



Tiago de Pinho
Oliveira

Desenvolvimento de modelo *in vitro* da
reconstrução do ligamento cruzado anterior



**Tiago de Pinho
Oliveira**

**Desenvolvimento de modelo *in vitro* da
reconstrução do ligamento cruzado anterior**

Dissertação apresentada à Universidade de Aveiro para cumprimento dos requisitos necessários à obtenção do grau de Mestrado em Engenharia Mecânica, realizada sob orientação científica de António Manuel de Amaral Monteiro Ramos, Professor Auxiliar do Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade de Aveiro e de José Carlos Pinto Noronha, Ortopedista do Hospital da Ordem de São Francisco, Porto .

Este trabalho teve o apoio financeiro dos projetos UIDB/00481/2020 e UIDP/00481/2020 - FCT - Fundação para Ciência e Tecnologia; e CENTRO-01-0145-FEDER-022083 - Programa Operacional Regional do Centro (Centro2020), no âmbito do Acordo de Parceria Portugal 2020, através do Fundo Europeu de Desenvolvimento Regional.

O júri / The jury

Presidente / President

Prof. Doutor João Paulo Davim Tavares da Silva
Professor Catedrático da Universidade de Aveiro

Vogais / Committee

Prof. Doutor António Manuel de Amaral Monteiro Ramos
Professor Auxiliar da Universidade de Aveiro (orientador)

Prof. Doutor José António de Oliveira Simões
Professor Coordenador com Agregação da Escola Superior de Artes e Design de Matosinhos

Agradecimentos / Acknowledgements

Em primeiro lugar, gostaria de agradecer ao meu orientador, Professor Doutor António Ramos, coorientador, Doutor José Carlos Pinto Noronha e ao Doutor João Oliveira, por toda a orientação, apoio, paciência e disponibilidade concedida ao longo da realização desta dissertação.

Quero também agradecer à empresa Norelem por fornecer o material necessário e um agradecimento especial ao *sales manager* da empresa, Luis Santos por toda a disponibilidade cedida.

Agradeço ao Mestre António Festas por todo o apoio técnico prestado na realização deste trabalho nomeadamente, na maquinação de todas as peças necessárias.

Um agradecimento muito especial à minha família, mas principalmente aos meus pais, Rui Oliveira e Ana Silva, pelos sacrifícios, fé e apoio incondicional que me deram ao longo deste meu percurso académico, sem eles, nada disto seria possível.

À Mafalda Gonçalves, Miguel Varela e João Cachão pelos clips de voz, chamadas e partilhas de ecrã, foram verdadeiramente incansáveis.

Agradecer também a todos os meus restantes amigos, não só pelas inúmeras e incríveis memórias que levo desta minha etapa, como também por estarem presentes sempre que necessitei de apoio.

Palavras-chave

Ligamento cruzado anterior, articulação do joelho, modelo experimental, reconstrução do ligamento cruzado anterior, técnica *all-inside*

Resumo

A crescente tendência para a prática desportiva, conjugada com esforços físicos significativos que alguns desportos implicam, tem provocado um aumento do número de lesões articulares do joelho. Entre estas, encontra-se a rotura do ligamento cruzado anterior (LCA), que consiste numa das lesões mais frequentes. A reconstrução deste ligamento é complexa e importante, uma vez que este é responsável pela estabilidade do joelho, impedindo a translação e a rotação excessiva da tíbia em relação ao fémur. Desta forma, este trabalho inclui o desenvolvimento de um modelo *in vitro* para a realização de ensaios experimentais com o intuito de avaliar a eficácia da técnica de reconstrução *all-inside* comparativamente a outras alternativas convencionais. Para tal, recorreu-se a modelos geométricos das estruturas ósseas, obtidos através de imagens de ressonâncias magnéticas (IRM) do joelho. O modelo experimental *in vitro* foi desenvolvido, no entanto, não se procedeu à realização dos ensaios experimentais. Tendo como base os componentes modelados para o modelo experimental, foi reproduzido o ensaio com recurso à simulação numérica. Os resultados obtidos permitiram avaliar e comparar o comportamento das diferentes estruturas que compõem a articulação com a literatura, e posteriormente, com os resultados do ensaio experimental. As diferenças nos resultados entre algumas publicações e a corrente dissertação podem ser justificadas considerando as geometrias atribuídas aos meniscos e as simplificações assumidas na realização das simulações. Como tal, a melhor maneira de validar o projeto, seria proceder a uma série de testes, através dos quais poder-se-ia avaliar as diferentes estruturas que compõem a articulação do joelho e de uma forma mais objetiva, estudar o comportamento do LCA e/ou enxerto, uma vez que a área de estudo da biomecânica em questão, se encontra algo ainda muito empírica.

Keywords

Anterior cruciate ligament, knee, experimental model, anterior cruciate ligament reconstruction, all-inside technique

Abstract

The growing trend towards sports, coupled with significant physical efforts that some sports involve, has caused an increase in the number of knee joint injuries. Among these is the rupture of the anterior cruciate ligament (ACL), which is one of the most frequent injuries. The reconstruction of this ligament is complex and important, since it is responsible for the stability of the knee, preventing translation and excessive rotation of the tibia in relation to the femur. In this way, this work includes the development of an in vitro model for carrying out experimental tests in order to evaluate the effectiveness of the all-inside reconstruction technique compared to other conventional alternatives. For this, geometric models of bone structures were used, obtained through magnetic resonance images (MRI) of the knee. The in vitro experimental model was developed, however, the experimental tests were not carried out. Based on the components modeled for the experimental model, the test was reproduced using numerical simulation. The obtained results allowed to evaluate and to compare the behavior of the different structures that compose the articulation with the literature, and later, with the results of the experimental test. The differences in results between some publications and the current dissertation can be justified considering the geometries attributed to the menisci and the simplifications assumed in the performance of the simulations. As such, the best way to validate the project would be to carry out a series of tests, through which one could evaluate the different structures that make up the knee joint and, in a more objective way, study the behavior of the ACL and/or graft, since the biomechanics study area in question is still very empirical.

Lista de Siglas

ACLA	Ângulo de congruência da linha articular
ALB	Feixe ântero-lateral
AL	Ântero-lateral
AM	Ântero-medial
E	Módulo de <i>Young</i>
IRM	Imagens de ressonância magnética
k	Constante elástica
LCA	Ligamento cruzado anterior
LCL	Ligamento colateral lateral
LCM	Ligamento colateral medial
LCP	Ligamento cruzado posterior
ML	Menisco lateral
MM	Menisco medial
MOON	<i>Multicenter orthopaedic outcome network</i>
NCAA	<i>National collegiate athletic association</i>
NFL	<i>National football league</i>
NKLR	<i>National knee ligament registry</i>
OTO	Ossó-tendão-osso
PC	Peso corporal
PL	Pósterio-lateral
PMB	Feixe pósterio-medial
RLCA	Reconstrução do ligamento cruzado anterior
RLCP	Reconstrução do ligamento cruzado posterior

RM Ressonância magnética

RU Reino Unido

ST Semitendinoso

TQ Tendão quadríceps

Índice

1	Introdução	1
1.1	Motivação	1
1.2	Objetivos	2
1.3	Guia de leitura	2
2	Estado de Arte da Reconstrução do Ligamento Cruzado Anterior	3
2.1	Planos e eixos de referência anatômica	3
2.2	Anatomia do joelho	4
2.2.1	Patela	4
2.2.2	Côndilos femorais e pratos tibiais	4
2.2.3	Menisco	5
2.2.4	Ligamentos	6
2.3	Lesões e incidências	8
2.4	Enxertos	11
2.5	Técnicas de reconstrução	13
3	Registos Clínicos da Reconstrução do LCA	19
3.1	Incidência	19
3.2	Tipos de rotura do LCA	20
3.3	Tipos de enxertos na reconstrução do LCA (RLCA)	22
3.4	Estudos computacionais e experimentais	25
4	Definição de Experimento para Análise da RLCA	31
4.1	Definições de ensaio experimental	32
4.2	Materiais selecionados	35
4.3	Modelo experimental-montagem	38
5	Modelos de Elementos Finitos "In Silico"	39
5.1	Modelos numéricos	39
5.1.1	Modelo nativo CAD	39
5.1.2	Modelo simplificado	41
5.2	Materiais e Condições de Fronteira	43
6	Resultados do Modelo Numérico	45
6.1	Resultados	45
6.1.1	Comportamento das superfícies cartilaginosas e meniscos e possíveis zonas para sensorização	45

6.1.2	Comportamento ligamentar	46
7	Discussão e Proposta de Ensaio "In Vitro"	51
7.1	Discussão de resultados	51
7.2	Proposta de ensaio <i>in vitro</i> e sensorização	54
8	Conclusão e Trabalhos Futuros	57
8.1	Conclusão	57
8.2	Trabalhos futuros	57
	Bibliografia	68
	Apêndices	69
A		69
A.1	Desenhos técnicos para validação <i>in vitro</i>	69

Lista de Tabelas

2.1	Termos direcionais.	4
2.2	Número e percentagem de lesões do LCA por desporto, género e tipo de lesão.	9
2.3	Prós e contras da técnica <i>all-inside</i>	17
3.1	Exposição à lesão por local na Nova Zelândia.	20
3.2	Características dos pacientes submetidos à RLCA.	20
3.3	Número das diferentes lesões concomitantes ao LCA nos registos Noruegueses.	21
3.4	Procedimento para tratamento de lesões concomitantes meniscais e cartilagénicas na Escandinávia.	22
3.5	Causas de revisão no registo Dinamarquês da RLCA.	22
3.6	Número de enxertos utilizados em reconstrução primária e em revisão ao longo de 13 anos.	23
3.7	Forças <i>in situ</i> (N) devido à carga tibial anterior.	27
3.8	Forças <i>in situ</i> (N) devido à carga rotacional combinada envolvendo binário tibial interno e valgo.	27
4.1	Variação de comprimento dos tecidos moles da articulação em diferentes ângulos de flexão.	33
4.2	Requisitos mecânicos das diferentes estruturas.	35
4.3	Propriedades dos amortecedores escolhidos.	36
4.4	Propriedades mecânicas do alumínio 5052-H34.	36
5.1	Características da malha.	42
5.2	Propriedades mecânicas e definição dos materiais dos diferentes componentes do modelo numérico.	43
5.3	Interação entre os diferentes componentes.	44
6.1	Pressões de contacto máximas nas superfícies cartilaginosas.	45
6.2	Distância medida entre os nós selecionados.	47
7.1	Variação de comprimento dos tecidos moles da articulação em diferentes ângulos de flexão.	52
7.2	Resultados obtidos no estudo de Bae <i>et al.</i> e na presente dissertação. . . .	53

Lista de Figuras

2.1	Estruturas articulares do joelho: (a) Vista anterior, (b) Vista posterior.	5
2.2	Menisco e inserções dos ligamentos cruzados na tíbia.	6
2.3	Inserções dos ligamentos cruzados. a) Inserção tibial dos ligamentos cruzados. b) Inserção femoral do LCA.	7
2.4	Vista lateral de um joelho direito semisseccionado.	8
2.5	Número de lesões do LCA no basquetebol ao longo de 13 anos.	9
2.6	Ângulo de congruência da linha articular (ACLA) no lado esquerdo da figura num joelho valgo e no lado direito da figura num joelho varo.	10
2.7	(a) Enxerto OTO antes da preparação; (b) Enxerto OTO pronto para ser colocado no paciente.	11
2.8	Grupo muscular isquiotibiais: (a) Semitendinoso; (b) Semimenbranoso; (c,e,d) Bíceps femoral.	12
2.9	Preparação do enxerto quadruplicando o ST. Ambas as pontas são suturadas a 1 e 2 cm de forma a incorporar os 4 filamentos. Normalmente, 20-25mm de enxerto são colocados nos túneis incompletos.	15
2.10	Fio de nitinol a sair pelo portal AL do joelho esquerdo fletido a 90°.	15
2.11	Vista artroscópica da RLCA <i>all-inside</i> no joelho esquerdo utilizando o enxerto ST quadruplicado.	16
3.1	Escolha de enxerto para reconstrução primária do LCA comparativamente a revisão.	23
3.2	Tipo de autoenxerto escolhido para RLCA.	24
3.3	(a) Técnicas de furação femoral. (b) Técnicas de furação tibial.	25
3.4	Comparação da distribuição da força entre feixes AM e PL do LCA.	26
3.5	(a) Diferentes posições do túnel femoral do joelho direito. (b) Imagem dos feixes AM e PL do LCA separados.	27
3.6	Desenho esquemático do sistema universal de força-momento utilizado por Woo com 6 graus de liberdade.	28
4.1	Forças que atuam no LCA, LCP, LCM e cápsula posterior durante a fase de apoio do ciclo de marcha.	32
4.2	Forças anteriores atuantes na articulação durante a fase de apoio do ciclo de marcha. A linha a preto representa a força anterior à qual o TP se encontra sujeito.	32
4.3	(a) Estrutura projetada para fixação do fémur. (b) Estrutura projetada para fixação da tíbia.	34
4.4	Montagem final do modelo CAD da estrutura para ensaios.	34

4.5	Par de amortecedores correspondente ao LCA.	37
4.6	Simulação para o calço dos amortecedores representantes do LCA com uma força de 310N.	37
4.7	Conjunto de peças maquinadas para representar os ligamentos.	38
4.8	Conjunto de peças maquinadas para fixação do fémur.	38
5.1	(a) Área de inserção femoral do LCA modelada. (b) Área de inserção femoral de um cadáver.	39
5.2	(a) Área de inserção femoral do LCP. (b) Geometria e posição da inserção femoral dos feixes do LCP.	40
5.3	(a) Vista transversa das inserções tibiais modeladas. (b) Vista transversa das inserções tibiais na literatura.	40
5.4	Representação CAD da articulação nativa.	41
5.5	Modelo CAD simplificado para simulações.	42
5.6	(a) Cartilagem tibial e meniscos modelados inicialmente. (b) Componente utilizado para a simulação.	42
5.7	Representação das diferentes rotações aplicadas ao fémur.	44
6.1	Mapa de pressões de contacto nas diferentes simulações.	46
6.2	Zonas de interesse para implementar sensores de pressão.	46
6.3	Ilustração da aresta analisada para o LCL e LCM, respetivamente.	47
6.4	Representação gráfica dos valores ao longo da aresta posterior do LCL para os diferentes ângulos analisados. (a) Deformação. (b) Tensão de <i>Von Mises</i>	48
6.5	Representação gráfica dos valores ao longo da aresta posterior do LCM para os diferentes ângulos analisados. (a) Deformação. (b) Tensão de <i>Von Mises</i>	48
6.6	Distribuição de pressão de contacto no LCA para cada ângulo de flexão.	49
6.7	Representação gráfica dos valores das tensões de <i>Von Mises</i> máximos obtidos.	49
7.1	Distribuições de pressão de contacto nos enxertos em cada ângulo de flexão do joelho.	54
7.2	Representação gráfica dos valores máximos das tensões de <i>Von Mises</i> obtidos. a) Nas simulações realizadas; b) Nas simulações realizadas por Bae <i>et al.</i>	54

Capítulo 1

Introdução

1.1 Motivação

A crescente tendência para a prática desportiva aliada à complexidade dos diversos desportos, tem provocado um aumento do número de lesões articulares do joelho, incluindo a rotura do LCA. Este aumento resulta numa preocupação acrescida na procura do melhor tratamento possível a oferecer ao paciente. Segundo uma investigação realizada em Inglaterra, o número de reconstruções do LCA aumentou doze vezes, ao longo de vinte anos (1997-2017) [1].

Quando ocorre lesão do LCA, a avaliação clínica do paciente é realizada recorrendo a uma ressonância magnética, de modo a avaliar a integridade do ligamento. Na eventualidade de existir rotura do LCA, é necessário proceder-se à reconstrução do mesmo. O procedimento associado à reconstrução foi sofrendo alterações ao longo do tempo, mantendo dois fatores comuns: meios túneis no fémur e na tíbia, e introdução do enxerto no joelho através de um portal artroscópico. No entanto, esta técnica apresenta algumas desvantagens, nomeadamente no custo excessivo da instrumentação para realizar a operação e o seu consequente impacto económico no sistema de saúde. Desta forma, uma técnica alternativa foi proposta e desenvolvida pelo Doutor José Carlos Noronha juntamente com o Doutor João Pedro Oliveira, com o intuito de ultrapassar as questões mencionadas. A aplicação desta técnica revela a excelentes resultados clínicos, no entanto, ainda há o interesse em provar, por meios experimentais, a vantagem da mesma relativamente a alternativas correntes e convencionais.

Esta dissertação propõe o desenvolvimento de modelos *in vitro* que permite validar os resultados obtidos, com resultados clínicos publicados, de modo a perceber qual a melhor técnica para a reconstrução do LCA.

1.2 Objetivos

Esta dissertação, numa fase inicial, teve como principal objetivo analisar e comparar os diferentes enxertos e técnicas cirúrgicas utilizadas nas reconstruções do LCA com o intuito de aferir a opção mais viável. No âmbito deste objetivo várias etapas tiveram de ser percorridas:

- Estudar a anatomia e funcionalidade do joelho;
- Desenvolver modelos digitais da técnica *all-inside* e de técnicas convencionais;
- Construção de modelos *in vitro* da articulação para avaliação da reconstrução do ligamento;
- Proposta de estudo experimental do desempenho biomecânico da técnica *all-inside* e de técnicas convencionais;
- Correlacionar os resultados obtidos com os resultados clínicos publicados.

Embora não tenha sido possível realizar os ensaios experimentais, o desenvolvimento e construção do modelo *in vitro* encontram-se feitas. Desta forma, realizou-se um conjunto de ensaios *in silico* da estrutura desenvolvida, com o intuito de comparar o comportamento dos tecidos moles da articulação com a literatura e, posteriormente, com os resultados do ensaio experimental.

1.3 Guia de leitura

Após esta breve introdução, a dissertação encontra-se organizada em 7 capítulos adicionais:

- Capítulo 2: Revisão de literatura relativa à anatomia da articulação, lesões, incidências e técnicas de reconstrução utilizadas;
- Capítulo 3: Revisão de literatura dos registos clínicos da reconstrução do LCA e estudos feitos recorrendo a simulações e ensaios *in vitro*;
- Capítulo 4: Proposta de ensaio *in vitro* de todas as etapas percorridas no desenvolvimento do modelo *in vitro* para ensaios;
- Capítulo 5: Apresentação e descrição das simulações realizadas;
- Capítulo 6: Apresentação dos resultados dos ensaios *in silico* realizados;
- Capítulo 7: Discussão e comparação dos resultados das simulações realizadas com a literatura e proposta de ensaio *in vitro*;
- Capítulo 8: Conclusão e propostas de trabalhos futuros.

Capítulo 2

Estado de Arte da Reconstrução do Ligamento Cruzado Anterior

A anatomia é o campo que estuda a organização estrutural dos seres vivos, incluindo os sistemas, órgãos e tecidos que os constituem, a aparência e posição das várias partes, as substâncias de que são feitos, a sua localização e a sua relação com outras partes do corpo. Esta, promove um conjunto de designações para as estruturas músculo-esqueléticas e articulares mais importantes para a compreensão e referenciação dos diferentes problemas ligados a estas estruturas, sendo estas designações fundamentais para a uniformização da sua descrição e da sua compreensão entre os diferentes profissionais das áreas da saúde e da bioengenharia. Para além disso, a anatomia é um campo de estudo principalmente descritivo e não é, por si só, suficiente para explicar a função do sistema músculo-esquelético e dos seus movimentos. O conhecimento da anatomia, combinado com o da biomecânica, permite determinar e compreender as ações na origem do movimento, e das forças desenvolvidas pelo sistema músculo-esquelético. De modo a compreender alguns termos usados frequentemente na biomecânica, e diretamente relacionados com o movimento humano e a sua postura, é fundamental compreender alguns conceitos básicos de anatomia. Desta forma, esta secção apresenta uma revisão de conceitos relativos à anatomia humana necessários para a compreensão do trabalho desenvolvido.

2.1 Planos e eixos de referência anatómica

A anatomia recorre à posição anatómica de referência para descrever a posição espacial e o movimento dos diversos elementos do corpo humano, assim como dos seus segmentos anatómicos. A esta posição estão associados diversos planos e eixos anatómicos de referência. As três dimensões espaciais do corpo humano correspondem a três planos cardinais perpendiculares entre si, e designados como planos anatómicos de referência. Esta posição e os elementos espaciais associados a esta permitem, de uma forma uniformizada, descrever como o corpo humano ou um dos seus segmentos se encontra relativamente a outro, independentemente da postura do corpo, quer esteja de pé, deitado ou noutra qualquer posição [2]. Esta postura é também descrita como aquela em que o corpo se encontra, na posição ereta, com os pés ligeiramente separados, os braços suspensos, e com as palmas das mãos voltadas para a frente. Com base na posição de referência, diversos conceitos, denominados por termos direcionais, foram definidos de forma a des-

crever a localização dos elementos corporais em relação aos planos e eixos de referência. Os termos direcionais e a sua respetiva descrição encontram-se apresentados na tabela 2.1.

Tabela 2.1: Termos direcionais [2].

Termo direcional	Descrição
Superior	Em direção à cabeça
Inferior	Em direção aos pés
Anterior	Em direção à zona frontal no plano sagital
Posterior	Em direção à zona traseira no plano sagital
Medial	Em direção ao centro do corpo no plano frontal
Lateral	Afastando-se do centro do corpo no plano frontal
Proximal	Mais próximo do tronco do corpo
Distal	Mais afastado do tronco do corpo

2.2 Anatomia do joelho

O joelho é uma importante e complexa articulação sinovial, ou seja, é responsável por estabelecer a comunicação entre duas extremidades ósseas, permitindo movimento entre estas. Para além disso, proporciona também o suporte necessário para a realização de atividades estáticas e dinâmicas. Composto por três estruturas ósseas principais, a tibia, o fémur e a patela, este pode ainda ser descrito como duas articulações distintas, a tibiofemoral e a patelofemoral. Por um lado, a tibiofemoral é responsável pela transmissão do peso corporal do fémur para a tibia, por outro lado, a patelofemoral, juntamente com o grupo muscular quadríceps, atua para dissipar o momento originado quando o corpo entra na fase de apoio do ciclo de marcha. Nas figuras 2.1a e 2.1b, encontram-se ilustrados os principais elementos que formam a articulação do joelho direito.

2.2.1 Patela

A patela é um nódulo ossificado que se encontra inserido no tendão do quadríceps e possui duas funções biomecânicas no joelho. Côncava na sua face superficial, não só ajuda à extensão do joelho, como permite uma maior área de distribuição das tensões de compressão sobre o fémur [2].

A estabilidade da patela deve-se a uma combinação de restrições ósseas, ligamentares e musculares. Sabe-se que esta responde a um conjunto de três possíveis forças: o tracionar dos músculos quadríceps, o tracionar dos músculos isquiotibiais, e a forças de compressão nas superfícies da articulação patelofemoral [4].

2.2.2 Côndilos femorais e pratos tibiais

Os côndilos consistem na extremidade do fémur que estabelece a ligação com a tibia. A existência desta articulação permite a transmissão do peso corporal do fémur para a tibia, proporcionando ainda rotação articular no plano sagital, juntamente com um pequeno grau de rotação axial da tibia.

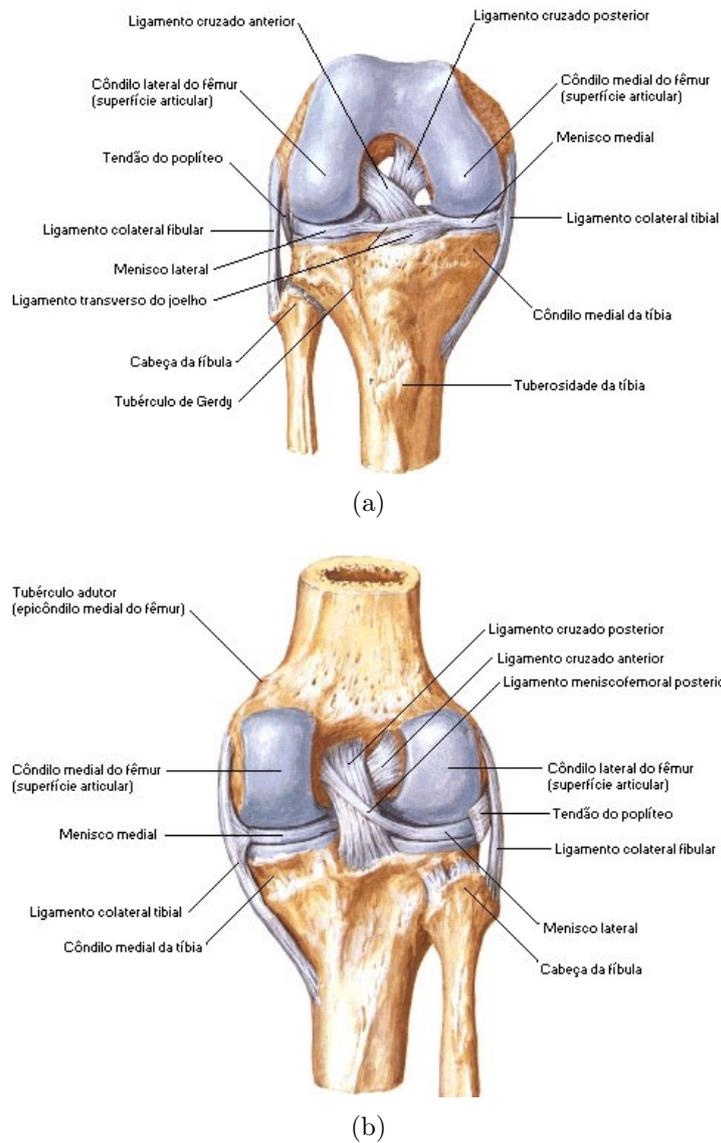


Figura 2.1: Estruturas articulares do joelho: (a) Vista anterior, (b) Vista posterior [3].

2.2.3 Menisco

Existem vários tecidos moles que proporcionam estabilidade e amortecimento a esta articulação. Tanto a tíbia proximal, como o fêmur distal contidos na articulação do joelho encontram-se revestidos por cartilagem a fim de absorver impactos devidos à atividade diária. O menisco medial e lateral apresentam o mesmo objetivo, no entanto, estes também são responsáveis por distribuir as cargas do fêmur para a tíbia. Na figura 2.2 é possível visualizar o menisco lateral e medial, como também as inserções dos ligamentos cruzados. Os meniscos assumem uma forma de C e têm superfícies superiores côncavas e partes inferiores planas que correspondem às suas respectivas interfaces com os côndilos femorais e o planalto tibial [5]. O menisco medial é de forma mais crescente, pois o corno posterior do menisco medial é sempre maior do que o corno anterior. Também ele é um

pouco menor que o menisco lateral e tem uma inserção capsular mais forte que o torna menos móvel e, portanto, mais sujeito a lesões. O menisco lateral é geralmente mais longo, largo e móvel, com forma, tamanho e mobilidade variáveis, variando de forma de C a quase discoide. O menisco medial cobre 50-60 % do prato medial, e o menisco lateral cobre 70-80 % do prato lateral [6]. Os meniscos são estabilizados por vários ligamentos e fixações. Estas fixações e ligamentos são importantes, pois atuam como um “cinto” que sustenta e facilita a biomecânica dos meniscos [7].

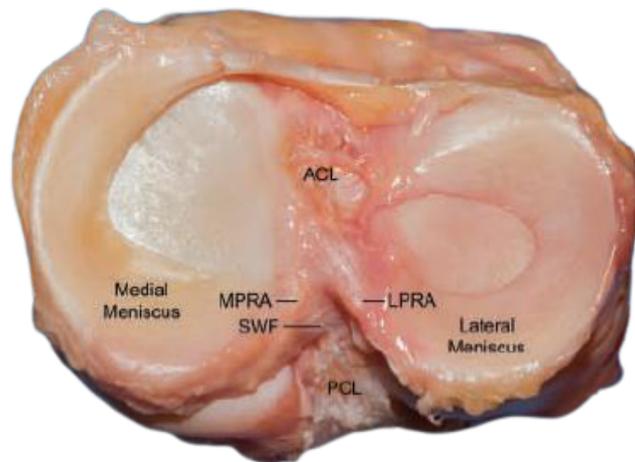


Figura 2.2: Menisco e inserções ligamentares na tíbia [8].

2.2.4 Ligamentos

Os ligamentos são também um mecanismo importante para garantir a estabilidade da articulação. De modo a possibilitar a vasta amplitude de movimentos do joelho e, ao mesmo tempo, garantir que se encontra estável, é necessário um delicado balanço de propriedades e geometrias ligamentares. Estes tecidos em torno da articulação, não geram forças de tração consideráveis durante os movimentos normais na articulação. Qualquer força que um ligamento origina na estabilização da articulação é o resultado de rápidas alterações no movimento articular.

As propriedades biomecânicas dos ligamentos são determinadas pela geometria e pelas características de reação e a forças induzidas durante o movimento. Por estes pontos apresentados, subentende-se que diariamente os ligamentos se encontram constantemente sob forças externas e conseqüentemente a variar a sua geometria de forma a auxiliar e preservar a estabilidade da articulação [9].

Ligamento cruzado posterior (LCP)

O LCP é o maior e mais forte ligamento intra-articular da articulação do joelho, composto por 2 feixes funcionais: o feixe ântero-lateral maior (FAL) e feixe póstero-medial menor (FPM) [10]. O tamanho da inserção femoral da FAL é quase duas vezes o tamanho da inserção tibial e foi relatado que varia de 112 a 118 mm² de secção [11; 12; 13]. Funcionalmente, o LCP é uma restrição primária à translação tibial posterior em todos os ângulos de flexão. Também tem um papel na restrição primária para rotação interna

além de 90° e uma restrição suplementar para rotação tibial externa além de 90° de flexão [13]. Ambos os feixes têm um comportamento sinérgico e codominante durante a amplitude de movimento do joelho [12; 13]. Estudos biomecânicos recentes demonstraram que ambos os feixes assumem um papel significativo na resistência à translação tibial posterior em todos os ângulos de flexão. Isso sugere uma relação codominante entre os dois feixes e, portanto, ambos assumem um papel significativo na estabilidade do joelho na ausência do outro feixe [10; 12; 14]. O FAL é o principal resistente à translação tibial posterior entre 70° e 105° , enquanto o FPM é o principal resistente entre 0° e 15° . Essa distribuição de forças entre os dois feixes tem implicações cirúrgicas no momento da fixação do enxerto durante as reconstruções anatômicas de duplo feixe do LCP (RLCP). Ao contrário do LCA, por causa da sua associação com a cápsula posterior, o fluxo sanguíneo não é perdido permanentemente com a rotura do ligamento. Assim é possível recuperar o ligamento sem recorrer à reconstrução do tecido.

LCA

O LCA é uma banda de tecido conectivo denso que se insere no fêmur e na tibia e, tal como o LCP, encontra-se envolvido pela membrana sinovial. Por esta razão, apesar de intra-articular, é extra-sinovial. Este funciona como estabilizador em todos os movimentos do joelho: nas três translações e nas três rotações. No entanto, como estabilizador, a sua principal função consiste em prevenir a translação anterior da tibia em relação ao fémur. Entre os 30° e os 90° de flexão de joelho, não só é capaz de garantir 90% da resistência à translação da tibia como também age como um opositor à translação interna da mesma em relação ao fémur [15; 16]. Na tibia, insere-se numa fosseta localizada anterior e externamente, atrás do corno anterior do menisco lateral, como ilustrado na figura 2.3a. A área de inserção tibial é oval, com cerca de $136 \pm 33 \text{ mm}^2$. No fémur, o LCA insere-se na face medial do côndilo femoral lateral, com orientação quase vertical, numa localização muito posterior, ilustrado na figura 2.3b. Esta área de inserção, menor que a da tibia, tem $113 \pm 27 \text{ mm}^2$ [1; 17].

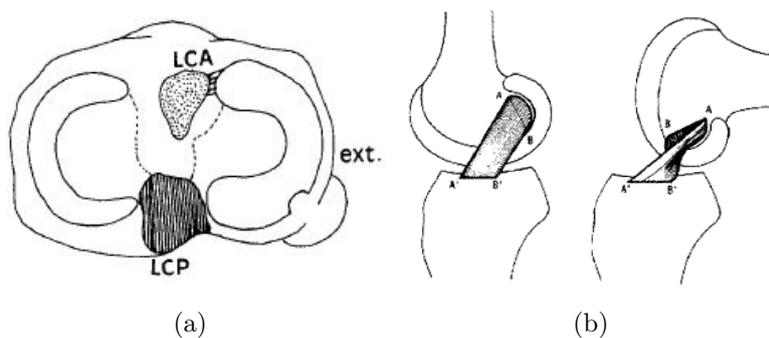


Figura 2.3: Inserções dos ligamentos cruzados. a) Inserção tibial dos ligamentos cruzados [17]. b) Inserção femoral do LCA [4].

Enquanto na tibia a inserção é aproximadamente transversal, no fémur a inserção é aproximadamente sagital. Esta combinação de inserções em dois planos ortogonais, implica cuidados especiais na reconstrução ligamentar. O comprimento do LCA referido na literatura é variável, talvez relacionado com a estatura do indivíduo, com comprimentos compreendidos entre 22 mm e 41 mm e uma média de 32 mm [18].

Um ponto controverso é referente ao número de feixes que constituem o LCA. Enquanto alguns autores descrevem um só feixe [19; 20; 21], outros dividem em dois feixes: ântero-medial (AM) e póstero-lateral (PL) [22]. Segundo Noronha [17], existem apenas dois feixes sem distinção nítida entre si e que correspondem aos mesmos feixes descritos por Girgis [22], baseado em estudos efetuados em cadáver por dissecação do LCA. Através de artroscopia também é possível comprovar a existência de dois feixes, como se pode verificar na figura 2.4.

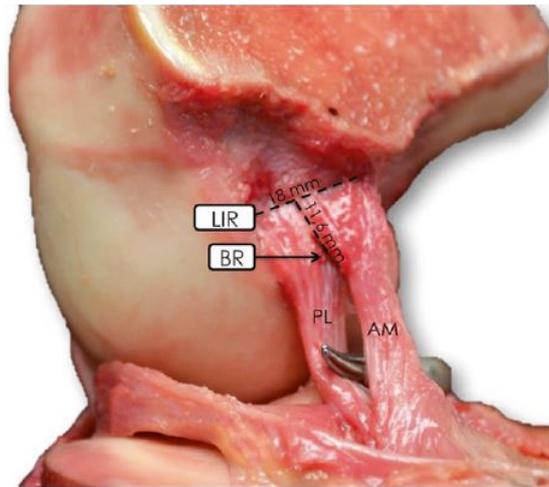


Figura 2.4: Vista lateral de um joelho direito semisseccionado [23].

É aceite por praticamente toda a comunidade científica que o LCA é formado por um aglomerado de fascículos distintos em dois grupos: o feixe AM e o PL. Quando o joelho se encontra em extensão, ambos os feixes estão tensos, com o decorrer da flexão do joelho, a inserção femoral do LCA torna-se cada vez mais horizontal, relaxando o feixe PL e mantendo o feixe AM tenso. Condições como *recurvatum*¹ ou hiperextensão acentuam a tensão do LCA por conflito com a chanfradura podendo provocar a rotura silenciosa bilateral do LCA [17].

2.3 Lesões e incidências

A rotura isolada do LCA ocorre com elevada frequência no jovem desportista entre os 20 e os 30 anos, sendo bilateral em cerca de 20% dos casos, o que leva a pensar na existência de fatores predisponentes como a estenose² da chanfradura, a hiperlaxidez constitucional e a própria debilidade constitucional do LCA [17]. Estima-se também que 70% das lesões do LCA ocorrem através de mecanismos sem contacto enquanto que os restantes 30% representam lesões em que existiu contacto direto com outro desportista ou objeto. Apesar do sexo masculino ser responsável pela maioria das lesões na população geral, quando a análise é feita por atividade física (ao examinar desportos específicos), é possível observar consistentemente que o sexo feminino encontra-se com um risco mais elevado de sofrer lesão [24]. É quase certo que, o facto do homem ser responsável pela

¹ **Recurvatum:** Deformação congénita ou adquirida do joelho, em que a perna pode fazer um movimento de hiperextensão formando entre a coxa e a perna um ângulo aberto para a frente.

² **Estenose:** Constrição ou aperto, congénito ou não, de qualquer orifício ou canal orgânico.

maioria das lesões na população geral, deve-se à sua maior exposição à atividade física, tornando-os mais predispostos à lesão do LCA.

Baseado numa revisão ao longo de 13 anos na atividade de basquetebol, Agel *et al.* [25], obtiveram percentagens que, embora semelhantes, demonstram a maior suscetibilidade da mulher a sofrer este tipo de lesão. Tendo obtido valores para lesões sem contacto de 70,1% para homens 75,7% para mulheres, como apresentados na figura 2.5. Frequentemente, estas devem-se a traumas de baixa velocidade ou desaceleração no contacto com um componente rotacional. Ainda que com menor taxa de incidência, pode ainda ocorrer rotura do LCA com o joelho em flexão, rotação valga e rotação interna do fémur.

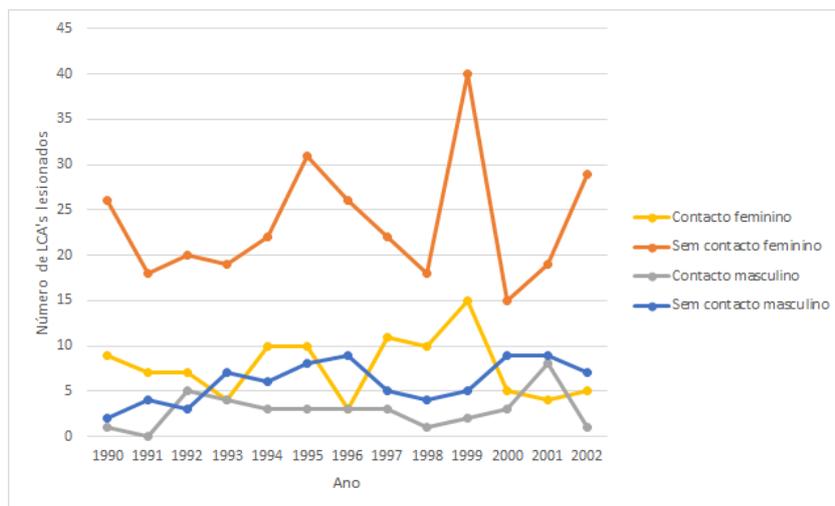


Figura 2.5: Número de lesões do LCA no basquetebol ao longo de 13 anos [25].

Ainda, ao observar os valores apresentados na tabela 2.2, é possível constatar a suscetibilidade das mulheres a este tipo de lesão através do estudo efetuado por Mountcastle *et al.* [26], que contou com o envolvimento de 10419 estudantes de uma academia militar nos Estados Unidos, onde expõem percentagens de incidência entre homens e mulheres que praticam o mesmo desporto.

Tabela 2.2: Número e percentagem de lesões do LCA por desporto, género e tipo de lesão. Adaptado de [26].

Desporto	Número de lesões feminina (%)		Número de lesões masculina (%)	
	Contacto	Sem contacto	Contacto	Sem contacto
Basquetebol	0	8 (19.1)	4 (4.7)	19 (10.8)
Futebol americano	1 (20)	0	38 (44.2)	56 (31.8)
Ginástica	0	7 (16.7)	0	8 (4.6)
Treino militar	0	3 (7.1)	1 (1.2)	5 (2.8)
Rugby	0	0	18 (20.9)	19 (10.8)
Futebol	1 (20)	4 (9.5)	5 (5.8)	11 (6.3)

Deste modo, atletas do sexo feminino são 4 a 6 vezes mais suscetíveis a sofrer uma lesão no LCA sem contacto do que os homens que praticam o mesmo desporto [27]. Ainda não há certezas relativamente à totalidade de razões que promovem esta diferença, mas

é aparentemente consensual que níveis mais altos de estrogênio, juntamente com menor massa muscular e maior gordura corporal, ligamentos mais laxos e uma pelve mais larga que altera o alinhamento entre o joelho e tornozelo (joelho valgo³ ou varo⁴), serão algumas das razões responsáveis [28; 29]. Na figura 2.6, encontra-se apresentado o contraste entre joelho valgo e varo, respetivamente.

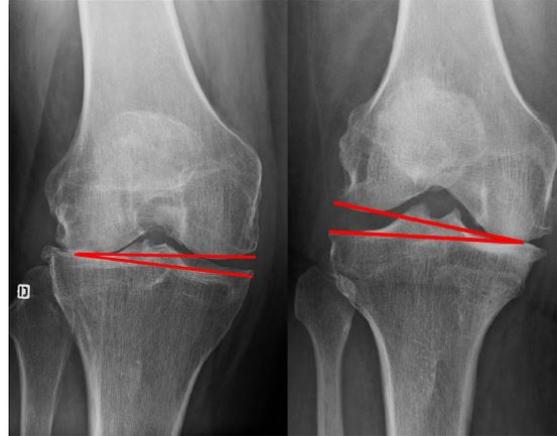


Figura 2.6: Ângulo de congruência da linha articular (ACL) no lado esquerdo da figura num joelho valgo e no lado direito da figura num joelho varo [30].

A rotura isolada do LCA, parcial ou total, pode também ocorrer em hiperextensão por conflito com o teto da chanfradura quando ela é estenosada. Na hiperextensão, o feixe PL é o primeiro a romper-se, dado estar em grande tensão. Após a rotura total do LCA, existe acentuação da extensão do joelho que, por sua vez, conduz à distensão progressiva do LCP. É compreensível que, quando o mecanismo de rotura do LCA é por hiperextensão, se esta é exagerada, também o LCP fica vulnerável, assim como a parte posterior da cápsula [31].

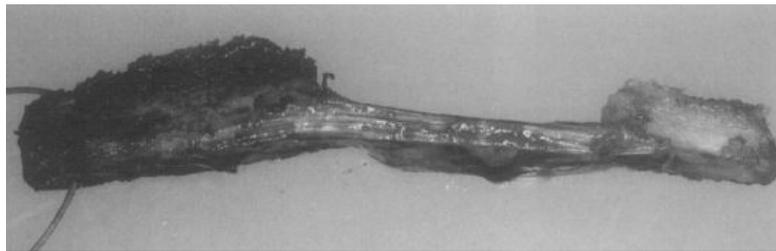
Estas lesões podem ser classificadas em três diferentes graus. Nas lesões de grau I, o ligamento encontra-se levemente danificado, ocorrendo luxação, porém, não é comprometida a estabilidade da articulação. Nas lesões de grau II, ocorre uma rotura parcial das fibras do ligamento, resultando um ligamento laxo. Por último, as lesões de grau III, caracterizam-se por uma rotura total do ligamento, causando assim instabilidade articular [32]. Para tratamento destas lesões, existem dois tipos de intervenção, cirúrgica e não cirúrgica. O médico responsável pelo paciente efetua uma avaliação da gravidade da lesão e, com base no estilo de vida do paciente, interpreta quais as possíveis soluções. Caso o paciente leve um estilo de vida sedentário ou execute trabalho manual leve, a estabilização da dinâmica do joelho recorrendo a reforço muscular e a treino proprioceptivo pode ser suficiente. No entanto, para um paciente com um estilo de vida extremamente ativo, como por exemplo, um jogador de futebol, é necessária uma intervenção cirúrgica para evitar a instabilidade articular e promover a restauração da função do ligamento [33; 34].

³**Joelho valgo:** Designação a joelhos que se encontram voltados para dentro devido à rotação interna do quadril e joelho. Predominante nas mulheres.

⁴**Joelho varo:** Designação a joelhos que se encontram voltados para fora devido à rotação externa do quadril e joelho. Predominante nos homens.

2.4 Enxertos

A escolha de enxerto a utilizar continua controversa, todos eles são opções viáveis e apresentam resultados comparáveis. Existem vantagens e desvantagens em cada enxerto e, normalmente, a escolha do enxerto depende das preferências pessoais do cirurgião e de uma avaliação em relação às características do paciente. Um enxerto ideal permite uma cicatrização rápida, é forte, e restaura a estabilidade da articulação do joelho com baixa morbidade. No grupo dos enxertos autólogo, o enxerto osso-tendão-osso (OTO), ilustrado na figura 2.7, é o enxerto de eleição para atletas profissionais uma vez que as presenças de osso nas extremidades do enxerto facilitam a fixação e osteointegração, encurtando o processo de cicatrização e reabilitação. Isto permite o retorno precoce do paciente ao desporto [35; 36]. Contudo, uma revisão sistemática de ensaios clínicos controlados e aleatórios publicados nos últimos 15 anos, revelou que o autoenxerto OTO estava associado a mais dor geral no joelho no pós-operatório, embora isso pareça desaparecer com o tempo [35]. Além disso, a morbidade no local da colheita inclui dor anterior no joelho, fraqueza no quadríceps, possível fratura da patela e risco de rotura do tendão patelar. A morbidade no local da colheita da face anterior do joelho, é uma consideração importante em pacientes cujas atividades desportivas ou ocupacionais exigem elevadas movimentações dos joelhos.



(a)



(b)

Figura 2.7: (a) Enxerto OTO antes da preparação; (b) Enxerto OTO pronto para ser colocado no paciente [37].

O tendão quadricipital (TQ) pode ser colhido com ou sem osso patelar na sua extremidade. Comparativamente ao enxerto OTO, este é substancialmente maior não só em comprimento, como também na sua área transversal, apresentando propriedades biomecânicas atraentes. Esta maior área transversal, provou ser uma excelente ajuda em

pacientes submetidos a cirurgia de revisão, quando estes possuem túneis ósseos alargados devido à reconstrução primária [38; 39]. A este enxerto, está também associada uma menor dor na parte anterior do joelho e dormência no pós-operatório.

Na figura 2.8, encontra-se ilustrado o grupo muscular isquiotibiais de onde é retirado o enxerto semitendinoso (ST). Este enxerto, mais forte e mais firme comparativamente ao OTO, provou a sua versatilidade tanto em reconstruções de feixe único quanto em feixe duplo. No entanto, existem algumas desvantagens importantes a serem consideradas que se correlacionam principalmente com os métodos de fixação do tecido mole ao osso [35]. Este método resulta num maior tempo de cicatrização quando comparado com a fixação osso-osso. Além disso, os pacientes tendem a desenvolver fraqueza na flexão profunda do joelho e rotação interna, embora esta fraqueza desapareça com o tempo. Independentemente do enxerto escolhido, pré-tencionar o mesmo é importante para promover o sucesso da ligamentoplastia. Um enxerto muito apertado pode prejudicar a amplitude do movimento, e um enxerto laxo pode levar à instabilidade no joelho.

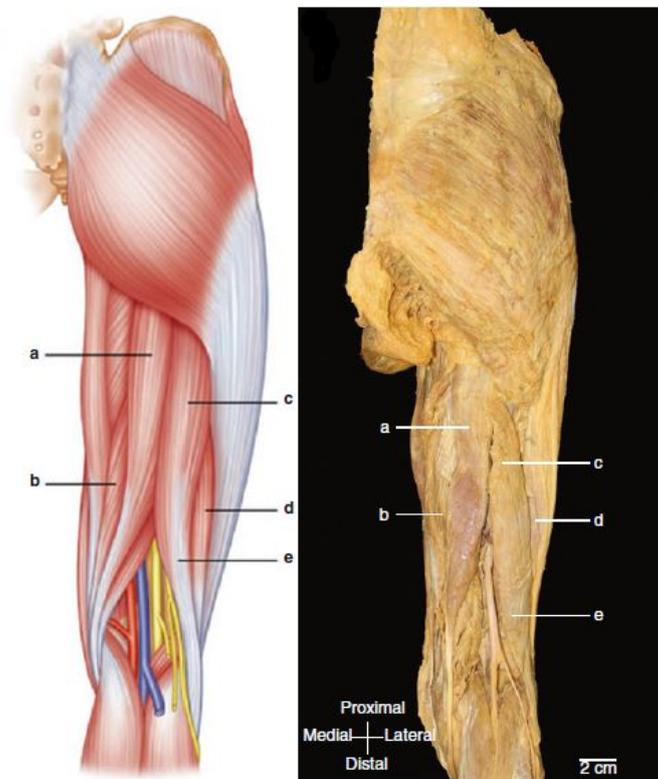


Figura 2.8: Grupo muscular isquiotibiais: (a) Semitendinoso; (b) Semimembranoso; (c,e,d) Bíceps femoral [40].

A realidade é mais complicada que um sim ou não quando se trata da seleção de enxertos. Enxertos diferentes apenas representam diferentes características e propriedades mecânicas. O uso de aloenxertos (enxertos cadavéricos), na reconstrução do LCA é muito atraente devido ao tempo de operação acentuadamente reduzido, e pela ausência de morbidade no local da colheita no pós-operatório a afetar o aparelho flexor e extensor do joelho [41]. Na verdade, os aloenxertos voltam a vascularizar após a integração e, como são evitadas as morbidades no local da colheita, o aloenxerto é uma opção atraente

para atletas de elite, onde apenas pequenas diminuições na força muscular e amplitude de movimento podem fazer toda a diferença entre ganhar e perder. Infelizmente, estudos demonstram um tempo de cicatrização prolongado, a interface do enxerto-osso não será tão competente quanto a alternativa osso-autoenxerto, especialmente entre atletas jovens [42; 43]. Os aloenxertos são, no entanto, cirurgia de revisão, em pacientes idosos e lesões com múltiplos ligamentos envolvidos.

Enxertos sintéticos, já foram considerados o futuro da reconstrução do LCA. Isto porque apresentavam as propriedades ideais do enxerto: um produto personalizado, pronto para uso, sem morbidade no local doador ou colheita demorada. Infelizmente, nenhum deles provou ser o sucesso esperado [41]. A falha do enxerto continua a ser o principal evento adverso associado aos materiais sintéticos. Atualmente, os enxertos sintéticos são considerados apenas para configurações experimentais e não se destinam ao uso clínico em pacientes com deficiência do LCA.

Como todas as cirurgias, a ligamentoplastia apresenta riscos associados, tais como: infecção (é um risco inerente a qualquer cirurgia), rigidez (o tecido da cicatriz restringe a capacidade de fletir e estender o joelho), instabilidade do joelho e recidiva da lesão (a instabilidade pode dever-se à rotura ou alongamento do LCA reconstruído) e hemorragias (a hemartrose é um dos problemas mais comuns mas menos graves). A cura rápida é essencial para a RLCA, pois permite uma reabilitação precoce e acelerada e, portanto, um retorno mais rápido ao desempenho desportivo anterior. Portanto, enxertos de TP têm sido sugeridos para pacientes mais jovens e ativos com menos de 20 anos de idade, porque as taxas de falha parecem ser maiores nessa faixa etária [44; 45]. No entanto, muitos estudos mostraram que a RLCA recorrendo a autoenxertos TP, está associado a morbidade do local doador, como dor anterior do joelho, dor ao ajoelhar, déficit de força extensora e osteoartrite patelofemoral [46; 47]. Consequentemente, nos últimos anos, o uso do enxerto de ST ganhou popularidade devido à sua menor taxa de morbidade do local doador [47; 48]. Embora se tenha verificado défice na força de flexão do joelho e na força de rotação tibial interna [49].

2.5 Técnicas de reconstrução

Apesar da anatomia do LCA original não poder ser reproduzida na sua totalidade, é de elevada importância que o novo enxerto seja posicionado o mais perto possível da posição original de forma a permitir uma amplitude de movimento próxima à amplitude natural, garantir estabilidade e impedir a degradação dos restantes constituintes da articulação. Com o decorrer dos anos, devido a um melhor conhecimento da biomecânica articular e da qualidade dos enxertos, as técnicas cirúrgicas evoluíram de forma notável. Na realização da sua tese de doutoramento, o doutor Carlos Noronha, não só listou as atitudes cirúrgicas como também os diferentes enxertos ligamentar utilizados [17].

Podem-se considerar cinco atitudes cirúrgicas para a rotura do LCA:

- Sutura isolada;
- Sutura e reforço com enxerto ligamentar, biológico ou artificial;
- Plastia extra-articular com enxerto ligamentar, biológico ou artificial;
- Plastia intra-articular com enxerto ligamentar, biológico ou artificial;
- Plastias intra e extra-articular associadas.

São várias as estruturas até hoje utilizadas como enxerto ligamentar:

- Enxerto patelar;
- Enxerto quadricipital;
- Enxerto semitendinoso;
- Enxerto fásia lata.

Vários autores referem unanimemente, que os melhores resultados da sutura do LCA se verificam nas roturas com evolução inferior a oito dias e, principalmente, se a rotura ocorre na inserção femoral [50; 51; 52]. Nos casos de rotura de um só feixe o resultado será melhor uma vez que a vascularização, a inervação e o suporte mecânico do feixe íntegro favorecem o sucesso da sutura [17]. Contudo, os resultados são variáveis, pois encontram-se dependentes de vários fatores. Diferentes autores verificaram a degradação dos resultados com o decorrer do tempo através dos seus trabalhos de revisão [53; 54].

Noronha defende a reconstrução intra-articular como primeira escolha, mesmo em doentes com idade superior a 40 anos ou nos casos em que existem lesões cartilágneas, e até naqueles em que foi efetuada meniscectomia [17]. Isto porque, a ligamentoplastia geralmente reduz a dor, os derrames e os episódios de instabilidade, retardando a degradação articular.

O tratamento cirúrgico mais utilizado, consiste na reconstrução intra-articular por via artroscópica recorrendo a enxertos autólogo, para substituição do tecido ligamentar lacerado. Os enxertos mais vulgares provêm do tendão patelar e dos isquiotibiais (ST e gracilis). Por vezes, são utilizados aloenxertos provenientes de cadáveres.

Existe uma variedade de enxertos e técnicas de fixação significativa. Independentemente da técnica ou enxerto, o posicionamento dos túneis baseia-se no conhecimento do local de inserção do LCA, bem como a avaliação artroscópica do tecido cicatricial do LCA rompido, através de uma avaliação biológica e anatómica. Uso de túneis incompletos, preserva osso e provavelmente resulta numa menor quantidade de movimentos do enxerto e vazamento de fluido sinovial [55].

Stäheliem e Weiler [56], publicaram um artigo da técnica *all-inside* no qual a cavidade tibial era feita de dentro para fora e o enxerto era fixo com parafusos de interferência nas duas extremidades. Nunca ganhou popularidade, não só por ser uma técnica exigente, mas também porque o enxerto era fixo com um ângulo de flexão incorreto (100°).

A técnica utilizada pelo doutor José Carlos Noronha [55], é descrita como fácil e reprodutível com uma construção recorrendo ao enxerto do semitendinoso de quatro filamentos e dois dispositivos de fixação cortical suspensor ajustáveis, nos quais a cavidade femoral é feita através de um portal AM padrão e a cavidade tibial é feita através de um portal AL para perfuração do túnel de dentro para fora usando um alargador flexível. Evitando o uso da broca de mira retrógrada e permitindo a fixação final do enxerto no grau de flexão desejado. A técnica em questão resume-se a seis passos:

1. São abertos dois portais artroscópicos: no polo inferior da patela tanto do lado AM como no AL;
2. Recolha do ST com a perna fletida a 90°;
3. Enxerto é trabalhado na mesa de preparação *GraftLink*, quadruplicando o ST e moldando-o num *loop* duplo. Também se dá uma pré-carga de 85N no enxerto durante 15 minutos;



Figura 2.9: Preparação do enxerto quadruplicando o ST. Ambas as pontas são suturadas a 1 e 2 cm de forma a incorporar os 4 filamentos. Normalmente, 20-25mm de enxerto são colocados nos túneis incompletos [55].

4. A cavidade tibial é criada usando uma guia de broca a 55°, inserida a partir do portal padrão AM até ao centro da inserção tibial do LCA. Um pino guia é então inserido pelo mesmo portal, seguido por uma broca canulada de 4,5mm. A broca e o pino são retirados e um fio de nitinol é passado através do orifício criado no córtex tibial e sai pelo portal AL. De dentro para fora, um alargador flexível com o mesmo diâmetro do enxerto é usado para criar a cavidade com aproximadamente 25mm de profundidade;



Figura 2.10: Fio de nitinol a sair pelo portal AL do joelho esquerdo fletido a 90° [55].

5. Para a cavidade femoral, a inserção femoral do LCA é identificada e o seu centro marcado com o joelho fletido a 90°. De seguida, a 120°, um pino guia femoral é inserido através do portal AM e uma broca canulada de 4,5 mm é usada. Por fim, uma escareador de baixo perfil com o mesmo diâmetro da extremidade femoral do enxerto é usada para criar um alvéolo com aproximadamente 25 mm de profundidade. Uma sutura de passagem em *loop* é então introduzida na articulação, recuperada através do portal AM e encaixada.

6. Uma vez que ambas as suturas de passagem são retiradas, o dispositivo de fixação suspensor cortical femoral é colocado no joelho, usando a sutura de passagem femoral. O cirurgião passa o enxerto na cavidade femoral puxando o fixador até à medida desejada (aproximadamente 2 cm). Um especial cuidado deve ser tomado neste momento para não puxar o botão em demasia, criando interposição de tecidos moles. Em seguida, o dispositivo de fixação suspensor cortical tibial é lançado na articulação e sai através do córtex tibial, usando a sutura de passagem tibial. O dispositivo de fixação é puxado para prender o botão no córtex tibial e para avançar o enxerto para o encaixe tibial (aproximadamente 2 cm). Com a perna em extensão, a carga final do enxerto é realizada nos lados femoral e tibial. O ciclo do joelho é então executado aproximadamente 25 vezes e a carga final é repetida. A tensão do enxerto é verificada com uma sonda.

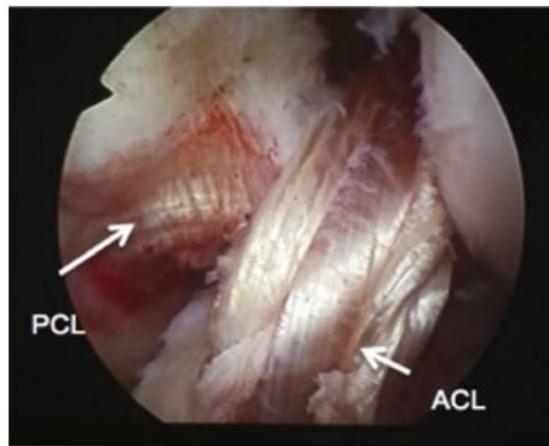


Figura 2.11: Vista artroscópica da RLCA *all-inside* no joelho esquerdo utilizando o enxerto ST quadruplicado [55].

De seguida, encontra-se apresentada a tabela 2.3, onde estão descritas algumas vantagens e desvantagens que Noronha apresenta no seu artigo, relativamente à técnica *all inside* [55].

Tabela 2.3: Prós e contras da técnica *all-inside* [55].

	Prós	Contras
Passos cirurgicos	O torniquete não deve ser usado. Pode ser usada uma pressão de entrada de solução salina de 70-80 mm Hg. A hemostasia deve ser cuidadosamente controlada com um sistema de radiofrequência.	O efeito do torniquete nos vasos e tecidos moles permanece incerto, assim como seu impacto no aumento do risco de trombose e deterioração neuromuscular após a reconstrução do LCA.
Configuração	A extremidade dos 4 fios deve ser movida para uma extremidade do enxerto, incorporada entre a primeira e a segunda sutura circunferencial e inserida no furo tibial.	
Preparação de enxerto	De acordo com o comprimento, os cálculos devem ser feitos para incorporar pelo menos 10-15 mm e 15-20 mm do enxerto no interior do meio túnel femoral e tibial, respectivamente.	O risco de escorregamento ou rotura aguda do enxerto é gerado principalmente pelo descuidado na preparação do enxerto.
Túnel tibial incompleto	O cirurgião deve posicionar a mira da guia tibial da broca nos 55° e perfurar na face anteromedial da tíbia proximal, próximo ao ligamento colateral medial, para facilitar a saída do fio de nitinol pelo portal AL. Deve ser dada uma margem extra de 5 mm entre a medida do enxerto que será colocado dentro do meio túnel e o comprimento do mesmo.	Aumentar a inclinação do túnel tibial irá causar um alongamento do mesmo, o que é útil para evitar que o enxerto afunde. A inserção da escareadora flexível deve ser realizada sob visualização direta para evitar danos à cartilagem do côndilo lateral.

Capítulo 3

Registos Clínicos da Reconstrução do LCA

3.1 Incidência

A lesão do LCA é algo relativamente comum nos dias de hoje, apresentando uma taxa média de incidência anual aproximadamente de 0.03%, podendo chegar até aos 3.7% em alguns grupos de atletas profissionais [1; 57]. Para além disso, estima-se que ocorrem aproximadamente 200000 lesões do LCA apenas nos Estados Unidos da América (EUA) anualmente, e mais de 50% destas lesões correspondem a jovens atletas entre 15 a 25 anos de idade [24]. Abram *et al.* concluiu que, atualmente em Inglaterra, a taxa de reconstrução do LCA é 12 vezes superior à taxa de 1997. Neste estudo também foi possível verificar que a população mais jovem, entre os 10 e 29 anos de idade, depara-se frequentemente com esta realidade [1]. É possível que este aumento ao longo dos anos se tenha verificado devido a fatores como, o aumento da participação feminina em desportos, à prática de um único desporto por indivíduo, e por último, uma crescente participação em atividades fisicamente mais exigentes em idade precoce [58; 59; 60]. Aliás, é notável que, segundo um estudo realizado na Nova Zelândia por Gianotti *et al.* [61], 80% das cirurgias ao joelho envolveram o LCA e que 65% dessas resultaram da prática desportiva ou atividades recreativas. Valores desse estudo encontram-se representados na tabela 3.1.

Outros países como a Dinamarca, também possuem os seus registos nacionais sobre a reconstrução do LCA com o objetivo de melhorar a monitorização e a qualidade da ligamentoplastia primária e de revisão do joelho. Todas as reconstruções primárias e de revisão do LCA e LCP, bem como as reconstruções concomitantes são registadas. As principais variáveis incluem sexo, idade, causa da lesão, instabilidade do ligamento e ainda alguns dados cirúrgicos, como por exemplo, qual o ligamento afetado, escolha do enxerto, técnica de operação, entre outras. Analisando estes dados, é possível perceber o que provoca a lesão, qual o joelho mais afetado, e qual a idade em que a população se encontra mais vulnerável à lesão de modo a melhorar o resultado da cirurgia, proporcionando uma maior satisfação ao paciente e, por fim, minimizar a taxa de revisão da mesma. Alguns desses registos encontram-se expostos na tabela 3.2.

Tabela 3.1: Exposição à lesão por local na Nova Zelândia. Adaptado de [61].

Local da lesão	Lesões (%)		
	Não cirúrgicas	Cirurgia ao LCA	Outros ligamentos operados
Comércio/local de serviço	12627 (9.3)	264 (4.5)	99 (6.7)
Quinta	4720 (3.5)	108 (1.8)	58 (3.9)
Casa	35639 (21.6)	644 (11.1)	441 (29.7)
Local industrial	15217 (11.2)	228 (3.9)	139 (9.4)
Outro	12283 (9.0)	489 (8.3)	175 (11.8)
Desporto/atividade recreativa	44323 (32.5)	3833 (65.1)	397 (26.8)
Estrada/rua	8309 (6.1)	213 (3.6)	122 (8.2)
Escola	3318 (2.4)	94 (1.6)	53 (3.6)
Total	136436 (100)	5884 (100)	1484 (100)

Tabela 3.2: Características dos pacientes submetidos à RLCA. Adaptado de [62].

	Dinamarca	Noruega	Suécia	RU	EUA
Início do Registo	07/2005	06/2004	01/2005	03/2013	02/2005
Intervenção primária	21820	17556	30422	2972	28055
Idade a que o paciente se submeteu a cirurgia					
15-29	12101 (55.4)	9838 (56)	19204 (63.1)	1666 (56.4)	15357 (54.7)
Género					
Homem	13244 (60.7)	9975 (56.8)	17548 (57.7)	2153 (72.4)	17618 (62.8)
Mulher	8576 (39.3)	7581 (43.2)	12874 (42.3)	819 (27.6)	10437 (37.2)
Joelho operado					
Direito	10926 (50.9)	8941 (50.9)	15729 (51.7)	1357 (51.0)	13793 (49.2)
Esquerdo	10525 (49.1)	8615 (49.1)	14684 (48.3)	1303 (49.0)	2980 (18.6)

3.2 Tipos de rotura do LCA

Dependendo da lesão, a rotura do LCA pode ser parcial ou total. Curiosamente, rotura isolada do LCA é algo relativamente incomum, correspondendo apenas entre 30% a 40% de todas as lesões do ligamento [63; 64]. Aliás, um estudo recente sugere que a percentagem seja ainda menor, atingindo apenas 12% [65]. Apesar de não se verificar em mais nenhum registo estudado pelo autor desta dissertação.

Na maioria dos casos, outras estruturas anatómicas do joelho são também lesionadas juntamente com o LCA, denominadas lesões concomitantes, afetam geralmente estruturas como LCP, ligamento colateral medial (LCM), ligamento colateral lateral (LCL), menisco medial (MM), menisco lateral (ML) ou mesmo a cartilagem da articulação. Na tabela 3.3, estão representadas as diferentes lesões concomitantes dos registos noruegueses de 2018.

Como demonstrado na tabela, uma elevada incidência de lesões meniscais tem sido associada a lesões do LCA. As roturas do menisco medial foram relatadas em cerca de 60% da população de lacerações do LCA, enquanto as roturas do menisco lateral

corresponderam a 30% desta população [66]. Contudo, no Reino Unido (RU), não se verificam percentagens tão elevadas. Dos 11861 pacientes submetidos à cirurgia RLCA, 54% apresentavam lesões associadas no joelho que exigiam tratamento cirúrgico. A cirurgia meniscal medial, incluindo meniscectomia parcial e reparo meniscal, foi também a cirurgia concomitante mais comum, mas apenas representou 22%. O segundo procedimento mais comum associado à RLCA, foi a cirurgia meniscal lateral com 15%. Cirurgias meniscais medial e lateral combinadas foram realizadas em 7 % dos pacientes [67].

Spang *et al.* [68], através de um estudo biomecânico em cadáveres, demonstraram que o menisco é um estabilizador secundário do LCA e que a meniscectomia produz uma maior tensão no enxerto de LCA. O mesmo se constatou numa coorte de cirurgiões desportivos, o menisco foi reconhecido como sendo extremamente importante para a futura preservação da articulação e proteção do enxerto do LCA ainda que seja relativamente comum se proceder à meniscectomia no caso de este se apresentar lesionado, como é possível verificar na tabela 3.4.

Tabela 3.3: Número das diferentes lesões concomitantes ao LCA nos registos Noruegueses. Adaptado de [69].

Ocorrência das diferentes combinações (%)		Possíveis combinações de lesão					
		LCA	LCP	LCM	LCL	Menisco	Cartilagem
8366	(36.9)	x					
7774	(34.3)	x				x	
3155	(13.9)	x				x	x
1533	(6.8)	x					x
585	(2.6)	x		x			
469	(2.1)	x		x		x	
285	(1.3)	x		x		x	x
174	(0.8)	x		x			x
86	(0.4)	x			x		
80	(0.4)	x	x	x			
43	(0.2)	x	x	x			x
29	(0.1)	x	x				
22	(0.1)	x			x		x

Um estudo realizado por Sayampanathan *et al.* [71], que agrupou 296 pacientes, revela que 56.1% dessa amostra apresentou lesões concomitantes no joelho. Destes, as roturas do MM foram as lesões concomitantes mais comuns com 62.7%, 31.9% dos pacientes sofreram de rotura no ML como lesão concomitante, e 5.42% dos pacientes sofreram rotura do ligamento cruzado posterior. A proporção de homens e mulheres com lesões concomitantes no joelho observada na artroscopia diagnóstica foi semelhante, 56.0% e 56.3%, respetivamente. A prevalência de lesões de MM foi de 64.7% (90/139) e 51.9% de todas as lesões concomitantes no joelho em homens e mulheres, respetivamente. No entanto, as roturas do ML pareciam ser mais prevalentes em mulheres do que em homens, em 48.1% (13/27) e 28.8% (40/139) de todas as lesões concomitantes no joelho, respetivamente.

Tabela 3.4: Procedimento para tratamento de lesões concomitantes meniscais e cartilagénicas na Escandinávia. Adaptado de [70].

Características	Dinamarca	Noruega	Suécia
RLCA primária			
Total	4972	5329	7331
Média anual	1886	1520	2444
Hospitais	37	60	52
Lesões meniscais			
Total	39%	55%	35%
Removido	79%	69%	80%
Lesões cartilagénicas			
Total	17%	27%	27%
Tratadas	55%	20%	20%

Depois da RLCA, a rotura do novo enxerto pode ser devastadora. Estima-se que entre 2% - 4% dos indivíduos, sofre rotura do enxerto em dois anos [72; 73; 74] e entre os 4% - 6% em cinco anos [75]. Passados sete ou dez anos da RLCA, a falha do enxerto é aproximadamente 11% [75; 76; 77]. A rotura do enxerto pode ser provocada por um novo evento traumático, falha do enxerto, erros cirúrgicos, entre outros. Na tabela 3.5 encontram-se apresentadas algumas causas de revisão na Dinamarca.

Tabela 3.5: Causas de revisão no registo Dinamarquês da RLCA. Adaptado de [78].

Causa	Enxerto, %	
	Isquiotibiais	Tendão patelar
Novo trauma	41.0	46.8
Alargamento do túnel	2.3	0
Colocação sub-ótima do enxerto na tíbia	8.3	8.5
Colocação sub-ótima do enxerto no fémur	15.6	19.2
Infeção	3.6	0
Razão desconhecida de instabilidade	22.2	12.7
Outros	7.0	12.8
Total	100	100

3.3 Tipos de enxertos na reconstrução do LCA (RLCA)

Apesar de existirem diversos estudos a comparar a fiabilidade dos diferentes enxertos na RLCA, a escolha deste permanece controversa. Os enxertos mais usados para a RLCA são os enxertos autólogo ST e TP, embora seja observada uma grande diferença entre os países. Na Dinamarca e na Suécia, nos últimos anos, o enxerto ST foi usado em cerca de 84% dos casos [70]. Nos Estados Unidos, com base no banco de dados *Multicenter Orthopaedic Outcome Network* (MOON), os tipos de enxerto mais amplamente usados foram o autoenxerto ST duplo (44%) e autoenxerto TP (42%), enquanto o *Norwegian National Knee Ligament Registry* (NKLR) relatou que o enxerto ST foi usado em 60% e o enxerto PT em 37% dos pacientes [79].

Desde a criação do registo da reconstrução ligamentar do joelho em 2005 na Suécia, o uso de enxertos de isquiotibiais aumentou de 80%, para 98% em 2012 [48]. De longe, a seleção de enxerto mais comum é o tendão da coxa, que pode compreender o ST ou o ST juntamente com o tendão gracilis. Na tabela 3.6 é notória a preferência do enxerto ST para reconstrução primária do LCA. Contudo, aproximadamente metade (48.4%) das revisões, consistem na utilização do tendão patelar como enxerto. Isso pode ser explicado pelo facto de que o enxerto de isquiotibiais é de longe a escolha mais comum para cirurgia primária e, portanto, esse enxerto provavelmente já foi usado em pacientes que necessitam de revisão. O ST tem uma frequência de revisão ligeiramente maior comparativamente ao tendão patelar após dois anos da RLCA (2.2% em comparação com 1.5%), contudo, como existe um grande desfasamento entre os enxertos ST e TP, é difícil retirar qualquer conclusão sobre o impacto da seleção do enxerto relativamente ao risco de revisão [48]. As mesmas conclusões podem ser retiradas analisando a figura 3.1. Nesta figura, estão representadas as respostas por parte de 72 cirurgiões diferentes a um questionário organizado por Lee *et al.* [80].

Tabela 3.6: Número de enxertos utilizados em reconstrução primária e em revisão ao longo de 13 anos. Adaptado de [48].

Enxerto	Número de enxertos de LCA (%)					
	2005-2016		2017		2018	
	Primária	Revisão	Primária	Revisão	Primária	Revisão
Tendão patelar	2112 (6)	1255 (48)	221 (6)	182 (55)	192 (5)	191 (54)
Semitendinoso	34125 (93)	991 (38)	3435 (90)	69 (21)	3353 (89)	82 (23)
Quadrícipital	342 (1)	143 (6)	113 (3)	45 (14)	182 (3)	60 (17)
Outro	284 (1)	207 (8)	46 (1)	34 (10)	35 (1)	22 (6)

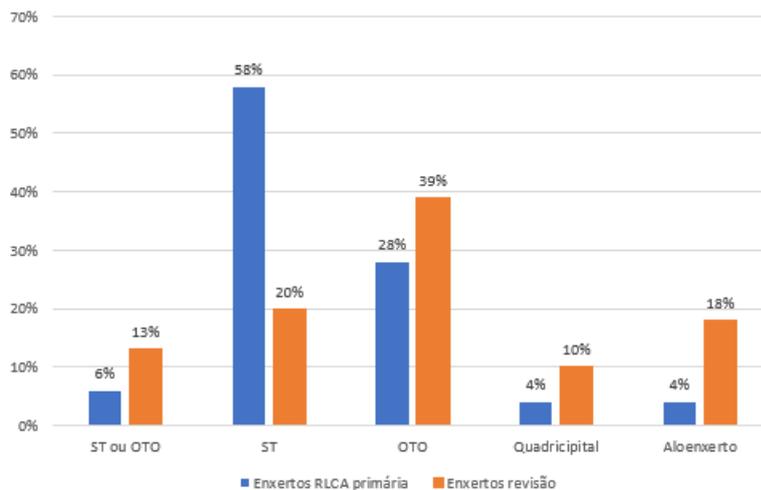


Figura 3.1: Escolha de enxerto para reconstrução primária do LCA comparativamente a revisão. Adaptado de [80].

Um questionário envolvendo 267 cirurgiões ortopédicos de equipas da primeira divisão da NFL e NCAA organizado por Erikson *et al.* [81], teve como objetivo determinar os padrões de reconstrução em relação ao tratamento de rotura do LCA quer em atletas profissionais recreativos jovens, como de meia-idade. Dos cento e trinta e sete (51%) cirurgiões que responderam ao questionário (com experiência média de 16.8 ± 8.7 anos na realização da RLCA), cento e trinta e seis (99.3%) escolheu autoenxerto, enquanto 1 cirurgião escolheu aloenxerto OTO. Dos cirurgiões que escolheram autoenxerto, 86.1% afirmaram que escolheriam um enxerto OTO para tratar uma rotura do LCA. 49.6% afirmaram que escolheriam autoenxerto OTO para reconstrução do LCA em atletas recreativos de 25 anos, enquanto 42.3% usariam autoenxerto de ST quadruplicado. Noventa (67%) cirurgiões usam um portal ântero-medial para perfuração do túnel femoral, 35 (25%) usam uma abordagem transtibial e 12 (8%) usam a técnica de duas incisões. Quase todos, 99.3% dos cirurgiões, recorrem à técnica de reconstrução de feixe único.

Em registos nacionais, não se observa esta preferência do enxerto autólogo do TP para RLCA primária. No Reino Unido, foram registadas informações de 11277 pacientes relacionadas à RLCA primária entre 2013 e 2019. Neste registo [67], é possível verificar que os cirurgiões continuam a preferir enxerto autólogo para realizar o procedimento (98%), apenas 1% recorreu a aloenxerto e o restante 1% representa a utilização de enxertos sintéticos e reparação do LCA com sutura. Contudo, dos enxertos autólogo escolhidos, o tendão patelar apenas foi utilizado em 9%, contrariamente ao que se tinha verificado no paragrafo anterior. Sendo que o enxerto mais comumente utilizado foi o enxerto ST juntamente com o tendão gracilis em 79% dos casos seguidos por ST com 11%. Esta informação encontra-se apresentada na figura 3.2. Para além disso, o ST quadruplicado foi o mais comum, sendo utilizado em 81% dos casos.

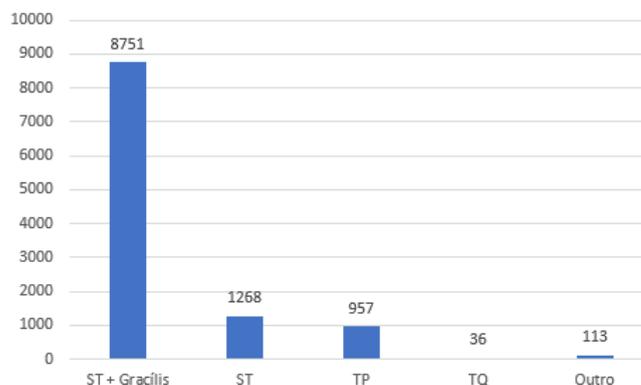


Figura 3.2: Tipo de autoenxerto escolhido para RLCA. Adaptado de [67].

Na figura 3.3, é possível constatar que o portal ântero-medial (AM) foi o portal mais comum para a perfuração do túnel femoral representando 73.14% das perfurações femorais, seguido de túneis incompletos da técnica *all-inside* com 12.37%. O mecanismo suspensor com botão de sutura foi o método de fixação mais comum, seguido pela fixação com parafuso de interferência. Para a fixação do túnel tibial, parafusos de interferência foram usados em 86% de todos os procedimentos da RLCA. O metal foi o material mais comumente usado para parafusos de interferência dos túneis femoral e tibial, embora haja um aumento crescente no uso de parafusos PEEK nos últimos 7 anos para a fixação

do túnel tibial.

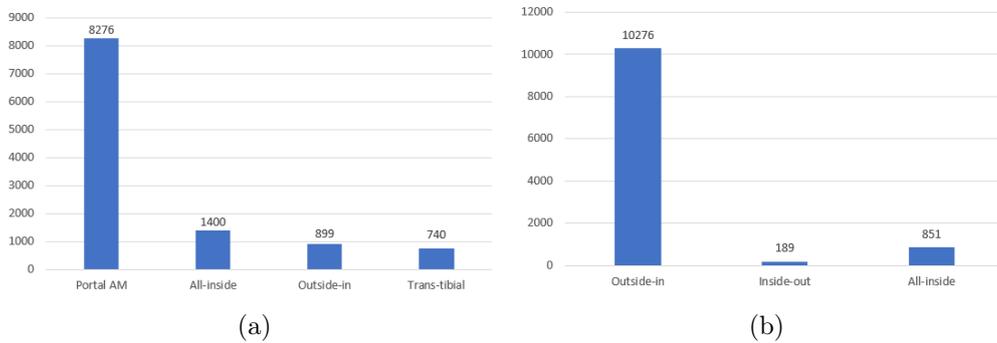


Figura 3.3: (a) Técnicas de furação femoral. (b) Técnicas de furação tibial. Adaptado de [67].

3.4 Estudos computacionais e experimentais

A complacência e estabilidade da articulação do joelho necessárias para as funções diárias são fornecidas por vários componentes como meniscos, cartilagens, ligamentos e forças musculares que permitem respostas mecânicas complexas a diferentes tipos de cargas fisiológicas. Em particular, devido à incongruência das superfícies articulares, os ligamentos desempenham um papel fundamental ao fornecer estabilidade passiva à articulação em toda a sua amplitude de movimento. Cada ligamento fornece estabilidade e restringe o movimento do joelho em seis graus de liberdade, enquanto a estabilidade geral da articulação depende das contribuições dos ligamentos individuais e das suas interações [82]. Uma compreensão adequada da biomecânica da articulação do joelho é, portanto, essencial para melhorar a prevenção e tratamento de doenças e lesões da mesma [83]. Vários estudos apoiados em modelos de elementos finitos foram efetuados para atingir esse fim. Bendjaballah *et al.* [82], investigou a resposta biomecânica da articulação tibi-ofemoral do joelho em extensão total sob forças anterior/posterior até 400 N. O LCA e o LCP foram as restrições primárias para as forças posterior e anterior do fêmur, respetivamente. Na ausência de qualquer um desses ligamentos verificou um aumento drástico do movimento ântero-posterior da articulação. Song *et al.* [84], utilizou o seu modelo de elementos finitos com a finalidade de estudar o comportamento dos feixes do LCA, com maior ênfase para as tensões neles presentes após solicitação, sendo a força de reação no feixe póstero-lateral 43% superior ao feixe ântero-medial em resposta a uma força anterior aplicada na tibia, como ilustrado na figura 3.4.

Bersini *et al.* [85] estudou as deformações dos ligamentos e cargas na articulação durante as tarefas motoras da vida quotidiana para melhor compreender a etiopatogenia das doenças articulares do joelho ou os efeitos da reconstrução ligamentar e da artroplastia do joelho. Várias condições clinicamente relevantes foram simuladas, incluindo resistência à hiperextensão, estabilidade varo-valgo, movimento anterior-posterior, e ainda, movimento de agachamento com carga. O seu estudo da simulação do agachamento com carga revelou que as fibras anteriores do LCA se tornam inativas após 60° de flexão, e, ao mesmo tempo, se verifica a ativação do feixe anterior do LCP.

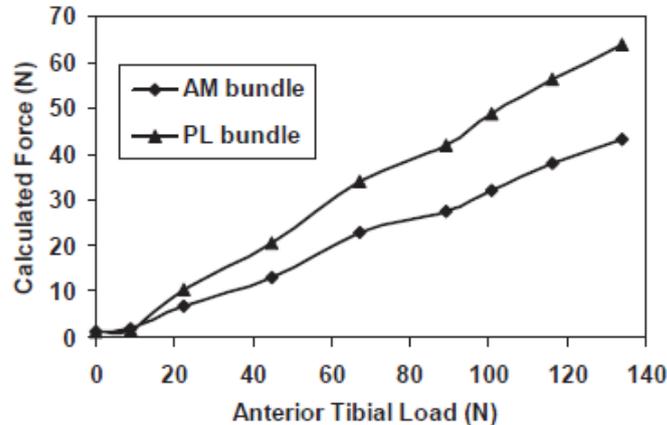


Figura 3.4: Comparação da distribuição da força entre feixes AM e PL do LCA [84].

Orsi *et al.* [86], examinou o efeito da cinemática da articulação tibiofemoral na lesão do LCA e na cartilagem, determinando quais os movimentos articulares causadores destas lesões, sujeitando o seu modelo a rotações externas e internas, assim como movimentos varo e valgo quando este se encontra a 25° de flexão. Referente aos resultados obtidos, para a mesma força aplicada, relatou que o feixe póstero-lateral era mais suscetível a rotura que o feixe ântero-medial, o ângulo varo médio necessário para a rotura do LCA era 46,6% inferior ao ângulo valgo e que a rotação externa do fémur necessária era 27,5% inferior à rotação externa. Vairis *et al.* [87] estudou o comportamento mecânico da articulação do joelho humano e avaliou as diferentes respostas da articulação para três estados diferentes, sendo eles, joelho intacto, com deficiência de LCA e LCA reconstruído. Analisando o joelho com reconstrução foi possível verificar que este apresentava semelhanças quando comparado ao desempenho do joelho saudável. É importante referir que os estudos anteriormente descritos, analisam a articulação estaticamente para determinados graus de flexão, ou apenas é estudado o comportamento da articulação durante o ciclo de marcha, cuja flexão máxima ronda os 60°.

Apesar dos estudos experimentais serem relativamente limitativos, seja pelo seu elevado custo ou pela dificuldade de reprodução de situações naturais, estes necessitam de ser realizados para uma melhor compreensão dos elementos que formam a articulação. Um estudo realizado por Loh *et al.* [88], teve como objetivo analisar o impacto da fixação do enxerto nas posições de 10 e 11 horas (ver figura 3.5) para a restauração da função do joelho, quando submetido às cargas tibial anterior externa e rotacional combinada. Os resultados biomecânicos obtidos foram comparados entre si e, por fim, com o joelho intacto. A posição de 10 horas resistiu com mais eficácia às cargas rotacionais comparativamente à posição de 11 horas, conforme evidenciado por menor translação tibial anterior e maior força *in situ* no enxerto. Apesar do facto de que os enxertos de LCA colocados nas posições de 10 ou 11 horas são igualmente eficazes sob uma carga tibial anterior, nenhuma das posições do túnel femoral foi capaz de restaurar totalmente a estabilidade do joelho ao nível do joelho intacto.

Woo *et al.* [89] também aplicou cargas tibial anterior externa e rotacional combinada, afim de avaliar a eficácia da reconstrução do LCA recorrendo a enxertos de tendão patelar e isquiotibiais. Os resultados demonstraram que ambas as reconstruções tiveram sucesso

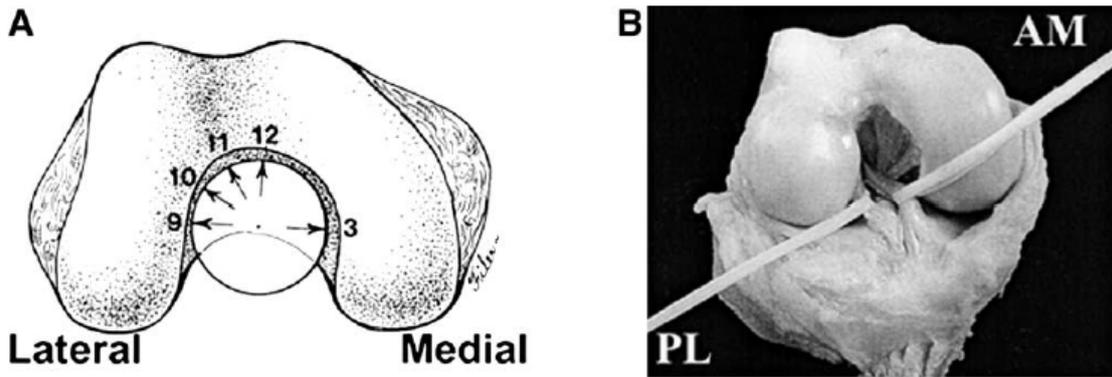


Figura 3.5: (a) Diferentes posições do túnel femoral do joelho direito. (b) Imagem dos feixes AM e PL do LCA separados [88].

em limitar a translação tibial anterior sob cargas tibiais anteriores. Além disso, as forças *in situ* médias nos enxertos sob uma carga tibial anterior de 134 N foram restauradas entre 78% a 100% do joelho intacto. No entanto, em resposta a uma carga rotacional combinada, a reconstrução com qualquer um dos dois enxertos não foi tão eficaz na redução da translação tibial anterior. Esta insuficiência foi ainda revelada pelas forças *in situ* mais baixas nos enxertos, que variaram de 45% a 65% do joelho intacto. Esta baixa percentagem pode ser justificada pela colocação do enxerto próximo do eixo central da tibia e do fémur, o que o torna inadequado para resistir às cargas rotacionais. Os resultados deste estudo encontram-se nas tabelas 3.7 e 3.8.

Tabela 3.7: Forças *in situ* (N) devido à carga tibial anterior. Adaptado de [89].

Flexão do joelho	Ligamento cruzado anterior		
	Intacto	Enxerto isquiotibiais	Enxerto tendão patelar
Extensão total	112 ± 26	86 ± 21	101 ± 25
15° de flexão	129 ± 16	107 ± 18	114 ± 24
30° de flexão	129 ± 19	107 ± 19	115 ± 20
90° de flexão	98 ± 26	95 ± 20	82 ± 22

Tabela 3.8: Forças *in situ* (N) devido à carga rotacional combinada envolvendo binário tibial interno e valgo. Adaptado de [89].

Flexão do joelho	Ligamento cruzado anterior		
	Intacto	Enxerto isquiotibiais	Enxerto tendão patelar
15° de flexão	82 ± 40	37 ± 23	47 ± 23
30° de flexão	72 ± 34	36 ± 22	37 ± 14

Fujie *et al* [90], também recorreu a um sistema idêntico ao que se encontra ilustrado na figura 3.6 e estudou a cinemática da articulação de um joelho cadavérico. Posteriormente aplicou as forças e movimento necessário replicando o movimento ântero-posterior do fémur relativamente à tibia, obtendo uma rigidez do LCA a movimentos anteriores de 19,1 N/mm e a movimentos posteriores de 8.3 N/mm.

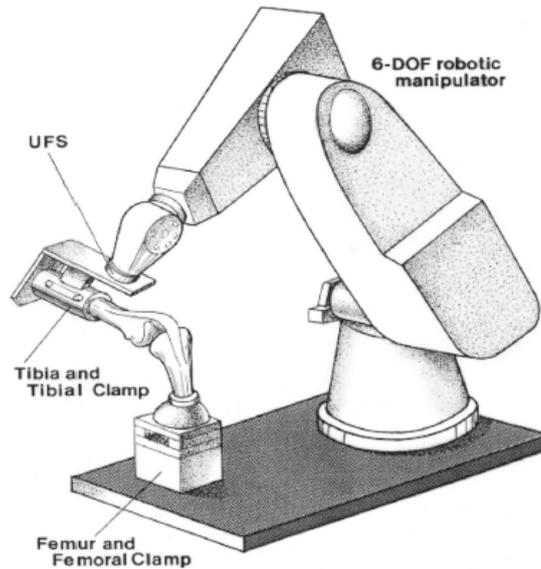


Figura 3.6: Desenho esquemático do sistema universal de força-momento utilizado por Woo com 6 graus de liberdade [89].

A deformação no LCA foi estudada *in vivo* por Fleming, B. C., *et al.* [91], concluindo que a deformação sofrida pelo feixe AM do ligamento cruzado anterior após aplicação de uma força anterior de 150N aplicada na zona proximal da tibia é superior para 30° de flexão do joelho do que para 90° de flexão. Breynton, B. D., *et al.* [92] estudou também as deformações do LCA, mas em exercícios de reabilitação, evidenciou que as contrações dos músculos isquiotibiais não geram aumento de deformações no LCA, podendo assim exercícios em que este grupo muscular domine serem ideais para a reabilitação, pois não comprometem enxertos bem aplicados.

Xerogeanes, *et al.* [93] avaliou as forças resultantes no LCA de joelhos de cadáver após a aplicação de uma força ântero-posterior com flexão de 30° e 90°, concluindo que as forças resultantes no ligamento eram superiores à força aplicada para 30° de flexão e inferiores para 90° de flexão. Já Livesay, *et al.* [94] estudou também as forças resultantes com o seu ponto de aplicação e a sua direção no LCA para 30° de flexão, constatando que para forças externas superiores a 80N provocam forças resultantes locais superiores a este valor.

Noronha [17], estudou em cadáveres quais os melhores locais de implantação tanto na tibia como no fémur, para a reconstrução do LCA, com o objetivo de obter a melhor combinação capaz de reduzir o conflito de espaço e a tensão do neo-ligamento durante o movimento de flexão-extensão. Quanto menor a variação de comprimento do ligamento, melhor a combinação, assim, as melhores combinações sugeridas pelo autor foram nos locais originais do LCA, seguido da combinação Fémur-Pósterio-Superior com Tibia-Antero-Interna e Fémur-Anterior com Tibia-Original uma vez que causam a me-

nor variação de tensão e de comprimento durante a mobilização do joelho e raramente causam défice de extensão por conflito do neo-LCA com o teto da chanfradura.

É de salientar que todos os ensaios referidos anteriormente foram realizados recorrendo a joelhos cadavéricos.

Capítulo 4

Definição de Experimento para Análise da RLCA

Medições *in vivo* de movimento articular, forças de reação do solo, e eletromiografia muscular não fornecem informações diretas sobre as forças desenvolvidas pelos músculos e as forças transmitidas aos ligamentos e ossos. Embora as forças nos tecidos possam ser monitoradas diretamente em espécimes de cadáveres, os padrões complexos de carga aplicados ao joelho durante a atividade diária são difíceis de reproduzir num modelo de cadáver. Alternativamente, a modelação CAD permite que sejam obtidas estimativas de carga muscular, ligamentar e articular de forma não invasiva. Modelos detalhados de multissegmento e multigráus de liberdade do corpo têm sido usados para determinar a carga muscular, ligamentar e de contato articular numa série de atividades, desde a elevação da posição de cócoras [95] até a caminhada normal [96; 97]. Os dados obtidos através de ensaios *in vivo* e *in vitro* são essenciais para o desenvolvimento e uso de modelos computacionais. Modelos musculoesqueléticos são frequentemente desenvolvidos com base em medidas obtidas de espécimes de cadáveres. Medições da geometria e propriedades mecânicas dos músculos, ligamentos e ossos são necessárias para replicar o comportamento do sistema musculoesquelético num modelo matemático ou computacional. Os ensaios de análise de movimento *in vivo* ou *in vitro*, por outro lado, fornecem os meios pelos quais a resposta do modelo pode ser verificada [98]. Este seria o objetivo final da presente dissertação, desenvolver um procedimento experimental *in vitro* capaz de avaliar, em ensaios, o comportamento biomecânico do enxerto ST quadruplicado, LCP e TP, utilizando cargas representativas de atividades diárias como a marcha e a amplitude da mesma. Neste capítulo, encontra-se descrito todo o procedimento percorrido na construção da articulação de um joelho esquerdo *in vitro*. A modelação CAD permitiu simular o ensaio experimental para posteriormente servir como referência de valores em alguns parâmetros.

4.1 Definições de ensaio experimental

De acordo com estudos anteriores, as forças do joelho durante as atividades de reabilitação são dependentes do peso corporal (PC). Uma boa estimativa, com base nesses estudos, das forças interativas do joelho para caminhar, correr e descer escadas é 2.1PC, 3.6PC e 4.9PC, respectivamente [97; 99]. Um estudo realizado por Shelburne [98], sobre cargas ligamentares, musculares e articulares, mostra as forças a que os diferentes tecidos moles da articulação se encontram sujeitos durante o ciclo de marcha. O resultado desse estudo encontra-se ilustrado nas figuras 4.1 e 4.2. Também é possível verificar que mesmo a 0% do ciclo de marcha, quando se verifica a extensão total do joelho, ambos os ligamentos cruzados e tendão patelar já se encontram sob tensão.

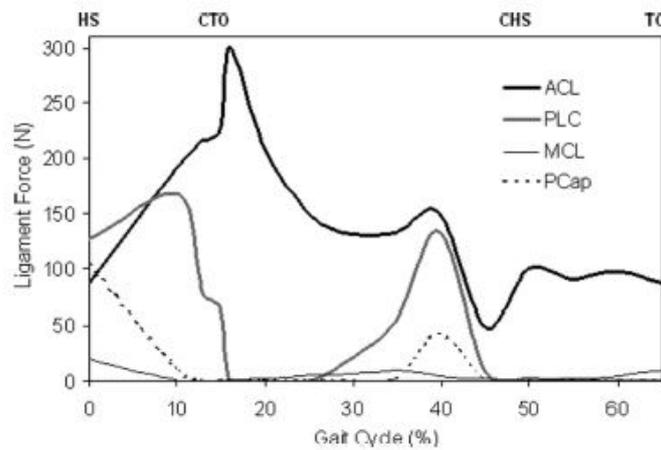


Figura 4.1: Forças que atuam no LCA, LCP, LCM e cápsula posterior durante a fase de apoio do ciclo de marcha [98].

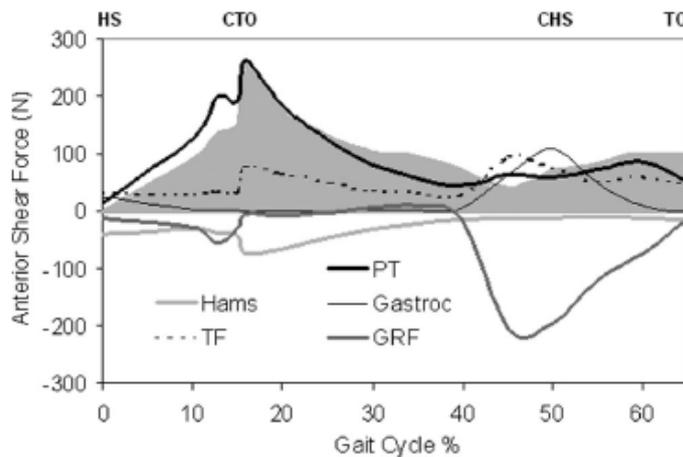


Figura 4.2: Forças anteriores atuantes na articulação durante a fase de apoio do ciclo de marcha. A linha a preto representa a força anterior à qual o TP se encontra sujeito [98].

Ainda relativamente ao comportamento dos tecidos moles da articulação, Charbonnier *et al.* [100], recorreu a imagens de ressonância magnética para reconstruir os ligamentos em quatro ângulos de flexão diferentes. Os valores encontram-se apresentados na tabela 4.1. Nesta tabela é possível verificar que enquanto o tendão patelar e o LCP aumentam o seu comprimento entre 0° a 90°, o mesmo não se verifica para os restantes tecidos. Sendo que LCM e LCL diminuem de comprimento durante toda a flexão, enquanto que o LCA diminui de comprimento até 90°, e apenas a partir desse ângulo se observa um aumento. Tendo isto em conta, e assumindo que o peso médio de uma pessoa ronda os 70 kg, os ensaios consistiriam na aplicação de uma carga estática axial de 1410 N, com o intuito de simular a carga aplicada na articulação durante o ciclo de marcha de uma pessoa a 0°, 30°, 45° e 60°. Ainda, o LCA e LCP estariam pré-tensionados com as forças representadas na figura 4.1, ou seja, 80 N e 130 N, respetivamente. Ainda relativamente a estas imagens, uma vez que a força máxima registada nos ligamentos é de, aproximadamente, 310 N, propôs-se o uso de três células de carga HBM U9B, com uma força nominal de 0.5 kN cada. Desta forma, é possível ajustar as cargas iniciais dos ensaios e avaliar a evolução da carga a que os tecidos estão submetidos durante o ensaio.

Tabela 4.1: Variação de comprimento dos tecidos moles da articulação em diferentes ângulos de flexão. Adaptado de [100].

Tecido mole	Comprimento medido [mm]				ΔL para ensaio [mm]
	0°	45°	90°	110°	
LCA	31.8 ± 5.0	30.5 ± 5.3	31.9 ± 4.8	33.0 ± 3.8	-1.3
LCPp	35.2 ± 5.6	37.0 ± 6.3	38.4 ± 6.4	36.9 ± 5.6	3.2
LCPa	33.4 ± 5.2	35.1 ± 5.9	36.1 ± 5.8	34.6 ± 5.4	2.7
Tendão patelar	55.5 ± 5.5	58.4 ± 0.4	\simeq	\simeq	2.9
LCM	91.0 ± 10.4	89.1 ± 9.3	86.5 ± 9.2	79.1 ± 10.6	-4.5
LCL	55.8 ± 7.3	55.1 ± 6.4	52.1 ± 6.0	49.4 ± 5.5	-3.7

Desta forma, conhecendo as forças e comportamentos da articulação, procedeu-se à elaboração da estrutura para ensaios. A estrutura projetada para fixação dos componentes ósseos nos ensaios encontra-se ilustrada na figura 4.3. Nesta figura, é possível verificar que ambas as estruturas possuem um elemento com perfil em "U", este permite que, à medida que se aumenta o deslocamento na máquina, tanto o fémur como a tíbia vão sofrendo uma rotação anterior, representando assim a flexão do joelho. Uma vez que este elemento não possui qualquer sistema que trave o movimento da máquina nos ângulos de interesse, terá de ser imposto um deslocamento em vez de uma carga representativa do peso corporal. Desta forma, será possível avaliar, embora de uma maneira alternativa, o comportamento das estruturas desejadas nos três ângulos de interesse representativos do ciclo de marcha, 30°, 45°, 60°. Para além disso, na figura 4.3a, encontram-se representadas as 3 células de carga HBM U9B que seriam utilizadas para avaliar as forças nos amortecedores. Dimensionadas as estruturas de fixação para os respetivos ossos, procedeu-se à montagem do modelo CAD da estrutura final, ilustrada na figura 4.4. Ainda, no apêndice A.1, encontram-se os desenhos técnicos de todos os componentes maquinados.

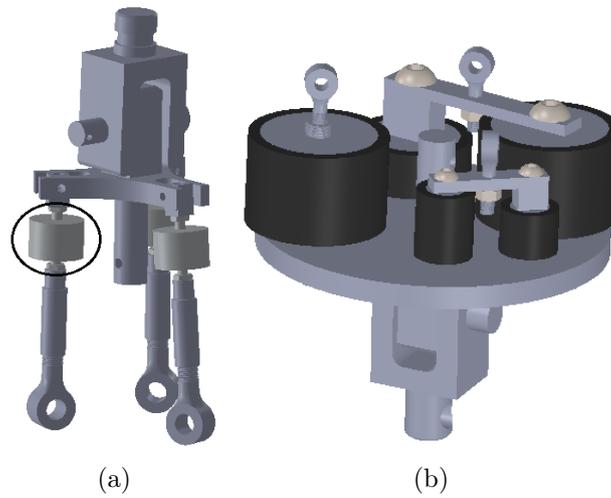


Figura 4.3: (a) Estrutura projetada para fixação do fêmur. (b) Estrutura projetada para fixação da tíbia.

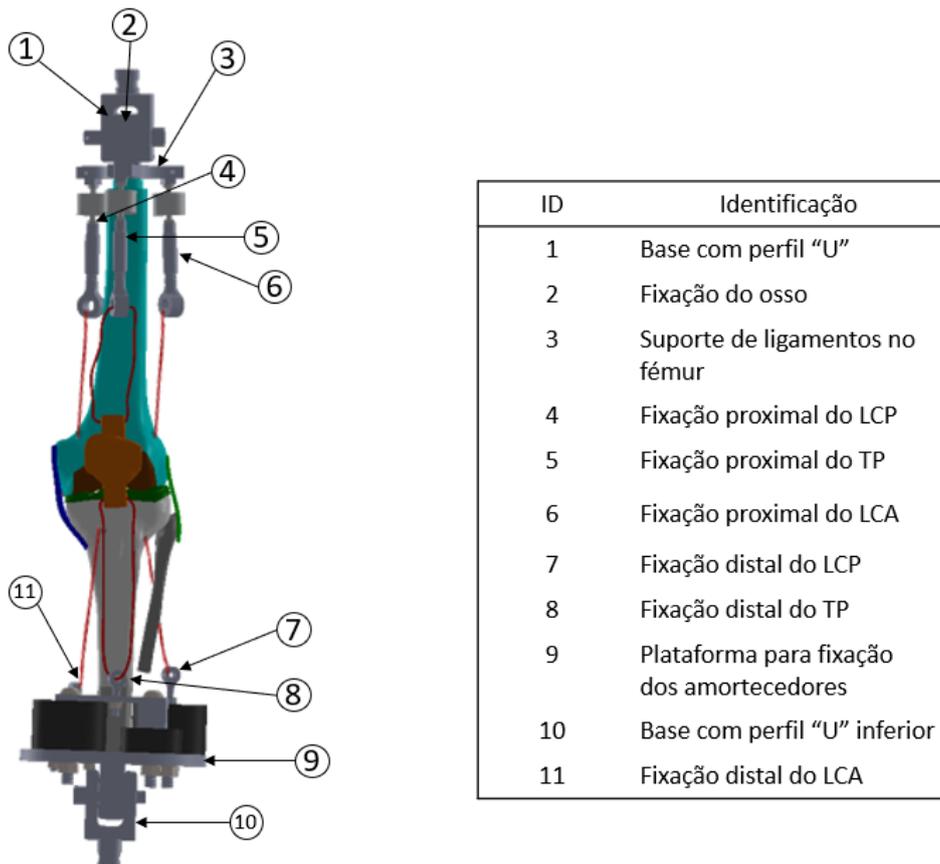


Figura 4.4: Montagem final do modelo CAD da estrutura para ensaios.

4.2 Materiais selecionados

Este modelo ilustrado na figura 4.4, foi replicado experimentalmente utilizando um modelo do fêmur, da tíbia e patela produzidos a partir de compósitos do fabricante *Sawbones* com as referências 3305, 3402 e 3419, respectivamente. Nos casos do LCA, LCP, TP e ligamentos colaterais, encontrar materiais com as propriedades mecânicas necessárias e que, ao mesmo tempo, permitisse a variação de comprimento desejada (ver tabela 4.1), para reproduzir o comportamento natural da articulação mostrou-se difícil. Uma primeira abordagem passou por procurar borrachas ou elásticos cuja rigidez equiparasse à do respetivo tecido, porém, esta solução provou ser ineficaz na resolução do problema, na grande maioria dos casos, devido à falta de dados, outros, simplesmente por não cumprir com os requisitos apresentados na tabela 4.2. Posteriormente, foram estudadas bandas elásticas, não só por exercerem forças até, aproximadamente 600 N, como também pela sua elevada capacidade de elasticidade até sofrer deformação irreversível. Devido à falta de informação relativamente à constante elástica da banda, foi realizado um teste improvisado utilizando um garrafão com aproximadamente 5 L, ou seja, aplicando uma força equivalente a 50 N no elástico, onde foi anotado o ΔL , variação de comprimento, para posteriormente ser calculada a constante elástica, k , da banda. Assim, aplicando a equação 4.1, chegou-se à conclusão de que não seria possível recorrer a este tipo de elásticos, uma vez que o valor do k obtido foi muito inferior comparativamente a qualquer valor de rigidez apresentado na tabela 4.2.

$$F = k \times \Delta L \iff k = \frac{F}{\Delta L} \left[\frac{N}{mm} \right] \quad (4.1)$$

$$E = \frac{\sigma}{\varepsilon} [MPa] \quad (4.2)$$

$$\sigma = \frac{F}{A} \left[\frac{N}{mm^2} \right] \quad (4.3)$$

$$\varepsilon = \frac{\Delta L}{L_0} [adimensional] \quad (4.4)$$

Tabela 4.2: Requisitos mecânicos das diferentes estruturas.

Tecido mole	Resistência máxima à tração [N]	Rigidez [N/mm]	$ \Delta L_{max} $ [mm]
LCA nativo	2160	292	1.3
LCPp	341	109	3.2
LCPa	2120	487	2.7
Tendão patelar	2977	1950	2.9
LCM	799	63	4.5
LCL	392	59	3.7

Consequentemente, foi necessário encontrar outros meios para reproduzir os diferentes ligamentos da articulação. Assim, recorrendo a catálogos, foi possível encontrar um conjunto de amortecedores capaz de representar o LCA, LCP e TP. Na tabela 4.3, é

possível ver as propriedades dos amortecedores escolhidos. Ainda na tabela, encontram-se os requisitos pelos quais os amortecedores foram escolhidos de forma a representar os ligamentos cruzados e tendão patelar. Na figura 4.5, encontra-se ilustrado par de amortecedores que representam o LCA. Uma estrutura idêntica foi feita para o par de amortecedores correspondentes ao TP.

Tabela 4.3: Propriedades dos amortecedores escolhidos.

Tecido mole	Rigidez [N/mm]	ΔL_{max} [mm]	Amortecedor			
			Série	Rigidez [N/mm]	Carga máx. [N]	ΔL_{max} [mm]
LCA	292	-1.3	26102	195	410	2.1
				100	300	3.0
LCPp	211	3.2	26104	222	666	3.0
LCPa	487	2.7	26102	500	1750	3.5
Tendão patelar	1950	2.9	26102	500	1750	3.5
				1471	2500	1.7

Com o objetivo de garantir que a força aplicada durante os ensaios era distribuída de igual forma entre cada par, foi necessário maquinar dois calços idênticos para aplicar nos amortecedores. A geometria dos calços foi avaliada recorrendo ao *software SolidWorks* para garantir a sua fiabilidade nos ensaios. Ambos foram simulados com alumínio 5052-H34. Para avaliar se a geometria da peça e o material escolhido eram suficientes, numa fase inicial, ambos os calços foram simulados com 3 mm de espessura na parte da estrutura mais fina, mas esta, apesar do valor da tensão de *Von Mises* não exceder a tensão de rotura do material, ficou muito próximo. Consequentemente, de forma a prevenir eventuais roturas, alterou-se para 5 mm e retornou-se a simular. Na figura 4.6, encontra-se o resultado final de uma das simulações realizadas. Para além das tensões de *Von Mises* exercidas na peça, foram também avaliadas as flexões máximas que a peça sofre quando forçada com uma carga de 310 N para o calço do LCA, e 410 N para o calço correspondente ao TP. Tendo obtido valores máximos de 0.015 mm e 0.033 mm para o calço do LCA e TP, respetivamente.

Tabela 4.4: Propriedades mecânicas do alumínio 5052-H34.

Propriedade	Valor	Unidade
Módulo de elasticidade	70000	N/mm ²
Coefficiente de <i>Poisson</i>	0.33	Adimensional
Densidade	2680	kg/mm ³
Resistência à tração	260	N/mm ²
Tensão de cedência	215	N/mm ²

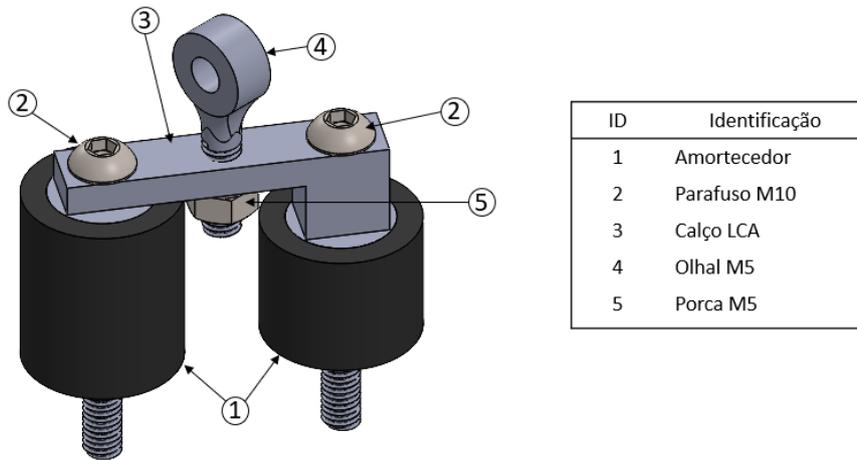


Figura 4.5: Par de amortecedores correspondente ao LCA.

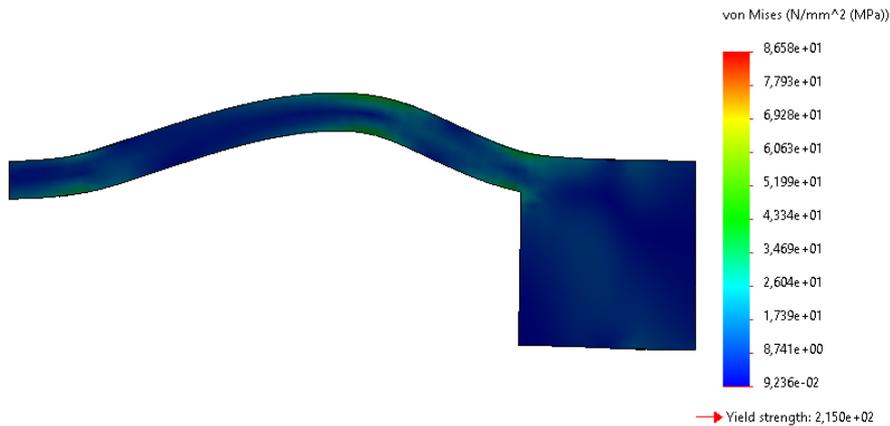


Figura 4.6: Simulação para o calço dos amortecedores representantes do LCA com uma força de 310N.

Para os ligamentos colaterais, uma vez que as suas propriedades mecânicas não são muito diferentes entre si, foi escolhido um poliuretano termoplástico à base de poliéster cujo módulo de *Young*, E , é de 51.7 MPa, para ambos os componentes. Para este material respeitar a rigidez necessária para os ensaios, manipulou-se as equações anteriormente apresentadas de modo a obter a seguinte equação:

$$k = \frac{E \times A}{L_0}. \quad (4.5)$$

Desta forma, com base nos parâmetros conhecidos, E , k , L_0 , foi possível determinar a área correspondente à secção do ligamento. Para o LCL, foi utilizada uma secção retangular de 30×2 mm e para o LCM, uma secção de 52×2 mm.

4.3 Modelo experimental-montagem

Terminada a projeção da estrutura e a escolha de material para cada componente, passou-se à maquinação das peças necessárias. Apesar de se ter mostrado impossível montar a estrutura projetada na máquina de ensaios, foi possível fazer uma montagem das duas principais estruturas para o ensaio de forma separada, como representado nas figuras 4.7 e 4.8. Na primeira figura é possível visualizar o conjunto de peças que representariam os ligamentos nos ensaios *in vitro*. Esta é constituída por dois olhais M5, um olhal M10, cinco amortecedores representativos dos tecidos ligamentar e três peças projetadas, sendo elas: dois calços, e a plataforma que permite a fixação dos amortecedores. Na figura 4.8, os componentes legendados com os balões 3, 4 e 5, formam a estrutura que, para além de estabelecer a fixação do fémur e da tíbia à máquina, permite a flexão da articulação durante o ensaio. O componente com o balão 9, é responsável pela fixação das células de carga HBM U9B, recorrendo ao uso da peça 8. No apêndice A.1, é possível ver que esta peça foi projetada com um furo transversal de modo a permitir o baloiçar da célula de carga para que esta se possa encontrar o mais paralela possível à força que estaria a ser exercida durante o ensaio.

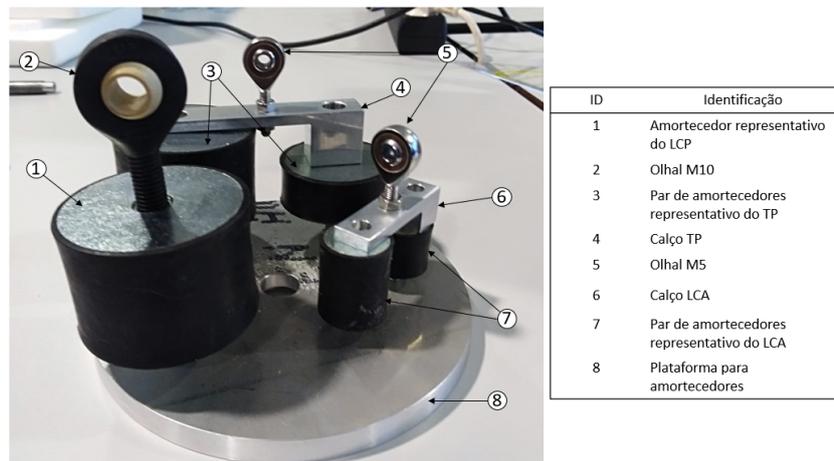


Figura 4.7: Conjunto de peças maquinadas para representar os ligamentos.

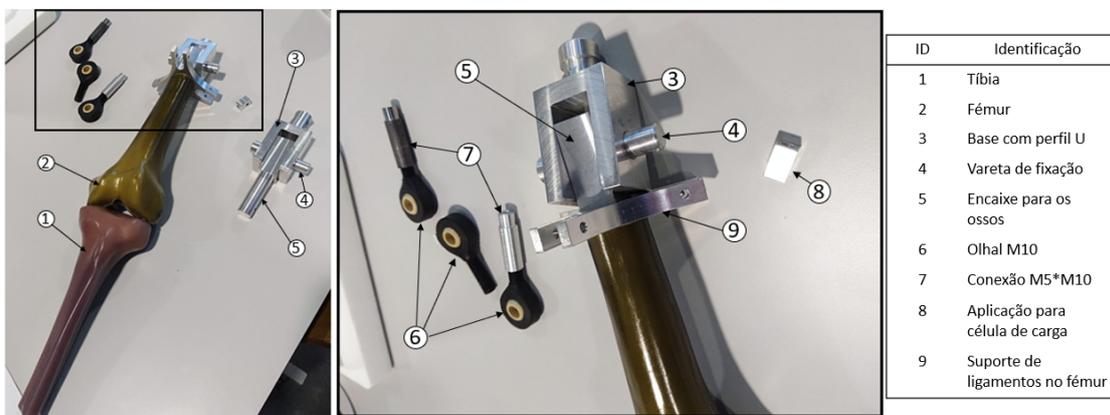


Figura 4.8: Conjunto de peças maquinadas para fixação do fémur.

Capítulo 5

Modelos de Elementos Finitos

”*In Silico*”

5.1 Modelos numéricos

5.1.1 Modelo nativo CAD

Através da análise de imagens de ressonância magnética, foi possível identificar as diferentes estruturas ósseas que compõem o joelho: fêmur distal, tibia proximal e patela. Recorrendo ao *software* de modelação *SolidWorks* 2020, foram modelados todos os componentes da articulação do joelho para uma melhor visualização da geometria e posicionamento de cada um dos elementos que compõem a articulação: meniscos lateral e medial, ligamento cruzado anterior e posterior, ligamento colateral lateral e medial, tendão patelar e cartilagem. No caso específico dos ligamentos cruzados, optou-se pela modelação de dois feixes distintos, o ântero-medial e o póstero-lateral. Relativamente ao LCA, embora este seja composto pelos feixes descritos anteriormente, na sua inserção femoral não se verifica esta distinção, sendo uma área conjunta como ilustrado na figura 5.1a. Esta área de inserção varia de individuo para individuo e tem $113 \pm 27 \text{ mm}^2$.

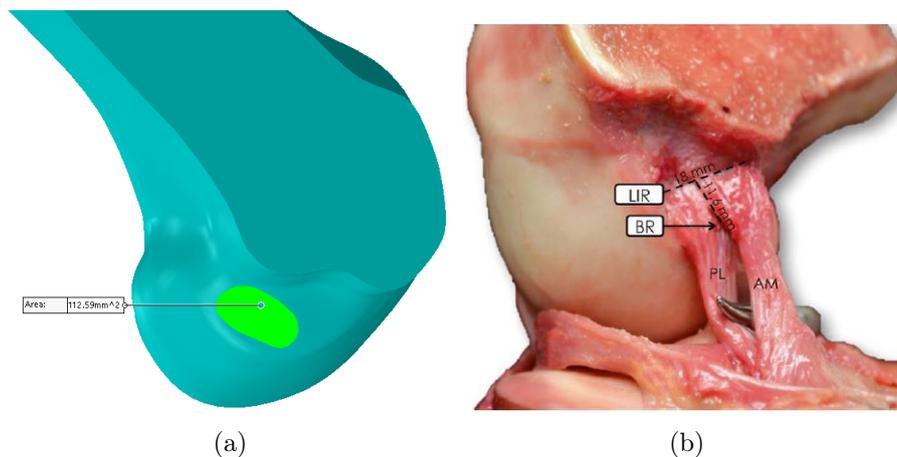


Figura 5.1: (a) Área de inserção femoral do LCA modelada. (b) Área de inserção femoral de um cadáver [23].

No caso do LCP, este possui duas áreas de inserção distintas quer no fêmur, como na tíbia. Assim, com a informação recolhido na secção 2.2, foi possível perceber a geometria e posicionamento das diferentes áreas para posteriormente modelar. Nas figuras 5.2 e 5.3, encontram-se a área de inserção femoral do LCP no modelo CAD e as inserções dos ligamentos cruzados, respetivamente.

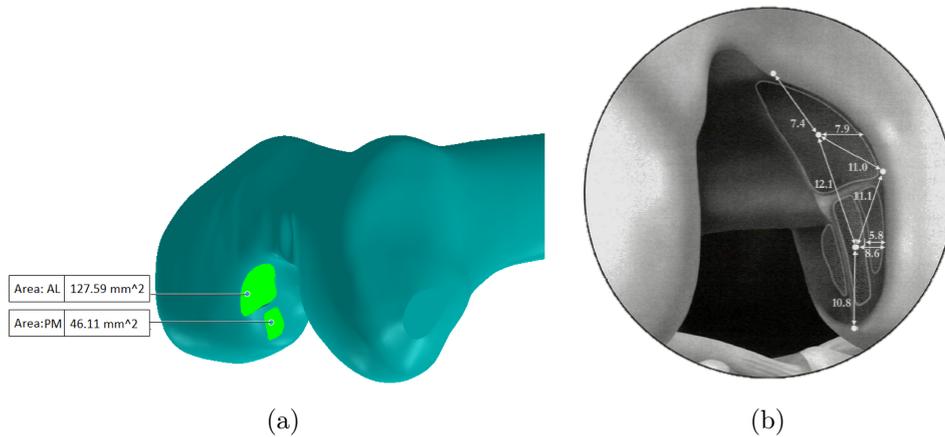


Figura 5.2: (a) Área de inserção femoral do LCP. (b) Geometria e posição da inserção femoral dos feixes do LCP [11].

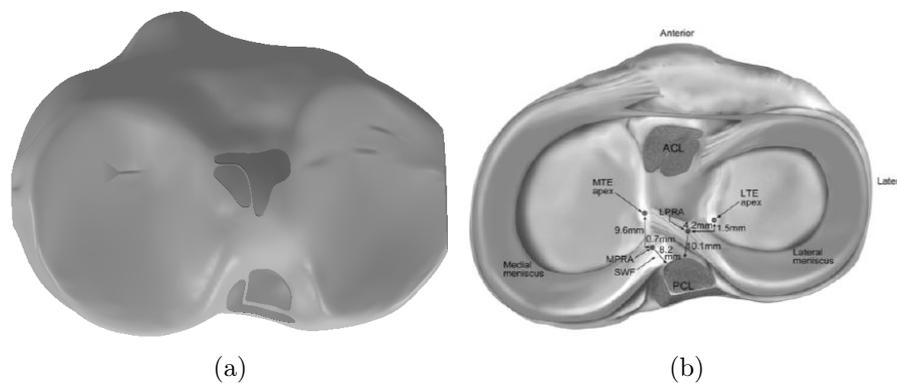


Figura 5.3: (a) Vista transversa das inserções tibiais modeladas. (b) Vista transversa das inserções tibiais na literatura. Adaptado de [8].

O resultado final encontra-se apresentado na figura 5.4, um modelo CAD da articulação do joelho após a reconstrução dos diferentes ligamentos e estruturas. Tendo este modelo como base, foram feitas as alterações necessárias para assim se proceder às simulações, e idealmente, aos ensaios. Como já descrito anteriormente na secção 2.5, a reconstrução do LCA requer a realização de furos no fêmur e na tíbia, neste caso, o mesmo terá de ser feito para inserir o LCP. Estes furos referentes ao LCA, foram feitos respeitando as informações ilustradas pelo doutor Noronha [55], enquanto que os furos correspondentes ao LCP foram feitos recorrendo ao artigo publicado por Pache [8].

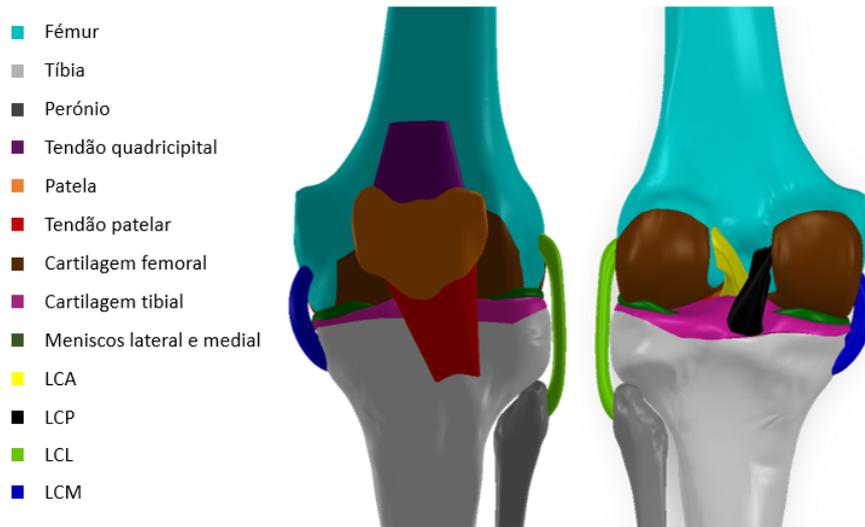


Figura 5.4: Representação CAD da articulação nativa.

5.1.2 Modelo simplificado

Para o estudo das alterações biomecânicas da articulação do joelho na reconstrução do LCA, foi necessário simplificar o modelo correspondente aos ensaios *in vitro*. Assim, três modelos geométricos foram gerados, inicialmente o modelo nativo, para perceber a ligação e interação dos diferentes componentes, posteriormente, o modelo experimental, de modo a dimensionar a estrutura para ensaios e por fim, a partir deste, um modelo simplificado, servindo de base para aplicação do método de elementos finitos a fim de analisar as alterações nas estruturas que constituem a articulação do joelho para os diferentes ângulos representativos do ciclo de marcha. Na figura 5.5 encontra-se ilustrado o modelo simplificado utilizado nas diferentes simulações. De forma a diminuir o requisito computacional, um conjunto de simplificações foi implementado. Pela imagem é perceptível a remoção dos amortecedores, tendo estes sido substituídos por dois elementos de secção circular com 7 mm de diâmetro, apresentados na figura com as cores amarelo (LCA) e preto (LCP) e ainda um terceiro elemento a representar o tendão patelar a vermelho. Também do modelo, foi retirado o perónio, parte do fémur proximal e tíbia distal foram cortados, e ainda, foram substituídos os pinos que fixariam os ligamentos colaterais aos ossos por uma ligação do tipo rígida. Diminuindo assim, custos computacionais adicionais.

Uma última medida foi tomada, não só para minimizar o requisito computacional aquando da simulação, como também para respeitar a decisão relativamente ao ensaio experimental. Os meniscos e cartilagem tibial, por exemplo, foram agrupados num só componente, como ilustrado na figura 5.6, assumindo todo este componente as propriedades mecânicas da cartilagem. Embora seja relevante de mencionar que o facto de estas propriedades serem relativamente inferiores quando comparadas às dos meniscos, nas presentes simulações e ensaios têm um papel meramente espectador, tendo como principal objetivo reduzir o atrito e fornecer alguma estabilidade à articulação nos diferentes ângulos de flexão. Contudo, o comportamento dos meniscos e cartilagens foram também avaliados em simulação, a fim de se perceber quais as zonas críticas nestas estruturas, para uma possível implementação de sensores de pressão à posteriori.

Finalizada a definição da estrutura em estudo, foi gerada a malha de elementos finitos,

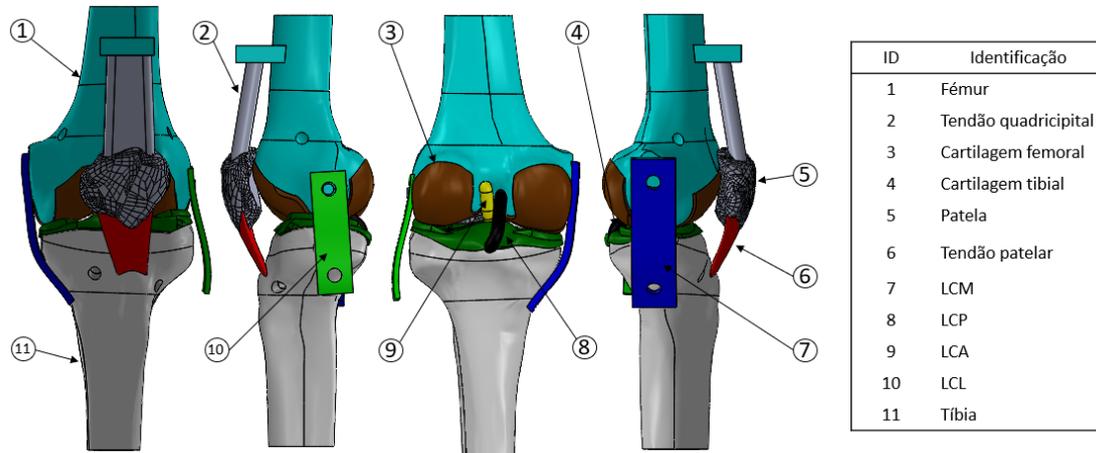


Figura 5.5: Modelo CAD simplificado para simulações.

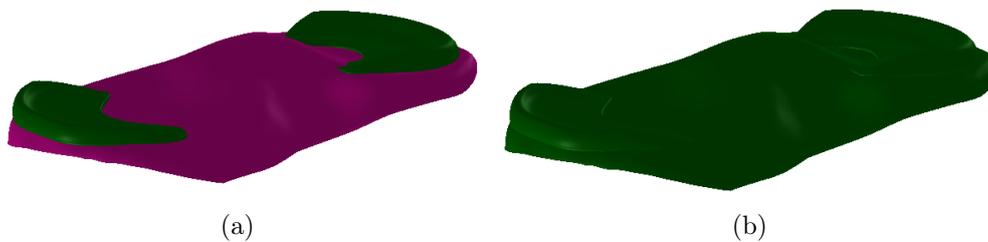


Figura 5.6: (a) Cartilagem tibial e meniscos modelados inicialmente. (b) Componente utilizado para a simulação.

ligados por um número discreto de pontos situados nas suas fronteiras denominados nós. Na tabela 5.1, é possível verificar quão refinada foi a malha utilizada quando comparada com um trabalho anterior [9]. O tamanho atribuído para os elementos que constituem a malha variou entre componentes. Tendo sido utilizada uma malha com elementos de 0.91 mm para cartilagens e ligamentos colaterais, para os ligamentos cruzados, utilizou-se elementos de 0,89 mm e para os ossos, elementos de 3 mm.

Tabela 5.1: Características da malha.

Variável da malha	Utilizada	Estudo anterior
Qualidade	Alta	-
Número de nós	1159339	141227
Número de elementos	697721	73958

Os próximos passos consistiram na definição das propriedades dos materiais, na aplicação de cargas, deslocamentos e rotações e na definição das condições de fronteira entre elementos.

5.2 Materiais e Condições de Fronteira

De modo a proceder à simulação da articulação, foi necessário conhecer as propriedades mecânicas de cada um dos componentes da articulação para assim reproduzir tão próximo quanto possível o modelo experimental. A literatura identifica diferenciadas propriedades mecânicas para as estruturas anatómicas, introduzindo alguma dificuldade na sua seleção. Todos os componentes dos modelos foram tratados como materiais lineares elásticos, homogêneos e isotrópicos, com diferentes valores de módulo de *Young* e de coeficiente de *Poisson*. Relativamente às estruturas ósseas, estas são normalmente consideradas rígidas quando se pretende avaliar efeitos de carga nos tecidos moles, o que permite minimizar tempos de computação. Desta forma, o fémur, a tíbia e patela foram considerados corpos rígidos e as propriedades mecânicas selecionadas para estas e restantes estruturas, encontram-se apresentadas na tabela 5.2.

Tabela 5.2: Propriedades mecânicas e definição dos materiais dos diferentes componentes do modelo numérico. Adaptado de [9].

Componente	Módulo de <i>Young</i> [MPa]	Coefficiente de <i>Poisson</i>	Material
Osso	17000	0.36	Compósito
Cartilagem	15	0.45	Silicone
Menisco	59	0.45	Resina
LCA	280	0.42	Borracha natural
LCP	300	0.42	Borracha natural
LCM	372	0.42	Poliuretano
LCL	332	0.42	Poliuretano

De modo a viabilizar a simulação, condições de fronteira foram aplicadas ao modelo. Às ligações entre as zonas de inserção dos ligamentos e as superfícies ósseas, e à união entre o fémur e a tíbia às suas cartilagens, foram atribuídas ligações do tipo rígidas. Quando existe contacto entre componentes, nomeadamente entre a cartilagem femoral e os meniscos, este acontece sem atrito. Na tabela 5.3, encontram-se as condições de fronteira definidas entre cada componente. Embora não se encontrem tabeladas as condições de fronteira da patela, esta foi rigidamente ligada ao tendão patelar e ao tendão dos quadríceps que, por sua vez, foram ligados rigidamente à tíbia e ao fémur, respetivamente. Ainda, uma vez que a patela está em contacto com a cartilagem femoral, o contacto entre estes dois corpos foi definido como contacto sem atrito, não penetrante.

Relativamente às movimentações dos componentes, a tíbia e a inserção do LCL no perónio foram encastradas, restringindo o movimento e a rotação nos três eixos, podendo assim garantir o equilíbrio posicional do modelo após solicitações externas. Ao fémur, foi imposta diferentes rotações relativamente ao eixo das abcissas, sendo estas de 0°, 30°, 45° e 60° (ver figura 5.7), mantendo as rotações e movimentos ao longo dos restantes eixos sem condições restritivas. Estas duas condições aplicadas nas superfícies ósseas possibilitam a flexão da articulação tibiofemoral da extensão completa até à flexão nos respetivos ângulos. Em simulações iniciais, foi observado um deslocamento excessivo da cartilagem tibial originando posições incoerentes devido à falta de ligações com as estruturas adjacentes. Desta forma, e de modo a garantir que a cartilagem tibial e meniscos, se mantinham entre a tíbia e cartilagem femoral, a face inferior da cartilagem foi encas-

trada à tibia, estando apenas sujeita à deformação, restringindo qualquer movimento e rotação nos três eixos.

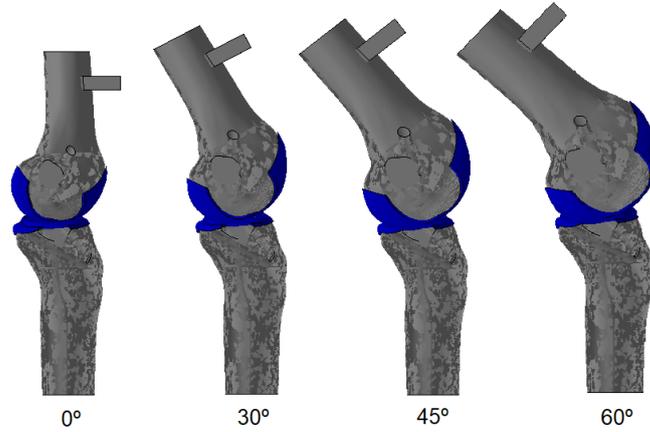


Figura 5.7: Representação das diferentes rotações aplicadas ao fémur.

Tabela 5.3: Condições de fronteira entre os diferentes componentes. Adaptado de [9].

	Fémur	Cartilagem femoral	Tíbia	Cartilagem tibial/ Meniscos	Ligamentos cruzados	Ligamentos colaterais
Fémur	-	Rígida	Interação inexistente	Interação inexistente	Rígida Contacto sem atrito	Rígida
Cartilagem femoral	Rígida	-	Interação inexistente	Contacto sem atrito	Interação inexistente	Interação inexistente
Tíbia	Interação inexistente	Interação inexistente	-	Rígida	Rígida Contacto sem atrito	Rígida Contacto sem atrito
Cartilagem tibial/ Meniscos	Interação inexistente	Contacto com atrito	Rígida	-	Contacto sem atrito	Interação inexistente
Ligamentos cruzados	Rígida Contacto sem atrito	Interação inexistente	Rígida Contacto sem atrito	Contacto sem atrito	-	Interação inexistente
Ligamentos colaterais	Rígida	Interação inexistente	Rígida Contacto sem atrito	Interação inexistente	Interação inexistente	-

Capítulo 6

Resultados do Modelo Numérico

6.1 Resultados

Neste subcapítulo, serão apresentados os resultados obtidos de das simulações realizadas. Inicialmente, foram avaliados os meniscos e cartilagens presentes na articulação tibiofemoral, com o objetivo de identificar quais as zonas de interesse para implementar sensores de pressão. Posteriormente, foi aplicada uma rotação ao fêmur para simular a flexão do joelho e foram retirados os resultados das variações de comprimento dos diferentes ligamentos que constituem a articulação. Ainda com a rotação imposta, foram analisadas as tensões de *Von Mises* e pressão de contacto no LCA.

6.1.1 Comportamento das superfícies cartilaginosas e meniscos e possíveis zonas para sensorização

À medida que se dá a flexão da articulação, as cartilagens e meniscos executam a sua tarefa, prevenindo o contacto direto entre as superfícies ósseas. Embora não haja o contacto direto entre o fêmur e a tíbia, a cartilagem femoral está em contacto direto com os meniscos e cartilagem tibial. Deste modo, as mesmas são alvo de pressões de contacto, recorrendo à tabela 6.1 é possível visualizar a magnitude das pressões que atuam nas superfícies cartilaginosas nas diferentes simulações realizadas.

Tabela 6.1: Pressões de contacto máximas nas superfícies cartilaginosas.

Ângulo da flexão	Femoral [MPa]		Tibial [MPa]	
	Lateral	Medial	Lateral	Medial
0°	15.1	10.6	11.2	8.6
30°	11.8	2.9	12.1	2.4
45°	19.8	6.0	19.6	8.3
60°	30.3	15.1	29.5	13.5

Analisando o conjunto de figuras 6.1, é possível constatar que, quando a articulação se encontra unicamente sob o efeito de uma carga axial de 1410N a 0°, ou seja, em extensão total, a cartilagem femoral lateral é a zona que se encontra sujeita a uma maior pressão, atingindo os 15 MPa. Contudo, analisando as restantes imagens, a 30°, a pressão de contacto no fêmur diminui enquanto na tíbia aumenta. Aos 45°, embora equiparados, a

cartilagem femoral lateral retorna a sofrer de uma pressão mais elevada. E por fim, aos 60°, a cartilagem femoral lateral atinge o pico máximo de pressão, com um valor de 30.3 MPa.

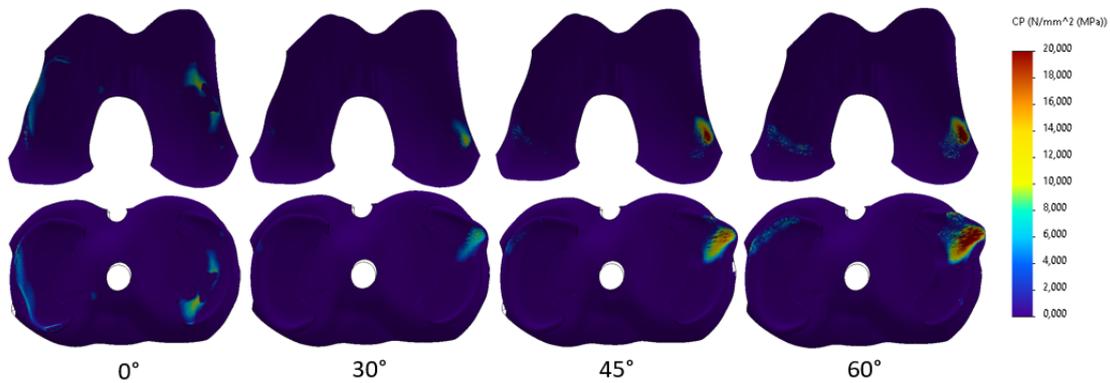


Figura 6.1: Mapa de pressões de contacto nas diferentes simulações.

Desta forma, existem 6 possíveis zonas de interesse para implementação de sensores de pressão, encontrando-se estas representadas na figura 6.2. Estas são constituídas pelas zonas lateral e medial dos meniscos e da cartilagem femoral e ainda, pela zona de contacto entre o corno anterior do menisco medial e a cartilagem femoral. Deste modo, é possível avaliar as cargas a que estas superfícies estariam sujeitas durante os ensaios, e assim, comparar com os resultados obtidos.

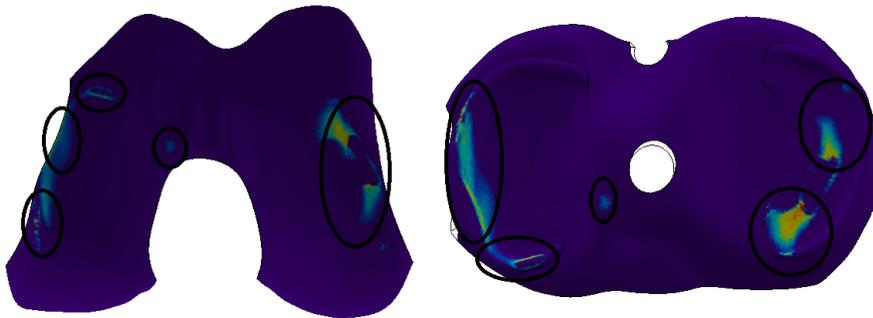


Figura 6.2: Zonas de interesse para implementar sensores de pressão.

6.1.2 Comportamento ligamentar

Para além das superfícies cartilaginosas, foi também analisado o comportamento dos restantes elementos que constituem a articulação, nomeadamente os ligamentos cruzados e colaterais. Na tabela 6.2, encontram-se alguns dos valores retirados das simulações.

Embora os valores tabelados não traduzam diretamente a variação de comprimento dos respetivos elementos, uma vez que foram selecionados o mesmo par de nós para as diferentes avaliações, é possível, analisando quanto distam entre si em cada etapa da flexão, deduzir o comportamento que este teria para os restantes ângulos de flexão em falta.

Tabela 6.2: Distância medida entre os nós selecionados.

Elemento	Distância entre nós [mm]				Variação máxima de comprimento [mm]
	0°	30°	45°	60°	
LCA	39.6	37.1	39.5	41.4	1.8
LCP	47.8	49.3	50.2	50.9	3.1
LCL	49.5	47.9	46.9	46.4	-3.1
LCM	63.4	62.6	62.1	61.9	-1.5

Ainda relativamente aos ligamentos colaterais, foram também analisadas as deformações e as tensões de *Von Mises* presentes nos diferentes ângulos. Nas figuras 6.4 e 6.5, encontram-se ilustrados os gráficos das tensões de Von Mises ao longo da aresta posterior destes ligamentos. Sendo que, o zero do eixo das abcissas representa o topo da aresta do ligamento na inserção femoral, e o um, representa o fim dessa mesma aresta, na inserção tibial para o LCM e na inserção do LCL no perónio, como ilustrado na figura 6.3. No caso das deformações, foram analisadas as mesmas arestas, comportando-se de forma idêntica aos gráficos abaixo apresentados. Desta forma, para 0° no LCL, foram obtidas deformações máximas de 2.2% e 1.6% perto da inserção femoral e da inserção no perónio, respetivamente. O mesmo se verificou para os restantes ângulos, tendo se obtido para 30°, deformações de 27% e 3%. Para 45°, deformações de, 42% e 5% e a 60°, deformações de 57% e 7%. O LCM assumiu um comportamento idêntico, exceto a 0°, onde o local mais próximo da inserção tibial apresentou o valor mais elevado com 1.8% de deformação, comparativamente ao 1.6%, próximo da inserção femoral. Os restantes valores na inserção femoral para 30°, 45° e 60° foram 32%, 47% e 64%, respetivamente. Enquanto que os valores na inserção tibial foram 6%, 9.5% e 12%.

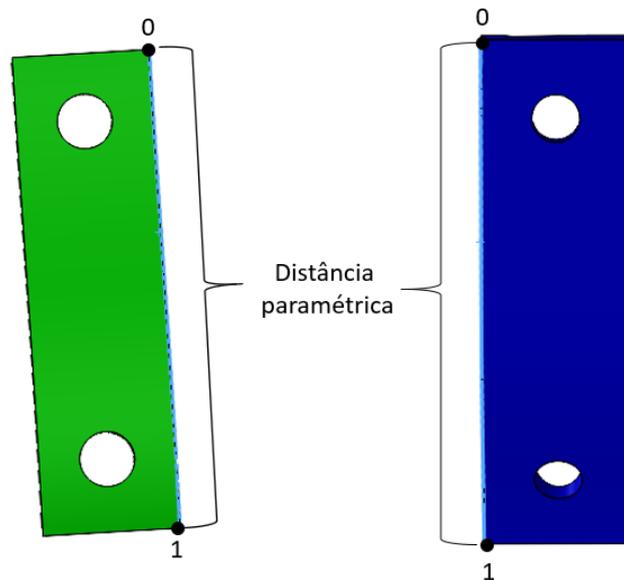


Figura 6.3: Ilustração da aresta analisada para o LCL e LCM, respetivamente.

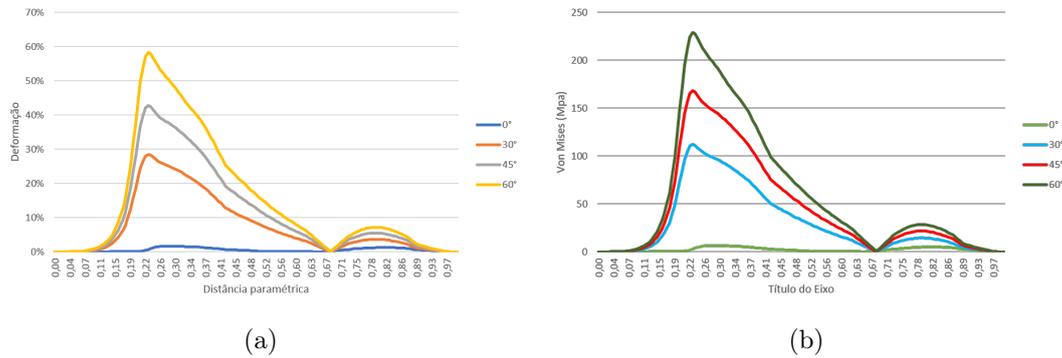


Figura 6.4: Representação gráfica dos valores ao longo da aresta posterior do LCL para os diferentes ângulos analisados. (a) Deformação. (b) Tensão de *Von Mises*.

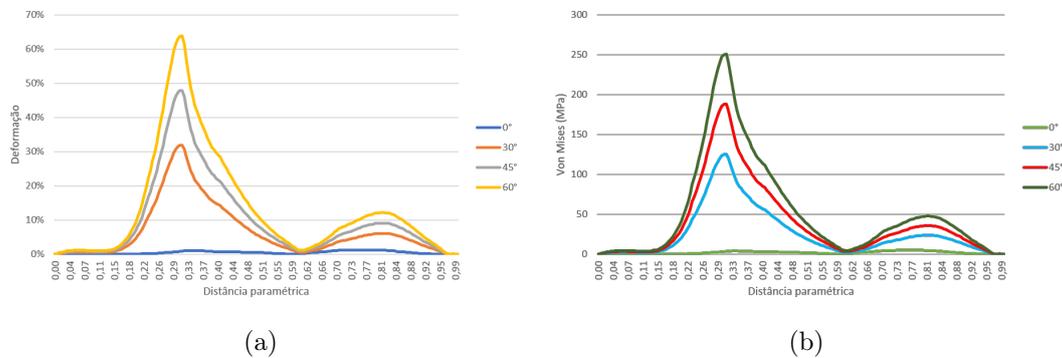


Figura 6.5: Representação gráfica dos valores ao longo da aresta posterior do LCM para os diferentes ângulos analisados. (a) Deformação. (b) Tensão de *Von Mises*.

Do LCA, foram analisadas as tensões de *Von Mises* máximas e as pressões de contacto presentes em cada etapa de flexão. Como se pode constatar pela figura 6.6, a zona proximal do ligamento, na sua inserção femoral, corresponde à zona onde se verifica maior pressão de contacto. Tendo sido obtidos, em MPa, valores máximos de $1.481e^{-3}$, $2.599e^{-3}$, $3.686e^{-3}$ e $4.753e^{-3}$, para 0°, 30°, 45° e 60°, respetivamente. Verificando-se assim, um aumento desta pressão à medida que aumenta o ângulo da flexão. O mesmo comportamento se verificou para as tensões de *Von Mises*. Perto da inserção femoral foi o local onde esta tensão se mostrou mais intensa, tendo-se obtido os valores apresentados no gráfico da figura 6.7.

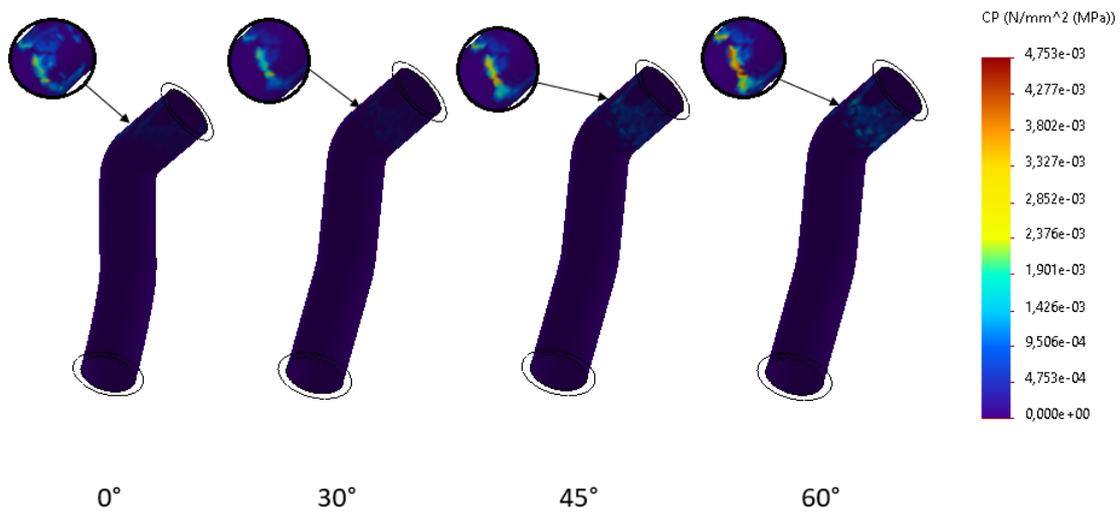


Figura 6.6: Distribuição de pressão de contacto no LCA para cada ângulo de flexão.

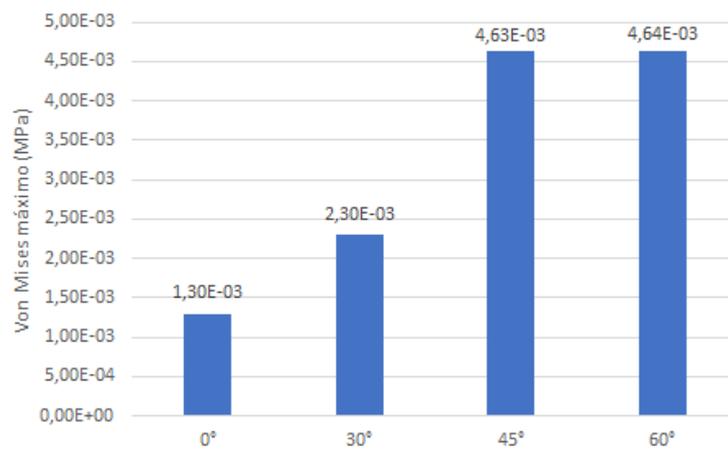


Figura 6.7: Representação gráfica dos valores das tensões de *Von Mises* máximos obtidos.

Capítulo 7

Discussão e Proposta de Ensaio ”*In Vitro*”

7.1 Discussão de resultados

O padrão de contacto exibido pelo modelo quando sujeito a uma força vertical no fémur, enquanto este se encontra em extensão, ilustra de certa forma, a distribuição da carga na articulação tibiofemoral com sucesso. Contudo, o mesmo não se verifica ao longo do movimento de flexão da articulação. À medida que se dá a flexão, torna-se aparente analisando as figuras 6.1, que a ausência da imposição de um momento torsor valgo no fémur causa um enorme impacto na distribuição da carga do fémur para a tíbia. Isto porque, com esta ausência, a transferência da carga será maioritariamente suportada pela secção lateral da articulação tibiofemoral. Desta forma, embora os resultados apresentados na secção 6.1.1 ilustrem uma maior pressão de contacto na zona lateral da articulação, o facto da cartilagem femoral sofrer de pressões mais elevadas comparativamente à cartilagem tibial não foi antecipado.

Tais resultados não são corroborados nos estudos de Peña *et al.* [101] e Adouni *et al.* [102]. Peña *et al.* avaliou o comportamento da articulação em extensão, isto é, a 0°, quando aplicada uma carga axial descendente no fémur de 1150 N e uma carga anterior na tíbia de 134 N, simultaneamente. Deste estudo, obteve uma pressão de contacto máxima na região posterior do menisco medial de 3.15 MPa, e no corno anterior do menisco lateral um valor de 3.68 MPa. Adouni *et al.*, simulou o comportamento da articulação durante o ciclo de marcha, tendo obtido uma pressão de contacto máxima na cartilagem tibial medial de 8.1 MPa.

Estas diferenças nos resultados entre os autores e a corrente dissertação podem ser justificadas considerando as geometrias atribuídas aos meniscos e as simplificações assumidas na realização das simulações. Ao considerar os meniscos e cartilagem tibial como uma única estrutura, com as mesmas propriedades mecânicas, está a ser retirada uma certa liberdade de deformação, influenciando a distribuição de cargas na articulação tibi-femoral. Para além disso, os meniscos utilizados nos trabalhos desenvolvidos por Peña *et al.* e Adouni *et al.*, são mais altos e ocupam uma maior área nos pratos tibiais. Deste modo, para além de acomodar de uma melhor forma o fémur, ainda aumenta a área de contacto na articulação, tornando mais eficiente a distribuição de cargas.

Relativamente aos restantes componentes analisados durante a flexão, a variação das

distâncias entre nós permite deduzir as diferentes solicitações para cada tecido ligamentar ao longo deste movimento. Assumindo que quando a distância entre nós aumenta, corresponde a um tracionar do componente e que, contrariamente, quando a distância entre os mesmos diminui, corresponde a uma compressão. Fica claro que, ao longo dos 60°, os ligamentos colaterais estão sempre à compressão, enquanto que o LCP se encontra sempre em tensão. O LCA, nos ângulos iniciais torna-se laxo e só retorna a ser solicitado acima dos 45°. Os valores obtidos e apresentados na tabela 6.2, são, na sua maioria, concordantes com o estudo de Charbonnier *et al.* [100]. Estes autores, através de modelos recriados a partir de ressonâncias magnéticas, demonstrou a variação de comprimento dos ligamentos cruzados e colaterais, desde os 0°, até aos 110°. Foi possível constatar que, apesar dos ligamentos colaterais diminuírem ao longo de toda a flexão e o LCP aumentar, o LCA inicialmente diminui em comprimento, até atingir aproximadamente 45°, e posteriormente aumenta até atingir os 110°. Isto é importante porque o facto do LCA apenas aumentar a partir dos 45°, é possível deduzir que, durante o ciclo de marcha, este é maioritariamente solicitado acima deste grau de flexão.

Tabela 7.1: Variação de comprimento dos tecidos moles da articulação em diferentes ângulos de flexão. Adaptado de [100].

Tecido mole	Comprimento medido [mm]			
	0°	45°	90°	110°
LCA	31.8 ± 5.0	30.5 ± 5.3	31.9 ± 4.8	33.0 ± 3.8
LCPp	35.2 ± 5.6	37.0 ± 6.3	38.4 ± 6.4	36.9 ± 5.6
LCPa	33.4 ± 5.2	35.1 ± 5.9	36.1 ± 5.8	34.6 ± 5.4
Tendão patelar	55.5 ± 5.5	58.4 ± 0.4	≈	≈
LCM	91.0 ± 10.4	89.1 ± 9.3	86.5 ± 9.2	79.1 ± 10.6
LCL	55.8 ± 7.3	55.1 ± 6.4	52.1 ± 6.0	49.4 ± 5.5

As deformações e tensões de *Von Mises* presentes nos ligamentos colaterais demonstram que o LCL seria mais solicitado a 0°, com valores de 2.2% e aproximadamente 6.4 MPa, respetivamente. Enquanto que o LCM seria mais solicitado ao longo dos restantes graus, atingindo o máximo a 60° com 64% e tensões de, aproximadamente, 250 MPa. Daniel [9], ao analisar os resultados do modelo intacto na sua dissertação, também concluiu que o LCM foi o ligamento colateral com maior solicitação, tendo obtido também os valores mais elevados, no ponto de análise perto da inserção femoral. Contudo, os valores obtidos por este autor, foram 85,7% mais baixos quando comparados os valores das tensões a 60° e, 92,2% mais baixos na deformação à mesma amplitude. Esta disparidade de valores pode ser justificada, talvez, pela diferença das áreas e geometrias utilizadas na simulação destes componentes. Uma vez que o presente trabalho utilizou um LCL de secção retangular com 60 mm² de área, e o trabalho anteriormente mencionado, considerou um LCL de secção semicircular com, aproximadamente, 28 mm². Podendo assim, ter influenciado o comportamento dos ligamentos quando analisados à tensão e deformação.

Relativamente à análise dos resultados obtidos para as pressões de contacto e tensões de *Von Mises* no LCA, estes valores mostraram ser extremamente baixos quando comparados a outros estudos [9; 103]. Bae *et al.* [103], calculou as distribuições de pressão de contacto e tensões principais máximas no enxerto nos ângulos de flexão do joelho a 0°, 30°, 45°, 60° e 90° recorrendo ao método de elementos finitos. Na figura 7.1,

encontra-se ilustrado o movimento da articulação e os resultados da pressão de contacto correspondentes a cada ângulo de flexão desse estudo. Analisando os resultados, as maiores pressões de contato e as tensões principais máximas, foram encontradas na posição de extensão completa na região de contacto fêmur-enxerto. No entanto, as regiões de pressão de contato diminuíram rapidamente com o aumento do ângulo de flexão do joelho para 45°, e posteriormente, aumentaram levemente a 60° e 90°. O mesmo não se verificou nas simulações realizadas na presente dissertação. Ao comparar os resultados entre o estudo de Bae *et al.* e o estudo atual, apresentados na tabela 7.2 e na figura 7.2, facilmente se percebe que existe uma enorme discrepância entre estes valores. Não só a pressão de contacto aumenta, como também se verifica um aumento da tensão de *Von Mises* ao longo da flexão, contrariamente ao que reportaram no estudo de Bae *et al.*. Outra diferença notória está relacionada com a zona onde se verifica essa mesma tensão e pressão no ligamento ou enxerto. Isto porque, embora ambos os estudos tenham ilustrado que a inserção femoral pode ser considerada a zona de maior interesse de análise, o estudo de Bae *et al.* mostrou ser na parte distal da inserção, enquanto o estudo atual mostra que a zona proximal da inserção está sujeita a maior pressão e tensão. Esta diferença nos resultados pode estar diretamente relacionada com a escolha do material para o LCA e falta de pré-carga, isto porque, para o presente estudo, foi escolhido borracha natural para caracterizar as propriedades mecânicas do ligamento nos ensaios *in silico*. Uma vez que não foi dada uma pré-carga na borracha, devido a erros na simulação, esta não se encontrava esticada e assim, torna-se aparente que esta falta de tensão deturpa os resultados. Desta forma o ligamento não se comporta como um elástico e passa assumir um comportamento característico de um amortecedor.

As simplificações e escolhas de material mostraram ser, na opinião do autor, a grande causa para este grande contraste de resultados entre a presente dissertação e trabalhos previamente realizados. Embora os resultados obtidos não tenham sido ideias, permitiram entender a interação entre cada componente e perceber algumas falhas e dificuldades do projeto atual.

Tabela 7.2: Resultados obtidos no estudo de Bae *et al.* e na presente dissertação.

Ângulo	Von Mises [MPa]	
	Estudo anterior	Estudo atual
0°	46.52	1.481×10^{-3}
30°	6.67	2.599×10^{-3}
45°	1.86	3.686×10^{-3}
60°	4.43	4.753×10^{-3}

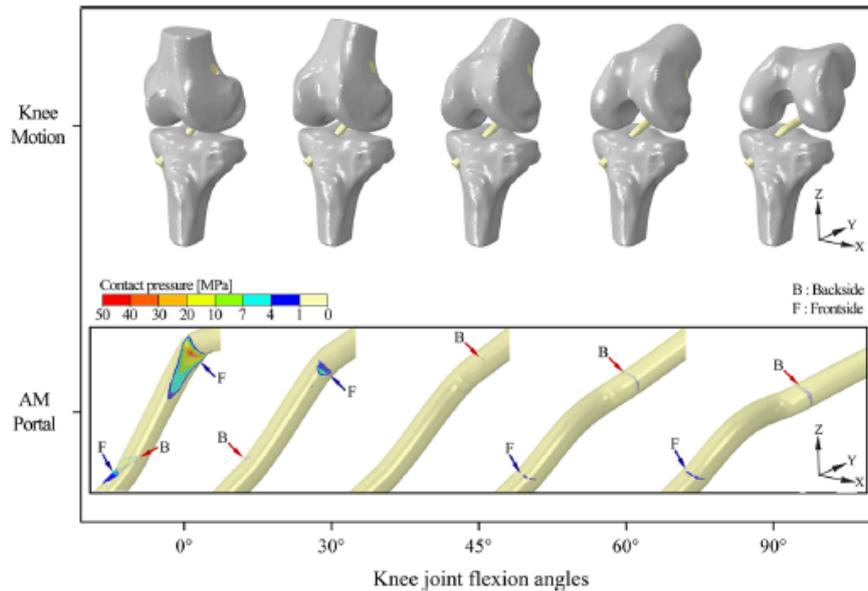


Figura 7.1: Distribuições de pressão de contato nos enxertos em cada ângulo de flexão do joelho. Adaptado de [103].

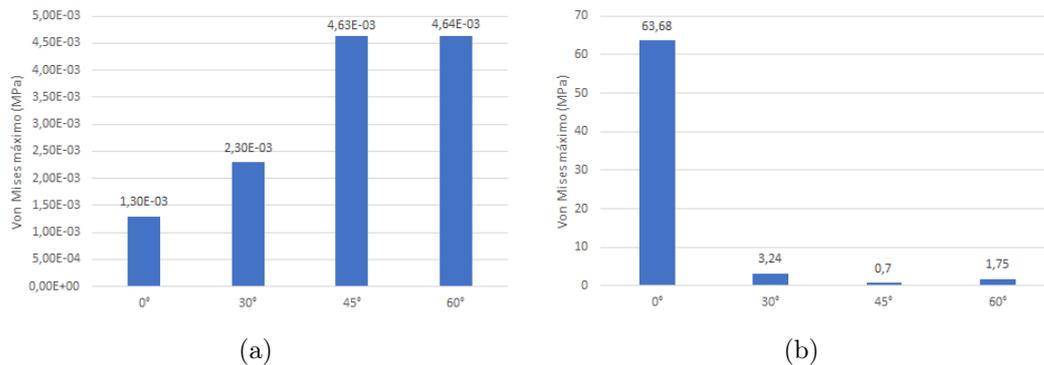


Figura 7.2: Representação gráfica dos valores máximos das tensões de *Von Mises* obtidos. a) Nas simulações realizadas; b) Nas simulações realizadas por Bae *et al.* [103].

7.2 Proposta de ensaio *in vitro* e sensorização

Concluídos os ensaios *in silico*, é possível ter uma certa ideia de como cada componente iria reagir durante os ensaios experimentais. Uma vez que a articulação tibiofemoral apresenta elevadas pressões de contacto nas cartilagens lateral e medial, estas seriam um local de interesse para se colocar sensores de pressão para perceber se os resultados das simulações se verificavam na prática. Outra zona de elevada importância para análise, seria a região de contato fémur-enxerto, mesmo que as simulações para a presente dissertação não tenham mostrado grandes valores para alarmismo, estudos anteriores e registos clínicos provam que há ainda uma pequena taxa de revisão para problemas relacionados com a fixação do enxerto. Com isto, utilizando a estrutura projetada, sugere-se que sensores de pressão sejam instalados nas regiões previamente mencionadas e com as células

de carga presentes, que se ajuste a pré-carga de cada amortecedor de forma avaliar as forças que atuam em cada ligamento. O ensaio consistiria na aplicação de uma força representativa do peso corporal na articulação, 1410N, na parte proximal do fémur para assim testar os componentes à flexão. Contudo, pode ser facilmente perceptível quando se analisa o mecanismo projetado, que ainda existem alguns pormenores que podem ser melhorados. Encontrar soluções que simplifiquem a estrutura final e, simultaneamente, que sejam capazes de representar os diferentes tecidos moles, seria ideal. Isto porque, à medida que são acrescentados componentes à solução, conseqüentemente também aumenta a possibilidade de eventuais erros surgirem e prejudicarem os ensaios ou até mesmo tornar os ensaios inválidos. Desta forma, o projeto apresenta algumas limitações que poderão fazer desviar os resultados dos ensaios dos resultados que se venham obter em situação de simulação, devido a não se terem considerado determinados aspetos, como:

- O facto de utilizar, para os ensaios, amortecedores, os quais por si só, já possuem diferenças a nível das propriedades dos tecidos musculares e ligamentar;
- O facto de ter sido desprezado os momentos que atuam na articulação tibiofemoral;
- O facto de se terem desprezado as reações originadas pelos grupos musculares dos quadríceps e isquiotibiais;
- O facto de se ter desprezado o movimento de adução-abdução da articulação;
- O facto de poder existir alguns atritos nos deslocamentos das plataformas, embora o sistema tenha sido projetado de forma a diminuir este problema.

Tendo isto em mente, a melhor maneira de validar o projeto, seria proceder a uma série de testes, através dos quais poder-se-ia avaliar as diferentes estruturas que compõe a articulação do joelho, e de uma forma mais objetiva, estudar o comportamento do LCA e/ou enxerto, uma vez que a área de estudo da biomecânica em questão, se encontra algo ainda muito empírica.

Capítulo 8

Conclusão e Trabalhos Futuros

8.1 Conclusão

Atualmente, pode-se dizer que não existe um método eficaz para avaliar o estado da reconstrução do LCA sem recorrer a simulações ou ensaios com joelhos cadavéricos. Embora alguns esforços já tenham sido realizados nesse sentido, ainda existe pouca informação relativamente a ensaios unicamente *in vitro* com este objetivo. Por se tratar de uma área fora dos conhecimentos do autor, este trabalho teve uma intensiva pesquisa bibliográfica, tanto da parte anatômica da articulação, como da parte da reconstrução do LCA propriamente dito. Este trabalho de projeto, objetivou novos avanços científicos no desenvolvimento de uma solução para avaliar o comportamento do enxerto no pós-operatório da reconstrução do LCA, sem recorrer a joelhos cadavéricos, levando à possibilidade de tratamentos preventivos e personalizados. A nível de projeto estrutural os objetivos foram alcançados, havendo sempre a possibilidade de algumas melhorias neste campo, principalmente no que toca à representação dos ligamentos cruzados e tendão patelar.

8.2 Trabalhos futuros

Embora este tenha sido um passo em direção a uma nova solução, um grande esforço de pesquisa ainda é necessário. Como tal, seguem-se algumas propostas de possíveis trabalhos futuros:

- Proceder aos ensaios experimentais para averiguar se a estrutura desenvolvida é uma representação viável para avaliar o comportamento da articulação do joelho;
- Avaliar a fiabilidade de diferentes enxertos do LCA e posições de fixação;
- Encontrar soluções de projeto para resolver algumas limitações do mecanismo projetado, como por exemplo, arranjar alternativas para representar o tendão patelar e ambos os ligamentos cruzados;
- Impressão da cartilagem tibial e meniscos separadamente, desta forma, será ensaiada uma melhor representação da articulação. E assim, é possível obter valores fiáveis das pressões atuantes na articulação tibiofemoral;

- Desenvolver uma estrutura capaz de reproduzir o teste de gaveta anterior tibial como forma alternativa de avaliar os enxertos em estudo;
- Desenvolver uma estrutura que permita os seis graus de liberdade à articulação.

Bibliografia

- [1] S. G. Abram, A. J. Price, A. Judge, and D. J. Beard, “Anterior cruciate ligament (ACL) reconstruction and meniscal repair rates have both increased in the past 20 years in England: Hospital statistics from 1997 to 2017,” *British Journal of Sports Medicine*, no. January, 2019.
- [2] A. Completo and F. Fonseca, *Fundamentos de biomecânica músculo-esquelética e ortopédica*. Porto: Publindústria, Edições Técnicas, 2011.
- [3] R. Putz and P. Pabst, “Atlas de Anatomia Humana Sobotta,” vol. 2, p. 612, 2000.
- [4] M. Miller and S. Thompson, “Knee Anatomy and Biomechanics of the Knee,” *DeLee & Drez’s Orthopaedic Sports Medicine*, vol. 11, no. 3, pp. 1047 – 1072, 2014.
- [5] I. D. McDermott, F. Sharifi, A. M. Bull, C. M. Gupte, R. W. Thomas, and A. A. Amis, “An anatomical study of meniscal allograft sizing,” *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, vol. 12, no. 2, pp. 130–135, 2004.
- [6] A. Tsujii, N. Nakamura, and S. Horibe, “Age-related changes in the knee meniscus,” *Knee*, vol. 24, no. 6, pp. 1262–1270, 2017.
- [7] J. B. Thorlund, K. B. Hare, and L. S. Lohmander, “Large increase in arthroscopic meniscus surgery in the middle-aged and older population in Denmark from 2000 to 2011,” *Acta Orthopaedica*, vol. 85, no. 3, pp. 287–292, 2014.
- [8] A. M. Johannsen, D. M. Civitarese, J. R. Padalecki, M. T. Goldsmith, C. A. Wijdicks, and R. F. LaPrade, “Qualitative and quantitative anatomic analysis of the posterior root attachments of the medial and lateral menisci,” *American Journal of Sports Medicine*, vol. 40, no. 10, pp. 2342–2347, 2012.
- [9] C. Daniel, “Análise biomecânica da reconstrução do ligamento cruzado anterior,” 2016.
- [10] N. I. Kennedy, R. F. LaPrade, M. T. Goldsmith, S. C. Faucett, M. T. Rasmussen, G. A. Coatney, L. Engebretsen, and C. A. Wijdicks, “Posterior cruciate ligament graft fixation angles, part 1: biomechanical evaluation for anatomic single-bundle reconstruction,” *The American journal of sports medicine*, vol. 42, pp. 2338–2345, oct 2014.
- [11] C. Anderson, C. Ziegler, C. Wijdicks, L. Engebretsen, and R. LaPrade, “Arthroscopically pertinent anatomy of the anterolateral and posteromedial bundles of the posterior cruciate ligament,” *The Journal of bone and joint surgery. American volume*, vol. 94, pp. 1936–45, 11 2012.

- [12] C. S. Ahmad, Z. A. Cohen, W. N. Levine, T. R. Gardner, G. A. Ateshian, and V. C. Mow, "Codominance of the individual posterior cruciate ligament bundles. An analysis of bundle lengths and orientation.," *The American journal of sports medicine*, vol. 31, no. 2, pp. 221–225, 2003.
- [13] N. I. Kennedy, C. A. Wijdicks, M. T. Goldsmith, M. P. Michalski, B. M. Devitt, A. Årøen, L. Engebretsen, and R. F. LaPrade, "Kinematic analysis of the posterior cruciate ligament, part 1: the individual and collective function of the anterolateral and posteromedial bundles.," *The American journal of sports medicine*, vol. 41, pp. 2828–2838, dec 2013.
- [14] C. D. Harner, J. W. Xerogeanes, G. A. Livesay, G. J. Carlin, B. A. Smith, T. Kusayama, S. Kashiwaguchi, and S. L. Woo, "The human posterior cruciate ligament complex: an interdisciplinary study. Ligament morphology and biomechanical evaluation.," *The American journal of sports medicine*, vol. 23, no. 6, pp. 736–745, 1995.
- [15] S. Takai, S. L. Woo, G. A. Livesay, D. J. Adams, and F. H. Fu, "Determination of the in situ loads on the human anterior cruciate ligament," *Journal of Orthopaedic Research*, vol. 11, no. 5, pp. 686–695, 1993.
- [16] R. L. Piziali, W. P. Seering, D. A. Nagel, and D. J. Schurman, "The function of the primary ligaments of the knee in anterior-posterior and medial-lateral motions," *Journal of Biomechanics*, vol. 13, no. 9, pp. 777–784, 1980.
- [17] J. C. Noronha, "Isometria na reconstrução do ligamento cruzado anterior," p. 171, 1999.
- [18] T. Zantop, W. Petersen, and F. H. Fu, "Anatomy of the anterior cruciate ligament," *Operative Techniques in Orthopaedics*, vol. 15, no. 1, pp. 20–28, 2005.
- [19] S. P. Arnoczky, "Anatomy of the anterior cruciate ligament," *Clinical Orthopaedics and Related Research®*, vol. 172, pp. 19–25, 1983.
- [20] M. Odensten and J. Gillquist, "Functional anatomy of the anterior cruciate ligament and a rationale for reconstruction.," *The Journal of bone and joint surgery. American volume*, vol. 67, pp. 257–262, feb 1985.
- [21] R. P. Welsh, "Knee joint structure and function.," *Clinical orthopaedics and related research*, no. 147, pp. 7–14, 1980.
- [22] F. G. Girgis, J. L. Marshall, and A. Monajem, "The cruciate ligaments of the knee joint. Anatomical, functional and experimental analysis.," *Clinical orthopaedics and related research*, no. 106, pp. 216–231, 1975.
- [23] N. Nakamura, S. Zaffagnini, R. G. Marx, and V. Musahl, "Controversies in the technical aspects of ACL reconstruction: An evidence-based medicine approach," *Controversies in the Technical Aspects of ACL Reconstruction: An Evidence-Based Medicine Approach*, no. November, pp. 1–535, 2017.

- [24] L. Y. Griffin, M. J. Albohm, E. A. Arendt, R. Bahr, B. D. Beynon, M. DeMaio, R. W. Dick, L. Engebretsen, W. E. Garrett, J. A. Hannafin, T. E. Hewett, L. J. Huston, M. L. Ireland, R. J. Johnson, S. Lephart, B. R. Mandelbaum, B. J. Mann, P. H. Marks, S. W. Marshall, G. Myklebust, F. R. Noyes, C. Powers, C. Shields, S. J. Shultz, H. Silvers, J. Slauterbeck, D. C. Taylor, C. C. Teitz, E. M. Wojtys, and B. Yu, "Understanding and preventing noncontact anterior cruciate ligament injuries: A review of the Hunt Valley II Meeting, January 2005," *American Journal of Sports Medicine*, vol. 34, no. 9, pp. 1512–1532, 2006.
- [25] J. Agel, E. A. Arendt, and B. Bershadsky, "Anterior cruciate ligament injury in National Collegiate Athletic Association basketball and soccer: A 13-year review," *American Journal of Sports Medicine*, vol. 33, no. 4, pp. 524–530, 2005.
- [26] S. B. Mountcastle, M. Posner, J. F. Kragh, and D. C. Taylor, "Gender differences in anterior cruciate ligament injury vary with activity: Epidemiology of anterior cruciate ligament injuries in a young, athletic population," *American Journal of Sports Medicine*, vol. 35, no. 10, pp. 1635–1642, 2007.
- [27] H. R. Cowley, K. R. Ford, G. D. Myer, T. W. Kernozek, and T. E. Hewett, "Differences in neuromuscular strategies between landing and cutting tasks in female basketball and soccer athletes," *Journal of Athletic Training*, vol. 41, no. 1, pp. 67–73, 2006.
- [28] M. Robert H. Shmerling, "The gender gap in sports injuries," 2020.
- [29] N. Caplan and D. F. Kader, "Knee injury patterns among men and women in collegiate basketball and soccer: NCAA data and review of literature," *Classic Papers in Orthopaedics*, pp. 153–155, 2014.
- [30] E. Thienpont, P. E. Schwab, O. Cornu, J. Bellemans, and J. Victor, "Bone morphotypes of the varus and valgus knee," *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery*, vol. 137, no. 3, pp. 393–400, 2017.
- [31] J. Feagin, H. Cabaud, and W. Curl, "The anterior cruciate ligament: radiographic and clinical signs of successful and unsuccessful repairs," *Clinical orthopaedics and related research*, p. 54–58, April 1982.
- [32] A. Pinheiro, "Lesão Do Ligamento Cruzado Anterior: Apresentação Clínica, Diagnóstico E Tratamento," *Revista Portuguesa de Ortopedia e Traumatologia*, vol. 23, no. 4, pp. 320–329, 2015.
- [33] G. G. Arliani, D. d. C. Astur, M. Kanas, C. C. Kaleka, and M. Cohen, "Anterior Cruciate Ligament Injury: Treatment and Rehabilitation. Current Perspectives and Trends," *Revista Brasileira de Ortopedia (English Edition)*, vol. 47, no. 2, pp. 191–196, 2012.
- [34] H. S. Han, S. C. Seong, S. Lee, and M. C. Lee, "Anterior cruciate ligament reconstruction: Quadriceps versus patellar autograft," *Clinical Orthopaedics and Related Research*, vol. 466, no. 1, pp. 198–204, 2008.

- [35] K. Samuelsson, D. Andersson, and J. Karlsson, "Treatment of anterior cruciate ligament injuries with special reference to graft type and surgical technique: an assessment of randomized controlled trials.," *Arthroscopy : the journal of arthroscopic & related surgery : official publication of the Arthroscopy Association of North America and the International Arthroscopy Association*, vol. 25, pp. 1139–1174, oct 2009.
- [36] D. Andersson, K. Samuelsson, and J. Karlsson, "Treatment of anterior cruciate ligament injuries with special reference to surgical technique and rehabilitation: an assessment of randomized controlled trials.," *Arthroscopy : the journal of arthroscopic & related surgery : official publication of the Arthroscopy Association of North America and the International Arthroscopy Association*, vol. 25, pp. 653–685, jun 2009.
- [37] J. R. Steadman and S. D. Mair, "Anterior cruciate ligament reconstruction with bone-patellar tendon-bone autograft two-incision technique," vol. 9, no. 4, pp. 273–280, 1999.
- [38] W. Blauth, "2-strip substitution-plasty of the anterior cruciate ligament with the quadriceps tendon," *Unfallheilkunde*, vol. 87, pp. 45–51, feb 1984.
- [39] J. Fulkerson and R. Langeland, "An alternative cruciate reconstruction graft: The central quadriceps tendon," *Arthroscopy : the journal of arthroscopic & related surgery : official publication of the Arthroscopy Association of North America and the International Arthroscopy Association*, vol. 11, pp. 252–4, 05 1995.
- [40] K. Kallis and D. Stasinopoulos, *Hamstring Injuries: Prevention and Rehabilitation*, vol. 12. 2016.
- [41] K. Samuelsson, D. Andersson, M. Ahldén, F. H. Fu, V. Musahl, and J. Karlsson, "Trends in Surgeon Preferences on Anterior Cruciate Ligament Reconstructive Techniques," *Clinics in Sports Medicine*, vol. 32, no. 1, pp. 111–126, 2013.
- [42] B. J. L. Carey, W. R. Dunn, D. L. Dahm, S. L. Zeger, and K. P. Spindler, "A Systematic Review of Anterior Cruciate Ligament Reconstruction with Autograft Compared with Allograft," pp. 2242–2250, 2009.
- [43] G. B. Maletis, M. C. S. Inacio, J. L. Desmond, and T. T. Funahashi, "Reconstruction of the anterior cruciate ligament: association of graft choice with increased risk of early revision," vol. 95, no. 5, pp. 623–628, 2013.
- [44] M. Lind, F. Menhert, and A. B. Pedersen, "Incidence and outcome after revision anterior cruciate ligament reconstruction: Results from the Danish registry for knee ligament reconstructions," *American Journal of Sports Medicine*, vol. 40, no. 7, pp. 1551–1557, 2012.
- [45] R. A. Magnussen, J. T. R. Lawrence, A. P. Toth, D. C. Taylor, W. E. Garrett, and D. Ph, "Graft Size and Patient Age Are Predictors of Early Revision Hamstring Autograft," *YJARS*, vol. 28, no. 4, pp. 526–531, 2012.

- [46] B. Barenius, M. Nordlander, S. Ponzer, J. Tidermark, and K. Eriksson, "The American Journal of Sports Medicine ectio n Quality of Life and Clinical Outcome After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction Using Patellar Tendon Graft or Quadrupled Semitendinosus Graft," 2010.
- [47] M. Ngh, C. Ds, D. Kn, and W. Db, "Patellar tendon versus hamstring tendon autograft for anterior cruciate ligament rupture in adults (Review)," no. 9, 2011.
- [48] The Swedish knee ligament registry, "The Swedish knee ligament registry. Annual Report 2018.," p. 3, 2018.
- [49] G. B. Maletis, S. L. Cameron, J. J. Tengan, and R. J. Burchette, "A Prospective Randomized Study of Anterior Cruciate Ligament Reconstruction A Comparison of Patellar Tendon and Quadruple-Strand Semitendinosus / Gracilis Tendons Fixed With Bioabsorbable Interference Screws," pp. 384-394, 2007.
- [50] H. E. Cabaud, W. G. Rodkey, and J. A. Feagin, "Experimental studies of acute anterior cruciate ligament injury and repair.," *The American journal of sports medicine*, vol. 7, no. 1, pp. 18-22, 1979.
- [51] J. L. Marshall, R. F. Warren, T. L. Wickiewicz, and B. Reider, "The anterior cruciate ligament: a technique of repair and reconstruction.," *Clinical orthopaedics and related research*, pp. 97-106, sep 1979.
- [52] D. H. O'Donoghue, "Surgical treatment of fresh injuries to the major ligaments of the knee.," *The Journal of bone and joint surgery. American volume*, vol. 32 A, pp. 721-738, oct 1950.
- [53] J. A. J. Feagin and W. W. Curl, "Isolated tear of the anterior cruciate ligament: 5-year follow-up study.," *The American journal of sports medicine*, vol. 4, no. 3, pp. 95-100, 1976.
- [54] K. Franke, "Clinical experience in 130 cruciate ligament reconstructions.," *The Orthopedic clinics of North America*, vol. 7, pp. 191-193, jan 1976.
- [55] J. C. Noronha and J. P. Oliveira, "Inside-out Tibial Tunnel Drilling Technique for All-inside Anterior Cruciate Ligament Reconstruction," *Arthroscopy Techniques*, vol. 7, no. 4, pp. e373-e377, 2018.
- [56] A. C. Stähelin and A. Weiler, "All-inside anterior cruciate ligament reconstruction using semitendinosus tendon and soft threaded biodegradable interference screw fixation," *Arthroscopy*, vol. 13, no. 6, pp. 773-779, 1997.
- [57] B. Moses, J. Orchard, and J. Orchard, "Systematic review: Annual incidence of ACL injury and surgery in various populations," *Research in Sports Medicine*, vol. 20, no. 3-4, pp. 157-179, 2012.
- [58] C. R. LaBella, W. Hennrikus, T. E. Hewett, J. S. Brenner, A. Brooks, R. A. Demorest, M. E. Halstead, A. K. Weiss Kelly, C. G. Koutures, M. LaBotz, K. J. Loud, S. S. Martin, K. A. Moffatt, H. J. Benjamin, C. T. Cappetta, T. McCambridge, A. J. Gregory, L. K. Kluchurosky, J. F. Philpot, K. D. Walter, A. Emanuel, R. M.

- Schwend, J. E. Gordon, N. Y. Otsuka, E. M. Raney, B. A. Shaw, B. G. Smith, L. Wells, W. L. Hennrikus, and S. N. Alexander, "Anterior cruciate ligament injuries: Diagnosis, treatment, and prevention," *Pediatrics*, vol. 133, no. 5, 2014.
- [59] J. S. Frank and P. L. Gambacorta, "Anterior cruciate ligament injuries in the skeletally immature athlete: Diagnosis and management," *Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*, vol. 21, no. 2, pp. 78–87, 2013.
- [60] N. A. Beck, N. M. Patel, and T. J. Ganley, "The pediatric knee: Current concepts in sports medicine," *Journal of Pediatric Orthopaedics Part B*, vol. 23, no. 1, pp. 59–66, 2014.
- [61] S. M. Gianotti, S. W. Marshall, P. A. Hume, and L. Bunt, "Incidence of anterior cruciate ligament injury and other knee ligament injuries: A national population-based study," *Journal of Science and Medicine in Sport*, vol. 12, no. 6, pp. 622–627, 2009.
- [62] H. A. Prentice, M. Lind, C. Mouton, A. Persson, H. Magnusson, A. Gabr, R. Seil, L. Engebretsen, K. Samuelsson, J. Karlsson, M. Forssblad, F. S. Haddad, T. Spalding, T. T. Funahashi, L. W. Paxton, and G. B. Maletis, "Patient demographic and surgical characteristics in anterior cruciate ligament reconstruction: A description of registries from six countries," *British Journal of Sports Medicine*, vol. 52, no. 11, pp. 716–722, 2018.
- [63] J. Kvist, J. Kartus, J. Karlsson, and M. Forssblad, "Results from the swedish national anterior cruciate ligament register," *Arthroscopy - Journal of Arthroscopic and Related Surgery*, vol. 30, no. 7, pp. 803–810, 2014.
- [64] S. M. Thompson, L. J. Salmon, A. Waller, J. Linklater, J. P. Roe, and L. A. Pinczewski, "Twenty-Year Outcome of a Longitudinal Prospective Evaluation of Isolated Endoscopic Anterior Cruciate Ligament Reconstruction With Patellar Tendon or Hamstring Autograft.," *The American journal of sports medicine*, vol. 44, pp. 3083–3094, dec 2016.
- [65] O. Olsson, A. Isacson, M. Englund, and R. B. Frobell, "Epidemiology of intra- and peri-articular structural injuries in traumatic knee joint hemarthrosis – data from 1145 consecutive knees with subacute MRI," *Osteoarthritis and Cartilage*, vol. 24, no. 11, pp. 1890–1897, 2016.
- [66] M. Phillips, E. Rönblad, L. Lopez-Rengstig, E. Svantesson, A. Stålmán, K. Eriksson, O. R. Ayeni, and K. Samuelsson, "Meniscus repair with simultaneous ACL reconstruction demonstrated similar clinical outcomes as isolated ACL repair: a result not seen with meniscus resection," *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, vol. 26, no. 8, pp. 2270–2277, 2018.
- [67] P. F. H. Mr Ayman Gabr, Mr Akbar De Medici, "The National Ligament Registry The Sixth Annual Report (2020)," 2020.
- [68] J. T. Spang, A. B. Dang, A. Mazzocca, L. Rincon, E. Obopilwe, B. Beynnon, and R. A. Arciero, "The Effect of Medial Meniscectomy and Meniscal Allograft Transplantation on Knee and Anterior Cruciate Ligament Biomechanics," *Arthroscopy - Journal of Arthroscopic and Related Surgery*, vol. 26, no. 2, pp. 192–201, 2010.

- [69] N. N. A. U. o. A. Fractures and Hip, “Norway Report 2018,” vol. 8906, 2018.
- [70] L. P. Granan, M. Forssblad, M. Lind, and L. Engebretsen, “The scandinavian ACL registries 2004-2007: Baseline epidemiology,” *Acta Orthopaedica*, vol. 80, no. 5, pp. 563–567, 2009.
- [71] A. A. Sayampanathan, B. K. T. Howe, H. R. Bin Abd Razak, C. H. Chi, and A. H. C. Tan, “Epidemiology of surgically managed anterior cruciate ligament ruptures in a sports surgery practice,” *Journal of Orthopaedic Surgery*, vol. 25, no. 1, pp. 1–6, 2017.
- [72] L. Ejerhed, J. Kartus, N. Sernert, K. Köhler, and J. Karlsson, “Patellar tendon or semitendinosus tendon autografts for anterior cruciate ligament reconstruction? A prospective randomized study with a two-year follow-up,” *The American journal of sports medicine*, vol. 31, no. 1, pp. 19–25, 2003.
- [73] K. Eriksson, P. Anderberg, P. Hamberg, A. C. Löfgren, M. Bredenberg, I. Westman, and T. Wredmark, “A comparison of quadruple semitendinosus and patellar tendon grafts in reconstruction of the anterior cruciate ligament,” *Journal of Bone and Joint Surgery - Series B*, vol. 83, no. 3, pp. 348–354, 2001.
- [74] K. B. Freedman, M. J. D’Amato, D. D. Nedeff, A. Kaz, and B. R. Bach, “Arthroscopic anterior cruciate ligament reconstruction: A metaanalysis comparing patellar tendon and hamstring tendon autografts,” *American Journal of Sports Medicine*, vol. 31, no. 1, pp. 2–11, 2003.
- [75] L. Salmon, V. Russell, T. Musgrove, L. Pinczewski, and K. Refshauge, “Incidence and risk factors for graft rupture and contralateral rupture after anterior cruciate ligament reconstruction,” *Arthroscopy - Journal of Arthroscopic and Related Surgery*, vol. 21, no. 8, pp. 948–957, 2005.
- [76] N. D. Schilaty, C. Nagelli, N. A. Bates, T. L. Sanders, A. J. Krych, M. J. Stuart, and T. E. Hewett, “Incidence of Second Anterior Cruciate Ligament Tears and Identification of Associated Risk Factors From 2001 to 2010 Using a Geographic Database,” *Orthopaedic journal of sports medicine*, vol. 5, p. 2325967117724196, aug 2017.
- [77] I. Gans, J. S. Retzky, L. C. Jones, and M. J. Tanaka, “Epidemiology of Recurrent Anterior Cruciate Ligament Injuries in National Collegiate Athletic Association Sports: The Injury Surveillance Program, 2004-2014,” *Orthopaedic Journal of Sports Medicine*, vol. 6, no. 6, pp. 1–7, 2018.
- [78] L. Rahr-Wagner, T. M. Thillemann, A. B. Pedersen, and M. Lind, “Comparison of hamstring tendon and patellar tendon grafts in anterior cruciate ligament reconstruction in a nationwide population-based Cohort study: Results from the danish registry of knee ligament reconstruction,” *American Journal of Sports Medicine*, vol. 42, no. 2, pp. 278–284, 2014.
- [79] R. A. Magnussen, L. P. Granan, W. R. Dunn, A. Amendola, J. T. Andrish, R. Brophy, J. L. Carey, D. Flanigan, L. J. Huston, M. Jones, C. C. Kaeding, E. C. McCarty, R. G. Marx, M. J. Matava, R. D. Parker, A. Vidal, M. Wolcott, B. R.

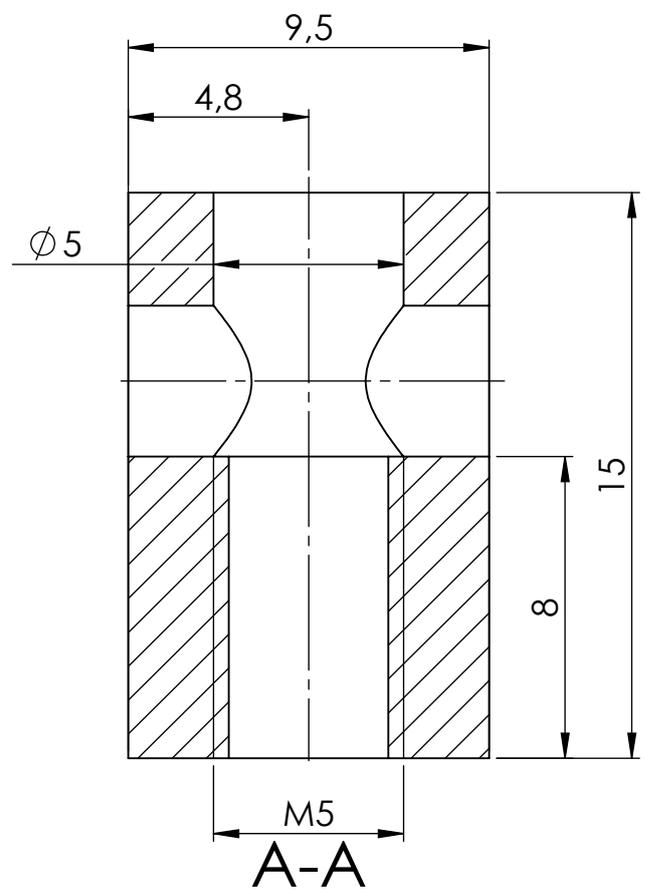
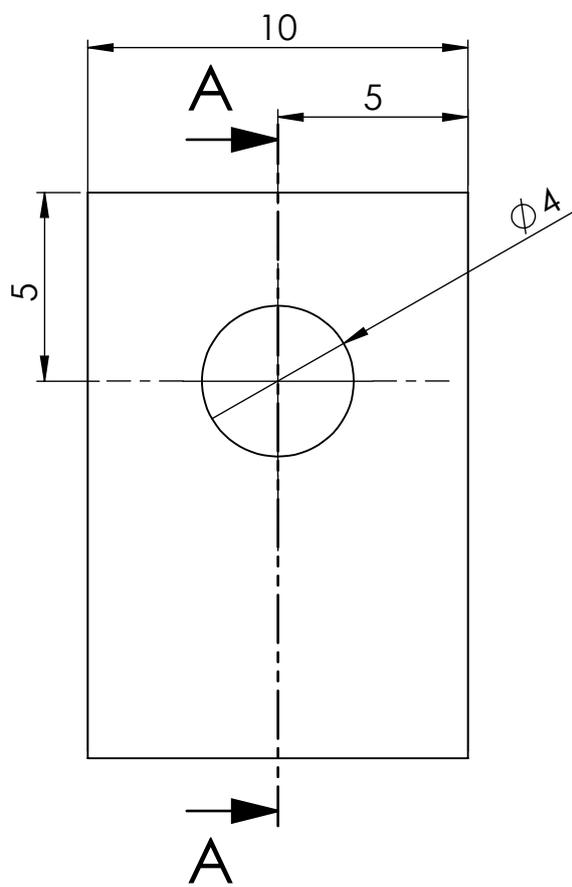
- Wolf, R. W. Wright, K. P. Spindler, and L. Engebretsen, "Cross-cultural comparison of patients undergoing ACL reconstruction in the United States and Norway," *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, vol. 18, no. 1, pp. 98–105, 2009.
- [80] Y. H. D. Lee, R. Kuroda, and K. M. Chan, "Anterior Cruciate Ligament Reconstruction: A 2015 global perspective of the Magellan Society," *Asia-Pacific Journal of Sports Medicine, Arthroscopy, Rehabilitation and Technology*, vol. 2, no. 4, pp. 122–128, 2015.
- [81] B. J. Erickson, J. D. Harris, Y. A. Fillingham, R. M. Frank, C. A. Bush-Joseph, B. R. Bach, B. J. Cole, and N. N. Verma, "Anterior cruciate ligament reconstruction practice patterns by NFL and NCAA football team physicians," *Arthroscopy - Journal of Arthroscopic and Related Surgery*, vol. 30, no. 6, pp. 731–738, 2014.
- [82] M. Z. Bendjaballah, A. Shirazi-Adl, and D. J. Zukor, "Biomechanical response of the passive human knee joint under anterior-posterior forces," *Clinical Biomechanics*, vol. 13, no. 8, pp. 625–633, 1998.
- [83] L. Blankevoort and R. Huiskes, "Ligament-bone interaction in a three-dimensional model of the knee," *Journal of Biomechanical Engineering*, vol. 113, no. 3, pp. 263–269, 1991.
- [84] Y. Song, R. E. Debski, V. Musahl, M. Thomas, and S. L. Woo, "A three-dimensional finite element model of the human anterior cruciate ligament: A computational analysis with experimental validation," *Journal of Biomechanics*, vol. 37, no. 3, pp. 383–390, 2004.
- [85] S. Bersini, V. Sansone, and C. A. Frigo, "A dynamic multibody model of the physiological knee to predict internal loads during movement in gravitational field," *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, vol. 19, no. 5, pp. 571–579, 2016.
- [86] A. D. Orsi, S. Chakravarthy, P. K. Canavan, E. Peña, R. Goebel, A. Vaziri, and H. Nayeb-Hashemi, "The effects of knee joint kinematics on anterior cruciate ligament injury and articular cartilage damage," *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, vol. 19, no. 5, pp. 493–506, 2016.
- [87] A. Vairis, G. Stefanoudakis, M. Petousis, N. Vidakis, A. M. Tsainis, and B. Kandyla, "Evaluation of an intact, an ACL-deficient, and a reconstructed human knee joint finite element model," *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, vol. 19, no. 3, pp. 263–270, 2016.
- [88] J. C. Loh, Y. Fukuda, E. Tsuda, R. J. Steadman, F. H. Fu, and S. L. Woo, "Knee stability and graft function following anterior cruciate ligament reconstruction: Comparison between 11 o'clock and 10 o'clock femoral tunnel placement," *Arthroscopy - Journal of Arthroscopic and Related Surgery*, vol. 19, no. 3, pp. 297–304, 2003.
- [89] S. L.-Y. Woo, A. Kanamori, J. Zeminski, M. Yagi, C. Papageorgiou, and F. H. Fu, "the Effectiveness of Reconstruction of the Anterior Cruciate Ligament With Hamstrings and Patellar Tendon," *The Journal of Bone and Joint Surgery-American Volume*, vol. 84, no. 6, pp. 907–914, 2002.

- [90] H. Fujie, K. Mabuchi, S. L. Woo, G. A. Livesay, S. Arai, and Y. Tsukamoto, “The use of robotics technology to study human joint kinematics: A new methodology,” *Journal of Biomechanical Engineering*, vol. 115, no. 3, pp. 211–217, 1993.
- [91] B. C. Fleming, B. D. Beynnon, C. E. Nichols, R. J. Johnson, and M. H. Pope, “An in vivo comparison of anterior tibial translation and strain in the anteromedial band of the anterior cruciate ligament,” *Journal of Biomechanics*, vol. 26, no. 1, pp. 51–58, 1993.
- [92] B. D. Beynnon, B. C. Fleming, R. J. Johnson, and C. E. Nichls, “Anterior Cruciate Ligament Strain Behavior During Rehabilitation Exercises,” *The Anterior Cruciate Ligament: Reconstruction and Basic Science: Second Edition*, pp. 440–444, 1995.
- [93] J. W. Xerogeanes, Y. Takeda, G. A. Livesay, Y. Ishibashi, H. S. Kim, F. H. Fu, and S. L. Woo, “Effect of knee flexion on the in situ force distribution in the human anterior cruciate ligament,” *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, vol. 3, no. 1, pp. 9–13, 1995.
- [94] G. A. Livesay, H. Fujie, S. Kashiwaguchi, D. A. Morrow, F. H. Fu, and S. L. Woo, “Determination of the in situ forces and force distribution within the human anterior cruciate ligament,” *Annals of Biomedical Engineering*, vol. 23, no. 4, pp. 467–474, 1995.
- [95] K. B. Shelburne and M. G. Pandy, “A dynamic model of the knee and lower limb for simulating rising movements,” *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, vol. 5, no. 2, pp. 149–159, 2002.
- [96] F. C. Anderson and M. G. Pandy, “Dynamic optimization of human walking,” *Journal of Biomechanical Engineering*, vol. 123, no. 5, pp. 381–390, 2001.
- [97] G. Bergmann, A. Bender, F. Graichen, J. Dymke, A. Rohlmann, A. Trepczynski, M. O. Heller, and I. Kutzner, “Standardized loads acting in knee implants,” *PLoS ONE*, vol. 9, no. 1, 2014.
- [98] K. B. Shelburne, M. R. Torry, and M. G. Pandy, “Muscle, ligament, and joint-contact forces at the knee during walking,” *Medicine and Science in Sports and Exercise*, vol. 37, no. 11, pp. 1948–1956, 2005.
- [99] M. Trump, D. M. Palathinkal, L. Beaupre, D. Otto, P. Leung, and A. Amirfazli, “In vitro biomechanical testing of anterior cruciate ligament reconstruction: Traditional versus physiologically relevant load analysis,” *Knee*, vol. 18, no. 3, pp. 193–201, 2011.
- [100] C. Charbonnier, V. B. Duthon, S. Chagué, F. C. Kolo, and J. Ménétrey, “In vivo static and dynamic lengthening measurements of the posterior cruciate ligament at high knee flexion angles,” *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery*, vol. 15, no. 3, pp. 555–564, 2020.
- [101] E. Peña, B. Calvo, M. A. Martínez, and M. Doblaré, “A three-dimensional finite element analysis of the combined behavior of ligaments and menisci in the healthy human knee joint,” *Journal of Biomechanics*, vol. 39, no. 9, pp. 1686–1701, 2006.

- [102] M. Adouni, A. Shirazi-Adl, and R. Shirazi, “Computational biodynamics of human knee joint in gait: From muscle forces to cartilage stresses,” *Journal of Biomechanics*, vol. 45, no. 12, pp. 2149–2156, 2012.
- [103] J. Y. Bae, G. H. Kim, J. K. Seon, and I. Jeon, “Finite element study on the anatomic transtibial technique for single-bundle anterior cruciate ligament reconstruction,” *Medical and Biological Engineering and Computing*, vol. 54, no. 5, pp. 811–820, 2016.

Apêndice A

A.1 Desenhos técnicos para validação *in vitro*



UNLESS OTHERWISE SPECIFIED:
DIMENSIONS ARE IN MILLIMETERS
SURFACE FINISH:
TOLERANCES:
LINEAR:
ANGULAR:

FINISH:

ISO 8015
ISO 2768-fH

DEBURR AND
BREAK SHARP
EDGES

DO NOT SCALE DRAWING

REVISION

Dissertação de Tiago Oliveira

	NAME	SIGNATURE	DATE
DRAWN	Tiago Oliveira		
CHK'D	António Ramos		
APPV'D	António Ramos		
MFG			
Q.A			
MATERIAL:			
Alumínio 5052-H34			
WEIGHT:			

TITLE:

Aplicação para célula de carga

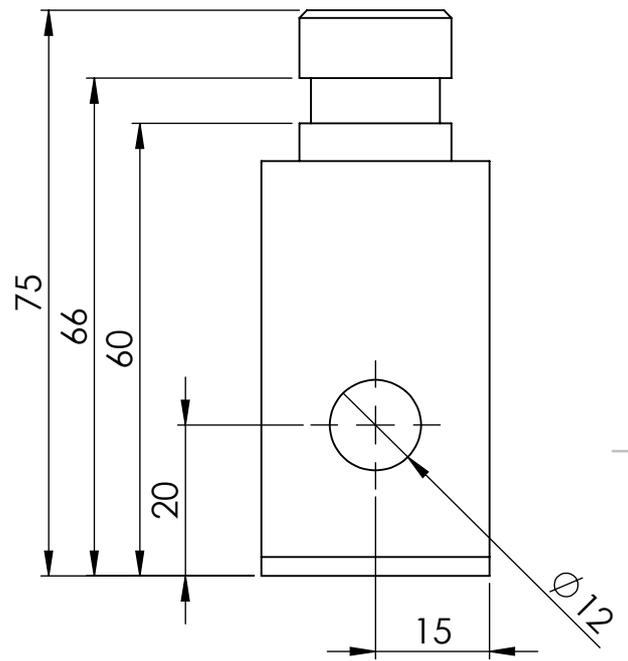
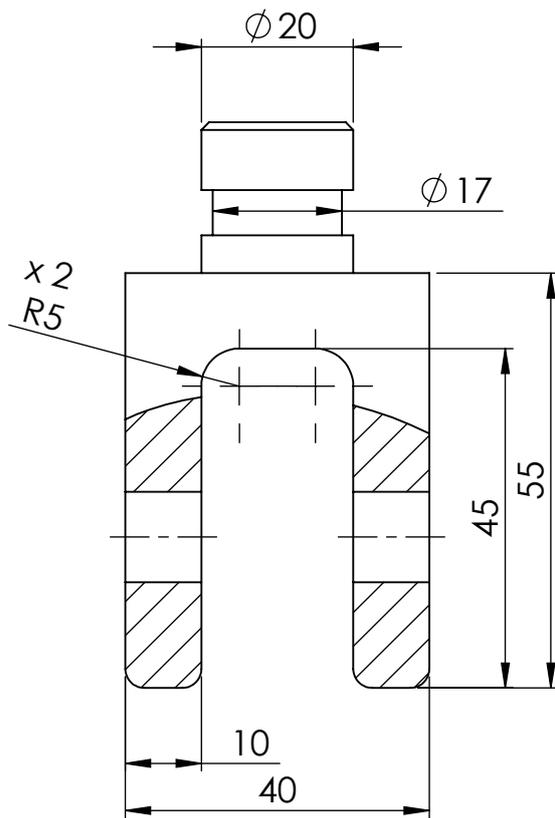
DWG NO.

Aplicação_célula de carga

A4

SCALE:5:1

SHEET 1 OF 1



UNLESS OTHERWISE SPECIFIED:
DIMENSIONS ARE IN MILLIMETERS
SURFACE FINISH:
TOLERANCES:
LINEAR:
ANGULAR:

FINISH:

ISO 8015
ISO 2768-fH

DEBURR AND
BREAK SHARP
EDGES

DO NOT SCALE DRAWING

REVISION

Dissertação de Tiago Oliveira

	NAME	SIGNATURE	DATE	
DRAWN	Tiago Oliveira			
CHK'D	António Ramos			
APPV'D	António Ramos			
MFG				
Q.A				
				MATERIAL: Alumínio 5052-H34
				WEIGHT:

TITLE:	Base com perfil em U
DWG NO.	
	A4
SCALE:1:1	SHEET 1 OF 1

4 3 2 1

F

F

E

E

D

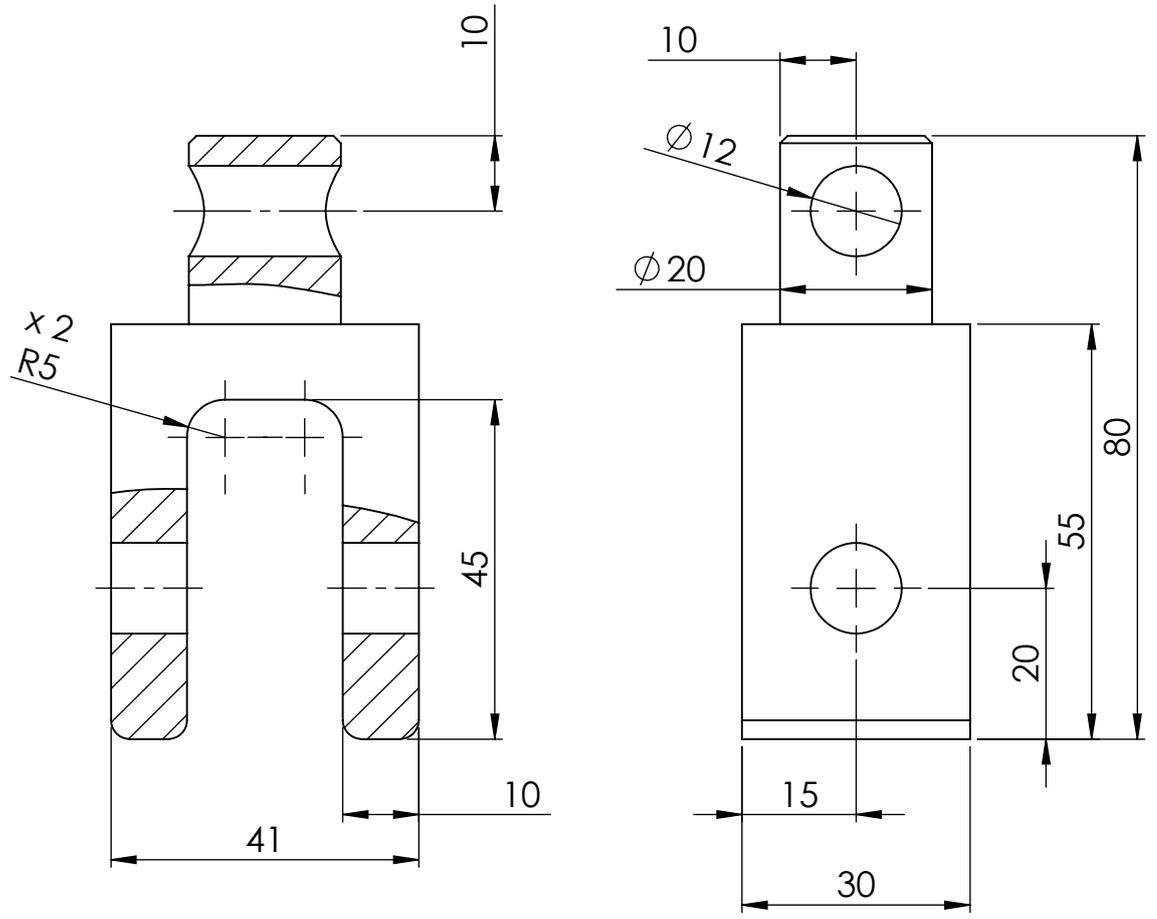
D

C

C

B

B



UNLESS OTHERWISE SPECIFIED:
DIMENSIONS ARE IN MILLIMETERS
SURFACE FINISH:
TOLERANCES:
LINEAR:
ANGULAR:

FINISH:

ISO 8015
ISO 2768-fH

DEBURR AND
BREAK SHARP
EDGES

DO NOT SCALE DRAWING

REVISION

Dissertação de Tiago Oliveira

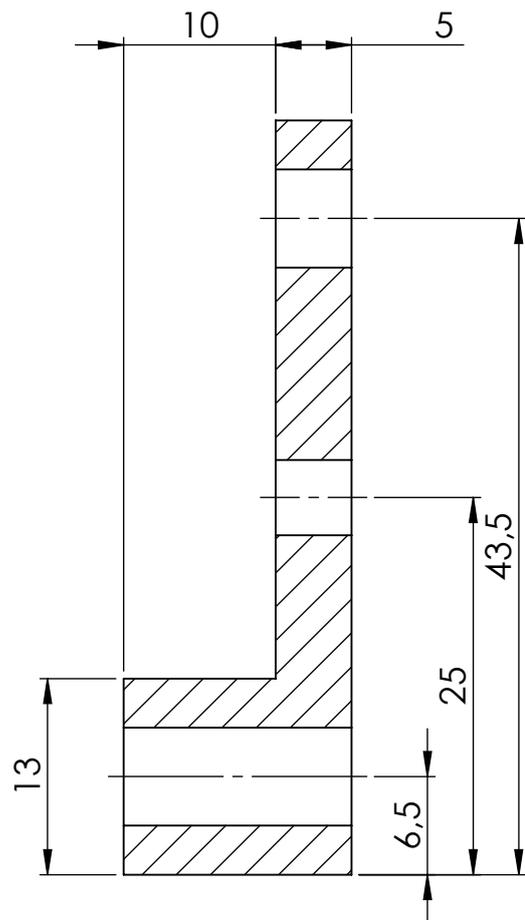
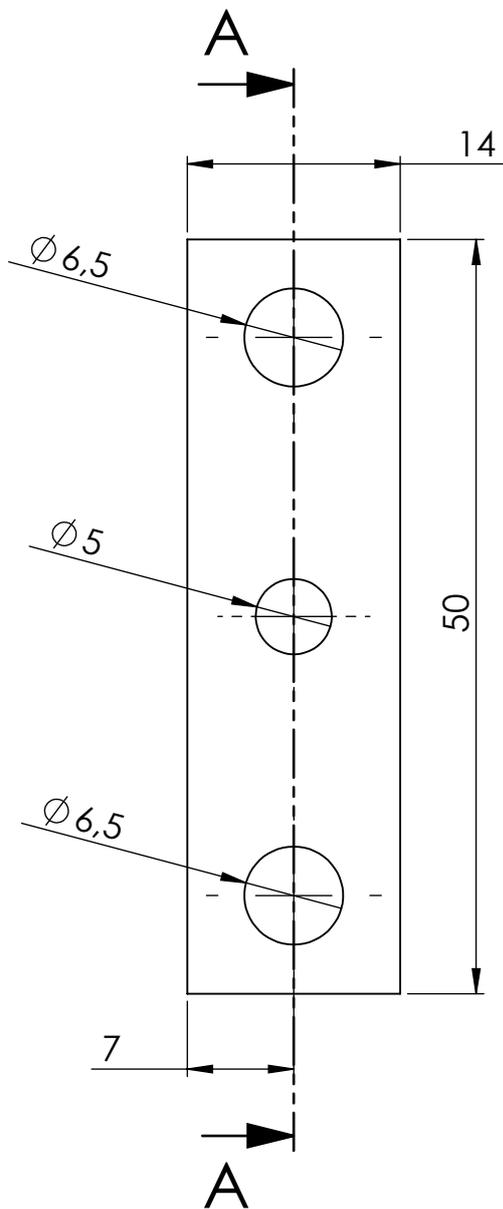
	NAME	SIGNATURE	DATE
DRAWN	Tiago Oliveira		
CHK'D	António Ramos		
APPV'D	António Ramos		
MFG			
Q.A			

TITLE:	Base com perfil em U superior
DWG NO.	
MATERIAL:	Alumínio 5052-H34
SCALE:1:1	SHEET 1 OF 1

A4

A

4 3 2 1



A-A

UNLESS OTHERWISE SPECIFIED:
DIMENSIONS ARE IN MILLIMETERS
SURFACE FINISH:
TOLERANCES:
LINEAR:
ANGULAR:

FINISH:

ISO 8015
ISO 2768-fH

DEBURR AND
BREAK SHARP
EDGES

DO NOT SCALE DRAWING

REVISION

Dissertação Tiago Oliveira

	NAME	SIGNATURE	DATE
DRAWN	Tiago Oliveira		
CHK'D	António Ramos		
APPV'D	António Ramos		
MFG			
Q.A			

TITLE:

Calço para o LCA

MATERIAL:

Alumínio 5052-H34

DWG NO.

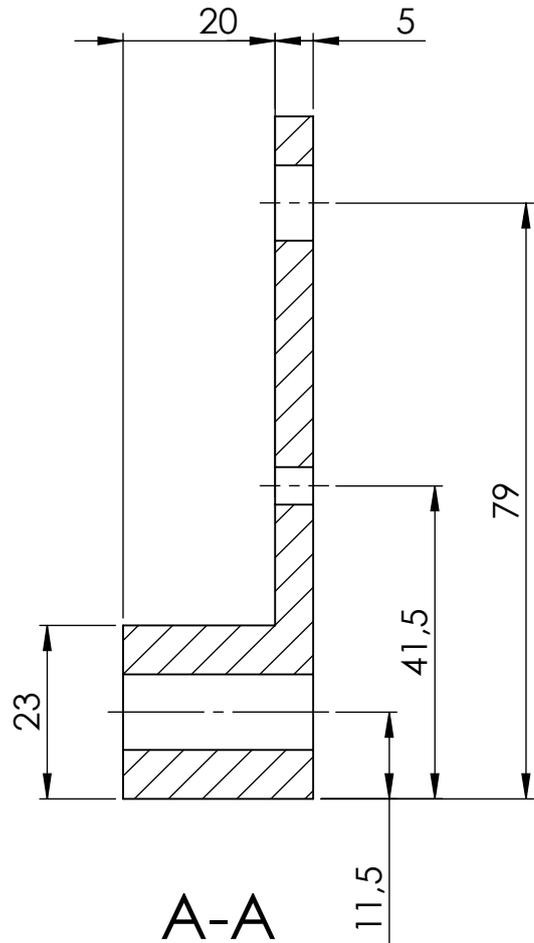
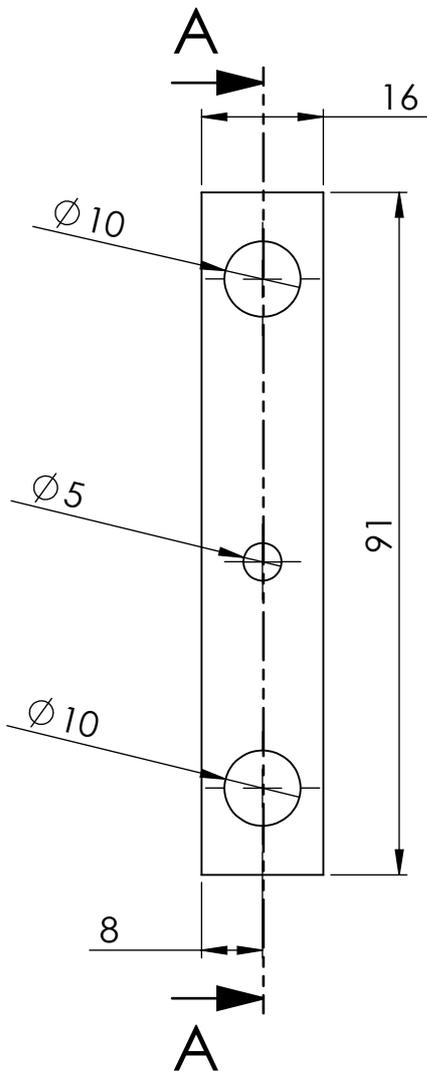
Calço_LCA

A4

WEIGHT:

SCALE:2:1

SHEET 1 OF 1



UNLESS OTHERWISE SPECIFIED:
DIMENSIONS ARE IN MILLIMETERS
SURFACE FINISH:
TOLERANCES:
LINEAR:
ANGULAR:

FINISH:

ISO 8015
ISO 2768-FH

DEBURR AND
BREAK SHARP
EDGES

DO NOT SCALE DRAWING

REVISION

Dissertação de Tiago Oliveira

	NAME	SIGNATURE	DATE
DRAWN	Tiago Oliveira		
CHK'D	António Ramos		
APPV'D	António Ramos		
MFG			
Q.A			

TITLE:	Calço para o tendão patelar	
MATERIAL:	Alumínio 5052-H34	DWG NO. Calço_Patelar
WEIGHT:		SCALE:1:1
		SHEET 1 OF 1

4 3 2 1

F

F

E

E

D

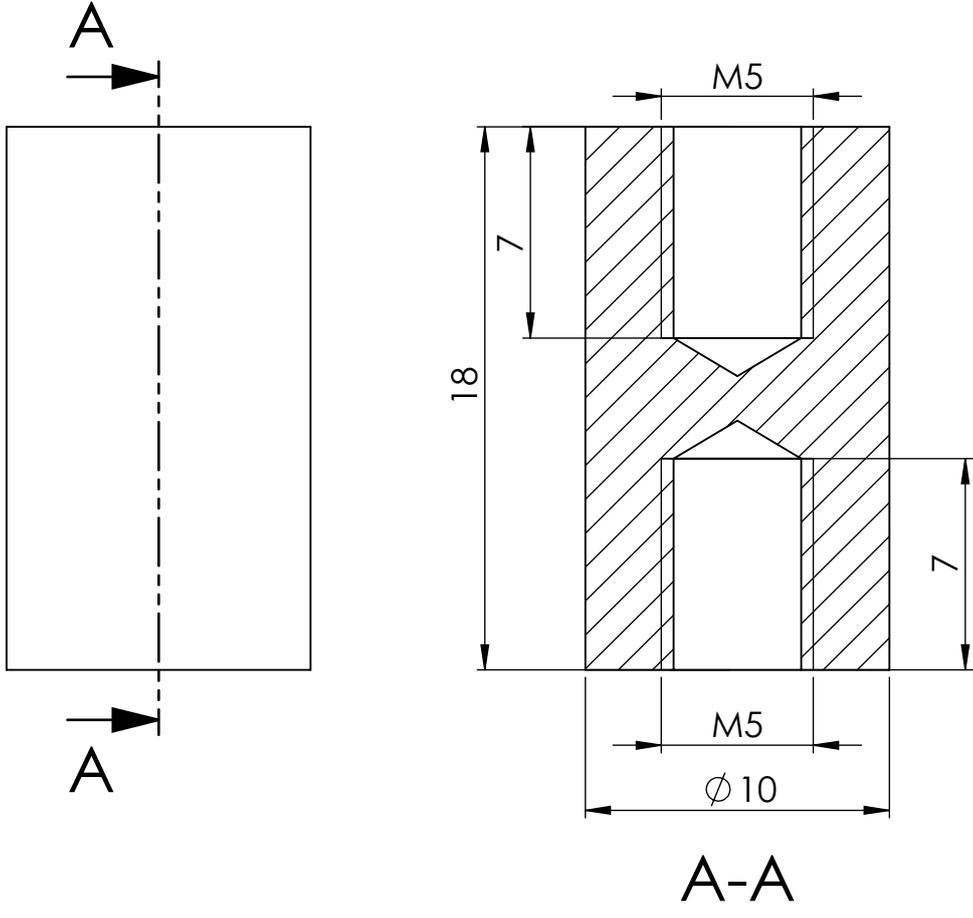
D

C

C

B

B



UNLESS OTHERWISE SPECIFIED:
DIMENSIONS ARE IN MILLIMETERS
SURFACE FINISH:
TOLERANCES:
LINEAR:
ANGULAR:

FINISH:

ISO 8015
ISO 2768-fH

DEBURR AND
BREAK SHARP
EDGES

DO NOT SCALE DRAWING

REVISION

Dissertação de Tiago Oliveira

	NAME	SIGNATURE	DATE
DRAWN	Tiago Oliveira		
CHK'D	António Ramos		
APPV'D	António Ramos		
MFG			
Q.A			

TITLE:	Conexão de M5 para M5	
MATERIAL:	Alumínio 5052-H34	
DWG NO.	Conexão M5_M5	A4
WEIGHT:		
SCALE:5:1		SHEET 1 OF 1

4 3 2 1

4 3 2 1

F

F

E

E

D

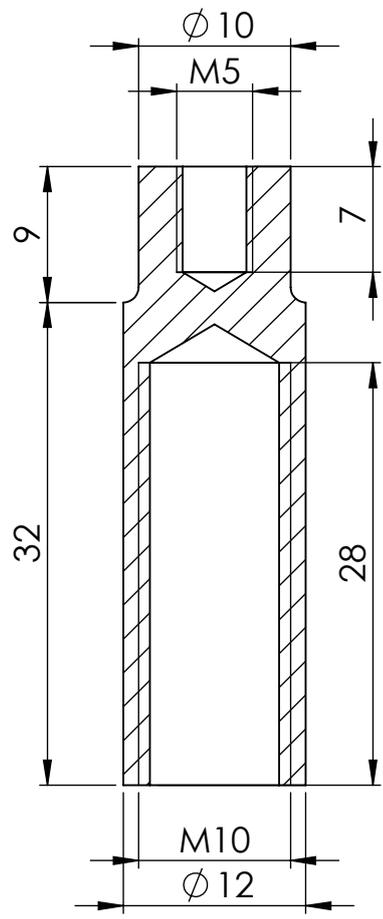
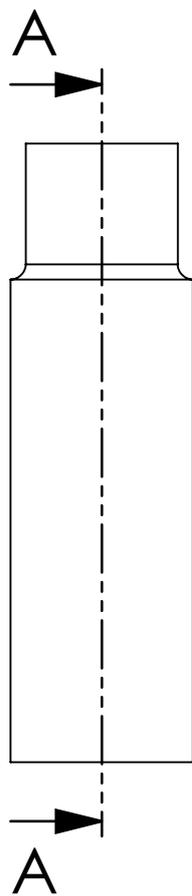
D

C

C

B

B



A-A

UNLESS OTHERWISE SPECIFIED:
DIMENSIONS ARE IN MILLIMETERS
SURFACE FINISH:
TOLERANCES:
LINEAR:
ANGULAR:

FINISH:

ISO 8015
ISO 2768-fH

DEBURR AND
BREAK SHARP
EDGES

DO NOT SCALE DRAWING

REVISION

Dissertação de Tiago Oliveira

	NAME	SIGNATURE	DATE
DRAWN	Tiago Oliveira		
CHK'D	António Ramos		
APPV'D	António Ramos		
MFG			
Q.A			

TITLE:	Conexão de M5 para M10	
MATERIAL:	Alumínio 5052-H34	
DWG NO.	Conexões_M5_M10	A4
WEIGHT:		
SCALE:2:1		SHEET 1 OF 1

4 3 2 1

4 3 2 1

F

F

E

E

D

D

C

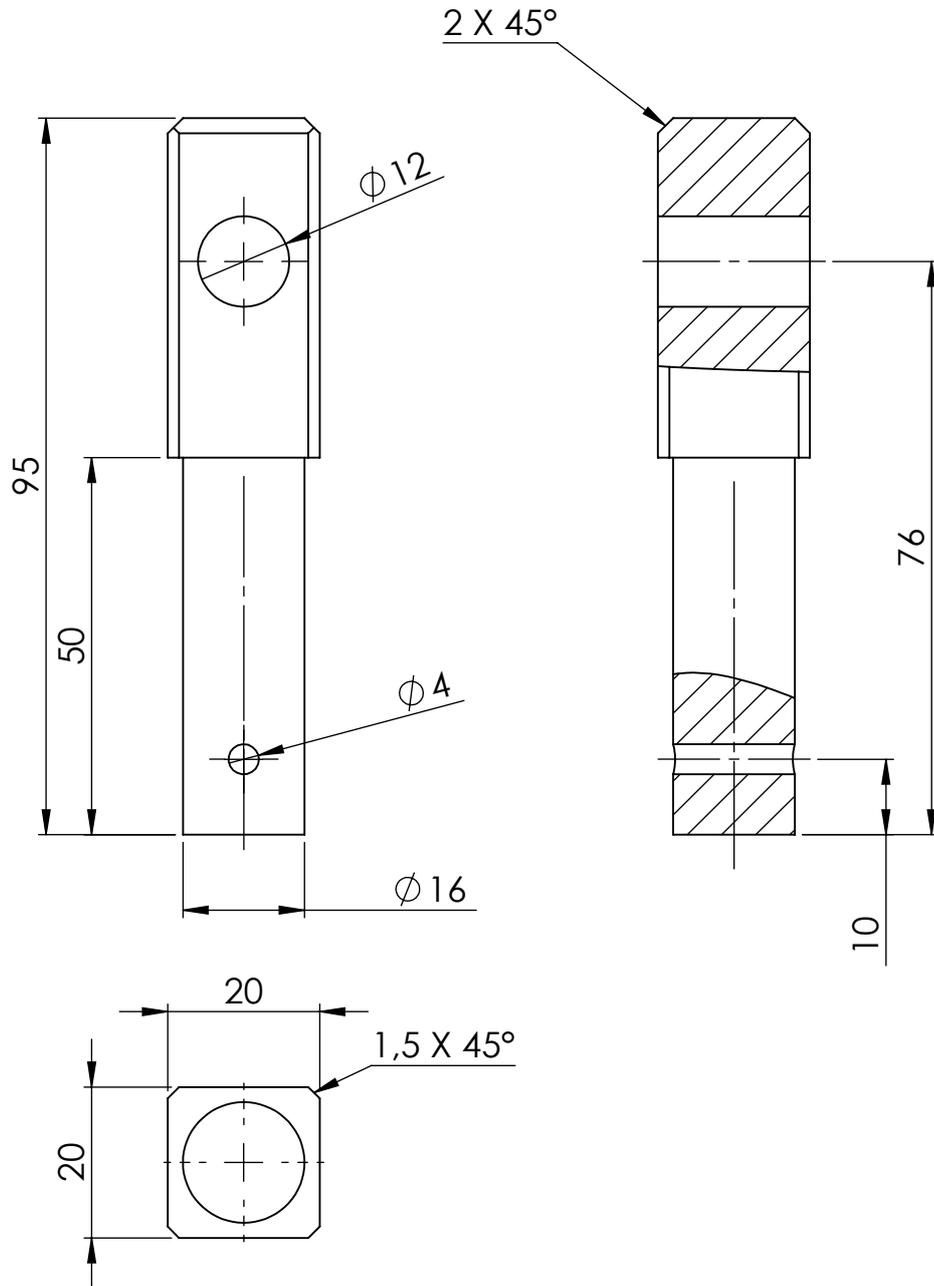
C

B

B

A

A



UNLESS OTHERWISE SPECIFIED:
DIMENSIONS ARE IN MILLIMETERS
SURFACE FINISH:
TOLERANCES:
LINEAR:
ANGULAR:

FINISH:

ISO 8015
ISO 2768-fH

DEBURR AND
BREAK SHARP
EDGES

DO NOT SCALE DRAWING

REVISION

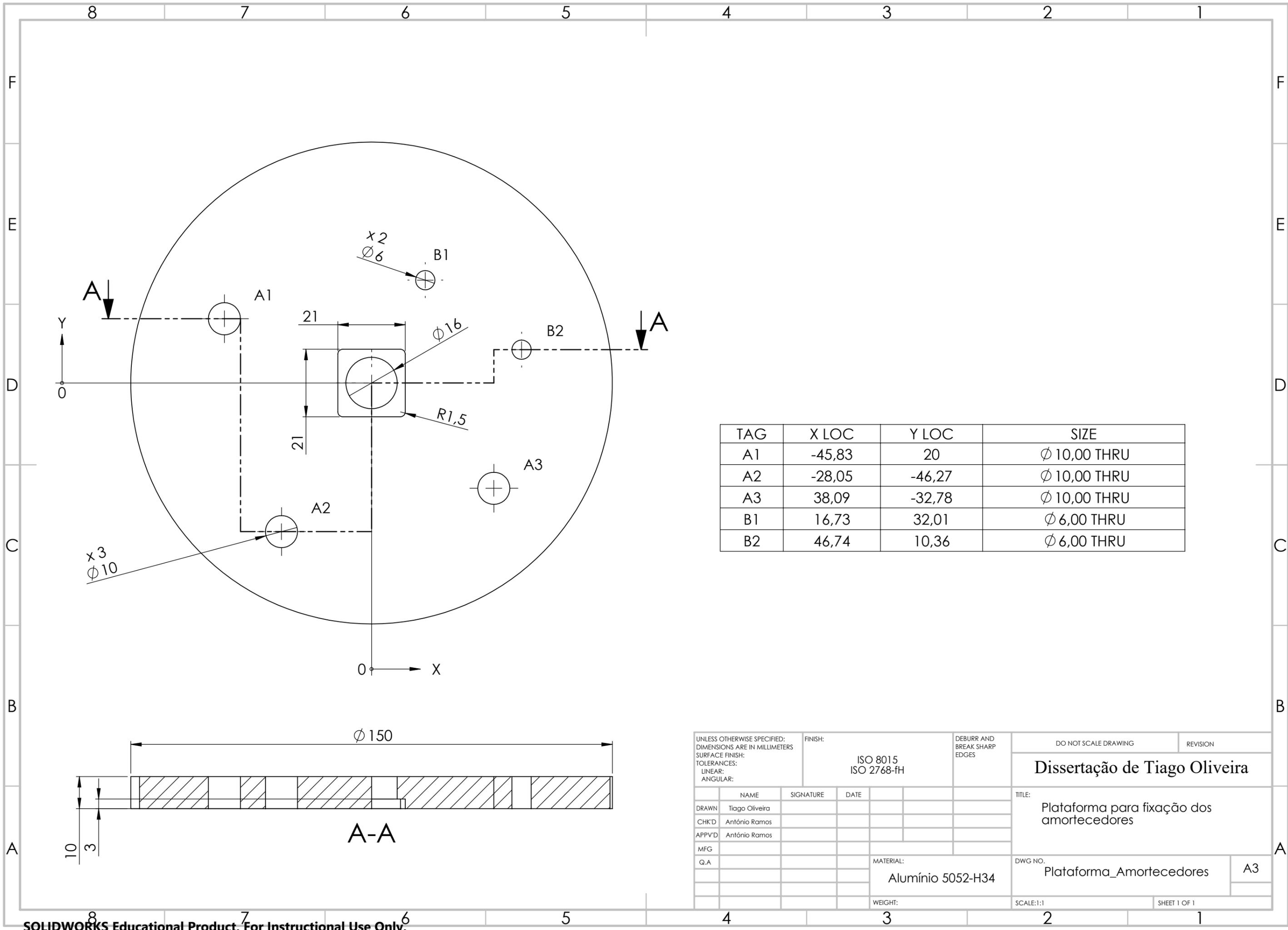
Dissertação de Tiago Oliveira

	NAME	SIGNATURE	DATE
DRAWN	Tiago Oliveira		
CHK'D	António Ramos		
APPV'D	António Ramos		
MFG			
Q.A			

TITLE:	Encaixe para o fémur e tíbia
DWG NO.	
MATERIAL:	Alumínio 5052-H34
SCALE:1:1	SHEET 1 OF 1

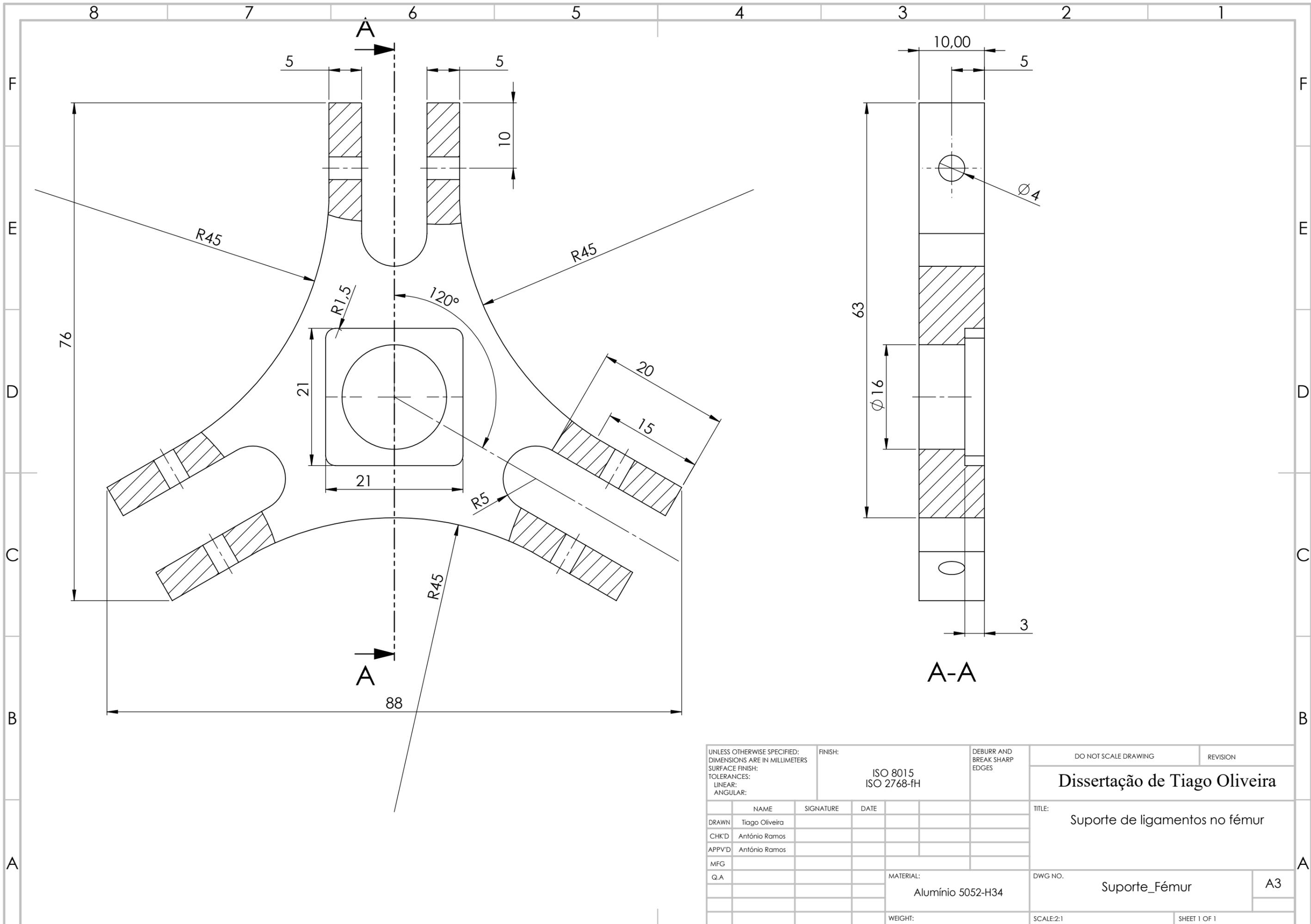
A4

4 3 2 1



TAG	X LOC	Y LOC	SIZE
A1	-45,83	20	Ø 10,00 THRU
A2	-28,05	-46,27	Ø 10,00 THRU
A3	38,09	-32,78	Ø 10,00 THRU
B1	16,73	32,01	Ø 6,00 THRU
B2	46,74	10,36	Ø 6,00 THRU

UNLESS OTHERWISE SPECIFIED: DIMENSIONS ARE IN MILLIMETERS		FINISH:		DEBURR AND BREAK SHARP EDGES		DO NOT SCALE DRAWING		REVISION	
SURFACE FINISH:		ISO 8015							
TOLERANCES:		ISO 2768-fH							
LINEAR:									
ANGULAR:									
DRAWN		NAME	SIGNATURE	DATE			TITLE:		
CHK'D		António Ramos					Plataforma para fixação dos amortecedores		
APPV'D		António Ramos							
MFG									
Q.A					MATERIAL:		DWG NO.		
					Alumínio 5052-H34		Plataforma_Amortecedores		A3
					WEIGHT:		SCALE:1:1		SHEET 1 OF 1



UNLESS OTHERWISE SPECIFIED: DIMENSIONS ARE IN MILLIMETERS SURFACE FINISH: TOLERANCES: LINEAR: ANGULAR:			FINISH: ISO 8015 ISO 2768-fH		DEBURR AND BREAK SHARP EDGES		DO NOT SCALE DRAWING		REVISION		
							Dissertação de Tiago Oliveira				
							TITLE: Suporte de ligamentos no fémur				
DRAWN Tiago Oliveira			SIGNATURE		DATE		DWG NO.		Suporte_Fémur		
CHK'D António Ramos									A3		
APPV'D António Ramos											
MFG							MATERIAL: Alumínio 5052-H34				
Q.A							WEIGHT:		SCALE:2:1		
							SHEET 1 OF 1				

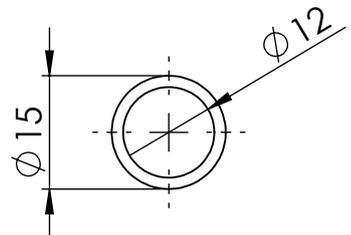
4 3 2 1

F

F

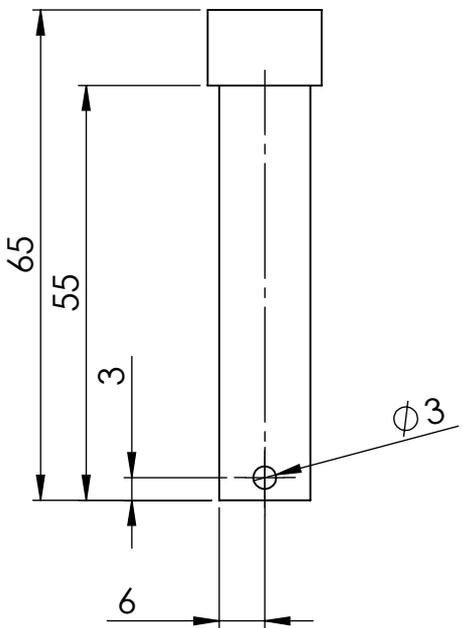
E

E



D

D



C

C

B

B

UNLESS OTHERWISE SPECIFIED:
DIMENSIONS ARE IN MILLIMETERS
SURFACE FINISH:
TOLERANCES:
LINEAR:
ANGULAR:

FINISH:

ISO 8015
ISO 2768-fH

DEBURR AND
BREAK SHARP
EDGES

DO NOT SCALE DRAWING

REVISION

Dissertação de Tiago Oliveira

	NAME	SIGNATURE	DATE
DRAWN	Tiago Oliveira		
CHK'D	António Ramos		
APPV'D	António Ramos		
MFG			
Q.A			

TITLE:	Vareta de fixação	
MATERIAL:	Alumínio 5052-H34	
DWG NO.	Vareta_U_12	A4
WEIGHT:		
SCALE:1:1	SHEET 1 OF 1	

A

A

4 3 2 1