

**INSTITUTO POLITÉCNICO DE LISBOA**

**ESCOLA SUPERIOR DE TECNOLOGIA DA SAÚDE DE LISBOA**

**TRANSLAÇÃO ANTERIOR DA TÍBIA NA ROTURA DO LIGAMENTO CRUZADO  
ANTERIOR: UM ESTUDO POR RESSONÂNCIA MAGNÉTICA**

Discente      HENRIQUE SARAIVA DA PONTE

Orientadora    DOUTORA MARIA MARGARIDA RIBEIRO – ESTESL-IPL

Mestrado em Radiações Aplicadas às Tecnologias da Saúde

Lisboa, 2022

Esta página foi intencionalmente deixada em branco.

**INSTITUTO POLITÉCNICO DE LISBOA**

**ESCOLA SUPERIOR DE TECNOLOGIA DA SAÚDE DE LISBOA**

**TRANSLAÇÃO ANTERIOR DA TÍBIA NA ROTURA DO LIGAMENTO CRUZADO  
ANTERIOR: UM ESTUDO POR RESSONÂNCIA MAGNÉTICA**

Discente      HENRIQUE SARAIVA DA PONTE

Orientadora   DOUTORA MARIA MARGARIDA RIBEIRO – ESTESL-IPL

Júri            DOUTORA MARIA JOÃO CARAPINHA – ESTESL-IPL  
                  DOUTOR VASCO MASCARENHAS – HOSPITAL DA LUZ – LISBOA

Mestrado em Radiações Aplicadas às Tecnologias da Saúde

(esta versão incluiu as críticas e sugestões feitas pelo júri)

Lisboa, 2022

Esta página foi intencionalmente deixada em branco.

# Agradecimentos

---

A realização do presente trabalho de investigação contou com o apoio direto ou indireto de múltiplas pessoas e instituições às quais estou profundamente grato. Quero deixar expresso os meus agradecimentos:

Aos docentes do Mestrado em Radiações Aplicadas às Tecnologias da Saúde da Escola Superior de Tecnologia da Saúde de Lisboa pelos conhecimentos transmitidos e orientações e sugestões que permitiram a realização desta investigação, nomeadamente à Professora Doutora Maria Margarida Ribeiro – Orientadora Interna.

Aos docentes da Escola Superior de Saúde da Universidade do Algarve por incutirem nos seus alunos de Licenciatura em Imagem Médica e Radioterapia uma cultura de investigação, facultando as bases necessárias para o desenvolvimento de uma Tese de Mestrado.

A todos os meus amigos e colegas Técnicos de Radiologia, que de forma direta ou indireta, contribuíram para a realização desta investigação, pela paciência, força e atenção que prestaram.

Não poderia deixar de agradecer à minha família pelo apoio, força e orgulho que sempre demonstraram por mim e pelo meu percurso académico, sem o seu apoio teria sido impossível.

Aproveito para pedir desculpa a todos os meus amigos e familiares por não poder estar sempre presente.

Henrique Saraiva Ponte

Henrique Saraiva Ponte

*"Our greatest weakness lies in giving up.  
The most certain way to succeed  
is always to try just one more time."*

**Thomas Edison**

## Resumo e Palavras-Chave

---

A Ressonância Magnética surgiu como a modalidade imagiológica de escolha para a maioria dos estudos músculo-esqueléticos, sendo que o incremento na precisão das imagens através da otimização dos tempos de relaxação e o desenvolvimento de tecnologias é ainda hoje uma área de investigação apelativa na busca de superior relação sinal-ruído e melhores matrizes de cobertura da área anatómica de interesse. Comparada com a Tomografia Computorizada, a Ressonância Magnética permite a avaliação das estruturas ósseas e tecidos moles sem radiação ionizante, com alta resolução de contraste.

A rotura do Ligamento Cruzado Anterior representa cerca de 50% das lesões do joelho, representando um elevado custo para os sistemas de saúde. A Ressonância Magnética é uma das ferramentas diagnósticas mais utilizadas, sendo considerada a mais precisa na sua deteção. Este estudo pretende analisar, através da Ressonância Magnética, a relação existente entre a translação anterior da tibia – um sinal secundário desta condição – e a rotura do Ligamento Cruzado Anterior, bem como a capacidade do protocolo de aquisição para a sua deteção. Pretendeu-se salientar a importância dos sinais secundários de rotura deste ligamento por Ressonância Magnética, como complemento diagnóstico e como ferramentas sensíveis à identificação e diagnóstico desta condição por parte do Médico Radiologista.

Este estudo do tipo quantitativo e descritivo-correlacional abrangeu uma amostra de 151 imagens de Ressonância Magnética do joelho com diversos graus de lesão do ligamento supracitado. Foram analisadas de forma retrospectiva, imagens de Ressonância Magnética do joelho ponderadas em densidade protónica e obtidas em orientação sagital, bem como realizadas as medições da translação anterior da tibia. O tipo de lesão no ligamento foi confirmado através do relatório médico associado ao estudo. Na análise estatística aplicaram-se o teste de *Kolmogorov-Smirnov*, *Levene*, ANOVA e *post-hoc* de *Bonferroni*, determinando-se por fim os coeficientes de correlação de *Spearman* entre as variáveis em estudo.

Existe uma correlação positiva de fraca intensidade entre os tipos de lesão aguda no Ligamento Cruzado Anterior e a translação anterior da tibia. A translação anterior da tibia possui baixa sensibilidade e elevada especificidade.

A translação anterior da tibia, medida por Ressonância Magnética, pode ser uma ferramenta útil aos Médicos Radiologistas na evidência radiológica de rotura do Ligamento Cruzado Anterior em pacientes com lesão aguda, não devendo, por si só, ser critério de diagnóstico.

**Palavras-Chave:** Especificidade; Ligamento Cruzado Anterior; Ressonância Magnética; Sensibilidade; Translação Anterior da Tibia.

## ***Abstract & Keywords***

---

Magnetic Resonance Imaging has emerged as the choice imaging technique for most musculoskeletal studies, and the increase in image accuracy through the optimization of relaxation times and the development of technologies is still an appealing area of investigation in the search for superior signal-to-noise ratio and better coverage matrices of the anatomical area of interest. Compared with Computed Tomography, Magnetic Resonance Imaging allows the assessment of bone structures and soft tissues without ionizing radiation, with high contrast resolution.

Anterior Cruciate Ligament tears represents 50% of the injuries located in the knees, leading to a high burden to healthcare systems. Magnetic Resonance Imaging is one of the most used diagnostic tools, being considered the most accurate detecting this condition. Thus, the goal of this investigation is to evaluate, through Magnetic Resonance Imaging, the correlation between anterior tibial translation measurement – a secondary sign of this condition – and the Anterior Cruciate Ligament tears, as well as the acquisition protocol ability for its detection. We wanted to emphasize the importance of secondary signs of Anterior Cruciate Ligament tears with Magnetic Resonance Imaging, as a diagnostic complement and a useful and sensitive identification tool of this condition by the Radiologist, leading to an approach change to this condition.

This quantitative and descriptive-correlational study included 151 Magnetic Resonance Imaging cases with different injury degrees to the aforementioned ligament. In order to collect the data, sagittal Proton Density weighted knee Magnetic Resonance Images were analyzed retrospectively, and anterior tibial translation measurements were performed. The ligament injury type was confirmed through the medical report associated with the Magnetic Resonance Imaging study. Statistical analysis was made, using the *Kolmogorov-Smirnov's* test, *Levene's* test, ANOVA's test, *Bonferroni's post-hoc* test, and the *Spearman's* correlation coefficients were determined.

There is a positive but weak correlation between acute Anterior Cruciate Ligament tears and anterior tibial translation. It was also possible to determine that the anterior tibial translation measured with Magnetic Resonance Imaging has low sensitivity and high specificity.

Therefore, the anterior tibial translation, measured with Magnetic Resonance Imaging, can be a useful tool for Radiologists, in image evidence of Anterior Cruciate Ligament tears in patients with acute injury, and should not, by itself, be a diagnostic criterion.

**Keywords:** Anterior Cruciate Ligament; Anterior Tibial Translation; Magnetic Resonance Imaging; Sensitivity; Specificity.

# Índice Geral

---

Agradecimentos .....	v
Resumo e Palavras-Chave .....	vii
<i>Abstract &amp; Keywords</i> .....	viii
Índice Geral.....	ix
Índice de Tabelas.....	xi
Índice de Figuras.....	xiii
Lista de Siglas.....	xv
1. Introdução .....	1
2. Estado de Arte .....	5
3. Enquadramento Teórico: Rotura do Ligamento Cruzado Anterior.....	9
3.1. Anatomofisiologia do Joelho.....	9
3.2. Principais Lesões Musculoesqueléticas dos Joelhos .....	11
3.3. Epidemiologia e Fisiopatologia da Rotura do Ligamento Cruzado Anterior .....	13
3.4. Apresentação Clínica e Diagnóstico da Rotura do Ligamento Cruzado Anterior ....	14
3.5. Métodos Terapêuticos da Rotura do Ligamento Cruzado Anterior .....	20
4. Enquadramento Teórico: Ressonância Magnética no Estudo do Joelho .....	25
4.1. Perspetiva Histórica da Ressonância Magnética .....	25
4.2. Atualidade e Princípios Físicos da Ressonância Magnética .....	26
4.3. RM do Joelho.....	29
4.3.1. Características Gerais do Exame.....	29
4.3.2. Aquisição e Processamento das Imagens .....	32
4.3.3. Artefactos e Tipos de Lesão no Ligamento Cruzado Anterior.....	35
5. Metodologia .....	39
5.1. Desenho do Estudo .....	39
5.2. Local do Estudo .....	39
5.3. Amostragem .....	40
5.4. Instrumentos .....	40
5.5. Variáveis .....	41

5.6.	Considerações Éticas .....	41
5.7.	Procedimentos de Recolha de Dados e de Medidas.....	41
5.8.	Procedimento de Análise e Tratamento Estatístico.....	43
6.	Resultados .....	45
6.1.	Análise Descritiva .....	45
6.1.1.	Caracterização da Amostra .....	45
6.1.2.	Relação entre o Tipo de Lesão no Ligamento Cruzado Anterior e a Translação Anterior da Tíbia a Nível do Côndilo Femoral Externo .....	48
6.1.3.	Relação entre o Tipo de Lesão no Ligamento Cruzado Anterior e a Translação Anterior da Tíbia a Nível do Côndilo Femoral Interno.....	49
6.1.4.	Sensibilidade e Especificidade da Translação Anterior da Tíbia na Detecção da Rotura do LCA por Ressonância Magnética.....	50
6.2.	Análise Inferencial .....	53
6.2.1.	Análise Comparativa das médias das medidas da TAT e com o Tipo de Lesão no LCA	55
6.2.2.	Análise da Correlação entre Variáveis .....	56
7.	Discussão .....	59
7.1.	Limitações.....	62
8.	Conclusões .....	65
	Referências Bibliográficas.....	67
	Anexo .....	71

## Índice de Tabelas

---

<b>Tabela 3.1.</b> Correspondência entre a lesão suspeita no joelho e o mecanismo/direção da força .....	15
<b>Tabela 3.2.</b> Sinais diretos e secundários de rotura do LCA visualizados em imagens por RM .....	20
<b>Tabela 4.1.</b> Características das ponderações T1w, T2w TSE FS e STIR/TIRM num campo de 1.5T. ....	32
<b>Tabela 4.2.</b> Características das ponderações 3D GE FS, T2w TSE FS e PDw TSE FS num campo de 1.5T .....	33
<b>Tabela 4.3.</b> Características das ponderações T2w TSE e PDw TSE FS num campo de 1.5T .....	33
<b>Tabela 4.4.</b> Características da ponderação PDw TSE FS num campo de 1.5T.....	33
<b>Tabela 6.1.</b> Estatísticas descritivas relativas aos valores da TATCFE e TATCFI. ....	47
<b>Tabela 6.2.</b> Estatísticas descritivas dos valores da TAT a nível do compartimento externo e interno do joelho, em função dos tipos de lesão no LCA.....	50
<b>Tabela 6.3.</b> Diagrama demonstrando a base para o cálculo da sensibilidade e especificidade de um teste. ....	51
<b>Tabela 6.4.</b> Teste de <i>Kolmogorov-Smirnov</i> para testar a normalidade da distribuição amostral. ....	53
<b>Tabela 6.5.</b> Teste de <i>Levene</i> : Tipo de lesão no LCA e os respetivos valores da TATCFE/TATCFI.....	54
<b>Tabela 6.6.</b> Teste ANOVA para comparação das diferenças entre as médias dos valores da TATCFE e TATCFI nos sete tipos de lesão no LCA.....	55
<b>Tabela 6.7.</b> Teste <i>post-hoc</i> de <i>Bonferroni</i> para verificar entre que tipos de lesão no LCA existem diferenças estatisticamente significativas nos valores da TATCFE e TATCFI.....	56
<b>Tabela 6.8.</b> Intensidade da correlação entre variáveis de acordo com o coeficiente de correlação. ....	57
<b>Tabela 6.9.</b> Teste de correlação de <i>Spearman</i> para a amostra. ....	57
<b>Tabela 6.10.</b> Correlações estatisticamente significativas e a sua intensidade.....	57

Esta página foi intencionalmente deixada em branco.

# Índice de Figuras

---

<b>Figura 3.1.</b> Vista anterior das superfícies articulares do joelho em flexão. ....	10
<b>Figura 3.2.</b> Testes de avaliação da rotura do LCA. ....	16
<b>Figura 3.3.</b> Radiografias AP e perfil do joelho esquerdo onde é possível observar a fratura de <i>Segond</i> (seta). ....	17
<b>Figura 3.4.</b> RM de joelho. ....	18
<b>Figura 3.5.</b> Ilustração de uma Artroscopia do joelho esquerdo. ....	20
<b>Figura 3.6.</b> Radiografia AP do joelho esquerdo após reconstrução cirúrgica do LCA. ....	22
<b>Figura 4.1.</b> Alinhamento dos prótons de hidrogénio na ausência (esquerda) e presença (direita) de $B_0$ . ....	27
<b>Figura 4.2.</b> Processo de aplicação dos impulsos de RF. ....	28
<b>Figura 4.3.</b> Posicionamento do paciente para o exame de RM ao joelho direito com bobina dedicada ao joelho. ....	31
<b>Figura 4.4.</b> Artefacto de suscetibilidade magnética. Imagem de RM PDw TSE sagital com artefacto de suscetibilidade magnética devido à presença de objeto metálico (seta) colocado em artroscopia prévia. ....	35
<b>Figura 4.5.</b> Rotura parcial do LCA. ....	36
<b>Figura 4.6.</b> Rotura completa do LCA. ....	37
<b>Figura 5.1.</b> Procedimentos de medição da TATCFE. ....	43
<b>Figura 6.1.</b> Gráfico da caracterização de N segundo o género (N=151). ....	45
<b>Figura 6.2.</b> Gráfico da caracterização de N segundo o género em função de cada tipo de lesão do LCA (N=151). ....	46
<b>Figura 6.3.</b> Gráfico da caracterização de N segundo a faixa etária (N=151). ....	47
<b>Figura 6.4.</b> Gráfico da TATCFE em função do tipo de lesão no LCA (N=151). ....	48
<b>Figura 6.5.</b> Gráfico da TATCFI em função do tipo de lesão no LCA (N=151). ....	49
<b>Figura 6.6.</b> Resultados do teste à TATCFE na deteção de rotura do LCA. ....	52
<b>Figura 6.7.</b> Resultados do teste à TATCFI na deteção de rotura do LCA. ....	52

Esta página foi intencionalmente deixada em branco.

## Lista de Siglas

---

### #

---

**2D** Bidimensional

**3D** Tridimensional

### A

---

**AP** Ântero-Posterior

### F

---

**FA** *Flip Angle*

**FID** Decaimento de Indução Livre (*Free-Induction Decay*)

**FN** Falsos Negativos

**FOV** *Field of View*

**FP** Falsos Positivos

**FS** Saturação Espectral do Tecido Adiposo (*Fat-Sat*)

### G

---

**GE** Eco de Gradiente (*Gradient Echo*)

### I

---

**IL** Íntegro após Ligamentoplastia

### L

---

**LCA** Ligamento Cruzado Anterior

**LCP** Ligamento Cruzado Posterior

### M

---

**MAVRIC** *Multiacquisition Variable-Resonance Image Combination*

### N

---

**NV** Negativos Verdadeiros

**P**

---

<b>PACS</b>	<i>Picture Archiving and Communication System</i>
<b>PD</b>	Densidade Protónica ( <i>Proton Density</i> )
<b>PDw</b>	Ponderação em Densidade Protónica ( <i>Proton Density weighted</i> )
<b>PV</b>	Positivos Verdadeiros

**R**

---

<b>RC</b>	Rotura Completa
<b>RCC</b>	Rotura Completa Crónica
<b>RF</b>	Radiofrequência
<b>RL</b>	Rotura após Ligamentoplastia
<b>RM</b>	Ressonância Magnética
<b>RP</b>	Rotura Parcial
<b>RPC</b>	Rotura Parcial Crónica

**S**

---

<b>SAR</b>	Taxa de Absorção Específica ( <i>Specific Absorption Ratio</i> )
<b>SE</b>	Eco de Spin ( <i>Spin Echo</i> )
<b>SEMAC</b>	<i>Slice Encoding for Metal Artifact Correction</i>
<b>STIR</b>	<i>Short Tau Inversion Recovery</i>

**T**

---

<b>T1w</b>	Ponderação em T1 ( <i>T1 weighted</i> )
<b>T2w</b>	Ponderação em T2 ( <i>T2 weighted</i> )
<b>TAT</b>	Translação Anterior da Tíbia
<b>TATCFE</b>	Translação Anterior da Tíbia a Nível do Côndilo Femoral Externo
<b>TATCFI</b>	Translação Anterior da Tíbia a Nível do Côndilo Femoral Interno
<b>TC</b>	Tomografia Computorizada
<b>TE</b>	Tempo de Eco
<b>TIRM</b>	<i>Turbo Inversion Recovery Magnitude</i>
<b>TR</b>	Tempo de Repetição
<b>TRad</b>	Técnico de Radiologia
<b>TSE</b>	Turbo Eco de Spin ( <i>Turbo Spin Echo</i> )

**V**

---

<b>VME</b>	Vetor de Magnetização Efetivo
------------	-------------------------------

# 1. Introdução

---

O seguinte capítulo introduz o tema do trabalho de investigação e permite esclarecer e apresentar o problema de investigação, a justificação e pertinência da problemática, os objetivos de estudo, as questões e hipóteses de investigação e também a organização do mesmo.

A Ressonância Magnética (RM) surgiu como a modalidade imagiológica de escolha para a maioria dos estudos músculo-esqueléticos, sendo que o incremento na precisão das imagens através da otimização dos tempos de relaxação e o desenvolvimento de tecnologias é ainda hoje uma área de investigação apelativa na busca de superior relação sinal-ruído e melhores matrizes de cobertura da área anatómica de interesse. Comparada com a Tomografia Computorizada (TC), a RM permite a avaliação das estruturas ósseas e tecidos moles sem radiação ionizante e com alta resolução de contraste.

A problemática deste estudo aborda a relevância do método de RM na avaliação da Translação Anterior da Tíbia (TAT) e a sua relação com a rotura do Ligamento Cruzado Anterior (LCA).

A rotura do LCA representa cerca de 50% das lesões localizadas na articulação do joelho, sendo uma patologia que apresenta um elevado custo direto e indireto para os sistemas de saúde. Geralmente, ocorre após esforços físicos intensos, que envolvam movimentos repentinos de desaceleração, mudanças bruscas de direção e por vezes, quedas com impacto direto (1). O método *gold standard* para o seu diagnóstico é a Artroscopia, uma vez que permite a visualização direta das estruturas do joelho, porém, dado ser um método invasivo e que acarreta riscos no contexto cirúrgico, a RM é uma das ferramentas diagnósticas mais utilizadas, sendo considerada a mais precisa na deteção da rotura do LCA (2). São vários os sinais diretos e secundários existentes na RM de joelho decorrentes da rotura total ou parcial do LCA. Um destes sinais secundários é a TAT, relativamente ao fémur, que é possível observar em imagens sagitais de RM do joelho ao nível do côndilo femoral lateral e medial (3).

Dada a ambiguidade dos sinais primários diretos de rotura do LCA, torna-se fundamental analisar qual o nível de eficácia deste sinal secundário, na deteção e diagnóstico da rotura do LCA, por parte do Médico Radiologista. Desta forma, é possível obter um melhor diagnóstico e caracterização desta patologia tão recorrente.

Serão analisadas as variáveis TAT, o género, a idade, bem como a lateralidade do joelho estudado.

A pertinência é salientar a importância dos sinais secundários de rotura do LCA em RM, nomeadamente a TAT, como ferramentas úteis e sensíveis à identificação e diagnóstico desta lesão por parte do Médico Radiologista. Deste modo, poderá levar a uma possível alteração da abordagem utilizada no estudo do joelho por RM, quando a indicação clínica for a suspeita de rotura do LCA. É assim possível otimizar o protocolo utilizado relativamente às sequências, reduzindo o tempo de aquisição total, fator importantíssimo nos estudos por esta técnica imagiológica.

Os objetivos definidos para esta investigação encontram-se subdivididos em objetivos gerais e específicos, sendo de extrema importância a sua definição no apoio à linha de investigação.

Assim, o objetivo geral da presente investigação consiste em analisar através da RM a relação existente entre o valor, em centímetros, da TAT – um sinal secundário desta condição clínica – e a rotura do LCA, num Hospital da Região de Lisboa e Vale do Tejo.

Os objetivos específicos do presente trabalho de investigação são:

- Analisar a sensibilidade do sinal da TAT observada por RM, relativamente à rotura do LCA;
- Analisar a especificidade do sinal da TAT observada por RM, relativamente à rotura do LCA;
- Otimizar e padronizar o protocolo de RM do Joelho na deteção de rotura do LCA.

Tendo por base os objetivos do estudo, as questões de investigação que se pretendem respondidas são:

- Q1: Verifica-se que existe sensibilidade do sinal de TAT observada por RM, relativamente à rotura do LCA?
- Q2: Verifica-se que existe especificidade do sinal de TAT observada por RM, relativamente à rotura do LCA?

Em relação à estrutura deste trabalho, é constituído por oito capítulos, sendo estes: Introdução; Estado de Arte; Enquadramentos teóricos – dividido em duas partes; Metodologia; Resultados; Discussão; e por fim, as Conclusões.

A Introdução inclui a definição, pertinência, justificação e relevância do tema em estudo, realizando um pequeno enquadramento teórico ao mesmo, apresenta o objetivo geral, as questões bem como as hipóteses de investigação e, por último, um resumo da estrutura do trabalho de investigação.

No Estado de Arte é analisado o atual estado do conhecimento relativos ao tema da investigação, estabelecendo um ponto de partida para o estudo proposto.

No Enquadramento Teórico, que se encontra dividido em duas partes, os leitores podem encontrar conhecimentos gerais acerca das temáticas relacionadas com a anatomia e fisiopatologia do joelho e, em simultâneo, os aspetos técnicos da RM.

No quinto capítulo – a Metodologia – é apresentado o desenho de estudo, o local de estudo, os métodos de amostragem, os instrumentos utilizados, as variáveis, as considerações éticas, os procedimentos utilizados para a recolha de dados, assim como os procedimentos de análise e tratamento estatístico.

No capítulo dos Resultados, são apresentados os resultados obtidos e as análises efetuadas para chegar a esses resultados, nomeadamente a análise descritiva e inferencial.

No sétimo capítulo, a Discussão, são interpretados os resultados relativamente aos objetivos e questões que foram inicialmente apresentadas, comparando com os resultados de outros estudos.

Por último, na Conclusão, são descritas as ideias principais desenvolvidas ao longo do trabalho de investigação, relacionando-as com os objetivos propostos.

Esta página foi intencionalmente deixada em branco.

## 2. Estado de Arte

---

Um estudo realizado em 2012, denominado “*Stable or unstable tear of the anterior cruciate ligament of the knee: an MR diagnosis?*” apresentou como objetivo avaliar a robustez da RM na diferenciação entre roturas estáveis e instáveis do LCA. Este estudo utilizou como metodologia a avaliação retrospectiva de 97 RM's de joelho de doentes com rotura do LCA comprovada por cirurgia. Destes, 36 apresentavam roturas estáveis e os restantes 61, instáveis (9 parciais e 52 completas). As imagens de RM foram analisadas por dois Médicos Radiologistas e pontuadas relativamente aos sinais diretos e secundários de rotura do LCA, sendo posteriormente classificados como estáveis ou instáveis. Como resultados obtidos, verificou-se que, considerando apenas os sinais diretos, a RM possui 77% e 92% de sensibilidade e especificidade, respetivamente e 59% e 81% considerando apenas os sinais secundários. A descontinuidade e orientação anormal do LCA apresentam a maior precisão. A TAT e as alterações na curvatura do Ligamento Cruzado Posterior (LCP) apenas se encontra em LCA's instáveis com 100% de especificidade, porém 23% de sensibilidade. Por último, a contusão óssea no compartimento lateral observa-se em LCA's estáveis e instáveis. Os autores concluíram que os sinais de RM não permitem uma distinção precisa entre lesões do LCA estáveis e instáveis, porém a TAT e a curvatura acentuada do LCP são sinais úteis ao diagnóstico de rotura instável. O edema ósseo não permite prever a instabilidade do LCA (4).

Com o objetivo de avaliar se os diferentes tipos de lesão do LCA, confirmados por artroscopia, apresentam diferentes achados pré-operatórios no exame clínico e na RM, foi desenvolvido um estudo em 2013 denominado “*The Diagnostic Value of Clinical Tests, Magnetic Resonance Imaging, and Instrumented Laxity in the Differentiation of Complete Versus Partial Anterior Cruciate Ligament Tears*”. Este foi um estudo prospetivo que avaliou 300 doentes com rotura do LCA através da RM, do teste de *Lachman*, teste *pivot-shift* e Radiografias em esforço (com o *Telos Stress Device*). Recebida a confirmação cirúrgica de lesão no LCA, os pacientes foram divididos em 4 grupos dependendo do tipo de rotura. As roturas parciais foram posteriormente avaliadas quanto à integridade mecânica e funcionalidade. Através da observação dos dados, foi possível verificar que os graus +2 e +3 no teste *pivot-shift* significam roturas completas do LCA enquanto os graus 0 ou +1 estão fortemente relacionados com

roturas parciais do LCA. Os resultados demonstram diferenças estatisticamente significativas na TAT em roturas completas do LCA comparativamente às roturas parciais. As roturas parciais com fibras funcionais apresentaram valores menores no teste *pivot-shift* e na TAT avaliada pela Radiografia em esforço, comparativamente às roturas parciais sem fibras funcionais. Nas roturas completas do LCA, estes valores foram ainda maiores. As imagens de RM demonstraram resultados semelhantes entre roturas parciais e completas do LCA. Os autores concluíram assim que a combinação de testes clínicos e Radiografias de esforço contribuíram para a distinção entre roturas completas e parciais do LCA, auxiliando o cirurgião na identificação precoce de fibras funcionais remanescentes (5).

“*Secondary signs on static stress MRI in anterior cruciate ligament rupture*” foi um estudo realizado em 2010, com o objetivo de investigar se a aplicação de forças de estresse estáticas no joelho acentua os sinais secundários de rotura do LCA visualizados em RM, como o ângulo anormal do LCP, a TAT e o deslocamento dos cornos posteriores dos meniscos. Para aplicar este estudo, os autores submeteram 148 casos (50 com rotura do LCA, 48 com integridade do LCA, ambos confirmados artroscopicamente e 50 com joelhos normais confirmados clinicamente) a exame de RM dos joelhos com a aplicação de talas que forcem a translação dos joelhos. Posteriormente, as imagens de RM foram avaliadas tendo em conta 5 sinais radiológicos secundários de rotura do LCA que foram significativamente acentuados após a aplicação das talas. Os autores concluíram que a RM possui sensibilidade e especificidade de 95,9% e 91,7% e que a técnica de stresse estático do joelho melhorou a precisão diagnóstica para roturas do LCA (2).

Um estudo realizado em 2015, intitulado “*Anterior Tibial Translation Sign: Factors Affecting Interpretation of Anterior Cruciate Ligament Tear*”, teve como objetivos determinar os fatores que afetam a interpretação da rotura do LCA através da TAT, comparando este valor a outros estudos. Os autores realizaram uma pesquisa retrospectiva de 117 exames de doentes submetidos a RM do joelho e artroscopia (58 com integridade do LCA, 19 com rotura parcial e 40 com rotura completa), medindo a TAT. Os valores das medições foram correlacionados com os dados demográficos e foi realizada uma análise ROC. Foi possível verificar que a TAT foi de 1,5mm, 5,0mm e 7,6mm para os pacientes com integridade, rotura parcial e rotura completa do LCA, respetivamente. Encontraram-se diferenças estatisticamente significativas entre os valores da TAT para cada par de subgrupos, porém não se encontraram correlações entre a TAT e o género, altura ou peso dos casos incluídos no estudo, apenas com a

idade. Os autores concluíram assim que existe correlação entre a TAT e a idade, sugerindo que a utilização do valor da TAT em pacientes jovens pode aumentar o número de falsos positivos para rotura do LCA. Os autores concluem ainda que a diferença média dos valores da TAT entre o LCA intacto ou com rotura é de 3,5mm (6).

Por último, foi realizado o estudo “*Can MRI predict the clinical instability and loss of the screw home phenomenon following ACL tear?*”, em 2012, que possuiu como objetivo estudar a relação entre a TAT em RM e a instabilidade clínica do joelho, após lesão no LCA. A amostra total foi de 66 pacientes (43 do género masculino e 23 do género feminino) com idades médias de 30,35 anos. Destes, 15 dos 19 com integridade do LCA possuíam um movimento de rotação terminal normal enquanto que 24 dos 47 doentes com rotura do LCA não possuíam movimento de rotação terminal do joelho. Averiguou-se que os pacientes com maior TAT apresentavam maior instabilidade e ausência do movimento de rotação terminal do joelho (7).

Esta página foi intencionalmente deixada em branco.

### **3. Enquadramento Teórico: Rotura do Ligamento Cruzado Anterior**

---

De forma a proporcionar uma maior e melhor compreensão acerca da temática desta dissertação, será realizado de seguida um enquadramento teórico aos principais tópicos a ele associados.

#### **3.1. Anatomofisiologia do Joelho**

O joelho é uma articulação classificada como trócleo-bicôndilo-meniscartrose localizada nos membros inferiores, constituída pelos ossos do fémur, tíbia e rótula. Esta pode ser dividida em duas articulações secundárias: a articulação fémuro-rotuliana (trocleartrose) e a articulação fémuro-tibial (bicondilartrorse). A articulação do joelho, permite movimentos num só plano, nomeadamente a flexão, extensão e uma pequena rotação da perna. É a única em que o movimento de flexão resulta num movimento posterior, neste caso da perna, e a extensão, num movimento anterior (8,9).

O fémur possui na sua extremidade distal dois côndilos elipsoidais com uma chanfradura entre eles. Este osso articula-se com a extremidade proximal da tíbia por meio de duas superfícies achatadas e lisas (planaltos tibiais), localizadas lateralmente e uma crista entre elas, denominada espinha da tíbia. O perónio apenas se articula com a parte lateral da tíbia. Para além da componente óssea, a articulação do joelho é também composta por outras estruturas como cartilagens, ligamentos e bolsas. A concavidade entre o fémur e a tíbia é acentuada através de duas fibrocartilagens extremamente espessas – os meniscos – que possuem um formato semilunar e desempenham a função de reforçar os rebordos das cavidades glenoideias da tíbia (9).

Os ligamentos cruzados localizam-se na chanfradura intercondiliana e prolongam-se da espinha da tíbia até aos côndilos femorais (figura 3.1) (10). Estes são ligamentos muito resistentes, em número de dois e distinguem-se em anterior e posterior. O LCA evita o deslocamento anterior da tíbia em relação ao fémur e também fornece estabilidade rotacional ao joelho com estresse em varo ou valgo. Este insere-se distalmente na porção ântero-interna da espinha da tíbia e na superfície triangular pré-espinhal. Proximalmente, insere-se na porção posterior da face interna do côndilo

externo, possuindo um percurso superior, posterior e externo. Relativamente ao LCP, este evita o movimento posterior da tíbia relativamente ao fémur, inserindo-se distalmente e posteriormente à espinha da tíbia. Segue depois um percurso superior, anterior e interno, inserindo-se na porção anterior da face externa do côndilo interno. O LCA e o LCP juntos formam uma cruz dentro do joelho e evitam o movimento anterior ou posterior excessivo da tíbia em relação ao fémur durante a flexão e extensão da perna (8,9,11).



**Figura 3.1.** Vista anterior das superfícies articulares do joelho em flexão.

Adaptado de *Drake, Vogl & Wayne*, 2004 (10).

O joelho é reforçado pelos ligamentos laterais interno e externo e pelos tendões dos músculos da coxa que envolvem esta articulação. Esta articulação conta com numerosas bolsas sendo a maior o fundo de saco subquadrípital. As restantes bolsas são a popliteia, a dos gêmeos, a pré-rotuliana subcutânea, a infra-rotuliana subcutânea e a infra-rotuliana profunda (9).

O joelho possui mecanismos recetores sensoriais que contribuem para a sua estabilidade. Estes recetores podem ser classificados pelo estímulo ao qual respondem como mecanorreceptores, nociceptores ou quimiorrecetores; ou pela sua localização como exteroceptores, interoceptores ou proprioceptores. Todos estes tipos de recetores se projetam em direção aos neurónios motores espinhais, interneurónios espinhais e

outras estruturas supra-espinais, resultando num mecanismo de *feedback* aferente destes recetores às redes neurais espinais e supra-espinais, fornecendo informações relativas à posição, movimento e nociceção da articulação do joelho. Os recetores que fornecem o sistema nervoso central com este *feedback* aferente incluem terminações de *Ruffini*, corpúsculos de *Pacini*, terminações nervosas livres, órgãos tendinosos de *Golgi* e fusos musculares (tipo I e II). Os corpúsculos de *Pacini* possuem sensibilidade às vibrações do joelho e respondem ao movimento articular em qualquer direção. As terminações de *Ruffini* estão presentes em vários tecidos, respondendo à tensão, contribuindo para a estabilidade do joelho e detetando os limites angulares. Os fusos musculares e os órgãos tendinosos de *Golgi* (proprioceptores) encontram-se no músculo e na aponeurose, respetivamente, atuando com informação sobre a velocidade, posição do joelho bem como sensores de força. As terminações nervosas livres encontram-se em todo o tecido conjuntivo (12).

Devido à sua anatomia e fisiologia complexa, a articulação do joelho encontra-se sujeita a diferentes tipos de lesões, que serão abordados no subcapítulo seguinte.

### **3.2. Principais Lesões Musculoesqueléticas dos Joelhos**

Cerca de 80% das lesões a nível musculoesquelético ocorrem durante a prática desportiva. Dado o aumento da prática de atividade física e desportiva por parte da população, tanto a nível recreativo como profissional, tem existindo um aumento significativo do número de lesões articulares, especialmente da articulação do joelho. Para além disso, cada vez mais o início da atividade física tem ocorrido em idades precoces devido à maior competitividade desportiva, com um aumento da exigência de treino, muitas vezes desprovidos de supervisão técnica adequada. Os membros inferiores são as estruturas mais comumente afetados por lesões musculoesqueléticas, em grande parte devido à sobrecarga imposta em desportos que envolvam corrida e salto. Em alguns momentos da atividade física nestes desportos, a força exercida nos joelhos, pode atingir 10 vezes o peso corporal. Outros fatores que levam a lesões musculoesqueléticas nos membros inferiores são as mudanças de direção bruscas e o contacto físico entre participantes. Aproximadamente 90% das lesões desportivas localizam-se na anca, coxa, joelho, perna, tornozelo e pé (13).

As principais lesões a nível da articulação do joelho passam por fraturas; deslocamentos da rótula; lesões nos ligamentos, nomeadamente o LCA, o LCP e os

ligamentos colaterais; lesões meniscais; tendinopatias e roturas de tendões; e quistos (14).

Dos ossos que compõem a articulação do joelho, a rótula é o mais frequentemente fraturado. As fraturas da epífise do fémur distal ou tíbia proximal encontram-se normalmente associadas a outras lesões intra-articulares. A maioria das fraturas do joelho são causadas por traumatismos envolvendo elevada cinética (14).

A deslocação da rótula é uma lesão relativamente comum, originada por anomalias morfológicas pré-existentes como os conflitos fémuro-patelares, sendo também causado por traumas de elevada cinética (14).

As lesões dos ligamentos mais comuns são do LCA, do LCP e dos ligamentos colaterais. A lesão do LCP geralmente ocorre com um golpe na porção anterior do joelho, quando este se encontra em flexão. Isto ocorre muitas vezes em acidentes de viação e em desportos de contacto. As roturas do LCP tendem a ser parciais, com uma resolução espontânea, sem necessidade de intervenção cirúrgica. A intervenção cirúrgica só deve ser considerada caso o paciente seja sintomático, porém, a restauração total da estabilidade do joelho, raramente é atingida. As lesões dos ligamentos colaterais normalmente sucedem após uma força que empurra o joelho lateralmente, sendo principalmente forças provocadas por contacto direto (14). As lesões do LCA serão abordadas nos capítulos seguintes com maior detalhe, dado ser o principal foco deste estudo.

As lesões meniscais podem ocorrer de forma aguda ou crónica. Estas ocorrem de forma aguda durante a atividade física após movimentos de torção, de mudança brusca de direção, de rotação ou de abordagem. As lesões crónicas nos meniscos ocorrem como resultado de artrite ou do envelhecimento. A reconstrução do menisco como terapêutica apresenta excelentes resultados a longo prazo, devendo sempre ser considerado, principalmente em crianças, desde que estas possam cumprir com a reabilitação pós-operatória. Em pacientes idosos, os implantes meniscais de colagénio, ou implantes personalizados são importantes para minimizar a ausência do menisco e evitar a progressão da artrite (14).

As tendinopatias ocorrem devido ao uso excessivo de determinado tendão, envolvendo a tração excessiva de carga e subsequente rotura do tendão. Isto leva a dor, edema e um desempenho inferior do tendão acometido. Embora possa ocorrer em qualquer faixa etária, as roturas dos tendões do quadricípite e rotuliano são mais comuns em pessoas de meia-idade que praticam corrida ou desportos que envolvem salto (14).

O diagnóstico diferencial de lesões nos joelhos deve incluir a formação de quistos sinoviais, coleções de fluidos, quistos ganglionares, alterações degenerativas graves como os esporões osteofíticos e massas de tecidos moles como a sinovite vilonodular pigmentada, lipoma, hemangioma e sarcomas (14).

### **3.3. Epidemiologia e Fisiopatologia da Rotura do Ligamento Cruzado Anterior**

Como posteriormente abordado, o LCA é um dos dois ligamentos cruzados que auxilia na estabilização da articulação do joelho. Este consiste numa forte banda de tecido conjuntivo e fibras de colagénio com origem na face ântero-medial da região intercondiliana do planalto tibial e inserção postero-medial na porção interna do côndilo femoral externo (11).

O LCA é o ligamento mais comumente lesionado no joelho. A rotura do LCA é uma lesão relativamente comum, sendo que a sua incidência anual nos Estados Unidos durante um ano é cerca de 1 em 3500 pessoas, ou seja, cerca de 100-200 mil pessoas anualmente. A maioria das roturas ocorrem em atletas devido a mecanismos com e sem contacto como forças rotacionais, aterragens após um salto de forma incorreta ou impacto direto do joelho. Os movimentos da anca no plano coronal, nomeadamente a adução são os responsáveis pelo aumento da abdução do joelho. No plano sagital, a redução da flexão da anca e do joelho aquando da aterragem, são considerados fatores preponderantes para a rotura do LCA, uma vez que estes movimentos colocam maior carga nas articulações estáticas (ligamentos e cápsulas) em vez de as colocar nas dinâmicas (músculos e tendões). A mecânica no plano transversal também está associada a mecanismos de lesão do LCA. A rotação interna da anca contribui para o valgo do joelho e a rotação interna da tíbia provoca grandes deformações no LCA. Os atletas com maior risco de lesão sem contacto incluem os esquiadores, jogadores de futebol e de basquetebol. Já os atletas com maior risco de lesão por contacto, são os jogadores de futebol americano (1,11).

A rotura do LCA está associada a vários fatores de risco modificáveis e não modificáveis. Estes incluem pessoas do género feminino (risco 3 vezes maior que no género masculino), idade jovem (entre os 16 e 18 anos) e a participação mais intensa, frequente e precoce em desportos. As variações morfológicas, controlo neuromuscular, perfil genético e ambiente hormonal também desempenham um papel importante no

aumento do risco de rotura do LCA (15). Foi sugerido que as mulheres apresentam um risco aumentado devido a alguns fatores como um menor fortalecimento da banda isquiotibial, utilizando preferencialmente os músculos do quadrícipite na desaceleração. Isto provoca um aumento anormal da tensão no LCA uma vez que os músculos do quadrícipite são menos eficazes na prevenção da TAT. Outro fator que aumenta o risco de lesão do LCA, é o aumento da angulação em valgo do joelho no género feminino. Por último, os efeitos do estrogénio desempenham um papel importante na força e flexibilidade dos tecidos e ligamentos, predispondo as mulheres a lesões do LCA (11).

As roturas do LCA podem classificar-se em três graus. O grau I é o menos crítico, onde existe apenas uma lesão ligamentar ligeira, mantendo-se a estabilidade da articulação do joelho. No grau II ocorre rotura parcial das fibras ligamentares, originando um enfraquecimento da articulação. Por último, o grau III corresponde à rotura completa/total do LCA, levando à instabilidade articular (16).

### **3.4. Apresentação Clínica e Diagnóstico da Rotura do Ligamento Cruzado Anterior**

O diagnóstico das lesões dos joelhos inclui várias etapas complementares como a história clínica, o exame físico e os exames de imagem, nos quais se incluem toda a imagiologia e Artroscopia.

Quando o clínico é confrontado com uma lesão aguda do joelho, é importante começar por estabelecer uma história clínica dedicada, sendo este um modo eficaz de avaliar a gravidade da lesão e restringir o tipo de lesão/patologia. Dependendo apenas do tipo de movimento que levou à lesão, o clínico pode suspeitar de certos padrões de lesões (tabela 3.1), sendo que os mais específicos da rotura do LCA são a torção e o valgus (17). Tipicamente, os pacientes com lesão no LCA descrevem o momento da lesão com um crepitar, sentindo que o joelho “cede”, normalmente após um dos movimentos descritos no subcapítulo anterior. Outros sintomas típicos incluem a sensibilidade na articulação, dor, edema, diminuição ou perda total da amplitude do movimento da perna homolateral e dificuldade na locomoção (11,15).

Após a análise da história clínica, o médico deverá executar um exame físico completo, que inclua o momento da lesão, o mecanismo que levou à lesão, a condição da estabilidade articular, mobilidade, força, palpação e a avaliação de possíveis lesões associadas. Existem diversas manobras utilizadas no exame físico para descartar ou

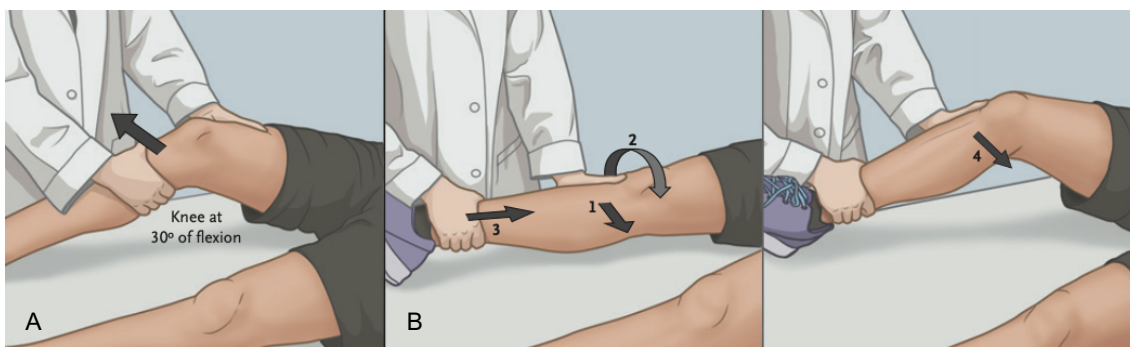
confirmar a hipótese de lesão do LCA, nomeadamente o *anterior drawer test*, o teste de *Lachman* e o teste de *pivot-shift*. No *anterior drawer test* o paciente é posicionado em decúbito dorsal, com o joelho afetado em flexão de 90° e a planta do pé apoiada na mesa (o clínico poderá sentar-se em cima do pé de forma a obter melhor estabilização). De seguida, o clínico segura a região proximal da tíbia com as suas mãos, puxando-a num movimento anterior. Caso haja um movimento suscetível de TAT excessiva e instabilidade, é indicativo de um teste positivo para esta condição clínica. É oportuno comparar com o membro contralateral já que a TAT aumentada pode ser morfológica e não patológica. Este é um teste que possui 92% de sensibilidade e 91% de especificidade em lesões crónicas, mas não nas agudas (11,15).

**Tabela 3.1.** Correspondência entre a lesão suspeita no joelho e o mecanismo/direção da força.  
Adaptado de *Lamb & Guy*, 2016 (17).

Mecanismo / Direção da Força	Lesão Suspeita
<b>Torção</b>	LCA LCP Meniscos Lesão osteocondral
<b>Varus</b>	Ligamento colateral lateral Compartimento posterolateral LCP Meniscos
<b>Valgus</b>	LCA Ligamento colateral medial Menisco
<b>Hiperflexão</b>	Menisco Rótula Tendões do quadricípite ou rotuliano
<b>Impacto direto</b>	Fratura Lesão osteocondral LCP Mecanismo do extensor

Porém os melhores testes para diagnosticar a rotura do LCA são o teste de *Lachman* (figura 3.2.A) e o teste de *pivot-shift* (figura 3.2.B). O teste de *Lachman* é realizado com paciente em decúbito dorsal e o joelho fletido a cerca de 30%. O clínico estabiliza a coxa com uma mão na porção distal do fémur e com a outra, realiza um movimento anterior da tíbia. O teste é positivo para rotura do LCA caso haja uma TAT significativa comparativamente ao membro inferior contralateral. A sua sensibilidade e especificidade é de 95% e 94%, respetivamente (11,15).

Finalmente, o teste de *pivot-shift* é um teste dinâmico da laxidão rotatória do joelho que provoca subluxação do planalto tibial lateral. Este consiste em posicionar o paciente em decúbito dorsal, devendo o clínico fixar as duas extremidades da perna do paciente com as duas mãos. Nesta fase do teste, a anca deve apresentar uma flexão de 20-30°. De seguida, o clínico produz um movimento rotatório da tíbia no sentido interno, aplicando simultaneamente uma força em valgo no joelho. Enquanto mantém esta posição, deverá fletir o joelho. Este movimento provocará uma subluxação posterior da tíbia e aos cerca de 30° de flexão, a tíbia reduz-se repentinamente para a sua posição anatómica original, ouvindo-se e observando-se um crepitar. Isto indica um teste de *pivot-shift* positivo. Este é um teste extremamente específico (98%), mas por vezes difícil de realizar devido à falta de cooperação do paciente motivado pela dor (11,15).



**Figura 3.2.** Testes de avaliação da rotura do LCA.

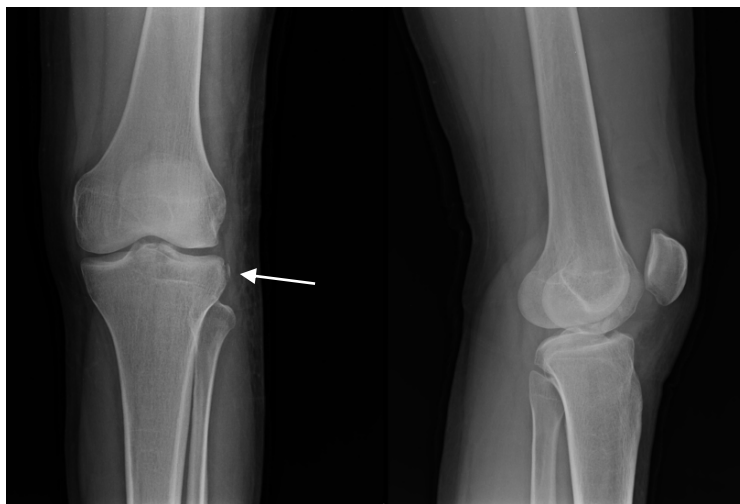
A) Teste de *Lachman*; B) Teste de *pivot-shift*.

Adaptado de *Musahl & Karlsson*, 2019 (15).

O próximo passo no diagnóstico de uma lesão no joelho, é a visualização das estruturas do mesmo por métodos imagiológicos, dependendo da lesão suspeita. De um modo geral, as modalidades utilizadas são as Radiografias ântero-posterior (AP) e de perfil, RM, TC e Ultrassonografia ao joelho. As Radiografias têm como principal propósito excluir fraturas subtis ou por avulsão, verificar a integridade dos espaços articulares, e as relações entre a tíbia, o fémur e a rótula. A RM é um exame extremamente específico e sensível para lesões nos joelhos, comumente utilizada para a avaliação ligamentar, meniscal e osteocondral. É também possível detetar necrose avascular e osteonecrose espontânea através da RM, bem como muitas outras patologias e disfunções. De forma a detetar com maior precisão e caracterizar uma possível fratura, é realizada uma TC, porém esta não é a melhor modalidade imagiológica para avaliar os constituintes articulares de partes moles. Por último, as

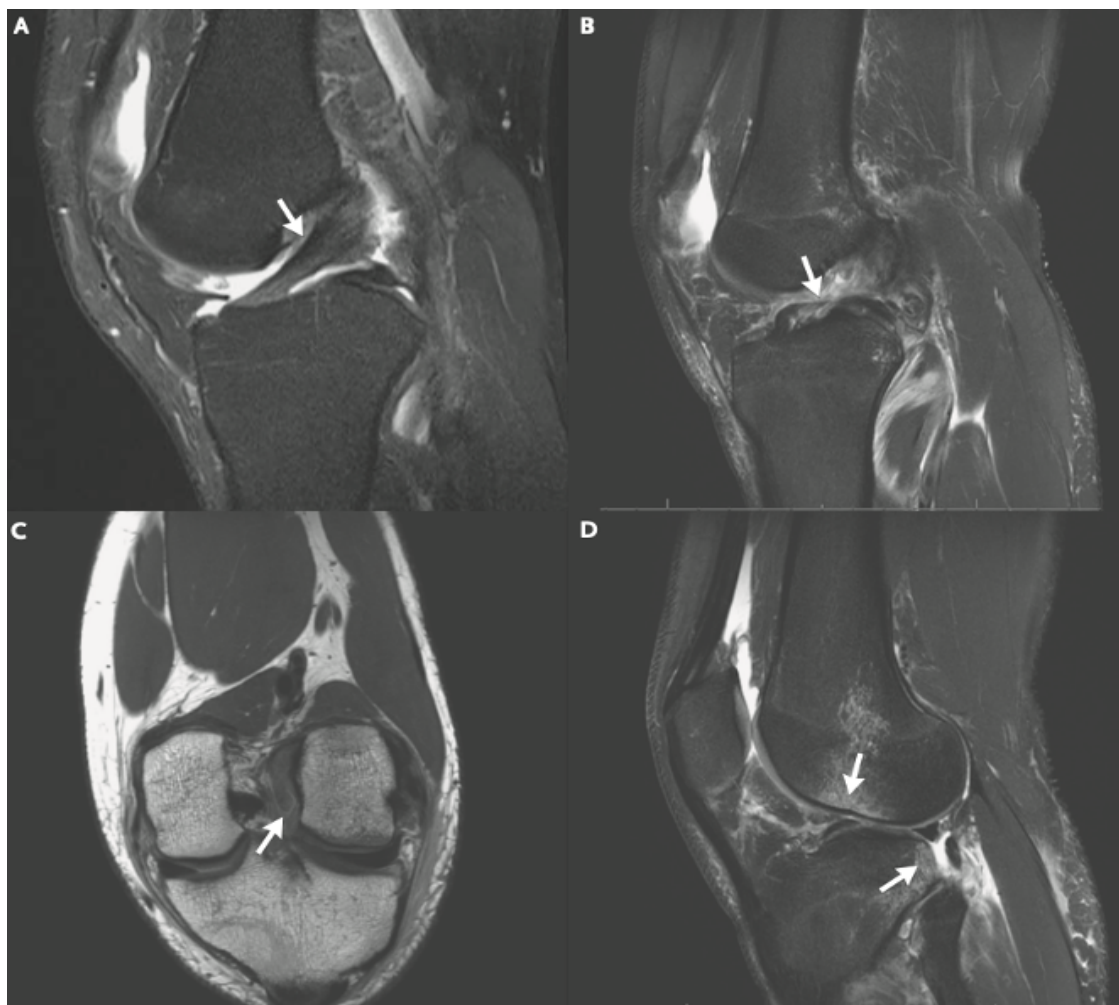
principais vantagens da Ultrassonografia são a sua grande disponibilidade e baixo custo, oferecendo uma imagem dinâmica, contudo, esta é uma técnica bastante observador-dependente, sendo principalmente utilizada no estudo dos tendões do aparelho extensor (17).

Como qualquer lesão do joelho, quando existe suspeita de rotura do LCA, o exame imagiológico de primeira linha são as Radiografias em projeções ortogonais do joelho AP e perfil, de modo a excluir uma eventual fratura ou lesões associadas. Nesta é possível observar alguns sinais patognomónicos de rotura do LCA como fraturas da espinha da tíbia e fratura de *Segond* (figura 3.3), que consiste numa fratura por avulsão do planalto tibial lateral. Na maioria dos casos, as Radiografias são normais, excetuando a presença de efusão (1,18).



**Figura 3.3.** Radiografias AP e perfil do joelho esquerdo onde é possível observar a fratura de *Segond* (seta).  
Adaptado de *Vadera & Gaillard, 2021 (18)*.

Apesar das Radiografias serem o exame imagiológico de primeira linha após o exame físico, a RM (figura 3.4) é o exame com maior sensibilidade e especificidade (85-95% e >95%, respetivamente) para o diagnóstico da rotura do LCA, sendo frequentemente utilizado como exame confirmatório. De modo a melhorar a precisão do diagnóstico, cada vez mais Médicos Radiologistas solicitam a aquisição de imagens oblíquas sagitais e coronais dirigidas ao LCA, de modo a visualizá-lo em toda a sua extensão num só plano. A RM também é utilizada para investigar danos associados nos meniscos, cartilagem articular e ligamentos colaterais, entre outros (1,15,19,20).



**Figura 3.4.** RM de joelho.

A) Imagem de RM sagital ponderada em T2 (T2w) com saturação espectral do tecido adiposo (FS) com o LCA intacto (seta); B) Imagem de RM sagital T2w FS com rotura do LCA (seta); C) Imagem de RM coronal oblíqua ponderada em densidade protônica (PDw) com rotura do LCA (seta); D) Imagem de RM sagital T2w FS com contusões ósseas associadas à rotura do LCA (setas).

Adaptado de *Musahl & Karlsson*, 2019 (15).

Os exames de RM proporcionam ao Médico Radiologista a observação de sinais diretos e secundários da rotura do LCA. Os sinais diretos indicam as alterações diretamente associadas à lesão ligamentar e possuem uma sensibilidade e especificidade de 93% e 97%, respetivamente. Por outro lado, os sinais secundários estão associados de forma indireta à rotura do LCA, através de alterações ósseas e biomecânicas e geralmente possuem alta especificidade, mas baixa sensibilidade. De forma a excluir rotura do LCA através de RM, é importante a caracterização da sua normal aparência através desta técnica imagiológica. O LCA normalmente aparece com

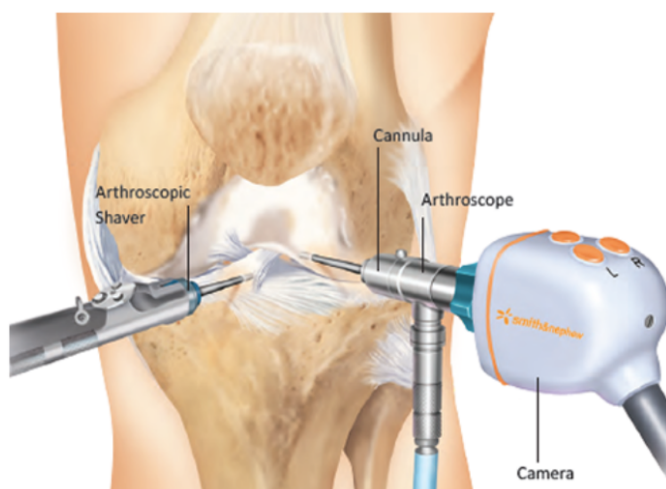
hiposinal em sequências ponderadas em T1 (T1w) e T2 (T2w). É um ligamento que possui contornos bem definidos e contínuos desde a sua inserção femoral à tibial, sendo que na sua inserção tibial, a sua estrutura aparece em forma de “ventoinha”, devido aos vários feixes ligamentares, podendo ser observados pelo hipersinal inter-ligamentar apresentado entre eles. Este encontra-se subdividido em dois feixes já mencionados, porém existem variantes de 3 e até 4 feixes. Aquando da ocorrência de rotura do LCA, o principal sinal direto é a descontinuidade total ou parcial das fibras com a queda anterior da porção distal do ligamento dentro da fossa intercondiliana, conhecida como a lesão em “badalo de sino”. Outro sinal direto que indica rotura é a horizontalização do fragmento distal do LCA podendo mesmo ligar-se ao LCP, bem visualizado em imagens sagitais do joelho. Existem outros sinais diretos menos específicos como o aumento de sinal intra-ligamentar; a presença de uma massa mal definida na fossa intercondiliana, transmitindo um sinal não esperado; contornos irregulares, mal definidos e espessamento do LCA; e a não visualização do próprio LCA. Os sinais indiretos de rotura do LCA são consequências dos mecanismos de rotura, ou da instabilidade articular. Os mais comumente presentes são a TAT, já anteriormente caracterizada. A verticalização do LCP, devido à sua laxidão anormal também é visível em imagens coronais, onde se consegue definir uma porção demasiado alongada deste ligamento num só plano. Um sinal secundário raro é a distensão do tendão rotuliano devido à TAT. Por fim, também pode ser visualizado edema intra-articular. Relativamente às roturas parciais do LCA, estas são de difícil visualização através de RM, porém existem alguns sinais que podem indicar a sua presença. O principal deles é o aumento subtil da intensidade de sinal a nível deste ligamento, sendo muitas vezes o único sinal de rotura parcial. O feixe mais acometido por este grau de lesão no LCA é o ântero-medial, podendo aparecer como uma interrupção na sua continuidade. Também podem ocorrer edema, sinal anormal focal ou espessamento localizado, visível como hiposinal em T1w e hipersinal em T2w. Porém, geralmente a maioria das fibras continuam visíveis e o seu eixo direcional mantido (11,19,21). Na tabela 3.2, pode verificar-se um resumo dos sinais diretos e secundários de rotura do LCA.

**Tabela 3.2.** Sinais diretos e secundários de rotura do LCA visualizados em imagens por RM.

Adaptado de *Evans & Nielson*, 2021 (11).

Sinais Diretos	Sinais Secundários
Edema	Edema da medula óssea (contusão óssea)
Hipersinal do LCA em Imagens T2w/PDw	Fratura
Descontinuidade das fibras do LCA	Lesão do Ligamento Colateral Medial
Alteração do percurso anatómico do LCA (linha de <i>Blumensaat</i> )	TAT

Ainda que a RM seja o exame imagiológico mais utilizado para verificação e validação da rotura do LCA, a Artroscopia do joelho (figura 3.5) é o método *gold standard* no diagnóstico da rotura do LCA, proporcionando uma sensibilidade de 92-100% e especificidade de 95-100% (22). Através desta técnica, é possível diferenciar roturas completas, parciais ou crônicas do LCA, porém, dado ser um método invasivo e que requer anestesia, este raramente é utilizado como exame de primeira linha (11).



**Figura 3.5.** Ilustração de uma Artroscopia do joelho esquerdo.

Adaptado de *Smith & Nephew Corporate*, 2021 (22).

### 3.5. Métodos Terapêuticos da Rotura do Ligamento Cruzado Anterior

De acordo com a literatura, o tratamento dos pacientes com rotura do LCA sofreu uma significativa evolução nos últimos 25 anos. A abordagem inicial da rotura aguda do

LCA, é transversal a qualquer lesão do joelho e baseia-se no “RICE” (*Rest, Ice, Compression, Elevation*), incluindo o repouso do membro afetado, aplicação de gelo, compressão do joelho afetado e elevação do membro inferior lesionado. Os pacientes não devem caminhar ou suportar qualquer peso, sendo indicada a utilização de muletas ou cadeira de rodas, caso necessário. Fica ao critério do Médico da especialidade a prescrição de analgésicos para alívio da dor (11,14,23).

A rotura do LCA é uma lesão de difícil recuperação sem qualquer intervenção médica, deixando o paciente com instabilidade permanente na articulação do joelho. O tratamento da rotura do LCA inclui opções não cirúrgicas ou cirúrgicas, dependendo de fatores relacionados com o paciente como idade, ocupação, nível de atividade física e decisão de se submeter a um extenso regime de reabilitação. A gravidade da lesão também é um fator na decisão terapêutica. O paciente deve ser encaminhado a um Médico Ortopedista de forma a discutir qual a melhor opção terapêutica (11,23).

O tratamento não cirúrgico ou conservador da rotura do LCA é normalmente recomendado para pacientes acima dos 54 anos de idade, com um estilo de vida sedentário, dependendo do tipo, gravidade, tempo e avaliação subsequente da rotura. É de extrema importância a identificação dos pacientes adequados a este tipo de tratamento, demonstrando um risco mínimo de consequências, como a recidiva da rotura e outras lesões associadas à instabilidade da articulação do joelho, sendo este o principal objetivo do tratamento conservador. Neste tipo de abordagem terapêutica, é incluída fisioterapia, ortóteses funcionais, e adaptações do nível da atividade física. A fisioterapia envolve vários exercícios supervisionados por um especialista em fisioterapia musculoesquelética como o treino de amplitude do movimento, fortalecimento dos quadricípites, isquiotibiais, abdutores da anca e músculos centrais. Pode ser administrada medicação anti-inflamatória concomitante. É recomendada uma reavaliação 6 a 12 semanas após a lesão, de forma a avaliar a eficácia da reabilitação e considerar a reconstrução tardia do LCA. A combinação destes três fatores, demonstrou bons resultados em pacientes com um nível baixo de atividade física e estilo de vida sedentário. Cerca de 95% destes, retornam ao trabalho e realizam atividades do quotidiano sem dificuldade e 60% sentem alguma dor no joelho após atividades mais exigentes. Porém, a percentagem de casos capazes de retornar ao nível de atividade física anterior à rotura do LCA é reduzida e 50% dos pacientes que inicialmente preferem esta abordagem, posteriormente serão sujeitos a uma abordagem cirúrgica (11,15,23).

A decisão pelo tratamento cirúrgico, à semelhança do conservador, baseia-se em fatores associados ao paciente como o estilo de vida, nível de atividade física, idade, ocupação e outras lesões concomitantes. Posto isto, são os atletas e jovens os que mais vezes optam por este método terapêutico. Outros candidatos ao tratamento cirúrgico do LCA são os pacientes com instabilidade significativa da articulação do joelho ou lesão de múltiplas estruturas desta articulação como os meniscos, que são frequentemente acometidos. O tratamento cirúrgico da rotura do LCA envolve a reconstrução do ligamento. A reparação do LCA com enxertos biológicos não é viável, devido à localização do mesmo e devido à natureza física das roturas, sendo que geralmente ocorrem na sua porção média. A reconstrução do LCA é realizada com recurso a um enxerto colocado num local isométrico, fixação óssea rígida, com um comprimento independente da flexão do joelho, de forma a recriar a função do LCA original (figura 3.6) (23).



**Figura 3.6.** Radiografia AP do joelho esquerdo após reconstrução cirúrgica do LCA.

Adaptado de *Bogunovic & Matava*, 2013 (23).

Apesar do LCA ser composto por dois feixes, apenas o feixe ântero-medial é reconstruído, porém, existe um aumento do interesse na reconstrução de ambos os feixes, de modo a proporcionar uma maior estabilidade. De forma a obter o resultado

ótimo, a cirurgia deve ser realizada dentro de 5 meses após a lesão para evitar instabilidade recorrente e danos adicionais nos meniscos, cartilagem articular ou ambos. Os resultados esperados desta opção terapêutica são excelentes. Oitenta e um por cento dos pacientes submetidos à reconstrução do LCA, conseguem retornar alguma atividade física, 65% reportam uma recuperação total do nível de atividade física pré-lesão e 55% retornam aos níveis altos de atividade física e competição. No geral, cerca de 90% dos pacientes submetidos à reconstrução do LCA retomam o funcionamento normal da articulação do joelho, sendo que a literatura descreve, em média, apenas 3-24% de possibilidade de insucesso (11,15,23).

Esta página foi intencionalmente deixada em branco.

## 4. Enquadramento Teórico: Ressonância Magnética no Estudo do Joelho

---

Neste capítulo serão abordadas as temáticas relacionadas com a perspetiva histórica e princípios físicos de RM, bem como o estudo do joelho por esta técnica imagiológica.

### 4.1. Perspetiva Histórica da Ressonância Magnética

De forma sucinta, a RM é uma técnica que assenta na utilização de campos magnéticos e ondas de rádio para a obtenção de imagens reconstruídas matematicamente. Essas imagens representam diferentes tecidos do paciente, consoante a diferença no número de núcleos de Hidrogénio e a velocidade com que estes núcleos recuperam da estimulação pelas ondas de rádio, na presença de um campo magnético (24).

Os princípios físicos que mais tarde originaram a RM, foram publicados em 1924 por *Walter Gerlach* (1889-1979) e *Otto Stern* (1888-1969). Estes dois cientistas demonstraram a natureza quântica do momento magnético dos átomos de prata, através da deflexão do feixe molecular por um campo magnético não homogéneo. Em 1930, o físico *Isidor Rabi* (1898–1988) estudava as propriedades magnéticas dos núcleos atómicos, conseguindo medir o momento magnético de um protão, utilizando a técnica de *Stern* e posteriormente, os momentos magnéticos nucleares. Esta técnica consiste em dois campos magnéticos fortes não homogéneos, que provocam o desvio de um feixe molecular em sentidos opostos, gerando um efeito de focalização. No meio desta trajetória, um campo magnético forte e homogéneo provoca a rotação dos núcleos das moléculas do feixe, à frequência de Larmor, no mesmo instante em que um fraco campo magnético alternado é aplicado ao feixe. Caso esse campo esteja em ressonância com a frequência de precessão de Larmor, o núcleo ressonante é lançado fora da trajetória normal. Esta técnica ficou conhecida como RM, o que levou à atribuição do Prémio Nobel da Física em 1944 (25,26).

A partir de 1946, *Felix Bloch* e *Edward Purcell*, de forma independente, descreveram um fenómeno físico-químico que se baseava nas propriedades

magnéticas de certos núcleos. Estes cientistas descobriram que quando certos núcleos são colocados sob a ação de um campo magnético, estes absorvem energia no espectro eletromagnético e reemitem essa energia quando os núcleos voltam ao estado original. Eles conseguiram também medir o sinal da precessão dos spins em amostras de água e parafina sob um campo magnético. O seu trabalho levou ao desenvolvimento da Espectroscopia por RM, que é utilizada até aos dias de hoje, valendo-lhes o Prémio Nobel da Física em 1952 (25,27).

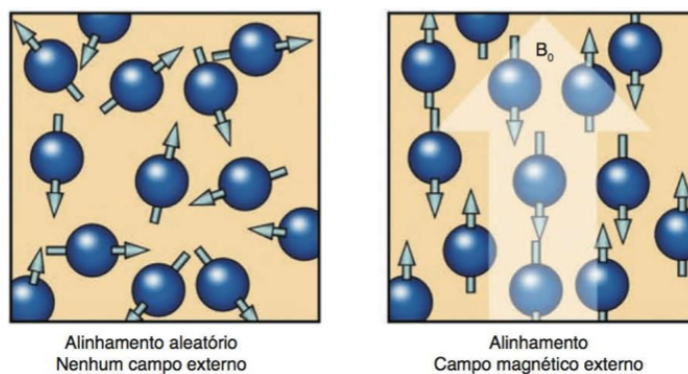
Nas três décadas seguintes, a RM foi alvo de diversas investigações com amostras biológicas e não biológicas, incluindo a medição do tempo de relaxamento em células vivas, tecidos animais, sangue, plasma, glóbulos vermelhos, músculos de rãs e seres humanos. Em 1971, *Raymond Damadian* demonstrou as diferenças no tempo de relaxamento da água em células tumorais e normais de um rato, chegando à conclusão de que o das células tumorais era mais prolongado. Esta descoberta levou a que fosse possível, em 1973 por *Paul Lauterbur*, serem obtidas as primeiras imagens de objetos, reconstruídas por RM, baseadas nos mapas das taxas de relaxamento. Estas imagens possuíam baixa resolução espacial, sendo possível apenas observar elementos de maiores dimensões. Desde então, a tecnologia de RM desenvolveu-se de forma exponencial, sendo possível obter uma elevada resolução espacial e de contraste (25,27).

#### **4.2. Atualidade e Princípios Físicos da Ressonância Magnética**

Atualmente, a RM é considerada uma técnica imagiológica não invasiva que produz imagens anatómicas detalhadas em duas ou três dimensões. É utilizada na deteção, diagnóstico e seguimento do tratamento de várias doenças. Baseia-se na tecnologia de excitar e detetar a mudança de direção do eixo de rotação dos prótons de hidrogénio presentes nas moléculas de água dos seres vivos (28).

Os átomos têm de possuir um número ímpar de prótons ou neutrões de forma a gerarem um campo magnético. Na teoria existem vários núcleos no corpo humano capazes de produzir sinal de RM, porém, o átomo de hidrogénio é o elemento utilizado na grande maioria dos equipamentos de RM de uso clínico. Isto deve-se às suas propriedades magnéticas e à sua abundância natural no corpo humano (1022 átomos de hidrogénio por  $\text{cm}^3$ ). Desta forma é assim possível a obtenção de um forte sinal de RM, fator determinante na qualidade da imagem (24,27).

O átomo de hidrogénio é composto por um núcleo com um próton e um eletrão em torno deste núcleo. Este próton é de interesse na RM, já que possui spin que se caracteriza como um movimento giratório em torno de um eixo. O núcleo de hidrogénio também possui duas características importantes: possui momento angular, mantendo a sua orientação espacial e o eixo de rotação; e possui momento magnético, comportando-se como um pequeno magneto, sendo afetado por campos magnéticos externos e ondas eletromagnéticas. No estado normal, os momentos magnéticos de hidrogénio presentes no corpo humano apresentam direções aleatórias, no entanto, quando submetidos a um forte campo magnético estático (campo magnético principal ou  $B_0$ ), estes tentam alinhar-se com a direção deste campo magnético, girando em torno do eixo de  $B_0$ , movimento denominado de precessão. A velocidade de precessão dos prótons de hidrogénio é proporcional à intensidade de  $B_0$  (63,9 MHz em campos de 1,5 T) e é denominada por frequência de *Larmor*. A maioria permanece alinhado de forma paralela (no mesmo sentido de  $B_0$ ) enquanto que alguns núcleos se alinham de forma anti-paralela (no sentido oposto a  $B_0$ ), resultado num vetor de magnetização efetivo (VME) alinhado e direcionado com  $B_0$ , possuindo assim magnetização longitudinal (figura 4.1) (27,29,30).

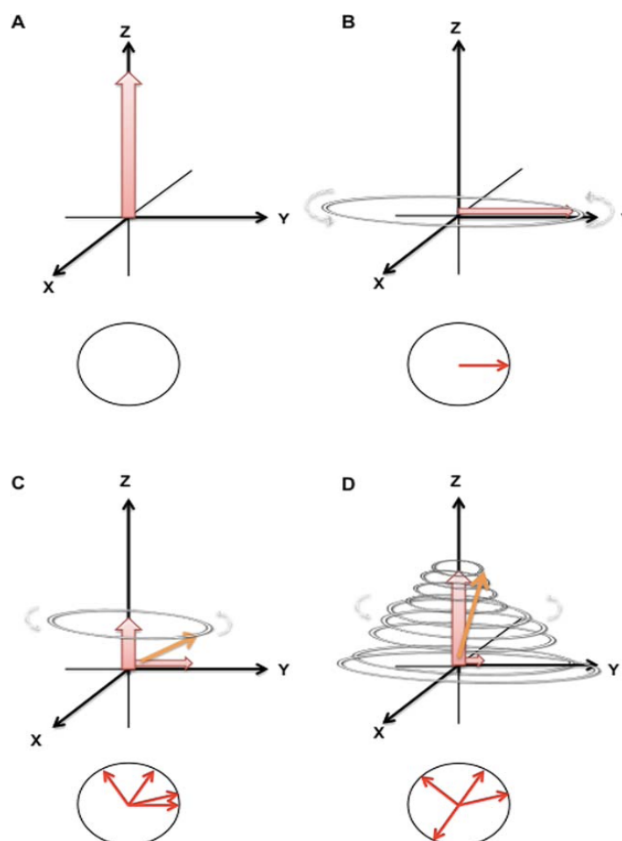


**Figura 4.1.** Alinhamento dos prótons de hidrogénio na ausência (esquerda) e presença (direita) de  $B_0$ .

Adaptado de *Ballinger & Frank*, 2003 (27).

Com o paciente dentro do magneto sob a aplicação de  $B_0$  e campos magnéticos variáveis no espaço e no tempo (“gradientes de campo magnético”), são aplicados impulsos de radiofrequências (RF’s) (campo magnético secundário ou  $B_1$ ) ao volume em estudo numa banda coincidente com a frequência de *Larmor* e determinada largura. Isto provoca um distúrbio do meio através da transferência de energia para os prótons e conseqüente absorção, fenómeno denominado por ressonância. A aplicação de  $B_1$

tem duas consequências: alguns prótons ganham energia, resultando numa redução da magnetização longitudinal; os momentos magnéticos dos spins precessam em coerência de fase em torno de  $B_0$ , resultando no aumento da magnetização transversal. Em suma, o VME é afastado do alinhamento de  $B_0$ . Quando o impulso de RF é desligado os prótons perdem a coerência de fase e voltam a um estado de menor energia, ou seja, sofrem um relaxamento, diminuindo a magnetização transversal (relaxamento transversal ou decaimento T2) e aumentando a magnetização longitudinal (relaxamento longitudinal ou recuperação T1). O VME passa novamente a sofrer apenas a influência de  $B_0$ , apresentando um movimento em espiral, libertando energia, podendo nesta fase ser detetado por uma bobina recetora colocada nas proximidades do paciente. Este sinal é conhecido como *free-induction decay* (FID) (figura 4.2) (27,31).



**Figura 4.2.** Processo de aplicação dos impulsos de RF.

A) VME alinhado com  $B_0$  com magnetização longitudinal; B) Após a aplicação de impulsos de RF's de  $90^\circ$  com magnetização transversal; C) Após a suspensão dos impulsos de RF a magnetização trasnversal diminui e a magnetização longitudinal recupera; D) Movimento espiral do VME.

Adaptado de Currie et al, 2013 (31).

São duas as constantes temporais que caracterizam os relaxamentos longitudinal e transversal – T1 e T2, respetivamente. Estas constantes são independentes uma da outra, porém ocorrem em simultâneo. A perda de sinal de RM decorrente da relaxação T2 ocorre nos primeiros 100-300ms, enquanto a recuperação da magnetização longitudinal devido à relaxação T1, leva cerca de 0,5-5s. Os tempos de relaxação dos diferentes tecidos são os principais responsáveis pelo contraste nas imagens, podendo ser controlados por parâmetros como o Tempo de Eco (TE), o Tempo de Repetição (TR) e o *Flip Angle* (FA). Contudo a densidade protónica (PD) também desempenha um papel importante, sendo maior o sinal de dado tecido, quanto maior a densidade de prótons de hidrogénio nele presente. Como resultado da manipulação destes parâmetros de aquisição, obtém-se sequências T1w, PDw ou T2w (29,30).

Perante o desligar do impulso de RF, a perda de coerência de fase dos spins, dá-se de forma célere, devido às heterogeneidades de B<sub>0</sub>, atingindo valores nulos muito antes do tempo T1 ou T2 da maioria dos tecidos. De modo a ser possível uma mensuração dos tempos de relaxamento e produzir imagem de RM, é imperativo regenerar o sinal perdido. Isto é possível através de duas formas: aplicar um impulso de RF adicional com um FA de 180° ou através de gradientes. Estas são as bases teóricas das sequências Eco de Spin (SE) e Eco de Gradiente (GE), respetivamente (29,31).

### **4.3. RM do Joelho**

O estudo do joelho por RM é o método imagiológico mais comumente utilizado para a caracterização da anatomia e patologias desta articulação. É um exame que envolve diversas etapas antecedentes e decorrentes da sua realização, de forma a garantir a segurança do paciente e correto diagnóstico, baseado em linhas de orientação específicas (32).

#### **4.3.1. Características Gerais do Exame**

A RM é um exame com inúmeros benefícios, mas que, à semelhança de qualquer exame, acarreta certos riscos que têm de ser compreendidos e respeitados. Estes riscos advêm do campo magnético principal, dos gradientes de campo magnético, e do campo de RF's. O Técnico de Radiologia (TRad) é responsável por garantir a

segurança do paciente, excluindo qualquer contraindicação à realização do exame através de um questionário de segurança (Anexo 1), verificar a correta preparação do mesmo e adequar o seu posicionamento de acordo com a região em estudo (33).

Existem duas principais questões de segurança relativamente aos altos campos magnéticos estáticos utilizados na RM: a atração de material ferromagnético em direção ao paciente e as alterações biológicas por ele causadas. Relativamente à atração dos materiais ferromagnéticos, é imperativo a retirada de quaisquer destes materiais antes da entrada no ambiente de RM, como por exemplo ferramentas cirúrgicas (clips de aneurismas e hemostáticos) e dispositivos médicos implantáveis (próteses, *pacemakers*, neuroestimuladores). Estes materiais podem ser atraídos para o centro do magneto, agindo como projeteis, podendo ferir qualquer pessoa no seu trajeto, ou danificar equipamentos. Os implantes como os *pacemakers*, quando expostos a certas intensidades de campos magnéticos podem ficar permanentemente danificados e sofrer o efeito de torque, provocando um deslocamento no corpo do paciente. Relativamente aos efeitos dos campos magnéticos nos tecidos biológicos, existem alguns estudos na literatura que indicam que certas estruturas como a retina e a hipófise podem ser afetadas, porém, nenhuns destes efeitos são carcinogénicos (33–35).

Os gradientes de campo magnético gerados pelas bobinas de gradiente são variáveis no tempo, possuindo uma maior taxa de variação, quanto mais rápidas forem as sequências a ser adquiridas. Estas variações dos gradientes induzem correntes elétricas em tecidos condutores como o corpo humano, podendo interferir na normal função das células nervosas e musculares, levando por vezes à estimulação nervosa periférica. Isto pode provocar por exemplo a sensação de *flashes* de luzes devido à estimulação do nervo ótico e retina. Outro problema das rápidas alterações de correntes dentro das bobinas de gradiente para gerar os gradientes de campo magnético é o ruído acústico gerado que pode atingir os 100dB, sendo aconselhado o uso de proteções nos ouvidos como tampões ou auscultadores (33–35).

Por último, os impulsos de RF encontram-se também associados a alguns riscos. Durante o processo de emissão de RF, a maior parte da sua potência é transformada em energia sob a forma de calor e absorvida pelo corpo do paciente, sendo dissipada pelos tecidos. O aquecimento é sempre superior à superfície do que no interior do corpo do paciente podendo levar a estresse e exaustão do paciente e, em certos casos, se o aquecimento for suficientemente intenso e localizado, queimaduras. Esta deposição de RF's nos tecidos é representada pela Taxa de Absorção Específica (SAR). Uma das possíveis causas de queimaduras é a formação de circuitos fechados de corrente dentro

do corpo do paciente provocado por contacto pele com pele. Geralmente isto ocorre a nível dos membros superiores ou inferiores do paciente, contudo queimaduras mais graves podem surgir se objetos eletricamente condutores (pulseiras, anéis, colares de ouro ou prata por exemplo) estiverem em contato com o paciente. É aconselhada uma baixa temperatura e humidade na sala da RM, de forma a contribuir eficazmente na dissipação do calor e há a necessidade de dar maior atenção a certos órgãos que não possuem uma boa termorregulação como os olhos e os testículos. O TRad tem a responsabilidade de verificar a correta preparação do paciente. No caso do exame ao joelho, passa pela verificação de segurança do paciente relativamente aos objetos metálicos e contraindicações aos agentes de contraste, indicação para o mesmo efetuar a micção de forma a garantir o máximo conforto, explicação de todo o exame de forma clara e colocação de auscultadores de proteção dos ouvidos (33–35).

Para a realização do exame de RM ao joelho o paciente é posicionado em decúbito dorsal, *feet first*, com o joelho em estudo dentro da bobina dedicada ao joelho (figura 4.3), ou, caso esta não exista, com a bobina flexível em torno do joelho. As bobinas dedicadas ao estudo do joelho, geralmente possuem entre 4 e 18 elementos e funcionam como transmissor e recetor de RF's, reduzindo o aquecimento. Porém, este tipo de design possui uma caixa rígida, não se adaptando por vezes ao biótipo do paciente. As bobinas flexíveis possuem como principal vantagem a possibilidade de



**Figura 4.3.** Posicionamento do paciente para o exame de RM ao joelho direito com bobina dedicada ao joelho.

Adaptado de Siemens (2021) (37).

ajuste à anatomia, colocando os elementos da bobina justapostos ao corpo do paciente, aumentando o sinal detectado. Geralmente este tipo de bobinas também oferece um maior conforto devido à sua flexibilidade e reduzido tamanho. Posteriormente ao posicionamento na bobina, é exercida uma rotação externa entre 10 a 15° do membro inferior a estudar, de forma a melhor visualizar o LCA. Pode ser fornecida uma almofada para o joelho contralateral. O laser que marca o isocentro do magneto é centrado a nível do vértice da rótula (32,36–38).

#### 4.3.2. Aquisição e Processamento das Imagens

Neste subcapítulo são apresentados os protocolos técnicos usados no estudo do joelho por RM.

Após o posicionamento da articulação do joelho o mais próximo possível do isocentro do magneto, o exame de RM inicia-se com a aquisição de três a nove imagens de referência (imagens T1w de baixa resolução) nos três planos ortogonais de forma a orientar as sequências seguintes (32,36).

No plano coronal podem ser adquiridas imagens T1w e T2w *Turbo Spin Echo* (TSE) FS ou *Short Tau Inversion Recovery* (STIR) / *Turbo Inversion Recovery Magnitude* (TIRM) com as seguintes características num campo de 1,5T (tabela 4.1) (32,36):

**Tabela 4.1.** Características das ponderações T1w, T2w TSE FS e STIR/TIRM num campo de 1,5T.

Adaptado de Möller & Reif, 2003 (36).

	<b>T1w</b>	<b>T2w TSE FS</b>	<b>STIR/TIRM</b>
<b>TR (ms)</b>	450-600	2000-3500	6500
<b>TE (ms)</b>	15-25	70-100	30-60
<b>FA (°)</b>			180
<b>Tempo de Inversão (TI) (ms)</b>			140
<b>Espessura de Corte (mm)</b>	3-6	3	3
<b>Distância entre Cortes (% espessura de corte)</b>	20	0-20	0-20
<b>Field of View (FOV) (mm)</b>	180-200	180-200	180-200

No plano sagital, as imagens a ser adquiridas devem ser tridimensionais (3D) GE FS ou T2w TSE FS / PDw TSE FS e ainda uma sequência T1w. As características destas sequências num campo de 1,5T encontram-se na tabela seguinte (tabela 4.2) (32,36):

**Tabela 4.2.** Características das ponderações 3D GE FS, T2w TSE FS e PDw TSE FS num campo de 1,5T.

Adaptado de Möller & Reif, 2003 (36).

	<b>3D GE FS</b>	<b>T2w TSE FS</b>	<b>PDw TSE FS</b>
<b>TR (ms)</b>	25	2000-3500	3000
<b>TE (ms)</b>	9	100	20-45
<b>FA (°)</b>	35		
<b>Espessura de Corte (mm)</b>	100-120 ( <i>Slab</i> ) 1-1,5	3	3
<b>Distância entre Cortes (% espessura de corte)</b>		0-20	0-20
<b>FOV (mm)</b>		160-190	160-190
<b>Matriz (mm)</b>	512	512	512

No plano axial deverão ser adquiridas imagens T2w TSE ou PDw TSE FS com as características seguintes sob a aplicação de um campo de 1,5T (tabela 4.3) (32,36):

**Tabela 4.3.** Características das ponderações T2w TSE e PDw TSE FS num campo de 1,5T.

Adaptado de Möller & Reif, 2003 (36).

	<b>T2w TSE</b>	<b>PDw TSE FS</b>
<b>TR (ms)</b>	2500-3800	2000-2400
<b>TE (ms)</b>	100-130	13-16
<b>FA (°)</b>		90
<b>Espessura de Corte (mm)</b>	3	3
<b>Distância entre Cortes (% espessura de corte)</b>	20	20
<b>FOV (mm)</b>	160-180	160-180

Poderá também ser adicionada uma sequência sagital/coronal oblíqua direcionada ao LCA. Serão adquiridas imagens PDw TSE FS com as seguintes características num campo de 1,5T (tabela 4.4) (32,36):

**Tabela 4.4.** Características da ponderação PDw TSE FS num campo de 1,5T.

Adaptado de Möller & Reif, 2003 (36).

	<b>PDw TSE FS</b>
<b>TR (ms)</b>	3000-4000
<b>TE (ms)</b>	15-20
<b>FA (°)</b>	130-150
<b>Espessura de Corte (mm)</b>	3
<b>Distância entre Cortes (% espessura de corte)</b>	10
<b>FOV (mm)</b>	140-150

As sequências PDw, possibilitam a visualização de forma clara de toda a anatomia do joelho com especial destaque da musculatura, tendões, ligamentos, meniscos, cartilagens, sendo uma das sequências mais importantes no estudo desta articulação. As sequências T2w FS evitam o intenso sinal da gordura subcutânea e presente na medula óssea, permitindo uma melhor visualização de derrames intra-articulares, da integridade da medula óssea, contribuindo para o realce das cartilagens, demonstrando áreas de desgaste. De forma a evidenciar potenciais quistos meniscais e lesões osteocondrais, são adquiridas as imagens PDw TSE FS e T1w. A sequência PD TSE FS dirigida ao LCA é importante uma vez que põe em evidência o maior eixo das fibras deste ligamento, essencial no estudo de potenciais roturas (32).

Como descrito acima, atualmente o estudo convencional de RM do joelho consiste em sequências bidimensionais (2D) adquiridas nos três planos ortogonais. Porém, este tipo de imagens possui limitações como a anisotropia dos voxels, que impedem a realização de reformatações multiplanares de alta resolução; são suscetíveis a artefactos de volume parcial devido às elevadas espessuras de corte utilizadas e espaçamento entre estes; e possuem ainda um elevado tempo de aquisição. Existem diversos protocolos de aquisição 3D TSE disponibilizados por diferentes marcas comerciais para o estudo musculoesquelético. Estas sequências possuem em comum diversos parâmetros como elevados *echo train lengths*, TE's diminutos, FA's curtos e impulsos de refasamento variáveis. As principais vantagens das técnicas 3D advém do facto de estas adquirirem as imagens através de voxels isotrópicos: diminuem o artefacto de volume parcial; possibilita a execução de reformatações multiplanares e quantificação volumétrica. Esta técnica também oferece maior sinal comparando com técnicas 2D TSE. Contudo, à semelhança de qualquer técnica, esta também possui algumas limitações/desvantagens que impedem a sua utilização disseminada na prática clínica. Esta é morosa e normalmente possui um tempo de aquisição de 10 minutos o que aumenta o seu custo e a possibilidade de ocorrerem artefactos de movimento, bem como a deposição de energia nos tecidos. Além disto, no estudo de RM do joelho, são necessárias duas ponderações distintas, pelo que seria necessário a aquisição de pelo menos duas sequências 3D TSE. Nenhum estudo provou a vantagem diagnóstica das sequências 3D TSE, relativamente às 2D TSE (38,39).

### 4.3.3. Artefactos e Tipos de Lesão no Ligamento Cruzado Anterior

Como em qualquer exame de RM, no exame ao joelho nem sempre o resultado é o desejado, devido à presença de algumas alterações na representação normal da anatomia e patologias. Estas alterações podem ser motivadas por diversos fatores como a presença de material metálico implantado, má preparação e pouca colaboração do paciente ou sub-otimização do protocolo, dos aspetos técnicos das sequências, podendo levar a um diagnóstico menos preciso ou mesmo incorreto (29,40–42).

Na figura 4.4 encontra-se demonstrado a título exemplificativo um dos artefactos decorrente da rotura do LCA, após a ligamentoplastia, em exame de RM do joelho.



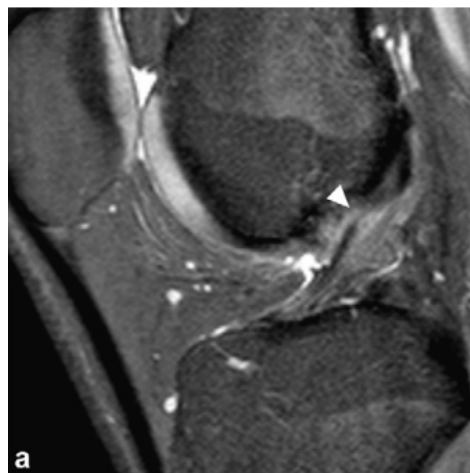
**Figura 4.4.** Artefacto de suscetibilidade magnética. Imagem de RM PDw TSE sagital com artefacto de suscetibilidade magnética devido à presença de objeto metálico (seta) colocado em artroscopia prévia.

Adaptado de *Peterfy et al*, 2006 (41).

O artefacto de suscetibilidade magnética é um dos mais comuns nos estudos do joelho por RM, devido à presença de objetos metálicos implantados após intervenções a esta articulação. Este é um artefacto que imputa uma significativa limitação à acuidade diagnóstica tornando-se necessário a aplicação de softwares e técnicas, por parte dos TRad, para a sua redução. Duas dessas técnicas são a *Slice Encoding for Metal Artifact Correction* (SEMAC) e *Multiacquisition Variable-Resonance Image Combination* (MAVRIC). Enquanto numa aquisição convencional em 2D a seleção de corte é alterada pela perturbação do campo magnético devido ao objeto metálico, numa aquisição com

a técnica SEMAC, é utilizada uma aquisição 3D SE de forma a resolver os perfis de cada corte excitado. Desta forma, os perfis de corte da região de interesse são alinhados corretamente dentro do voxel real. Para além disso, a técnica SEMAC é baseada noutras técnicas de redução do artefacto de susceptibilidade magnética como a utilização de sequências SE, de forma a evitar a perda de sinal devido ao desfasamento intravoxel, e a utilização de gradientes de compensação para evitar a distorção dentro de um plano. Contrariamente ao SEMAC, a técnica MAVRIC utiliza a excitação de várias larguras de banda específicas. Assim, a largura de banda restringe a distorção no plano (43).

Como referido anteriormente, a rotura do LCA pode ser parcial ou completa. Na rotura parcial (figura 4.5) existe a rotura de algumas fibras do ligamento, já na rotura completa (figura 4.6), existe uma descontinuidade completa das fibras do ligamento. Nas figuras seguintes apresentam-se exemplos dos vários tipos de lesão no LCA, visualizadas através de RM (21).



**Figura 4.5.** Rotura parcial do LCA.  
Imagem de RM PDw FS TSE sagital com  
rotura parcial das fibras (seta).  
Adaptado de *Guenoun et al*, 2012 (21).



**Figura 4.6.** Rotura completa do LCA. Imagem de RM PDw FS TSE sagital com rotura total das fibras (seta), mantendo o restante ligamento a sua integridade (asterisco).

Adaptado de *Guenoun et al*, 2012 (21).

Esta página foi intencionalmente deixada em branco.

## **5. Metodologia**

---

Neste capítulo apresenta-se o desenho do estudo bem como os procedimentos metodológicos conducentes à obtenção dos resultados. Foram selecionadas as estratégias e métodos mais adequados com o objetivo de obter respostas e verificar as questões formuladas na fase conceptual. Descrevem-se a população alvo, os instrumentos de recolha de dados, o local do estudo, tipo de amostragem, as variáveis, considerações éticas, procedimentos de recolha dos dados e por último, procedimentos de análise e tratamento estatístico, de forma integrada com a fase conceptual, na tentativa de assegurar a maior fiabilidade e qualidade dos resultados da investigação.

### **5.1. Desenho do Estudo**

Este estudo tem por base um desenho do tipo descritivo-correlacional, observacional e retrospectivo que recorre ao paradigma quantitativo para o tratamento e análise dos dados. Através desta metodologia são verificadas e descritas as relações entre a TAT e as lesões do LCA; mede-se a ocorrência de um acontecimento numa população num determinado momento; e recorre-se ao paradigma quantitativo uma vez que são estabelecidos factos diretamente quantificáveis, pondo em evidência relações entre variáveis (44).

### **5.2. Local do Estudo**

O estudo decorreu em meio natural, no Departamento de Imagiologia de um Hospital da Região de Lisboa e Vale do Tejo.

### 5.3. Amostragem

Neste subcapítulo são apresentados os critérios subjacentes à seleção amostral, procedimentos e características da amostra.

Considerou-se como população alvo deste estudo os exames de RM do joelho realizados no Departamento de Imagiologia de um Hospital da Região de Lisboa e Vale do Tejo. A amostra foi constituída por imagens de 151 exames de RM do joelho.

O método de amostragem utilizado neste estudo foi do tipo não probabilístico e dirigido. A amostragem é não probabilística uma vez que, se definiu a amostra segundo certas características conhecidas, aplicadas através dos critérios de inclusão (44).

De forma que as correlações entre as múltiplas variáveis do presente estudo se demonstrassem coerentes, foi necessário definir critérios para a inclusão dos estudos no mesmo, confirmados através do relatório médico associado ao exame de RM e pelo processo clínico do doente. Foram considerados para a amostra deste estudo RM's do joelho realizados no Departamento de Imagiologia de um Hospital da Região de Lisboa e Vale do Tejo, cujo processo clínico referia uma idade mínima de 18 anos. De forma a rejeitar os casos que não se encontravam elegíveis para o estudo, através dos relatórios médicos, foram definidos os seguintes critérios de exclusão:

- Exames cujos relatórios médicos descrevessem lesões em outros ligamentos a nível do joelho;
- Exames cujos relatórios médicos descrevessem intervenções cirúrgicas no joelho em estudo (excluindo a ligamentoplastia do LCA);
- Exames cujas imagens não incluíssem sequências PDw no plano sagital.

### 5.4. Instrumentos

A unidade de análise aplicada para o desenvolvimento deste estudo foi a imagem de RM PDw no plano sagital armazenada no *Picture Archiving and Communication System* (PACS), processada através da plataforma *syngo.via*. De forma a ter acesso a estes dados, foi utilizada uma estação de trabalho localizada no referido Departamento de Imagiologia de um Hospital da Região de Lisboa e Vale do Tejo. Foi delineado um caderno de registo de dados elaborado com base numa folha *Excel*, onde foram registados todos os dados recolhidos.

## **5.5. Variáveis**

A variável dependente em análise é o método de medida por RM do valor da TAT a nível do côndilo femoral externo (TATCFE); e o valor da TAT a nível do côndilo femoral interno (TATCFI). Considerou-se como variáveis independentes o grau/tipo de lesão do LCA avaliado através do relatório médico; o género; a lateralidade do joelho examinado; e a idade.

## **5.6. Considerações Éticas**

Consideram-se as questões éticas e legais, de modo a garantir a não violação dos direitos dos detentores dos exames de RM.

Foi assegurado o anonimato e confidencialidade dos dados recolhidos, que serão sempre preservados, nunca adquirindo dados pessoais que possam de alguma forma identificar o detentor do exame de RM, sendo que estes nunca serão divulgados isoladamente. As imagens utilizadas foram submetidas a um processo de anonimização de forma a eliminar dados identitários e pessoais. Todos os dados foram recolhidos, processados e armazenados em conformidade com os princípios do Regulamento Geral de Proteção de Dados. No final da investigação, todos as variáveis clínicas e demográficas serão eliminadas. O estudo foi submetido à Comissão de Ética da ESTeSL, estando registado com a referência CE-ESTeSL-Nº.14 - 2020, da qual foi obtido parecer positivo em 23 de dezembro de 2021.

## **5.7. Procedimentos de Recolha de Dados e de Medidas**

Após autorização por parte da Comissão de Ética da ESTeSL e Direção Clínica do Departamento de Imagiologia de um Hospital da Região de Lisboa e Vale do Tejo, foram iniciados os procedimentos de recolha retrospectiva dos dados conforme os critérios de inclusão e exclusão da amostra. Esta recolha decorreu no período compreendido entre o dia 2 de Março de 2021 e o dia 18 de Abril de 2021, sendo incluídos exames de RM do joelho, adquiridos desde 12 de Outubro de 2019 a 1 de Março de 2021, e correspondentes relatórios médicos. No referido centro hospitalar, a

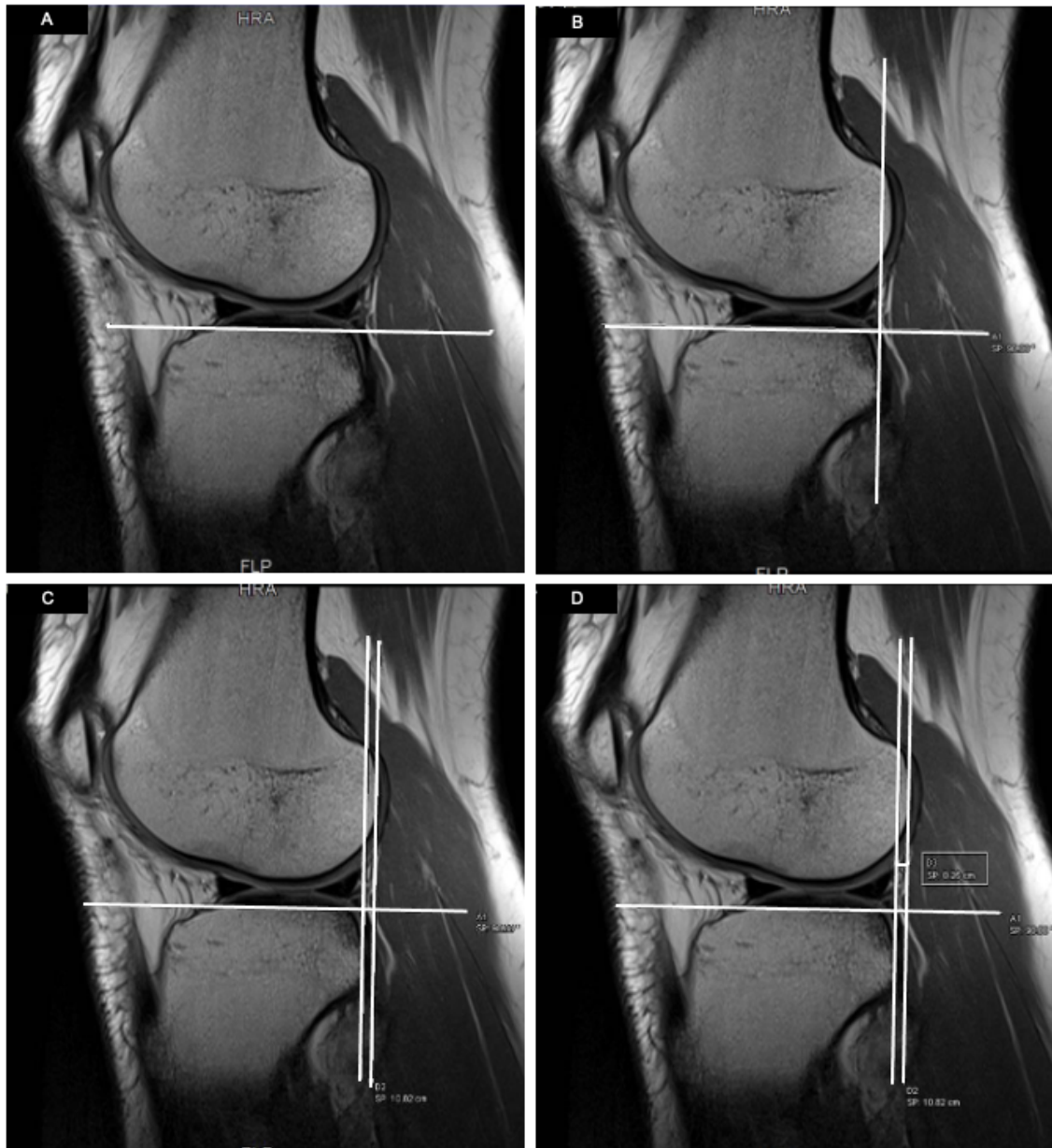
aquisição das imagens de RM do joelho foram realizadas num equipamento 1,5T *Magnetom® Avanto (Siemens, Erlangen Germany)* onde o paciente foi posicionado em decúbito dorsal, *feet first*, com o joelho em estudo inserido na bonina dedicada ao estudo desta estrutura anatómica, com cerca de 15° de flexão. Posteriormente, foi exercida uma rotação externa entre 10 a 15° do membro inferior a estudar. Os relatórios médicos foram produzidos pelos Médicos Radiologistas que compõem o corpo clínico do Departamento de Imagiologia do referido hospital. Estes relatórios foram elaborados num contexto clínico em resposta a uma solicitação de uma especialidade externa à Imagiologia e não especificamente para este estudo, uma vez que se trata de um estudo retrospectivo. Pode afirmar-se genericamente que o Departamento de Imagiologia do Hospital onde decorreu o estudo, possui 13 Médicos Radiologistas que elaboram relatórios de RM de joelho, utilizados neste estudo, em que os anos de experiência nesta atividade se situam no intervalo de 3 a 10 anos.

Através de plataformas de acesso ao PACS, foram recolhidos os dados sociodemográficos dos doentes previamente submetidos a RM de Joelho, bem como realizadas as medições da TATCFE e TATCFI, através de imagens de RM PDw sagitais do joelho (figura 5.1). Os procedimentos de medida seguiram a metodologia descrita por *Tanaka et al.* (2013), previamente validados por um Médico Radiologista, com experiência de 7 anos em Imagiologia musculoesquelética e com a idoneidade profissional atestada pela Ordem dos Médicos para a realização de relatórios de imagiologia do joelho. Foi desenhada uma linha paralela ao planalto tibial e uma linha perpendicular a esta, pela face posterior da tíbia. Uma segunda linha também perpendicular ao planalto tibial foi traçada tangente à linha subcondral posterior do côndilo femoral externo. A distância entre essas duas linhas foi então medida ao longo do eixo transversal, de modo a medir a TATCFE. Utilizou-se o mesmo processo para realizar a medição da TATCFI, porém incidindo no compartimento interno (45).

De modo a garantir a consistência e confiabilidade em todas as medições, foram selecionados os planos sagitais das imagens de RM e utilizados os mesmos pontos de referência anatómicos. Para as medições do compartimento interno foi utilizada a imagem onde era visível a inserção do músculo gastrocnémio medial no fémur. Nas medições do compartimento externo utilizou-se a imagem de RM ilustrando o plano mais interno da articulação tíbio-peroneal (45).

De forma a aumentar a precisão dos resultados, foi realizada uma análise intra-observador em dois momentos temporais distintos. Esta investigação não inclui nos seus objetivos qualquer validação ou apreciação do reporte clínico, a competência na

interpretação das imagens de diagnóstico clínico ou outras características sócio-profissionais ou colegiais.



**Figura 5.1.** Procedimentos de medição da TATCFE.

A) Desenhar linha tangente ao planalto tibial; B) Desenhar linha perpendicular ao planalto tibial, tangente à face posterior da tíbia; C) Desenhar linha perpendicular ao planalto tibial, tangente à linha subcondral posterior do côndilo femoral externo; D) Medir a distância entre as duas linhas verticais no eixo transversal.

Cedido pelo autor.

## 5.8. Procedimento de Análise e Tratamento Estatístico

O tratamento estatístico permitiu fazer a descrição dos dados recolhidos e avaliar em que medida as observações realizadas, relativamente à amostra, são extensíveis para a população de onde a mesma é selecionada (44).

Inicialmente procedeu-se à caracterização da amostra apresentada através de gráficos e tabelas. De seguida, foram realizadas as médias aritméticas de cada variável dependente (TATCFE e TATCFI) para cada tipo de rotura do LCA, sendo posteriormente comparadas entre si. Foram também calculadas a sensibilidade e especificidade de ambas as variáveis. De modo a verificar se as diferenças entre as médias dos diferentes grupos eram estatisticamente significativas, bem como interpretar as relações entre as diversas variáveis e consequentemente responder às questões de investigação, os dados recolhidos foram sujeitos a análise inferencial. Inicialmente realizaram-se testes de normalidade (teste de *Kolmogorov-Smirnov*) e de homogeneidade das variâncias (teste de *Levene*), com o objetivo de averiguar a aplicabilidade da inferência estatística. Tendo em conta o resultado dos testes anteriormente referidos, realizou-se a comparação de médias entre grupos através do teste ANOVA e *post-hoc* de *Bonferroni*, determinando-se por fim os coeficientes de correlação de *Spearman* entre as variáveis em estudo. Para todos estes testes, foi considerado um nível de significância de 5% ( $\alpha = 0,05$ ), sendo utilizado o programa informático *Statistical Package for the Social Sciences*, versão 27,0 para *macOS Big Sur*.

## 6. Resultados

---

Este capítulo possui como finalidade a apresentação dos resultados obtidos na recolha de dados. Primeiramente será apresentada a sua análise descritiva, seguido da análise inferencial.

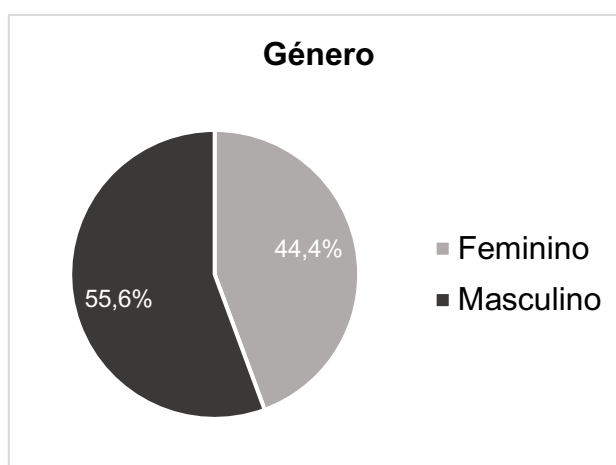
### 6.1. Análise Descritiva

Na análise descritiva serão caracterizados os dados sociodemográficos da amostra e apresentadas várias relações entre variáveis por meio de gráficos e tabelas, de forma a possibilitar uma compreensão e análise facilitadas, bem como calculados os valores de sensibilidade e especificidade do sinal de TAT na deteção da rotura do LCA.

#### 6.1.1. Caracterização da Amostra

Relativamente às variáveis correspondentes aos dados sociodemográficos deste estudo, foram utilizados o género e a idade dos doentes cujas imagens foram analisadas.

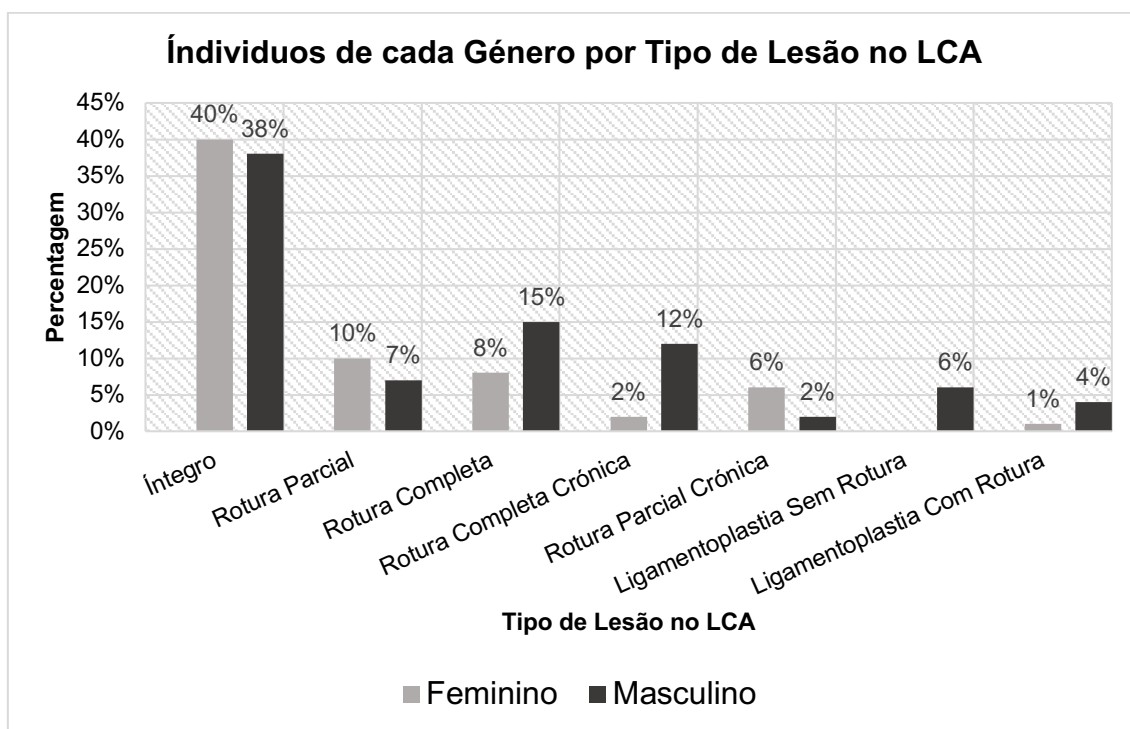
Segundo a figura 6.1, a amostra é composta por 151 imagens de RM (PDw em abordagem sagital) de joelhos (N=151), o que representa uma percentagem de 55,6%



**Figura 6.1.** Gráfico da caracterização de N segundo o género (N=151).

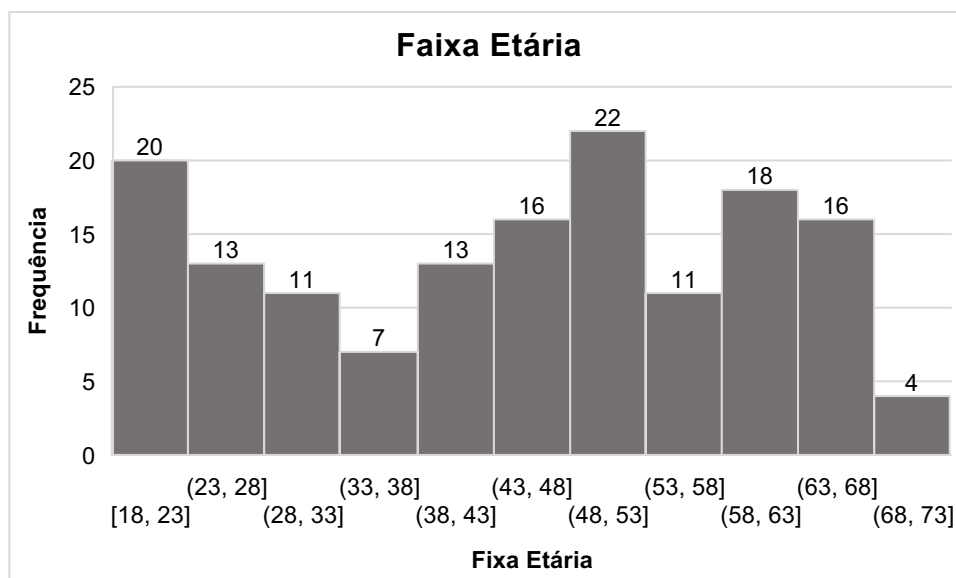
do género masculino (n=84), e os restantes do género feminino (n=67), correspondendo a uma percentagem de 44,4%.

Na figura 6.2 encontra-se representado o número de casos correspondendo a cada género de acordo com o tipo de lesão no LCA, sendo notável um ligeiro predomínio do género feminino nas categorias com a integridade, rotura parcial e rotura parcial crónica do LCA, em comparação às restantes categorias que apresentam o predomínio do género masculino.



**Figura 6.2.** Gráfico da caracterização de N segundo o género em função de cada tipo de lesão do LCA (N=151).

No que diz respeito à variável independente idade dos casos observados no estudo, a sua média aritmética encontra-se nos  $44,94 \pm 15,80$  anos, sendo que a sua moda é de 18 anos e a mediana de 47 anos. A faixa etária dos casos incluídos no estudo com maior número de elementos é dos 48 aos 53 anos (22 casos) e com menor número de elementos é dos 68 aos 73 anos (4 casos). As idades dos casos incluídos no estudo estão compreendidas entre os 18 e os 73 anos. Na figura 6.3 é possível observar a distribuição das idades em cada intervalo.



**Figura 6.3.** Gráfico da caracterização de N segundo a faixa etária (N=151).

Na tabela 6.1 encontram-se discriminados os dados estatísticos referentes aos valores da TATCFE e TATCFI dos casos incluídos no estudo.

**Tabela 6.1.** Estatísticas descritivas relativas aos valores da TATCFE e TATCFI.

	TATCFE (cm)	TATCFI (cm)
<b>N</b>	151	151
<b>Média</b>	0,01182	-0,09149
<b>Mediana</b>	0,00000	-0,10000
<b>Moda</b>	0,00000	0,00000
<b>dp</b>	0,43719	0,36109
<b>Variância</b>	0,19100	0,13000
<b>Mínimo</b>	-1,09500	-1,07000
<b>Máximo</b>	2,44000	1,53500

No que respeita ao número de casos por cada tipo de lesão no LCA, verifica-se que a amostra é constituída por 78 casos que possuem a integridade do LCA, equivalente a 51,7%; 17 casos com rotura parcial do LCA, cuja percentagem é de 11,3%; 23 casos diagnosticados com rotura completa do LCA, apresentando uma percentagem de 15,2%; 14 casos com rotura parcial crónica (9,3%); e 8 com rotura completa crónica do LCA (5,3%). Após a ligamentoplastia do LCA, 6 casos apresentavam integridade do enxerto (4,0%) enquanto que 5 casos apresentavam a rotura do enxerto (3,3%), perfazendo um total de 151 casos analisados (N=151).

Dos exames de RM do joelho analisados, 56,3% (n=85) corresponderam ao joelho direito e os restantes 43,7% (n=66) ao joelho esquerdo.

### 6.1.2. Relação entre o Tipo de Lesão no Ligamento Cruzado Anterior e a Translação Anterior da Tíbia a Nível do Côndilo Femoral Externo

Neste subcapítulo serão apresentadas as relações entre a TATCFE em função do tipo de lesão no LCA. Na figura 6.4 observa-se a comparação dos valores médios da TATCFE, em função de cada tipo de lesão no LCA. Tem-se que a TATCFE é diretamente proporcional ao agravamento no tipo de lesão aguda no LCA, ou seja, quanto maior o grau de rotura do LCA, maior a TATCFE. Relativamente às roturas crónicas do LCA, não se encontrou um padrão. Aquando da ligamentoplastia, é possível concluir que mesmo mantendo a sua integridade, os valores médios da TATCFE são sempre mais elevados do que no grupo sem patologia. As roturas após ligamentoplastia aumentam consideravelmente a TATCFE.

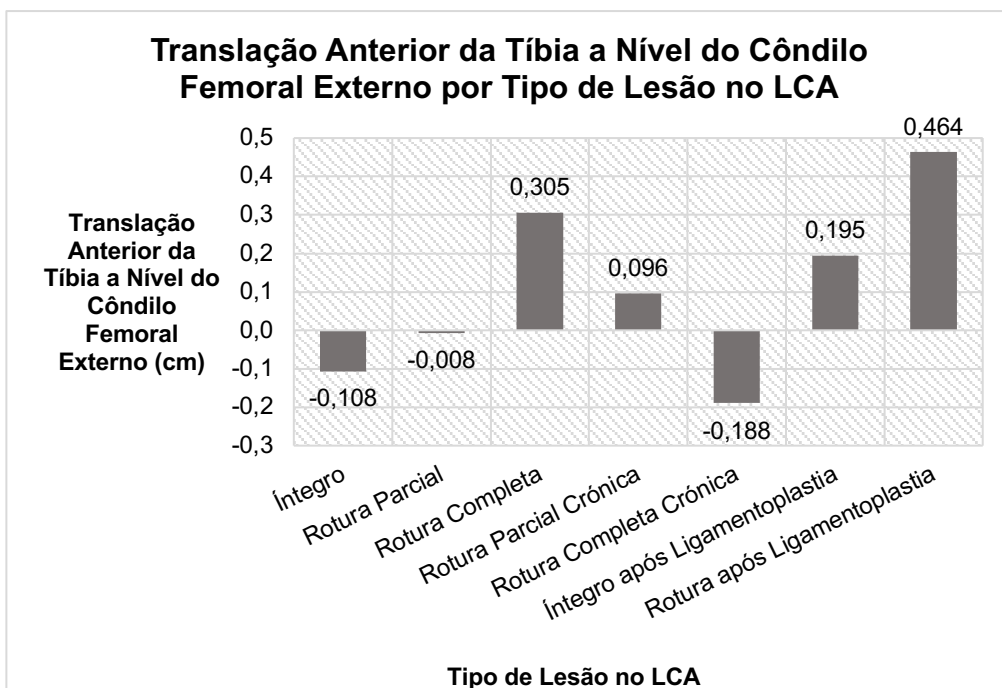


Figura 6.4. Gráfico da TATCFE em função do tipo de lesão no LCA (N=151).

Observa-se que os casos com integridade do LCA mantida, apresentam uma TATCFE média de -0,108cm; os casos com rotura parcial apresentam uma TATCFE de

-0,008cm; após a rotura completa do LCA, a média de TATCFE é de 0,305cm; quando os casos apresentam rotura parcial e completa crónicas do LCA, a TATCFE médias são de 0,096cm e -0,188cm, respetivamente; já após a ligamentoplastia do LCA, se esta se encontrar íntegra, é de cerca de 0,195cm; se houver rotura do enxerto, a TATCFE é de 0,464cm.

### 6.1.3. Relação entre o Tipo de Lesão no Ligamento Cruzado Anterior e a Translação Anterior da Tíbia a Nível do Côndilo Femoral Interno

No subcapítulo supracitado, serão dadas a conhecer as relações entre a TATCFI médias em função do tipo de lesão no LCA, por intermédio da figura 6.5. É possível afirmar que apenas na rotura aguda do LCA do tipo completa, existe TATCFI com valores positivos. Nas roturas crónicas, os valores médios da TATCFI são ambos negativos. Por último, após a ligamentoplastia do LCA, existe sempre TATCFI, mais acentuada quando existe rotura do enxerto.

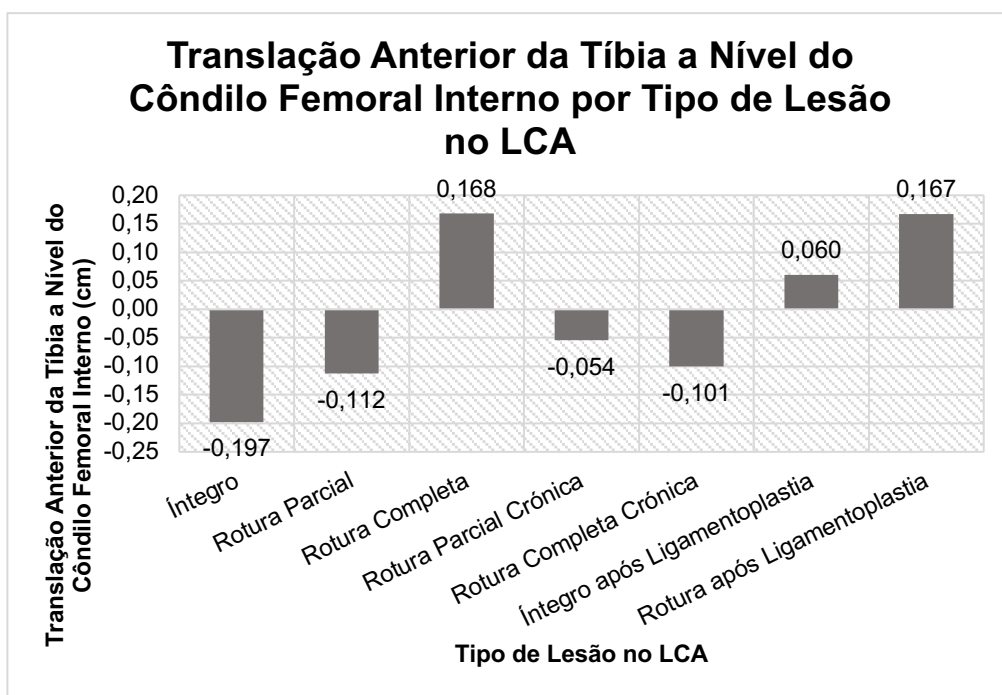


Figura 6.5. Gráfico da TATCFI em função do tipo de lesão no LCA (N=151).

No grupo de casos que mantém a integridade do LCA, a TATCFI é de -0,197cm; após uma rotura parcial, a média dos valores da TATCFI é de -0,112cm; com rotura

completa do LCA, os valores são positivos de 0,168cm; quando existe rotura parcial e completa crónica, a TATCFI médias são -0,054cm e -0,101cm, respetivamente; nos casos submetidos a ligamentoplastia com sucesso a TATCFI é de 0,060cm e de 0,167cm aquando da sua falência.

Na tabela 6.2 encontram-se reunidas todas as estatísticas relativas às médias da TATCFE e TATCFI em função de cada tipo de lesão do LCA. De notar que a TATCFE média é de 0,012mm, já o valor médio da TATCFI é de -0,091mm.

**Tabela 6.2.** Estatísticas descritivas dos valores da TAT a nível do compartimento externo e interno do joelho, em função dos tipos de lesão no LCA.

<b>Tipo de Lesão no LCA</b>		<b>TATCFE (cm)</b>	<b>TATCFI (cm)</b>
<b>Íntegro (n=78)</b>	$\bar{X}$	-0,108	-0,197
	<b>dp</b>	0,323	0,300
<b>Rotura Parcial (n=17)</b>	$\bar{X}$	-0,008	-0,112
	<b>dp</b>	0,374	0,333
<b>Rotura Completa (n=23)</b>	$\bar{X}$	0,305	0,168
	<b>dp</b>	0,619	0,476
<b>Rotura Parcial Crónica (n=14)</b>	$\bar{X}$	0,096	-0,054
	<b>dp</b>	0,350	0,213
<b>Rotura Completa Crónica (n=8)</b>	$\bar{X}$	-0,188	-0,101
	<b>dp</b>	0,490	0,474
<b>Íntegro após Ligamentoplastia (n=6)</b>	$\bar{X}$	0,195	0,060
	<b>dp</b>	0,440	0,368
<b>Rotura após ligamentoplastia (n=5)</b>	$\bar{X}$	0,464	0,167
	<b>dp</b>	0,492	0,165
<b>Total (N=151)</b>	$\bar{X}$	0,012	-0,091
	<b>dp</b>	0,437	0,361

#### **6.1.4. Sensibilidade e Especificidade da Translação Anterior da Tíbia na Detecção da Rotura do LCA por Ressonância Magnética**

A sensibilidade e especificidade de dado teste a uma condição patológica é possível de analisar, através de alguns dados relativos à amostra que se encontram sumariados na tabela seguinte (46):

**Tabela 6.3.** Diagrama demonstrando a base para o cálculo da sensibilidade e especificidade de um teste.

PV) Positivos Verdadeiros; FP) Falsos Positivos; FN) Falsos Negativos; NV) Negativos Verdadeiros.

Adaptado de *Trevethan*, 2017 (46).

		Condição Patológica	
		Sim	Não
Resultado do Teste	Positivo	PV	FP
	Negativo	FN	NV

**Sensibilidade**
**Especificidade**

A sensibilidade de um teste, caracteriza-se pelo número de casos que possuem uma dada condição patológica e o teste foi positivo, comparando com o número de casos que possuem a mesma condição patológica, independentemente do resultado do teste. No presente estudo, foi definida como a probabilidade de possuir um valor positivo (rotura do LCA), representado corretamente através da TAT. A sensibilidade pode ser calculada a partir da equação seguinte (46):

$$\text{Sensibilidade} = \frac{PV}{PV + FN} \times 100\%$$

A especificidade de um teste é dada pelo número de casos saudáveis que testaram negativo para uma condição patológica, comparando com o número de casos sem a condição patológica, independentemente do resultado do teste. No presente estudo, foi definida como a probabilidade de se obter um valor negativo (LCA íntegro) em doentes sem rotura do LCA, representado de forma correta pela TAT. A especificidade pode ser calculada a partir da equação seguinte (46):

$$\text{Especificidade} = \frac{NV}{NV + FP} \times 100\%$$

Foram calculados os valores de sensibilidade e especificidade do sinal da TAT na deteção de rotura do LCA para os compartimentos externo e interno do joelho. Foi considerado um valor de TAT positivo para rotura do LCA de 0,26cm no compartimento externo e de 0,06cm no compartimento interno, com base no estudo realizado por *Tanaka et al*, 2013 (45). Nas figuras seguintes encontram-se as contagens de PV, FN, FP e NV relativamente à TATCFE e TATCFI, respetivamente.

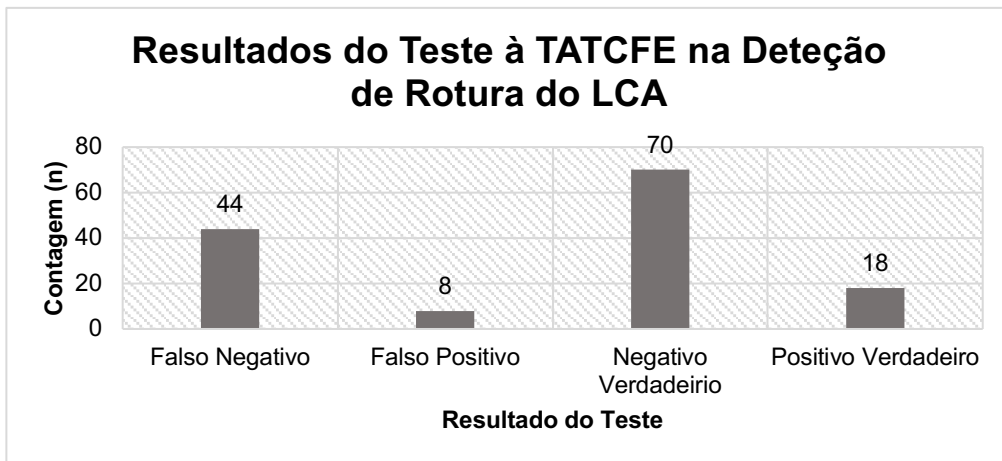


Figura 6.6. Resultados do teste à TATCFE na detecção de rotura do LCA.

Relativamente à sensibilidade e especificidade do valor da TAT no compartimento externo do joelho, na detecção de rotura do LCA, estes fixam-se em 29,03% e 89,74%, respetivamente. É assim possível afirmar que a TATCFE não é um teste fiável o suficiente na detecção de rotura do LCA, porém, é capaz de identificar casos negativos de rotura deste ligamento com boa fiabilidade, ou seja, quando o LCA mantém a integridade.

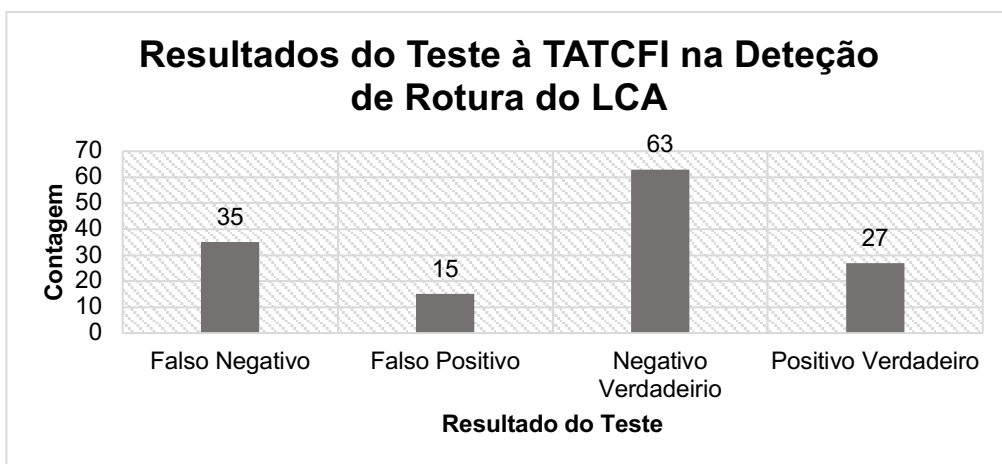


Figura 6.7. Resultados do teste à TATCFI na detecção de rotura do LCA.

Os valores da sensibilidade e especificidade da TAT a nível do compartimento interno do joelho, na detecção de rotura do LCA, são de 43,55% e 80,77%, respetivamente. Afere-se assim que, à semelhança dos valores no compartimento externo, a TATCFI não tem fiabilidade suficiente para ser utilizado como teste sensível

à deteção de rotura do LCA, contudo pode contribuir fiavelmente para a exclusão de rotura desde ligamento.

## 6.2. Análise Inferencial

Foi através da análise inferencial dos dados adquiridos que se pretendeu testar se existem diferenças estatisticamente significativas entre os valores da TAT considerando o tipo de lesão no LCA.

Os testes para comparação de médias efetuados foram: teste ANOVA e respetivo *post-hoc* de *Bonferroni*. Estes permitem verificar se existe ou não diferenças estatisticamente significativas entre as médias dos vários grupos. De modo a analisar a correlação entre as variáveis utilizou-se o coeficiente de correlação de *Spearman* sendo também realizado o correspondente teste à sua significância.

De forma a saber quais os tipos de testes a utilizar (paramétricos ou não paramétricos), torna-se necessário verificar a normalidade da distribuição amostral e a homogeneidade das variâncias populacionais.

Para avaliar a normalidade da distribuição amostral foi realizado o teste de normalidade de *Kolmogorov-Smirnov* com um nível de significância de 5% ( $\alpha = 0,05$ ), uma vez que a amostra possui um total de 151 casos ( $N > 30$ ). As seguintes hipóteses foram formuladas:

- H0: A variável provém de uma população com uma distribuição normal;
- H1: A variável não provém de uma população com uma distribuição normal.

Se o valor- $p$  for menor que o nível de significância ( $\text{valor-}p < \alpha$ ), rejeita-se a hipótese nula, ou seja, a variável não provém de uma amostra normalmente distribuída. Pelo contrário, se  $\text{valor-}p \geq \alpha$ , a variável provém de uma amostra normalmente distribuída, uma vez que se aceita a hipótese nula (47).

Com base na tabela 6.4, verifica-se que a amostragem apresenta uma distribuição normal, pois demonstra um  $\text{valor-}p \geq 0,05$  na variável TATCFI.

**Tabela 6.4.** Teste de *Kolmogorov-Smirnov* para testar a normalidade da distribuição amostral.

	<b>Estatística</b>	<b>Sig.</b>
<b>TATCFE</b>	0,087	<b>0,007</b>
<b>TATCFI</b>	0,056	0,200

O teste de *Levene* é um dos testes mais potentes na análise da homogeneidade das variâncias populacionais, permitindo estudar se a diferença da variância em diferentes populações é a mesma, tendo em conta um nível de significância ( $\alpha$ ) de 0,05. Formularam-se as seguintes hipóteses:

- H0: As duas populações apresentam a mesma variância;
- H1: As duas populações não apresentam a mesma variância.

Se o nível de significância observado for inferior a 0,05, então rejeita-se a hipótese nula, ou seja, de igualdade das variâncias, pelo contrário, se o nível de significância for igual ou superior a 0,05, aceita-se a hipótese nula de homogeneidade das variâncias (48).

Foi efetuado o teste de *Levene* para os seguintes conjuntos de variáveis:

- Tipo de lesão no LCA e os valores da TATCFE;
- Tipo de lesão no LCA e os valores de TATCFI.

Como é possível verificar na tabela 6.5, onde se encontra o resultado do teste de *Levene* para a variável independente “tipo de lesão do LCA”, ambas as variáveis dependentes apresentam um valor- $p \geq 0,05$ , pelo que se verifica a homogeneidade das variâncias.

**Tabela 6.5.** Teste de *Levene*: Tipo de lesão no LCA e os respetivos valores da TATCFE/TATCFI.

	<b>Estatística de Levene</b>	<b>df1</b>	<b>df2</b>	<b>Sig.</b>
<b>TATCFE</b>	0,847	6	144	0,536
<b>TATCFI</b>	2,031	6	144	0,065

Tendo em conta os resultados do teste de normalidade (Teste de *Kolmogorov-Smirnov*), do teste de homogeneidade das variâncias (Teste de *Levene*) realizados, e que a amostra possui um  $N > 30$  ( $N = 151$ ), o autor concluiu que os testes mais adequados a realizar são os paramétricos.

### 6.2.1. Análise Comparativa das médias das medidas da TAT e com o Tipo de Lesão no LCA

Para realizar a comparação das médias das variáveis foi realizada a análise de variância (teste ANOVA), de modo a avaliar a hipótese nula de que não existem diferenças entre os valores médios da TATCFE/TATCFI. Recorre-se a este teste quando se pretende comparar a média dos valores de uma variável entre três ou mais grupos independentes. A variável independente, o tipo de lesão do LCA, inclui 7 grupos: Íntegro; Rotura Parcial (RP); Rotura Completa (RC); Rotura Parcial Crónica (RPC); Rotura Completa Crónica (RCC); Íntegro após Ligamentoplastia (IL); e Rotura após Ligamentoplastia (RL). Os resultados destes testes encontram-se discriminados na tabela 6.6 (48).

**Tabela 6.6.** Teste ANOVA para comparação das diferenças entre as médias dos valores da TATCFE e TATCFI nos sete tipos de lesão no LCA.

	F	Sig.
<b>TATCFE</b>	4,764	<b>&lt;0,001</b>
<b>TATCFI</b>	4,213	<b>&lt;0,001</b>

Ambas as variáveis demonstram a existência de uma diferença estatisticamente significativa entre os tipos de lesão no LCA. Como tal, foram realizadas comparações múltiplas de médias, através do teste *post-hoc* de *Bonferroni* (tabela 6.7), de modo a investigar entre que tipos de lesões no LCA especificamente se verificam essas diferenças.

O teste *post-hoc* de *Bonferroni* indica haver diferenças estatisticamente significativas nos valores da TATCFE entre a integridade e a RC do LCA ( $p < 0,05$ ). Na TATCFI também existem diferenças estatisticamente significativas entre as medições do LCA quando este se encontra íntegro e com RC ( $p < 0,05$ ). Porém, não existem diferenças significativas nos restantes tipos de lesão no LCA.

**Tabela 6.7.** Teste *post-hoc* de *Bonferroni* para verificar entre que tipos de lesão no LCA existem diferenças estatisticamente significativas nos valores da TATCFE e TATCFI.

TATCFE				TATCFI			
Combinações		Diferença Média	Sig.	Combinações		Diferença Média	Sig.
Íntegro	RP	-0,100	1,000	Íntegro	RP	-0,085	1,000
	RC	<b>-0,413</b>	<b>0,001</b>		RC	<b>-0,365</b>	<b>0,000</b>
	RPC	-0,203	1,000		RPC	-0,143	1,000
	RCC	0,080	1,000		RCC	-0,096	1,000
	IL	-0,303	1,000		IL	-0,257	1,000
	RL	-0,572	0,059		RL	-0,364	0,452
RP	RC	-0,313	0,369	RP	RC	-0,280	0,230
	RPC	-0,103	1,000		RPC	-0,058	1,000
	RCC	0,180	1,000		RCC	-0,011	1,000
	IL	-0,202	1,000		IL	-0,172	1,000
	RL	-0,471	0,511		RL	-0,279	1,000
RC	RPC	0,209	1,000	RC	RPC	0,222	1,000
	RCC	0,493	0,078		RCC	0,268	1,000
	IL	0,110	1,000		IL	0,107	1,000
	RL	-0,158	1,000		RL	0,000	1,000
RPC	RCC	0,283	1,000	RPC	RCC	0,046	1,000
	IL	-0,099	1,000		IL	-0,114	1,000
	RL	-0,368	1,000		RL	-0,221	1,000
RCC	IL	-0,383	1,000	RCC	IL	-0,160	1,000
	RL	-0,652	0,120		RL	-0,267	1,000
IL	RL	-0,269	1,000	IL	RL	-0,107	1,000

### 6.2.2. Análise da Correlação entre Variáveis

De modo a avaliar a intensidade da associação entre as variáveis, e visto que as estudadas na presente investigação são do tipo ordinais e a maioria apresenta uma distribuição normal, determinou-se o coeficiente de correlação de *Spearman* ( $\rho$ ) e realizou-se o correspondente teste à sua significância.

Só existe uma correlação estatisticamente significativa entre variáveis se o valor- $\rho$  for menor do que o valor de significância ( $\alpha$ ), definido em 0,05. Caso isto se verifique, é possível rejeitar a hipótese nula que indica a não existência de correlação entre variáveis, ou seja, que existe correlação entre variáveis (47).

Caso a correlação entre variáveis seja estatisticamente significativa, deve analisar-se o sentido e a intensidade da mesma. As relações entre variáveis podem ser positivas (até 1) ou negativas (até -1). O valor absoluto do coeficiente indica a

intensidade da correlação entre as variáveis e existem intervalos que a definem, tal como demonstrado na tabela 6.8 (47).

**Tabela 6.8.** Intensidade da correlação entre variáveis de acordo com o coeficiente de correlação.

Adaptado de *Patrício et al*, 2017 (47).

<b>Coeficiente de Correlação</b>	<b>Intensidade da relação</b>
]0; 0,2[	Muito fraca
[0,2; 0,4[	Fraca
[0,4; 0,6[	Moderada
[0,6; 0,8[	Forte
[0,8; 0,1[	Muito forte
1	Excelente

De seguida, encontram-se tabelados os coeficientes de correlação de *Spearman* e os níveis de significância das associações entre as variáveis. De notar que para este cálculo, a variável tipo de lesão no LCA, foi subdividida entre lesão aguda, lesão crónica e antes/após ligamentoplastia.

**Tabela 6.9.** Teste de correlação de *Spearman* para a amostra.

<b>Tipo de Lesão no LCA</b>		<b>TATCFE</b>	<b>TATCFI</b>
<b>Lesão Aguda</b>	<b><math>\rho</math></b>	<b>0,297</b>	<b>0,315</b>
	<b>Sig.</b>	<b>0,001</b>	<b>&lt;0,001</b>
<b>Lesão Crónica</b>	<b><math>\rho</math></b>	-0,388	-0,060
	<b>Sig.</b>	0,074	0,792
<b>Antes/Após Ligamentoplastia</b>	<b><math>\rho</math></b>	0,290	0,058
	<b>Sig.</b>	0,387	0,866

Na tabela 6.10, observa-se o cruzamento das variáveis que possuem correlações estatisticamente significativas (valor- $p < 0,05$ ) e a respetiva intensidade.

**Tabela 6.10.** Correlações estatisticamente significativas e a sua intensidade.

<b>Tipo de Lesão no LCA</b>	<b>TATCFE</b>	<b>TATCFI</b>
<b>Lesão Aguda</b>	Fraca	Fraca

É possível observar que apenas existe correlação positiva e de fraca intensidade entre os tipos de lesão aguda no LCA e a TATCFE e TATCFI. Tem-se que quanto maior o grau de rotura aguda do LCA, maior o grau de TAT em ambos os compartimentos do joelho. As restantes correlações entre variáveis não são estatisticamente significativas.

## **7. Discussão**

---

A discussão permite interpretar e discutir de forma crítica, os resultados obtidos e apresentados no capítulo anterior, procurando responder às questões de investigação, de forma a alcançar os objetivos da mesma. Para isso, serão considerados outros estudos de investigação e conceitos teóricos. Por fim, serão também descritas as limitações encontradas ao longo da realização do presente estudo.

Recapitulando os principais resultados, este estudo de investigação englobou uma amostra total de 151 casos sendo que 55,6% é representada pelo género masculino e a faixa etária mais comum é entre os 48 e os 53 anos de idade. No que concerne aos tipos de lesão do LCA, o que abrange maior número de casos é a ausência de lesão do LCA representando 51,7% da amostra, seguindo-se da rotura parcial com 11,3%, e pela rotura completa com 15,2%. Os valores amostrais médios da TATCFE e TATCFI foram de 0,01182cm e -0,09149cm, respetivamente.

Na análise da associação entre os tipos de lesão no LCA e os valores da TATCFE, é possível observar que, os valores mais elevados encontram-se associadas a casos previamente submetidos a ligamentoplastia sem sucesso e em casos com rotura completa do LCA, sendo estas de 0,464cm e 0,305cm, respetivamente. Contrariamente, os menores valores médios da TATCFE são observados aquando da rotura completa crónica e integridade do LCA, com -0,188cm e -0,108cm, respetivamente. É possível observar um padrão de proporcionalidade direta entre o valor da TATCFE e o grau de rotura do LCA.

Relativamente à análise comparativa das médias da TATCFE entre os tipos de lesão no LCA, observa-se uma diferença estatisticamente significativa nos valores da TATCFE entre os casos com integridade do LCA e os casos que apresentam rotura completa deste ligamento, não se observando diferenças estatisticamente significativas entre os restantes tipos de lesão no LCA. Existe uma correlação significativa e fraca ( $p=0,297$ ) entre os tipos de lesão aguda do LCA e o valor da TATCFE.

No estudo da associação entre os tipos de lesão no LCA e os valores da TATCFI, verifica-se que, os maiores valores obtidos encontram-se associados a casos com rotura completa do LCA e casos previamente submetidos a ligamentoplastia deste ligamento, sem sucesso, sendo estas de 0,168cm e 0,167cm, respetivamente. Por outro lado, os menores valores médios da TATCFI são observados aquando da integridade

do LCA e da sua rotura parcial, com -0,197cm e -0,112cm, respetivamente. Verifica-se que quanto maior o agravamento da rotura do LCA em fase aguda, maior o valor da TATCFI.

Em relação à análise comparativa das médias da TATCFI entre os tipos de lesão no LCA, existe uma diferença estatisticamente significativa entre os casos com integridade do LCA e os casos que apresentam rotura completa deste ligamento, não se observando diferenças estatisticamente significativas entre os restantes tipos de lesão no LCA. À semelhança dos valores da TATCFE, existe correlação significativa e fraca ( $p=0,315$ ) entre os tipos de lesão aguda do LCA e o valor da TATCFI. Não foram encontradas quaisquer correlações estatisticamente significativas entre os tipos de lesões crónicas no LCA nem nos casos submetidos a ligamentoplastia do LCA com os valores da TAT.

Num estudo realizado por *Chang et al*, 2014, os autores concluíram que a TAT possui correlação estatisticamente significativa com o teste de *Pivot-Shift* e que este valor possui uma maior associação com roturas agudas do LCA e menor com roturas crónicas, o que é corroborado pelo presente estudo (49).

Noutro estudo conduzido por *Chiu*, 2006, o grau de TATCFE é maior em roturas crónicas do LCA do que em roturas agudas, com valores médios de 0,87cm e 5,40cm, respetivamente. Tais valores são comparáveis com o presente estudo no caso das roturas parciais agudas/crónicas, mas não nas roturas completas agudas/crónicas (3).

Num estudo os autores afirmam que, comparando com um LCA intacto, a TATCFI média de um LCA lesionado é que cerca de 0,10cm e de 0,18cm após uma ligamentoplastia sem sucesso. No compartimento lateral, a TAT é de 0,08cm após uma rotura aguda do LCA e de 0,39cm após a uma ligamentoplastia mal sucedida. Estes resultados são bastante sobreponíveis aos resultados desta investigação (45).

Porém, outro estudo contrapõe-se aos anteriores, concluindo que as imagens de RM demonstraram resultados semelhantes entre roturas parciais e completas do LCA, não permitindo a sua distinção por esta técnica imagiológica. Por outro lado, descobriu-se que os testes clínicos e as Radiografias de esforço do joelho, são métodos eficazes na distinção entre rotura parcial e completa do LCA, auxiliando o cirurgião na identificação de fibras funcionais remanescentes (5).

Num estudo, evidenciou-se a existência de diferenças estatisticamente significativas entre as médias dos valores da TAT em casos com integridade, rotura parcial e rotura completa do LCA, contudo não se encontrou correlações entre a TAT e o género, altura ou peso dos casos, apenas com a idade. Nesse estudo verificou-se que

a TAT foi de 1,500mm, 5,000mm e 7,600mm para os pacientes com integridade, rotura parcial e rotura completa do LCA, respetivamente (6).

Apura-se assim que a questão principal do presente trabalho de investigação “existe relação entre o valor da TAT e a rotura do LCA, por RM” é afirmativa, uma vez que existe correlação estatisticamente significativa entre os tipos de lesão aguda do LCA e os valores da TATCFE/TATCFI.

Para a análise da sensibilidade e especificidade da TAT na deteção de rotura do LCA por RM, os dados amostrais foram classificados como sendo PV, FN, NV e FP. Posteriormente utilizaram-se as fórmulas da sensibilidade e especificidade de forma a calcular os seus valores percentuais.

A nível da TATCFE é possível observar uma sensibilidade e especificidade na deteção de rotura do LCA de 29,03% e 89,74%, respetivamente. Significa isto que esta medição não é fiável o suficiente para diagnosticar só por si a rotura do LCA, porém possibilita a identificação dos casos em que não existe rotura com 89,74% de certeza.

Os valores da sensibilidade e especificidade na deteção de rotura do LCA através do valor da TAT a nível do compartimento interno do joelho são semelhantes. Estes fixam-se em 43,55% e 80,77%, respetivamente. Pode então concluir-se que, à semelhança do valor da TATCFE, a TATCFI não possui sensibilidade suficiente para detetar a rotura do LCA, mas pode contribuir na identificação da integridade do LCA.

Atendendo à questão 1 “verifica-se que existe sensibilidade do sinal de TAT observada por RM, relativamente à rotura do LCA?” verifica-se que esta é negativa uma vez que o seu valor nunca ultrapassa os 43,55%. Quanto à questão 2 “verifica-se que existe especificidade do sinal de TAT observada por RM, relativamente à rotura do LCA?” pode admitir-se a sua veracidade uma vez que os seus valores percentuais rondam os 80,00-90,00%.

Existem diversos resultados reportados na literatura relativamente à sensibilidade e especificidade da RM e dos sinais diretos e secundários na deteção da rotura do LCA. Alguns estudos indicam que a exatidão através de sinais diretos varia entre 78,00% e 93,00%. Outros estudos reportam sensibilidade e especificidade de 61,00% e 82,00%, enquanto outros de 97,00% e 89,00% respetivamente. Porém, é unânime, na literatura, que a utilização de sinais secundários de rotura do LCA melhorou a exatidão do diagnóstico. Noutro estudo, os autores chegaram à conclusão de que os sinais secundários de rotura do LCA por RM possuem baixa sensibilidade e alta especificidade em adultos e pacientes pediátricos, concordantes com o presente estudo. Também se encontra reportado que a sensibilidade e especificidade variam conforme o

tempo decorrente da lesão, sendo mais elevados para lesões crónicas. Num estudo realizado com o objetivo de avaliar a capacidade da RM em detetar roturas estáveis e instáveis do LCA, os autores concluíram que a TAT apenas se encontra presente em roturas instáveis deste ligamento, com 100,00% de especificidade, porém, 23,00% de sensibilidade. Este sinal secundário de rotura, contribui assim para o diagnóstico de roturas instáveis do LCA (1–4).

## **7.1. Limitações**

Durante a realização do presente trabalho de investigação foram encontradas algumas limitações, parte destas ultrapassáveis, outras não na sua totalidade.

A RM é um excelente método imagiológico de diagnóstico uma vez que fornece informação anatómica detalhada das estruturas e não utiliza radiação ionizante, porém, como qualquer método imagiológico, possui algum grau de variabilidade inter-observador e mesmo intra-observador. Tal facto poderá levar a um erro de variabilidade na avaliação quantitativa das lesões do joelho. Posto isto, recomenda-se para estudos futuros, que haja uma confirmação do tipo e grau de rotura do LCA, através de Artroscopia do joelho, dado esta ser a técnica de diagnóstico mais sensível e específica. Num futuro estudo, a sensibilidade e especificidade da RM na deteção de rotura do LCA poderá ser realizada tendo em conta esses resultados.

Embora a metodologia de medida tenha sido validada por um especialista em leitura de imagens músculo-esqueléticas, não foi possível incluir outros aplicadores com vista à máxima robustez dos valores obtidos.

O instrumento de validação para a inclusão dos casos, ou seja, o relatório clínico foi produzido por diferentes médicos radiologistas o que poderá ser considerado em diferentes perspetivas, uma limitação por induzir variabilidade.

A existência de diferentes métodos para a medição da TAT dificultou a comparação dos resultados com outros estudos previamente realizados.

O facto de se tratar de um estudo retrospectivo sem o controlo das variáveis do protocolo e posicionamento também constituem uma limitação ao estudo.

À *priori* foi estipulada uma amostra de 200 casos, contudo, dadas as limitações decorrentes do contexto pandémico em conflito com o contexto temporal, apenas foi conseguida a inclusão de 151 casos. Apesar de permitir obter resultados estatisticamente significativos, o reduzido tamanho da amostra pode ser encarado como

uma limitação do estudo, todavia deverá ser observada como um ponto de partida a melhorar e como um possível incentivo para futuras investigações.

O facto de o método de amostragem ser do tipo não probabilístico leva a que a amostra não seja representativa da população pelo que no futuro o presente estudo deverá ser realizado com a utilização de um método de amostragem probabilístico.

Considera-se uma limitação as imagens analisadas serem PDw, sem saturação do sinal da gordura, uma vez que é recomendável que os métodos de análise que envolvem mensuração sejam obtidos nesta técnica com a finalidade de melhor diferenciar a cartilagem hialina da envolvente cortical e assim melhor evidenciar os limites de medida com vista ao delineamento. Recomenda-se que, futuramente para efeitos de mensuração, sejam incluídas no protocolo de aquisição de imagem ponderações com saturação do sinal da gordura e orientadas segundo a obliquidade do LCA.

Esta página foi intencionalmente deixada em branco.

## 8. Conclusões

---

A rotura do LCA representa cerca de metade das lesões localizadas nos joelhos, sendo uma patologia que apresenta um elevado custo direto e indireto para os sistemas de saúde. Geralmente, ocorre após esforços físicos intensos, que envolvam movimentos repentinos de desaceleração, mudanças bruscas de direção e por vezes, quedas com impacto direto. Embora a RM seja considerada o exame de primeira linha na avaliação de lesões ligamentares agudas a nível do joelho complementarmente a uma anamnese detalhada, tal como o exame clínico funcional (*anterior drawer test*, *Lachman*, *pivot-shift*) e radiografias em carga, o método *gold standard* para a avaliação diagnóstica do LCA é a Artroscopia, uma vez que permite uma observação direta das estruturas do joelho. Porém, dado ser um método invasivo e que acarreta riscos no contexto cirúrgico, emerge a RM como uma das ferramentas diagnósticas mais utilizadas, sendo considerado o método mais preciso na deteção da rotura do LCA. Esta também não possui contraindicações relativas à utilização de radiações ionizantes que outros métodos de imagem acarretam. Para muitos autores a RM é efetivamente o método de confirmação diagnóstica e de excelência, embora da abordagem artroscópica possam resultar constatações acrescidas ou discordantes em termos de características lesionais.

Um dos sinais secundários de rotura do LCA é a TAT, relativamente ao fémur, que é possível observar em imagens sagitais de RM do joelho. Esta medição é efetuada entre a linha que passa pelo ponto mais posterior do planalto tibial postero-lateral e postero-medial e a linha que passa pelo ponto mais posterior do côndilo femoral lateral e medial, ambas perpendiculares ao planalto tibial (3).

O objetivo geral centrou-se na análise da relação existente entre o valor da TAT e a rotura do LCA, por RM, dos doentes de um Hospital da Região de Lisboa e Vale do Tejo. Foi possível concluir que estas associações se encontram presentes, embora de fraca intensidade. Foi também objetivo desta investigação, avaliar o nível de sensibilidade e especificidade do sinal de TAT na deteção de rotura do LCA. Os valores percentuais da sensibilidade e especificidade foram de aproximadamente 35,00% e 85,00%, pelo que se conclui que, a TAT pode ser utilizada como sinal secundário na deteção de rotura do LCA, contudo, não deverá ser utilizada como fator de exclusão

único desta patologia. Deste modo, tendo em conta o objetivo geral e específicos inicialmente propostos, averiguou-se que os mesmos foram atingidos por completo.

De acordo com os resultados apresentados, considera-se que estes são pertinentes na medida em que demonstram e comprovam que a TAT pode ser utilizada como sinal secundário consequente da rotura do LCA, auxiliando os Médicos Radiologistas no diagnóstico desta patologia por RM.

Finalmente, após o término deste estudo, é recomendado que novas investigações sejam realizadas aumentando o tamanho da amostra de forma que os resultados sejam ainda mais fidedignos.

## Referências Bibliográficas

---

1. Kaeding CC, Léger-St-Jean B, Magnussen RA. Epidemiology and Diagnosis of Anterior Cruciate Ligament Injuries. *Clin Sports Med* [Internet]. 2017;36(1):1–8. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.csm.2016.08.001>
2. Al-Dadah O, Shepstone L, Marshall TJ, Donell ST. Secondary signs on static stress MRI in anterior cruciate ligament rupture. *Knee* [Internet]. 2011;18(4):235–41. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.knee.2010.06.001>
3. Chiu SSH. The Anterior Tibial Translocation Sign. *Radiology*. 2006;239(3):914–5.
4. Van Dyck P, Gielen JL, Vanhoenacker FM, Wouters K, Dossche L, Parizel PM. Stable or unstable tear of the anterior cruciate ligament of the knee: An MR diagnosis? *Skeletal Radiol*. 2012;41(3):273–80.
5. Dejour D, Ntangiopoulos PG, Saggin PR, Panisset J-C. The Diagnostic Value of Clinical Tests, Magnetic Resonance Imaging, and Instrumented Laxity in the Differentiation of Complete Versus Partial Anterior Cruciate Ligament Tears. *Arthrosc - J Arthrosc Relat Surg* [Internet]. 2013;29(3):491–9. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.arthro.2012.10.013>
6. N. N, T. C. Anterior Tibial Translation Sign: Factors Affecting Interpretation of Anterior Cruciate Ligament Tear. *J Med Assoc Thail* [Internet]. 2015;98(3):S57–62. Available from: <http://www.embase.com/search/results?subaction=viewrecord&from=export&id=L606403015>
7. Ng AWH, Griffith JF, Hung EHY, Law KY, Ho EPY, Yung PSH. Can MRI predict the clinical instability and loss of the screw home phenomenon following ACL tear? *Clin Imaging* [Internet]. 2013;37(1):116–23. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.clinimag.2012.03.001>
8. Pina JAE. *Anatomia Humana da Locomoção*. 2nd ed. Journal of Chemical Information and Modeling. Lisboa: LIDEL; 2007.
9. Seeley R, VanPutte C, Regan J, Russo A, Stephens T, Tate P. *Seeley's Anatomy & Physiology*. 10th ed. Hospitality and Tourism Educator. McGraw-Hill; 2014.
10. Drake RL, Vogl W, Mitchell AWM. *Gray's Anatomia para Estudantes*. 2nd ed. Rio de Janeiro: Elsevier; 2004.
11. Evans J, Nielson J I. Anterior Cruciate Ligament Knee Injuries [Internet].

- StatPearls Publishing. 2021 [cited 2021 Mar 15]. Available from: [https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK499848/#\\_article-23925\\_s8\\_](https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK499848/#_article-23925_s8_)
12. Abulhasan JF, Grey MJ. Anatomy and Physiology of Knee Stability. *J Funct Morphol Kinesiol.* 2017;2(4).
  13. Nicolini AP, de Carvalho RT, Matsuda MM, Filho JS, Cohen M. Common Injuries in Athletes' Knee: Experience of a Specialized Center. *Acta Ortop Bras.* 2014;22(3):127–31.
  14. Krutsch W, Mayr HO, Musahl V, Villa F Della, Tscholl PM, Jones H. Injury and Health Risk Management in Sports. *Injury and Health Risk Management in Sports: A Guide to Decision Making.* Springer; 2020.
  15. Musahl V, Karlsson J. Anterior Cruciate Ligament Tear. *N Engl J Med.* 2019;380(24):2341–8.
  16. Pinheiro A. Lesão Do Ligamento Cruzado Anterior: Apresentação Clínica, Diagnóstico E Tratamento. *Rev Port Ortop e Traumatol [Internet].* 2015;23(4):320–9. Available from: [http://www.scielo.mec.pt/scielo.php?script=sci\\_arttext&pid=S1646-21222015000400005&lng=pt&nrm=iso&tlng=pt](http://www.scielo.mec.pt/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1646-21222015000400005&lng=pt&nrm=iso&tlng=pt)
  17. Lamb JN, Guy SP. Soft Tissue Knee Injuries. *Surgery [Internet].* 2016;34(9):453–9. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.mpsur.2016.07.008>
  18. Vadera S, Gaillard F. Second Fracture [Internet]. 2021 [cited 2020 Mar 17]. Available from: <https://radiopaedia.org/articles/second-fracture>
  19. Mohankumar R, Naraghi AM. Magnetic Resonance Imaging for the Diagnosis and Treatment of Anterior Cruciate Ligament Tears. In: *The Anterior Cruciate Ligament: Reconstruction and Basic Science [Internet].* Second Edi. Elsevier; 2018. p. 51–60. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/B978-0-323-38962-4.00010-2>
  20. American College of Radiology. ACR–SPR–SSR Practice Parameter For The Performance And Interpretation Of Magnetic Resonance Imaging (MRI) Of The Knee. In 2020. p. 1–16. Available from: <https://www.acr.org/-/media/ACR/Files/Practice-Parameters/MR-Knee.pdf?la=en>
  21. Guenoun D, Le Corroller T, Amous Z, Pauly V, Sbihi A, Champsaur P. The contribution of MRI to the diagnosis of traumatic tears of the anterior cruciate ligament. *Diagn Interv Imaging.* 2012;93(5):331–41.
  22. Corporate S& N. Knee Arthroscopy [Internet]. 2021 [cited 2021 Mar 18]. Available from: <https://www.smith-nephew.com/patient/treatments/knee-treatments/knee->

- arthroscopy-minimally-invasive-knee-surgery/
23. Bogunovic L, Matava MJ. Operative and Nonoperative Treatment Options for ACL Tears in the Adult Patient: a Conceptual Review. *Phys Sportsmed*. 2013;41(4):33–40.
  24. Bontrager KL, Lampignano JP. *Textbook of Radiographic Positioning and Related Anatomy*. 8th ed. Missouri: Elsevier; 2014.
  25. Geva T. Magnetic Resonance Imaging: Historical Perspective. *J Cardiovasc Magn Reson*. 2006;8(4):573–80.
  26. Silva ALBB e. *Elementos Históricos de Ressonância Magnética Nuclear*. Universidade de São Paulo; 2004.
  27. Ballinger P, Frank E. *Merrill's Atlas of Radiographic Positions & Radiologic Procedures*. 10th ed. Vol. 3. Mosby; 2003.
  28. NIBIB. Magnetic Resonance Imaging (MRI) [Internet]. 2021 [cited 2021 Mar 28]. Available from: <https://www.nibib.nih.gov/science-education/science-topics/magnetic-resonance-imaging-mri>
  29. Westbrook C, Roth CK, Talbot J. *Ressonância Magnética: Aplicações Práticas*. 4th ed. Rio de Janeiro: GUANABARA KOOGAN LTDA; 2013.
  30. Weishaupt D, Kochli VD, Marincek B. How Does MRI Work? An Introduction to the Physics and Function of Magnetic Resonance Imaging. 2nd ed. Heilmann U, editor. Vol. 48, *Journal of Nuclear Medicine*. New York: Springer; 2006. 1910–1910 p.
  31. Currie S, Hoggard N, Craven IJ, Hadjivassiliou M, Wilkinson ID. Understanding MRI: Basic MR physics for physicians. *Postgrad Med J*. 2013;89(1050):209–23.
  32. Nóbrega A. *Técnicas em Ressonância Magnética Nuclear*. São Paulo: Atheneu; 2006.
  33. Coskun O. Magnetic Resonance Imaging and Safety Aspects. *Toxicol Ind Health*. 2011;27(4):307–13.
  34. Keevil S. Safety in Magnetic Resonance Imaging. *Med Phys Int*. 2016;4(1):26–34.
  35. Simmons A, Hakansson K. Magnetic Resonance Safety. In: *Magnetic Resonance Neuroimaging*. 2011. p. 17–28.
  36. Möller TB, Reif E. *MRI Parameters and Positioning*. New York: Thieme; 2003.
  37. Siemens. Tx/Rx 15-Channel Knee Coil [Internet]. 2021 [cited 2021 Apr 7]. Available from: <https://www.siemens-healthineers.com/pt/magnetic-resonance->

- imaging/options-and-upgrades/coils/tx-rx-15-channel-knee-coil
38. Chaudhari AS, Kogan F, Pedoia V, Majumdar S, Gold GE, Hargreaves BA. Rapid Knee MRI Acquisition and Analysis Techniques for Imaging Osteoarthritis. *J Magn Reson Imaging*. 2020;52(5):1321–39.
  39. Garwood ER, Recht MP, White LM. Advanced imaging techniques in the knee: Benefits and limitations of new rapid acquisition strategies for routine knee MRI. *Am J Roentgenol*. 2017;209(3):552–60.
  40. Naraghi A, White L. MRI Evaluation of the Postoperative Knee: Special Considerations and Pitfalls. *Clin Sports Med*. 2006;25(4):703–25.
  41. Peterfy CG, Gold G, Eckstein F, Cicuttini F, Dardzinski B, Stevens R. MRI protocols for whole-organ assessment of the knee in osteoarthritis. *Osteoarthr Cartil*. 2006;14(SUPPL. 1):95–111.
  42. Mohankumar R, White LM, Naraghi A. Pitfalls and pearls in MRI of the knee. *Am J Roentgenol*. 2014;203(3):516–30.
  43. Chen CA, Chen W, Goodman SB, Hargreaves BA, Koch KM, Lu W, et al. New MR imaging methods for metallic implants in the knee: Artifact correction and clinical impact. *J Magn Reson Imaging*. 2011;33(5):1121–7.
  44. Fortin M-F, Côté J, Fillion F. *Fundamentos e Etapas do Processo de Investigação*. Loures: Lusodidacta; 2009.
  45. Tanaka MJ, Jones KJ, Gargiulo AM, Delos D, Wickiewicz TL, Potter HG, et al. Passive Anterior Tibial Subluxation in Anterior Cruciate Ligament-deficient Knees. *Am J Sports Med*. 2013;41(10):2347–52.
  46. Trevethan R. Sensitivity, Specificity, and Predictive Values: Foundations, Pliabilities, and Pitfalls in Research and Practice. *Front Public Heal*. 2017;5(November):1–7.
  47. Patrício M, Loureiro M, Caramelo F. *Bioestatística com SPSS*. Lisboa: Plátano Editora; 2017.
  48. Pereira A, Patrício T. *SPSS Guia Prático de Utilização*. 8th ed. Lisboa: Edições Sílabo, LDA; 2013.
  49. Chang MJ, Chang CB, Choi JY, Je MS, Kim TK. Can magnetic resonance imaging findings predict the degree of knee joint laxity in patients undergoing anterior cruciate ligament reconstruction? *BMC Musculoskelet Disord*. 2014;15(214):1–12.

## Anexo

### Anexo 1 – Exemplo de Questionário de Segurança de RM

Sexo:  Feminino  Masculino

Altura: \_\_\_\_\_ cm      Peso: \_\_\_\_\_ kg

	Não	Sim
Já realizou algum exame de ressonância magnética?	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/> Foi realizado com contraste? <input type="checkbox"/> Não <input type="checkbox"/> Sim
Fez mais exames pelo mesmo motivo do presente exame?	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/> Quais? _____
Tem <i>pacemaker</i> cardíaco?	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Tem cardioversor?	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Tem próteses valvulares cardíacas?	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Tem clips cirúrgicos?	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/> Onde e há quanto tempo? _____
Tem stents?	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/> Onde e há quanto tempo? _____
Tem resíduos metálicos / limalhas no corpo?	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/> Onde e há quanto tempo? _____
Tem implantes metálicos?	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/> Onde e há quanto tempo? _____
Tem implantes cocleares ou aparelhos auditivos?	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Tem implantes oculares?	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Tem bomba infusora?	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Tem neuroestimuladores?	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Tem shunt intracraniano?	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Tem expansor mamário?	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Tem alguma prótese dentária removível?	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Tem tatuagens?	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/> Onde e há quanto tempo? _____
Já fez alguma cirurgia?	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/> Qual? _____
É alérgico a algum medicamento?	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/> Quais? _____
É alérgico a algum alimento?	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/> Quais? _____
Tem outras alergias?	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/> Quais? _____
Tem asma ou bronquite asmática?	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Tem rinite alérgica?	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Tem diabetes?	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Tem doenças renais?	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/> Quais? _____
Tem outras doenças?	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/> Quais? _____

<b>Apenas para mulheres</b>	Não	Sim
Está grávida ou existe possibilidade de estar grávida?	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Está a amamentar?	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Já iniciou menopausa?	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/> Com que idade? _____ <input type="checkbox"/> Natural <input type="checkbox"/> Forçada
Assinale se tem: <input type="checkbox"/> DIU <input type="checkbox"/> Anel vaginal <input type="checkbox"/> Tampão		

Observações: \_\_\_\_\_

NOME \_\_\_\_\_

Data \_\_\_\_/\_\_\_\_/\_\_\_\_ Assinatura \_\_\_\_\_