

Imagem das estruturas ligamentares do joelho por
Ressonância Magnética
Estudo dirigido ao Ligamento Cruzado Anterior

Maria Margarida do Carmo Pinto Ribeiro

Lisboa, outubro de 2013

Trabalho elaborado no âmbito da candidatura ao título de especialista em Radiologia apresentada ao Instituto Politécnico de Lisboa conforme o Despacho n.º 1696/2010 publicado no Diário da República, 2.ª série — N.º 16 — 25 de janeiro com base no Decreto-Lei n.º 206/2009 publicado no Diário da República, 1.ª série — N.º 168 — 31 de agosto.

Expresso os meus agradecimentos àqueles que dispensaram algum do seu tempo para me apoiarem na conclusão deste objetivo: Dr. Diogo Casal; Dr. Tiago Monteiro; Dr. José Sardinha; Dr.^a. Ana Ladeira; Dr.^a. Ana Nogueira, Sr. Octávio Chaveiro e Sr. Alberto Severino.

“E acontecia que quando Moisés levantava as suas mãos, Israel prevalecia, mas quando as abaixava, perdia,.....”

Êxodo 17

Índice

Índice de Figuras	7
Índice de Gráficos	8
Índice de Tabelas	8
Siglas e Abreviaturas	9
I Contextualização.....	11
II Lesões do joelho	14
2.1 Epidemiologia	14
2.2 Fatores de Risco	16
2.3 Implicações económico-sociais e qualidade de vida.....	16
III Biomecânica da articulação do joelho	19
IV Anatomia do joelho	19
4.1 Articulação	19
4.2 Meniscos	20
4.3 Rótula e articulação Fémoro-patelar	21
4.4 Músculos e tendões	22
4.5 Complexo Neurovascular do joelho	23
4.6 Cápsula articular e Ligamentos	24
V Ligamento Cruzado Anterior – Considerações gerais, estrutura e função	25
VI Imagiologia do joelho	33
6.1 Radiologia Convencional.....	33
6.2 Ultrassonografia.....	36
6.3 Tomografia Computorizada	37
6.4 Ressonância Magnética	38
6.4.1 Princípios Físicos da Ressonância Magnética.....	38
6.4.2 A Ressonância Magnética no estudo da articulação do joelho.....	41
VII Metodologia	46
7.1 Análise de Relatórios Clínico-Radiológicos de exames de Ressonância Magnética do joelho	47
7.2 Dissecção Anatómica do Joelho	48
7.3 Otimização do protocolo de estudo do joelho por RM e sua avaliação	50
7.4 Ligamento Cruzado Anterior por Microscopia Eletrónica de Varrimento	53
VIII Resultados e Discussão	55
IX Considerações finais	67
X Referências Bibliográficas	70
Anexos.....	74
Anexo I - Ilustração das estruturas anatómicas da face anterior da coxa e joelho.....	74
Anexo II - Ilustração das estruturas anatómicas da face posterior da coxa e joelho.....	75
APÊNDICES	76
Apêndice I – Grelha de Análise documental de Relatórios Clínicos para exames de Ressonância Magnética	76
Apêndice II – Questionário de Segurança e Consentimento Informado para RM	77

Apêndice III - Galeria de imagens obtidas pelo protocolo proposto como complemento ao protocolo *standard*, na observação dos dois feixes do LCA.....78

Índice de Figuras

Figura 1 - Representação esquemática dos dois feixes do LCA.	26
Figura 2 - Ilustração das estruturas anatómicas da articulação do joelho observadas em plano frontal.	29
Figura 3 - Representação dos feixes Pósterio-Externo e Antero-interno do LCA em vista frontal.	31
Figura 4 - A) Ilustração da incidência de túnel em supinação e B) Pronação	34
Figura 5 - Incidência AP (A); Incidência de <i>Schuss</i> (B)	35
Figura 6 - Radiograma em incidência de <i>Puddu-Chambat</i> para avaliação do deslocamento posterior da tíbia em relação ao fêmur.	36
Figura 7 - Gráficos das estatísticas dos exames radiológicos efetuados pela <i>The London 2012 Polyclinic</i> por ocasião do jogos olímpicos.	42
Figura 8 - Diagrama representativo das fases metodológicas da investigação e sua inter-relação.	47
Figura 9 - (A) e (B) – Posicionamento do joelho dentro da antena.....	51
Figura 10 - Esquema da metodologia de avaliação dos exames de RM.	52
Figura 11- Imagens da sequência proposta. Planeamento da Aquisição (A) e observação dos dois feixes do LCA (B).....	58
Figura 12 - Plano articular do joelho em abordagem frontal-oblíqua com o joelho em flexão e observação das fibras do feixe AI e PE do LCA (setas).	59
Figura 13 - Foto da ultra-estrutura do LCA – feixe PE, obtida com um varrimento de 20 kV e com uma ampliação de 5000x.	61
Figura 14 - Foto da ultra-estrutura do LCA – feixe AI, obtida com um varrimento de 20 kV e com uma ampliação de 5000x.	61
Figura 15 - Foto da ultra-estrutura do LCA – feixe AI, obtida com um varrimento de 20 kV e com uma ampliação de 750X.....	62
Figura 16 - Foto da ultra-estrutura do LCA – feixe AI, obtida com um varrimento de 20 kV e com uma ampliação de 2000x.	63
Figura 17 - Ilustração da modificação de posição dos dois feixes do LCA de acordo com a flexão-extensão da articulação do joelho.	64

Índice de Gráficos

Gráfico 1 - Sequências de pulso constantes dos protocolos aplicados em plano sagital nas diferentes instituições em estudo.	56
Gráfico 2 - Sequências de pulso constantes dos protocolos aplicados em plano coronal nas diferentes instituições em estudo.	56
Gráfico 3 - Sequências de pulso constantes dos protocolos aplicados em plano axial nas diferentes instituições em estudo.	57

Índice de Tabelas

Tabela 1 - Comportamento do sinal RM segundo a morfologia e a ponderação.	43
Tabela 2 - Classificação do índice <i>Kappa</i>	52

Siglas e Abreviaturas

3D – três Dimensões

ADLS - *Activities of Daily Living Scale*

AI – Antero-interno

AOSSM - *American Orthopedic Society for Sports Medicine*

AP – Antero-posterior

B0 – Campo Magnético Principal

bSSFP - *balanced Steady-State Free Precession*

CKS – *Clinical Knowledge Summaries*

DESS - *Double Echo Steady State*

DP – Densidade Protónica

EQ-5D™ - *standardised instrument from EuroQol Group for use as a measure of health outcome.*

ESKSA - *European Society for Knee Surgery and Arthroscopy*

EVA - Escala Visual Analógica

FA – *Flip Angle*

Fat-Sat - *Fat-Saturation*

FFE - *Fast Field-Echo*

FIESTA - *Fast Imaging Employing Steady-State Precession*

FISP - *True Fast Imaging with Steady-State Precession*

FOV – *Field of View*

FSE – *Fast Spin Eco*

GAGs – Glicosaminoglicanos

GRE – *Gradient Echo*

H – Hidrogénio

IKDC- *International Knee Documentation Committee*

IMC – Índice de Massa Corporal

IR – Inversão-Recuperação

KOS - *Knee Outcome Survey*

LCA – Ligamento cruzado anterior

LLE - Ligamento Lateral Externo

LLI – Ligamento Lateral Interno

LPD – Lei da Proteção de Dados

MI – Membro Inferior

NHS – *National Health Service*

NICE - *National Institute for Health and Care Excellence*

NSA – *Number of Acquisitions*

PA – Pósterio-Anterior

PE – Pósterio-Externo

QALY- *Quality Adjusted Life Years*

RF – Radiofrequência

RSN – Relação entre o sinal e o ruído

SAS - *Sports Activities Scale*

SE – *Spin – Eco*

SPGR – *Spoiled Gradient-Echo*

STIR – *Short Tau Inversion Recovery*

T1w – ponderado em T1

T2w – Ponderado em T2

TA-GT – *Tubérosité Antérieure – Gorge Trochleaire*

TC – Tomografia Computorizada

TE – Tempo de Eco

TI – Tempo de Inversão

TR – Tempo de Repetição

VIPR–SSFP - *Vastly undersampled Isotropic Projection Steady - State Free Precession*

WFS - *Water-Fat Separation*

I Contextualização

O Joelho é uma articulação complexa onde se relacionam superfícies convexas (os côndilos femorais) e superfícies planas (os planaltos tibiais). É suscetível de sofrer lesões, tanto traumáticas como degenerativas. (Vasconcelos, 2006) (Nissman, et al., 2008) (Noronha, 2006) (Castillo, 2013)

As principais causas das lesões traumáticas do joelho ocorrem na idade jovem ou adulta e estão muitas vezes associadas à prática de desportos, onde os ligamentos são frequentemente envolvidos. (Nissman, et al., 2008)

Devido ao seu excelente contraste para estruturas de partes moles a Ressonância Magnética (RM) tem provado ser um método de imagem preciso na identificação destas importantes estruturas. (Nissman, et al., 2008) (Recondo, et al., 2000) (Friedman, 2001)

O Ligamento Cruzado Anterior (LCA) funciona como estabilizador nos movimentos de translação e rotação do joelho sobretudo na translação anterior da tíbia em relação ao fémur. (Noronha, 2006) É uma estrutura que apesar de ter sido, até ao momento, alvo de várias investigações, as opiniões divergem relativamente à sua anatomia e à sua função. (Silva, 2006) (Noronha, 2006)

Com base em estudos anatómicos, biomecânicos e embriológicos afirma-se que o LCA é formado por dois feixes (Kaya, et al., 2010). Girgis nas suas disseções, também o comprovou e, Reim e Jackson e Arnoczky e Warren, explicaram a fisiologia do LCA com base em dois feixes distintos, porém, existem autores que descrevem um terceiro feixe e outros não confirmam a separação do LCA em mais do que um feixe de contorno lobulado, explicando assim a sua aparência bipartida. (Noronha, 2006) (Stoller, 2007)

Um estudo recente de robótica, cujo dispositivo deteta a força através de um sensor, sublinhou a importância do feixe Pósterio-externo (PE). Este estudo demonstrou que as forças *in situ* do feixe PE, em resposta a uma carga de 134N, são superiores na extensão máxima e diminuem à medida que aumenta a flexão. Além disso, o estudo demonstrou que o feixe PE desempenha um papel significativo na estabilização do joelho quando lhe é aplicada uma carga rotatória combinada. Isto sugere a necessidade dum planeamento de reconstrução anatomicamente mais trabalhado e que replique fidedignamente a função dos dois feixes do LCA. (Zantop, et al., 2005)

O exame de Ressonância Magnética de rotina para estudo do joelho só consegue evidenciar com precisão o feixe Antero-interno sendo o Pósterio-externo observado

com menor frequência. (Kaya, et al., 2010) O estudo do LCA é habitualmente obtido com cortes finos em orientação sagital oblíqua (20-30⁰) com o plano vertical e ponderação DP com anulação do sinal da gordura, porém, não é possível individualizar com precisão os dois feixes e classificar o grau de lesão. (Castillo, 2013)

Dada a importância desta estrutura anatómica na fisiopatologia das lesões do joelho no âmbito da cirurgia e recuperação, (Lefevre, et al., 2013), o objetivo deste trabalho é, com base nos trabalhos por nós efetuados e apoiados pela literatura: *Caracterizar a estrutura, morfologia, biomecânica e representação na imagem por Ressonância Magnética dos feixes, Antero-interno e Pósterio-externo, do Ligamento Cruzado Anterior* através da:

- a) Apresentação de um conjunto de imagens que ilustre a problemática;
- b) Referência ao “estado de arte” dos protocolos de Ressonância Magnética para estudo da articulação do joelho com vista a uma melhor abordagem radiológica desta articulação;
- c) Demonstração da importância da RM na caracterização e representação dos feixes do LCA para incremento do sucesso do tratamento cirúrgico e/ou conservador.
- d) Caracterização do LCA do ponto de vista da macro e micro-estrutura dos seus feixes.

Pretende-se, ainda, abordar a tecnologia em RM disponível para estes estudos e sugerir a otimização dos protocolos de aquisição por RM de forma a melhor caracterizar o LCA e assim incrementar os benefícios clínicos.

Trata-se de um trabalho descritivo, decorrente duma abordagem metodológica baseada na revisão bibliográfica intrínseca à RM osteo-articular e particularmente da articulação do joelho que corresponde à **Fase I**. Inclui-se uma componente de pesquisa exploratória faseada (Fases II-V, como a seguir se descreve):

Fase II – Análise documental de relatórios clínico-Radiológicos respeitantes a exames de Ressonância Magnética do joelho e análise dos protocolos.

Fase III – Exploração da anatomia do LCA por disseção anatómica em cadáver para confirmação da funcionalidade das fibras dos seus feixes Antero-interno e postero-interno.

Fase IV – Caracterização por microscopia eletrónica da ultra-estrutura de ambos os feixes.

Fase V – Otimização do protocolo específico em RM para o LCA e avaliação, por dois observadores, para aferição da sua complementaridade ao estudo *standard*.

Descritores: Joelho; Ligamento Cruzado Anterior; Ressonância Magnética.

II Lesões do joelho

2.1 Epidemiologia

As entidades patológicas relacionadas com a articulação do joelho estão divididas em lesões traumáticas, alterações degenerativas, da cartilagem hialina, artrites, osteocondroses e tumores. (Vasconcelos, 2006)

Vários são os tipos de classificações das lesões ligamentares do joelho baseadas em critérios clínicos ou anatómicos ou ainda estruturais. (Tomaz, 2006) Os autores consideram importante determinar um diagnóstico clínico com base no relatório do doente e por isso as 9 escalas a seguir mencionadas avaliam o grau de dor, função, qualidade de vida e nível de atividade: *Activity Rating Scale*, *International Knee Documentation Committee Subjective Knee Evaluation Form*, *Knee Injury and Osteoarthritis Outcome Score*, *Knee Injury and Osteoarthritis Outcome Score Physical Function Short Form*, *Knee Outcome Survey Activities of Daily Living Scale*, *Lysholm Knee Scoring Scale*, *Tegner Activity Scale*, *Oxford Knee Score*, and *Western Ontario and McMaster Universities Osteoarthritis Index (WOMAC)*. (Collins, et al., 2011)

Dados de 2011 revelam que todos os anos nos EUA são diagnosticadas entre 100.000 e 250.000 lesões do Ligamento Cruzado Anterior (LCA). Dessas lesões, no mesmo período, são efetuadas cerca de 60.000 a 75.000 cirurgias reconstrutivas do ligamento. (Brophy, et al., 2006) (Walters, 2011) (Noronha, 2006)

Num estudo efetuado no Reino Unido que avaliou 1883 lesões do joelho, as lesões ligamentares representaram 40%, as meniscais 11%, as patelares 24% e outras lesões mistas 25%. No mesmo estudo o autor constatou que das lesões encontradas nos ligamentos, 46% envolviam o LCA, 29% o Ligamento Lateral Interno (LLI), 13% afetavam simultaneamente o LCA e o LLI, e 2% acometeu o Ligamento Lateral Externo (LLE). (Bollen, 2000)

Num estudo de 2012 levado a cabo nos EUA foram avaliadas 6.664.324 lesões do joelho entre 1999 e 2008 tendo-se registado uma incidência de 2,29 lesões do joelho por 1000 habitantes. Nesta população são efetuadas anualmente cerca de 100.000 cirurgias dirigidas à reconstrução do LCA. (Noronha, 2006)

Em 2011 um estudo observou um total de 611 lesões músculo-esqueléticas durante o período de julho de 2005 a junho de 2009 em várias modalidades desportivas e

verificou que o gênero masculino apresentou maior número de lesões (67,6%), que a maioria das lesões foi de origem traumática decorrentes do voleibol (69%) e o joelho teve maior prevalência de lesões (25,3%) (Tamazoni, et al., 2011); num outro estudo que objetivou determinar a incidência de lesões músculo-esqueléticas em atletas de basquetebol, verificou que o joelho foi a articulação mais atingida. (Da Silva, et al., 2007)

Um estudo efetuado na Finlândia revelou que as lesões do joelho são a maior causa de dor e incapacidade considerando-se um problema de saúde pública devido aos custos associados com os cuidados de saúde envolvidos e com o absentismo. As lesões do LCA diagnosticadas em artroscopia são as mais frequentes com 45%. O autor refere ainda que devem ser feitos mais estudos de base populacional e que estas informações se tornam relevantes porquanto as pequenas alterações nos jovens são preditores de grandes alterações na idade adulta e idosa. (Kuikka, 2012) Um outro estudo em desportistas revelou que o joelho foi a parte do corpo mais frequentemente lesionada, representando aproximadamente 12,5% de todas as lesões relacionadas com desporto em homens e 17% nas mulheres. (Kuikka, 2012)

Um grupo de cirurgiões ortopédicos da Universidade da Califórnia referem que o LCA tem uma incidência anual de mais de 200.000 casos em que a maioria das lesões (70%) ocorre durante a prática de desportos com maior relevância para o basquetebol, esqui e futebol. As lesões do LCA são as mais prevalentes entre todas as lesões do joelho (1 em cada 1750 indivíduos), nos grupos etários dos 15 aos 45 anos devido à atividade associada à vida quotidiana e à prática de desporto. Também devido ao facto dos homens praticarem mais desportos que as mulheres as lesões deste ligamento são mais frequentes nos homens, embora as mulheres tenham mais predisposição para a sua ocorrência. Tal justificação pode assentar no tamanho do ligamento, joelho valgo, pronção do pé, laxidão articular, desenvolvimento muscular e diferenças hormonais. (Kim & Smith, 2009)

Num estudo do NHS publicado pela CKS (Clínical Knowledge Summaries) sobre a prevalência de causas de dor no joelho nos cuidados de saúde primários, foi relatado que não se encontrou evidência sobre a prevalência de causas de dor no joelho, no entanto, há dados que sugerem que as causas mais comuns são a osteoartrite (34%), distensões e entorses (42%), incluindo lesões meniscais (9%) e ligamentares (11%). (NICE, 2011)

Não foram encontrados dados ou informações em Portugal relativamente à epidemiologia das lesões articulares do joelho.

2.2 Fatores de Risco

O Joelho é uma articulação muito vulnerável ao traumatismo e suscetível de outras patologias do foro ortopédico estando as práticas desportivas amadoras, de lazer e de alta competição no topo do risco das lesões, seguindo-se os traumatismos por acidentes de viação e de trabalho. (Machado, 2006)

Embora os fatores de risco para a patologia do joelho possam, por possíveis relações causais, diferir segundo a estrutura anatómica envolvida, é possível com base na análise dos vários estudos efetuados, antever e desenvolver medidas preventivas dirigidas aos alvos apropriados. O papel de determinadas características demográficas e antropomórficas tais como altura, peso, IMC ou ainda estilos de vida associados às práticas de *fitness*, que podem constituir importantes fatores de risco, não estão ainda bem estudadas. O grupo etário mais atingido foi dos 15 aos 24 anos sendo as categorias com maior risco o desporto de competição e de lazer com 49,3% seguindo-se da configuração da casa e da estrutura do mobiliário. (Gage, *et al.*, 2012) Sabe-se da elevada incidência associada às práticas de desportos sobretudo nos jovens; o género, cuja incidência de lesões no joelho é superior nos homens com idades inferiores a 26 anos e em determinadas profissões, e o biótipo. (Kuikka, 2012)

Os acidentes de viação, de trabalho e domésticos constituem outro grupo de fatores de risco. (Machado, 2006)

Existem ainda os fatores de risco não modificáveis, ou seja as alterações constitucionais e irregularidades das estruturas anatómicas envolvidas tais como laxidão articular, instabilidades, alterações biomecânicas ou deficiente integridade dos estabilizadores passivos (estruturas cápsulo-ligamentares) e ativos (músculos). (Tomaz, 2006)

2.3 Implicações económico-sociais e qualidade de vida

As lesões do joelho por incidirem maioritariamente na população ativa, afetam economicamente uma sociedade sobrecarregando os sistemas de saúde.

Devido à importância do papel do joelho na locomoção e ao grande número de lesões desta articulação, a funcionalidade fica comprometida relativamente às

atividades diárias quando ocorre alguma alteração neste segmento, porém, torna-se difícil a mensuração do grau de disfunção na qualidade de vida e qual o período de vida mais afetado. (Nigri et al., 2007 citado por Soares, et al., 2011).

A função física com ausência do controlo da dor, rigidez e limitação funcional são importantes indicadores da qualidade de vida associados a estas lesões.

Para caracterizar as limitações funcionais, avaliar a qualidade de vida e facilitar o diagnóstico no portador de lesões no joelho, muitos instrumentos foram propostos, testados e validados. São avaliadas as atividades funcionais como subir e descer escadas, sentar, levantar, agachar, entre outras. Alguns desses instrumentos foram otimizados para determinada disfunção ou para uma população específica. Muitas das escalas utilizadas são a EVA (Escala Visual Analógica), a KOS (Knee Outcome Survey) a *Activities of Daily Living Scale* (ADLS), a *Sports Activities Scale* (SAS), porém a escala IKDC (International Knee Documentation Committee) elaborada pela *American Orthopedic Society for Sports Medicine* e pela *European Society for Knee Surgery and Arthroscopy* em 1987 e revista em 1997, tem sido a mais recomendada e a mais utilizada na literatura. (Siqueira, et al., 2012)

Este instrumento, numa escala de 11 pontos, avalia as características demográficas do indivíduo, o estado de saúde atual, a avaliação subjetiva do joelho, inclui dados sobre a história clínica, registos sobre a documentação da cirurgia e uma avaliação objetiva do joelho. Em cada subescala verifica-se que é afetado o funcionamento físico, outros aspetos físicos, dor, estado geral de saúde, vitalidade, função social, papel emocional e saúde mental após a lesão. (McGuine, et al., 2012) Evidências recentes mostram que a avaliação dos dados demográficos, clínicos, socio-económicos e psico-sociais revelam efeitos positivos na minimização da dor e rigidez, e melhora globalmente a qualidade de vida se houver um programa educacional e de reabilitação prévio enquanto aguardam pela cirurgia. (Desmeules, et al., 2009) Os encargos com o tratamento da osteoartrite nas próteses totais do joelho nos EUA ascendem a mais de 49.000 dólares e a prospetiva para 2030, assumindo o aumento dos processos de revisão das próteses, ultrapassarão os 13 biliões de dólares por ano. (Bhandari, et al., 2012) Uma análise de custo-utilidade do NHS sobre a prótese total da anca e do joelho por artrite entre janeiro e julho de 2010 na Escócia, utilizou os valores de utilidade em saúde derivados da EuroQol (EQ-5D) em combinação com a esperança de vida cujo *score* derivou dos anos de vida ganhos ajustados à qualidade de vida (QALYs). Os QALYs ganhos depois da colocação da prótese foram 2,5 anos com ganhos de custo-

efetividade comparativamente a outras intervenções médicas. (Jenkins, et al., 2013) No Canadá dados de 2005 estimam um valor de 1.037.526 dólares, por doente, para a prótese total do joelho, considerando os dias de internamento hospitalar, os custos da equipa de saúde, da prótese, dos exames de imagem, e os custos de serviços de laboratório. (Medical Advisory Secretariat, 2005) Em 118 doentes observados, a RM nos doentes com alterações crónicas do joelho não incrementa os custos e em termos de impacto clínico evita a cirurgia numa significativa proporção de doentes. (Bryan, et al., 2004) Uma análise de custos em relação à decisão clínica com base no julgamento clínico *versus* a aplicação da regra de Ottawa revelou que o valor médio de economia de custos associados à prática baseada na regra de Ottawa foi de 31 dólares, por paciente, sem ser revelada uma redução na qualidade do atendimento. (Nichol, et al., 1999).

III Biomecânica da articulação do joelho

Nos quadrúpedes a articulação do joelho, apresenta-se com uma construção do tipo charneira. No homem, ao adquirir uma postura ereta, junta-se-lhe o movimento de flexão e extensão. (Silva, 2006).

A articulação do joelho tem um importante papel na locomoção humana. Possui duas articulações funcionais - a femorotibial e a femoropatelar e uma não funcional - a tibio-peronial. A primeira, talvez a mais importante na mobilidade e estabilidade, apresenta os movimentos de rotação, flexão e extensão. Para o indivíduo manter a postura ereta o joelho apresenta o mecanismo de autobloqueio. (Silva, 2006)

Os movimentos funcionais do joelho são: (Severino, et al., s.d.)

- Flexão de aproximadamente 160° ;
- Extensão de 0° podendo nalguns indivíduos com joelho *recurvatum* ser ligeiramente positiva;
- Rotação interna de 40° com o joelho em flexão;
- Rotação externa de 30° com o joelho em flexão

A estabilidade do joelho depende das partes moles, ligamentos, cápsula articular e músculos. O ligamento cruzado anterior previne o excesso de movimento de deslizamento anterior da tibia em relação ao fémur. (Silva, 2006) (Noronha, 2006)

No movimento de flexão a tibia roda ligeiramente para o lado interno (cerca de 15°) enquanto o fémur efetua ainda um ligeiro movimento de rolamento sobre a tibia. À medida que a flexão aumenta estes mecanismos acentuam-se sendo que a partir dos 90° de flexão o movimento passa a ser apenas de rolamento. (Severino, et al., s.d.)

Os meniscos possuem fibras de colagénio dispostas radialmente e longitudinalmente. Estas últimas permitem dissipar a tensão circular dos meniscos aumentando a sua área de contacto, sempre que os meniscos são sujeitos a forças compressivas ou disfunção do LCA. (Silva, 2006)

IV Anatomia do joelho

4.1 Articulação

A articulação do joelho é uma articulação sinovial, ou seja, é limitada por ligamentos e cápsulas articulares que formam no seu conjunto um compartimento fechado, contendo líquido sinovial o qual lubrifica a articulação. (Silva, 2006)

É formada por duas importantes estruturas ósseas presentes nos membros inferiores que são o fémur e a tíbia em que a porção distal do fémur apresenta uma tróclea que se articula com a extremidade proximal da tíbia e com a rótula. Do ponto de vista funcional a articulação do joelho pode ser dividida em duas articulações secundárias: a fémoro-patelar, classificada como troclear e a fémoro – tibial que é uma bicondilartrorse. (Esperança Pina, 1995) A extremidade superior da tibia tem duas cavidades glenóide que se designam por planaltos tibiais e estão separados pela espinha da tibia e pelas superfícies pré e retro espinhais. A superfície articular da tíbia é revestida por cartilagem mais espessa no centro das cavidades glenóide do que à periferia. (Esperança Pina, 1995)

É considerada uma articulação não concordante devido à assimetria das suas superfícies articulares. (Silva, 2006)

O perónio não está envolvido na articulação do joelho e articula-se com a parte proximal da tíbia pela articulação tíbio-peronial superior.

A superfície da extremidade inferior do fémur está revestida por cartilagem hialina que é mais espessa nas áreas articulares de maior contacto. Apresenta uma tróclea com uma fossa intercondiliana ao centro formada pelas duas facetas laterais da tróclea que ao se afastarem se desdobram em duas saliências volumosas - os côndilos femorais. (Esperança Pina, 1995). Os côndilos são assimétricos sendo o interno mais estreito e comprido e com uma curvatura mais simétrica. (Silva, 2006) O côndilo femoral externo é mais saliente à frente chamando a si a função de transmissão quase total, para a tíbia, do peso do corpo e tem uma superfície, de contacto com a tíbia, mais ampla em extensão do que em flexão. A superfície *articular* do côndilo externo é mais curta que a do interno o que explica o mecanismo de autobloqueio da articulação na posição de pé. A cartilagem reveste as extremidades articulares permitindo o deslizamento normal da articulação, diminuindo o atrito.

4.2 Meniscos

As estruturas que revestem as cavidades glenóideas da tíbia são os meniscos interno e externo. São constituídos por tecido fibrocartilágneo, fibras elásticas, fibras de colagénio e proteoglicanos. As fibras de colagénio estão dispostas radialmente mas sobretudo longitudinalmente, cuja combinação funcional permite dissipar a tensão ao expandir os meniscos quando submetidos a forças compressivas, aumentando assim a área de contacto articular. (Silva, 2006)

Seguem uma forma quase plana inferiormente e, superiormente apresentam-se de forma convexa para acompanhar as superfícies dos côndilos (Silva, 2006) e conferir adaptação e congruência entre as superfícies ósseas. (Sousa & Henriques-Pereira, 2006) (Esperança Pina, 1995) Estas superfícies ou sub-compartimentos intra-articulares, no domínio funcional, podem ser divididos numa parte menisco-femoral associada predominantemente à flexão e uma parte menisco-tibial mais interventiva nos movimentos de rotação. (Silva, 2006) Para além da função de adaptação articular facilitam a transmissão das cargas, absorvem os impactos e as tensões nas superfícies articulares, contribuem para a estabilidade articular, lubrificam e auxiliam a nutrição condral do joelho. (Silva, 2006)

Em vista supero-inferior têm uma configuração em meia-lua sendo o externo quase fechado, assemelhando-se a um *O*, o que aproxima as inserções dos seus cornos anterior e posterior, e o interno idêntico a um *C*. A sua espessura é maior da periferia para ao centro. Apresentam um bordo circunferencial externo e dois cornos, internamente. Fixam-se às superfícies ósseas pelos freios meniscais e pelos ligamentos menisco-femorais e menisco-rótulianos. (Esperança Pina, 1995) Em secção coronal têm uma forma triangular de base exterior, mais vascularizada, que adere à cápsula articular. (Silva, 2006)

A porção média posterior do menisco interno adere à cápsula articular e ao feixe profundo do LLI e o externo possui uma reentrância para dar passagem ao tendão do poplíteo e aos ligamentos oblíquo (de Wrisberg) e arqueado (de Humphrey). (Sousa & Henriques-Pereira, 2006)

4.3 Rótula e articulação Fémoro-patelar

A rótula articula-se com a tróclea na parte anterior do fémur. É constituída por osso esponjoso trabecular com uma camada espessa cortical envolvente. A sua área de contacto não excede mais de 6 cm de comprimento e é mais extenso na flexão a 45º. (Silva, 2006)

É o sesamoide envolvido na biomecânica da articulação do joelho e faz parte integrante do mecanismo do quadrícipite. Tem as funções de incrementar o poder mecânico do aparelho extensor e proteger a articulação do joelho. (Ribeiro, et al., 2012)

A rótula desliza através da tróclea femoral. Apresenta duas faces, dois bordos, uma base e um vértice. A face anterior é não articular e tem estrias e orifícios vasculares, a

face posterior apresenta uma linha longitudinal, também designada por crista da rótula, que divide as duas facetas articulares destinadas à tróclea (a interna e a externa). A base dá inserção ao tendão do quadricípite, nos bordos inserem-se os vastos e as asas da rótula e o vértice aloja a inserção do ligamento rotuliano. (Esperança Pina, 1995)

No adulto mede cerca de 4,5cm de comprimento e também de largura, e tem uma espessura variável entre 2 e 2,5cm. As facetas articulares – externa e interna para o fémur estão revestidas pela cartilagem mais espessa do corpo e podem apresentar diferentes dimensões conformando, segundo Wisberg e Baumglart, seis tipos diferentes de configurações de rótula. (Silva, 2006)

4.4 Músculos e tendões

Os músculos associados à articulação do joelho constituem as unidades funcionais e estabilizadoras ativas e podem agrupar-se em extensores e flexores.

Os quatro extensores do joelho são o reto anterior, vasto intermédio ou crural, vasto externo e vasto interno que no seu conjunto formam o quadricípite crural. (Anexo I)

Estas quatro porções reúnem-se no tendão do quadricípite que se insere na base e bordos laterais da rótula e na tuberosidade anterior da tíbia continuando-se com o ligamento rotuliano. (Esperança Pina, 1995)

Segundo Lima, 2007 o ligamento rotuliano é a extensão do complexo muscular do quadricípite desde o pólo inferior da rótula até à tuberosidade da tíbia, na sua porção Antero-posterior. (Lima, 2007)

O reto origina-se na espinha ilíaca ântero-inferior e no rebordo acetabular; o vasto interno na linha intertrocanteriana e na vertente interna da linha àspere; o vasto externo parte da face anterior do grande trocanter e da vertente externa da linha àspere e o vasto médio das faces anterior e externa do corpo do fémur. Todos se inserem por um tendão único na rótula, na tuberosidade tibial, através do ligamento rotuliano e retináculos da rótula. A atividade dos músculos extensores varia segundo o grau de atividade em relação com os movimentos de extensão. (Lima, 2007) (Anexo I)

Considera-se ainda importante, na fase final do movimento de extensão ativa, o músculo tensor da fáscia lata que contribui com 0,5% da força total dos extensores.

(Lima, 2007) O terceiro adutor e o reto interno, internamente, têm uma função supletiva nos movimentos de flexão e extensão do joelho.

Os músculos flexores do joelho são principalmente os componentes posteriores da coxa: o bicípite crural (longa e curta porção) com inserção ísquio-peronial e os semimembranoso e semitendinoso com inserção isquiotibial. (Anexo II)

Na face interna do joelho encontra-se o complexo da *pata de ganso* formado pelas inserções do sartório, do semimembranoso e do reto interno. (Esperança Pina, 1995)

Quanto aos músculos da perna envolvidos nos movimentos da articulação do joelho subdividem-se em anteriores, externos e posteriores.

O anterior designa-se por tibial anterior, insere-se proximalmente no tubérculo de Gerdy e distalmente na extremidade do 1º. Metatarso. Quanto aos externos são o longo e curto peroniais que se inserem no perónio, e em baixo nas extremidades do 1º e 5º metatarso respetivamente. (Esperança Pina, 1995) Dos posteriores da perna destacamos o tricípite sural formado pelo gêmeo externo, gêmeo interno e o solhar que se reúnem e inserem distalmente no tendão de Aquiles. Os gêmeos interno e externo inserem-se proximalmente nos côndilos interno e externo respetivamente. (Esperança Pina, 1995)

4.5 Complexo Neurovascular do joelho

A artéria poplítea deriva da artéria femoral cuja origem se dá depois de atravessar o canal dos adutores, dividindo-se ao nível da margem inferior do poplíteo em artérias tibial anterior e posterior. A artéria poplítea, estrutura vascular mais profunda da fossa poplítea, segue junto à cápsula articular do joelho até à chanfradura intercondiliana.

São cinco os ramos que irrigam a cápsula e os ligamentos da articulação do joelho: artéria geniculada superior externa, superior interna, geniculada média e geniculadas inferior externa e inferior interna. Estes ramos da artéria poplítea participam da anastomose do joelho mantendo o suprimento sanguíneo na perna durante a flexão completa do joelho. Os ramos musculares suprem a componente muscular do joelho.

As artérias geniculadas formam como que um anel (anel arterial da rótula) ao redor da rótula promovendo a sua irrigação. Alguns dos seus ramos introduzem-se na espessura da fáscia superficial promovendo-lhe uma irrigação abundante. (Silva, 2006) (Esperança Pina, 1995)

As cinco artérias geniculadas em conjunto com algumas ramificações articulares e musculares formam o sistema arterial intrínseco enquanto que o sistema arterial

extrínseco é formado pela artéria genicular descendente, um ramo recorrente da tibial anterior e um ramo descendente da circunflexa femoral lateral. (Junior, et al., 2010)

Silva, 2006 descreve dois padrões de vascularização da rótula:

- 1- A vascularização extra-rótuliana formada pelo anel das artérias transversa superior; transversa inferior; artérias para-patelares externa e interna. Do anel fazem ainda parte as artérias geniculadas supero-interna e externa e as artérias geniculadas infero-internas e externa bem como a artéria geniculada grande anastomótica. A artéria transversa inferior penetra o tendão rotuliano, irrigando-o, assim como mais internamente, a bolsa de Hoffa.
- 2- A vascularização intra-rótuliana – são as artérias pré-patelares em cima e a artéria transversa inferior que se anastomosam e promovem a sua irrigação interna.

As lesões da inervação do joelho condicionam hipostesia, nevralgia e distrofia desta região. São os ramos superior e inferior do nervo safeno que enervam a articulação do joelho cruzando-a através do tendão rotuliano e da parte posterior do LLI. (Silva, 2006)

4.6 Cápsula articular e Ligamentos

As componentes articulares são mantidas devido à existência da cápsula articular e aos ligamentos rotuliano, anteriormente, aos ligamentos laterais externo e interno e aos ligamentos cruzados anterior e posterior no compartimento médio considerado o conjunto de ligamentos principais. (Silva, 2006) Consideram-se ainda num plano mais profundo os ligamentos de suporte, os posteriores oblíquo e arqueado. (Esperança Pina, 1995)

A cápsula assemelha-se a uma manga com algumas interrupções. A sua porção exterior é formada por uma membrana fibrosa enquanto a interna por membrana sinovial. A cápsula articular reveste a rótula e insere-se no fémur a partir da cartilagem da parte superior da tróclea. Cobre o côndilo externo e face interna do côndilo interno dobrando-se e entrando pela chanfradura intercondiliana, local onde está interrompida e se justapõe à extremidade superior dos ligamentos cruzados, aos quais dá passagem. Na tibia insere-se à frente sobre a superfície pré-espinhal e nos meniscos junto e ao redor de toda a intrelinha articular exceto no local do tendão do músculo popliteo. (Esperança Pina, 1995) (Silva, 2006)

Ao redor da articulação encontram-se as cavidades sinoviais, frequentemente designadas por bolsas: suprapatelar; poplíteia; subtendinosa; tibio-membranosa; as bolsas anterior e posterior do músculo políteo; a pré-patelar e infra-patelar; a da *pata de ganso* e a de Hoffa. (Silva, 2006)

Existem 4 ligamentos principais e ligamentos de suporte. Os ligamentos principais são o LCA, LCP, LLE e LLI.

Os dois ligamentos cruzados derivam da cápsula articular e inserem-se na área intercondiliar do fémur em direção à espinha da tíbia, entrecruzando-se na sua trajetória. (Silva, 2006). O Ligamento Cruzado Anterior (LCA) é uma estrutura intracapsular e extra-sinovial e é o principal ligamento estabilizador do joelho para as atividades *pivot*. (Noronha, 2006) (Castillo, 2013) (Vasconcelos, 2006).

O LCA é uma estrutura muito importante na manutenção da estabilidade e na biomecânica do joelho e o mais frequentemente lesado. (Alex Ng, et al., 2011) Embora sendo o alvo de inúmeros estudos de investigação existem opiniões divergentes quanto à sua anatomia e função. (Silva, 2006)

V Ligamento Cruzado Anterior – Considerações gerais, estrutura e função

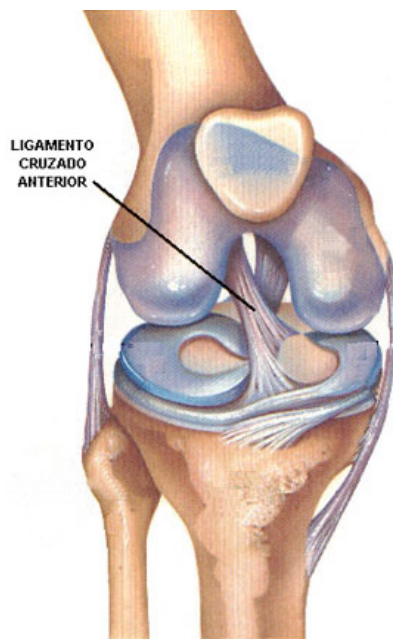


Figura 1 - Representação esquemática dos dois feixes do LCA.

(Fonte: <http://www.cete.med.br/site/2012/07/16/lesoes-do-ligamento-cruzado-anterior-em-atletas/>)

Desenvolvimento

O LCA cresce a partir da 9ª semana de gestação. A sua microestrutura, nesta fase, apresenta numerosos fibroblastos imaturos com citoplasma escasso e núcleos fusiformes. Esta configuração perdura até cerca das 20 semanas. A partir desta altura os dois feixes já se podem distinguir embora se apresentem mais paralelos entre si do que na fase adulta. A manifestação precoce dos dois feixes do LCA e a maturação de ambos os ligamentos cruzados pode sugerir antes que as restantes estruturas articulares se possam desenvolver condicionadas por uma adaptação a estes ligamentos. (Jain, 2013)

Microestrutura

Tal como as outras estruturas ligamentares principais o LCA é composto por água, colagénio tipo I, em cerca de 90%, e tipo III (8-10%), diversos proteoglicanos, e ainda por porções variáveis de elastina e reticulina que lhes confere as propriedades viscoelásticas. (Silva, 2006) (Oliveira, et al., 2005)

Na composição da matriz apresentam também glicosaminoglicanos (GAGs), enzimas, glicoproteínas e lipoproteínas. É também referida a presença de colagénio tipos V e VI, embora em menores proporções.

A sua observação em microscopia eletrónica de varrimento indica que as fibras de colagénio que o compõem variam em secção dependendo da sua localização. (Silva,

2006) É relativamente hipocelular, tendo como células predominantes os fibroblastos na porção média e células condróides nas regiões próximas da inserção. (Oliveira, et al., 2005) Estes estudos indicam que o LCA tem menos fibras de colagénio por unidade de área que os outros ligamentos. (Silva, 2006) Outros estudos relataram uma estrutura mais complexa, em que os pequenos feixes de colagénio são formados por um "complexo de fibras entrelaçadas". (Strocchi, et al., 1992)

As fibrilhas de colagénio dos tecidos conjuntivos fibrosos possuem dois tipos de disposição, dependendo de sua localização anatómica: uma disposição retilínea, encontrada principalmente em fibrilhas largas e paralelas de ligamentos e tendões; e uma conformação "helicoidal", situada em fibrilhas delgadas e onduladas, associadas a células e fibras elásticas da pele, paredes de vasos sanguíneos, tecidos intersticiais e bainhas conjuntivas. (Oliveira, et al., 2005)

Microscopicamente podem-se distinguir três zonas no LCA.

A parte proximal do LCA que é altamente celular, rica em células redondas e ovóides, contendo alguns fibroblastos fusiformes, colagénio do tipo III e glicoproteínas, tais como a fibronectina e laminina.

A porção central contém fibroblastos fusiformes e tem elevada densidade de fibras de colagénio. Forma uma zona de cartilagem e fibrocartilagem, especialmente na parte anterior devido ao contacto com a fosseta intercondiliana. Possui também elastina e fibras oxitalânicas. As fibras oxitalânicas controlam forças multidirecionais moderadas, enquanto as fibras elásticas absorvem as tensões a que o ligamento está sujeito. Os fibroblastos fusiformes são proeminentes nesta zona central e por isso é designada a zona fusiforme.

A parte distal é a mais sólida, é rica em condroblastos e fibroblastos ovóides, e com uma baixa densidade de feixes de colagénio. Os fibroblastos, localizados em cada lado dos feixes de colagénio são arredondados e assemelham-se às células de cartilagem articular. Na porção anterior do LCA, aproximadamente a 5-10 mm proximal à inserção tibial, o LCA é circundado por uma camada de tecido fibroso denso, em vez de sinovial. Esta área corresponde à zona em que o ligamento colide com o rebordo anterior da fosseta intercondiliana femoral quando ocorre extensão total do joelho. (Jain, 2013)

Estudos histológicos com amostras de secções longitudinais e transversais de LCA parafinadas revelam que as fibras de colagénio se dispõem em várias direções sendo que a maioria segue o eixo central do ligamento. Os fascículos que formam os feixes maiores são ondulados e observam-se dois tamanhos distintos de fibras de colagénio:

as pequenas com tamanho máximo de 45nm de diâmetro e grandes com 3 máximos – a 35, 50 e 75nm. Os fibroblastos presentes apresentam-se alongados com citoplasmas curtos convergindo para o feixe maior. O sistema elástico é composto por elastina e oxotalanina.

A orientação multidirecional dos feixes no LCA, a complexa organização ultra-estrutural, bem como o sistema elástico abundante torna-o muito diferente de outros ligamentos e tendões proporcionando uma estrutura capaz de resistir aos esforços de tração multiespaciais e às forças de várias ordens de grandeza. (Strocchi, et al., 1992) (Jain, 2013)

Anteriores estudos histológicos referem haver nos ligamentos um padrão de disposição ondulado das fibras que favorece o amortecimento de impactos e protege a estrutura de se danificar, quando sob *stress* excessivo. (Oliveira, et al., 2005)

O LCA insere-se superiormente na vertente póstero-interna do côndilo femoral externo com uma base de inserção arredondada, reta anteriormente e disposta em meia lua posteriormente. (Noronha, 2006) (Jain, 2013) O seu eixo longitudinal está inclinado ligeiramente para a frente em relação à vertical, e a convexidade posterior é paralela à margem articular posterior do côndilo femoral externo. Desde a sua inserção femoral, o LCA dirige-se anterior, interna e distalmente em direcção à tibia. (Jain, 2013) No plano frontal, a inserção proximal do feixe AI situa-se na posição das 10:30 do relógio e a do feixe PE na posição do relógio das 9:30. A inserção tibial do feixe AI situa-se à frente da espinha da tibia e o feixe PI posteriormente a este. (Petersen & Zantop, 2007) Nesta inserção o LCA passa por baixo do ligamento transversal e alguns dos seus fascículos podem confundir-se com a inserção posterior do menisco externo. (Figura 4)

Enquanto o feixe AI é a contenção primária contra a translação tibial anterior, o feixe PI tende a estabilizar o joelho no limite da sua extensão máxima, particularmente contra cargas rotatórias. (Fernandes, 2007)

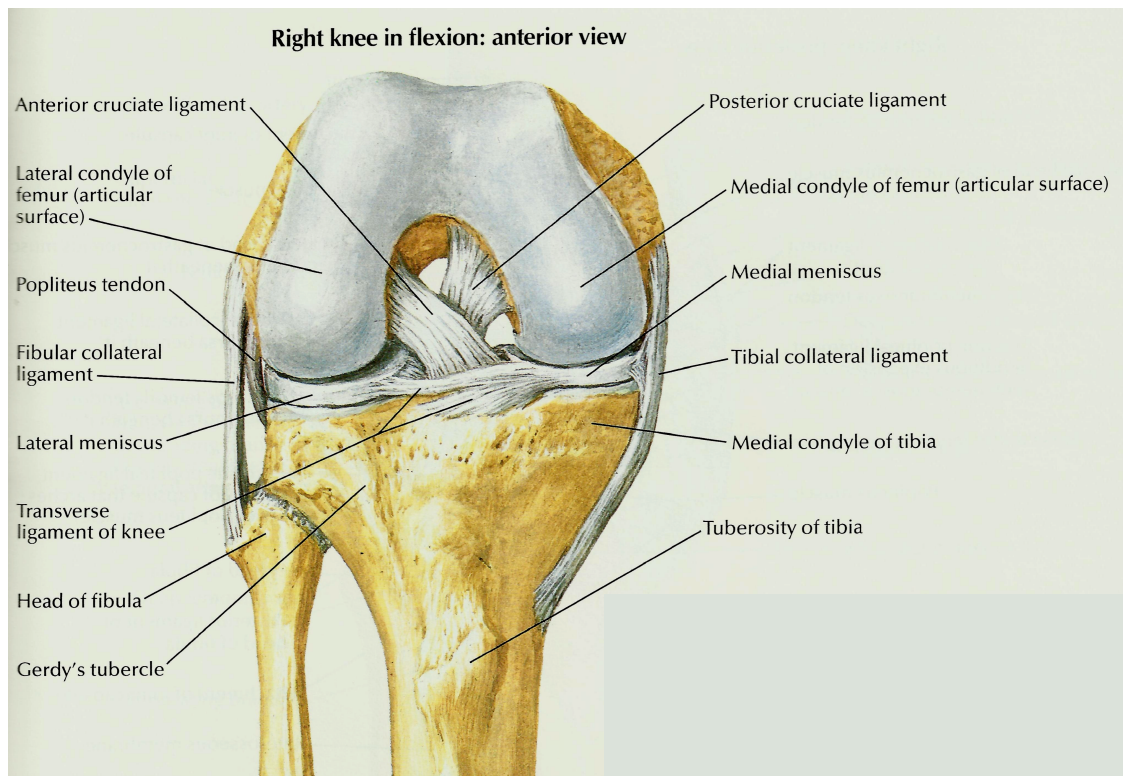


Figura 2 - Ilustração das estruturas anatómicas da articulação do joelho observadas em plano frontal.
(Fonte: Netter, Frank H. *Atlas of Human Anatomy*. 1st edition. USA. 1989)

A sua porção intra-articular mede entre 28 e 31mm (Jansson, 2007), no entanto este valor não é concordante entre os autores. Para Silva, 2006 o seu comprimento médio é de 33mm, porém, encontram-se descritos valores que vão de 31 a 39mm, considerando que esta variação pode estar em relação com a estatura do indivíduo (Noronha, 2006). Tem um diâmetro médio de 11mm. Possui uma resistência entre 80-240N/mm e um alongamento limite de 20% mais do seu comprimento inicial o qual é variável com a idade, sendo que este valor pode ser superior nos jovens. Christopher K., et al., 2013 refere que as forças que atuam sobre o LCA variam entre 100 e 1700N conforme se trate duma extensão passiva do joelho até atividades físicas com movimentos rotacionais e mudanças bruscas de direção, passando pela caminhada. A resistência média à tração do LCA vai-se alterando com a idade e com as cargas repetitivas. (kweon, et al., 2013) À medida que aumenta a magnitude da força anterior da gaveta, a força de resistência *in situ* do LCA também aumenta o que condiciona ao longo do tempo um maior desgaste. (Christopher K., et al., 2013)

O LCA tem sido observado para caracterização da sua microestrutura e da sua complexa anatomia. Só um sistema isotrópico é capaz de fornecer diferentes resistências à tração e às tensões multiaxiais a que está sujeito. A literatura apresenta o LCA como uma estrutura complexa e homogênea.

A avaliação histológica do LCA não revelou qualquer evidência de separação do ligamento em dois feixes, porém muitos autores dividiram o LCA em feixe AI, intermediário, e PE. (Zantop, et al., 2005) Mesmo não havendo concordância sobre a divisão anatômica efectiva do LCA, o consenso geral parece admitir que o ligamento tem uma função distinta segundo cada um dos feixes. A tensão vai variando entre as fibras do ligamento de acordo com as diferentes amplitudes de movimento, ou seja, o feixe AI tensiona-se em flexão, enquanto que o feixe PE se tensiona em extensão. (Zantop, et al., 2005) (Silva, 2006)

Vascularização e Inervação

O LCA é irrigado pelos ramos médios da artéria geniculada e pela Bolsa da Hoffa. (Jansson, 2007) (Silva, 2006), no entanto é uma estrutura pouco vascularizada o que pode explicar o baixo sucesso cirúrgico quando suturado topo a topo. (Noronha, 2006)

A partir do nervo tibial posterior partem terminações sensitivas para o LCA que penetram no ligamento através da sinovial e Bolsa de Hoffa. Delas se originam os recetores propriocetivos de Rufini e Paccini que têm uma função fundamental na resposta aos estímulos suaves e bruscos respetivamente, enquanto os recetores de Golgi respondem a estímulos bruscos externos tal como violentos traumatismos. (Noronha, 2006)

Função

O LCA é o restritor primário (em cerca de 85%) da translação anterior ou luxação anterior da tibia em relação ao fémur, limita a hiperextensão, atua como controlador secundário da rotação tibial interna, dos movimentos de adução e abdução com o joelho em hiperextensão e confere o movimento rotacional de “*screw home*” no final da extensão do joelho. (Silva, 2006) (Zantop, et al., 2005) (Petersen & Zantop, 2007)

Enquanto o feixe AI é a contenção primária contra a translação tibial anterior, o feixe PI tende a estabilizar o joelho no limite da sua extensão máxima, particularmente contra cargas rotatórias. (Fernandes, 2007) (Petersen & Zantop, 2007).

Anatomia

Durante o seu trajeto na articulação o ligamento parece transformar-se numa espiral lateral. Roda externamente cerca de 90° quando as fibras se aproximam da superfície tibial. A torção das fibras do LCA é uma consequência da orientação das

suas inserções ósseas. A fixação femoral é orientada essencialmente segundo o eixo longitudinal do fêmur e a inserção tibial situa-se no eixo Antero-posterior da tibia. (Zantop, et al., 2005)

É há muito reconhecido que o LCA não funciona como um simples feixe de fibras, com tensão constante, de acordo com os movimentos do joelho mas assumindo alguma diferenciação. No entanto, a diferenciação do LCA em diferentes feixes é matéria controversa na literatura. (Silva, 2006) (Zantop, et al., 2005) A maior parte dos autores divide o LCA em dois feixes, ou seja, o AI e PE (Figura 3). A designação dos feixes foi classificada de acordo com a sua inserção tibial sendo que as fibras do feixe AI são originárias da parte mais próxima do fêmur. As fibras do feixe PE originam-se na inserção femoral distal e posteriormente às do feixe AI.

Os dois feixes do LCA são funcional e anatomicamente diferentes. A cirurgia conjunta dos feixes tem permitido entender melhor a anatomia do LCA e reconhecer os mecanismos de lesão de modo a que durante a cirurgia artroscópica um dos dois feixes possa ser preservado.

Um melhor conhecimento anatómico do LCA pode ajudar a desenvolver o mecanismo de reconstrução parcial feixe a feixe. (Lefevre, et al., 2013)

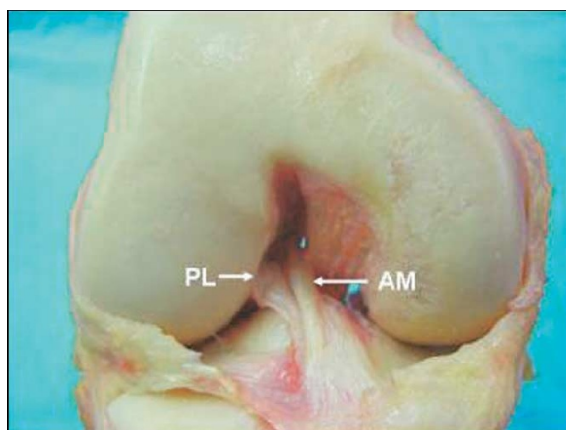


Figura 3 - Representação dos feixes Pósterio-Externo e Antero-interno do LCA em vista frontal.
[Fonte: (Zantop, et al., 2005, pág.23)]

Biomecânica

A função primária do LCA é prevenir a translação anterior da tibia e atua como estabilizador secundário da rotação interna da tibia e da angulação em valgus da articulação do joelho. Na extensão máxima absorve 75% da translação anterior e cerca de 85% entre a flexão de 30 a 90⁰. A lesão do LCA leva à perda destas funções total ou

parcialmente e a um joelho instável. Os estudos mais recentes referem uma maior resistência do feixe AI do que do PI. (Christopher K., et al., 2013)

Mecanismo de lesão

A rotura do LCA torna a articulação do joelho instável e incapaz de controlar forças inerentes a atividades físicas intensas. (Fernandes, 2007)

Um estalido, cujo termo na designação dos ortopedistas é um “pop” no momento da evento é o sinal mais comum de lesão. (Machado, 2006)

O LCA é frequentemente lesado no decurso duma excessiva carga em valgos à qual se designa mecanismo de “pivot-shift” e que ocorre frequentemente nos desportistas de futebol. (Nissman, et al., 2008) Nestes casos a realização de movimentos de rápida desaceleração, mudanças de direção, paragem espontânea na corrida, movimentos de torção e receção monopodal no solo tornam-se difíceis. Na prática de atividades físicas o mecanismo de lesão é feito habitualmente por não contacto. O indivíduo refere que sentiu “algo a estourar” ou que o joelho “saiu do lugar”. No primeiro caso o sintoma está associado ao ultrapassar do limiar de resistência das fibras do LCA e o segundo ocorre por manifestação de luxação tibio-femoral. (Fernandes, 2007)

Para a correta descrição dum mecanismo de lesão é fundamental referir a descrição biomecânica corporal e articular e outras características individuais ou situacionais associadas ao momento da lesão. Pode ocorrer lesão total ou parcial no salto associando flexão, varo e rotação externa ou flexão em valgo com rotação interna. (Fernandes, 2007) (Noronha, 2006). Na hiperextensão do Membro Inferior (MI) o feixe PE, por estar sob tensão, é o primeiro a romper. Com o perpetuar desta força rompe também o AI. (Noronha, 2006)

Pode haver rotura silenciosa ou aguda ocasionada pela chanfradura intercondiliana que no caso de ser displásica ou demasiado estreita pode condicionar lesão do LCA por conflito direto repetido com o seu teto, no movimento de hiperextensão. (Noronha, 2006)

Outros mecanismos mais específicos podem ser descritos caso existam fatores predisponentes tal como a debilidade ou laxidez constitucional do LCA. (Noronha, 2006)

VI Imagiologia do joelho

Para, a longo prazo, prevenir as sequelas de lesões do joelho, o diagnóstico e tratamento conservador e/ou cirúrgico torna-se a chave do plano de gestão clínica. Neste sentido os métodos de imagem radiológica constituem uma importante mais-valia na determinação ou confirmação duma suspeita clínica. (Nissman, et al., 2008)

O joelho pode ser estudado por todas as técnicas de imagem as quais irão ser apresentadas neste capítulo, no entanto, daremos ênfase à RM por ser a que permite o estudo mais completo de todas as estruturas internas do joelho com o maior benefício face ao risco. (Vasconcelos, 2006)

Numa revisão sistemática realizada pelo NICE, os autores concluíram que os dados fiáveis sobre a precisão dos testes físicos para diagnóstico nas ruturas do LCA são raros. Numa outra pesquisa efetuada entre 1966 e 2005 foram revistos 28 estudos que preencheram os critérios de inclusão para avaliar as ruturas do LCA. Estes testes de diagnóstico incluíam a artroscopia, artrotomia ou Imagem por Ressonância Magnética como padrão de referência. (NICE, 2011)

6.1 Radiologia Convencional

A Radiologia Convencional é imprescindível na abordagem inicial do doente sobretudo se se tratar duma lesão traumática.

As incidências a efetuar devem ser selecionadas de acordo com as queixas do doente, mecanismo de lesão e forma de impacto. As incidências Antero-posterior (AP) e Perfil são sempre realizadas. (Vasconcelos, 2006) (Figura 5A)

Se houver suspeita de artrose precoce ou desvio em Varo ou Valgo a incidência de face deve ser feita segundo o método de *Schuss*, em carga, em abordagem Pósterio-Anterior (PA) e ligeira flexão dos joelho para melhor avaliar se existe estreitamento da entrelinha articular muitas vezes ocasionada por processos degenerativos de artrose (Vasconcelos, 2006) (Fig. 5 B).

A incidência Antero-posterior alinha o eixo do detetor com o longo eixo da tibia e a articulação deve estar centrada com o eixo transversal do detetor. O membro inferior em extensão, deve rodar internamente cerca de 15^o afim de centrar a rótula com o meio do fémur. (Carver & Carver, 2006)

Na incidência de perfil coloca-se o doente em decúbito lateral para o lado a radiografar. O membro inferior contra-lateral deve estar desprojetado e o joelho a radiografar deve estar fletido a cerca de 30^o. Os côndilos interno e externo devem ficar

sobrepostos, porém, os seus contornos exteriores nunca poderão ficar exatamente coincidentes uma vez que, como já foi descrito anteriormente, eles têm formas e dimensões diferentes. Esta incidência estuda traumatismos, displasias rótulianas, permite a avaliação da posição da rótula em situações de luxação e instabilidade, e permite quantificar o índice de *Insall-Salvatti* e *Canton-Déchamps*. (Ribeiro, et al., 2012) Para estudos em carga com apoio monopodal a flexão a 30° não é aplicada e podemos muitas vezes observar luxações ou desalinhamentos em consequência da falência das estruturas estabilizadoras da articulação.

A incidência de túnel pode ser útil no estudo da morfologia da chanfradura intercondiliana ou no caso de suspeita de corpos livres intra-articulares. Nos casos de osteocondrite dissecante a incidência de túnel pode também proporcionar uma melhor observação da zona da lesão, sobretudo se esta for mais posterior e nos casos de reconstrução do LCA pode também ser importante. Nas situações em que a parte posterior da chanfradura é a envolvida, a incidência de túnel deve ser obtida com o joelho fletido fazendo um ângulo da tibia com o fémur de 120° , o doente em decúbito dorsal, o raio central deve incidir abaixo da extremidade da rótula e a angulação de 110° do Raio central com o longo eixo da tibia deve ser preferida para se obter uma melhor observação dos aspetos posteriores da chanfradura, nomeadamente da inserção proximal do ligamento. (Whitley, et al., 2005) (Figura 4A) Desde a introdução dos sistemas digitais deixaram de ser utilizados chassis curvos. Assim, para minimizar o efeito de magnificação por afastamento entre o joelho e o detetor, podemos optar pela abordagem postero-anterior com a coxa ou com a perna em contacto com o detetor e ajustar a angulação de acordo com a posição da chanfradura (Figura 4B). (Carver & Carver, 2006)

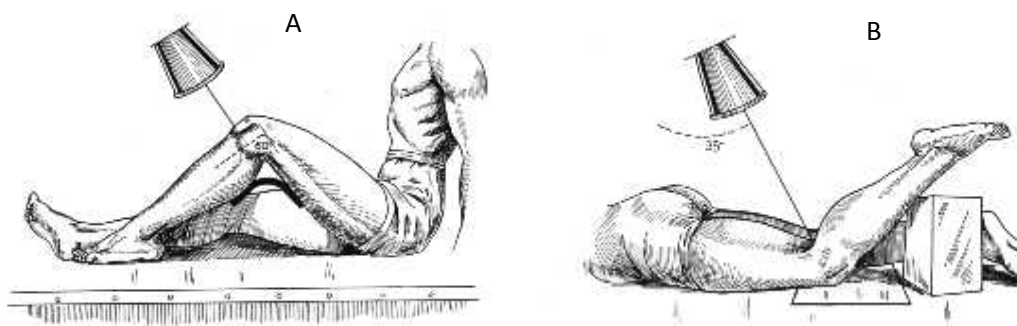


Figura 4 - A) Ilustração da incidência de túnel em supinação e B) Pronação
(Fonte: Merschan, I. 1955 *An Atlas of Normal Radiographic Anatomy* Saunders, London)

A literatura refere que a abordagem de *Schuss* representada na Figura 5B tem vantagens, em relação à incidência AP, na avaliação da entrelinha articular sobretudo

na destruição da cartilagem, osteoartrite e na avaliação de osteófitos intra-articulares. (Wolfe, et al., 2002) (Duddy, et al., 2004)

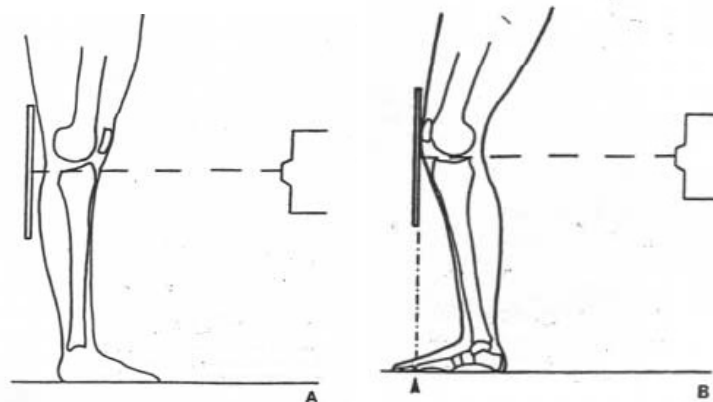


Figura 5 - Incidência AP (A); Incidência de *Schuss* (B)
[(Fonte: (Duddy, et al., 2004)]

As incidências oblíquas raramente são executadas e têm interesse no caso de pesquisa de corpos livres intra-articulares, osteocondrite dissecante ou para estudo da articulação tíbio-peroneal superior. (Vasconcelos, 2006)

Os estudos axiais para pesquisa de luxação da rótula efetuam-se através de diferentes abordagens porém a técnica de *Merchant* com incidência supero-inferior do raio central, utilizando-se um suporte de madeira apropriado, é a mais aconselhável pela estabilidade que proporciona. Permite melhor definição do ângulo do fêmur com a tibia e aplicar a proteção Radiológica do tronco em relação ao feixe principal. Se a luxação envolver um desalinhamento entre a tibia e o fêmur pode ser útil efetuar a incidência axial em abordagem infero-superior pela técnica de *Puddu-Chambat*. (Figura 6) Nesta incidência observam-se os contornos da extremidade inferior do fêmur sobre o contorno da extremidade superior da tibia e o seu possível deslocamento.

Especificamente para o LCA, as radiografias simples do joelho podem apenas mostrar sinais indiretos de lesão através de apagamento da almofada de gordura de Hoffa, derrame articular, fratura por avulsão da espinha da tibia, e impactação da cavidade externa, porém fornecem informações limitadas sobre a integridade do LCA quando não há envolvimento ósseo. (Kaya, et al., 2010)

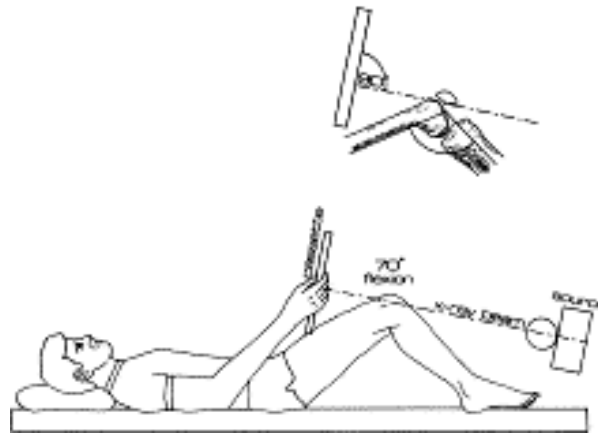


Figura 6 - Radiograma em incidência de *Puddu-Chambat* para avaliação do deslocamento posterior da tíbia em relação ao fêmur.

[Fonte: (Puddu, et al., 2000)]

6.2 Ultrassonografia

A Ultrassonografia tem-se demonstrado um importante método de diagnóstico no sistema músculo-esquelético por ser multiplanar, permite efetuar estudos dinâmicos, é não ionizante, acessível e económico. (Vasconcelos, 2006) Ao nível do joelho permite avaliar a anatomia micro-fibrilar dos ligamentos, tendões e músculos e compará-los com os contra-laterais. (Friedman, 2001) Embora esta tecnologia não melhore necessariamente o diagnóstico, pode ser um complemento na demonstração de resultados clínicos. No joelho é um exame de valor para avaliar o tendão rotuliano, o da *pata de ganso* e o do quadrícipite crural. A patologia que pode detetar inclui derrames, bursite, quistos sinoviais, ganglionares e meniscais. (Friedman, 2001)

No estudo dos meniscos não permite visualizar o menisco na sua totalidade e embora possa observar os ligamentos laterais, é um método falível para estudo dos ligamentos cruzados. O posterior é visualizado parcialmente e o anterior nunca é observado. (Vasconcelos, 2006)

A ultrassonografia do joelho deve ser realizada com transdutores lineares de alta resolução de multi-frequência (7-10 MHz) e de preferência curvos na faixa de 5-7 MHz. O doente posiciona-se em supinação sentado ou semi-reclinado. O joelho deve ficar confortavelmente fletido com um apoio de uma almofada. O transdutor faz um varrimento no plano transversal do lado interno para o externo ou vice-versa com início na região superior à rótula. Devem ser obtidos planos longitudinais e transversais do tendão do quadrícipite. O doppler pela técnica de *Power Doppler* pode ser aplicado para estudo da patologia vascular. Podem também ser obtidos planos da cartilagem femoral, tendão rotuliano e ligamentos colaterais com o paciente lateralizado. Embora

alguns autores discordem desta perspetiva (Vasconcelos, 2006), a ecografia com o doente em posição de pronação pode avaliar os cornos posteriores dos meniscos, a fossa poplítea e o LCP parcialmente. (Friedman, 2001) A ultrassonografia utilizando meio de contraste pode ser útil na avaliação da cartilagem e na avaliação diferencial entre distensão e rotura ou rotura parcial. (Llopis & Padrón, 2007)

6.3 Tomografia Computorizada

A Tomografia Computorizada (TC) na avaliação do LCA tem limitações podendo ser útil apenas nalguns casos específicos, através de sinais indiretos, tal como para determinar o tamanho e fragmentação do excerto ósseo, se existir rotura do LCA com arrancamento, condicionando uma lesão de avulsão com fratura de Segond. (Noronha, 2006) Nestes casos a aquisição duma TC com reformatações tridimensionais permite uma melhor representação da fratura. Nestes casos e embora o LCA possa ser observado na TC, a sua visibilidade é prejudicada pela presença de hemartrose ou edema intra-articular. (Alex Ng, et al., 2011)

A aquisição é exclusivamente em orientação axial podendo-se obter reconstruções multiplanares sagitais e coronais e em 3D *Volume Rendering* a partir das aquisições em volume dos equipamento multicorte. Tem a possibilidade de estudar casos de pós cirurgia com material metálico sendo o artefacto atenuado com as reconstruções multiplanares usando filtros de suavização. (Vasconcelos, 2006)

O estudo do joelho por TC é bastante utilizado para determinar instabilidades da patela, desvio, sub-luxação e báscula e a sua quantificação pela medição TA-GT. Outra das aplicações da TC à articulação do joelho são as alterações ósseas tais como fraturas intrarticulares, lesões condrais, necrose avascular, enfartes ósseos, lesões tumorais e controlo pós operatório com introdução de material de osteossíntese. Nos procedimentos de intervenção a TC é utilizada para guiar biópsias ósseas percutâneas. (Vasconcelos, 2006)

A artrografia por TC com introdução de contraste iodado intrarticular pode ser efetuada e tem uma precisão comparável com a artro - RM na deteção de lesões em ambos os ligamentos cruzados e meniscos sobretudo no estudo dos meniscos operados. Tem como desvantagem ser um método invasivo e utilizar radiação ionizante tendo vindo a ser substituído gradualmente pela RM. (Alex Ng, et al., 2011) (Vasconcelos, 2006)

6.4 Ressonância Magnética

6.4.1 Princípios Físicos da Ressonância Magnética

A RM é hoje um método de aquisição de imagem estabelecido na prática clínica e em crescente desenvolvimento. Devido à sua elevada capacidade de diferenciar tecidos, o espectro de aplicações estende-se a todas as zonas do corpo humano e explora aspetos anatómicos e funcionais. (Mazzola, 2009)

A RM é a imagem resultante da interação de um campo magnético produzido pelo equipamento com os prótons de hidrogénio dos tecidos humanos. Quando se emitem pulsos de radiofrequência (RF) pode-se coletar a energia emitida pelos tecidos através de uma bobina ou antena receptora. Este sinal recebido e processado é convertido numa imagem. (Mazzola, 2009)

A transformada de Fourier procede à transformação dos sinais do domínio tempo para o domínio das frequências, através da representação das funções numa soma de ondas sinusoidais com diferentes amplitudes, frequências e fases. A transformada de Fourier consiste no espectro de frequências espaciais contidas na imagem. Somente após coletar 64.128.256 ou mais ecos e armazená-los no denominado espaço K é que se aplica a fórmula matemática de forma a obter-se a imagem de RM. (Baio, 2009), (Mazzola, 2009).

O átomo de hidrogénio (H) é o mais simples da tabela periódica e o seu núcleo é constituído apenas por um próton. Como são partículas carregadas positivamente e possuem momento angular, ou spin nuclear (representado por vetores), os prótons geram um pequeno campo magnético, o que faz com que se comportem como pequenos ímanes. Na ausência de um campo magnético externo (B_0) a direção dos spins é distribuída aleatoriamente, levando a uma magnetização total, ou magnetização macroscópica, nula. No entanto, quando estão sob influência de B_0 , os spins nucleares distribuem-se por dois níveis de energia: um estado de maior energia (anti-paralelo com B_0) e um estado de menor energia (paralelo com B_0). (Mazzola, 2009)

Uma sequência é uma combinação da aplicação, a uma amostra, de pulsos de RF e de gradientes de campo magnético. (Alves, 2012) Existem três grandes famílias de sequências que são usadas para formar imagens de RM: sequências Eco de Spin (SE), Inversão Recuperação (IR) e de Eco de Gradiente (GRE). (Pereira, 2012)

A sequência SE é caracterizada pela aplicação de um pulso de RF de 90° , que provoca o desfasamento dos spins e faz com que a magnetização total passe a ser constituída, momentaneamente, apenas pela componente transversal (xy), seguida de um pulso de 180° . Desta forma, os spins reorganizam-se e ficam novamente em fase. O tempo que decorre entre a aplicação do pulso de 90° e o aparecimento do sinal dá-se o nome de Tempo de Eco (TE). (Hage,C. et al., 2009)

A IR é uma variante da sequência SE que começa com a aplicação de um pulso de inversão de 180° . Este inverte o vetor da componente de magnetização longitudinal em 180° . Quando este pulso termina, o vetor de magnetização regressa à posição original. O Tempo de Inversão (TI) é o tempo entre um pulso de RF invertido a 180° e o pulso de 90° aplicado de seguida numa sequência em IR. O contraste na imagem depende do TI assim como do TE e do TR. (Lufkin, 1999)

A sequência GRE consiste na aplicação de um pulso de RF com o *flip angle* (α) menor ou igual a 90° . Tal resulta numa diminuição do vetor de magnetização transversal, existindo portanto uma recuperação mais rápida da componente longitudinal. (Hage,C. et al., 2009)

A intensidade de sinal de RM devido à magnetização transversa, que é representada como brilho de *píxel* às imagens por RM, é uma consequência dos tempos de relaxação T1w e T2w. (Hage,C. et al., 2009)

As ponderações básicas T1w e T2w são sequências que permitem produzir e contrastar as diferenças nos parâmetros T1 e T2 de cada tecido (intrínsecas ao tecido em estudo). O T1w representa as trocas de energia do núcleo de H com o meio ambiente e o T2w representa as trocas de energia entre os núcleos adjacentes. No líquido, as moléculas apresentam uma grande mobilidade e a interação entre os campos magnéticos geram um T2w longo. Os tecidos patológicos tendem a apresentar um elevado conteúdo de água livre. (Lufkin, 1999)

Além destas duas ponderações existe ainda a Densidade Protónica (DP) que ocupa uma posição singular na equação SE da RM. Ao invés dos complexos termos exponenciais que descrevem os efeitos de T1w e T2w, o termo DP é simplesmente um multiplicador. Os únicos protões que contribuem significativamente para o sinal de RM são os núcleos do átomo de H em moléculas lipídicas e de água. (Lufkin, 1999) A imagem por ponderação DP é representada pela diferença do número de protões por unidade de volume, sendo este o fator determinante na formação do contraste da imagem. Para se alcançar a imagem em ponderação DP, os efeitos T1w e T2w devem

ser suprimidos. Esta ponderação utiliza em longo TR para que tecidos como a gordura e a água possam recuperar a magnetização longitudinal. O TE curto não permite à gordura e à água tempo para decair, de forma a diminuir o T2w. (Westbrook, 2002) Esta sequência é útil para avaliação da anatomia das estruturas e ainda é sensível a alterações patológicas. (Gandy, 2004), (Westbrook, 2002)

Caso a ponderação em DP fosse a única fonte de contraste, a RM não apresentaria mais-valias comparativamente com o exame de Tomografia Computorizada (TC) em termos de resolução de contraste. Os efeitos de relaxamento T1w e T2w proporcionam esta resolução notavelmente superior do contraste dos tecidos moles na RM comparativamente à TC. Tal acontece pois muitas substâncias com densidade de prótons e eletrões semelhante produzem ainda sinais de intensidade diferente na RM, devido às acentuadas diferenças nos valores de T1w e T2w. Se os valores de T1 e T2 dos tecidos forem conhecidos, então é possível definir-se uma imagem em T1w ponderada no valor de T1 ideal, como aquela em que o contraste da imagem refletirá os componentes T1w do tecido. Tal facto acontece igualmente com a imagem ponderada em T2. Outra fonte importante de contraste num exame de RM são os efeitos de suscetibilidade magnética, dado que todas as substâncias respondem quando colocadas num campo magnético. (Lufkin, 1999)

Prossupondo que os prótons ficam estagnados durante todo o ciclo da sequência, o sinal irá alterar-se caso tal não aconteça. O fluxo pode produzir regiões de sinal forte ou fraco quando a densidade de prótons, os tempos de relaxamento T1w e T2w e os efeitos de suscetibilidade predisserem um efeito contrário.

Outro fator a ter em conta é a intensidade do campo magnético, que influencia por exemplo os prótons no tecido adiposo que entram em ressonância em frequências próximas às da água. (Westbrook, 2002) Para tal utilizam-se técnicas de supressão de gordura, como o Fat-Sat (*Fat-Saturation Pulse*) que é usado para minimizar o sinal da gordura relativamente aos tecidos circundantes, sendo bastante utilizado em RM músculo-esquelética para enfatizar o sinal de edema (causado por exemplo por infeções, tumores e contusões). Na sequência STIR (*Short Tau Inversion Recovery*) usada na RM de alto campo, aplica-se um pulso de 180° para inverter a magnetização longitudinal. Após um período de inversão é aplicada a sequência GRE convencional. (McKenzie & Shimakawa, 2006) Nos equipamentos de RM de baixo campo, utiliza-se a técnica WFS (*Water Fat-Separation*) T2w*, para se obter imagens da água e gordura em diferentes frequências de ressonância, visto que a magnetização transversal da

água decai mais rapidamente que a da gordura, havendo assim duas recolhas de sinal, usando um TE efetivo e um segundo valor de TE e evidenciando seletivamente grupos de imagens com sinal de água ou de gordura. Empregando esta técnica é possível obter imagens com um realce das estruturas líquidas e cartilagíneas em detrimento da gordura. (Gandy, 2004) (McKenzie & Shimakawa, 2006) (Westbrook, 2002) Importa referir que T2w* é uma sequência de GRE que resulta da queda da magnetização transversa aquando das inhomogeneidades do campo. O TE desta sequência deve permitir o desfasamento máximo antes do sinal ser gerado, sendo que, o TE deverá ser o mais longo possível. O TR, por sua vez, deverá também ser relativamente longo para prevenir a saturação. O T2w* é considerado o somatório dos efeitos T2w' e T2w que influenciam o decaimento do sinal. O T2w' é a queda de sinal devido à falta de homogeneidade do campo, desvio químico e suscetibilidade magnética. Este é obtido através de um pulso de RF menor que 90⁰, havendo de seguida a produção de um eco com o objetivo de inverter o gradiente de frequência de positivo para negativo. (Gandy, 2004), (Lufkin, 1999)

6.4.2 A Ressonância Magnética no estudo da articulação do joelho

A RM têm-se revelado o método de primeira linha na avaliação da articulação do joelho. É a técnica mais completa para o estudo sistemático das estruturas internas do joelho representando cerca de 60 a 80% dos exames músculo-esqueléticos, excluindo os da coluna vertebral. (Vasconcelos, 2006)

Dos 1711 exames radiológicos efetuados pela *Olympics London Polyclinic* durante os jogos olímpicos de Londres em 2012, 835, ou seja, 49% foram exames de RM. De todas as áreas anatómicas avaliadas a RM incidiu maioritariamente na articulação do joelho com 16,9%. (Figura 7)

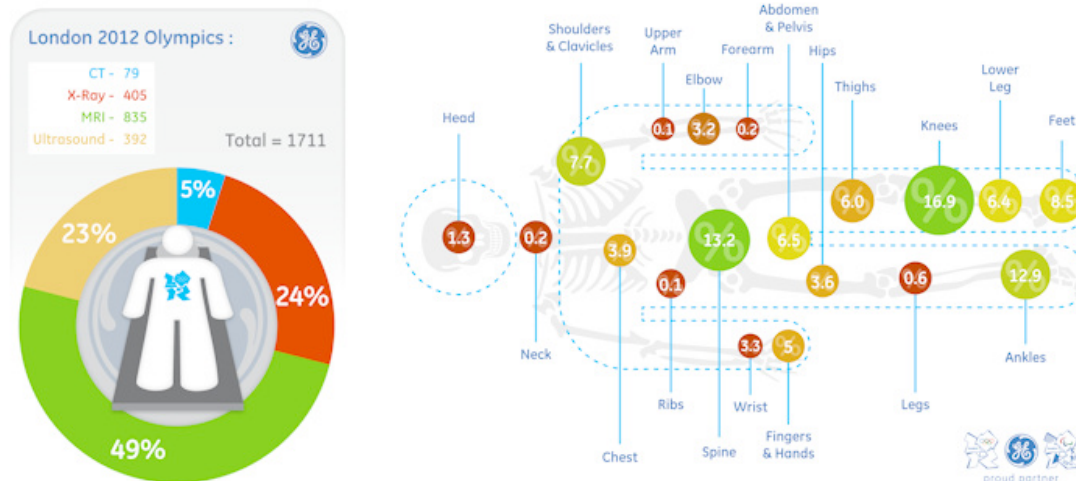


Figura 7 - Gráficos das estatísticas dos exames radiológicos efetuados pela *The London 2012 Polyclinic* por ocasião dos jogos olímpicos.
(Fonte: <http://www.gereports.com/extreme-sports/>)

A principal indicação para a ressonância magnética do joelho é a avaliação das estruturas anatómicas internas, também designadas, dada a sua função, por “pivot central”, principalmente os meniscos e ligamentos, (Friedman, 2001) porém a integridade das estruturas ósseas e musculares pode também ser avaliada. (Schranz, 2002)

No período imediatamente a seguir a uma lesão, o diagnóstico clínico é por vezes impreciso dando lugar especial à RM, que devido ao seu excelente contraste para tecidos moles tem provado ser o método mais usado na identificação destas estruturas. (Nissman, et al., 2008)

As lesões ligamentares do joelho apresentam-se tipicamente com sinal alterado e ausência de uma trajetória normal e podem apresentar-se com um grande espectro de diferentes situações patológicas traduzindo-se em alterações de sinal. (Schranz, 2002) Devido à presença de moléculas de hidrogénio fortemente ligadas na composição estrutural dos ligamentos eles não contribuem consideravelmente para a formação do sinal RM em quase todas as ponderações apresentando-se com baixo sinal. (Nissman, et al., 2008)

A Ressonância Magnética tem sido o método mais solicitado para a avaliação da rotura do ligamento cruzado anterior. O mecanismo desta lesão muitas vezes resulta em fissuras meniscais associados e um padrão característico de contusões ósseas na parte posterior do planalto tibial externo e na porção média do côndilo femoral externo. O ligamento cruzado anterior geralmente não se apresenta como uma

simples faixa linear mas podem observar-se a trajetória das fibras paralelas umas às outras desenhando uma forma de leque. (Schranz, 2002) A gordura que separa a forma estriada das fibras, se for mais abundante pode ser erradamente interpretada como edema interfibrilhar. (Nissman, et al., 2008)

Este método de estudo é útil quando o exame físico é ambíguo ou está comprometido devido ao estadio agudo da lesão.

A Tabela 1 refere-se ao sinal apresentado pelas estruturas anatómicas do joelho, em técnica SE, quando ponderadas em T1w e em T2w. Na exploração do LCA há que combinar as sequências que melhor realçem a diferenciação de sinal entre o LCA e as estruturas adjacentes.

Tabela 1 - Comportamento do sinal RM segundo a morfologia e a ponderação.
Adaptado de (Vasconcelos, 2006)

Estrutura	Sinal em ponderação T1w	Sinal em ponderação T2w
Músculo	intermédio	intermédio
Osso, fibrocartilagem, ligamentos e tendões	baixo	baixo
Cartilagem hialina	baixo	intermédio
Gordura	alto	Intermédio/alto
Líquido	baixo	alto
Coleções serosas	baixo	alto

Devido à composição bioquímica dos ligamentos, as moléculas de hidrogénio estão fortemente ligadas e indisponíveis para contribuir para o momento magnético em ressonância magnética. Portanto, sob circunstâncias normais, os ligamentos apresentam baixa intensidade de sinal em todas as sequências de pulso. As áreas de lesão à custa dos infiltrados e da hemorragia já produzem sinal RM. (Nissman, et al., 2008)

Os sinais de lesão do LCA em ressonância magnética são sinal elevado em T2w, contorno serpenteado, não visualização e/ou descontinuidade do ligamento, e contusão óssea do côndilo femoral externo.

O posicionamento do doente para avaliação por RM pode depender do tipo de equipamento usado. Habitualmente o doente é deitado em decúbito dorsal e em *feet-first* relativamente ao isocentro do magneto. Os membros inferiores devem ficar em extensão e ligeiramente afastados entre si. O membro em estudo é colocado numa antena de quadratura com o ponto mais elevado da rótula a coincidir com o centro da antena. (Westbrook, 2002) (Liney, 2006)

Considerando o plano sagital, o plano do LCA encontra-se geralmente entre 10–15° no sentido latero-medial e do sentido próximal para o distal. Devido à localização do LCA, alguns Técnicos de Radiologia utilizam um posicionamento alternativo para melhor abordagem do LCA, ou seja em ligeira rotação externa. (Duc, et al., 2005)

A RM mostra também uma diminuição da intensidade de sinal nos tendões em ponderação T1w e um aumento do sinal em T2w GRE e em T2w FSE.

Dependendo do equipamento, patologia ou opção técnica da equipa clínica, o protocolo de estudo em regra mais utilizado é obtido em alta resolução de contraste por meio de sequências SE ou FSE ponderadas em DP e T2w com e sem saturação do sinal da gordura. As sequências ponderadas em DP podem ser orientadas nas 3 dimensões espaciais. A avaliação do osso em casos de contusão requer a inclusão do STIR ou T2w em saturação de gordura e com planos coronais e sagitais. As sequências FSE apresentam tempos de aquisição mais curtos que quando associados a matrizes de alta resolução permitem um maior número de aquisições melhorando a RSN (relação sinal-ruído) (Liney, 2006)

As sequências ponderadas em T1w e DP dão-nos uma avaliação geral morfológica com um bom contraste entre o músculo, a gordura e ligamentos e tendões. Os meniscos são claramente evidenciados do osso subcondral nesta ponderação.

As sequências de pulso 3D SPGR com Fat Sat oferecem uma excelente imagem de contraste entre o osso condral, ligamentos, gordura e músculo, nestas últimas por oposição de sinal entre estas estruturas e meniscos e a cartilagem. (Liney, 2006) As técnicas 3D FSE permitem obter uma elevada qualidade de imagem na avaliação tridimensional da anatomia, por possuírem vóxeis isotrópicos, sendo que alguns autores referem que a aplicação desta técnica combinada com reformatações nos 3 planos poderia substituir com elevado ganho de tempo o *set* de técnicas do protocolo *standard*. (Westbrook, 2002) (Duc, et al., 2005)

Outras técnicas têm vindo a ser aplicadas com melhoramentos substanciais tais como a DESS (Double Echo Steady State); a bSSFP (balanced Steady-State Free Precession) nas variantes FISP (True Fast Imaging with Steady-State Precession) e FIESTA (Fast Imaging Employing Steady-State Precession) e FFE (Fast Field-Echo). (Crema, et al., 2011) As técnicas WFS (Water-Fat Separation) em T2w permitem um ótimo contraste entre as estruturas da articulação através duma combinação linear da leitura do sinal, em dois tempos de frequência distintas, obtendo-se à posteriori a subtração dos píxeis para obtenção das imagens finais. (Ribeiro, et al., 2012)

A técnica VIPR–SSFP (Vastly undersampled Isotropic Projection Steady- State Free Precession) veio alcançar uma otimização do tempo de preenchimento do espaço K com aquisição isotrópica e um contraste balanceado entre T1w e T2w e uso de TRs curtos também utilizando combinações lineares para separar o sinal da gordura e da água. (Crema, et al., 2011)

As técnicas 3D CUBE em ponderação T2w com posterior reconstrução das imagens obtidas são uma resposta positiva à representação das fissuras parciais do LCA e auxílio de posterior cirurgia reconstrutiva. Têm sido desenvolvidas por algumas marcas de equipamentos e estão associadas aos ultra alto-campos. Têm a desvantagem de ser demoradas, na ordem dos 5 a 6 minutos por sequência, e produzirem elevado número de imagens. (Lefevre, et al., 2013)

VII Metodologia

A abordagem metodológica conforma uma pesquisa descritiva com componente exploratória. Procedeu-se à recolha e análise de dados de forma sequencial em que as fases de pesquisa se validaram e complementaram subsequentemente. (Figura 8) Ilustrou-se iconograficamente a problemática em estudo. (Apêndice III)

A Fase I foi baseada na revisão bibliográfica intrínseca à RM osteo-articular e particularmente da articulação do joelho focada no LCA com o objetivo de conhecer o estado de arte da investigação desta articulação com respeito à avaliação de ambos os feixes do ligamento. Os principais termos de pesquisa utilizados foram, em língua Inglesa e Portuguesa: *Joelho; Ligamento Cruzado Anterior*, sob a sua forma abreviada *LCA e Ressonância Magnética*. As bases de dados preferenciais foram a *PubMed* e a *Science Direct*. As Fases II, III, IV e V corresponderam à componente de pesquisa exploratória, como a seguir se descreve e, cujos objetivos específicos concorreram para a resposta ao objetivo geral: *Caracterizar a estrutura, morfologia, biomecânica e evidência na imagem por Ressonância Magnética dos feixes Antero-interno e Pósterio-externo do Ligamento Cruzado Anterior*.

Fase II – Análise documental retrospectiva de relatórios Clínico-Radiológicos respeitantes a exames de Ressonância Magnética do joelho.

Fase III – Exploração da anatomia do LCA por disseção anatómica em cadáver para confirmação da estrutura e funcionalidade das fibras dos feixes Antero-interno e Pósterio-Externo.

Fase IV – Caracterização por microscopia eletrónica da ultra-estrutura de ambos os feixes e sua comparação.

Fase V – Aplicação dum protocolo específico em RM dirigido ao LCA e avaliação, por dois observadores quanto à sua complementaridade em relação ao estudo *standard*.

Apresenta-se, na Figura 8, em diagrama a sistematização da metodologia aplicada.

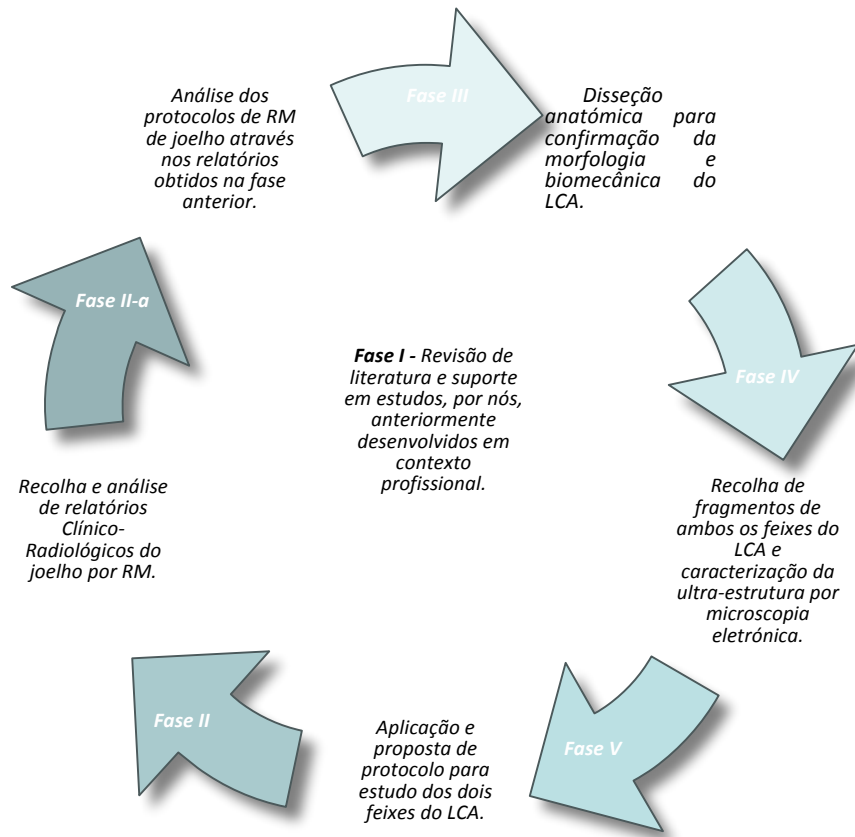


Figura 8 - Diagrama representativo das fases metodológicas da investigação e sua inter-relação.

7.1 Análise de Relatórios Clínico-Radiológicos de exames de Ressonância Magnética do joelho

Esta componente de análise teve como objetivo conhecer os principais protocolos aplicados no estudo da articulação do joelho, analisar se vão ao encontro do sugerido na literatura e confirmar se, na descrição clínica, foram ou não discriminados individualmente os dois feixes do LCA. Os critérios de inclusão dos relatórios foram: i) *não apresentar sinais de cirurgia prévia*; ii) *pertencerem a indivíduos adultos* e iii) *serem atuais*.

Foi construída uma grelha de avaliação para tratar o conteúdo de 114 relatórios clínicos de RM de joelho obtidos retrospectivamente e provenientes de oito instituições de Saúde, seis privadas e duas públicas das áreas metropolitanas de Lisboa, Porto e Coimbra. No seu conjunto os relatórios foram elaborados por 20 relatores diferentes. A proporção relativa de relatórios na amostra em função de disposição geográfica é proporcional à distribuição dos equipamentos de RM no país. A seleção foi não aleatorizada tendo como critério recolher, a partir da base de dados das instituições,

todos os relatórios de RM do joelho realizados nos meses de julho e agosto de 2013. Os exames correspondentes a estes relatórios foram realizados em equipamentos de baixo campo - 0,3T (1 equipamento), ultra alto campo - 3,0T (1 equipamento) e alto campo - 1,5T (6 equipamentos). Em todos foram usadas antenas de quadratura dedicadas à anatomia de joelho. Não nos foi presente a história clínica que levou à realização dos referidos exames.

A grelha de análise contemplou, para cada exame, o protocolo técnico efetuado, a lateralidade e a informação clínica referente aos meniscos e ligamentos cruzados. (Apêndice I) Os relatórios foram identificados na grelha através de um número de ordem para identificação. Todos os relatórios radiológicos foram anonimizados quanto à Instituição, nome do Doente bem como Médicos prescritor e relator.

Na impossibilidade de obtenção do Consentimento Informado dos doentes classificou-se a investigação de acordo com a deliberação Nº. 227 da Comissão Nacional de Proteção de Dados em “situações especiais”. Esta deliberação assenta no nº 6 do artigo 19º da Lei 12/2005.

Foi observada e demonstrada, assim, a particularidade da situação que impossibilitou a obtenção dos consentimentos dos titulares dos dados, bem como a importância do interesse público prosseguida pela investigação científica em causa.

7.2 Dissecção Anatómica do Joelho

Este procedimento teve como objetivo comprovar e caracterizar a morfologia e a função das fibras dos feixes Antero-interno e póstero-interno do LCA relativamente aos movimentos de rotação e translação da tibia sobre o fémur.

A Dissecção foi feita num cadáver do género feminino, com 79 anos de idade, cujo óbito ocorreu em 18/04/2012 por neoplasia do cólon. Para bloquear a autólise, em 20/04/2012, o cadáver foi sujeito a embalsamamento que consistiu na difusão de todos os tecidos, através da rede arterial com abordagem da artéria femoral, de uma solução de Etileno Glicol puro. O volume de solução de embalsamamento varia consoante o peso do cadáver e neste caso o volume de injeção foi de 8 litros. Foi também injetado no cérebro, via buraco ótico, 80ml de uma solução de formol a 10% e foi colocado em câmara de alta congelação a (-30⁰) em 03/05/2012. Em 05/09/2013, com fins científicos, foi-lhe administrada, pela mesma via arterial, uma solução de contraste radiológico vascular – micropac - ao qual foi adicionado um corante rosado.

Desta forma pôde-se melhor diferenciar as estruturas vasculares das nervosas e ligamentares.

Todos os procedimentos foram submetidos ao consentimento do Diretor do Departamento de Anatomia da Faculdade de Ciências Médicas da Universidade Nova de Lisboa e foram observadas as disposições do Decreto-Lei nº. 274/99 de 22 de julho.

A exploração do LCA desta Fase III, foi efetuada com o cadáver em decúbito dorsal com o MI direito em extensão e ligeira abdução. (Esperança Pina, et al., 2001)

Foi feita uma incisão cutânea longitudinal ao longo da face anterior do joelho com limite superior cerca de 10cm acima do polo superior da rótula e limite inferior imediatamente abaixo da tuberosidade anterior da tibia. Prosseguiu-se a rebater lateralmente as superfícies cutâneas seccionadas para separar o plano tegumentar do plano articular deixando a descoberto as asas interna e externa da rótula, os ligamentos menisco-rótulianos, a inserção do tensor da fáscia lata e bicípite que juntamente com a aponevrose femoral formam a fita de *Maissiat*. Vindo da região posterior da coxa observou-se o semimembranoso, o reto interno e o semitendinoso que se dirigem para a face interna da tibia. (Esperança Pina, et al., 2001) Externamente visualiza-se a cápsula articular e a membrana sinovial e internamente o tendão da *pata de ganso*.

Foi feita uma incisão na asa externa da rótula para a rebater internamente. Observou-se uma erosão da cartilagem no seu plano profundo, mais propriamente na superfície articular externa correspondendo a lesão condral. Junto ao ligamento rotuliano, já seccionado, observou-se o tibial anterior ao longo da face externa da tibia. Foi feita uma incisão para desinserção do ligamento rotuliano, dos ligamentos menisco-ligamentares e a inserção rótuliana da cápsula articular através duma semi-circunferência rótuliana. Observou-se a bolsa serosa pré-rótuliana e a bolsa adiposa de Hoffa. Foi seccionado o ligamento adiposo que se dirige para a chanfradura intercondiliana e ao ampliar a janela de visualização observaram-se os dois meniscos e toda a cartilagem que reveste os côndilos, apresentando uma lesão no côndilo interno por provável osteocondrite.

Foram aplicados os movimentos de flexão e extensão máximos da articulação deixando visualizar a funcionalidade das fibras do LCA. Em extensão, através da aproximação das superfícies articulares perdeu-se a observação do plano articular e do LCA.

7.3 Otimização do protocolo de estudo do joelho por RM e sua avaliação

Esta fase teve como objetivo avaliar qual o contributo da técnica proposta - sequência DP coronal oblíqua - ao estudo do LCA *standard* na diferenciação dos dois feixes.

Ao estudo *standard* de trinta exames de RM do joelho foi acrescida uma sequência 2D TSE em Densidade Protónica (DP) com espessura de corte de 2.0mm e orientação coronal oblíqua. O planeamento dos cortes teve como imagem principal de referência a sequência sagital em DP tendo-se orientado os planos de corte da inserção proximal para distal com uma inclinação segundo o longo eixo do LCA de $26^{\circ} \pm 6^{\circ}$ a partir da vertical e paralelamente à linha de *Blumensaat*. (Zantop, et al., 2005)

Para a aquisição dos dados, após a explicação dos objetivos do estudo, foi solicitada, a cada participante, a autorização para aquisição de mais uma sequência de RM num tempo total de 1,36 min sem qualquer desconforto adicional ou utilização de radiações ionizantes. (Apêndice II) Tal como consta do diploma: consentimento livre, específico, informado (alínea h, do artigo 3º da LPD), expresso do titular (nº 2 do artigo 7º da LPD) e escrito (nº 3 do artigo 4º da Lei 12/2005).

Os exames de RM foram obtidos num equipamento da marca Hitachi modelo *AiRIS*® *Elite*, com um magneto permanente de campo aberto e 0,3 T de intensidade de campo magnético. A amplitude dos gradientes é de 21mT/m com um *Slew Rate* de 55 V/ μ s. A abertura anterior é de 210º panorâmicos com 2 pilares laterais para a sustentação da componente superior do magneto. (Ribeiro, et al., 2012). Foi utilizada uma bobina recetora dedicada, com deteção do sinal em volume e com 17cm de diâmetro. Possui barras condutoras e *capacitors* no final de cada barra que funcionam como filtros passa-alta ou passa-baixa. Estas antenas geram uma distribuição de corrente perpendicular ao Campo B_0 , ou seja, um campo B_1 . Têm uma área de cobertura de aproximadamente 600mm². (Ribeiro, et al., 2013)

O doente entrou no magneto em direção *feet-first* e em supinação com o joelho posicionado em extensão e com o plano sagital do fémur com uma rotação externa de cerca de 15º. O espaço livre ao redor do joelho foi preenchido com almofadas para promover a imobilização e conforto do doente e diminuir os artefactos. O membro contra-lateral ficou em extensão, ligeiramente afastado do membro em estudo, para anular possíveis interferências de proximidade. Figura 9 (A) e (B).

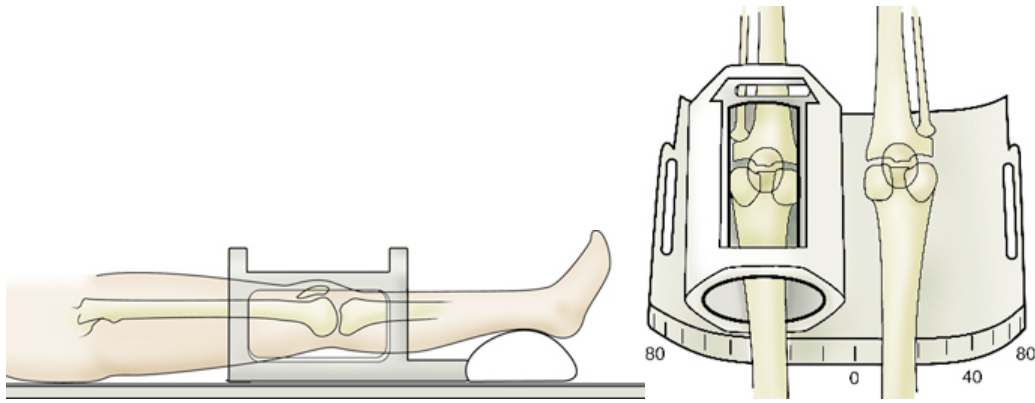


Figura 9 - (A) e (B) – Posicionamento do joelho dentro da antena.

(Fonte: <http://weill.cornell.edu/mri/MRI/Extremity/Knee/knee1.htm>)

A centragem do feixe luminoso transversal foi feita no ponto mais alto da rótula e o longitudinal centrado segundo o eixo do membro inferior, assumindo um *offset* direito ou esquerdo de 75mm para os respectivos joelhos correspondente à distância da linha média ao centro do magneto.

As imagens dos 30 exames de RM foram observadas por dois médicos Radiologistas (observadores), idôneos, ambos com larga experiência em RM Osteo-articular (mais do que 20 anos). Os dois observadores, sendo um deles Coordenador Residente numa instituição de ensino, e o outro Diretor Clínico dum centro de Ressonância Magnética avaliaram as mesmas imagens em condição de independência (2 blinded testers). Foi-lhes pedido o relato clínico das imagens dos 30 casos com avaliação dirigida ao LCA. Sobre o relatório radiológico feito inicialmente foi, portanto, feita nova avaliação em relação ao LCA aplicando-se a metodologia de integridade intra-observador na avaliação dos dados. Num passo seguinte foi apresentado a sequência coronal oblíqua dirigida ao LCA e foi pedido aos observadores nova avaliação do LCA com referência à evidência, ou não, de distinção dos feixes do LCA. A informação obtida foi tratada pela técnica de análise de conteúdo.

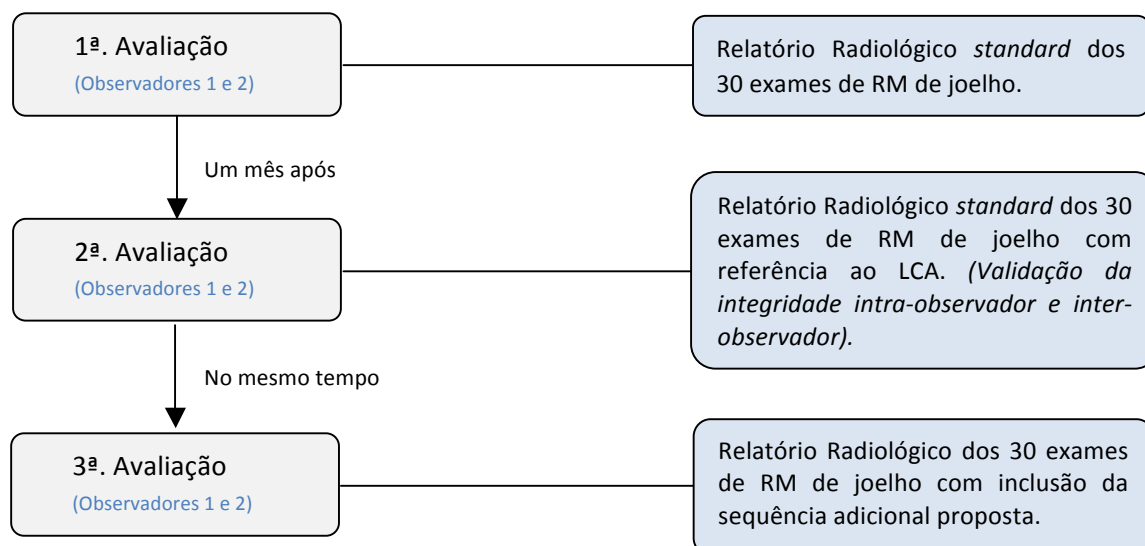


Figura 10 - Esquema da metodologia de avaliação dos exames de RM.

Elaborou-se uma tabela onde, em duas colunas, se registaram as alterações em relação à informação constante na 1ª. Avaliação sem inclusão da sequência adicional e numa outra coluna a nova avaliação do LCA com base na sequência adicional.

Para descrevermos a intensidade da concordância entre os dois observadores na classificação “visualizar os dois feixes do LCA” ou “não visualizar os dois feixes do LCA” entre as observações 1, 2 e 3 apresentadas na Figura 10, utilizou-se a medida *Kappa* que é baseada no número de respostas concordantes, ou seja, no número de casos cujo resultado é o mesmo entre os observadores. A determinação do coeficiente de concordância de *Kappa* tem como resultado possível máximo o valor 1 que representa total concordância. A escala varia entre -1 e 1. Os valores abaixo de 0 indicam nenhuma concordância tal como descrito por Landis e Koch, 1977.

Tabela 2 - Classificação do índice *Kappa*

Valores de <i>Kappa</i>	Interpretação
<0	Não concordância
0-0.19	Muito fraca concordância
0.20-0.39	Baixa concordância
0.40-0.59	Concordância moderada
0.60-0.79	Substancial concordância
0.80-1.00	Quase perfeita/ Perfeita concordância

(Fonte: Landis JR, Koch GG. *The measurement of observer agreement for categorical data*. Biometrics 1977; 33: 159-174)

As principais seqüências de pulso nas quais se baseou a avaliação do LCA incluindo a referência aos dois feixes foram:

1) DP em orientação Sagital, com técnica FSE 2D; fator turbo 2; FOV 200mm; TR 1350ms; TE 20ms; FA 90°; 20 cortes com TH 4mm; GAP 4,5mm; NSA 2; RF 24kHz e Matriz de Reconstrução 512x512.

2) T2w* em orientação Sagital com técnica GRE 2D; e separação das imagens da frequência de gordura e água; FOV 200mm; TR 742ms; TE 17,1ms; FA 30°; 20 cortes com TH 4mm; GAP 5mm; NSA 2; RF 24kHz e Matriz de Reconstrução 256x256.

3) Sequência Proposta – DP em orientação Coronal com técnica FSE 2D; FOV 180mm; TR 1168ms; TE 20ms; FA 90°; 8 cortes; TH 2mm; Contíguos; NSA 4; fator turbo 6; Matriz de Reconstrução 512x512; Tempo de aquisição = 1m36s.

7.4 Ligamento Cruzado Anterior por Microscopia Eletrónica de Varrimento

A composição estrutural do LCA não se revela consensual entre os autores. Pretendeu-se com este ensaio fazer a caracterização da ultra-estrutura dos componentes do LCA e verificar se existem diferenças observáveis na composição histológica dos feixes AI e PE que possam orientar o protocolo por RM de modo a resultar em estruturas com diferentes contrastes e assim incrementar a diferenciação entre os dois feixes. Os feixes foram observados com especial atenção para o tamanho, disposição e distribuição das fibras de colagénio.

Durante o processo de dissecação anatómica descrito em 7.2 foram recolhidos 2 fragmentos longitudinais do LCA um do feixe AI e outro do feixe PE para posterior observação por microscopia eletrónica de varrimento. Ambas as amostras foram fixadas em 4 recipientes onde dois deles continham formol a 10% e os outros dois, acetona pro-análise.

A preparação das amostras para a posterior observação no microscópio eletrónico consistiu em i) desidratação; ii) ponto crítico e iii) metalização ou *sput coater*.

As áreas das quais se obtiveram as imagens foram selecionadas aleatoriamente, mas em particular foi dada atenção às áreas centrais e adjacentes ao corte. Para expor a superfície lisa das fibras de colagénio, foi utilizada a criofratura para separar manualmente a amostra ao longo da direção da fibra. Logo após foi feita a separação com uma lâmina de bisturi microcirúrgico nos planos sagital e coronal. Os tecidos

foram, então, desidratados numa série consecutiva de concentrações de acetona graduadas em (30, 50, 75, 90 e 100%). Este procedimento teve em consideração a relação de 1mm³ de amostra para 1 hora de impregnação.

O procedimento de desidratação das amostras envolveu a montagem nos *basquets*, secagem e desidratação dos tecidos através do *critical point drying* com injeção de CO₂ no estado líquido e purga simultânea da acetona. Este procedimento possibilita a secagem das amostras sob a variação de pressões e temperaturas sem que os detalhes anatómicos de superfície sejam alterados. Os fragmentos foram depois colocados em blocos de montagem com 10mm de diâmetro e submetidos ao processo de metalização com revestimento de ouro e armazenados num recipiente de vácuo. As amostras foram fotografadas com um *scanning electron microscope* da marca JEOL JSM 5410 (JEOL™, Tóquio, Japão).

As imagens foram posteriormente processadas através da aplicação *SemAfore*®

VIII Resultados e Discussão

Protocolos

Dos 114 analisados foram considerados 107 e excluídos 7 por não cumprirem os critérios de inclusão. Dois exames não correspondiam a área anatómica do joelho; três tinham feito ligamentoplastia prévia e 2 tinham menos de 18 anos de idade.

Verificámos que dos 107, dez não referiam a lateralidade. Dos restantes verificou-se uma predominância do joelho Direito (58) face ao Esquerdo (49).

Do extracto do relatório onde é referido o LCA verificou-se que nove deles faziam referência à posição específica da lesão no ligamento. Das expressões apresentadas realçam-se: “...na vertente proximal do LCA...”; “...na inserção superior...”; “...junto à inserção tibial...”; “...Rotura da porção proximal do LCA”; e “Boa delimitação do feixe distal”.

Proseguiu-se a análise do conteúdo dos relatórios tendo-se verificado que nos 107 analisados apenas seis deles mencionavam a individualização dos dois feixes do LCA. As expressões em causa são as que seguem: “Tumefação do feixe posterior” ; “Rotura parcial não recente do LCA externo” ; “Indefinição na estrutura do LCA externo” ; “Rotura parcial proximal postero-externa do LCA” ; “Rotura completa do LCA traduzida por hipersinal e interrupção dos feixes anterior e posterior” e “...inserção dos feixes fibrilares posteriores...”.

Quanto aos protocolos utilizados verificámos haver alguma discordância entre as instituições ou até mesmo dentro duma mesma instituição. As sequências aplicadas no plano sagital são apresentadas em percentagem no Gráfico 1. Verificámos assim que no plano sagital é o plano em que são aplicadas mais sequências no conjunto do protocolo, em todas as instituições.

A densidade protónica (DP) em sagital é a ponderação mais aplicada com 40,19% de observações seguida da DP com supressão do sinal da gordura com 35,5%. Esta mesma ponderação com colimação fina dirigida ao LCA adquiriu 33,6% de observações e o T2w* com Fat-Sat com 28,0%.

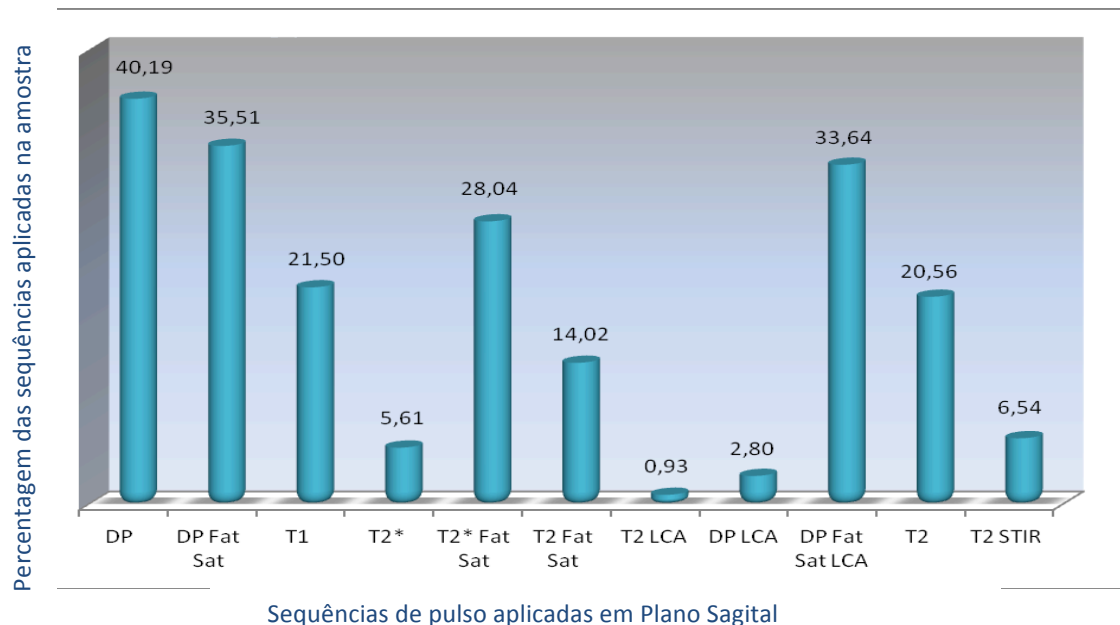


Gráfico 1 - Sequências de pulso constantes dos protocolos aplicados em plano sagital nas diferentes instituições em estudo.

Nos protocolos efetuados a maioria das seqüências aplicadas são no plano sagital seguidas das do plano coronal. No Gráfico 2 observa-se a distribuição frequencial das seqüências de pulso coronais. A mais frequente é também a DP com saturação de gordura com 45,79% de aplicações entre os 107 relatórios da amostra e a STIR com 41,12%. O valor que lhes segue é o T1w embora apenas com 28,04% das aplicações. (Gráfico 2)

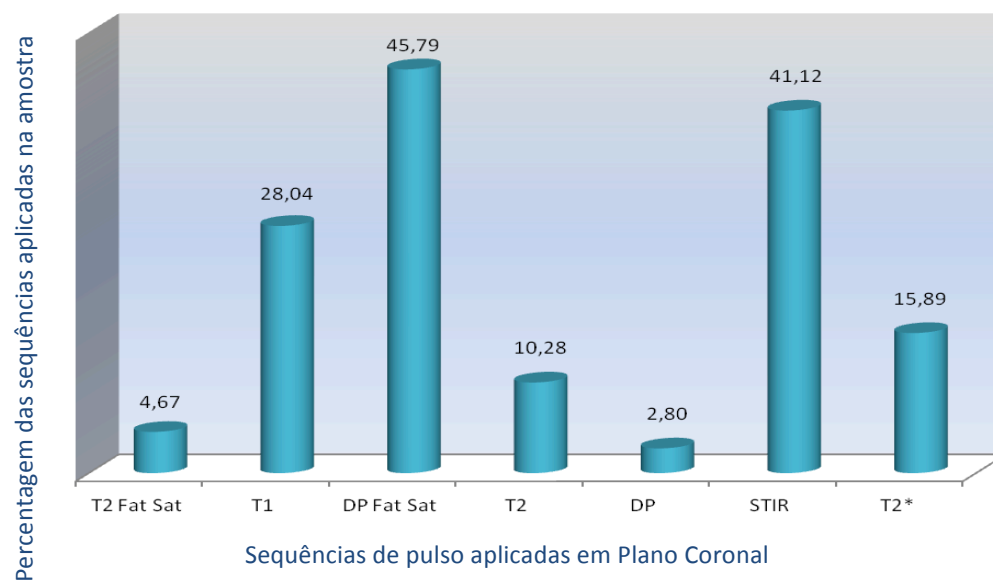


Gráfico 2 - Sequências de pulso constantes dos protocolos aplicados em plano coronal nas diferentes instituições em estudo.

Num total de 103 seqüências de pulso aplicadas no plano axial nos 107 doentes revistos, a sua distribuição é apresentada no Gráfico 3. A seqüência mais frequentemente verificada foi o T2w com saturação do sinal da gordura (38,32%).

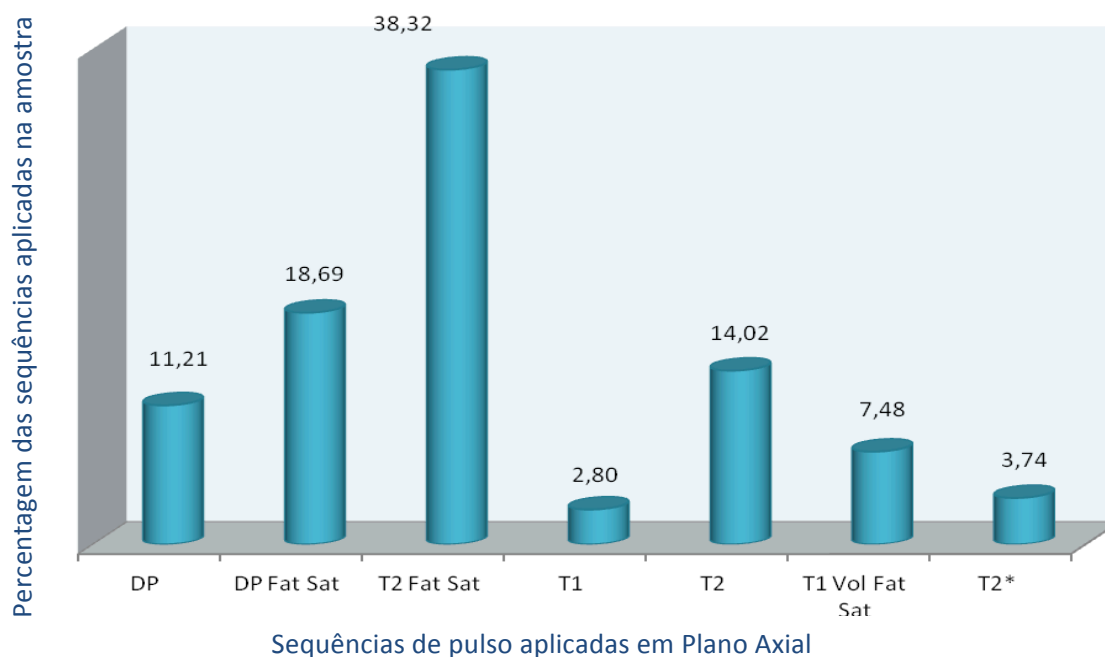


Gráfico 3 - Seqüências de pulso constantes dos protocolos aplicados em plano axial nas diferentes instituições em estudo.

Constatámos que o plano em que são aplicadas mais seqüências é o plano sagital com 224 observações seguidas do coronal com 159 e por fim o axial com 103. As seqüências a aplicar variam segundo o equipamento e a preferência da equipa de saúde. As imagens obtidas nos três planos são essenciais para um correto e completo diagnóstico. (Nissman, et al., 2008)

Nas projeções coronais são bem visualizados os ligamentos colaterais e de alguma forma podem-se tirar conclusões ou complementar decisões clínicas quanto aos ligamentos cruzados.

No plano axial podemos verificar que o T1w com saturação de gordura e em aquisição volumétrica é aplicado apenas nalguns casos (7,48%). Esta seqüência sem incremento inter-planos proporciona uma observação pormenorizada dos meniscos e da morfologia da cartilagem rótuliana. Observámos que em todos os planos as ponderações aplicadas com maior frequência são a densidade protónica com saturação do sinal de gordura.

Para o estudo específico do LCA e com objetiva referência nos relatórios analisados encontramos 37,37% dos exames efetuados.

Alguns relatórios referiam aquisições em 3D GRE para observação da cartilagem rótuliana ou avaliação da posição /instabilidade da rótula. Houve também referência à introdução, em 4 relatórios, da técnica CUBE.

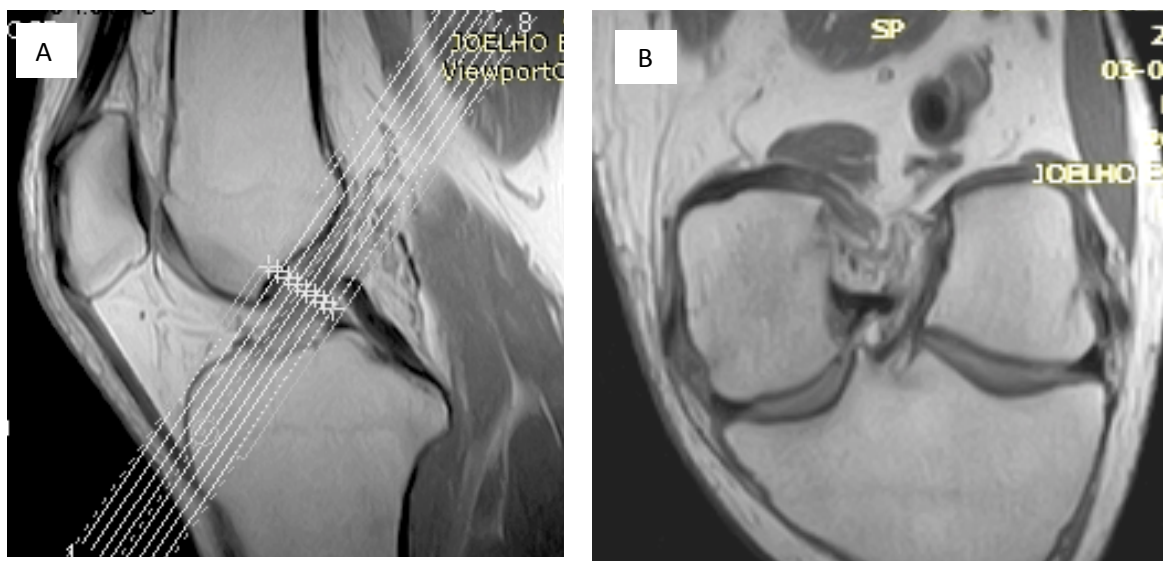


Figura 11- Imagens da sequência proposta. Planeamento da Aquisição (A) e observação dos dois feixes do LCA (B).

Morfologia do LCA

Embora alguns autores sugiram que até 26% dos joelhos com LCA observados ao microscópio apresentem um feixe único, a nossa pesquisa verificou a existência de dois feixes, sendo também aceite pela maioria dos autores que o LCA consiste em dois feixes distintos e nalguns casos raros com um feixe intermédio tripartido. (kweon, et al., 2013) (Noronha, 2006)

O ligamento cruzado anterior e os seus feixes Antero-interno (AI) e Pósterio-Externo (PE) tornaram-se visíveis na fase final de dissecação anatómica e foram identificados com setas azuis. (Figura 12)

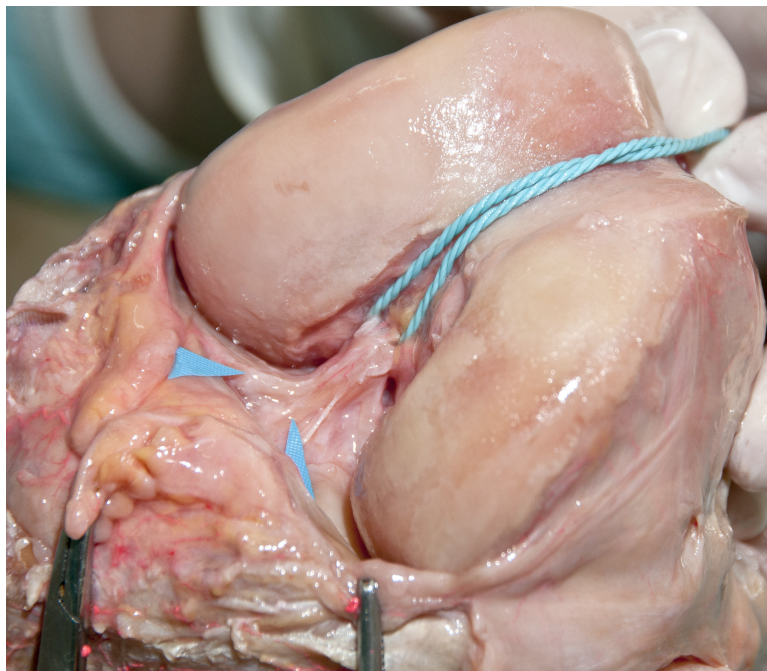


Figura 12 - Plano articular do joelho em abordagem frontal-oblíqua com o joelho em flexão e observação das fibras do feixe AI e PE do LCA (setas).

Tal como se pôde comprovar pelos movimentos efectuados aquando da dissecção anatómica do joelho verifica-se que, tal como referiu (Christopher K., et al., 2013), a função primária do LCA é prevenir a translação anterior da tibia e atua como estabilizador secundário da rotação interna da tibia e da angulação em valgus da articulação do joelho.

No plano frontal, o feixe Antero-interno apresentou-se com uma orientação mais vertical (cerca de 70 ° em relação à linha de base de joelho) e paralelo ao teto da chanfradura intercondiliana ou linha de *Blumensaat* (Stoller, 2007) (Kaya, et al., 2010) (Zantop, et al., 2005) (Nissman, et al., 2008) enquanto o Pósterio-Externo é orientado mais na horizontal (cerca de 55 ° em relação à linha de base do joelho). (Petersen & Zantop, 2007) Com o joelho em flexão o feixe AI fica sob tensão, enquanto que o PE se apresenta moderadamente relaxado. No entanto, com o joelho fletido a inserção femoral do LCA assume uma orientação mais horizontal, provocando uma compressão do feixe AI e solta o PE, tornado assim o feixe AI o sistema de retenção de carga do músculo tibial anterior. A Rotação interna condicionou uma distensão do LCA ligeiramente superior à rotação externa atuando como uma restrição secundária à angulação varo-valgus em extensão máxima. (Jain, 2013) A tensão sobre ambos os feixes AI e PE na extensão e a relaxação do feixe PE na flexão foi verificada tal, como referido por Noronha, 2006.

Recentemente foi sugerida uma classificação *standard* para a rotura intra-articular do LCA em relação aos seus dois feixes. (Zantop, et al., 2007)

Esta classificação consiste num código alfanumérico com letras para a localização da rotura do feixe AI e os números para a localização da rotura do feixe PE. A localização da rotura mais próxima do fémur para o feixe AI é classificada em **1**, a rotura mediana é classificada em **2** e uma rotura do feixe AI proximal à tibia é graduada em **3**. Um feixe AI alongado, funcionalmente insuficiente é graduado em **4** e um feixe AI intacto assume o grau **5**. Para o feixe PE, uma rotura na origem do fémur, região média ou inserção tibial assumem os graus **A**, **B** e **C**, respetivamente. Os feixes PE mais alongados são classificados com **D** e o feixe PE sem lesão com **E**. O padrão de rotura intraoperatório avaliado, do feixe AI e PE pode ser descrita usando o código alfanumérico, por exemplo, por um **1A** rotura femoral do AI e assim sucessivamente. A validade e a confiabilidade de uma possível classificação está atualmente em desenvolvimento. (Jain, 2013)

No LCA, aproximadamente a 5-10mm da inserção tibial existe uma camada de tecido fibroso denso que rodeia o ligamento, em vez do tecido sinovial. Esta área corresponde à zona em que o ligamento conflitua com o arco anterior da chanfradura intercondiliana femoral na extensão total do joelho. (Jain, 2013) por este motivo sempre que existe uma chanfradura displásica ou de pequenas dimensões o LCA pode ser lesado tal como refere (Noronha, 2006), por conflito direto com o seu teto no movimento de hiper-extensão. O conceito da adaptação das fibras do LCA à amplitude do movimento flexão-extensão e que a divisão do ligamento em feixes é mais uma divisão baseada na função do que na anatomia, já atestada por estudos biomecânicos de Amis e Dawkins, foi por nós corroborada no procedimento de disseção. (Zantop, et al., 2005) (Silva, 2006)

Observação da Ultra-estrutura do LCA

Os feixes de fibras de Colagénio encontram-se dispostos segundo várias direções e sentidos e a organização ultra-estrutural é variada e complexa. (Strocchi, et al., 1992)

O LCA é composto por fibroblastos e por uma matriz extracelular onde o colagénio tipo I é o principal componente, e é responsável para resistir às tensões de tração do LCA e tendões. Existem outros tipos de colagénio, incluindo os tipo III, IX e XI. (Zhu, et al., 2012) Estudos prévios e os nossos resultados mostraram que o LCA tem dois grandes tipos de células. Um deles é o fibroblasto fusiforme e o outro tipo é redonda

ou oval, assemelhando-se a fibrocondrócitos com lacunas. Na Figura 13 é visível esse padrão.

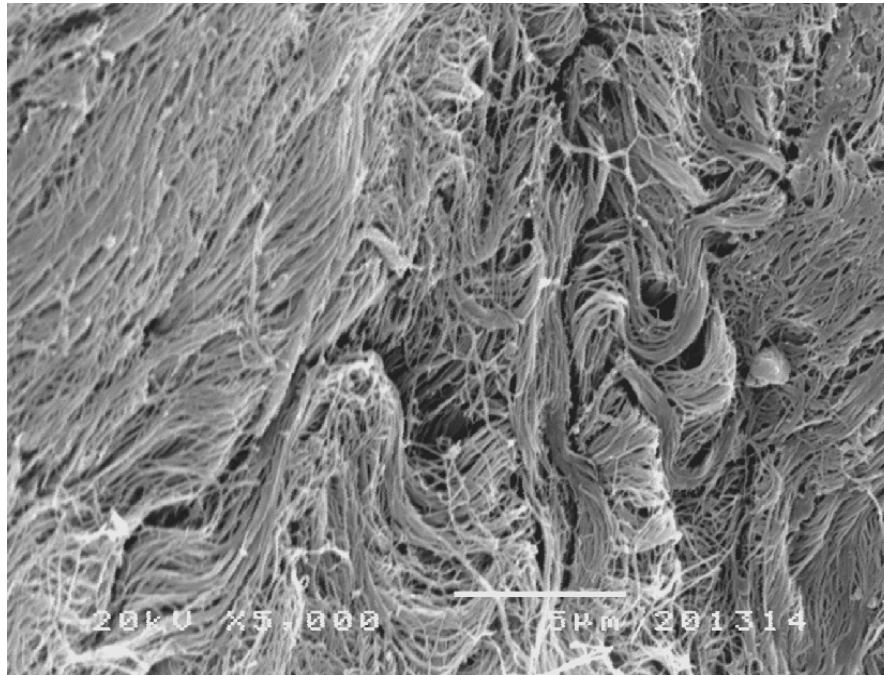


Figura 13 - Foto da ultra-estrutura do LCA – feixe PE, obtida com um varrimento de 20 kV e com uma ampliação de 5000x.

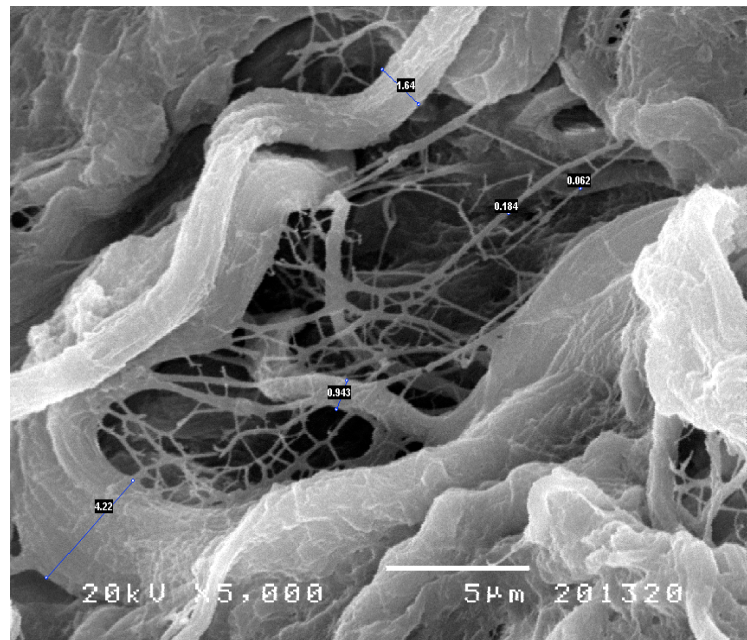


Figura 14 - Foto da ultra-estrutura do LCA – feixe AI, obtida com um varrimento de 20 kV e com uma ampliação de 5000x.

A Figura 13 mostra também as fibras de elastina em corte transversal sendo as de disposição longitudinal difíceis de observar. As fibras de colagénio do LCA apresentam uma combinação de redes helicoidais, lineares e paralelas ao contrário do que se

observa nos tendões, os quais são compostos por fibras paralelas de colagénio com forma de onda aplanada.

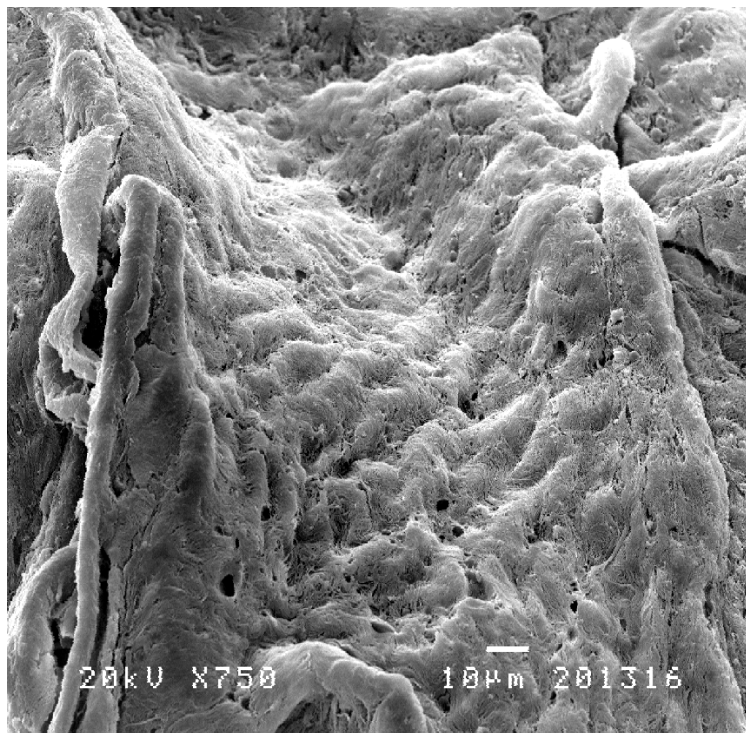


Figura 15 - Foto da ultra-estrutura do LCA – feixe A1, obtida com um varrimento de 20 kV e com uma ampliação de 750X.

Os feixes foram ainda subdivididos num conjunto de fascículos menores. Podem ser encontradas no LCA os dois tipos de fibras. A fibra ondulada que foi a composição principal do LCA e tendões e a fibra helicoidal, exclusiva do LCA. (Figura 13)

A Figura 14 apresenta a composição heterogénea das fibras do colagénio com um diâmetro irregular já descrito por (Strocchi, et al., 1992). Na mesma figura ao fundo podem-se observar, agrupadas, as fibras oxitalânicas apenas visíveis em ampliações superiores. As diferenças encontradas entre a organização das diferentes fibras segundo a sua localização no LCA foi também comprovada pois encontrou-se zonas de maior e menor densidade de fibras (zona distal, média e próximal), tal como descrito por (Jain, 2013) (Figura 14).

A partir das diferenças encontradas na ultra-estrutura dos feixes não foi possível retirar conclusões com vista à otimização do protocolo por RM dirigido aos feixes A1 e PE.

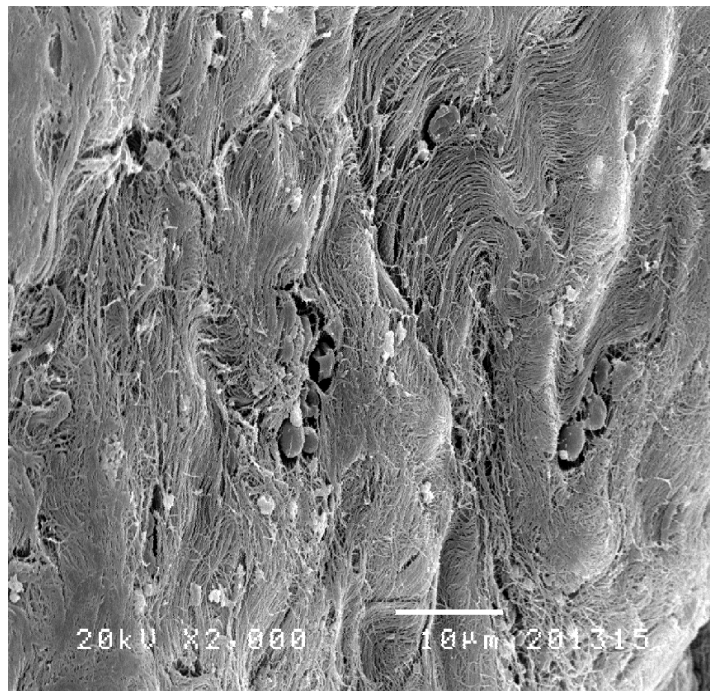


Figura 16 - Foto da ultra-estrutura do LCA – feixe Al, obtida com um varrimento de 20 kV e com uma ampliação de 2000x.

No LCA, uma alta densidade de fibras de colágeno constitui uma unidade sub-fascicular. Entre elas havia lacunas preenchidas com fibras emaranhadas. Estas fibras apresentavam características ondulatórias desordenadas e não apresentaram um padrão uniforme. Nas seções sagital, o LCA mostrou uma disposição lamelar. A direção das fibras em diferentes lamelas era também diferente. (Zhu, et al., 2012)

A estrutura observada corrobora o postulado de (Strocchi, et al., 1992), admitindo a suposição que os diferentes grupos de fibras de colágeno observados tenham diferentes funções. As fibrilhas maiores não homogêneas poderão ser especializadas para resistir a tensões de alta resistência e as pequenas fibrilhas destinadas a manter a organização tridimensional do ligamento. (Zhu, et al., 2012)

Quanto à isometria ligamentar das fibras do LCA e a sua aplicação à prática clínica parece ser uma assunção controversa. Na Figura 14 pode-se observar a variação na dimensão e organização dos conjuntos de fibras. O seu tamanho é variável entre 4,22 μm e 0,062 μm .

Observação dos casos clínicos pelos observadores

Os casos clínicos referentes a 30 exames de joelho por RM foram analisados por dois observadores. A amostra apresentou uma média de idades de aproximadamente 42 anos.

Observou-se que a projeção sagital em densidade protônica e cortes finos proporcionam uma boa visualização do LCA, porém nem sempre os dois feixes se conseguem facilmente distinguir por se encontrarem paralelos e muito próximos. Na abordagem em perfil o LCA e a separação dos dois feixes é absolutamente discriminada com o joelho em flexão, posição que não é habitualmente utilizada em exames de RM do joelho. (Figuras 17)

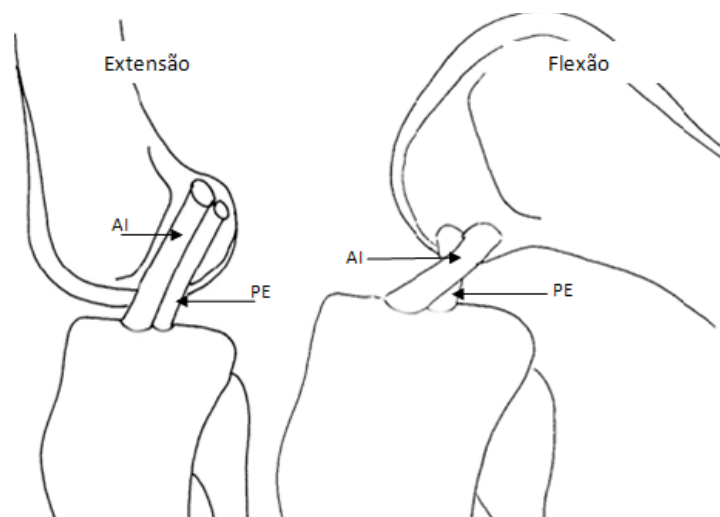


Figura 17 - Ilustração da modificação de posição dos dois feixes do LCA de acordo com a flexão-extensão da articulação do joelho.

[Adaptado de (Kaya, et al., 2010)]

Como as imagens por RM são habitualmente obtidas com o joelho em extensão e o feixe AI se encontra moderadamente relaxado, posiciona-se em sobreposição ao feixe PE tornando difícil a distinção entre ambos. Por esse motivo, tal como avaliamos a partir dos 107 relatórios analisados, na RM *standard* o relatório clínico obtido refere-se ao LCA mas na realidade só avalia as fibras do feixe AI. (Kaya, et al., 2010)

A sequência proposta apresentou uma percentagem de discriminação dos dois feixes de 73,3%, ou seja, em 22 dos 30 casos os observadores fizeram referência ao LCA com menção aos dois feixes. Este valor poderia ser superior, porém, em dois dos casos não houve possibilidade de individualizar o ligamento ou os seus feixes devidos a rotura completa do ligamento. Na observação feita antes da aplicação da sequência proposta a visualização e individualização dos feixes do LCA foi de 26,7% (8 em 30). Deste modo houve um incremento substancial na individualização dos feixes do LCA após a aplicação da sequência proposta.

Estes resultados são apoiados por Kwon et al referido por (Kaya, et al., 2010) que reporta que embora a inclusão dos planos oblíquos não acresça maior sensibilidade ao estudo dirigido ao ligamento mas os resultados dos exames por RM incrementam significativamente a especificidade e a precisão no caso de roturas parciais onde são utilizados os planos coronais oblíquos conjuntamente com o sagitais oblíquos. (Chen, et al., 2013) (Moon, et al., 2008) (Kaya, et al., 2010)

Neste sentido a observação dos feixes em projeção de face é uma mais-valia na distinção dos dois feixes sobretudo na sua inserção distal.

Nos exames sujeitos a observação pelos *experts*, os casos onde a visualização do LCA não foi possível poderão corresponder a casos onde a individualização dos feixes não se verifique. Em estudos anteriores a separação dos dois feixes do LCA apenas foi encontrada em 38% dos casos (Kaya, et al., 2010) e só existem garantias da existência de dois feixes em 26% dos indivíduos. (kweon, et al., 2013)

As observações feitas pelos dois *experts* sugerem que a Ressonância Magnética complementada com a sequência coronal oblíqua de 2mm de espessura permite uma visualização superior do ligamento. Esta teoria reforça o estudo de (Kaya, et al., 2010) no qual foi verificado que a a sensibilidade e especificidade da RM para estudo do LCA em condições patológicas pode variar entre 90-94% e de 95-100% respetivamente utilizando a artroscopia como padrão de referência.

Quanto à classificação da individualização dos dois feixes do LCA na 3ª Fase de observações, entre os dois observadores, o índice *Kappa* revelou uma concordância interobservador de 0,67 (concordância substancial). O valor da concordância interobservador para a 2ª observação quanto à individualização dos feixes do LCA foi de 0,4 o que revela uma concordância baixa-a-moderada.

Foi ainda pedido aos observadores que classificassem a observação do ligamento do ponto de vista clínico como “Normal” e “Não Normal” antes da aplicação da sequência proposta e verificou-se que a concordância interobservador foi de 0,59. Considerou-se este resultado um reforço positivo para a sequência proposta por ter revelado moderada concordância, tendo-se considerado haver melhor visualização dos feixes na última observação.

Fomos ainda verificar a integridade de concordância *Kappa* intraobservador entre a 1ª, 2ª e 3ª observações, que revelou valores médios para os dois observadores de 0,78 entre a 1ª e 2ª e de 0,45 entre a 2ª e 3ª, uma vez que na segunda observação ambos os observadores disseram muitas vezes *não* à visualização dos dois feixes e na 3ª

observação houve muitas classificações de *sim* quanto à observação dos dois feixes, o que baixou consideravelmente a concordância entre a 2ª e 3ª observações.

IX Considerações finais

Com fundamento na revisão de literatura efetuada e apoiados pela conclusão do estudo de (Kaya, et al., 2010) onde é referido explicitamente que: *"These findings show that it is still unclear which planes and sections are most appropriate for accurate MRI evaluation of the ACL."*, fomos motivados a ampliar estes estudos e acrescentar informação útil dada a importância desta estrutura anatómica na fisiopatologia das lesões do joelho no âmbito da cirurgia e sua recuperação.

Ficámos a conhecer que estudos em cadáver e explorações por tomografia em 3D alteraram a assunção e compreensão da anatomia do ligamento cruzado anterior e estruturas relacionadas. Tornou-se importante reconhecer limites ósseos e pontos de referência anatómicos para a colocação exata de enxertos e túneis durante a reconstrução do LCA. A existência de dois pontos de fixação diferentes para cada um dos feixes é agora justificada e implementada e trouxe para a discussão as implicações cirúrgicas de reconstrução do ligamento e o resultado funcional resultante desta nova técnica cirúrgica.

O LCA tem uma ultra-estrutura complexa com fibras de colagénio fusiforme dispostas linearmente ou em organização elíptica e mostram diferentes tamanhos. Apresentam-se em camadas onduladas para resistir às tensões a que os diferentes feixes do ligamento são frequentemente sujeitos. As diferenças encontradas na ultra-estrutura entre os feixes do LCA, sobretudo na dimensão, composição e distribuição leva-nos a admitir que os diferentes grupos de fibras observados têm diferentes funções, sendo as maiores especializadas para resistir a pressões de alta resistência, e as pequenas para ajudar a manter a organização tridimensional do ligamento. Idealmente os dados obtidos a partir dessas diferenças poderiam ser relacionados com a intensidade do sinal em RM, porém, tal não seria possível através do desenho deste estudo. Verificou-se neste estudo que as fibras de colagénio diferem na organização e tamanho de acordo com a sua localização no ligamento.

Um outro ponto controverso, inconsistente na literatura e não menos importante é a determinação do valor dos ângulos de inclinação que os feixes do LCA fazem com a linha de base do joelho e eixo do fémur, pelo que sugerimos a elaboração de mais estudos que encontrem valores padrão por RM para a inclinação dos dois feixes dada a importância deste aspeto na determinação dos diâmetros dos túneis e orientação dos *clips* na cirurgia reconstrutiva. O número de revisões de cirurgia reconstrutiva do LCA nos Estados Unidos é elevado sendo a má programação da cirurgia a causa mais

comum de erro técnico. (Brophy, et al., 2006) Variados estudos têm demonstrado os efeitos que a colocação do túnel e sua orientação, ou a adição de um segundo túnel tem no enxerto do LCA. Outro erro técnico comum que se encontra descrito é colocar ambos os túneis femorais e tibiais em posição demasiado anterior.

Recentemente têm sido feitos esforços para reconstruir os ligamentos cruzados com maior precisão utilizando técnicas de feixe duplo e a criação de vários túneis na reconstrução do ligamento. No entanto, a perfuração de vários túneis para a reconstrução com duplo feixe é tecnicamente exigente e requer uma boa seleção de pacientes e habilidade técnica para evitar complicações relacionadas à sua utilização. (kweon, et al., 2013) Os proponentes destas técnicas sugerem que uma real reprodução da anatomia normal resultaria em melhores resultados clínicos e diminuição de problemas tais como insuficiência do enxerto e *impingement* em extensão. (Kaya, et al., 2010) Estas técnicas podem incrementar os benefícios caso seja preservado o feixe não lesado, mantendo assim as terminações nervosas na reconstrução cirúrgica. (Noronha, 2006)

A Ressonância Magnética têm uma responsabilidade acrescida neste contexto podendo ser determinante, através das indicações clínicas que proporciona ao cirurgião quanto à anatomia função e situação clínica de ambos os feixes do LCA. Estão em curso ensaios clínicos para avaliar a eficácia e segurança da cirurgia reconstrutiva dos ligamentos cruzados utilizando técnicas de duplo feixe. (kweon, et al., 2013)

Através desta investigação pode-se concluir sobre a morfologia de duplo feixe do LCA e suas características biomecânicas. Observou-se que os estudos por RM no joelho assumem no quadro clínico ostreoarticular uma posição de destaque.

Os relatórios clínicos dos exames de RM, na sua maioria, não mencionam a constituição do LCA segundo os seus dois feixes devido à sobreposição das fibras do ligamento nas imagens obtidas em plano sagital para estudo do LCA. Um protocolo adequado à patologia da articulação do joelho e adaptado ao equipamento de RM pode trazer informações clínicas adicionais à cirurgia reconstrutiva do LCA. Os protocolos técnicos aplicados, com diferenças decorrentes das características técnicas de equipamentos, seguem uma orientação heterogénea entre os departamentos de Radiologia estudados e não estão de acordo com o sugerido na literatura sobre protocolos técnicos. A elaboração de Normas de Orientação Clínica (NOC) dirigidas segundo o equipamento e patologia seria uma opção estratégica aconselhável.

A classificação alfanumérica das lesões dos dois feixes AI e PE do LCA propõe uma forma estruturada de diferenciação dos dois feixes nos relatórios clínicos por RM.

Com fundamento na descrição dos mecanismos de lesão de (Fernandes, 2007) e (Noronha, 2006), para que o Técnico de Radiologia oriente adequadamente o protocolo por RM é muito importante conhecer as ocorrências que levaram à lesão para dirigir assim o estudo ao feixe AI ou PE.

O uso de equipamentos de configuração aberta têm a vantagem de poder melhor avaliar a função e cinemática da articulação por permitir posicionamentos alternativos que mimiquem os mecanismos de lesão mais frequentes. (Okazaki, et al., 2007) (Ribeiro, et al., 2012) Um estudo recente com cobaias procurou combinar antenas de elevada sensibilidade (13 canais retores integrados) com um dispositivo indutor de movimento para fazer estudo funcionais do joelho. (Raghuraman, et al., 2013)

O protocolo sugerido com as sequências para estudo do LCA, 2D TSE DP com 2mm com orientação sagital oblíqua complementada com a 2D TSE DP 2mm coronal oblíqua orientado segundo a trajetória das fibras do LCA, incrementam a evidência do LCA e permitem individualizar os feixes AI e PE. As duas sequências em complemento poderão constituir uma resposta mais satisfatória em relação ao diagnóstico radiológico podendo ser de grande utilidade no planeamento pré-cirúrgico.

Sugere-se a efetivação de mais estudos nomeadamente, estudos dinâmicos adquiridos em equipamentos de configuração aberta que caracterizem não só a morfologia, estrutura e função mas também a biomecânica e cinemática do LCA.

X Referências Bibliográficas

1. Alex Ng, W. et al., 2011. Imaging of the anterior cruciate ligament. *World Journal of Orthopaedics*, 2(8) August, pp. 75-84.
2. Alves, J., 2012. *Avaliação das alterações fisiológicas dos músculos da perna por IRM através de T2*. Almada: Universidade Nova de Lisboa.
3. Baio, J., 2009. *Análise de um Marcador Periférico para as Alterações Musculares*. Mestrado Integrado em Engenharia Biomédica. Coimbra: s.n.
4. Bhandari, M., Smith, J., Miller, L. & Block, J., 2012:5 . Clinical and Economic Burden of Revision Knee Arthroplasty. *Clinical Medicine Insights: Arthritis and Musculoskeletal Disorders*, pp. 89-94.
5. Bollen, S., 2000. Epidemiology of knee injuries: diagnosis and triage. In: J. Webb & I. Corry, edits. *Injuries of the sporting knee*. London: Br J Sports Med, pp. 227-228 Vol.34.doi:10.1136/bjism.34.3.227-a .
6. Brophy, R., Selby, R. & Altchek, D., 2006. Anterior Cruciate Ligament Revision: Double-Bundle Augmentation of Primary Vertical Graft. *Arthroscopy*, pp. 683.e1-683.e5.
7. Bryan, S., Bungay, H., Weatherburn, G. & Field, S., 2004;2 . Magnetic resonance imaging for investigation of the knee joint: A clinical and economic evaluation. *International Journal of Technology Assessment in Health Care*, April, pp. 222-229.
8. Carver, E. & Carver, B., 2006. *Medical Imaging, Techniques, Reflexion and Evaluation*. 1st ed. s.l.:Churchill Livingstone Elsevier.
9. Castillo, J., 2013. MRI of the Knee. In: *MRI Clinical Applications II*. Malta: Malta MRI in practice, pp. 73-89.
10. Chen, W. et al., 2013. Oblique coronal view of the ACL double-bundle: Comparison of the Chinese Visible Human dataset and low-field MRI. *Experimental and Therapeutic and Medicine*, pp. 606-610.
11. Christopher K., C., Lederman, E. & Chhabra, A., 2013. Anatomy and Biomechanics of the Cruciate Ligaments. In: G. Fanelli, ed. *The multiple Ligament Injured Knee. A Practica Guide for Management*. s.l.:Springer, p. 478.
12. Collins, N. et al., 2011. Measures of knee function. *Arthritis Care & Research*, Vol. 63; Nº. S11, November, pp. S208-S228.
13. Crema, M. et al., 2011. Articular Cartilage in the knee: Current MR Imaging Techniques and Applications in Clinical Practice and Research. *Radiographics* , 31(1), pp. 37-62.
14. Da Silva, A., Abdalla, R. & Fisberg, M., 2007;15(1). Incidência de lesões musculoesqueléticas em atletas de elite do basquetebol feminino. *Acta Ortop Bras*, pp. 43-46.
15. Desmeules, F. et al., 2009(10)52. Waiting for total knee replacement surgery: factors associated with pain, stiffness, function and quality of life. *BMC Musculoskeletal Disorders*, May, pp. 1-10.
16. Duc, S. et al., 2005. Magnetic Resonance Imaging of Anterior Cruciate Ligament Tears: Evaluation of Standard Orthogonal and Tailored Paracoronal Images. *Acta Radiológica*, (7), pp. 729-732.
17. Duddy, J. et al., 2004. A comparison of the semiflexed (MTP) view with the standing extended view (SEV) in the radiographic assessment of knee osteoarthritis in a busy routine. *Rheumatology*, 16 November, pp. 1-3.
18. Esperança Pina, J., 1995. *Anatomia Humana da Locomoção*. 1ª. ed. Lisboa: Lidel.
19. Esperança Pina, J. et al., 2001. *Anatomia Geral e Dissecção Humana*. Lisboa: Lidel.

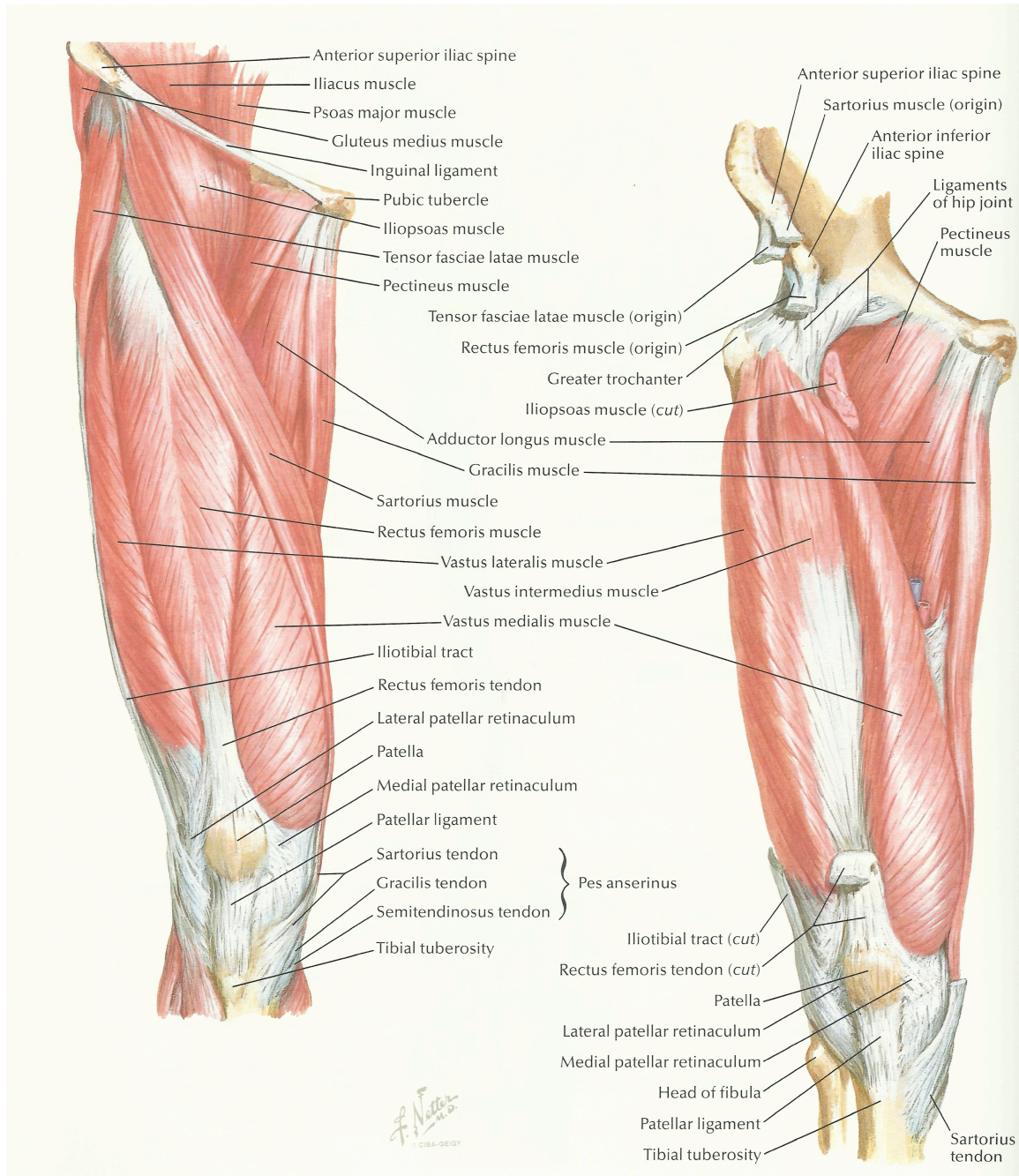
20. Fernandes, J., 2007. *Prevenção de lesões do Ligamento Cruzado Anterior em Futebolistas*, Porto: Faculdade de Desporto da Universidade do Porto.
21. Friedman, L., 2001. Ultrasound of the Knee. *Skeletal Radiol*, 30, pp. 361-377.
22. Gage, B. et al., 2012. Epidemiology of 6.6 Million Knee Injuries. *Academic Emergency Medicine*, p. 19:378–385.
23. Gandy, S., 2004. *MRI Physics Lecture Series 2004.*. Ninewells: s.n.
24. Hage, C. Iwasaki, M., 2009. *Imagem por ressonância magnética: princípios básicos*. s.l.:1287-1295.
25. Jain, T., 2013. *Structure and Biomechanical properties of Anterior Cruciate Ligament*. [Online] Available at: <http://www.physio-pedia.com/> [Acedido em 28 setembro 2013].
26. Jansson, K., 2007. *Anterior Cruciate Ligament*. Helsinki: Academic Dissertation - Medical Faculty of the University of Helsinki.
27. Jenkins, P. et al., 2013;95-B. Predicting the cost-effectiveness of total hip and knee replacement- A health economic analysis. *Bone Joint Journal*, pp. 115-121.
28. Junior, E. et al., 2010 (18) 2. GENICULATE ARTERY PSEUDOANEURYSM AFTER ARTHROSCOPIC KNEE SURGERY: TWO CASE REPORTS. *Acta Ortop Bras*, pp. 104-106.
29. Kaya, A. et al., 2010. Evaluation of the two bundles of the anterior cruciate ligament with 1.5 tesla magnetic resonance imaging. *Acta Orthop Traumatol Turc*, 44(1) doi:10.3944/AOTT.2010.2246, pp. 54-62.
30. Kim, J. & Smith, J., 2009. *Anterior Cruciate Ligament (ACL) Injury*. Department of Orthopaedic Surgery of University of California. [Online] Available at: <http://orthosurg.ucsf.edu/patient-care/divisions/sports-medicine/conditions/knee/> [Acedido em 23 Agosto 2013].
31. Kuikka, P., 2012. *Epidemiology and Magnetic Resonance Imaging-Based Diagnostics of Knee Injuries and Anterior Knee Pain in Young Adults*. Tampere: Tampere University Press.
32. kweon, C., Lederman, E. & Chhabra, A., 2013. Anatomy and Biomechanics of the Cruciate Ligaments. In: F. G. C., ed. *The Multiple Ligament Injured Knee: A Practical Guide to Management*,. New York: Springer, pp. 17-27.
33. Lefevre, N., Bohu, Y., Herman, S. & Naouri, F., 2013. *Three-dimensional magnetic resonance imaging techniques (MRI Cube) of the diagnosis of partial ACL tears*. Paris: Clinique du Sport.
34. Lima, A., 2007. *Fisioterapia do LCA com ênfase no tratamento pós-operatório*. Rio de Janeiro: ADRIANA FARAH LIMA.
35. Liney, G., 2006. *MRI in Clinical Practice*. London: Springer.
36. Llopis, E. & Padrón, M., 2007. Anterior knee pain. *European Journal of Radiology*, pp. 27-43.
37. Lufkin, R., 1999. *Manual de Ressonância Magnética 2ª edição Rio de Janeiro editor Guanabara Koogan SA 1999*. 2ª. edição ed. Rio de Janeiro: Guanabara - Koogan.
38. Machado, A., 2006. Exame Clínico. In: J. Espregueira-Mendes & P. Pessoa, edits. *O Joelho*. Lisboa: Lidel, pp. 23-29.
39. Mazzola, A., 2009. Ressonância Magnética: Princípios de formação de imagem e aplicações em imagem funcional.. *Revista Brasileira de Física Médica*, 3(1), pp. 117-129.
40. McGuine, T. et al., 2012. Changes in self-reported knee function and health-related quality of life after knee injury in female athletes. *Clin J Sport Med*, Julho 22(4), pp. 334-40.

41. McKenzie, H. & Shimakawa, A., 2006. *Water-Fat Separation with Simultaneous T2* Estimation*. 14:9874 ed. s.l.:Proc Intl Soc Mag Reson.
42. Medical, A. S., 2005; 5(9). *Total knee replacement: an evidence-based analysis*, Ontário: Ontario Health Technology Assessment.
43. Moon, S. et al., 2008. Grading Anterior Cruciate Ligament Graft Injury after Ligament Reconstruction Surgery: Diagnostic Efficacy of Oblique Coronal MR Imaging of the Knee. *Korean J Radiol*, 9, pp. 155-161.
44. NICE, C. K. S., 2011. *Knee pain - assessment*. [Online] Available at: <http://cks.nice.org.uk/knee-pain-assessment#!supportingevidence1> [Acedido em 24 agosto 2013].
45. Nichol, G. et al., 1999; 34(4),Part 1 . An economic analysis of the ottawa knee rule. *Annals of Emergency Medicine*, october, pp. 438-447.
46. Nissman, D. et al., 2008. Imaging the knee: Ligaments. *applied Radiology*, December, pp. 25-32.
47. Noronha, J. C., 2006. Lesões do Ligamento Cruzado Anterior (LCA). In: J. E. Mendes & P. Pessoa, edits. *O Joelho*. Lisboa: LIDEL, pp. 147-182.
48. Okazaki, K., Miura, H. & Matsuda, S. e. a., 2007. Assessment of Anterolateral Rotatory Instability in the Anterior Cruciate Ligament–Deficient Knee Using an Open Magnetic Resonance Imaging System. *The American Journal of Sports Medicine*, pp. 1091-1097.
49. Oliveira, D. et al., 2005. Avaliação ultraestrutural do colágeno do ligamento colateral medial associado ao ligamento oblíquo da articulação do cotovelo de cão SRD após ensaio de tração. *Acta Sci. Biol. Sci.*, 27(2) Abril/jun, pp. 141-145.
50. Pereira, A., 2012. *Processamento de Imagens BOLD de Ressonância Magnética do Músculo-Esquelética*. Almada: Universidade Nova de Lisboa.
51. Petersen, W. & Zantop, T., 2007. Anatomy of the anterior cruciate ligament with regard to its two bundles. *Clin Orthop Relat Res*, pp. 35-47.
52. Puddu, G., Gianni, E., Chambat, P. & De Paulis, F., 2000. The Axial View in Evaluating Tibial Translation in Cases of Insufficiency of the Posterior Cruciate Ligament. *Arthroscopy*, 2(1), pp. 217-220.
53. Raghuraman, S. et al., 2013. Dynamic MR imaging of a minipig's knee using a high-density multi-channel receive array and a movement device. *Magn Reson Mater Phy*, pp. 215-228.
54. Recondo, J. et al., 2000. Lateral Stabilizing Structures of the Knee: Functional Anatomy and Injuries Assessed with MR Imaging. *Radiographics*, 20, pp. (S91-S102).
55. Ribeiro, M., Nogueira, F., Sardinha, J. & H., J. J., 2012. Critérios imagiológicos de Instabilidade da Rótula por RM. *Rev Port Ortop Traum*, 20(4), pp. 425-435.
56. Ribeiro, M., O'Neill, J. & Maurício, J., 2013. *Caracterização da Tecnologia por Ressonância Magnética em Portugal*, Lisboa: s.n.
57. Schranz, M., 2002. *MRI of the Knee, Shoulder and Ankle*. Malta: Society of Medical Radiographers.
58. Severino, N. R. et al., s.d. Afecções do Joelhol. In: *Ortopedia Geral*. s.l.:s.n.
59. Silva, M. V., 2006. Anatomia do joelho. In: J. Mendes & P. Pessoa, edits. *O Joelho*. Lisboa: Lidel, pp. 1-22.
60. Siqueira, D., Baraúna, M. & Dónisio, V., 2012(18)6. Avaliação funcional do joelho em portadores dea síndrome da dor femoro-patelar: Comparação entre as escalas KOS e IKDC. *Rev Bras Med Esporte*, Nov/Dez, pp. 400-403.

61. Soares, R. et al., 2011(16)162. A influência das lesões do LCA e menisco medial sobre a capacidade funcional do joelho. *EFDeportes.com, Revista Digital*, Novembro.
62. Sousa, H. & Henriques-Pereira, J., 2006. Lesões Meniscais. In: J. Espregueira-Mendes & P. Pessoa, edits. *O Joelho*. Lisboa: Lidel, pp. 123-132.
63. Stoller, D., 2007. *Magnetic Resonance Imaging in Orthopaedics and sports medicine*. 3ª. Vol I ed. New York: Lippincot Williams and Wilkins.
64. Strocchi, R. et al., 1992. The human anterior cruciate ligament: histological and ultrastructural observations. *J Anat*, pp. 515-519.
65. Tamazoni, S., Zanetto, B. & Junior, E., 2011.10(1). Prevalência de lesões musculoesqueléticas em atletas adolescentes. *ConScientiae Saúde*, pp. 122-128 .
66. Tomaz, L., 2006. Lesões Ligamentares - Classificação. In: J. P. P. Espregueira-Mendes, ed. *O Joelho*. Lisboa: Lidel, pp. 133-138.
67. Vasconcelos, J. C., 2006. Imagiologia. In: J. Mendes & P. Pessoa, edits. *O Joelho*. Lisboa: Lidel, pp. 31-87.
68. Walters, V., 2011. *Design and Analysis of a Collagenous Anterior Cruciate Ligament Replacement*. Blacksburg: Faculty of the Virginia Polytechnic Institute and State University.
69. Westbrook, C., 2002. *MRI at a Glance*. Garsington. Oxford: Blackwell Science.
70. Whitley, A. et al., 2005. *Clark'S Positioning in Radiography*. 12th ed. London: Hodder Arnold.
71. Wolfe, F., Lane, N. & Buckland-Wright, C., 2002 Vol.29(12). Radiographic methods in knee osteoarthritis: a further comparison of semiflexed (MTP), schuss-tunnel, and weight-bearing anteroposterior views for joint space narrowing and osteophytes. *The Journal of Rheumatology*, december, pp. 2597-2601.
72. Zantop, T. et al., 2007. Intraarticular Rupture Pattern of the ACL. *Clin Orthop Relat Res*, pp. 45-53.
73. Zantop, T., Petersen, W., Freddie, F. & Fu., 2005. Anatomy of the Anterior Cruciate Ligament. *Operative Techniques in Orthopaedics*, pp. 20-28.
74. Zhu, J. et al., 2012. Ultrastructural and Morphological Characteristics of Human Anterior Cruciate Ligament and Hamstring Tendons. *The Anatomical Record*, 295, pp. 1430-1436.

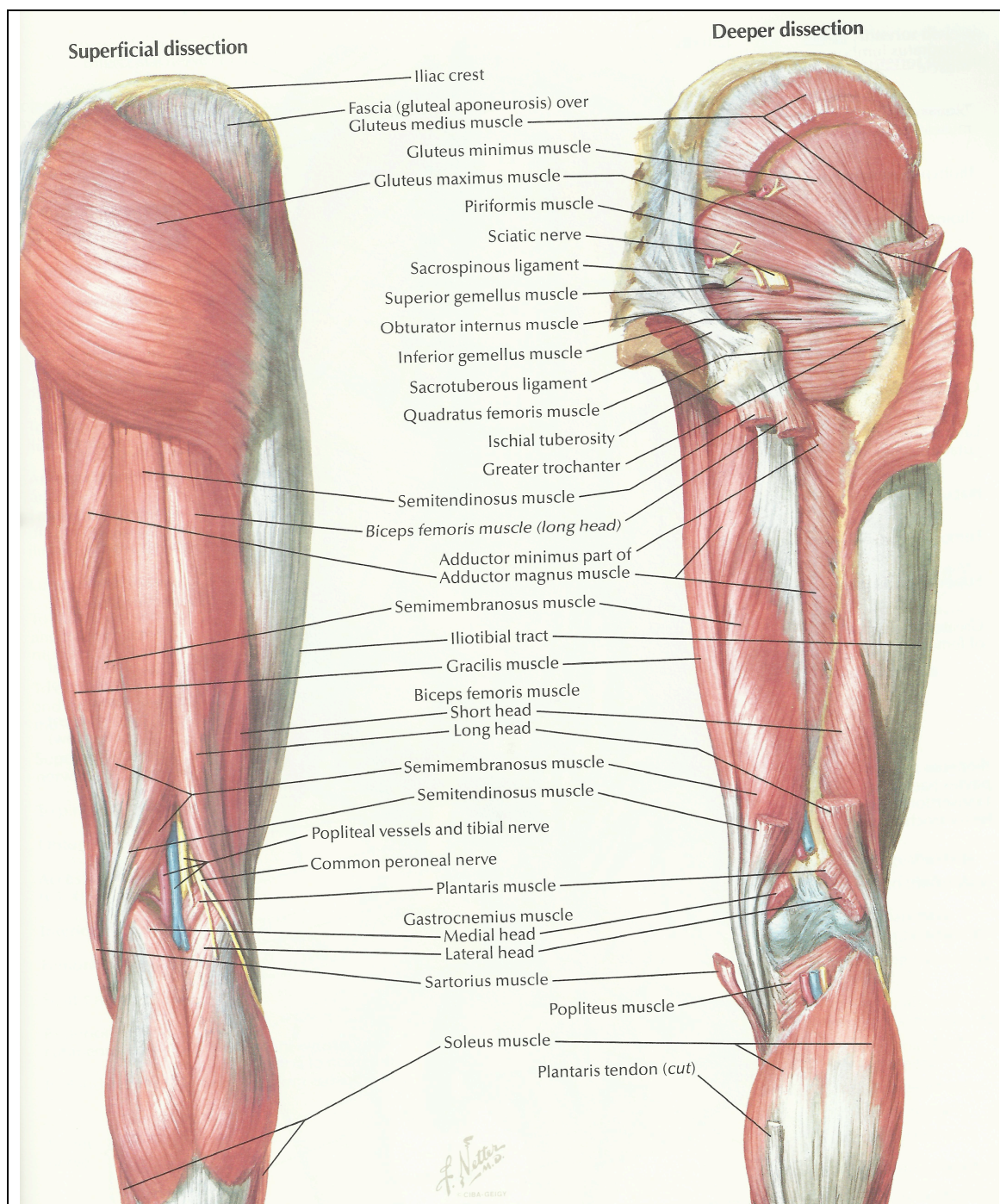
Anexos

Anexo I - Ilustração das estruturas anatómicas da face anterior da coxa e joelho



Fonte: Netter, Frank H. Atlas of Human Anatomy. 1st edition. USA. 1989. Ciba Pharmaceuticals Division. Pag.462.

Anexo II - Ilustração das estruturas anatómicas da face posterior da coxa e joelho



Fonte: Netter, Frank H. Atlas of Human Anatomy. 1st edition. USA. 1989. Ciba Pharmaceuticals Division. Pag.465.

Apêndice II – Questionário de Segurança e Consentimento Informado para RM

QUESTIONÁRIO DE SEGURANÇA PARA RESSONÂNCIA MAGNÉTICA e CONSENTIMENTO PARA ESTUDO DE INVESTIGAÇÃO

Nome: _____ Data de Nascimento: ____/____/____

Peso: _____ kg

Tem alergias? _____ Sim Não Quais? _____

Teve algum problema relacionado com a realização de RM? Sim Não Quais? _____

Teve alguma reação relacionada com o contraste usado? Sim Não

Se sim descreva-a _____

Tem insuficiência renal? ? Sim Não

Foi submetido a algum tipo de cirurgia? Sim Não Que tipo? _____

Indique se tem implantado algum dos seguintes objetos

<i>Pacemaker</i> (marca passo) Cardíaco <input type="checkbox"/>	<i>Clips</i> metálicos cranianos, aórticos etc. <input type="checkbox"/>
Desfibrilhadores <input type="checkbox"/>	Sistemas de Neuroestimulação <input type="checkbox"/>
Bombas de infusão <input type="checkbox"/>	Implantes Cocleares (ouvidos) <input type="checkbox"/>
Válvulas ou <i>stents</i> cardíacos <input type="checkbox"/>	Cateteres <input type="checkbox"/>
<i>Schunt</i> espinhal ou ventricular <input type="checkbox"/>	Placas ou parafusos em fraturas <input type="checkbox"/>
Próteses auriculares <input type="checkbox"/>	Outros implantes metálicos <input type="checkbox"/>

É, ou foi, soldador ou mecânico? Sim Não

Existe a possibilidade de ter algum fragmento metálico intra-ocular? Sim Não

Só para doentes do sexo feminino

Está grávida? Sim Não

Existe a possibilidade de estar grávida? Sim Não

Usa dispositivo intra-uterino? Sim Não

Por que motivo lhe foi prescrita uma Ressonância Magnética?

Fez algum exame radiológico (ECO, TAC ou Rx) relacionado com o exame que vem fazer hoje? Sim Não
Qual? _____

A preencher pelo serviço

Referenciação _____

Foi administrado contraste? Sim Não O doente fez reação ao contraste? Sim Não

Médico _____ Técnico de Radiologia _____

DECLARAÇÃO

Declaro que me foi solicitada a participação no estudo do Ligamento Cruzado Anterior do joelho, que fui esclarecido acerca do seu objetivo e implicações, e que consinto participar.

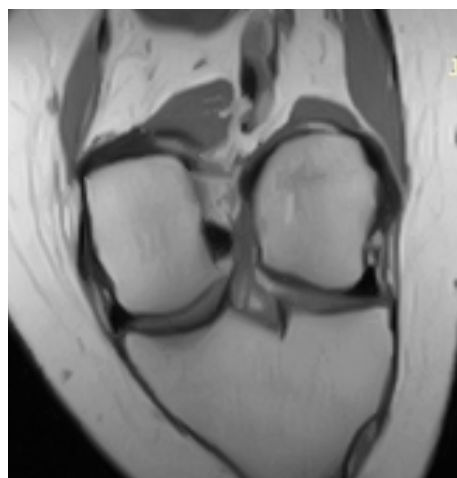
Assinatura: _____ Data: ____/____/____

Apêndice III - Galeria de imagens obtidas pelo protocolo proposto como complemento ao protocolo *standard*, na observação dos dois feixes do LCA

Sequência 2D TSE DP SAG Ob. (2mm)

Sequência 2D TSE DP COR Ob. (2mm)

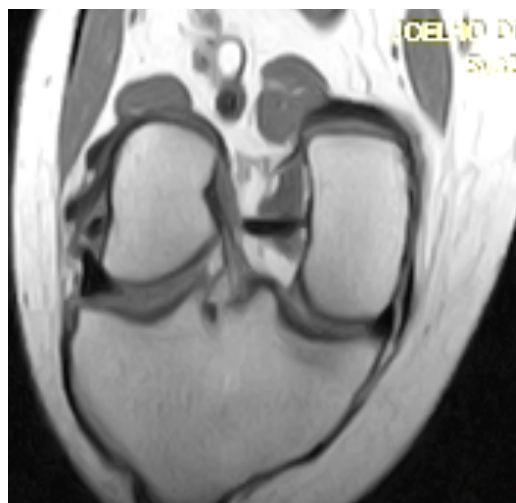
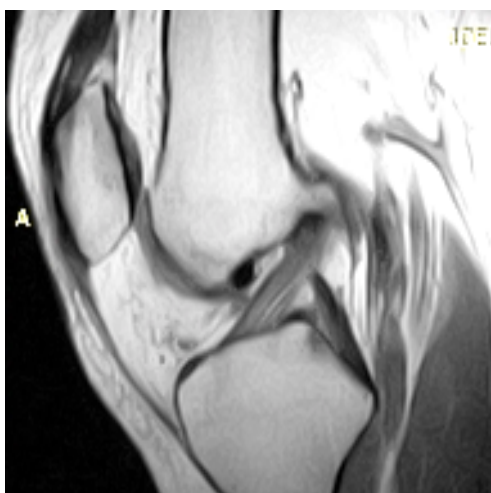
Caso 1



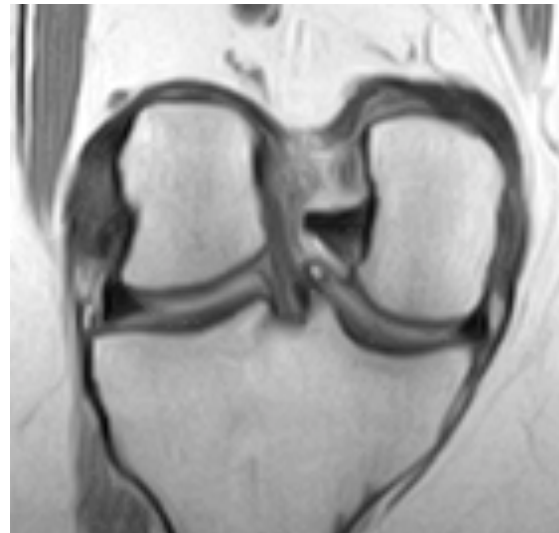
Caso 2



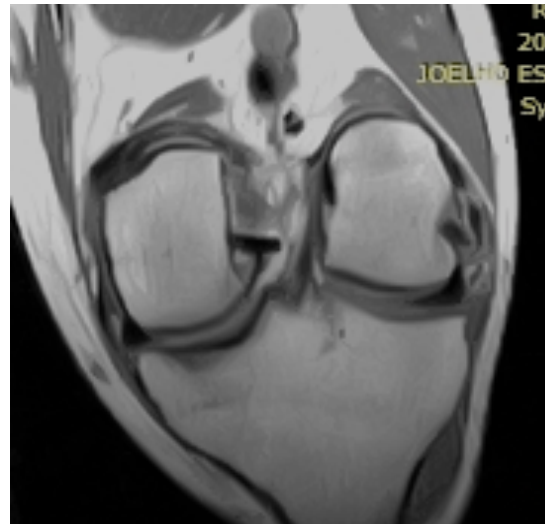
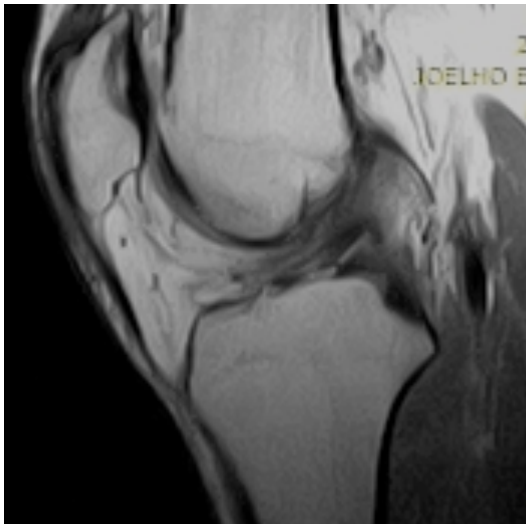
Caso 3



Caso 4



Caso 5



Caso 6

