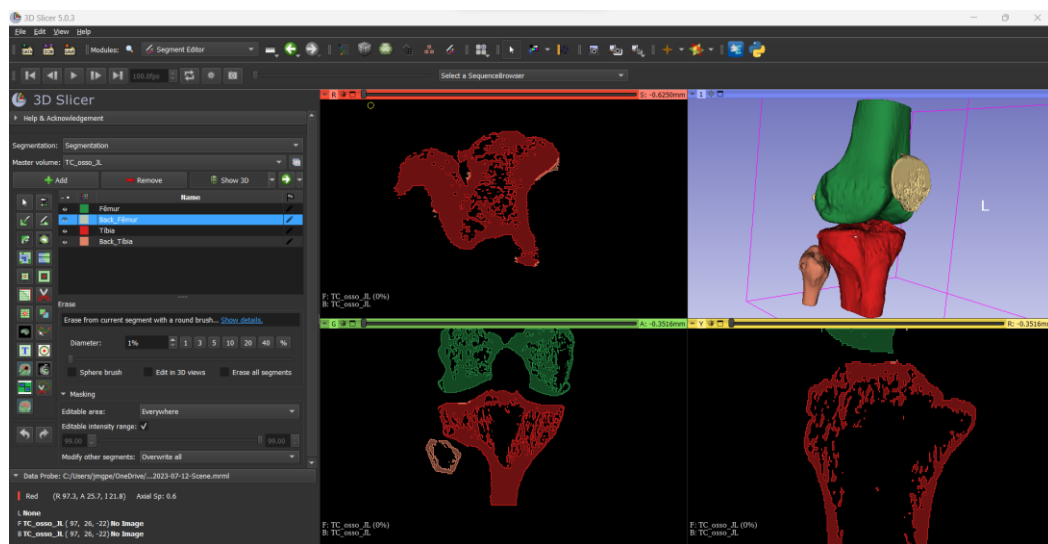


Figura 5.8 - Layout do software 3DSlicer, utilizado para a segmentação do paciente por imagens de TC. Estão apresentados os 3 planos anatómicos da TC (Vermelho - plano axial; Verde - Plano coronal; Amarelo - plano sagital). No canto superior direito, é possível observar tridimensionalmente, os ossos da região do joelho (fêmur, patela, tíbia e fíbula).

Como a patela e a fíbula, não são ossos de interesse ao projeto, decidi escondê-las. Tratando-se de um procedimento semiautomático, certas regiões ficam com alguns erros associados, assim, pequenas correções foram feitas ao logo dos cortes, manualmente, possibilitando sucessivas atualizações, recalculando e segmentando o osso de interesse, corrigindo os erros.

Após aplicação deste procedimento, a segmentação possui relevos e deformidades na superfície óssea, para tal, apliquei um *smoothing* pouco intenso de forma a eliminar estas deformidades, suavizando a superfície e, acima de tudo não alterar a estrutura óssea nativa do paciente, não afetando futuramente o encaixe do guia-específico à superfície, tanto do fêmur como na tíbia. Na figura abaixo, podemos observar o resultado da segmentação óssea do fêmur e da tíbia, do joelho direito.

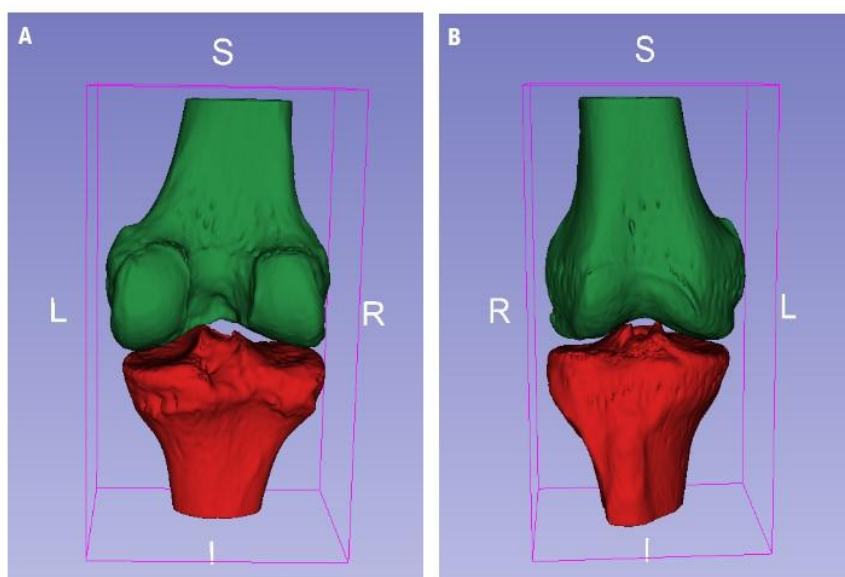


Figura 5.9 - Modelo 3D resultante da segmentação por TC. A verde é possível observar o fêmur e a tíbia a vermelho. (A) Vista posterior. (B) Vista anterior.

Realizada a segmentação óssea, procedi à segmentação do ligamento (LCA) por imagens de RM. Por consequente, é necessário fazer a segmentação de todo o joelho não lesado (contralateral), ou seja, osso e ligamento, com o intuito de averiguar o local de inserção do ligamento no fêmur e na tíbia (*footprint*).

Uma vez que a modalidade de imagem da RM é diferente à TC, o processo de segmentação é um pouco diferente, devido ao diferente gradiente de intensidades. À semelhança da segmentação em imagens de TC, comecei por criar as diferentes *layers*, “fêmur”, “tíbia” e “outro”. No entanto, no seguinte passo não realizei um *threshold* devido ao explicado anteriormente. Comecei por pintar os ossos de interesse (fêmur e tíbia, separadamente) e o “outro” a região envolvente a cada osso. De seguida, apliquei também o

procedimento semiautomático, *Grow from Seeds*, que vai calcular e separar as regiões pintadas, sendo possível obter dois segmentos distintos dos ossos de interesse. Aplicando sucessivas correções, o algoritmo vai corrigindo e obtemos um modelo 3D dos ossos. Aplicando um *smoothing*, de baixa intensidade, obtém-se um modelo tridimensional mais apresentável, como é demonstrado na figura abaixo.

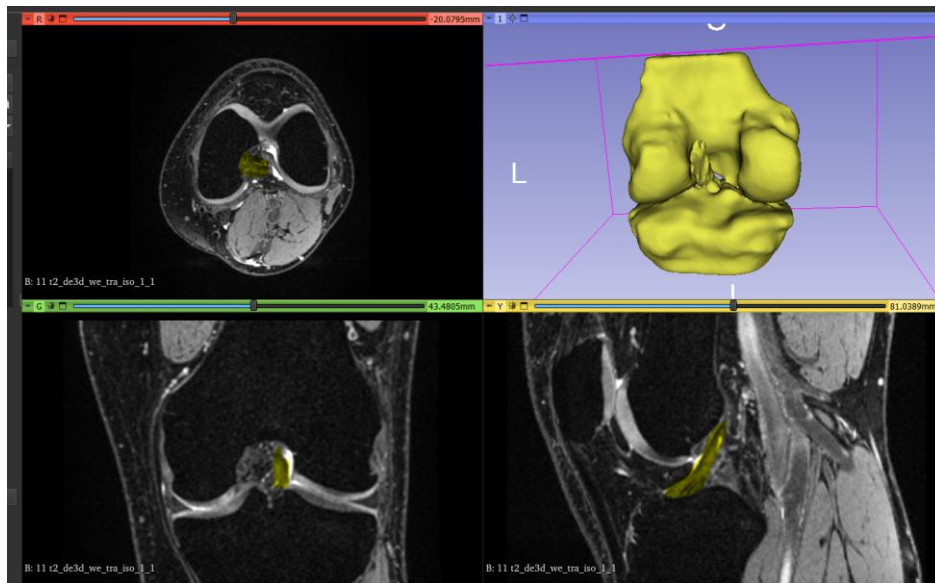


Figura 5.10 – Visualização da RM do joelho não-lesado nos diferentes planos e respetiva segmentação óssea e ligamentar do joelho em questão.

De seguida, realizei o mesmo processo para o LCA. Apesar de mais demorado, comecei por “pintar” corte a corte o LCA, nos diferentes planos, assim como a região envolvente. Aplicando o mesmo processamento, *Grow from Seeds*, foi possível obter um ligamento tridimensionalmente, com as suas interseções no fémur e tíbia, bem visíveis - Figura 5.11.

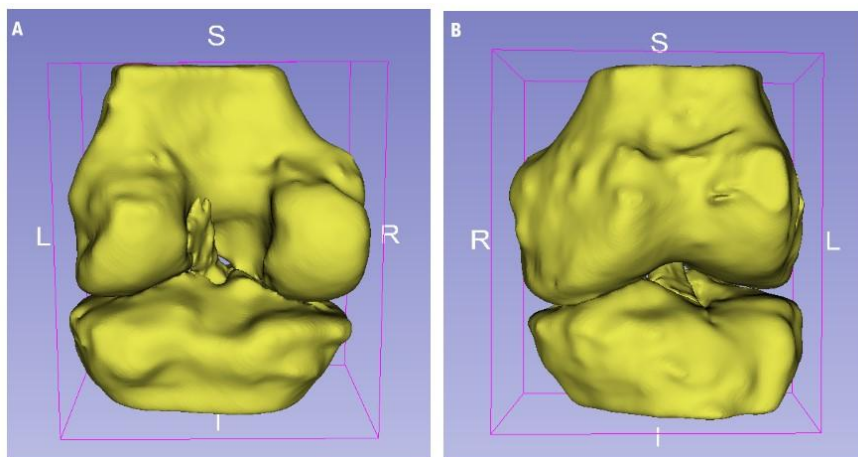


Figura 5.11 - Modelo 3D da joelho não-lesado (amarelo), onde é possível observar o fémur, tíbia e LCA. (A) Vista posterior da articulação. (B) Vista anterior da articulação.

Realizada a segmentação do joelho esquerdo, optei por fazer o mesmo processo para o joelho lesado (direito) por RM. Neste caso, como o ligamento está danificado, realizei apenas uma segmentação óssea.

Esta segmentação teve apenas como objetivo obter o modelo do joelho lesado, para realizar a sua sobreposição com o joelho não lesado. Ao invés, de obter a inserção do LCA por aplicação de espelho, uma sobreposição de ambos os modelos, atribui uma melhor fiabilidade da possível localização do LCA no joelho lesado.

Terminada a segmentação óssea e ligamentar, guardei os ficheiros no formato. stl, necessário para trabalhar nos modelos obtidos. Ao guardar, o software 3D Slicer, guarda individualmente os ossos obtidos em ficheiros separados, facilitando o próximo processo deste projeto, mencionado anteriormente.

5.4.3 Criação e impressão do modelo de trabalho / Sobreposição dos modelos RM com TC.

Terminada toda a segmentação necessária ao projeto, passei ao próximo passo. Com recurso aos dois softwares, MeshMixer e Rhinoceros®, foi possível a desenvolver o guia-específico do paciente em estudo.

Em primeiro lugar, comecei por importar os modelos 3D obtidos das imagens de RM do joelho não-lesado (amarelo) e do joelho lesado (castanho-claro) para o MeshMixer. Na figura abaixo, é possível observar os modelos lado-a-lado na vista anterior e posterior.

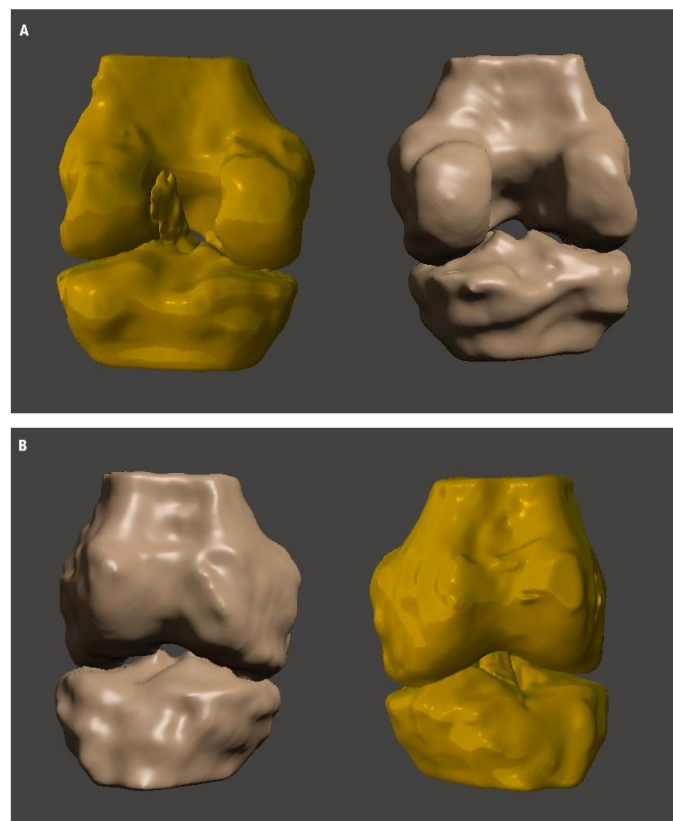


Figura 5.12 - Modelo 3D do joelho não-lesado (amarelo) e do joelho lesado (castanho-claro). (A) Vista posterior de ambos os modelos; (B) Vista anterior de ambos os modelos.

De seguida, comecei por trabalhar no joelho esquerdo, o não-lesado. Com o LCA intacto, aplicando um conjunto de ferramentas do software, é possível obter o local de inserção do LCA no joelho contralateral (joelho lesado). Assim, para determinar o *footprint* femoral, comecei por aplicar um espelho central ao fémur e tibia, no ponto de origem (Figura 5.13A), de forma a obter a inserção do LCA

na região proximal intercondilar (Figura 5.13B). Obtido o espelho do LCA, isolei a região proximal de interesse (Figura 5.13C).

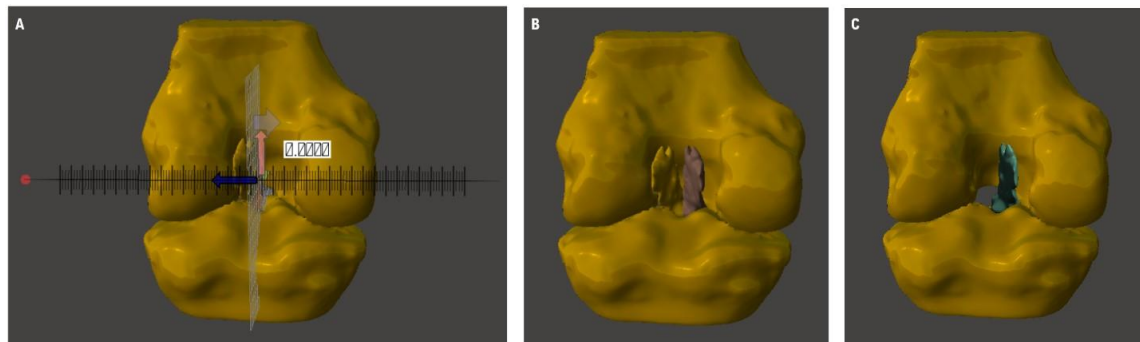


Figura 5.13 - Determinação do suposto LCA, por aplicação de um espelho ao ligamento nativo do joelho não-lesado. (A) Aplicação de um espelho no ponto de origem de modelo. (B) obtenção do LCA espelhado. (C) O segmento do LCA obtido isolado.

Posteriormente, com recurso a uma transformada manual, realizei a sobreposição do joelho não-lesado, com o LCA espelhado (Figura 5.13C), com o modelo do joelho lesado (castanho-claro), de forma a obter uma melhor fiabilidade da localização do LCA no joelho contralateral ao original. Tal processo, pode ser observado na figura abaixo.

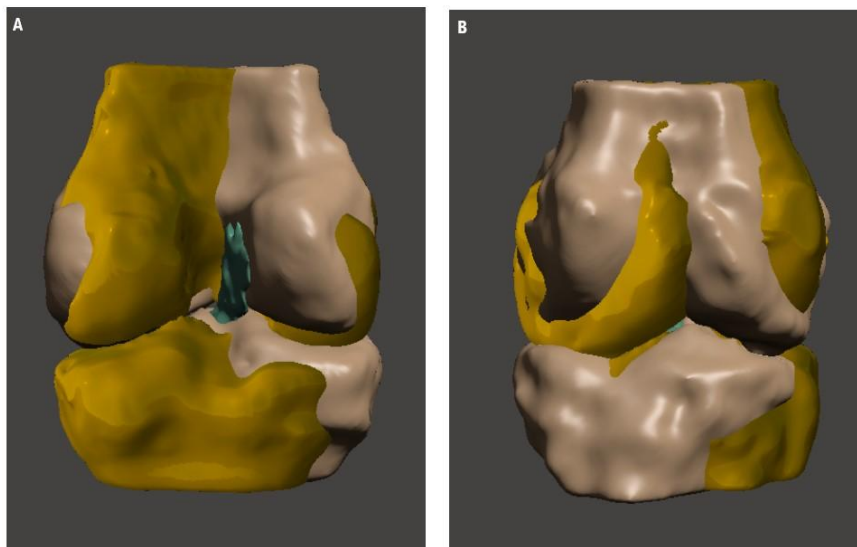


Figura 5.14 - Sobreposição de ambos os modelos obtidos por RM, do joelho lesado e não-lesado. (A) vista posterior. (B) Vista anterior.

Realizada a sobreposição, ao esconder o modelo do joelho não-lesado, obtemos o modelo do joelho direito com a suposta posição nativa do LCA no joelho lesado. Tal, pode ser observado na Figura 5.15.

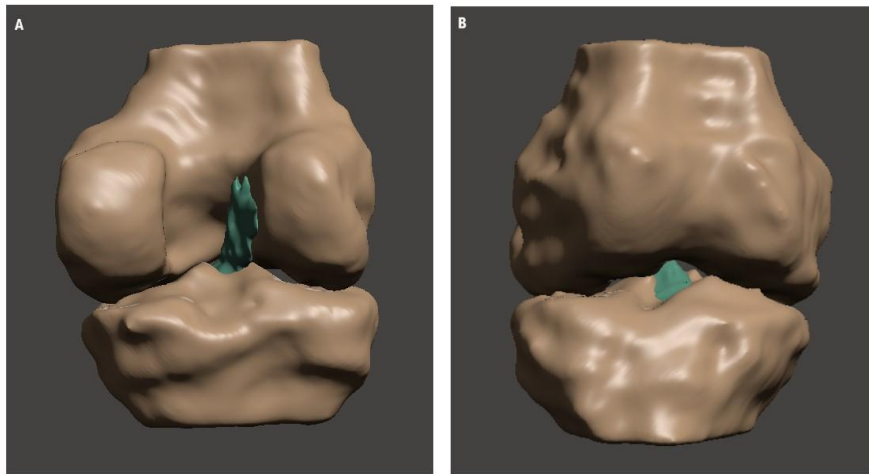


Figura 5.15 - Modelo 3D do joelho lesado, com suposta posição nativa do LCA, por RM. (A) Vista posterior. (B) Vista anterior.

Determinada a posição, importei o modelo obtido por TC do joelho lesado (Figura 5.9) e, sobrepos ao modelo em cima observado (por RM), do mesmo joelho. Tal, foi efetuado, uma vez que os modelos obtidos por TC, possuem uma melhor definição óssea do paciente, contribuindo para um guia com maior precisão. Novamente por aplicação de uma transformada manual, efetuou-se a sobreposição de ambos os modelos, RM e TC, do joelho lesado. Na figura abaixo, é possível observar a sobreposição de ambos os modelos do joelho lesado, por aplicação de uma transformada manual.

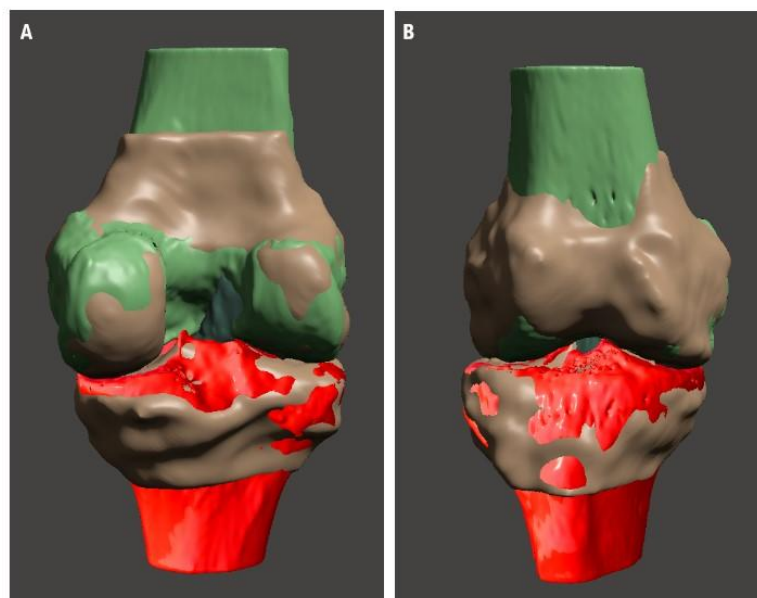


Figura 5.16 - Sobreposição de ambos os modelos, TC e RM, do joelho lesado, com suposta posição nativa do LCA, por aplicação de uma transformada manual. (A) vista posterior dos modelos. (B) vista anterior dos modelos.

Como cada estrutura óssea é um ficheiro autónomo, realizada a sobreposição, é possível esconder os elementos não necessários ao projeto. Isto possibilita obter um modelo constituído pelo fémur e tíbia pelas imagens de TC, com o LCA na posição e orientação correta pelas imagens de RM. Modelo principal ao desenvolvimento do guia femoral e tibial. Tal, pode ser observado na Figura 5.17.

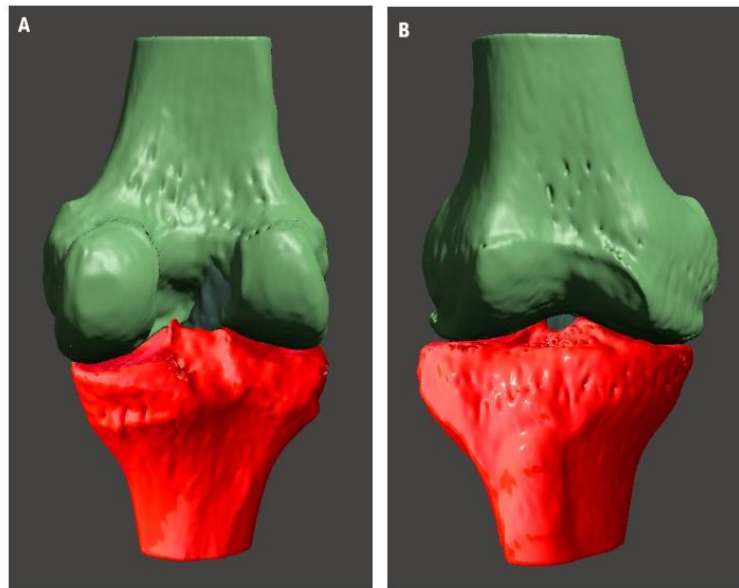


Figura 5.17 - Modelo 3D do joelho lesado, com suposta posição nativa do LCA, por aplicações de imagens de TC para o fémur e tíbia e, imagens de RM do joelho contralateral para identificar a posição do LCA. (A) vista posterior do modelo de trabalho. (B) vista anterior do modelo de trabalho.

Desenvolvido o modelo, para fins práticos e demonstrativos, procedi à impressão de ambos os ossos, fémur e tíbia, resultantes da segmentação óssea pelas imagens de TC. Tratando-se de um modelo demonstrativo, a impressão realizada utilizou-se a resina de baixo custo, a mesma para a impressão dos apontadores desenvolvidos, através do mesmo processo (LCD), com as mesmas especificações e condições. Assim, na figura abaixo, podemos ver o resultado da impressão de ambos os ossos.



Figura 5.18 - Impressão 3D do fémur e da tíbia, pelas imagens de TC, para fins demonstrativos e práticos ao projeto, pelo processo LCD, com a resina K Black. (A) Vista posterior do fémur e da tíbia. (B) vista anterior do fémur e da tíbia.

5.4.4 Desenvolvimento do Guia-específico femoral.

Criado o modelo, parti para a fase de criação do guia-específico. Este processo, pode ser dividido em duas fases: desenvolvimentos das peças de encaixe ao apontador (Figura 5.19), usando o SolidWorks e o desenvolvimento da peça de encaixe ao *footprint*, usando o software Rhinoceros®

O conceito do guia-específico, que acaba por ser de uso único, consequentemente, tem de ser bastante simples. Metodologia por encaixe à instrumentação já existente, como se fosse um Lego®, tornando-se bastante prático o montar e desmontar da peça.

Inicialmente esta peça, é composta por três peças: lado direito, lado esquerdo e um cilindro. O lado direito possui oito pins, ao longo de uma curvatura, que acompanha o ângulo do apontador, devidamente espaçados (quatro em cima e quatro em baixo) e, uma extensão mais fina na região mais distal à extremidade do apontar, que irá servir como segurança.

A peça do lado esquerdo, praticamente igual à peça da direita, com a nuance, que ao longo da curvatura possui pequenos orifícios, coincidentes e concêntricos para com os pinos da peça direita, possibilitando, a união de ambas as peças por aperto. Na Figura 5.19, é possível observar ambas as peças de encaixe, direita e esquerda.

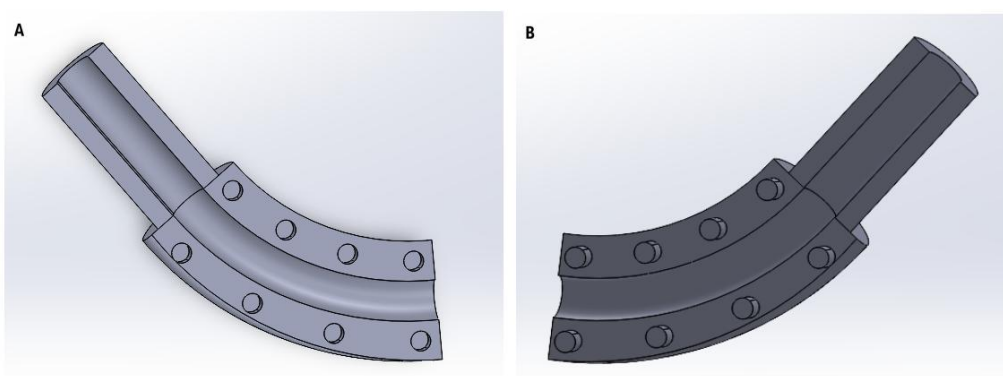


Figura 5.19 - Desenvolvimento das peças de encaixe ao apontador, no SolidWorks. (A) Peça do lado direito, constituída por 8 pins. (B) Peça do lado esquerdo, com furos concêntricos e coincidentes aos pins.

Como fator de segurança, na zona mais distal à extremidade do apontador, a região fina de ambas as peças de encaixe (Figura 5.19), foi desenvolvido um sistema de segurança às peças de encaixe, um anel, que por aperto, irá transmitir confiança à utilização e montagem da peça, impedido o desacoplamento de ambas as peças e a sua movimentação ao longo do apontar. Assim, na figura abaixo, é possível observar o *assembly*, ou seja, a montagem das peças da Figura 5.19, com o cilindro desenvolvido e o apontador femoral.

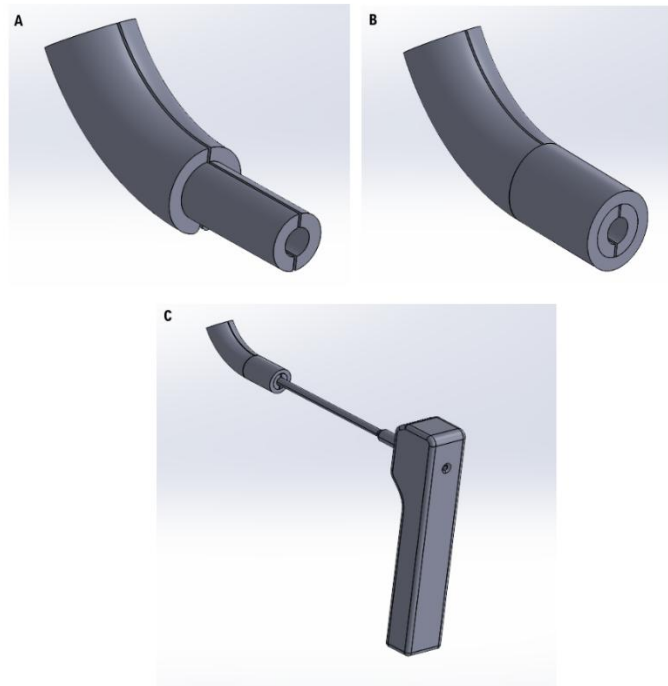


Figura 5.20 - Desenvolvimento das peças de encaixe ao apontador femoral, no SolidWorks. (A) Peças de encaixe, unidas por machos e fêmeas. (B) Peças de encaixe, unidas pelos pinos e o cilindro como fator de segurança. (C) peça de encaixe final, montada no apontador femoral.

De seguida, importei todo o modelo para o MeshMixer e coloquei o apontador femoral a 55 graus em relação ao ponto de origem, paralelamente ao plateau tibial, a incidir com o *footprint* femoral. Devidamente posicionada, exportei todo para o programa Rhinoceros® e, como ponto de partida, procedi ao desenvolvimento da peça de encaixe do *footprint*, com recurso a diversas ferramentas. Na Figura 5.21, é possível o posicionamento do apontador, a 55 graus, com a peça embrionária do guia-específico.

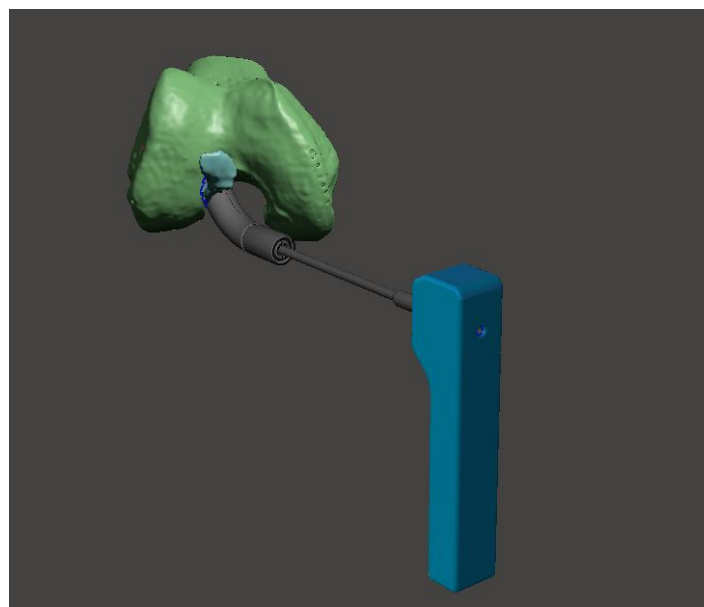


Figura 5.21 - Posicionamento do apontador femoral a 55 graus em relação ao platô tibial, com as peças de encaixe no apontador, para prosseguir com o desenvolvimento da peça do *footprint*.

Para tal, importei todo o modelo para o programa, fémur e LCA, com o apontador femoral na posição e orientação correta. Como tinha elementos em formatos diferentes, o fémur e o LCA em malha (.stl), resultantes da segmentação do 3D Slicer e os apontadores em superfície sólida (.STEP), resultado da modelação no SolidWorks, comecei por converter para *mesh* (.stl) o apontador e as respetivas peças de encaixe, para poder aplicar as diferentes operações booleanas aos elementos de trabalho, com o objetivo de obter o contorno ósseo do *footprint*.

Para obter este contorno, comecei por esconder o LCA, de forma a esta região ficar visível e poder trabalhar nela. Assim, na extremidade da peça de encaixe em formato sólido seleccionei a sua face e apliquei a ferramenta, "*duplicate face border*", para obter o contorno em linhas/curvas com um offset para recolher mais área circundante. Aqui, realizei um "*extrude curve*", com determinada projeção suficiente de forma que uma parte deste volume entrasse no osso. Tal, possibilitou estabelecer a linha de fronteira de interseção da peça de encaixe com o modelo ósseo.

De seguida, com os modelos intersetados, fiz um *split mesh*, para obter a zona de fronteira e interseção entre ambos. Isto possibilitou obter o contorno ósseo, uma malha aberta (*open mesh*), região do footprint. Como não podemos trabalhar com malhas abertas, apliquei um *offset mesh*, criando espessura dessa área de contorno ósseo (*footprint*), obtendo assim uma malha fechada (*closed mesh*).

Tendo o apontador em formato sólido e este footprint em malha, exportei ambos componentes para .stl e abri no software 3D builder (resulta melhor) para criar o *Boolean union*, que possibilitou a união do contorno ósseo com as peças de encaixe, formando uma só peça, o guia-específico femoral.

Na figura abaixo, podemos observar o guia-específico desenvolvido por meio da aplicação das diversas operações booleanas, a peça esquerda e direita, assim como a peça de segurança, através do software mencionado anteriormente.

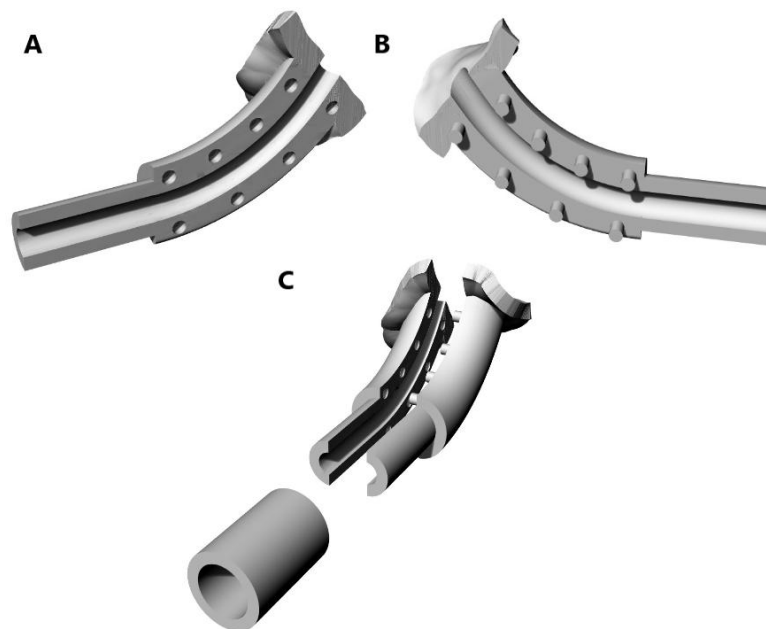


Figura 5.22 – Demonstração do guia-específico femoral criado. (A) peça esquerda (fêmea). (B) Peça direita (macho). (C) demonstração da montagem do guia.

O guia é por três peças, começamos por colocar o cilindro de segurança ao longo do apontador. De seguida, colocamos a peça macho e peça fêmea, lado a lado, no devido local da curvatura do apontador. Por aperto, junta-se ambas as peças. Como segurança, o cilindro, por aperto, irá juntar melhor as peças impedito qualquer tipo de falha no sistema. Assim, na Figura 5.23, podemos observar a aplicabilidade do guia desenvolvido, acoplado à instrumentação já existente, colocado na devida posição em caso de aplicação clínica.

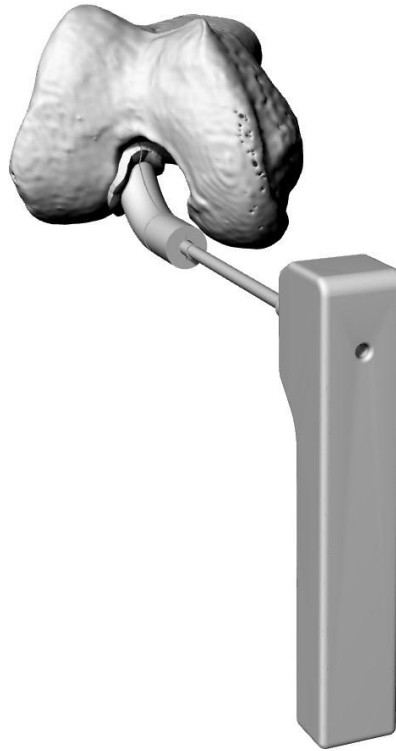


Figura 5.23 - Demonstração da aplicabilidade possível do guia-específico femoral criado, colocado a 55 graus em relação ao centro da região intercondilar, paralelo ao platô tibial.

Em termos de aplicabilidade, segundo a Técnica cirúrgica convencional, explicada no capítulo 2.3, o guia desenvolvido, auxiliar ao apontador femoral apresentado, corresponde à fase de perfuração do osso em questão, utilizando um fio guia, mais concretamente no Passo 4: formação do túnel femoral. Assim, após o tratamento de eventuais lesões associadas, são removidos os resquícios do LCA e efetua-se uma limpeza da chanfradura intercondilar, através da colocação do endoscópio no portal ântero-lateral e o *shaver* no portal anteromedial, uma vez que se trata de uma RLCA do joelho direito. Caso fosse o joelho esquerdo, invertia-se a posição do endoscópio e do *shaver* nos portais.

De seguida, um profissional auxiliar, procederá à montagem do guia desenvolvido, acoplado ao apontador femoral, tal como explicado anteriormente. Assim, com o guia devidamente montado, colocar-se-ia o apontador e o guia, pelo portal anteromedial, uma vez que este foi desenvolvido para um paciente com lesão do LCA, no joelho direito. Para uma melhor visualização, o endoscópio é colocado no portal ântero-lateral. Assim, com o guia completamente encostado à região do *footprint*, previamente definida, por pequenos incrementos, perfura-se o fémur, até sair pela região do epicôndilo lateral. De seguida, através de uma broca, forma-se o túnel femoral, por acompanhamento da mesma, ao longo do fio-guia posicionado.

Tal técnica, possibilita a colocação do fio-guia na região mais precisa, aumentando a exatidão da formação do túnel femoral, assim como, redução do tempo cirúrgico, uma vez que não se determina qual a melhor posição, apenas por visualização das referências ósseas.

5.4.5 Desenvolvimento do Guia-específico tibial

Desenvolvido o guia-específico femoral, procedi para o desenvolvimento do guia-específico tibial.

À semelhança do guia, anteriormente desenvolvido, neste guia foi aplicado o mesmo conceito. Ao ser uma peça de uso único, a metodologia de montagem à instrumentação já existente, tem de ser bastante simples, intuitiva e robusta o suficiente para aguentar com fortes forças de torção e stress e algum tipo de cargas axiais. Ao contrário do guia anterior, este foi praticamente todo desenvolvido no programa Rhinoceros®, uma vez que o apontador possui curvaturas muito detalhadas.

Neste caso, comecei por importar o modelo da tibia e o apontador para o MeshMixer. Posicionei o apontador a 45 graus em relação ao ponto de origem, paralelamente ao plateau tibial, a incidir no footprint tibial. Na Figura 5.24, é possível observar o posicionamento do apontador a incidir no *footprint*.

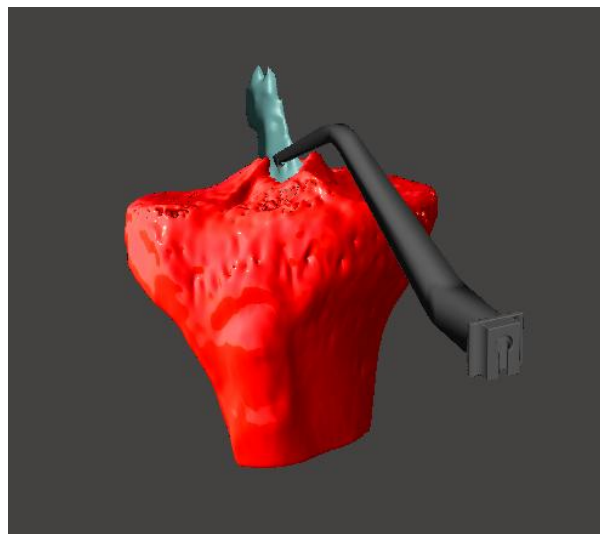


Figura 5.24 - Posicionamento do apontador tibial a 45 graus em relação ao platô tibial, como modelo para o desenvolvimento do guia-específico da tibia.

Devidamente posicionado, exportei o modelo em formato. STEP para o programa Rhinoceros® e, como ponto de partida, procedi ao desenvolvimento da peça de encaixe ao apontador e footprint, com recurso a diversas ferramentas.

A região da peça de encaixe ao apontador, é composto por três peças: lado direito, lado esquerdo e um retângulo. O lado direito possui seis pins, ao longo de uma extensão, que acompanha o ângulo do apontador, devidamente espaçados (três em cima e três em baixo). Um outro pin extra, na região curva do apontador, contribuindo para um melhor aperto para com a peça do lado esquerdo. A região distal, possui uma extensão mais fina, que irá servir como segurança.

A peça do lado esquerdo, praticamente igual à peça da direita, com a nuance, que ao longo da curvatura possui pequenos orifícios, coincidentes e concêntricos para com os pinos da peça direita, possibilitando, a união de ambas as peças por aperto. Por outras palavras, a peça direita é o macho e a peça esquerda a fêmea.

Na zona distal à extremidade do apontador, foi desenvolvida uma extensão fina em ambas as peças, um paralelepípedo oco, que por aperto, irá transmitir confiança à utilização e montagem da peça, impedido o desacoplamento de ambas as peças e a sua movimentação ao longo do apontador.

Neste caso, ao contrário do guia femoral, terminada a peça de encaixe ao apontador, desenvolveu-se logo a região de encaixe ao footprint. Com o apontador na orientação e posição correta e, por aplicação de diversas ferramentas booleanas, foi possível obter um contorno ósseo do local do footprint, que acoplado às peças, esquerda e direita, criou-se um guia-específico tibial.

Resumidamente, o processo de criação do guia tibial foi bastante semelhante ao do guia femoral. Aplicou-se um *extrude* circular na extremidade das peças de encaixe, com o objetivo de obter uma região de interseção, entre a peça e a tibia. Aplicando um *split face*, obteve a região de interseção de ambos. Na figura abaixo, é possível observar o guia-específico da tibia desenvolvido, separado em peça esquerda, direita e segurança.

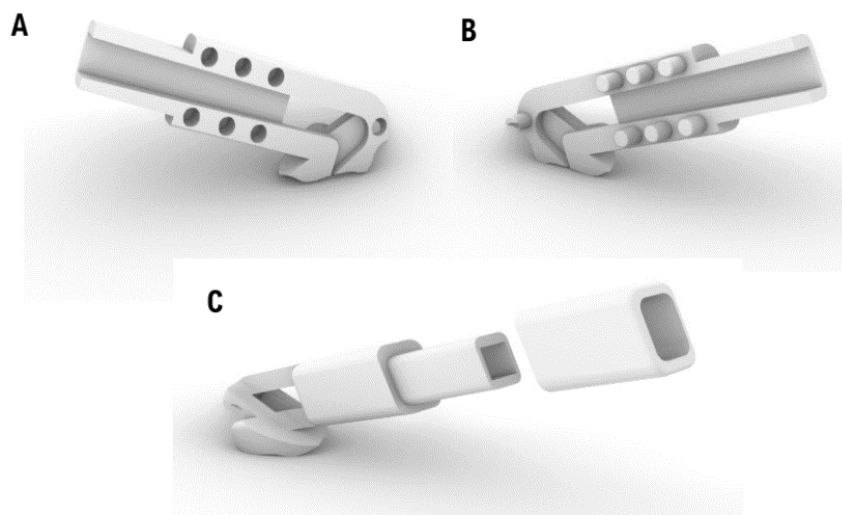


Figura 5.25 - Demonstração do guia-específico tibial criado. (A) peça esquerda (fêmea). (B) Peça direita (macho). (C) demonstração da montagem do guia.

O guia constituído também por três peças, o processo de montagem é praticamente igual ao guia femoral. Começamos por colocar o paralelepípedo oco, numa região distal da extremidade do apontador. De seguida, colocamos a peça macho e a peça fêmea, lado a lado, no devido local da curvatura do apontador. Por aperto, junta-se ambas as peças. Como segurança, o paralelepípedo, por aperto, irá juntar melhor as peças impedido qualquer tipo de falha no sistema. Assim, na Figura 5.26, podemos observar a aplicabilidade do guia desenvolvido, acoplado à instrumentação já existente, na devida posição em caso de aplicação clínica e, posicionado a 45 graus à direita do modelo da tibia, representado o que acontecia em ambiente operatório.



Figura 5.26 - Demonstração da aplicabilidade possível do guia-específico tibial criado, acoplado à instrumentação, colocado a 45 graus à direita do platô tibial.

Quanto à de aplicabilidade, segundo a Técnica cirúrgica convencional, explicada no capítulo 2.3, o guia desenvolvido, auxiliar ao apontador tibial apresentado, corresponde à fase de perfuração do osso em questão, utilizando um fio guia, mais concretamente no Passo 5: formação do túnel tibial. À semelhança do processo no fêmur, poderá ser necessário uma limpeza na região do *footprint*. Com o endoscópio no portal ântero-lateral, coloca-se o guia, devidamente montado no apontador tibial, no portal anteromedial. Estando o guia, completamente encostado ao osso, na região do footprint, por pequenos incrementos o fio-guia avança e perfura a tibia, da face medial até à região intercondilar. Com o fio-guia, devidamente posicionado, uma broca acompanha a posição e orientação do mesmo, efetuado o túnel tibial.

5.4.6 Impressão de ambos os guias-específicos.

Desenvolvidos os guia, procedi à sua impressão. O ideal seria a utilização de um material biocompatível, com as propriedades mecânicas apropriadas ao tipo de utilização necessária, com a capacidade de ser esterilizável. A título de exemplo, poderiam ser utilizados os seguintes materiais: ABS-M30i™, PC-ISO™ e ULTEM™ 1010, todos eles resinas FDMs. Por exemplo, o material ABS-M30i™, é um material biocompatível, com ampla aplicabilidade nas áreas médicas, farmacêuticas e embalagem alimentar, para produzir modelos de planeamento cirúrgico, dispositivos médicos, ferramentas e acessórios. Na Tabela 5.2, podemos observar as propriedades mecânicas, térmicas e elétricas, do material mencionado.[103], [104]

Tabela 5.2 - propriedades mecânicas, térmicas e elétricas do material ABS-M30i™.[104]

Diversas Propriedades	Método de teste	Valor
Resistência à Tração (Tipo 1, 0.125", 0.2"/min)	ASTM D638	36 MPa
Módulo de Tração (Tipo 1, 0.125", 0.2"/min)	ASTM D638	2,400 MPa
Alongamento à Tração (Tipo 1, 0.125", 0.2"/min)	ASTM D638	4%
Resistência à Flexão (Método 1, 0.05"/min)	ASTM D790	61 MPa
Módulo de Flexão (Método 1, 0.05"/min)	ASTM D790	2,300 MPa
Deflexão Térmica (HDT) 66 psi, 0.125"	ASTM D648	96 °C
Deflexão Térmica (HDT) 264 psi, 0.125"	ASTM D648	82 °C
Resistividade Volúmica	ASTM D257	1.5x10 ¹⁴ - 6.0x10 ¹³ ohm-cm
Fator de Dissipação	ASTM D150-98	.0053 - .0051

No entanto, como este projeto sofreu imensos contratempos, os guias impressos não foram utilizados clinicamente, uma vez que o paciente não poderia esperar o tempo que o projeto demorou. Assim, não há necessidade de recorrer a um material de custo pronunciado, pelo que foram apenas impressos guias-específicos de prototipagem. Para tal, utilizou-se uma resina de baixo custo, M68 White Tough ABS Resin, cujas propriedades mecânicas, podem ser observadas na tabela abaixo. [105]

Tabela 5.3 - Propriedades mecânicas da resina M68 White Tough ABS utilizada na impressão de ambos os guias-específicos, femoral e tibial.[105]

Propriedades Mecânicas	Método de teste	Valor
Resistência à Tração	ASTM D638-14	54.3 MPa
Resistência à Flexão	ASTM D790-10	63.8 MPa
Viscosidade (25 °C)	ASTM D4212-10	365mpa.s
Deflexão Térmica (0.455 MPa)	ASTM D648-18	65 °C

Mais uma vez, recorreu-se à impressora Phrozen Mega 8K, com o modelo de impressão LCD e as mesmas condições e especificações que os apontadores e ossos, imprimiu-se os guias-específicos desenvolvidos com a resina, anteriormente mencionada. Poderia ter recorrido a um método de impressão de maior qualidade, por consequente, maior detalhe (por exemplo: SLA). No entanto, tratando-se de apenas um protótipo, não existe a necessidade de recorrer a este processo muito mais demorado comparativamente ao LCD. Não possuía aplicabilidade clínica, servem apenas como exemplo daquilo que seria um guia-específico, femoral e tibial, para ajudar o cirurgião na reconstrução do LCA, compatível à instrumentação Stryker VersiTomic®. Na Figura 5.27, podemos observar o resultado da impressão 3D, de ambos os guias, femoral e tibial, pela técnica LCD, com a resina acima mencionada.

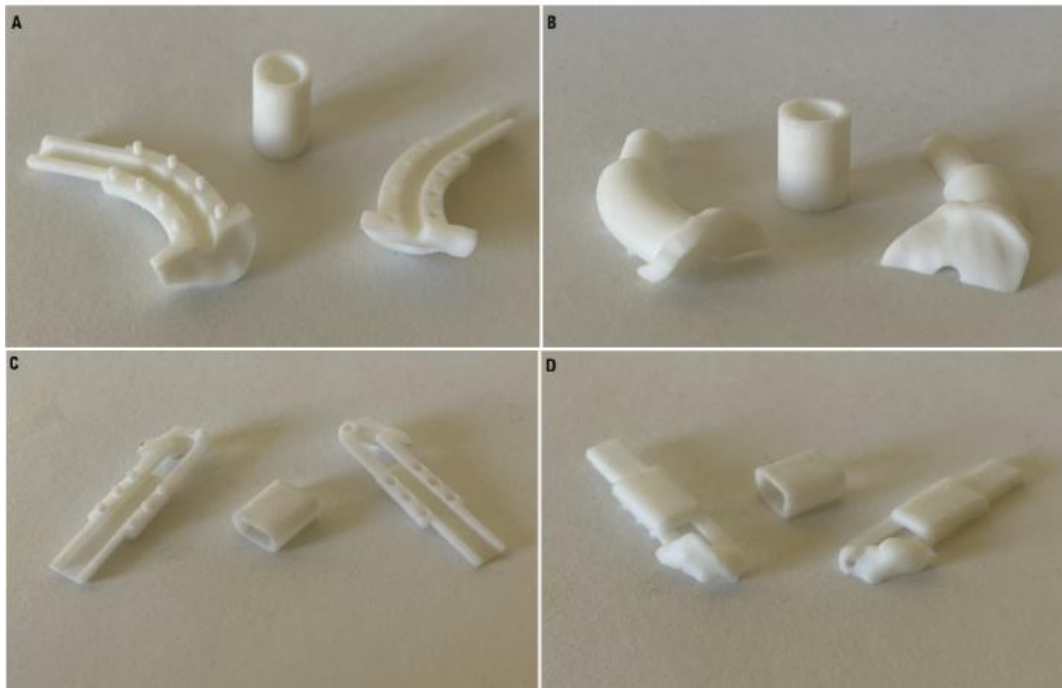


Figura 5.27 - Impressão 3D de ambos os guias-específicos, femoral e tibial, pela técnica LCD, com a resina M68 White Tough ABS , para fins práticos e demonstrativos. (A) e (B) impressão do guia-específico femoral, em diferentes perspectivas. (C) e (D) impressão do guia-específico tibial, em diferentes perspectivas.

6. Resultados e Discussão

Impressos ambos os guias, o passo seguinte foi testar se os mesmos estavam bem desenhados e, conseqüentemente, se o processo de montagem dos guias funcionava corretamente com os apontadores. Primeiramente, foram realizados testes manuais, de forma a garantir que a peças possuem robustez e força suficiente, apesar de não ser o material ideal. Para tal, aplicou-se um teste de resistência, por intermédio de forças manuais, em direções diferentes, averiguando a resistência ao stress, torção, compressão e distensão. Os resultados foram positivos, uma vez que apesar de peças impressas apenas para prototipagem, possuem uma estrutura sólida, suportando as diferentes forças que a peça final, com um material com melhores propriedades ainda, poderá vir a sofrer em ambiente cirúrgico real. Não correspondendo a um possível problema, em caso de quebra por excesso de força.

De seguida, foram realizados testes de controlo de qualidade. Mais concretamente, o processo de montagem e desmontagem dos guias, nos apontadores impressos. Apesar de estes não possuírem a resistência dos originais, que por norma são peças de titânio, possibilitou averiguar a qualidade deste processo, marcado pela simplicidade e facilidade em ambiente cirúrgico.

Em terceiro lugar, foram realizados testes, com o objetivo de averiguar a robustez de encaixe dos guias desenvolvidos na instrumentação. Neste caso, como a instrumentação impressa é frágil, este teste serviu apenas para observar a qualidade poder de encaixe nas peças. Por agitações, oscilações e toques fortes, representando situações que poderão ocorrer em ambiente real. Os resultados foram bastante promissores, porque apesar da fragilidade associada, não houve qualquer desvio associado, as peças permaneceram intactas e devidamente encaixadas, não se observando qualquer tipo de deslocamento das mesmas nos respetivos apontadores. Na Figura 6.1, podemos observar os guias impressos montados nos respetivos apontadores.



Figura 6.1 - Demonstração da montagem dos guias-específicos, nos respetivos apontadores. À esquerda, o guia femoral. À direita o guia tibial.

Tal como podemos observar na figura acima, o tamanho dos guias-específicos desenvolvidos, são bastante diferentes. Apesar disso, a robustez de ambos os guias, está bastante presente, o que possibilita a customização do guia tendo em conta a preferência do cirurgião e a anatomia do paciente. Pessoas que tenham ossos de maiores dimensões, por consequente, um guia maior e o mesmo para anatomias mais pequenas, sempre tendo em conta as dimensões do footprint do paciente. Em termos de abordagem, o grau de invasividade será bastante semelhante ao grau da técnica convencional sem a utilização do guia, uma vez que o joelho ao estar insuflado durante a cirurgia, os guias possuem um tamanho inferior aos portais cirúrgicos criados.

De seguida, realizei um teste quantitativo, primeiramente, no fémur e, posteriormente, na tíbia. Tal, consistiu no retirar de um conjunto de medidas nas imagens de TC, do modelo de trabalho, através do software *3D Slicer*. Este teste, tem como objetivo analisar dimensões da região intercondilar (L_1 – L_4), em linha reta, ao longo dos diferentes cortes dos planos axial e coronal, perpendicular ao plano sagital, uma vez que corresponde à região de trabalho em caso de aplicação clínica do guia desenvolvido.

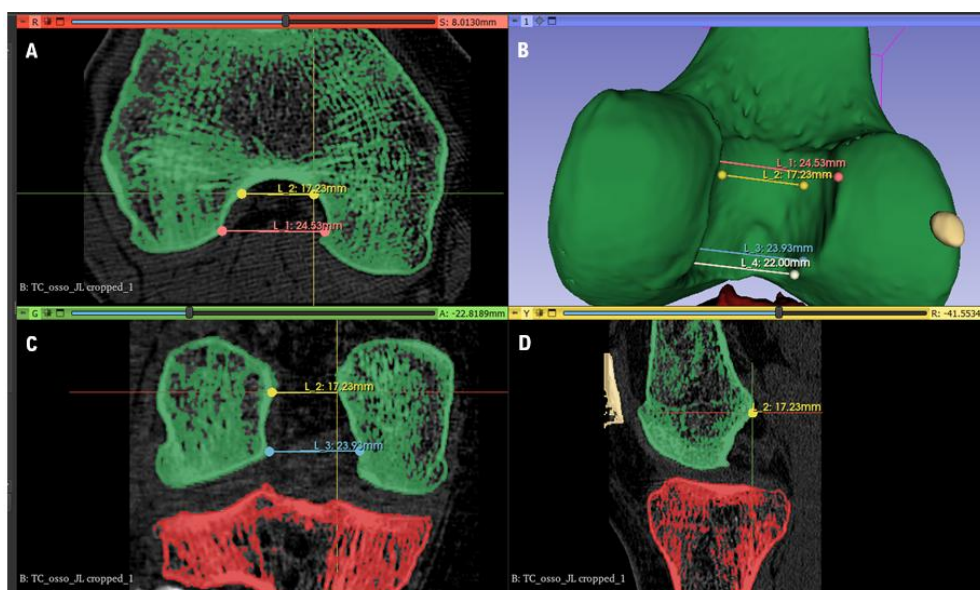


Figura 6.2 – Conjunto de medidas da região intercondilar do fémur, do modelo de trabalho, nas imagens de TC por meio do software *3D Slicer*. (A) Determinação das medidas L_1 e L_2, na região intercondilar no plano axial. (B) visualização 3D das medidas retiradas ao modelo de trabalho. (C) Medidas L_2 e L_3, no plano coronal. (D) observação do ponto L_2, no plano sagital, uma vez que as medidas são perpendiculares a este plano, não se observou todo o seu comprimento.

A título comparativo, com recurso a uma craveira/paquímetro analógico de sensibilidade - menor variação de medida que o instrumento consegue medir – de 0.1mm, mediu-se as mesmas regiões acima demonstradas, mas no fémur impresso de forma averiguar a qualidade de impressão. Na Figura 6.3, é possível observar um exemplo de medição, neste caso, coincidente com a medida L_1, determinada no software *3D Slicer*.

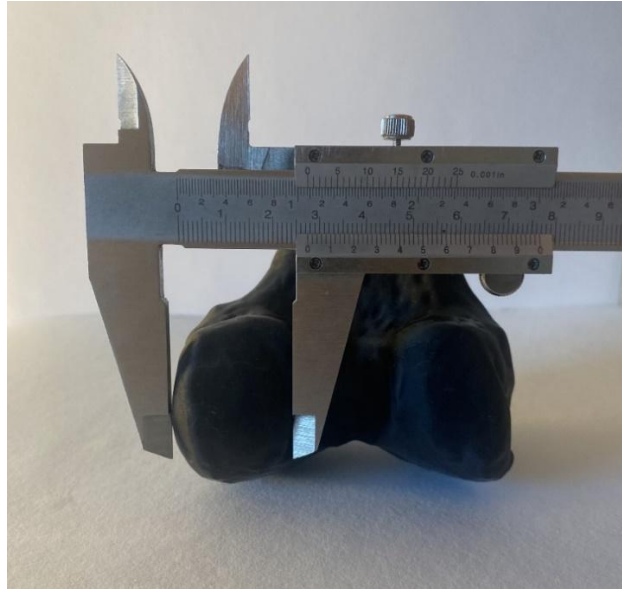


Figura 6.3 – Medição no fêmur impresso por uma craveira, de sensibilidade 0.1mm, na mesma região que a medida L_1 do fêmur segmentado.

Tal como podemos ver, as medidas observadas na craveira, são bastante semelhantes às medidas das imagens TC. Logicamente, irá sempre existir uma diferença entre as mesmas, uma vez que é impossível realizar a medição manual, exatamente no mesmo corte/plano do que foi medido pelo programa.

Assim, com a análise destas medidas é possível averiguar, que o modelo 3D é bastante semelhante ou até mesmo igual ao modelo segmentado pelas imagens de TC. Para efeitos comparativos, foram retiradas mais medidas, tanto das imagens de TC como do modelo 3D, mais concretamente, a largura e altura dos côndilos (L_5 - L_8) e, a sua profundidade (L_9 – L_10). Tais medidas, podem ser observadas na figura abaixo.

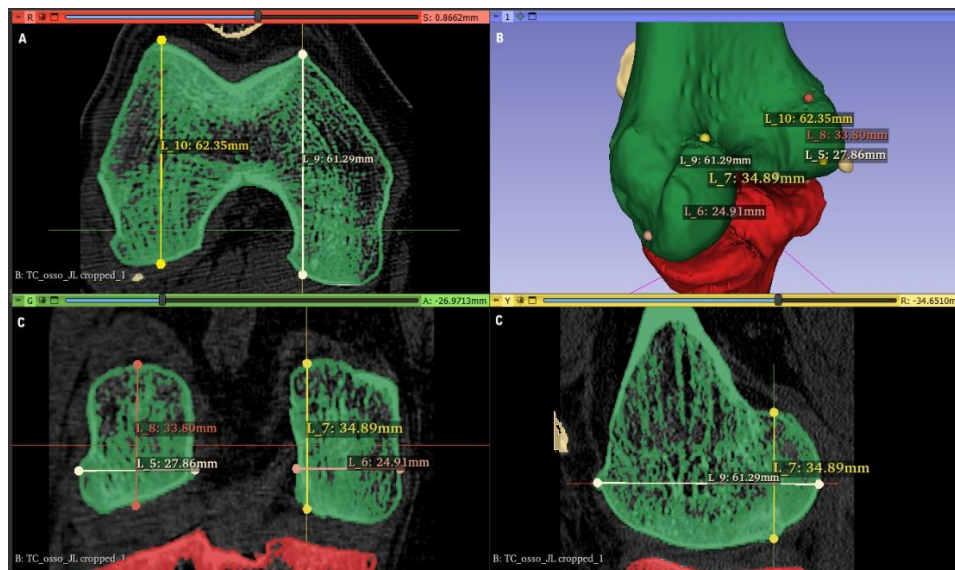


Figura 6.4 – Determinação de algumas medidas no fêmur para fins comparativos com o modelo impresso físico, através das imagens TC no software *3D Slicer*. (A) Determinação das medidas L_10 e L_9, representando a largura dos côndilos, no plano axial. (B) visualização 3D das medidas retiradas. (C) Determinação das medidas [L_5 – L_8], representado a espessura e altura dos côndilos, no plano coronal. (D) Demonstração das medidas L_7 e L_9, no plano sagital.

Assim, na Tabela 6.1, podemos observar, de uma forma sucinta, as diferentes medições realizadas no programa nas imagens de TC e as medições realizadas por uma craveira no modelo impresso, dando uma melhor percepção das pequenas diferenças. Tais, podem ser justificadas pela impossibilidade de realizar a medição manual exatamente no mesmo corte/plano.

Tabela 6.1 - Resumo das diferentes medidas retiradas das imagens de TC e do modelo impresso do fêmur, nas diferentes regiões, assim como o erro absoluto e relativo associado às mesmas.

Região	Linha	TC (mm)	Modelo (mm)	Erro absoluto (mm)	Erro relativo (%)
Intercondilar	L_1	24.53	24.20	0.33	1.35%
	L_2	17.23	17.10	0.13	0.75%
	L_3	23.93	23.10	0.83	3.47%
	L_4	22.00	22.10	0.10	0.46%
Espessura condilar	L_5	27.86	27.50	0.36	1.29%
	L_6	24.91	24.90	0.01	0.04%
Largura condilar	L_7	34.89	34.60	0.29	0.83%
	L_8	33.80	33.40	0.40	1.18%
Profundidade condilar	L_9	61.29	61.60	0.31	0.51%
	L_10	62.35	62.70	0.35	0.56%

Medições feitas no fêmur, procedi ao mesmo processo na tíbia. No entanto, sendo um osso mais “aberto”, sem uma região intercondilar pronunciada como no fêmur, que poderia comprometer a introdução ou acessibilidade do guia à região de interesse, sendo inexistente na tíbia, não será necessário validar esta situação. Assim, neste caso as medições servem apenas como validação de uma boa impressão do modelo 3D, pelas imagens de TC. Para tal, comecei por medir a região do *footprint*, comprimento e largura e, o comprimento e largura total da tíbia. Tais medidas, podem ser observadas na figura abaixo.

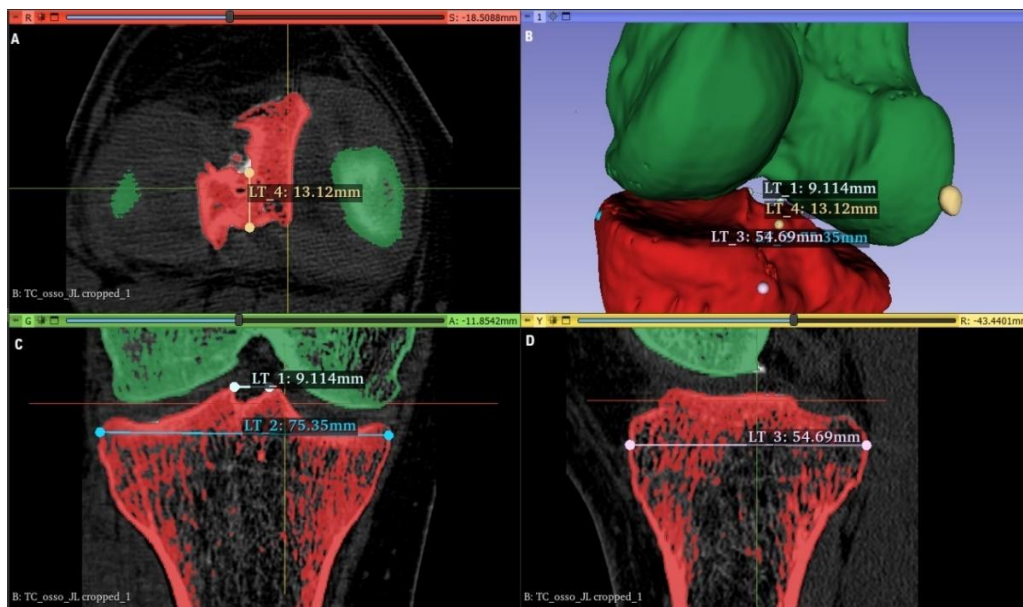


Figura 6.5 - Determinação de algumas medidas da tíbia para fins comparativos com o modelo impresso físico, através das imagens TC no software 3D Slicer. (A) Determinação da medida LT_4, representando a largura do *footprint*, no plano axial.

(B) Visualização 3D das medidas retiradas na tíbia. (C) Determinação das medidas LT_1 e LT_2, que representa o comprimento do footprint e da tíbia, respectivamente, no plano coronal. (D) Determinação da medida LT_3, que representa a largura da tíbia, no plano sagital.

Tal como anteriormente, realizadas as medições nas imagens de TC, procedeu-se à medição no modelo. Assim, na figura abaixo, podemos observar a medição da largura da tíbia impressa, correspondente à medida LT_2 na tíbia segmentada, com o objetivo de averiguar a qualidade da impressão.



Figura 6.6 - Medição na tíbia impressa por uma craveira, de sensibilidade 0.1mm, na mesma região que a medida LT_2 da tíbia segmentada.

De uma forma, resumida, conseguimos ter uma pequena percepção das diferenças existentes, Tabela 6.2, entre as imagens de TC e o modelo impresso, devido à mesma razão do fémur, ou seja, a impossibilidade de fazer as medições manuais exatamente no mesmo plano/corte.

Tabela 6.2 - Resumo das diferentes medidas retiradas das imagens de TC e do modelo impresso, nas diferentes regiões da tíbia, assim como o erro absoluto e relativo associado às mesmas.

Região	Linha	TC (mm)	Modelo (mm)	Erro absoluto (mm)	Erro relativo (%)
footprint	LT_1	9.12	9.50	0.38	4.16%
	LT_2	75.35	75.5	0.15	0.20%
geral	LT_3	54.69	54.4	0.29	0.53%
	LT_4	13.12	13.3	0.18	1.37%

Em quarto lugar, realizou-se um outro teste de qualidade, um teste visual, com o intuito de verificar a qualidade de encaixe do *footprint* do guia para com o osso impresso. Este teste tem como objetivo verificar se as curvaturas do footprint acompanham a superfície óssea do paciente em questão, ou seja, se as superfícies encostam completamente uma na outra. Tal, foi bastante positivo, podendo-se observar a qualidade de encosto no *footprint*, de ambos os guias, na figura abaixo, indicando, uma boa segmentação óssea e retirada do footprint para a elaboração de um guia-específico de alta qualidade. Em termos práticos, representa uma mais-valia ao cirurgião no momento de identificação do footprint femoral e tibial, para a realização dos tuneis necessários à fixação do enxerto, que irá substituir o LCA lesado.

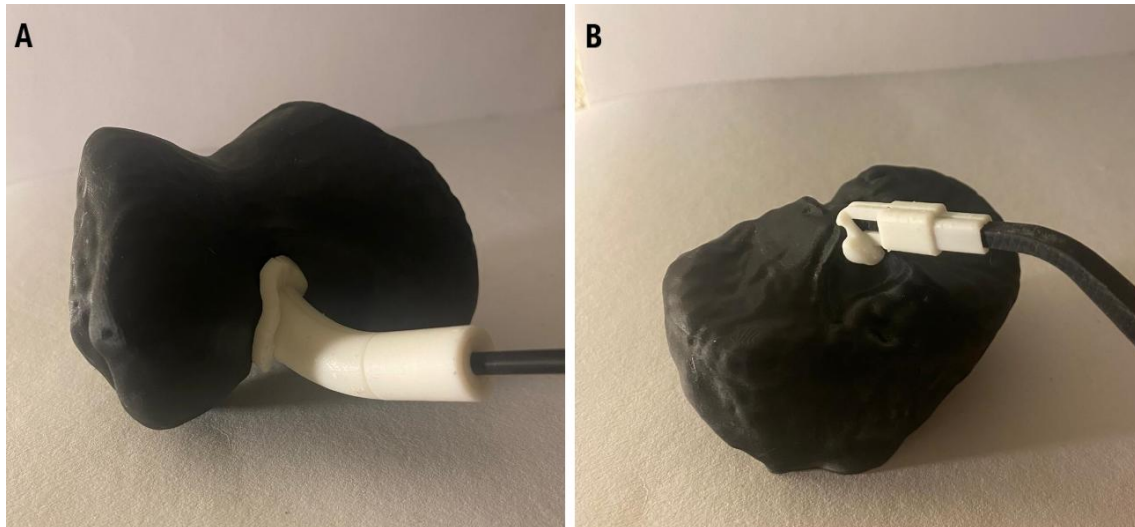


Figura 6.7 - Demonstração da qualidade de encosto, entre os guias-específicos e os modelos impressos. (A) Qualidade de encosto do guia-específico femoral. (B) Qualidade de encosto do guia-específico tibial.

Relativamente ao teste mencionado acima, teria muito mais valor realizá-lo em ambiente operatório, no paciente que disponibilizou as suas imagens para este projeto. No entanto, devido aos imensos contratempos, que este projeto sofreu, tal não foi possível. Um outro fator, que poderá afetar a qualidade do guia desenvolvido, deve-se à forma como foi feita a fusão entre as técnicas de imagens. Passo a explicar, inicialmente, iria utilizar-se um software de fusão, que possibilitasse fundir as imagens TC e RM, com o objetivo de obter-se um melhor modelo de trabalho, por consequente uma melhor exatidão do possível local de inserção do LCA no joelho lesado. Por falta de recursos, não foi possível utilizar o software pelo que tive de aplicar transformadas manuais nos modelos obtidos da TC e RM, que substituí a fusão que era suposta realizar. Assim, logicamente que existirão erros associados à posição do footprint. No entanto, aqui o objetivo é demonstrar como é possível desenvolver guias, que se sujeitos a algumas melhorias, poderão vir a ser uma mais-valia para os cirurgiões.

Um outro fator importante a mencionar, é angulação utilizada. Tratando-se de um guia-específico, o cirurgião poderá escolher qual o ângulo que prefere. Por norma, este varia entre 35 a 55 graus e, por customização o cirurgião poderá escolher qual o melhor ângulo, tendo em conta a anatomia do paciente, intensificando o valor que a medicina individualizada tem.

Também é verdade, que é o primeiro guia a ser desenvolvido e, tal processo não possui ainda qualquer otimização, que possibilite acelerar e melhorar a qualidade do processo de desenvolvimento do guia, desde a aquisição das imagens, exatidão de identificação do *footprint* à impressão final do guia.

Em termos de aplicabilidade destes guias, acredito vivamente, que irão permitir a redução do tempo cirúrgico necessário à realização de uma RLCA, uma vez que o cirurgião não necessitará de perder imenso tempo a identificar as *landmarks* do paciente em questão. Por norma, este processo poderá ser bastante demorado, devido aos diferentes tecidos que ocultam estas referências e as diferenças anatómicas entre os diferentes pacientes, sendo necessário elaborar o processo de *notchplasty*, durante a cirurgia.

7. Conclusão

Desde a idealização à criação dos guias-específicos, femoral e tibial, percorreu-se um conjunto de passos, que por diversas ferramentas e técnicas, possibilitou a finalização deste projeto.

Os guias desenvolvidos, impressos em 3D, numa resina simples de prototipagem, M68 White Tough ABS, são compatíveis com uma instrumentação já existente da marca Stryker, modelo VersiTomic®. Neste caso, como se tratou simplesmente de protótipo, foram impressos em LCD, uma impressão robusta, mas mais simples, comparativamente às outras técnicas.

Inicialmente, o objetivo primordial deste projeto era a criação de um guia-específico ao paciente que disponibilizou as suas imagens e, validar a sua qualidade em ambiente operatório. Durante a cirurgia seria testado a qualidade do mesmo, o poder de encaixe ao footprint e, o poder de utilidade do guia na cirurgia, ou seja, se facilita a identificação do footprint possibilitasse consequentemente a redução do tempo cirúrgico. Assim, cumpriu-se o objetivo de criar um guia, mas, infelizmente, a sua validação em ambiente operatório não foi possível.

Relativamente à qualidade de identificação do *footprint*, é de salientar que, apesar de ter sido obtido por aplicação de transformadas, que por consequente, existirá erros associados é de frisar que, futuramente, caso seja aplicado um software certificado que possibilite realizar fusões, melhorará imenso a qualidade do guia. Nestes tipos de trabalhos, não podemos comparar o trabalho feito manualmente com algo otimizado, mas sim como uma perspectiva identificação de uma boa ideia e melhorar nos diferentes processos ao desenvolvimento do guia-específico final.

Neste projeto, foram utilizadas imagens de RM e TC. Algo que poderá ser alvo de discussão, uma vez que em caso de rotura do LCA, por norma, apenas é realizada uma RM. Assim, será necessário expor o paciente a radiação para obter imagens de TC? Na minha opinião, para a elaboração de um bom guia é necessário, uma vez que as imagens TC, têm uma melhor definição óssea, melhorando bastante a qualidade do guia, comparativamente a um guia desenvolvido apenas por RMs. Em caso de sucessivas melhorias às técnicas utilizadas no desenvolvimento do guia, mais sentido faz o paciente realizar este exame extra.

Em suma, o legado a retirar deste projeto é o ponto de partida de uma técnica ao desenvolvimento de peças individuais. Peças impressas em 3D, de baixo custo, que irão ajudar imenso os cirurgiões nas Reconstruções do Ligamento Cruzado Anterior. A medicina individualizada é uma área com um crescimento exponencial bastante pronunciado, acredita-se vivamente que irá ser uma área fundamental na medicina nos próximos anos.

Bibliografia

- [1] A. Zekcer, R. Soares Da Silva, and M. C. Filho, “anatOmical acl recOnstructiOn With dOuble bundle: first 40 cases.”
- [2] A. Pinheiro, C. Ana, A. Da, and C. Pinheiro, “LESÃO DO LIGAMENTO CRUZADO ANTERIOR: APRESENTAÇÃO CLÍNICA, DIAGNÓSTICO E TRATAMENTO SOCIEDADE PORTUGUESA DE ORTOPEdia E TRAUMATOLOGIA,” 2015. [Online]. Available: <http://www.rpot.pt>
- [3] C. G. Ziegler *et al.*, “Arthroscopically pertinent landmarks for tunnel positioning in single-bundle and double-bundle anterior cruciate ligament reconstructions,” *American Journal of Sports Medicine*, vol. 39, no. 4, pp. 743–752, Apr. 2011, doi: 10.1177/0363546510387511.
- [4] M. L. Purnell, A. I. Larson, and W. Clancy, “Anterior cruciate ligament insertions on the tibia and femur and their relationships to critical bony landmarks using high-resolution volume-rendering computed tomography,” *American Journal of Sports Medicine*, vol. 36, no. 11, pp. 2083–2090, Nov. 2008, doi: 10.1177/0363546508319896.
- [5] D. Liu *et al.*, “The use of a 3D-printed individualized navigation template to assist in the anatomical reconstruction surgery of the anterior cruciate ligament,” *Ann Transl Med*, vol. 8, no. 24, pp. 1656–1656, Dec. 2020, doi: 10.21037/atm-20-7515.
- [6] N. A. Lowenstein, D. B. Haber, P. J. Ostergaard, J. E. Collins, and E. G. Matzkin, “All-Inside Anterior Cruciate Ligament Reconstruction Using Quadrupled Semitendinosus: Comparable 2-Year Outcomes in Male and Female Patients,” *Arthroscopy - Journal of Arthroscopic and Related Surgery*, vol. 37, no. 10, pp. 3140–3148, Oct. 2021, doi: 10.1016/j.arthro.2021.03.077.
- [7] D. Dimitriou, D. Zou, Z. Wang, T. Y. Tsai, and N. Helmy, “Anterior root of lateral meniscus and medial tibial spine are reliable intraoperative landmarks for the tibial footprint of anterior cruciate ligament,” *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, vol. 29, no. 3, pp. 806–813, Mar. 2021, doi: 10.1007/s00167-020-06018-0.
- [8] L. Y. Griffin *et al.*, “Understanding and preventing noncontact anterior cruciate ligament injuries: A review of the Hunt Valley II Meeting, January 2005,” in *American Journal of Sports Medicine*, Sep. 2006, pp. 1512–1532. doi: 10.1177/0363546506286866.
- [9] S. R. Filbay and H. Grindem, “Evidence-based recommendations for the management of anterior cruciate ligament (ACL) rupture,” Feb. 01, 2019, *Bailliere Tindall Ltd*. doi: 10.1016/j.berh.2019.01.018.
- [10] G. V. Kamath, J. C. Redfern, P. E. Greis, and R. T. Burks, “Revision anterior cruciate ligament reconstruction,” *American Journal of Sports Medicine*, vol. 39, no. 1, pp. 199–217, Jan. 2011, doi: 10.1177/0363546510370929.
- [11] A. Dhawan, R. A. Gallo, and S. A. Lynch, “Anatomic tunnel placement in anterior cruciate ligament reconstruction,” Jul. 01, 2016, *Lippincott Williams and Wilkins*. doi: 10.5435/JAAOS-D-14-00465.

- [12] A. B. Lipscomb, R. K. Johnston, R. B. Snyder, M. J. Warburton, and P. Pressly Gilbert, "Evaluation of hamstring strength following use of semitendinosus and gracilis tendons to reconstruct the anterior cruciate ligament."
- [13] M. Kurosaka, S. Yoshiya, and J. T. Andrich, "A biomechanical comparison of different surgical techniques of graft fixation in anterior cruciate ligament reconstruction."
- [14] M. Yagi, R. Kuroda, K. Nagamune, S. Yoshiya, and M. Kurosaka, "Double-bundle ACL reconstruction can improve rotational stability," in *Clinical Orthopaedics and Related Research*, Lippincott Williams and Wilkins, 2007, pp. 100–107. doi: 10.1097/BLO.0b013e31802ba45c.
- [15] R. DA Miguel Martins Silva, "Reconstrução do Ligamento Cruzado Anterior: Osso-Tendão-Osso vs Semitendinoso-gracilis. Outcomes Clínicos. Artigo de Revisão Bibliográfica," 2016.
- [16] C. Laverdiere, E. Harvey, J. Schupbach, M. Boily, M. Burman, and P. A. Martineau, "Effect of Teaching Session on Resident Ability to Identify Anatomic Landmarks and Anterior Cruciate Ligament Footprint: A Study Using 3-Dimensional Modeling," *Orthop J Sports Med*, vol. 8, no. 3, Mar. 2020, doi: 10.1177/2325967120905795.
- [17] C. M. Gabler, C. A. Jacobs, J. S. Howard, C. G. Mattacola, and D. L. Johnson, "Comparison of Graft Failure Rate between Autografts Placed via an Anatomic Anterior Cruciate Ligament Reconstruction Technique," *American Journal of Sports Medicine*, vol. 44, no. 4, pp. 1069–1079, Apr. 2016, doi: 10.1177/0363546515584043.
- [18] V. M. Schreiber, C. F. Van Eck, and F. H. Fu, "Anatomic Double-bundle ACL Reconstruction," 2010. [Online]. Available: www.sportsmedarthro.com
- [19] V. Jaecker *et al.*, "High non-anatomic tunnel position rates in ACL reconstruction failure using both transtibial and anteromedial tunnel drilling techniques," *Arch Orthop Trauma Surg*, vol. 137, no. 9, pp. 1293–1299, Sep. 2017, doi: 10.1007/s00402-017-2738-3.
- [20] R. W. Wright *et al.*, "Descriptive epidemiology of the multicenter ACL revision study (MARS) cohort," *American Journal of Sports Medicine*, vol. 38, no. 10, pp. 1979–1986, Oct. 2010, doi: 10.1177/0363546510378645.
- [21] "Moore - Anatomia Orientada Para a Clínica 7ª Edição (PT)".
- [22] "Principles of Surgery Tenth Edition."
- [23] S. 'Standring *et al.*, *Anatomia. A base anatômica da parte clínica*, 40ª Edição. Londres, 2008.
- [24] C. " "Hughes, M. "Woon, "Ligaments of the Knee," <https://www.orthobullets.com/recon/3001/ligaments-of-the-knee>.
- [25] G. M. Doherty, *Current diagnosis & treatment surgery*.
- [26] S. Locomotor *et al.*, "Anatomia Humana," 2018.
- [27] M. J. Steffes, P. C. McCulloch, and M. Miller, "ACL Tear," <https://www.orthobullets.com/knee-and-sports/3008/acl-tear>.

- [28] M. Marieswaran, I. Jain, B. Garg, V. Sharma, and D. Kalyanasundaram, "A review on biomechanics of anterior cruciate ligament and materials for reconstruction," 2018, *Hindawi Limited*. doi: 10.1155/2018/4657824.
- [29] Y. T. Yang *et al.*, "All-Inside Anterior Cruciate Ligament Reconstruction: A Review of Advance and Trends," Mar. 01, 2022, *Bioscience Research Institute*. doi: 10.31083/j.fbl2703091.
- [30] M. Ferretti, D. Doca, S. M. Ingham, M. Cohen, and F. H. Fu, "Bony and soft tissue landmarks of the ACL tibial insertion site: An anatomical study," *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, vol. 20, no. 1, pp. 62–68, Jan. 2012, doi: 10.1007/s00167-011-1592-z.
- [31] M. D. Hwang, J. W. Piefer, and J. H. Lubowitz, "Anterior cruciate ligament tibial footprint anatomy: Systematic review of the 21st century literature," *Arthroscopy - Journal of Arthroscopic and Related Surgery*, vol. 28, no. 5, pp. 728–734, 2012, doi: 10.1016/j.arthro.2011.11.025.
- [32] R. Siebold, T. Ellert, S. Metz, and J. Metz, "Tibial Insertions of the Anteromedial and Posterolateral Bundles of the Anterior Cruciate Ligament: Morphometry, Arthroscopic Landmarks, and Orientation Model for Bone Tunnel Placement," *Arthroscopy - Journal of Arthroscopic and Related Surgery*, vol. 24, no. 2, pp. 154–161, Feb. 2008, doi: 10.1016/j.arthro.2007.08.006.
- [33] A. Hart, Y. Han, and P. A. Martineau, "The Apex of the Deep Cartilage: A Landmark and New Technique to Help Identify Femoral Tunnel Placement in Anterior Cruciate Ligament Reconstruction," in *Arthroscopy - Journal of Arthroscopic and Related Surgery*, W.B. Saunders, Sep. 2015, pp. 1777–1783. doi: 10.1016/j.arthro.2015.03.026.
- [34] M. Ferretti, M. Ekdahl, W. Shen, and F. H. Fu, "Osseous Landmarks of the Femoral Attachment of the Anterior Cruciate Ligament: An Anatomic Study," *Arthroscopy - Journal of Arthroscopic and Related Surgery*, vol. 23, no. 11, pp. 1218–1225, Nov. 2007, doi: 10.1016/j.arthro.2007.09.008.
- [35] C. F. van Eck, B. P. Lesniak, V. M. Schreiber, and F. H. Fu, "Anatomic Single- and Double-Bundle Anterior Cruciate Ligament Reconstruction Flowchart," *Arthroscopy - Journal of Arthroscopic and Related Surgery*, vol. 26, no. 2, pp. 258–268, Feb. 2010, doi: 10.1016/j.arthro.2009.07.027.
- [36] C. Domnick, M. J. Raschke, and M. Herbort, "Biomechanics of the anterior cruciate ligament: Physiology, rupture and reconstruction techniques," 2016, *Baishideng Publishing Group Co*. doi: 10.5312/wjo.v7.i2.82.
- [37] E. Kondo, A. M. Merican, K. Yasuda, and A. A. Amis, "Biomechanical analysis of knee laxity with isolated anteromedial or posterolateral bundle-deficient anterior cruciate ligament," *Arthroscopy - Journal of Arthroscopic and Related Surgery*, vol. 30, no. 3, pp. 335–343, Mar. 2014, doi: 10.1016/j.arthro.2013.12.003.
- [38] E. Kondo, A. M. Merican, K. Yasuda, and A. A. Amis, "Biomechanical comparison of anatomic double-bundle, anatomic single-bundle, and nonanatomic single-bundle anterior cruciate ligament reconstructions," *American Journal of Sports Medicine*, vol. 39, no. 2, pp. 279–288, Feb. 2011, doi: 10.1177/0363546510392350.

- [39] W. Petersen and T. Zantop, "Anatomy of the anterior cruciate ligament with regard to its two bundles," in *Clinical Orthopaedics and Related Research*, Lippincott Williams and Wilkins, 2007, pp. 35–47. doi: 10.1097/BLO.0b013e31802b4a59.
- [40] J. Dargel, M. Gotter, K. Mader, D. Pennig, J. Koebke, and R. Schmidt-Wiethoff, "Biomechanics of the anterior cruciate ligament and implications for surgical reconstruction," Apr. 2007. doi: 10.1007/s11751-007-0016-6.
- [41] J. Dargel, M. Gotter, K. Mader, D. Pennig, J. Koebke, and R. Schmidt-Wiethoff, "Biomechanics of the anterior cruciate ligament and implications for surgical reconstruction," Apr. 2007. doi: 10.1007/s11751-007-0016-6.
- [42] R. J. Reynolds, P. S. Walker, and J. Buza, "Mechanisms of anterior-posterior stability of the knee joint under load-bearing," *J Biomech*, vol. 57, pp. 39–45, May 2017, doi: 10.1016/j.jbiomech.2017.03.016.
- [43] J. C. Richmond, "Anterior Cruciate Ligament Reconstruction," 2018. [Online]. Available: www.sportsmedarthro.com
- [44] M. Thauinat, J. M. Fayard, and B. Sonnerly-Cottet, "Hamstring tendons or bone-patellar tendon-bone graft for anterior cruciate ligament reconstruction?," Feb. 01, 2019, *Elsevier Masson SAS*. doi: 10.1016/j.otsr.2018.05.014.
- [45] J. Salgado and J. Castro, "LIGAMENTOPLASTIA DO LIGAMENTO CRUZADO ANTERIOR COM ENXERTO OSSO-TENDÃO-OSSO VS ENXERTO DE TENDÕES ISQUIOTIBIAIS VS ENXERTO OSSO-TENDÃO SOCIEDADE PORTUGUESA DE ORTOPIEDIA E TRAUMATOLOGIA," 2014. [Online]. Available: <http://www.rpot.pt>
- [46] C. Da Saúde, H. Emanuel, R. Pereira, O. : Doutor, J. Fernando, and P. Nunes, "UNIVERSIDADE DA BEIRA INTERIOR Reconstrução do Ligamento Cruzado Anterior no Centro Hospitalar Cova da Beira- Análise de Resultados Cirúrgicos."
- [47] "UsoDosTendõesflexores mediais do joelho".
- [48] N. A. Lowenstein, D. B. Haber, P. J. Ostergaard, J. E. Collins, and E. G. Matzkin, "All-Inside Anterior Cruciate Ligament Reconstruction Using Quadrupled Semitendinosus: Comparable 2-Year Outcomes in Male and Female Patients," *Arthroscopy - Journal of Arthroscopic and Related Surgery*, vol. 37, no. 10, pp. 3140–3148, Oct. 2021, doi: 10.1016/j.arthro.2021.03.077.
- [49] C. da Saúde and J. Ricardo Resende dos Santos, "UNIVERSIDADE DA BEIRA INTERIOR Rotura do Ligamento Cruzado Anterior e as diferentes opções de enxerto na sua reconstrução cirúrgica Medicina."
- [50] M. T. Provencher, J. H. Ryu, T. Gaston, and C. B. Dewing, "Technique: bone-patellar tendon-bone autograft ACL reconstruction in the young, active patient.," 2011. doi: 10.1055/s-0031-1280875.
- [51] "GraftLink All-Inside ACL GraftLink™ All-Inside® ACL Reconstruction with ACL TightRope® ABS Surgical Technique."

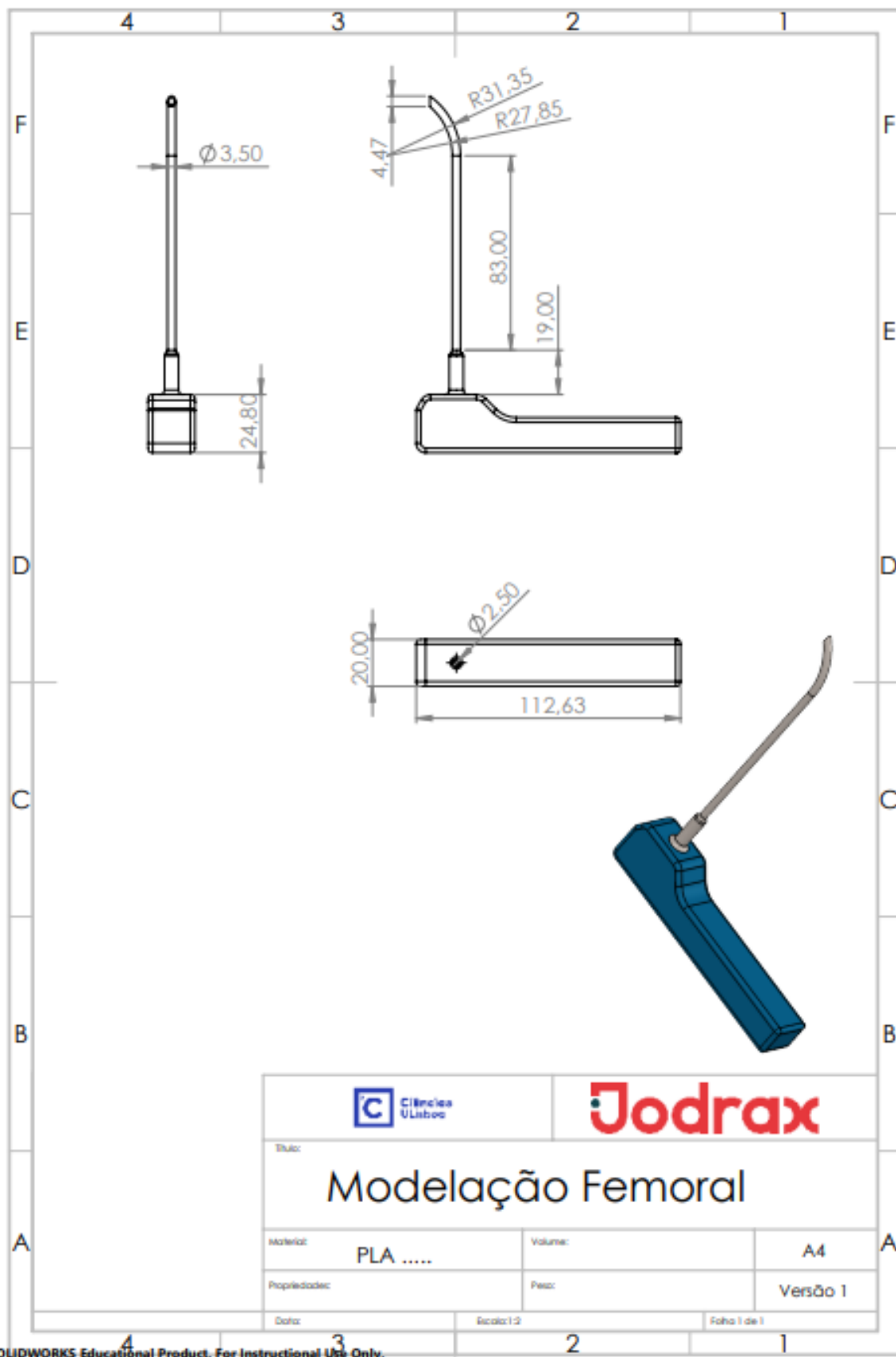
- [52] S. L-y Woo, J. Marcus Hollis, D. J. Adams, R. M. Lyon, and S. Takai, "Tensile properties of the human femur-anterior cruciate ligament-tibia complex The effects of specimen age and orientation*," 1990.
- [53] D. L. HAMNER, C. H. BROWN, M. E. STEINER, A. T. HECKER, and W. C. HAYES, "Hamstring Tendon Grafts for Reconstruction of the Anterior Cruciate Ligament," *J Bone Joint Surg*, vol. 81, no. 4, pp. 549–57, Apr. 1999, doi: 10.2106/00004623-199904000-00013.
- [54] D. E. Cooper, X. H. Deng, A. L. Burstein, and R. F. Warren, "The strength of the central third patellar. tendon graft," *Am J Sports Med*, vol. 21, no. 6, pp. 818–824, Nov. 1993, doi: 10.1177/036354659302100610.
- [55] H. U. Staubli, L. Schatzmann, P. Brunner, L. Rincón, and L. P. Nolte, "Quadriceps tendon and patellar ligament: Cryosectional anatomy and structural properties in young adults," *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, vol. 4, no. 2, pp. 100–110, Jun. 1996, doi: 10.1007/BF01477262.
- [56] N. A. Lowenstein, D. B. Haber, P. J. Ostergaard, J. E. Collins, and E. G. Matzkin, "All-Inside Anterior Cruciate Ligament Reconstruction Using Quadrupled Semitendinosus: Comparable 2-Year Outcomes in Male and Female Patients," *Arthroscopy - Journal of Arthroscopic and Related Surgery*, vol. 37, no. 10, pp. 3140–3148, Oct. 2021, doi: 10.1016/j.arthro.2021.03.077.
- [57] C. S. Malempati, A. V. Metzler, and D. L. Johnson, "Single-Bundle Anatomic Anterior Cruciate Ligament Reconstruction: Surgical Technique Pearls and Pitfalls," Jan. 01, 2017, *W.B. Saunders*. doi: 10.1016/j.csm.2016.08.010.
- [58] H. Toofan, P. Tabatabaei Irani, E. Ghadimi, M. Ayati Firoozabadi, and S. M. J. Mortazavi, "Simultaneous Arthroscopic Anterior Cruciate Ligament Reconstruction Using Double Suspensory Technique and Medial Open-Wedge, High Tibial Osteotomy," *Arthrosc Tech*, vol. 11, no. 12, pp. e2357–e2364, Dec. 2022, doi: 10.1016/j.eats.2022.08.042.
- [59] F. Ranuccio, F. Familiari, G. Tedesco, F. La Camera, and G. Gasparini, "Effects of notchplasty on anterior cruciate ligament reconstruction: A systematic review," Sep. 01, 2017, *CIC Edizioni Internazionali s.r.l.* doi: 10.1055/s-0037-1605551.
- [60] G. Matthewson and P. Macdonald, "Techniques for Femoral Socket Creation in ACL Reconstruction," 2020. [Online]. Available: www.sportsmedarthro.com
- [61] T. E. Transtibial and B. Horizonte, "GUILHERME MOREIRA DE ABREU E SILVA ESTUDO ANATÔMICO E TOMOGRÁFICO DO POSICIONAMENTO DOS TÚNEIS FEMORAL E TIBIAL NA RECONSTRUÇÃO DO LIGAMENTO CRUZADO ANTERIOR DO JOELHO POR MEIO DAS TÉCNICAS," 2014.
- [62] A. J. Blackman and M. J. Stuart, "All-inside anterior cruciate ligament reconstruction," *J Knee Surg*, vol. 27, no. 5, pp. 347–352, Oct. 2014, doi: 10.1055/s-0034-1381960.
- [63] T. Fradin, I. M. Haidar, J. Rayes, C. Ngbilu, T. D. Vieira, and B. Sonnery-Cottet, "Arthroscopic ACL Reconstruction After Failed ACL Repair," *Arthrosc Tech*, vol. 10, no. 4, pp. e1001–e1005, Apr. 2021, doi: 10.1016/j.eats.2020.11.022.

- [64] J. C. Richmond, "Anterior Cruciate Ligament Reconstruction," 2018. [Online]. Available: www.sportsmedarthro.com
- [65] L. Benos, D. Stanev, L. Spyrou, K. Moustakas, and D. E. Tsaopoulos, "A Review on Finite Element Modeling and Simulation of the Anterior Cruciate Ligament Reconstruction," Aug. 20, 2020, *Frontiers Media S.A.* doi: 10.3389/fbioe.2020.00967.
- [66] A. Dhawan, R. A. Gallo, and S. A. Lynch, "Anatomic tunnel placement in anterior cruciate ligament reconstruction," Jul. 01, 2016, *Lippincott Williams and Wilkins*. doi: 10.5435/JAAOS-D-14-00465.
- [67] A. Weiler, M. Wagner, and C. Kittl, "The posterior horn of the lateral meniscus is a reliable novel landmark for femoral tunnel placement in ACL reconstruction," *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, vol. 26, no. 5, pp. 1384–1391, May 2018, doi: 10.1007/s00167-017-4759-4.
- [68] D. H. Lee, H. J. Kim, H. S. Ahn, and S. Il Bin, "Comparison of femoral tunnel length and obliquity between transtibial, anteromedial portal, and outside-in surgical techniques in single-bundle anterior cruciate ligament reconstruction: A meta-analysis," *Arthroscopy - Journal of Arthroscopic and Related Surgery*, vol. 32, no. 1, pp. 142–150, 2016, doi: 10.1016/j.arthro.2015.07.026.
- [69] M. Steiner, "Anatomic Single-bundle ACL Reconstruction," 2009. [Online]. Available: www.sportsmedarthro.com
- [70] M. A. Rauh, "Technique Guide VersiTomic ®."
- [71] M. V. Danieli and C. R. Padovani, "Artigo Original COMPARAÇÃO ENTRE PARAFUSO DE INTERFERÊNCIA E TRANSCONDILAR NA RECONSTRUÇÃO DO LCA COMPARISON OF INTERFERENCE SCREW AND TRANSCONDILAR IN THE ACL RECONSTRUCTION." [Online]. Available: <http://www.scielo.br/aob>.
- [72] R. Monárrez and C. Bennett, "Arthroscopic Anterior Cruciate Ligament Repair With Single-Bundle Hamstring Tendon Augmentation Providing Complete Femoral Footprint Restoration for Sherman Type One Tears: A Technique Guide," *Arthrosc Tech*, vol. 11, no. 11, pp. e1957–e1961, Nov. 2022, doi: 10.1016/j.eats.2022.07.009.
- [73] G. S. DiFelice and J. P. van der List, "Arthroscopic Primary Repair of Proximal Anterior Cruciate Ligament Tears," *Arthrosc Tech*, vol. 5, no. 5, pp. e1057–e1061, Oct. 2016, doi: 10.1016/j.eats.2016.05.009.
- [74] M. S. George, W. R. Dunn, and K. P. Spindler, "Current concepts review: Revision anterior cruciate ligament reconstruction," Dec. 2006. doi: 10.1177/0363546506295026.
- [75] W. Liu *et al.*, "ACL stump and ACL femoral landmarks are equally reliable in ACL reconstruction for assisting ACL femoral tunnel positioning," *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, vol. 31, no. 1, pp. 219–228, Jan. 2023, doi: 10.1007/s00167-022-07084-2.
- [76] "GraftLink All-Inside ACL GraftLink™ All-Inside® ACL Reconstruction with ACL TightRope® ABS Surgical Technique."

- [77] C. Da Saúde, H. Emanuel, R. Pereira, O. : Doutor, J. Fernando, and P. Nunes, “UNIVERSIDADE DA BEIRA INTERIOR Reconstrução do Ligamento Cruzado Anterior no Centro Hospitalar Cova da Beira- Análise de Resultados Cirúrgicos.”
- [78] “UsoDosTendõesflexores mediais do joelho”.
- [79] A. F. Anderson, R. B. Snyder, and A. B. Lipscomb, “Anterior Cruciate Ligament Reconstruction A Prospective Randomized Study of Three Surgical Methods,” 2001.
- [80] J. W. Piefer, T. R. Pflugner, M. D. Hwang, and J. H. Lubowitz, “Anterior cruciate ligament femoral footprint anatomy: Systematic review of the 21st century literature,” Jun. 2012. doi: 10.1016/j.arthro.2011.11.026.
- [81] R. Morales-Avalos *et al.*, “The morphology of the femoral footprint of the anterior cruciate ligament changes with aging from a large semicircular shape to a small flat ribbon-like shape,” *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, vol. 30, no. 10, pp. 3402–3413, Oct. 2022, doi: 10.1007/s00167-022-06935-2.
- [82] A. D. Davis, M. I. Manaqibwala, C. H. Brown, and M. E. Steiner, “Height and Depth Guidelines for Anatomic Femoral Tunnels in Anterior Cruciate Ligament Reconstruction: A Cadaveric Study,” *Arthroscopy - Journal of Arthroscopic and Related Surgery*, vol. 32, no. 6, pp. 1098–1105, Jun. 2016, doi: 10.1016/j.arthro.2015.11.031.
- [83] K. Tensho *et al.*, “Bony landmarks of the anterior cruciate ligament tibial footprint: A detailed analysis comparing 3-dimensional computed tomography images to visual and histological evaluations,” *American Journal of Sports Medicine*, vol. 42, no. 6, pp. 1433–1440, 2014, doi: 10.1177/0363546514528789.
- [84] B. C. Werner, M. T. Burrus, F. W. Gwathmey, and M. D. Miller, “A prospective evaluation of the anterior horn of the lateral meniscus as a landmark for tibial tunnel placement in anterior cruciate ligament (ACL) reconstruction,” *Knee*, vol. 23, no. 3, pp. 478–481, Jun. 2016, doi: 10.1016/j.knee.2015.10.009.
- [85] B. C. Werner, M. T. Burrus, F. W. Gwathmey, and M. D. Miller, “A prospective evaluation of the anterior horn of the lateral meniscus as a landmark for tibial tunnel placement in anterior cruciate ligament (ACL) reconstruction,” *Knee*, vol. 23, no. 3, pp. 478–481, Jun. 2016, doi: 10.1016/j.knee.2015.10.009.
- [86] D. J. McKernan, “Surgical Technique for Mitek® RIGIDfix ACL Reconstruction Soft Tissue.”
- [87] B. Vopat *et al.*, “Effectiveness of low-profile supplemental fixation in anterior cruciate ligament reconstructions with decreased bone mineral density,” *Arthroscopy - Journal of Arthroscopic and Related Surgery*, vol. 29, no. 9, pp. 1540–1545, 2013, doi: 10.1016/j.arthro.2013.05.019.
- [88] C. S. Malempati, A. V. Metzler, and D. L. Johnson, “Single-Bundle Anatomic Anterior Cruciate Ligament Reconstruction: Surgical Technique Pearls and Pitfalls,” Jan. 01, 2017, *W.B. Saunders*. doi: 10.1016/j.csm.2016.08.010.

- [89] N. A. Lowenstein, D. B. Haber, P. J. Ostergaard, J. E. Collins, and E. G. Matzkin, "All-Inside Anterior Cruciate Ligament Reconstruction Using Quadrupled Semitendinosus: Comparable 2-Year Outcomes in Male and Female Patients," *Arthroscopy - Journal of Arthroscopic and Related Surgery*, vol. 37, no. 10, pp. 3140–3148, Oct. 2021, doi: 10.1016/j.arthro.2021.03.077.
- [90] M. D. Burkhard *et al.*, "Spinal decompression with patient-specific guides," *Spine Journal*, vol. 22, no. 7, pp. 1160–1168, Jul. 2022, doi: 10.1016/j.spinee.2022.01.002.
- [91] D. Rohner, R. Guijarro-Martínez, P. Bucher, and B. Hammer, "Importance of patient-specific intraoperative guides in complex maxillofacial reconstruction," *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*, vol. 41, no. 5, pp. 382–390, Jul. 2013, doi: 10.1016/j.jcms.2012.10.021.
- [92] J. Henckel, T. J. Holme, W. Radford, J. A. Skinner, and A. J. Hart, "3D-printed Patient-specific Guides for Hip Arthroplasty," Aug. 15, 2018, *Lippincott Williams and Wilkins*. doi: 10.5435/JAAOS-D-16-00719.
- [93] I. Rankin, H. Rehman, and M. Frame, "3D-Printed Patient-Specific ACL Femoral Tunnel Guide from MRI," *Open Orthop J*, vol. 12, no. 1, pp. 59–68, Mar. 2018, doi: 10.2174/1874325001812010059.
- [94] C. Raposo *et al.*, "Video-based computer navigation in knee arthroscopy for patient-specific ACL reconstruction," *Int J Comput Assist Radiol Surg*, vol. 14, no. 9, pp. 1529–1539, Sep. 2019, doi: 10.1007/s11548-019-02021-0.
- [95] "EINSCAN SE/ SP V2 DESKTOP 3D SCANNER FOR MORE SHINING IDEAS."
- [96] Dassault Systemes, "Company Information | About SOLIDWORKS | SOLIDWORKS ," http://www.solidworks.com/sw/183_ENU_HTML.htm.
- [97] "3D Slicer - A multi-platform, free and open source software package for visualization and medical image computing," <https://www.slicer.org/>.
- [98] "Autodesk Meshmixer," <https://meshmixer.com/>.
- [99] Robert McNeel, "Rhino3D® design, model, present, analyze, realize..." <https://www.rhino3d.com/>.
- [100] "3D Builder ," <https://3d-builder.en.softonic.com/>.
- [101] "Phrozen Mega 8k," <https://phrozen3d.com/products/sonic-mega-8k>.
- [102] "K Black Tough ABS Like 3D Printer Resin ," https://www.resione.com/products/k-black-tough-abs-like-3d-printer-resin-1kg?_pos=2&_psq=k&_ss=e&_v=1.0.
- [103] "mds_fdm_absm30i_0621a".
- [104] Stratasys, "Reference Documentation FDM Material Biocompatibility and Sterilizability ABS-M30i Category Document Title Source Sterilizability Certificate of Material Sterilizability," 2020.
- [105] "M68 White Tough ABS Like Non-yellowing 3D Printer Resin," <https://www.resione.com/collections/all-resin/products/m68-white-tough-abs-like-non-yellowing-3d-printer-resin-1kg-1>.

Anexo



SOLIDWORKS Educational Product. For Instructional Use Only.

