



INSTITUTO POLITÉCNICO DE LISBOA



ISEL
INSTITUTO SUPERIOR DE
ENGENHARIA DE LISBOA



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

Instituto Superior de Engenharia de Lisboa
Escola Superior de Tecnologia da Saúde de Lisboa

Avaliação da cartilagem articular do joelho através da técnica T2 *Mapping* por Ressonância Magnética

Cândida Sofia Leitão Vitorino

Trabalho Final de Mestrado para obtenção do grau de Mestre em Engenharia Biomédica

Outubro de 2018



INSTITUTO POLITÉCNICO DE LISBOA



ISEL
INSTITUTO SUPERIOR DE
ENGENHARIA DE LISBOA



ESCOLA SUPERIOR DE
TECNOLOGIA DA SAÚDE
DE LISBOA
INSTITUTO POLITÉCNICO DE LISBOA

Instituto Superior de Engenharia de Lisboa
Escola Superior de Tecnologia da Saúde de Lisboa

Avaliação da cartilagem articular do joelho através da técnica T2 *Mapping* por Ressonância Magnética

Cândida Sofia Leitão Vitorino

Trabalho Final de Mestrado para obtenção do grau de Mestre em Engenharia Biomédica

Presidente do júri

Miguel Minhalma (ISEL)

Orientadores

Maria Margarida do Carmo Pinto Ribeiro (ESTeSL)

João Paulo Silva Costa (Hospital do SAMS)

Arguente

Diogo Casal (Faculdade de Ciências Médicas, Universidade de Lisboa)

Outubro de 2018

Agradecimentos

Pela colaboração e dedicação disponibilizada agradeço a todos que contribuíram para a realização do trabalho final de mestrado, com um agradecimento especial à coordenadora Prof. Dra. Margarida Ribeiro pela simpatia, boa disposição e pela forma como orientou o trabalho através dos conselhos e direções a tomar. Da mesma forma agradeço ao coorientador Prof. João Paulo Costa pelo incentivo e espírito de entreaajuda na construção das diferentes etapas deste trabalho.

À equipa de Imagiologia do Hospital de estudo que me acolheu de braços abertos, sempre disponível para ajudar no que fosse necessário, principalmente na realização do pós-processamento das imagens selecionadas.

À docente Elisabete Carolino da Escola Superior de Tecnologia da Saúde de Lisboa - ESTeSL pela atenção, disponibilidade e auxílio no esclarecer de métodos para fins estatísticos.

Ao colega de mestrado Luís Marques pelos conselhos, palavras amigas, pela resistência e força de vontade para continuar em frente, pela disponibilidade oferecida e, pela companhia nesta longa jornada.

Agradeço de forma carinhosa à minha família e, em especial ao meu namorado, pela atenção, paciência e apoio prestado durante este percurso, por me acompanharem nos maus e bons momentos do quotidiano e de me tornarem numa pessoa mais feliz.

Resumo

A técnica T2 *Mapping*, obtida através da Ressonância Magnética, apresenta benefícios na avaliação e monitorização da integridade da rede de colagénio e teor de água. Possibilita a diferenciação entre zonas cartilagíneas muito próximas, maximizando as diferenças de contraste nos tecidos devido à sensibilidade dos tempos de relaxação às interações entre moléculas de água, concentração e integridade da matriz extracelular, essencialmente nas interações com colagénio.

A presente dissertação tem como objetivo geral a verificação da aplicabilidade da técnica complementar T2 *Mapping* em Ressonância Magnética (RM) na avaliação da patologia da cartilagem articular.

Foram adquiridas imagens por Ressonância Magnética, inicialmente com o protocolo de rotina para avaliação morfológica, ao qual se adicionou a sequência T2 *Anatomical multi spin-eco (MSE)* para originar imagens T2 *Mapping* com evidência dos limites da cartilagem articular nas regiões anatómicas.

Participaram no estudo 54 indivíduos (28 do género masculino e 26 do género feminino), onde foram avaliadas, no plano sagital, as regiões cartilagíneas dos côndilos femorais (vertente interna e externa) e cartilagem da rótula. Foi extraído o valor T2 e, efetuaram-se cálculos estatísticos sobre as variáveis medidas nas regiões obtidas por técnicas de segmentação semi-automáticas, com recurso à técnica *Live Wire* e à aplicação *Syngo MapIt/ Fusion*.

Verificou-se que não foram encontradas diferenças estatisticamente significativas entre o côndilo interno ($X^2_{KW}(3) = 2,859$ | valor $p = 0,414$), rótula ($X^2_{KW}(3) = 3,088$ | valor $p = 0,378$) e côndilo externo (teste *Brown Forsythe* = 32,689, valor $p = 0,210$) com o grupo "Patologia". Relativamente às "Alterações cartilagem", foi registada uma correlação positiva dos valores T2 (teste *Spearman*) entre os indivíduos com alterações da cartilagem e a região do côndilo interno (média das ordens = 32,88 | valor $p = 0,043$). A demonstração da associação verificou correlações positivas entre as variáveis "idade" e "Índice de massa corporal (IMC)" ($r_s = 0,412$, valor $p = 0,002$), assim como correlação positiva entre os valores T2 medidos na rótula e a nos côndilos (interno/externo) ($r_s = 0,388$, valor $p = 0,004$ / $r_s = 0,289$, valor $p = 0,037$). Não foram encontradas diferenças estatisticamente significativas entre as regiões anatómicas em estudo e as variáveis "género" ou "Índice de massa corporal (IMC)".

Deste modo, o T2 *Mapping* poderá ser usado para descrever a composição da cartilagem articular, pois com base no teor de água e avaliação da rede de colagénio, verifica as diferenças na hidratação da cartilagem entre zonas adjacentes, que transmitem pontos de alterações bioquímicas com informações mais completas na avaliação e diagnóstico para o estudo da articulação do joelho.

A comparação dos valores medidos na cartilagem articular em confronto com os relatórios clínicos levou-nos a concluir que o exame *standard* do joelho por RM não tem capacidade, por si só, para apresentar alterações subtis na cartilagem, impedindo assim uma intervenção precoce tanto no tratamento como na prevenção.

Abstract

The T2 Mapping technique, obtained through Magnetic Resonance Imaging, shows benefits in evaluating and monitoring the integrity of the collagen network and water content. It allows to establish the differentiation between very close cartilage zones and maximize the differences in the tissue contrasts due to the sensitivity of the relaxation periods on the interactions between water molecules, concentration, and integrity of the extracellular matrix shown essentially in the interactions with collagen.

The present dissertation aims at verifying the applicability of the complementary technique T2 Mapping in Magnetic Resonance Imaging (MRI) on the evaluation of articular cartilage pathology.

Following the routine protocol of morphological evaluation Magnetic Resonance Imaging (MRI) images have been obtained initially to which was added the T2 Anatomical multi spin-eco (MSE) conducted to create T2 Mapping images highlighting the articular cartilage limits in the anatomic regions.

A total of 54 individuals (28 male and 26 female) participated in this study where both the cartilage regions of the femoral condyles (internal and external strand) and cartilage of the kneecap were evaluated in the sagittal plane. The T2 value was extracted and statistical calculations were performed on the variables measured in the different regions obtained by semi-automatic segmentation techniques using the Live Wire technique and the Syngo MapIt/Fusion application.

It was verified that there were no statistically significant differences between the internal condyle ($X^2_{\text{KW}}(3) = 2,859$ | p value = 0,414), kneecap ($X^2_{\text{KW}}(3) = 3,088$ | p value = 0,378) and external condyle (test Brown Forsythe = 32,689, p value = 0,210) with "Pathology". Concerning the "Cartilage Changes", a positive correlation of the T2 values was recorded (Spearman test) amongst the individuals with cartilage changes and the internal condyle region (mean rank = 32,88 | p value = 0,043). The demonstration of this association showed positive correlations between the variables "age" and "Body Mass Index (BMI)" as well as a positive correlation ($r_s = 0,412$, p value = 0,002) between the T2 values measured in the kneecap and at the condyles (internal / external) ($r_s = 0,388$, p value = 0,004/ $r_s = 0,289$, p value = 0,037). From a statistical point of view no significant differences were found between the anatomic regions and the variables "gender" and "Body Mass Index (BMI)".

Given this, the T2 Mapping can be used to describe the composition of the articular cartilage, because, based on the water content and evaluation of the collagen network, the same shows the existing differences in the cartilage hydration amongst adjacent zones and that transmit points of biochemical changes with more complete information on the evaluation and diagnosis for the knee joint's study.

The comparison of the measured values in the articular cartilage in comparison with the clinical reports led us to conclude that the standard MRI knee examination alone does not have the capacity to present subtle cartilage alterations, thus preventing an early intervention both in the treatment as in prevention.

Lista de siglas e abreviaturas

AP – Ântero-posterior

Ax - Axial

B_0 – Campo Magnético Principal

bSSFP - *balanced Steady-State Free Precession*

CA – Cartilagem Articular

Cor - Coronal

CR – Radiologia Convencional

DESS - Double Echo Steady State

DGS – Direção Geral da Saúde

DP – Densidade Protónica

FA – Flip Angle

FS – do inglês, *Fat-Saturation* (Saturação do sinal da Gordura)

FFE – Fast Field-Echo

FOV – Field of View

FSE – Fast Spin-Eco

GAGs – Glicosaminoglicanos

GRE – Gradiente de Eco

H – Hidrogénio

IMC – Índice de Massa Corporal

IR – Inversão - Recuperação

LCA – Ligamento cruzado anterior

LLE – Ligamento Lateral Externo

LLI – Ligamento Lateral Interno

MI – Membro Inferior

OA - Osteoartrose

PA – Pósterio-Anterior

RF – Radiofrequência

RM – Ressonância Magnética

ROI – do inglês, *Region Of Interest* (Região de Interesse)

SAG - Sagital

SE – Spin-eco

SD – do inglês, Standard Deviation (Desvio padrão)

SPGR – Spoiled Gradient-Echo

STIR – Short Tau Inversion Recovery

T1r – Tempo de relaxação T1

TC – Tomografia Computorizada

TE – Tempo de Eco

TI – Tempo de Inversão

TR – Tempo de Repetição

WFS – Water-Fat Separation

Índice geral

1.	Apresentação da dissertação	1
2.	Contextualização	3
3.	Anatomia descritiva seccional do joelho.....	5
3.1.	Articulação (fémoro-tibial, fémoro-patelar)	5
3.2.	Componentes anatómicos.....	6
4.	Histologia do joelho.....	13
4.1.	Tecido Conjuntivo - Matriz Extracelular, Funções e Classificação.....	13
4.1.1.	Matriz Extracelular	14
4.2.	Tecido Cartilágneo - Cartilagem Articular (CA).....	15
4.3.	Tecido Conjuntivo – Tecido ósseo	19
5.	Principais Lesões da Cartilagem Articular do Joelho	23
5.1.	Epidemiologia.....	24
5.2.	Fatores de Riscos	26
6.	Imagiologia do joelho	27
7.	Imagem por Ressonância Magnética	33
7.1.	Princípios básicos e formação do sinal por RM.....	33
7.1.1.	Sequências de pulso	38
7.2.	Protocolo, posicionamento de rotina e artefactos mais comuns	41
7.2.1.	Artefactos por RM no estudo do joelho	43
7.3.1.	Técnicas de quantificação por RM para o estudo do joelho	50
8.	Processamento de imagem	57
8.1.	Técnicas de segmentação do joelho	57
9.	Metodologia - Materiais e métodos de posicionamento.....	65
9.1.	Protocolo de rotina de aquisição de imagem e técnica T2 <i>Mapping</i>	67
9.2.	Técnica de tratamento de dados.....	73
10.	Resultados	75
11.	Discussão e considerações finais.....	87
12.	Referências bibliográficas.....	98
	Anexos	106

Índice de figuras

Figura 3.1: Ilustração do aspeto geral de uma articulação sinovial.

Figura 3.2: Imagem de RM do joelho em vista coronal e ponderada em T1

Figura 3.3: Imagem de RM do joelho em visão coronal e ponderada em T1.

Figura 3.4: Imagem de RM do joelho em visão coronal e ponderada em T1.

Figura 3.5: Imagem de RM do joelho ponderada em T2 *Fat-Saturation (FS)* em vista axial.

Figura 3.6: Imagem de RM do joelho - ponderada em T2 *FS* em vista sagital.

Figura 4.7: Ilustração representante das linhagens de células do tecido conjuntivo derivadas de uma célula mesenquimatosa embrionária multipotente.

Figura 4.8: Ilustração que representa a disposição 3D das fibrilhas de colagénio na CA.

Figura 4.9: Esquema da organização dos condrócitos (direita) e das fibras de colagénio (esquerda) ao longo da profundidade da CA.

Figura 4.10: Esquema do processo de reparação de fratura por formação de tecido ósseo novo a partir do endóstio e do perióstio.

Figura 4.11: Ilustração de um osso longo (tíbia).

Figura 4.12: Esquema dos princípios de formação óssea.

Figura 6.13: Ilustração do posicionamento da incidência AP (Ântero-posterior) do joelho.

Figura 6.14: Ilustração do posicionamento para a incidência de perfil do joelho.

Figura 6.15: Ilustração do posicionamento para a incidência axial da rótula.

Figura 6.16: Ilustração da técnica de volume *Rendering* por TC para análise pós-operatória.

Figura 7.17 Ilustração do *Spin* e o momento magnético.

Figura 7.18: Esquema da orientação dos *spins* de alta e baixa energia em relação a B_0 (campo magnético externo) e ao vetor de magnetização (momento magnético do doente), onde a interação entre estes constitui a base da RM.

Figura 7.19: Demonstração do comportamento do vetor magnetização no plano longitudinal e transversal com a representação do *flip angle* ou ângulo de inversão.

Figura 7.20: Esquema do alinhamento dos *spins* fora de fase (zona superior) ou em fase (zona inferior).

Figura 7.21: Diagrama de uma sequência base por RM, onde se emite um pulso RF e obtém um sinal. Destaque na representação dos tempos TR e TE.

Figura 7.22: Diagrama da sequência de pulso *spin* eco. Pulso de 90° inicialmente e aplicação do pulso de RF de 180° de seguida, onde surge a detecção de sinal.

Figura 7.23: Exemplo de imagens em RM - A) Imagem ponderada em DP *FS* no plano coronal; B) Imagem ponderada em T2 *STIR* no plano sagital.

Figura 7.24: Ilustração do posicionamento por RM da articulação do joelho no interior da bobina de superfície.

Figura 7.25: Ilustração da orientação para a obtenção do plano anatómico coronal. Este alinha-se paralelamente aos côndilos femorais, ideal para estudo dos meniscos, ligamentos laterais e a cartilagem fêmoro-tibial.

Figura 7.26: Ilustração para a orientação nos planos anatómicos. A - Orientação para a aquisição do plano anatómico sagital; B – Orientação para a aquisição do plano anatómico axial alinhado perpendicularmente ao espaço fêmoro-tibial.

Figura 7.27: Exemplo de artefato em RM - A - O artefacto vascular dos vasos poplíteos obscurece parcialmente a cartilagem hialina patelar. B – Caso onde o artefacto é anulado pela alteração da direção da codificação de fase.

Figura 7.28: Ilustração de uma imagem coronal da sequência gradiente eco, onde se percebe regiões lineares com alta e baixa alteração de intensidade de sinal na periferia do menisco medial (seta).

Figura 7.29: Exemplo de artefato em RM - A - Artefacto metálico, imagem sagital ponderada em DP *FS* do joelho após a reconstrução do ligamento cruzado anterior com o uso de parafusos de aço inoxidável; B – imagem coronal ponderada em T1, onde não há artefactos no caso de parafusos biodegradáveis de polímero.

Figura 7.30: Ilustração da CA do joelho - a) Imagem sagital do joelho obtida num paciente submetido a artroplastia total de joelho em 3,0 T com a aplicação da sequência T2 *FSE* com supressão de gordura; (b) Evidencia um corte de uma lâmina histológica após a cirurgia.

Figura 7.31: Exemplo dos tipos de movimento tomados pela difusão por RM.

Figura 7.32: Ilustração correlação do mapa T1 com artroscopia. T1 *Mapping* com visualização de aumento dos tempos de relaxação T1r (ms) ao longo da face póstero-lateral do planalto tibial no local do planalto tibial contusão óssea (seta branca com respetiva imagem de artroscopia da cartilagem articular).

Figura 7.33: Processo de formação para obtenção do T2 com exemplificação das metodologias.

Figura 7.34: Representação do T2 *Mapping* num voluntário saudável. Parâmetros de aquisição: TE = 16.5, 33, 49.5, 66, 82.5 ms, *field of view* (FOV) = 15 cm, espessura de corte = 1.5 mm.

Figura 7.35: Ilustração do mapa T2 sagital com códigos de cores em (ms) dos compartimentos da cartilagem articular.

Figura 7.36: Ilustração do T2 *Mapping* no compartimento lateral meniscal.

Figura 8.37: Ilustração da localização das cartilagens do joelho com as respectivas superfícies associadas

Figura 8.38: Ilustração da técnica de segmentação manual realizada no plano medio-sagital.

Figura 8.39: Exemplo da delimitação dos contornos internos e externos pela técnica de segmentação de detecção de limites/ contornos realizada a partir de um ponto específico.

Figura 8.40: Exemplo do pós-processamento *Live Wire* - (A) - Plano axial direcionado para a cartilagem do espaço fêmoro-patelar de um conjunto de dados *in vivo* do joelho humano. (B) - Foram realizadas duas segmentações *Live Wire* no mesmo plano, uma por cada um dos dois operadores.

Figura 9.41: Imagens sagitais do joelho com evidência da cartilagem da região pertencente à rótula com o limite dos contornos através de uma *ROI*.

Figura 9.42: Imagens sagitais do joelho com evidência da cartilagem articular do côndilo externo com o limite dos contornos através de uma *ROI*.

Figura 9.43: Imagens sagitais do joelho com evidência da cartilagem articular do côndilo interno com o limite dos contornos através de uma *ROI*.

Figura 9.44: Exemplo ilustrativo da segmentação exercida com o respetivo mapa de cores para a cartilagem adjacente ao côndilo externo de um individuo sem antecedentes patológicos detetados.

Figura 9.45: Exemplo ilustrativo da segmentação exercida com o respetivo mapa de cores para a cartilagem adjacente ao côndilo interno de um individuo com antecedentes patológicos detetados.

Figura 9.46: Exemplo ilustrativo da segmentação exercida com o respetivo mapa de cores para a cartilagem adjacente à rótula de um individuo sem antecedentes patológicos detetados.

Figura 9.47: Exemplo representativo da escala de medição do mapa T2 (ms) em que o tempo de relaxação pode assumir valores de 0 -100 ms.

Figura 10.48: Representação gráfica da média dos valores T2 referentes ao côndilo externo pelas diferentes categorias do grupo patologia.

Figura 10.49: Representação gráfica dos valores médios T2 do côndilo externo no grupo alteração na cartilagem.

Figura 10.50: Representação gráfica da média de valores T2 para o côndilo externo entre géneros.

Índice de tabelas

Tabela 4.1 - Classificação do tecido conjuntivo embrionário e adulto.

Tabela 5.2 - Lesões Osteocondrais.

Tabela 7.3 – Valores dos parâmetros TR e TE pelas diferentes ponderações com a evidência da intensidade de sinal da gordura e da água.

Tabela 7.4 - Protocolo rotina geral para estudo do joelho por RM.

Tabela 7.5 – Resumo geral das vantagens e desvantagens das técnicas 2D *FSE* e 3D *SPGR*, *DESS*.

Tabela 9.6 - Características do equipamento utilizado para o estudo.

Tabela 9.7 – Protocolo morfológico RM do joelho de rotina.

Tabela 9.8 – Características da sequência T2 *Anatomical MSE*.

Tabela 10.9 – Características da amostra.

Tabela 10.10 Teste de Normalidade aplicado às zonas de estudo para comparação com o grupo patologia.

Tabela 10.11 Teste de *Kruskal Wallis* aplicado após as amostras não verificarem a normalidade.

Tabela 10.12- Teste de Homogeneidade de Variâncias (*Levene*), *ANOVA* e teste de *Brown Forsythe* dirigidos ao côndilo externo.

Tabela 10.13- Valores T2 medidos na categoria "patologia" para as diferentes regiões cartilagíneas.

Tabela 10.14 – Teste de normalidade para as diferentes zonas anatómicas com o grupo alterações na cartilagem.

Tabela 10.15 – Teste não paramétrico para duas amostras independentes para o côndilo interno e rótula.

Tabela 10.16 – Teste *t* para a igualdade de médias relativamente às alterações da cartilagem no côndilo externo.

Tabela 10.17 – Correlações não paramétricas entre as regiões anatómicas selecionadas e a idade e IMC.

Tabela 10.18 – Teste de normalidade entre as regiões anatómicas de estudo e o gênero (feminino/ masculino).

1. Apresentação da dissertação

O ponto central deste estudo baseia-se na aplicação da sequência T2 *Mapping* por Ressonância Magnética (RM) para avaliação da cartilagem hialina no joelho, a sua aplicação e pertinência de utilização na prática clínica. O documento inicia-se com uma descrição e exposição de conceitos, baseados na revisão da literatura, que são considerados imprescindíveis à compreensão do fenómeno e suportam a problemática em estudo.

O documento encontra-se distribuído por vários capítulos, onde na primeira instância está redigida uma apresentação relativamente ao tema de estudo (capítulo 1), assim como, a contextualização deste (capítulo 2). Para uma melhor abordagem é importante a existência de uma explanação anatómica pela evidência da anatomia descrita seccional do joelho, onde são referenciadas as estruturas de maior importância e a sua relação com as estruturas adjacentes (capítulo 3).

No capítulo 4 aborda-se a histologia do joelho, para percepção da constituição do tecido conjuntivo, que integram o tecido ósseo e tecido cartilágneo, aspeto importante na avaliação e distinção dos tecidos, *à posteriori*, com as diferentes sequências de RM dirigidas ao estudo do joelho que estão presentes no protocolo de rotina com o complemento da técnica T2 *Mapping*.

O capítulo 5 a patologia referente às lesões e quais os tipos que a cartilagem do joelho pode desenvolver com respetiva epidemiologia e evidência dos fatores de risco que podem estar associados para cada indicador em estudo.

Para uma abordagem clara, são destacados os vários métodos de diagnóstico na área da Imagiologia, onde a cartilagem do joelho pode ser devidamente estudada, nomeadamente referência à Radiologia Convencional (RC), Tomografia Computorizada (TC) e, finalmente a RM com descrição das vantagens e desvantagens para cada método imagiológico (capítulo 6).

O capítulo 7 diz respeito à formação de imagem por RM, onde estão referidos os princípios físicos deste método, assim como, as diferentes técnicas para a obtenção da imagem. Está também presente a descrição e especificação das sequências mais utilizadas no estudo do joelho bem como, informação sobre o protocolo de posicionamento e os artefactos mais frequentes. Para terminar o capítulo, foram evidenciadas algumas técnicas específicas para avaliação da cartilagem articular, nomeadamente a técnica T2 *Mapping*, objeto de estudo desta dissertação.

Foram analisados 58 indivíduos (26 do género feminino e 28 do género masculino) de RM do joelho (abordagem unilateral) com a técnica complementar T2 *Mapping*, sem aleatorização,

adquiridas num equipamento de RM *Magnetom Spectra* da *Siemens Healthcare*, Erlangen, Alemanha® de 3 *Tesla (T)* para a realização de um estudo quantitativo baseado na medição de zonas de interesse (*ROIs*) nos pontos de carga da articulação, nomeadamente cartilagem do côndilo interno, côndilo externo e espaço fémoro-patelar. A amostra foi estratificada em casos sem condições patológicas e casos considerados patológicos (meniscais e ligamentares) com base na consulta dos relatórios médicos e com vista à análise e discussão dos resultados. Foi feita uma comparação entre os valores obtidos com os referenciados na literatura.

No decurso das secções anteriormente apresentadas serão evidenciadas as limitações e considerações finais de estudo, assim como a bibliografia que contribuiu para a elaboração do quadro conceptual de suporte aos devidos capítulos.

2. Contextualização

O sistema músculo-esquelético permite dar suporte ao corpo humano com capacidade de fixação entre estruturas. Este está exposto a múltiplas agressões diárias que podem desencadear lesões quando não são diagnosticadas e tratadas devidamente. (1)

O joelho constitui uma das articulações do membro inferior onde são exercidas forças ou cargas, por vezes, agressivas principalmente derivadas de esforço físico intensivo pela prática de atividades desportivas. Nesta articulação estão incluídas estruturas ósseas (tíbia, fémur e rótula/ patela) e componentes de partes moles, das quais estão incluídos os ligamentos, meniscos e músculos.(2) A estrutura que fornece lubrificação às superfícies articulares de modo a proporcionar a minimização de atrito entre estas diz respeito à cartilagem. Esta apresenta-se organizada em várias camadas heterogêneas, formada essencialmente por água, colagénio e proteoglicanos com característica aneural e avascular logo, quando surgem desequilíbrios biomecânicos, na maioria das vezes, não são detetadas no seu estágio inicial ou precoce. Desta forma, quando existem episódios de dor, edema ou de derrame intra-articular (semiologia mais frequente) corresponde a um nível avançado de alterações que dificilmente apresentam a resposta eficaz à terapêutica indicada. (3)(4)(5)

As lesões do joelho normalmente surgem pela ocorrência de traumatismos, alterações de carácter degenerativo, inflamatório ou neoplásico. (5) Com base na epidemiologia, em Portugal, segundo a Direção Geral de Saúde (DGS) as lesões inflamatórias constituem cerca de 20-30% da população portuguesa, onde a população idosa apresenta uma maior prevalência. (6) Um estudo realizado no Reino Unido (*Bollen et. al. 2000*) apontaram uma maior incidência para as lesões ligamentares com destaque para o ligamento cruzado anterior (LCA), seguidamente das lesões patelares e meniscais. (7)

Existem diversos métodos imagiológicos utilizados no estudo da articulação do joelho, mais propriamente, Radiologia Convencional (RC) – método de primeira linha, para grande parte das situações clínicas, útil na pesquisa de alterações ósseas ou fraturas; Tomografia Computorizada (TC) – método 3D multiplanar indicado, por exemplo, para planeamento pré-operatório e a RM que é considerada com elevada sensibilidade para o estudo dos tecidos moles, como ligamentos e meniscos. (8)(9)(10)

A cartilagem é uma estrutura de difícil avaliação, onde a RM apresenta-se como a valência mais completa no seu estudo. Com a adição de várias técnicas e sequências específicas a RM consegue fornecer informações morfológicas, deteção de fissuras ou alterações degenerativas. (8)(10)

Existem várias técnicas morfológicas que se podem adicionar ao protocolo clínico de rotina para a avaliação da cartilagem, principalmente na representação do volume e superfície da cartilagem, contudo não apresentam sensibilidade para efetuar avaliações quantitativas. Deste modo, surgiram novas técnicas de quantificação específicas para uma melhor capacidade de avaliação funcional com base nos parâmetros bioquímicos e fisiológicos da matriz extracelular como a técnica *T2 Mapping*. (11) Esta técnica consegue distinguir várias zonas cartilagueas muito próximas através da obtenção de um mapa de cores pela captação de água (hidratação da cartilagem) e conteúdo de colagénio. (12)(13)

Desta forma, pretende-se verificar a aplicabilidade da técnica de quantificação *T2* de modo a avaliar se existe mais-valias clínicas na sua utilização quando associada ao protocolo de rotina do joelho na deteção e prevenção de lesões cartilagueas precoces. Frequentemente, estas lesões, podem estar presentes no individuo, no entanto, podem apresentar-se assintomáticas. Quanto mais precocemente for realizado o diagnóstico, a probabilidade de regeneração da cartilagem também será maior logo, o *T2 Mapping* iria funcionar como uma boa técnica para a prevenção de doenças degenerativas tal como o caso da osteoartrose.

Objetivo geral

Avaliar a aplicabilidade da técnica complementar *T2 Mapping* por RM na avaliação da patologia da cartilagem articular da articulação do joelho.

Objetivos específicos

- Verificar alterações nos valores do tempo de relaxação pela técnica *T2 Mapping* em grupos de doentes saudáveis e não saudáveis na cartilagem do côndilo externo.
- Inferir sobre a introdução da técnica *T2 Mapping* no estudo de rotina do joelho por RM.
- Verificar a associação entre as alterações da cartilagem avaliada pela análise quantitativa do *T2 Mapping* no côndilo externo e na cartilagem rotuliana, e a sua conspicuidade na imagem morfológica através dos relatórios clínicos.
- Verificar a associação entre os valores *T2* medidos na cartilagem hialina dos côndilos femorais (interno e externo), cartilagem rotuliana, idade e IMC;
- Avaliar relações entre as variáveis em estudo e os valores do tempo de relaxação obtidos através da técnica *T2 Mapping*.

3. Anatomia descritiva seccional do joelho

3.1. Articulação (fémoro-tibial, fémoro-patelar)

Pela sua definição, uma articulação diz respeito a uma interseção entre duas ou mais estruturas ósseas derivadas do tecido conjuntivo. Estas podem fornecer suporte à cápsula articular que confere sustentação à articulação.

Normalmente são nomeadas consoante a zona ou a estrutura anatómica onde se localizam como, a articulação do joelho. Estas podem-se classificar estruturalmente por articulações fibrosas, cartilagineas e sinoviais (limitada por ligamentos e cápsulas articulares como o caso do joelho). Quanto ao movimento ou mobilidade, consoante a sua função, podem ser designadas por diartroses ou sinartroses. As sinartroses subdividem-se em sinostoses (consideradas imóveis ou sem movimento, como as suturas que exercem a conexão entre os ossos do crânio), sincondroses (apresentam movimentos limitados, existe na ligação entre a cartilagem hialina ao osso, como apresentado nas ligações entre o esterno e as costela ou articulações costo-esternais) e, sindesmoses (semelhantes às anteriormente referidas, no entanto, existe uma ligação de tecido conjuntivo denso ao osso como, por exemplo, existe ao nível da sínfise púbica). A articulação do joelho é caracterizada como uma articulação do tipo diartrose que possui a vantagem de exercer uma maior amplitude de movimentos em relação às anteriores e, estão associadas aos ossos longos. Estas geralmente possuem uma cápsula articular que se liga às extremidades ósseas, sendo que contêm líquido sinovial no seu interior para estabelecer a lubrificação na articulação, desta forma pertence às articulações sinoviais. As cápsulas articulares apresentam duas camadas, a interna/ membrana sinovial e a externa/ fibrosa e, localizam-se entre as camadas de cartilagem aderentes ao osso, como evidenciado na figura 3.1. (14)

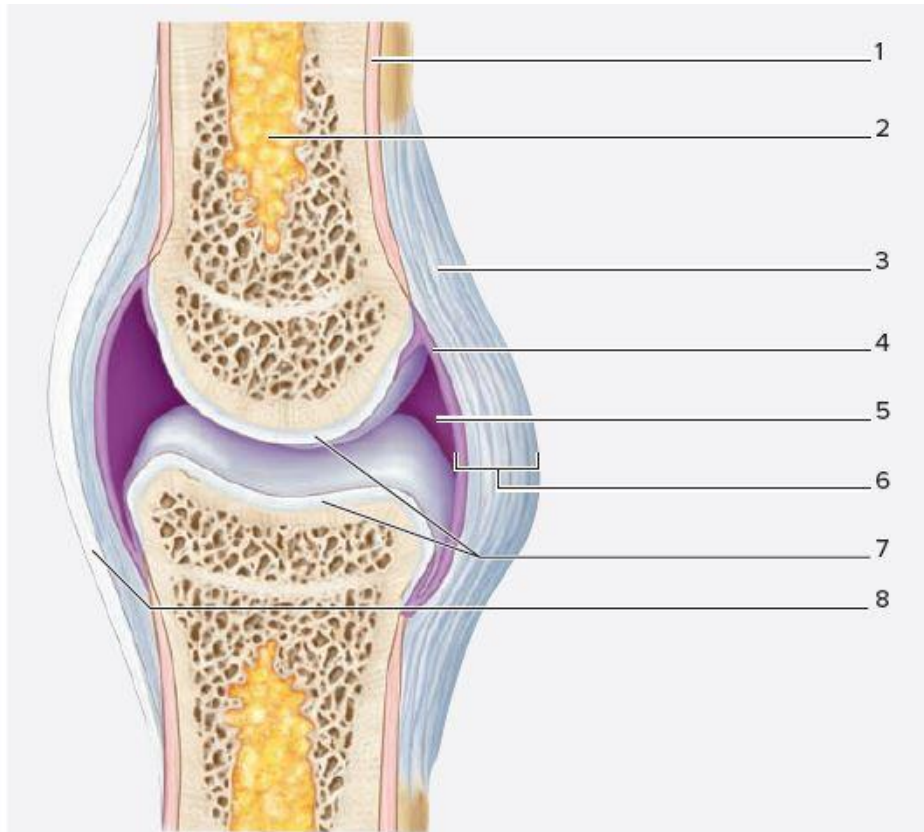


FIGURA 3.1 ILUSTRAÇÃO DO ASPETO GERAL DE UMA ARTICULAÇÃO SINOVIAL. FONTE (14)

LEGENDA: 1 – PERÍÓSTEO | 2- MEDULA ÓSSEA AMARELA | 3- CAMADA FIBROSA DA CÁPSULA ARTICULAR | 4- MEMBRANA SINOVIAL | 5- CAVIDADE SINOVIAL / 6- CÁPSULA ARTICULAR | 7- CARTILAGEM ARTICULAR | 8- LIGAMENTO.

A articulação do joelho caracteriza-se por uma articulação mono-axial onde os movimentos como a extensão e flexão são desencadeados sobre um único eixo. Esta integra três ossos na sua estrutura, sendo estes, o fémur (côndilos femorais), a tíbia (cavidades glenoides) e a rótula ou patela (tróclea femoral). Esta, a nível funcional é constituída por duas articulações complementares, a fémoro-patelar (classificada como trocleartrose pela conexão criada entre a extremidade distal do fémur e a rótula) e a fémoro-tibial (bicondilar trose pela presença dos côndilos do fémur na sua extremidade distal com a extremidade proximal da tíbia). (14)

3.2. Componentes anatómicos

O fémur é considerado o maior osso, o mais resistente e, o que apresenta maior extensão no corpo humano. Na sua extremidade distal estão presentes duas saliências estruturais designadas por côndilos (na região interna/ medial e na região externa/ lateral) onde estão presentes os epicôndilos (superfície lateral e interna aos côndilos) que servem de pilar para a ligação entre músculos e ligamentos que estão identificados nas figuras 3.2 a 3.6 e no anexo 1. Os côndilos diferem entre si, pois o interno é mais estreito e comprido e, a superfície do côndilo externo é considerada mais curta. Existe um revestimento, por cartilagem hialina na superfície condiliana que se apresenta mais espessa nas áreas onde existe uma área de maior

contacto de modo a existir um normal deslizamento e, por sua vez, uma diminuição do atrito. (14)(15)

Na extremidade proximal da tíbia estão presentes duas cavidades glenoides (lateral e medial) revestidas por cartilagem hialina que se designam por planaltos tibiais, estruturalmente achatados que servem de ponto de articulação com os côndilos do fêmur onde, entre estas existe uma crista designada por espinha da tíbia. A tíbia suporta o peso vindo do fêmur e articula-se com o fêmur para formar a articulação do joelho e, com o astrágalo (osso do pé) para originar a articulação do tornozelo. O perónio localizado lateralmente à tíbia apresenta-se como um osso fino e longo. Ainda que se articule com a tíbia, este não pertence à articulação do joelho, pelo que a sua função passa pela estabilização da articulação do tornozelo e de suporte da perna. (15)



FIGURA 3.2 – IMAGEM DE RM DO JOELHO EM VISTA CORONAL E PONDERADA EM T1. FONTE: W-RADIOLOGY(16)

LEGENDA: 1 - MÚSCULO VASTO INTERNO, 2 - MÚSCULO VASTO EXTERNO, 3 – FÊMUR, 4 - LIGAMENTO CRUZADO POSTERIOR, 5 – MENISCO INTERNO, 6 - MENISCO EXTERNO, 7 - TÍBIA.

Pelo plano coronal num corte mediano do joelho presente na respetiva figura 3.2, observa-se bem evidenciado na zona superior central a morfologia da extremidade distal do fémur, onde existe a articulação com o osso da tíbia presente na zona central inferior. Na zona superior interna observa-se a delimitação do músculo vasto interno e, no lado externo o músculo vasto externo. Estes músculos juntamente com os músculos reto anterior e vasto intermédio/ crural dizem respeito a um conjunto de músculos pelos quais é formado o músculo quadríceps crural, que são caracterizados como extensores localizados abundantemente na porção anterior da coxa. A junção terminal destes dá origem ao tendão do quadríceps que se insere na rótula pela sua base e limites laterais.

Nas cavidades glenoides da tíbia estão presentes duas estruturas fibrocartilagueas, os meniscos (interno e externo) que são constituídos por proteoglicanos e fibras de colagénio. Os meniscos assumem funções bastante úteis, pois conferem adaptabilidade e servem para estabilizar a articulação, pois facilitam a distribuição de cargas e tensões induzidas, assim como, exercem uma distribuição do líquido sinovial para uma lubrificação e nutrição condral mais eficiente. (17) Pela figura 3.3, nas zonas laterais entre o fémur e a tíbia existe uma pequena estrutura escura de forma triangular que diz respeito ao menisco (número 8 e 9). Na figura 3.3, representada abaixo, observa-se o ligamento lateral (número 6 e 7) que serve de suporte ao menisco, tanto na região interna (estende-se desde o epicôndilo medial do fémur com a superfície medial da tíbia) como, na externa (faz a conexão entre o epicôndilo lateral do fémur e a cabeça do perónio – representada pelo número 11). (18)



Figura 3.3 – Imagem de RM do joelho em visão coronal e ponderada em T1. Fonte: *w-radiology* (16)

Legenda: 1 - Músculo vasto interno, 2 – Fémur, 3 - Músculo vasto externo, 4 - Ligamento cruzado posterior, 5 - Ligamento cruzado anterior, 6 - Ligamento lateral interno, 7 - Ligamento lateral externo, 8 - Menisco interno, 9 - Menisco externo, 10 – Tíbia, 11 - Perónio.

Através de um plano coronal direcionado numa região mais posterior como na figura 3.3, consegue-se ter uma melhor percepção dos componentes de partes moles como, os músculos pertencentes ao compartimento posterior da coxa. Os músculos como o sartório, o semimembranoso e o reto interno são considerados como flexores. Assim, na figura 3.4, por exemplo, na porção supero-interna pode-se observar a localização do músculo sartório (número 2), na zona medial ao nervo tibial está o semimembranoso (número 3) e, na zona supero-externa o bicípete crural. Na região inferior estão presentes músculos do compartimento posterior da perna como o gêmeo interno (número 7) e o gêmeo externo (número 8) que, juntamente com o solhar, constituem um conjunto de músculos de denominado por tricípete sural.



Figura 3.4 Imagem de RM do joelho em visão coronal e ponderada em T1. Fonte: *w-radiology* (16)

Legenda: 1 – Veia safena, 2 - Músculo sartório, 3 – Músculo semimembranoso, 4 – Músculo bicípíte crural, 5 – Nervo tibial, 6 – Nervo peroneal comum, 7 – Músculo gêmeo interno, 8 – Músculo gêmeo externo.

A rótula corresponde a um osso sesamoide localizado anteriormente ao fémur na sua extremidade distal (articula-se com o fémur pela tróclea femoral). Em média, no indivíduo adulto atinge os 4,5 cm de comprimento e largura com, 2,5 cm de espessura. Esta, pode apresentar diferentes dimensões consoante a sua configuração. Pela figura 3.5 no plano axial, conseguem-se visualizar os seus limites (interno e externo). A base da rótula serve de local para inserção do tendão do músculo quadricípíte e o vértice para ligação do ligamento rotuliano ou patelar até à tuberosidade anterior da tíbia como, evidenciado na figura 3.6 no plano sagital medial estão representados pelos respetivos números 2 e 4. Para além destas estruturas, no plano sagital (figura 3.6), também se obtém a perceção das suas duas faces (anterior e posterior). (14) Pelo anexo 1 estão discriminados os músculos superficiais e profundos que atuam a nível da coxa numa vista anterior e posterior e as suas respetivas conexões anatómicas.

As estruturas constituintes da articulação do joelho mantêm-se fixas e seguras devido à cápsula articular e aos ligamentos laterais (externo e interno) que auxiliam ao nível da lateralidade, ligamento rotuliano que atua na zona anterior e, também, os ligamentos cruzados

anterior (LCA) e posterior (LCP) localizados na porção intercondiliana e tibial. O LCA conecta a eminência intercondilar anterior da tibia à superfície medial do côndilo lateral do fêmur, enquanto o LCP conecta a eminência intercondilar posterior da tibia à parte anterior da superfície lateral do côndilo medial do fêmur e, desta forma, conseguem-se cruzar entre si. Estes estão visíveis a nível de extensão no plano sagital pela figura 3.6 (números 5 e 8).

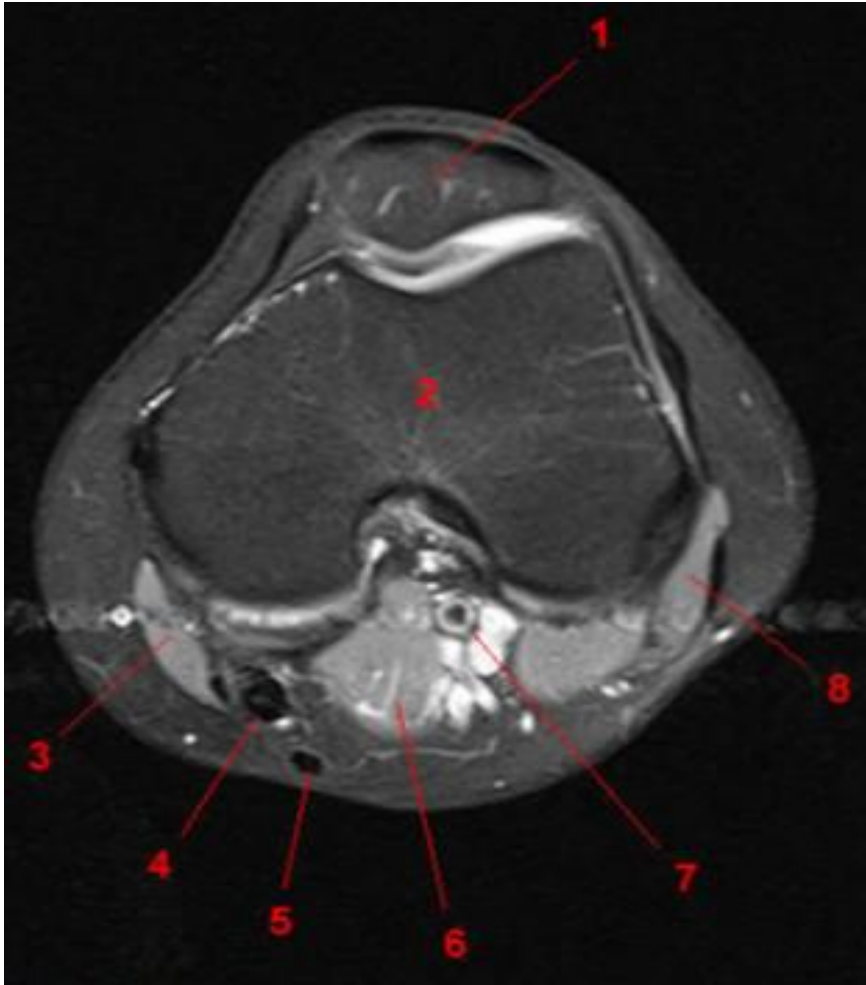


FIGURA 3.5 IMAGEM DE RM DO JOELHO PONDERADA EM T2 *FAT-SATURATED (FS)* EM VISTA AXIAL.

FORTE: *W-RADIOLOGY*(16)

Legenda

1 – RÓTULA, 2 - FÊMUR, 3 – MÚSCULO SARTÓRIO, 4 – MÚSCULO SEMIMEMBRANOSO, 5 – TENDÃO DO MÚSCULO SEMIMEMBRANOSO, 6 – MÚSCULO GÊMEO INTERNO, 7 – VEIA POPLITEIA, 8 – MÚSCULO BICÍPITE CRURAL.



FIGURA 3.6 IMAGEM DE RM DO JOELHO PONDERADA EM T2 FS EM VISTA SAGITAL.

FONTE: *W-RADIOLOGY*(16)

Legenda

1 – Fémur, 2 – Tendão do músculo quadríceps, 3 – Rótula, 4 – Tendão rotuliano, 5 – Ligamento cruzado anterior, 6 – Tíbia, 7 – Músculo gêmeo interno, 8 – Ligamento cruzado posterior, 9 – Veia popliteia.

Ao redor da articulação existem espaços envolvidos por uma membrana sinovial, com formação de uma bolsa com líquido no seu interior, denominada por bursa. Estas, envolvem os tendões para que não haja o desencadeamento de processos conflituosos entre as estruturas envolventes pela diminuição do atrito que apresenta um invólucro protetor com líquido sinovial. (18)

4. Histologia do joelho

O estudo celular e do material extracelular estão na base na constituição dos tecidos do organismo. Com o avançar dos tempos o ramo da histologia foi crescendo pela aplicação de novas estratégias, métodos de identificação e localização celular mais precisos, ocorrendo a possibilidade de junção de algumas áreas como a fisiologia, bioquímica e patologia para ampliar o leque de conhecimentos já existentes. Deste modo, tornou-se viável a análise dos comportamentos celulares, assim como a previsão de farmacodinâmicas estabelecidas com determinados fins terapêuticos. Neste capítulo vão ser abordadas características, funções e processos que ocorrem ao nível do tecido conjuntivo o qual origina o tecido ósseo e o tecido cartilagíneo ou cartilagem articular (CA) que estão presentes na articulação em estudo.

4.1. Tecido Conjuntivo - Matriz Extracelular, Funções e Classificação

O tecido conjuntivo está integrado num dos grandes grupos dos tecidos biológicos, destacando-se o tecido epitelial, tecido nervoso e tecido muscular sendo que, o presente documento apenas se irá centrar no tecido conjuntivo. Este origina-se a partir das células indiferenciadas mesenquimatosas que pertencem ao tecido embrionário derivado maioritariamente do folheto embrionário médio (mesoderme), onde ocorre a migração das suas células para o embrião. (19)

Na sua constituição estão presentes células especializadas como os fibroblastos responsáveis pela formação das fibras proteicas importantes na produção da matriz extracelular como as glicoproteínas e proteoglicanos; macrófagos pela fagocitose/ remoção dos microorganismos considerados perigosos ou desconhecidos no organismo; mastócitos (essenciais nos processos inflamatórios); plasmócitos responsáveis pela produção de anticorpos; células adiposas (isolamento térmico e depósitos de energia) e leucócitos para proteção do sistema imunitário. (15)

O tecido conjuntivo encontra-se abundante e diversificado a nível da sua composição e quantidade no organismo consoante a sua localização e função específica. Pode-se afirmar que está presente em todos os órgãos do corpo humano com a capacidade de os envolver (formação de uma cápsula) e realizar a separação entre veias, artérias ou músculos. Para além destas funções efetua a ligação entre tecidos como a ligação de tendões ao respetivo músculo, possibilita o suporte pela presença das articulações, armazena sais minerais para estruturas ósseas, isola regiões específicas e, ainda favorece o transporte de enzimas e nutrientes. (15)

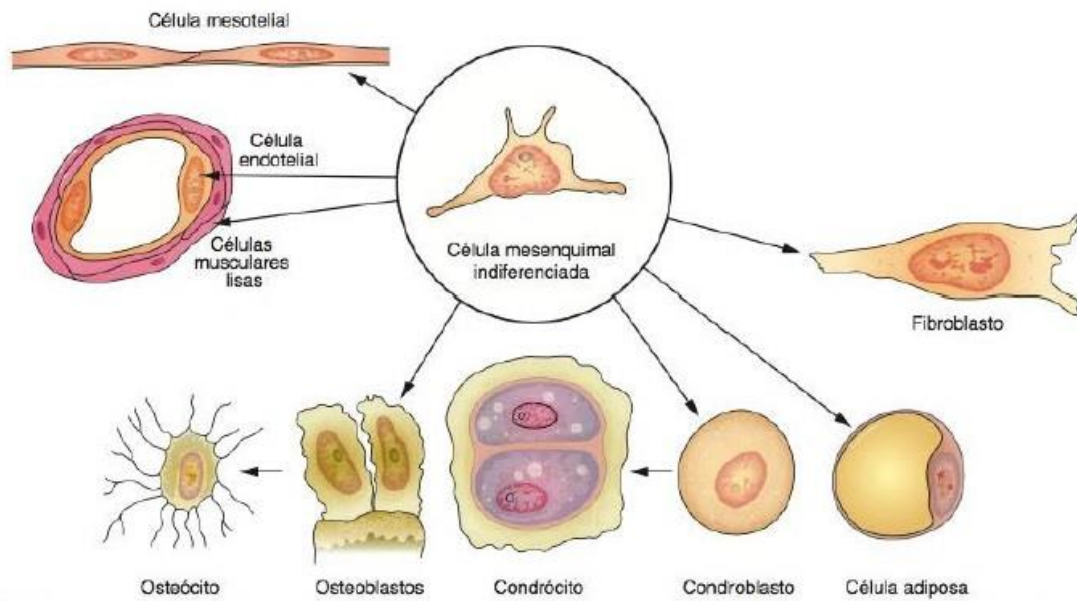


FIGURA 4.7 ILUSTRAÇÃO REPRESENTANTE DAS LINHAGENS DE CÉLULAS DO TECIDO CONJUNTIVO DERIVADAS DE UMA CÉLULA MESENQUIMATOSA EMBRIONÁRIA MULTIPOTENTE. FONTE: ESTUDOS NA WEB- SISTEMA ESQUELÉTICO (20)

Os diversos tecidos pertencentes ao tecido conjuntivo apresentam-se abaixo discriminados na tabela 4.1, sendo que, apenas se irá dar ênfase ao tecido cartilágneo e tecido ósseo que são os mais abundantes na articulação do joelho.

TABELA 4.1- CLASSIFICAÇÃO DO TECIDO CONJUNTIVO EMBRIONÁRIO E ADULTO. (15)

Classificação do Tecido Conjuntivo

<i>Tecido conjuntivo embrionário</i>	Mesênquima			Mucoso		
<i>Tecido conjuntivo adulto</i>	Laxo (areolar)	Denso (colagénio, elástico)	Propriedades especiais (adiposo, reticular)	Cartilágneo (Hialino, fibrocartilagem, elástico)	Ósseo (Esponjoso, compacto)	Tecido Hematopoiético e sangue

4.1.1. Matriz Extracelular

Como referido, a matriz extracelular é produzida pelas células do tecido conjuntivo, principalmente pelos fibroblastos e condrócitos, provenientes da célula mesenquimatosa indiferenciada (figura 4.7) que, se caracteriza como um gel bastante hidratado que serve como agente de transporte para as células e moléculas hidrossolúveis com capacidade de formação de uma barreira que impede a entrada de microrganismos conferindo-lhe assim uma ação protetora. Esta matriz localiza-se no espaço entre as células e as fibras do tecido conjuntivo. (19)

A matriz extracelular apresenta na sua constituição três tipos de fibras, as fibras proteicas que contêm o colagénio (consideradas mais fortes, flexíveis e resistentes a tensões mecânicas e servem como suporte da matriz), fibras reticulares (muito finas e menos resistentes em relação às anteriores) e elásticas (com a presença da elastina que adquire a capacidade de retornar ao estágio inicial quando é exposta a distensões ou compressões); substância fundamental proteínas não fibrosas/ moléculas como o ácido hialurónico (importante para fins de lubrificação na cartilagem articular o qual, assume um aspeto muito oleoso) e proteoglicanos com capacidade de formação de agregados de água para que haja a sua retenção, o que confere elasticidade estrutural. A matriz precisa de muita hidratação, onde 80% desta corresponde a água. Os fibroblastos são fundamentais, na medida em que conseguem sintetizar fibras proteicas como o colagénio e a elastina e, ainda componentes não fibrosos como as glicoproteínas e os proteoglicanos. Os condroblastos dizem respeito a células jovens que provêm da camada mais profunda do pericôndrio (camada de tecido conjuntivo maioritariamente denso, exceto nas superfícies articulares), junto à cartilagem, onde através das sucessivas mitoses conseguem proliferar e dar origem aos condrócitos. (1)(3)(15)

4.2. Tecido Cartilágneo - Cartilagem Articular (CA)

O tecido cartilágneo corresponde a um material poro-elástico biológico que permite revestir as articulações ósseas, minimizar o impacto de certos movimentos bruscos e o atrito entre as estruturas ósseas, assim como auxiliar na locomoção corporal no quotidiano. Este é composto por células cartilágneas ou condrócitos que se encontram nas lacunas no interior da matriz extracelular. A principal função da CA é proporcionar uma baixa fricção e atrito entre as superfícies, para que estas resistam às grandes cargas que lhes são impostas. (21)

A cartilagem para além de estar presente na articulação do joelho, também pode ser encontrada noutras regiões anatómicas como, por exemplo, na região externa do pavilhão auricular, discos intervertebrais e na ligação da costela ao esterno. Esta está subdividida em três grupos, sendo que algumas características entre estes são semelhantes, a distinção está presente na histologia, composição bioquímica e propriedades biomecânicas. Neste grupo está integrada a cartilagem hialina, cartilagem fibrosa e a cartilagem elástica.(15)

A cartilagem hialina normalmente tem o aspeto branco azulado e translúcido, sendo que vai sofrendo alterações na sua coloração derivadas da desidratação e aumento da idade no indivíduo. Apresenta a função de envolver a superfície óssea, assim é prevalente nas articulações, onde existe a interceção de diferentes estruturas ósseas com mobilidade, como o caso do osso da tíbia com o fémur e, também participa no crescimento do osso na sua extensão. (22)

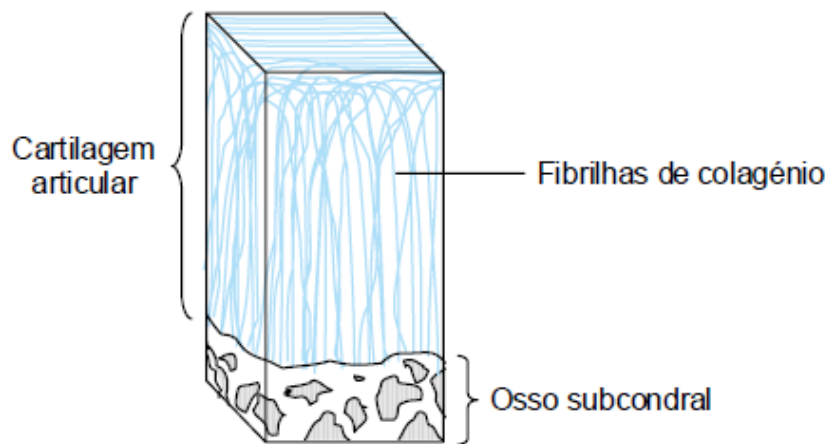


FIGURA 4.8 ILUSTRAÇÃO QUE REPRESENTAÇÃO A DISPOSIÇÃO 3D DAS FIBRILHAS DE COLAGÉNIO NA CA. FONTE (23)

Em termos de volume em fração de peso na CA, a água é o componente que existe em maior percentagem, pois encontra-se entre 60-85%. Esta adquire propriedades de amortecimento aquando da deformação em resposta a certos movimentos considerados mais agressivos e é, também, responsável pela lubrificação e nutrição da cartilagem. Os condrócitos ocupam cerca de ~ 10%, 15-22% para o colagénio tipo II (90-95%) e, finalmente 4-7% para os proteoglicanos e sais orgânicos. (3)

Os condrócitos são células adultas capazes de secretar colagénio tipo II, proteoglicanos e glicoproteínas e intervir na substituição/ manutenção de moléculas pertencentes à matriz extracelular, embora que possuam capacidade limitada de proliferação e regeneração dada à baixa taxa de difusão e nutrição. Apresentam um período de vida longo, onde na vida adulta vão diminuindo a sua atividade com o predomínio das alterações degenerativas. O metabolismo do condrócito pode ser influenciado pelas características físico-químicas do meio como a composição de iões, pressão osmótica e o pH. (24)

O colagénio tipo II na interação com outros tipos como, por exemplo, o colagénio tipo IX consegue formar uma rede tridimensional pelo cruzamento entre fibrinas que mantêm a integridade funcional face as forças de tensão aplicadas. Quando essa rede sofre alterações na sua estrutura, podem-se desenvolver processos degenerativos. Os proteoglicanos correspondem a proteínas que se ligam ao ácido hialurónico que é um glicosaminoglicano e adaptam-se pelas conexões fortes às forças de distensão e compressão que lhes são atribuídas. Os espaços moleculares em redor das fibrinas de colagénio são ocupados pelos agregados dos proteoglicanos com o ácido hialurónico. Quando existe uma tensão nas fibrinas de colagénio a água não se consegue acumular em grandes quantidades, garantindo assim, que a cartilagem se mantenha rígida e mais resistente. A concentração de proteoglicanos determina assim, a capacidade de amortizar certas de forças é melhor suportada numa zona, onde a sua concentração seja mais abundante. (19)(25)

A matriz cartiláginea está constantemente a renovar a sua composição para que as células que precisam de renovação sejam substituídas e mantenham a integridade saudável, logo

existem enzimas criadas pelos condrócitos que hidrolisam certos componentes. Essas apesar de desempenharem uma função benéfica pela remoção do material danificado, também se podem tornar agressivas para a articulação, pois se existir degradação em excesso podem desencadear processos inflamatórios como artrites. (25)

A cartilagem não possui circulação sanguínea, linfática ou nervosa, logo os processos de nutrição assim como os de cicatrização face às deformidades/ alterações cartilagueas tornam-se demorados, assim apenas é possível através do processo de difusão do líquido sinovial pelos vasos que constituem a membrana sinovial. O líquido sinovial consegue fornecer de transporte para a difusão de nutrientes (por exemplo, a glicose) e funcionar como lubrificante para as superfícies articulares, para que não sucedam tantos atritos. Para além disso, procede à eliminação de substâncias não essenciais derivadas do metabolismo celular realizado. Quando o processo de alimentação e nutrição da cartilagem não é elaborado pela superfície articular através da membrana sinovial, existe um local denominado de pericôndrio que constitui uma camada de tecido conjuntivo denso, onde essa nutrição pode ser realizada.(3)(22)

Dado ao facto de se apresentar como avascular e aneural os episódios de destruição cartilaguea no estágio inicial não são detetados atempadamente, assim as lesões vão-se desenvolver e, apenas são identificadas quando existirem algias que podem estar correlacionadas com um grau de degeneração avançado no indivíduo. A degeneração é desencadeada pelos esforços no quotidiano que se traduzem em diferentes tensões aplicadas e distribuídas pelos diversos pontos da superfície da articulação, onde poderão surgir pequenas fissuras que são o resultado do desgaste articular. (26)

Histologicamente a cartilagem apresenta uma forma muito heterogénea organizada, complexa, onde se distinguem zonas ou camadas de variadas concentrações de tecido e espessura derivadas da especialização metabólica dos condrócitos. (25)

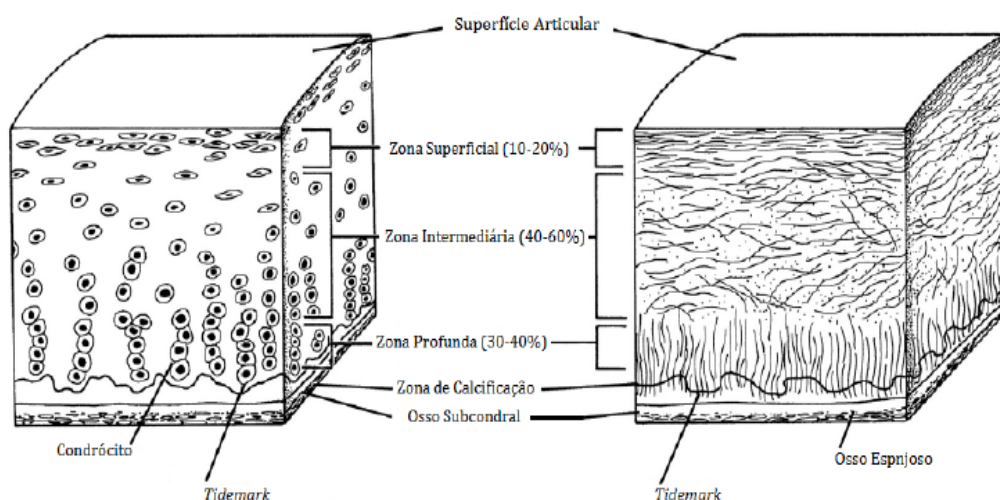


FIGURA 4.9 ESQUEMA DE ORGANIZAÇÃO DOS CONDRÓCITOS (DIREITA) E DAS FIBRAS DE COLAGÉNIO (ESQUERDA) AO LONGO DA PROFUNDIDADE DA CARTILAGEM ARTICULAR. FONTE (8)

Pela ilustração da figura 4.8 consegue-se uma melhor percepção das diferentes camadas da CA, onde se distinguem as seguintes consoante a sua localização:

- Superficial, Tangencial ou Deslizante – encontram-se na zona adjacente à CA, onde os condrócitos assumem uma morfologia alongada numa orientação paralela à superfície com reduzida atividade celular, correspondendo a 10-20% da espessura da cartilagem, onde os proteoglicanos estão em baixa quantidade, adversamente existe uma grande concentração de água e fibras de colagénio paralelas à superfície para tolerar as tensões a que a cartilagem está exposta.

- Camada intermédia ou de transição - estrato que apresenta o maior volume que varia entre 40 a 60%. Os condrócitos têm dimensões maiores em relação à camada descrita anteriormente e assumem uma estrutura arredondada, enquanto as fibras de colagénio aumentam o seu diâmetro, onde se dispõem aleatoriamente e a quantidade de proteoglicanos também aumenta. É nesta camada que existe uma atividade metabólica alta e se consegue o auxílio para suportar as forças de compressão.

- Camada profunda ou radial - os condroblastos apresentam semelhanças relativas à camada anteriormente referida, todavia os seus arranjos são em colunas. As fibras de colagénio apresentam um diâmetro maior e organizam-se perpendiculares à superfície. A quantidade de proteoglicanos mantém-se alta, todavia a concentração de água decresce. Esta tem o propósito de ancorar a cartilagem ao osso subcondral.

- Camada calcificada - camada de transição entre a cartilagem e o osso subcondral que integra uma linha denominada por *tidemark* de aparência ondulada e azul que delimita a fronteira entre a camada profunda e a calcificada. A concentração de células é escassa e para além do mais, os proteoglicanos estão em baixas quantidades. As fibras de colagénio dispõem-se perpendicularmente ao osso subcondral. (21)(25)(27)

Dando continuidade aos diferentes tipos cartilagem, a cartilagem fibrosa é considerada mais resistente, pois apresenta maior concentração de colagénio do que a cartilagem hialina, onde os feixes se expressam mais espessos e dispersos pela matriz. Esta é bastante útil para o suporte das forças e tensões e é encontrada principalmente na articulação do joelho, temporomandibular e intervertebral. Finalmente, a cartilagem elástica, como o próprio nome refere, apresenta maior teor de fibras elásticas e está integrada na região do ouvido externo. (15)(23)

A coloração do tecido cartilágneo apresenta vários tons, pois existem diferenças que estão relacionadas com a faixa etária e a desidratação da cartilagem numa determinada localização anatómica.(22) As características do tecido em termos bioquímicos e mecânicos podem sugerir alterações a nível degenerativo e, para tal, deveria existir um rastreio para se detetar inconformidades iniciais para tentar impedir ou reduzir aspetos patológicos. (26)

4.3. Tecido Conjuntivo – Tecido ósseo

O tecido ósseo proveniente da especialização do tecido conjuntivo corresponde ao principal tecido do esqueleto humano. Apresenta muitas regalias, pois serve de suporte para os tecidos moles adjacentes, executa a proteção de órgãos vitais como o caso da caixa torácica, pela sua morfologia e rigidez aloja e protege a medula óssea. Para além destas funções possui como vantagem o armazenamento de cálcio, fosfato e iões necessários para o organismo. (1)

É constituído pela matriz óssea e constituintes celulares como os osteócitos que estão alojados em lacunas no interior dessa matriz, apresentam uma morfologia achatada e são preponderantes para a manutenção e renovação da matriz óssea, a sua nutrição está dependente de umas estruturas denominadas por canalículos, onde são exercidas trocas de iões e moléculas pelo auxílio dos capilares; os osteoblastos com a produção da parte orgânica da matriz óssea como colagénio tipo I, proteoglicanos e glicoproteínas, conseguem acumular fosfato de cálcio, logo são intervenientes na mineralização óssea e as células capazes de originar os osteócitos; Os osteoclastos provenientes de células mononucleadas da medula óssea que se unem, caracterizam-se por células de grandes dimensões com poder de mobilidade que reabsorvem o tecido ósseo pela libertação de enzimas como a colagenase e a hidrólase que digerem a matriz, sendo que esta função pode ser coordenada por proteínas como as citocinas que se ligam aos recetores da célula e estimulam uma resposta ou por hormonas como, por exemplo, a calcitonina. Os osteoclastos apresentam um papel bastante importante no processo de substituição ou remodelação óssea; Finalmente, a matriz óssea é rica em fosfato e cálcio (parte inorgânica que confere resistência à compressão) e por colagénio tipo I (confere resistência flexível à matriz), proteoglicanos e glicoproteínas (parte orgânica) é preponderante para as trocas de iões, pois facilita o processo de nutrição. (23)(28)

Existem camadas que revestem o osso, nomeadamente o endóstio (camada interna) e perióstio (camada externa/ superficial) que auxiliam na nutrição do tecido ósseo, assim como na reposição para novos osteoblastos no crescimento e reparação óssea. Estas não sofrem o processo de ossificação ou osteogénese (formação óssea). (19)

O tecido ósseo divide-se em dois tipos, o primário e o secundário. O tecido primário desenvolve-se aquando o desenvolvimento embrionário e atua em primeira instância no suporte quando existem fraturas ósseas, sendo que, posteriormente esse mesmo tecido é substituído pelo secundário. (28)

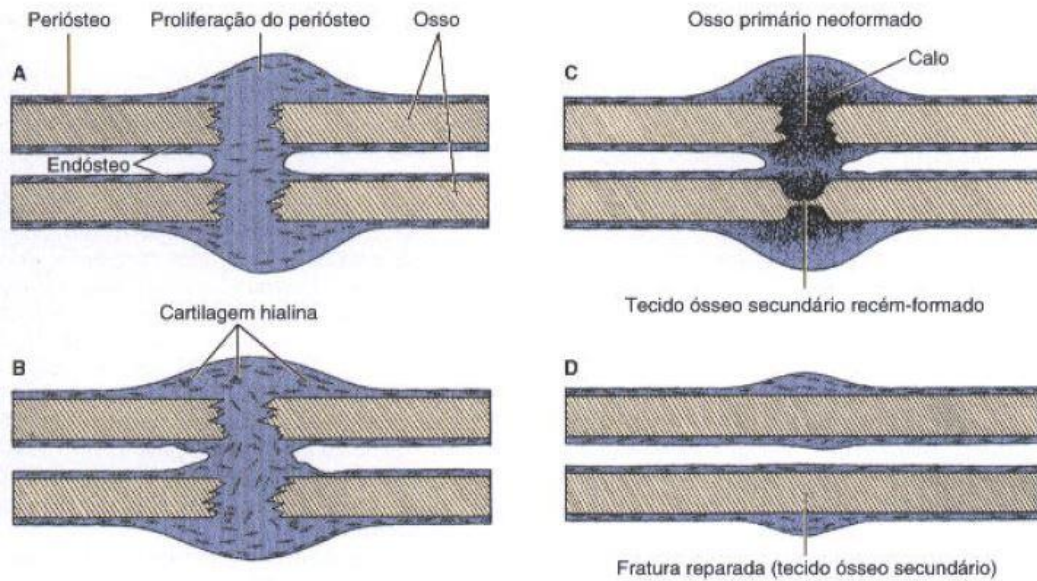


FIGURA 4.10 ESQUEMA DO PROCESSO DE REPARAÇÃO DE FRATURA POR FORMAÇÃO DE TECIDO ÓSSEO NOVO A PARTIR DO ENDÓSTIO E DO PERIÓSTIO. FONTE (19)

Quanto à sua forma predominante existem vários tipos de ossos: curtos, longos e achatados. Os ossos longos são formados por duas extremidades denominadas por epífises formadas por osso esponjoso e uma diáfise (corpo ou comprimento do osso) formada por osso compacto como indica a figura 4.11.

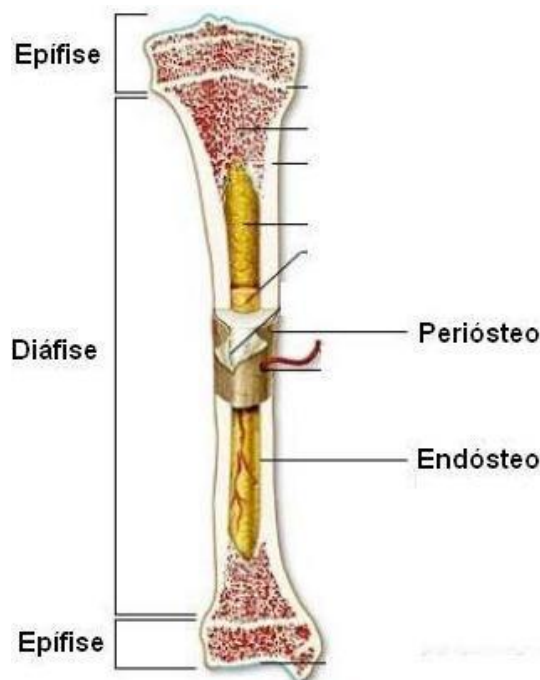


FIGURA 4.11 ILUSTRAÇÃO DE UM OSSO LONGO (TÍBIA). FONTE (15)

De uma forma geral, o tecido ósseo surge abundantemente por um processo designado por ossificação intramembranosa (ossos cranianos, as células mesenquimatosas transformam-se em osteoblastos e dão origem aos osteócitos – centro de ossificação) ou ossificação endocondral (molde de cartilagem que é destruído e substituído por tecido ósseo) – figura 4.12. (28)

A formação óssea provem de um processo designado por ossificação endocondral (Figura 4.12), onde pela presença de um molde de cartilagem hialina existe a hipertrofia e respetiva morte por apoptose por parte dos condrócitos. As cavidades onde estes estavam alojados são invadidas por capilares, onde se dá origem aos osteoblastos com poder de produção de matriz óssea. (28)

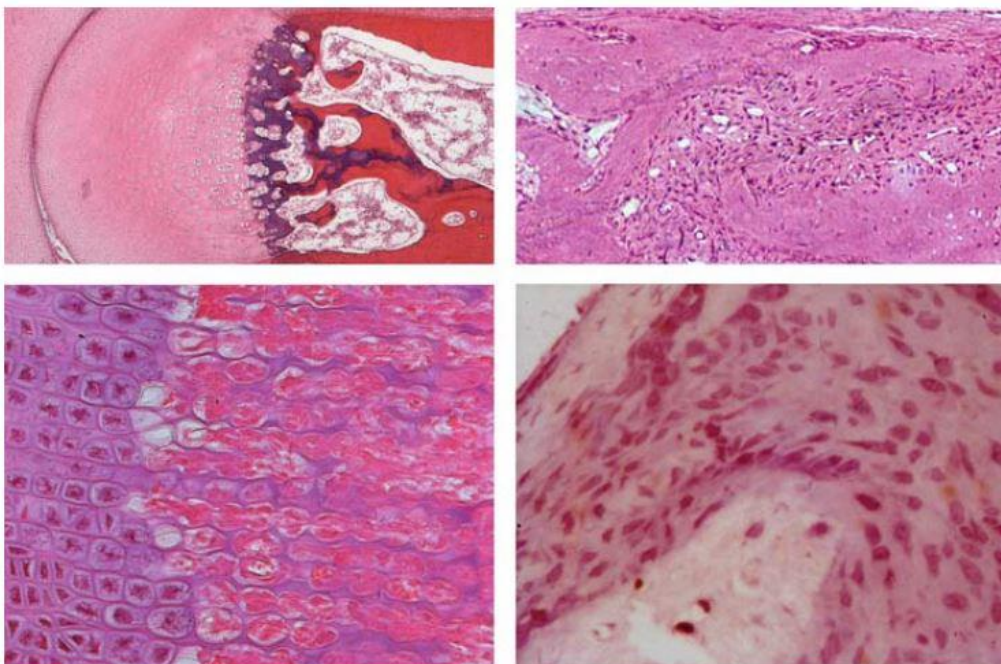


FIGURA 4.12 PRINCÍPIOS DA FORMAÇÃO ÓSSEA.

LEGENDA: ZONA SUPERIOR ESQUERDA – OSSIFICAÇÃO ENDOCONDAL DE UMA EPÍFISE; SUPERIOR DIREITA – OSSIFICAÇÃO INTERMEMBRANOSA. INFERIOR ESQUERDA- DETALHES DA OSSIFICAÇÃO ENDOCONDAL; INFERIOR DIREITA – DETALHES DA OSSIFICAÇÃO INTERMEMBRANOSA. ADAPTADO (28)

Página deixada intencionalmente em branco

5. Principais Lesões da Cartilagem Articular do Joelho

A articulação do joelho corresponde a um local comum de ocorrência de lesões. Como evidenciaram *Seeley et. al. 2008*, o joelho constitui uma das mais importantes articulações do corpo humano que se encontra sujeita a cargas e forças elevadas que são minimizadas através do auxílio dos ligamentos adjacentes à articulação. Deste modo, esta sofre vários níveis de intensidade no desgaste articular, o que contribui para a existência de várias patologias. (15) Os casos associados a estas são o resultado, na maioria de dor no joelho ou gonalgias. As gonalgias de baixo grau podem ser o fruto de esforço ou distensões musculares, caso o grau de intensidade for maior, podem originar rotura, onde uma das mais frequentes passa pela rotura no LCA comum nas pessoas ligadas ao desporto. (2)

Redler et. al. 2012, referem que a semiologia mais frequente aquando lesão envolve algia (dor), edema (normalmente resultantes de grandes impactos ou traumatismos), onde poderá existir uma acumulação de derrame intra-articular, sensibilidade à palpação em zonas específicas e, crepitações, que alteram a nível biomecânico e bioquímico a integridade articular. (4) De simples modo, as lesões provenientes do joelho podem assumir várias etiologias, através da ocorrência de traumatismos, alterações a nível degenerativo, carácter inflamatório ou neoplásico. (5)

Segundo *Nicole et. al. 2014*, as lesões osteocondrais podem assumir a etiologia não traumática (origem degenerativa, inflamatória, osteonecrose) ou traumática (derivam maioritariamente de fraturas). A tabela 5.2 demonstra se existe envolvimento da CA ou do osso subcondral e classifica-o consoante cada tipo de lesão. (27)

TABELA 5.2 - LESÕES OSTEOCONDRAIS. ADAPTADO (27)

<i>Tipo de lesão</i>	<i>Envolvimento da CA</i>	<i>Envolvimento do osso subcondral</i>
<i>Degenerativa</i>	Fina (devido à desidratação e estresse mecânico) / desnudação	Atrito Edema Quisto subcondral
<i>Inflamatória</i>	Fina (devido à erosão da sinóvia inflamada) / desnudação	Edema Quisto subcondral
<i>Osteonecrose</i>	Frequente envolvimento	Defeito focal Achatamento da superfície
<i>Fratura da Cartilagem</i>	Lesão focal com margens abruptas	Sem envolvimento
<i>Segmentação da cartilagem</i>	Lesão linear na base da cartilagem	Sem envolvimento
<i>Osteocondrite dissecante</i>	Envolvimento de cartilagem e osso: fratura subcondral que se estende pela cartilagem	
<i>Contusão óssea</i>	Possível envolvimento	Edema difuso
<i>Fratura subcondral</i>	Existe possibilidade de envolvimento	Fratura linear subcondral Edema ósseo circundante

5.1. Epidemiologia

No Reino Unido, *Bollen et. al. 2000*, desenvolveram um estudo onde foram observadas 1883 lesões do joelho, das quais as lesões referentes a estruturas ligamentares registaram uma proporção de 40% (sendo que 46% destas correspondem a lesões no LCA, 29% no LLI, 13% conjuntamente no LCA e no LLI e, os restantes 2% no LLE), as lesões patelares com 24%, as lesões meniscais 11% e, as restantes lesões consideradas como mistas registaram 25%. (7) Segundo a Direção Geral de Saúde (DGS), as doenças reumáticas podem ser entendidas como alterações funcionais existentes no sistema musculoesquelético quer a nível degenerativo, quer a nível inflamatório que perduram essencialmente na região periférica de uma articulação. Embora a sua avaliação seja pouco conhecida, estas podem abranger vários grupos etários e atingem aproximadamente entre 20 a 30% da população portuguesa, embora que existam em maior prevalência na faixa etária da população mais idosa, onde oferece uma limitação de movimentos ou incapacidade funcional. Desta forma, seria uma mais-valia serem diagnosticadas atempadamente, pois caso contrário, podem desencadear repercussões físicas, psicológicas, familiares (podem levar à imobilização definitiva), sociais e económicas (responsáveis por elevados custos na saúde, tanto nos medicamentos como nas consultas médicas). Assim, a DGS em 2004 desenvolveu o Programa Nacional Contra as Doenças Reumáticas integrado no projeto da Organização Mundial de Saúde (OMS) - *Década do Osso e da Articulação 2000 – 2010*. (6)(29)

A osteoartrose (OA) está incluída na categoria das doenças reumáticas, sendo que constitui uma das patologias mais frequentes na articulação do joelho, pois expressa-se nas articulações que suportam cargas consideráveis. Esta é caracterizada pelo desgaste e alteração na

composição e morfologia da CA envolvente, que segundo *Mateus et. al.* 2017, afeta 80% dos indivíduos com idade superior ou igual a 60 anos com uma incidência de aproximadamente um milhão no território nacional. (29) Estima-se que a população adulta nos Estados Unidos da América (EUA) apresenta cerca de 27 milhões de casos de OA clinicamente diagnosticados, onde no ano de 1995 o número de casos rondava os 21 milhões indivíduos. *Lawrence et. al.* 2008, referem que este aumento era expectável dado ao facto da doença estar fortemente relacionada com a idade. (30) A artrite descrita como uma inflamação articular na maioria das situações expressa-se em OA. Pode surgir em várias regiões anatómicas, sendo que as mais prevalentes são ao nível da articulação dos joelhos, ancas e mãos. A estimativa destas patologias é complexa, pois as alterações degenerativas ocorrem à medida que o processo de envelhecimento aumenta e, também, porque apesar de estarem presentes permanecem assintomáticas logo, o indivíduo não se apercebe que é portador de tal patologia/ degeneração. (31) *Lawrence et. al.* 2008, conseguiram perceberem que a prevalência de OA aumentou com a idade com maior incidência nas mãos e joelhos das mulheres do que os homens, essencialmente nos indivíduos com idade igual ou superior a 50 anos. No entanto, os casos mais específicos desta patologia devem ser aprofundados, pois nesta prevalência estão englobadas várias partes do corpo como a articulação da mão, ou seja, não se resume apenas à articulação do joelho. (30)

Segundo o estudo de *Kuikka et. al.* 2013, a região anatómica do joelho é a zona do corpo com maior número de incidência de lesões, onde nos doentes dos 18 até aos 30 anos de idade, foi realizado num período de tempo de 10 anos, acerca da epidemiologia de lesões em praticantes de desporto, a incidência de lesões apresenta-se em maior número no género masculino. A lesão mais preponderante foi a entorse no joelho sem alteração interna visivelmente identificável, onde os diagnósticos mais comuns passaram pela rotura do LCA (20,3%), lesão no menisco interno (10,8%), lesão condral (10,6%), rotura no ligamento lateral interno (7,9%), lesão por contusão por traumatismo direto (5,5%), rotura do menisco lateral (LM) (3,7%) e luxação patelar (3,3%). (5)

No que diz respeito à incidência das lesões específicas na CA, a prevalência é bastante complicada de determinar, pois estas, por vezes, assumem uma postura assintomática logo, apesar de presentes, não são avaliadas ou detetadas nem existem exames de diagnóstico de rotina para apurar a presença de eventuais lesões no seu estágio inicial. Este facto prejudica na identificação da população alvo com condições patológicas o que, por si só, limita na avaliação e tratamento de um estudo estatístico.

Através da artroscopia consegue-se observar a existência de patologias na superfície articular, contudo este método é invasivo e realizado em ambiente de bloco operatório logo, o doente só é submetido a este exame quando existem grandes evidências patológicas diagnosticadas tardiamente. (4)(32)

O alinhamento da articulação pode ser evidente numa radiografia simples do joelho, onde se conseguem verificar degenerações ósseas que provocam as lesões articulares. (4) No estudo de *O'shea et. al.* 1996, o exame clínico através da radiografia tem uma sensibilidade de 15% a 56% nas fraturas condrais e 36% a 50% para condromalacia (défice de cartilagem), embora a especificidade para ambas as condições permaneça superior 98%. (33)

Como os dados na população sobre a incidência de lesões da cartilagem do joelho são escassos, *Mor et. al.* 2015, realizaram um estudo na Dinamarca que apostou na identificação das lesões cartilagueas e estimou as mudanças temporais na incidência dessas mesmas lesões

documentadas por artroscopia. A amostra tinha uma dimensão de 21 392 doentes com idade no intervalo entre os 15 e os 60 anos. Conseguiu com a artroscopia do joelho descobrir que nos pacientes entre 15 e 60 anos existia uma incidência de 11% de lesões de cartilagem no joelho e que, na maioria dos casos, eram do género masculino (54,4%), onde a mediana da idade com maior número de lesões era aos 39 anos. (32)

5.2. Fatores de Riscos

Como referi anteriormente, quanto maior for a idade, maior será a probabilidade de desenvolver lesões devido ao desgaste ao longo dos tempos proporcionado pelo envelhecimento. (5) O aumento do IMC é um fator desfavorável, pois para um maior IMC, maior será a carga que é induzida na articulação. O conjunto do aumento de peso com uma idade avançada está relacionado, segundo *Eskelinen et. al. 2013*, com o aumento da incidência nas lesões condrais. (34) Como referem *Sridhar et. al. 2012*, o risco de OA no joelho é aumentado aproximadamente numa proporção de quatro vezes (3,87) nas mulheres obesas e aproximadamente cinco vezes (4,78) nos homens obesos, enquanto o risco nas mulheres e homens acima do peso atinge uma ponderação de 1,89 e 1,69, respetivamente, onde um IMC entre 25 e 29,9 é visto que se encontra acima do peso e com valores de 30 a 34,9 é considerado obeso. (35)

Tanto o exercício físico como uma vida profissional com sobrecarga e esforço físico são fatores de risco, pois metade das lesões do joelho são resultantes de práticas desportivas. No entanto, o desporto ajuda a fortalecer os músculos e leva à perda de peso que esforça a articulação pela carga a que esta está sujeita. Dado à força de impacto resultante de uma ação traumática ou acidental poderão resultar sequelas e danos que correspondem a uma condição favorável para formação de lesão. (4)

Já foi confirmado segundo o estudo elaborado por *Spector et. al. 2004*, que os doentes com OA apresentam uma diminuição na força muscular do músculo quadricípite, o que constitui uma incapacidade a nível da locomoção. (36)

Como existem diversos fatores de risco e o aumento da incidência de casos patológicos, *Swedon et. al. 2005*, frisam que existe necessidade no desenvolvimento de programas, métodos e estratégias mais eficazes para tentar prevenir e reduzir a ocorrência de lesões no joelho, principalmente nos praticantes de desporto. (37)

6. Imagiologia do joelho

O estudo imagiológico dirigido ao joelho pode ser elaborado por diversos métodos de diagnóstico onde estão incluídas os métodos de Radiologia Convencional (RC), Tomografia Computorizada (TC) e Ressonância Magnética (RM).

A escolha do exame clínico a elaborar é influenciado por alguns fatores como, por exemplo, a etiologia da patologia, o estado de gravidade desta, onde é importante que exista uma avaliação da condição do doente (tolerância a certos posicionamentos imagiológicos num determinado tempo de exame). Relativamente ao estudo cartilágneo do joelho, cada técnica de imagem tem as suas vantagens e desvantagens, deste modo será necessário uma boa compreensão destas para ir ao encontro da melhor abordagem de estudo. (38) Como na estabilidade do joelho estão incluídos vários componentes anatómicos como, o LCA, meniscos e CA é importante verificar que não existem alterações que poderão colocar em risco a articulação, como uma rotura do LCA que é uma das patologias mais frequentes, principalmente nos indivíduos praticantes de desporto. (5) Assim, o método clínico-imagiológico a aplicar deve ser o que apresenta maior sensibilidade e especificidade para a hipótese de diagnóstica suspeita.

O método de RC através de exames radiográficos traduz uma observação 2D e estática que é útil para avaliar se existe uma evidente instabilidade na região fémoro-tibial e fémoro-patelar. Este utiliza radiação ionizante e é considerado limitado na avaliação funcional para estudos dinâmicos. Para estudos métricos e estruturais usualmente o protocolo imagiológico consiste na elaboração de um exame radiográfico extralongo dirigido aos membros inferiores em ortostatismo, onde se observa a configuração morfológica com a carga exercida na articulação. (8)

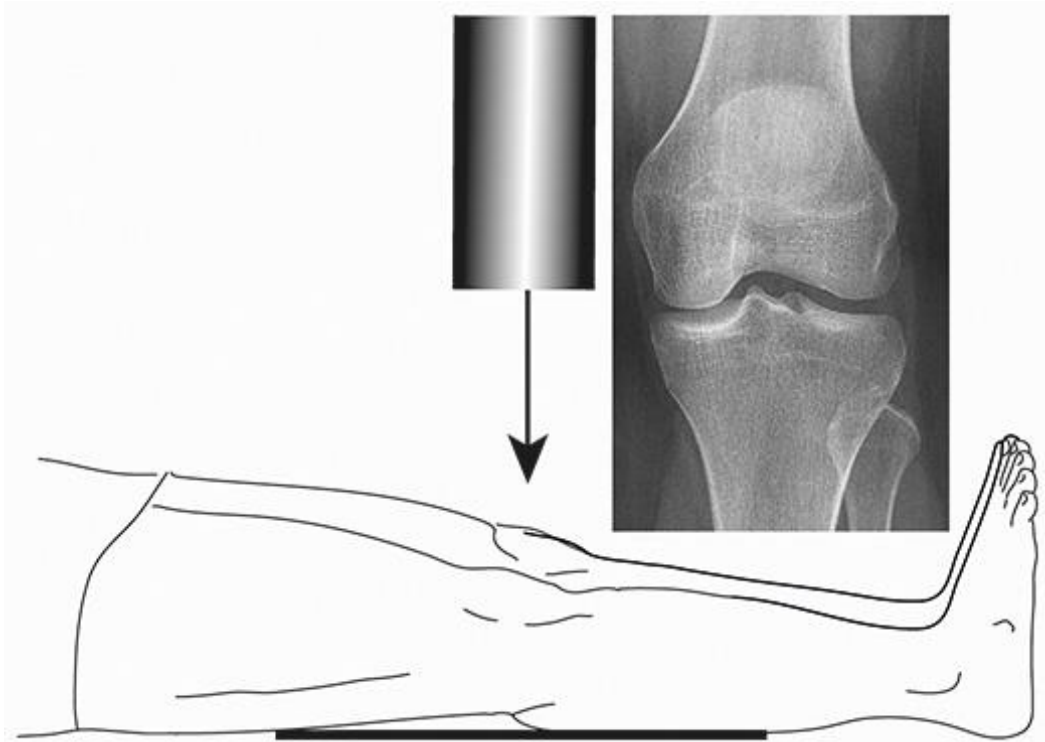


FIGURA 6.13 ILUSTRAÇÃO DO POSICIONAMENTO DA INCIDÊNCIA AP DO JOELHO. FONTE (39)

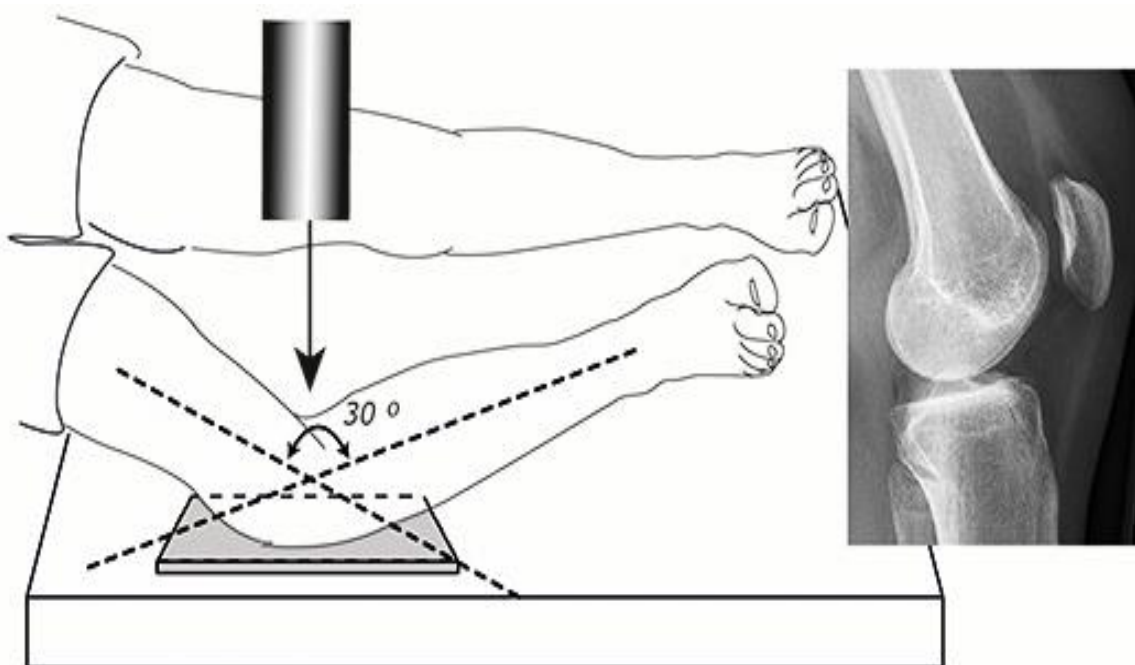


FIGURA 6.14 ILUSTRAÇÃO DO POSICIONAMENTO PARA A INCIDÊNCIA DE PERFIL DO JOELHO. FONTE (39)

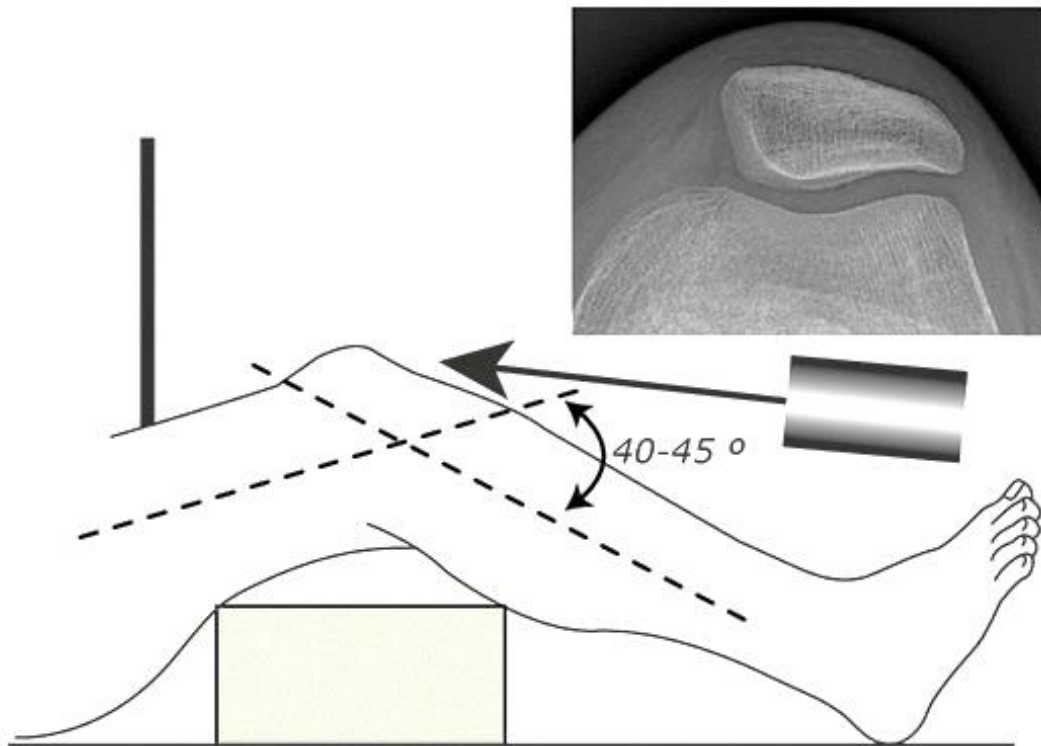


FIGURA 6.15 ILUSTRAÇÃO DO POSICIONAMENTO PARA A INCIDÊNCIA AXIAL DA RÓTULA. FONTE (39)

Embora a cartilagem não esteja bem delimitada ou evidenciada numa radiografia, podem-se avaliar através dos espaços articulares, onde a ocorrência de uma diminuição entre estes traduz uma alteração morfológica na respetiva zona anatómica, o que significa indiretamente uma estimativa de perda da cartilagem, ver figuras 6.13 a 6.15. Essas alterações dizem, também respeito à existência de achados radiográficos como osteófitos, diminuição da massa óssea, casos de esclerose subcondral acompanhados com uma sintomatologia de edema, dor articular e perda de função. Para além da limitação na avaliação funcional é um método insensível à mudança, estado e condição dos tecidos moles. (3)(40)(41)

No entanto, existe a fluoroscopia que pode fornecer em tempo real o estado da articulação, onde se obtém um registo com avaliação funcional e dinâmica do joelho, mas a exposição à radiação será num período de tempo maior, logo torna-se inconveniente principalmente para indivíduos jovens em idade fértil. (42) Assim sendo a RC é o método de primeira linha para a pesquisa diagnóstica e que poderá servir como guia de tratamento, principalmente nos casos de osteoporose ou traumáticos. (43)

No que diz respeito à valência de TC no estudo do joelho, segundo Leuven *et. al.* 2003, esta prevalece à RM não só nos estudos traumáticos, como é o caso das fraturas intra-articulares, mas também é útil quando a RM está contraindicada, nomeadamente derivado à existência de pacemaker cardíaco ou implantes incompatíveis com o campo magnético. (43) A TC é um bom método de diagnóstico principalmente na avaliação anatómica de alterações morfológicas ósseas e rastreio fémoro-patelar. Consegue efetuar planos seccionais muito finos (milimétricos), contudo a nível da avaliação dos tecidos moles a RM oferece melhores resultados. Nos casos de suspeita de patologia de carácter duvidoso, a TC pode ser usada para guiar a topografia na realização de manobras de intervenção pelo acompanhar da

agulha/dispositivo até ao local de lesão (biópsia). Para além destes, esta pode ser manipulada para planeamento pré-operatório, pois dispõe de técnicas de pós-processamento tridimensionais, como a técnica *Volume Rendering* que consegue perceber e calcular eixos mecânicos dos ossos longos ou para a avaliação da prótese no joelho (figura 6.16). (9)(38)

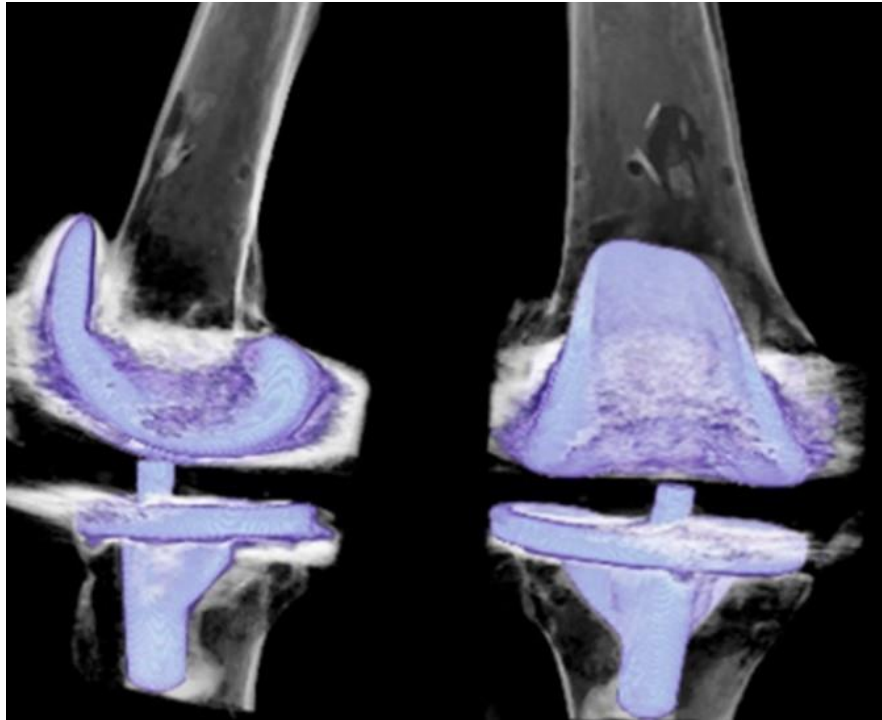


FIGURA 6.16 ILUSTRAÇÃO DA TÉCNICA DE VOLUME RENDERING POR TC PARA ANÁLISE PÓS-OPERATÓRIA.
FONTE: ECR 2016 / C-0561(44)

As principais limitações da TC refletem o facto de se traduzir num exame com exposição à radiação ionizante e avaliação menos eficiente da componente dos tecidos moles, onde não existe uma avaliação direta da cartilagem, deste modo torna-se um método pouco sensível na avaliação da perda de cartilagem. (40)(43)

Os exames por RM podem fornecer imagens multiplanares de alto contraste nos componentes tecidulares que estabilizam a articulação como o LCA, LCP, Ligamentos laterais, cartilagem e meniscos, com a vantagem de não ser um método invasivo. Para além da TC, a RM consegue reformatar uma reconstrução 3D da articulação. (38)

Para a avaliação da cartilagem a RM proporciona um excelente contraste entre os tecidos, sendo descrita como o melhor método atualmente disponível para efetuar uma avaliação da CA pelas informações morfológicas e detetabilidade de fissuras e/ou presença de defeitos na cartilagem parcialmente ou totalmente a nível da sua espessura e volume. Um estudo essencial da cartilagem tem de proporcionar um diagnóstico exato da espessura e volume, mostrar as alterações morfológicas na superfície da cartilagem, detetar mudanças internas através dos sinais emitidos, com uma eficiente avaliação do osso subcondral e deficiências meniscais. Uma das principais vantagens de ressonância magnética é a sua capacidade para manipular o contraste das estruturas e realçar diferentes tipos de tecidos. (9)(42)

Pelas suas técnicas quantitativas atingiu uma maior capacidade na avaliação funcional dos tecidos através da medição de parâmetros bioquímicos e fisiológicos quantificáveis da matriz extracelular (por exemplo, proteoglicanos, colagénio, teor de água), útil para a deteção precoce na degeneração cartilágnea. (9)(10)

No entanto, o protocolo de rotina aplicado no estudo do joelho não integra certas sequências específicas para o estudo cartilágneo. Desta forma não transmitem uma visão abrangente da cartilagem, devido à baixa resolução espacial ou detalhes específicos na fisiologia da cartilagem. A medição da espessura da cartilagem e o volume podem ser úteis para estimar a progressão da osteoartrose pela degeneração evidenciada. Uma avaliação precoce pode facilitar a reversão dos processos patológicos e, desta forma, atrasar as formações degenerativas que contribuem, por exemplo, para doenças como a osteoartrose. (10)(42)

Num estudo desenvolvido por *Chan et. al.* 1991, com uma amostra de 20 indivíduos, o estudo por RM exibiu perda de cartilagem tricompartmental (compartimento medial, lateral e fémoro-patelar) quando a radiografia e TC mostraram apenas envolvimento no compartimento medial e fémoro-patelar. No compartimento lateral, a RM mostrou maior prevalência de perda de cartilagem (60%) do que a radiografia (35%) e a TC (25%). No compartimento medial, a TC e a RM evidenciaram todos os osteófitos dos joelhos (nos 20 casos), enquanto a radiografia mostrou osteófitos em apenas 60%. Deste modo a radiografia, por vezes, poderá não exibir todos os osteófitos no côndilo femoral medial. Nas imagens por RM a degeneração meniscal ou roturas foram encontradas em todos os joelhos estudados. A RM é mais sensível que a radiografia e a TC para avaliar a extensão e a gravidade de alterações osteoartríticas e frequentemente mostra doença tricompartmental em pacientes nos quais a radiografia e a TC mostram apenas comprometimento bicompartimental. A ressonância magnética é indicada para avaliar a doença meniscal e ligamentar relacionada à osteoartrose. (40)

Em suma, a RM oferece inúmeras vantagens na avaliação dos tecidos moles devido aos diferentes contrastes tecidulares que consegue captar, para além da obtenção de imagens multiplanares e reconstruções 3D é um método que não utiliza radiação ionizante na aquisição das imagens. (38)

Página deixada intencionalmente em branco

7. Imagem por Ressonância Magnética

7.1. Princípios básicos e formação do sinal por RM

A imagem por ressonância magnética tem vindo a evoluir ao longo dos tempos pela implementação de novas técnicas de diagnóstico que evidenciam de forma mais eficaz o agente patológico envolvido numa estrutura anatómica. Estas técnicas exploram não só a componente anatómica, mas também, conseguem exercer uma quantificação da patologia através de sinais detetados que são captados pela bobina ou antena recetora e, posteriormente convertidos numa imagem.

A imagem surge da interação que existe pela presença de um campo magnético externo emitido pelo equipamento com um átomo. Existem vários átomos que integram os nossos tecidos biológicos como o carbono, oxigénio, cálcio, onde o que se destaca em maior quantidade e o de eleição é o hidrogénio (H), pois o nosso peso corporal é formado por cerca de 10% de hidrogénio, logo é abundante no organismo; Com o hidrogénio consegue-se distinguir os tecidos patológicos dos tecidos normais ou sem sinais patológicos e, também, por apresentar um maior momento magnético derivado ao próton presente no núcleo que evidencia uma maior sensibilidade e, desta forma, uma melhor perceção do estudo.

Quando não existe um campo magnético externo os momentos magnéticos dos núcleos de H apresentam uma orientação aleatória, no entanto, quando o doente está no interior do equipamento de RM estes são expostos a um campo magnético externo (B_0) que faz com que os momentos magnéticos dos núcleos de H, através do seu movimento de spin (Figura 7,17), vão gerar um campo magnético à sua volta e comportam-se como um íman que se dividem em dois níveis de energia, o de baixa energia (alinhamento paralelo ou *spin up* - existe em maior quantidade inicialmente) e o de maior consumo de energia (alinhamento antiparalelo ou *spin down*). Estes níveis de energia alinham-se tendo em conta a direção e a intensidade do campo magnético externo emitido, mas também pelo nível de energia térmica dos núcleos provenientes da temperatura do doente. Quando a energia térmica é baixa, os núcleos não possuem energia suficiente para se oporem ao campo magnético e assumem a direção antiparalela (Figura 7.18). (45)(46)(47)

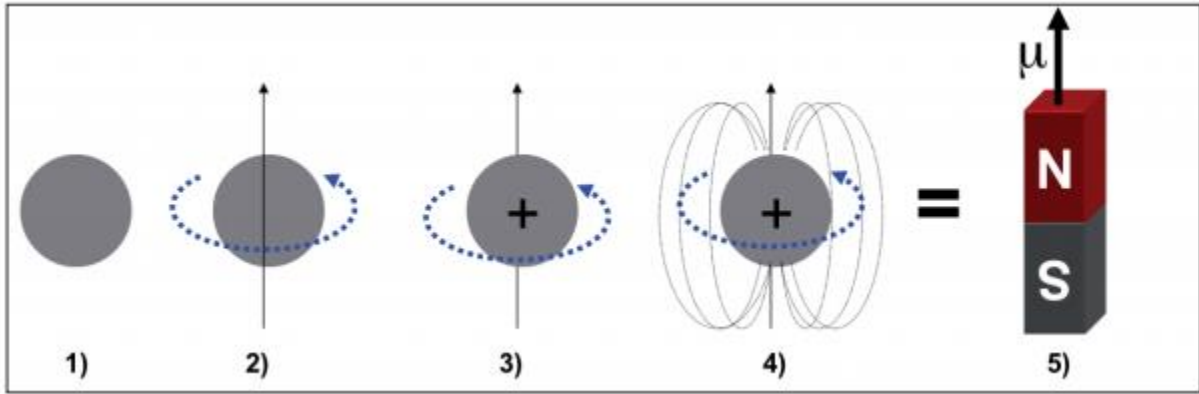


FIGURA 7.17 ILUSTRAÇÃO DO SPIN E O MOMENTO MAGNÉTICO. 1) SIMULAÇÃO DO PROTÃO DE H, 2) QUE POSSUI MOVIMENTO GIRATÓRIO OU DE PRECESSÃO, 3) COM CARGA NUCLEAR POSITIVA, 4) CONSEGUE FORMAR UM CAMPO MAGNÉTICO À SUA VOLTA, 5) ASSUME A FUNÇÃO DE UM ÍMAN COM O MOMENTO MAGNÉTICO (μ) ASSOCIADO. ADAPTADO (46)

O momento magnético do núcleo de H funciona como se fosse um vetor, ou seja, adquire uma direção e magnitude alinhada com o campo magnético externo. Os prótons exprimem partículas carregadas positivamente com movimentos giratórios ou de spin (momento angular) em torno do seu próprio eixo a qual se designa por precessão a uma dada velocidade de rotação (frequência de precessão). Esse movimento é definido pela equação de *Larmor*, pois através desta obtém-se o valor da frequência de precessão para um dado valor da intensidade do campo magnético.(45)(47)

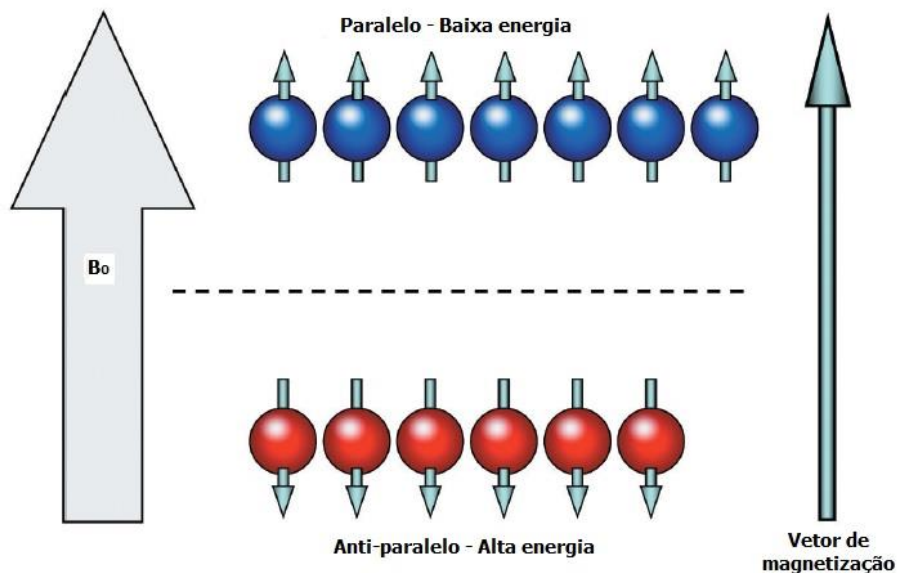


FIGURA 7.18 ESQUEMA DA ORIENTAÇÃO DOS SPINS DE ALTA E BAIXA ENERGIA EM RELAÇÃO A B_0 (CAMPO MAGNÉTICO EXTERNO) E AO VETOR DE MAGNETIZAÇÃO (MOMENTO MAGNÉTICO DO DOENTE), ONDE A INTERAÇÃO ENTRE ESTES CONSTITUI A BASE DA RM. ADAPTADO (45)

A equação de *Larmor* (Equação 1) exprime que a frequência de precessão resulta da multiplicação da constante giromagnética pela intensidade do campo B_0 . Desta forma, quando o núcleo é confrontado com um campo externo com oscilação idêntica à sua própria frequência, o núcleo ganha energia e exprime uma excitação caso a energia fornecida se enquadre na mesma gama da frequência de *Larmor*, pois caso contrário o fenómeno de ressonância não chega a ocorrer. Com este fato, a população de *spin up* ganha energia e torna-se *spin down*. (45)

EQUAÇÃO 1- EQUAÇÃO DE LARMOR (ADAPTADO (47))

$$\omega_0 = B_0 \cdot \lambda \quad (\text{Equação 1})$$

ω_0 – Frequência de precessão (MHz)

B_0 - intensidade do campo magnético externo aplicado

λ – Constante giromagnética (42,57 MHz/Tesla)

Um aspeto importante diz respeito ao vetor de magnetização, Este pode assumir diferentes valores consoante a energia que recebe. Quando a sua energia é nula este alinha-se no plano longitudinal paralelo a B_0 , onde à medida que se desvia deste quer dizer que atinge maior nível de energia, o que faz com que aumente o seu vetor de magnetização transversal. Ao ângulo formado entre os planos é designado por ângulo de inversão (*flip angle*). Este corresponde ao ângulo que o vetor magnetização adquire sob o efeito do impulso da RF (RF). Quando não é detetado nenhum B_0 , o vetor de magnetização alinha-se com o plano longitudinal (o H perde energia, ocorre o relaxamento e aumento da componente de magnetização longitudinal – recuperação ou decaimento quando se faz referência à componente de magnetização transversal diminui) mas, quando se verifica a existência de um B_0 , o vetor de magnetização forma um ângulo e alinha-se consoante o plano transversal, onde normalmente são detetados pulsos de 90 graus (Figura 7.19). (46)(48)

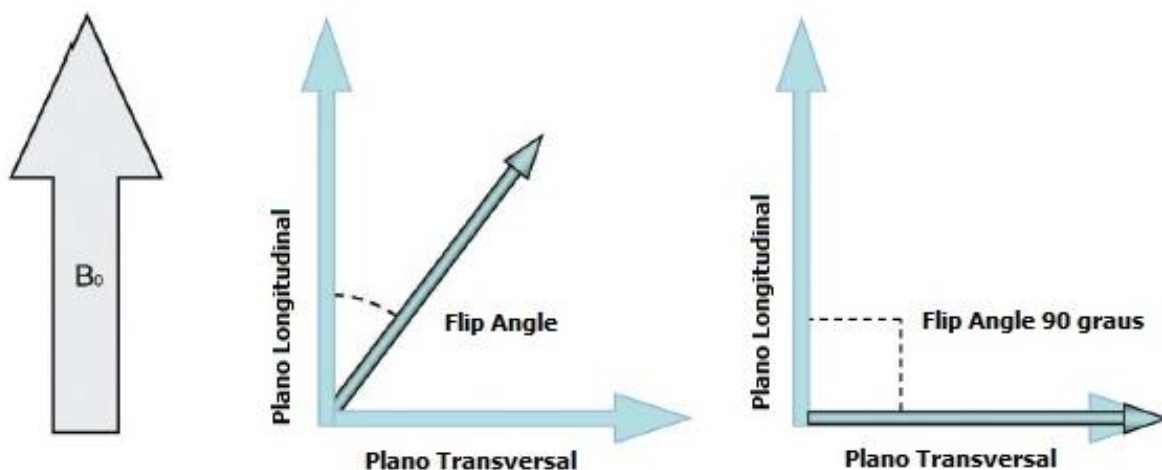


FIGURA 7.19 DEMONSTRAÇÃO DO COMPORTAMENTO DO VETOR MAGNETIZAÇÃO NO PLANO LONGITUDINAL E TRANSVERSAL COM A REPRESENTAÇÃO DO FLIP ANGLE OU ÂNGULO DE INVERSÃO. ADAPTADO (45)

Segundo este fenômeno físico, quando o sistema recebe energia vinda do exterior sob ondas de RF, ocorrem dois processos; Um destes, diz respeito ao movimento de precessão dos spin que tem de se apresentar em fase, ou seja, estarem alinhados para a mesma direção (coerentes) em redor do B_0 , caso contrário estão fora de fase (incoerentes) e não existe a formação da imagem de diagnóstico pela impossibilidade da codificação do sinal (Figura 7.20). Para além do processo anterior, como é fornecida energia, os núcleos do H vão absorver essa energia que lhes proporciona capacidades para transitar entre o modo de energia (baixa/alta) e, processos oscilatórios (excitações). (46)(49)

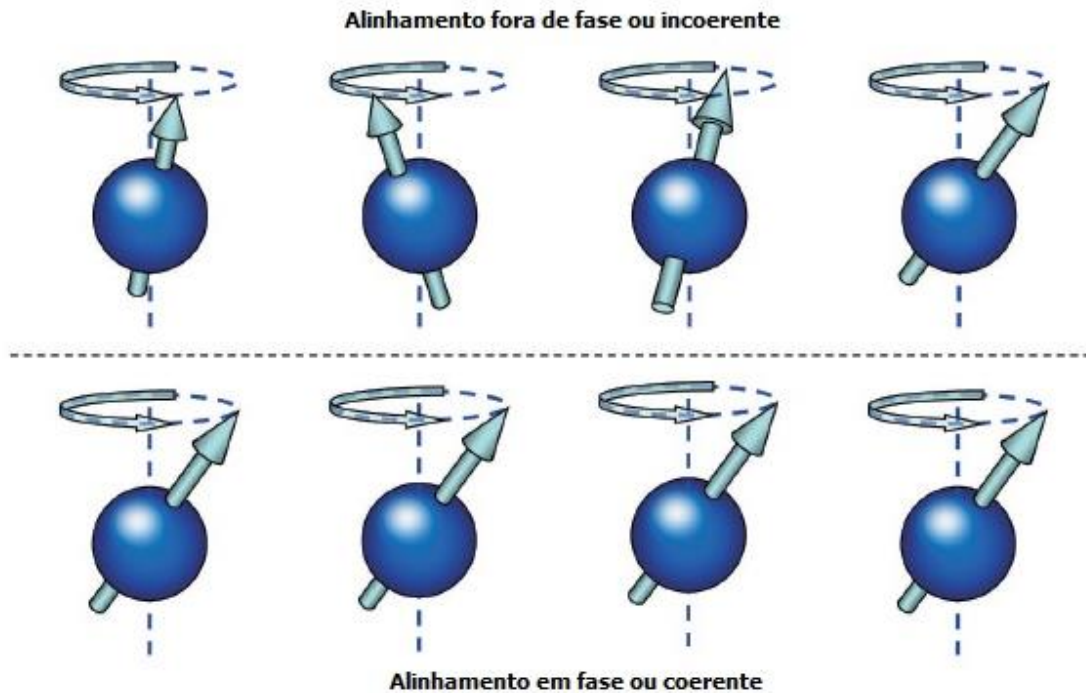


FIGURA 7.20 ALINHAMENTO DOS SPIN FORA DE FASE (ZONA SUPERIOR) OU EM FASE (ZONA INFERIOR). ADAPTADO (45)

Quando existe o relaxamento, ou seja, existe perda de energia, sucedem-se dois fenômenos:

- A recuperação da magnetização longitudinal (T1) – pelo aumento da componente de magnetização longitudinal. Corresponde ao tempo que esta demora a recuperar 63% do seu valor original, e ocorre a libertação de energia térmica dos prótons de H para o ambiente.
- O decaimento da magnetização transversal (T2) – pela diminuição da componente transversal. Corresponde ao tempo que esta demora a diminuir 37% do seu valor original, onde ocorrem trocas de energia entre os núcleos pela interação *spin-spin*.

Uma sequência de pulso por RM resulta na combinação entre pulsos de RF, medição de sinais e tempos intermediários de recuperação, onde são destacados dois tempos, o tempo de repetição (TR) e o tempo de eco (TE). O TR diz respeito à duração total do pulso de RF que termina quando se dá início a um novo pulso de RF. Este integra a quantidade da componente longitudinal que ocorre quando o sinal é identificado, ou seja, a quantidade de recuperação

da magnetização longitudinal - T1. No que diz respeito ao TE, este inicia-se aquando o pulso de RF e termina quando o sinal é identificado pela bobina e, quantifica o decaimento da magnetização transversal – T2. Ambos os tempos são medidos em milissegundos (ms) (Figura 7.21). (47)(48)

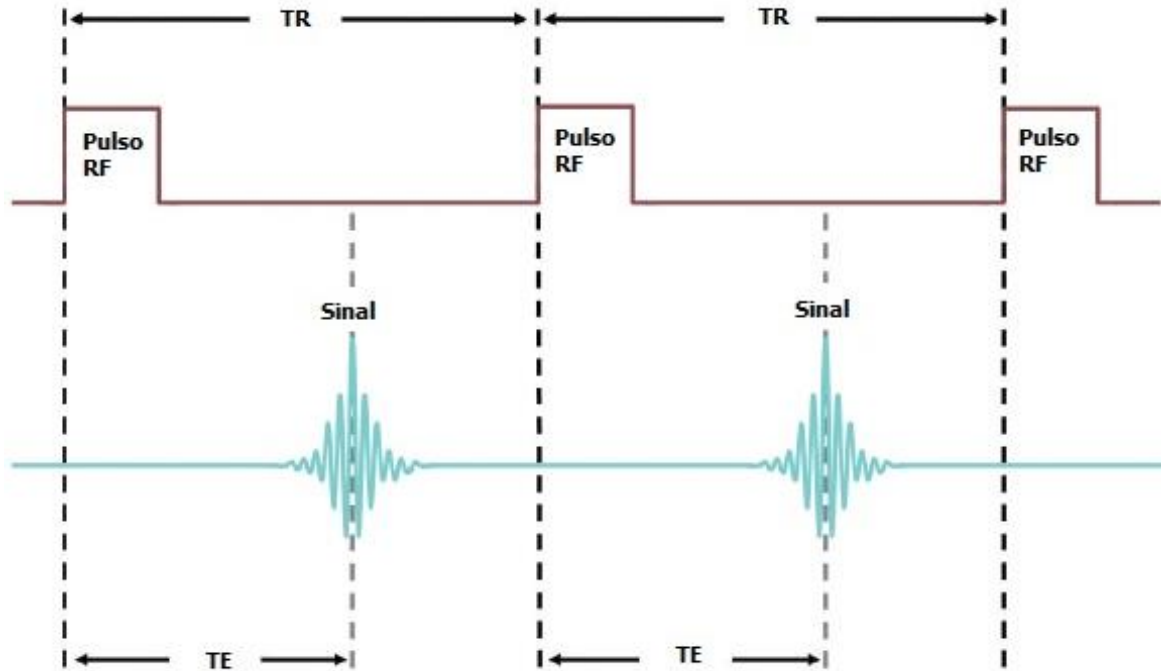


FIGURA 7.21 DIAGRAMA DE UMA SEQUÊNCIA BASE POR RM ONDE SE EMITE UM PULSO RF E OBTÉM UM SINAL. DESTAQUE NA REPRESENTAÇÃO DOS TEMPOS TR E TE. ADAPTADO (45)

Os valores de TR e TE consoante o que se quer estudar são muito variáveis, pois traduzem diferentes intensidades de sinais que determina a resolução de contraste dos tecidos e originam as imagens ponderadas em T1, T2 e DP (densidade protónica do meio - número de prótons de H por volume). Na tabela 7.3 estão referidos os valores do TR e TE para cada ponderação com a intensidade de sinal obtido na água e gordura. (45)

TABELA 7.3 – VALORES DOS PARÂMETROS TR E TE PELAS DIFERENTES PONDERAÇÕES COM A EVIDÊNCIA DA INTENSIDADE DE SINAL DA GORDURA E DA ÁGUA. ADAPTADO (45)(46)

Ponderações	TR (ms)	TE (ms)	Sinal Gordura	Sinal Água
T1	400-600	≤20	Elevado	Baixo
T2	≥3500	≥80	Baixo	Elevado
DP	≥3000	≤20	Intermédio	Intermédio

Como os tempos T1 e T2 diferem entre meios, a gordura tem um curto tempo de relaxação enquanto a água apresenta um tempo longo no tempo T1 e, o inverso para o tempo T2.

As imagens ponderadas em T1 (T1w) são caracterizadas por exibirem um sinal brilhante na gordura e com tonalidade escura na água. Os valores de TR e TE são curtos para que existam altas diferenças de T1 e diminuição das diferenças T2 nos tecidos. O TR deve ser mínimo e suficiente para que nem a água nem a gordura consigam voltar para B_0 . Se o TR for muito longo os tecidos não conseguem recuperar completamente a componente longitudinal. O TR controla os tempos ponderados em T1.

As imagens ponderadas em T2 (T2w) são caracterizadas pelo contraste brilhante na água e tom escuro na gordura. Os valores de TR e TE serão longos para que haja um maior número de diferenças em T2 nos tecidos e a diminuição das diferenças em T1. O TE controla a quantidade de decaimento T2, este deve ser longo para que a água e a gordura ganhe tempo suficiente para perder a coerência de fase.

As imagens ponderadas em DP (DPw) são caracterizadas por áreas com alta densidade de prótons, logo apresentam áreas brilhantes e áreas com baixa densidade que se apresentam escuras. Os valores de TR devem ser longos e os de TE curtos. Um TR longo permite que a gordura e a água recuperem totalmente a magnetização longitudinal e diminua a ponderação T1. Um TE curto não fornece o tempo necessário para diminuir a gordura ou a água, diminuindo assim a ponderação em T2. (45)(8)(50)

7.1.1. Sequências de pulso

Existem diversas sequências que se podem manipular para que nos sejam transmitidas informações morfológicas e avaliações de composição de estruturas. Deste modo, elege-se à manipulação de parâmetros técnicos como os tempos (TR, TE) e aplicação de pulsos de RF que se repetem inúmeras vezes dependendo do tipo de tecido num dado tempo suficiente para que surja um conjunto de dados resultantes da captação de sinal que determinam a ponderação da imagem, assim como a sua qualidade de imagem.

Inicialmente apareceu a sequência *Spin Eco* (SE), depois para minimizar o tempo de exame e aumentar a rapidez, surgiram as sequências multi eco - *Fast Spin Eco* (FSE) e a *Turbo Spin Eco* (TSE) com características que as tornavam mais rápidas. Para além destas, a gradiente de eco (GRE) e a Inversão Recuperação (IR) são as mais comuns na prática dos exames de rotina e, a partir destas, consegue-se perceber a estrutura da cartilagem do joelho de modo a averiguar a existência de alterações através da imagem morfológica e da avaliação quantitativa cartilagíneas.(48)

Na sequência SE (Figura 7.22) existe a aplicação de um pulso inicial de 90° que provoca o desfasamento dos spins e faz aumentar a componente de magnetização transversal, onde é aplicado um pulso de 180° que origina o alinhamento dos spins e a coerência (estão em fase). Quando se obtém um eco com TE e TR curtos irão produzir imagens ponderadas em T1w. Independentemente do tempo, caso seja lido apenas um eco num dado tempo TE, será preenchida uma linha do espaço k a cada TR. Nas sequências multi eco, sucedem-se TE diferentes dentro do mesmo TR. Estas sequências utilizam múltiplos pulsos de RF de 180° com

múltiplas codificações de fase, onde cada eco é armazenado num espaço k diferente, logo apresentam ponderações diferentes. As sequências multi eco são maioritariamente utilizadas para obtenção de imagens T2w ou DPw para o mesmo TR. O espaço k diz respeito a um armazenamento de informação, que contém uma matriz onde cada linha é preenchida com um eco e, cada ponto desta diz respeito a uma escala de cinzentos determinados pela intensidade de sinal detetado. (46)(47)(6)

As imagens T1w servem essencialmente para visualizar a componente anatómica, onde a adição de T2w é essencial, pois conseguem evidenciar a patologia no mesmo conjunto de dados pela evidência de sinais elevados nas zonas que apresentem maior constituição de água, traduzindo áreas com edema ou processos inflamatórios. (27)

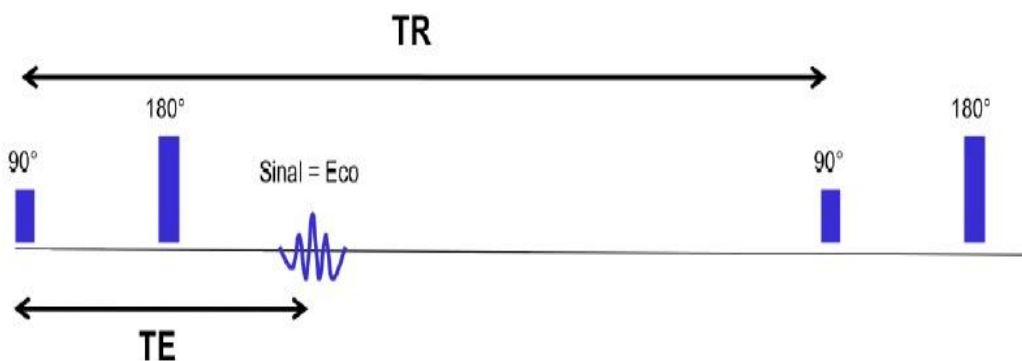


FIGURA 7.22 ESQUEMA DA SEQUÊNCIA DE PULSO SPIN ECO. PULSO DE 90° INICIALMENTE E APLICAÇÃO DO PULSO DE RF DE 180° DE SEGUIDA, ONDE SURGE A DETEÇÃO DE SINAL. ADAPTADO (46)

Para a sequência GRE, são utilizados ângulos de magnetização inferiores a 90° entre os sucessivos pulsos de RF. A GRE é sensível às mudanças no campo magnético logo, tem maior tendência para originar artefactos que põem em causa a qualidade da imagem. A conjugação entre baixos FA e TE/TR curtos origina sequências rápidas, pois resulta numa diminuição do vetor de magnetização transversal que desencadeia uma recuperação mais rápida da componente longitudinal. A técnica *Water Fat-Separation – T2** diz respeito a uma sequência de GRE onde se consegue obter a água e gordura em diferentes frequências derivado à magnetização transversal da água apresentar um tempo mais curto que a da gordura, o que permite a captação de dois sinais. Esta técnica é bastante benéfica para os estudos da cartilagem pelo seu alto sinal nas estruturas com elevado teor hídrico, em relação à gordura. As imagens de gradiente de eco podem ser usadas para a avaliação dos meniscos ou da cartilagem hialina, particularmente em conjunto com a supressão de gordura. Estas não fornecem visualização adequada do edema na medula óssea e não são recomendadas para a avaliação da patologia óssea. (48)(43)

Quando se pretende diminuir ou suprimir um sinal de um tecido biológico (gordura, por exemplo) para evidenciar outros sinais de patologia e para que não hajam perturbações no estudo existem as técnicas de saturação do sinal de gordura da medula óssea *Fat-Saturation Pulse (FS)* e técnica de *Short Tau Inversion Recovery (STIR)* derivada da sequência de Inversão

Recuperação (IR) (Figura 7.23). A técnica de *FS* por RM utiliza-se com o objetivo de eliminar o sinal da gordura nos tecidos adjacentes. Por exemplo, na DPw a gordura aparece com alto sinal o que pode mascarar patologias que estejam próximas a esta e torná-las com menor definição e mais escuras. Esta técnica é bastante usada no contexto clínico de rotina para avaliar a possível presença de edema derivado de fatores infecciosos, tumores ou contusões pelo aumento do contraste entre superfícies lipídicas e não-lipídicas, com a vantagem de obter um maior realce na interface osso - cartilagem subcondral com o adicionar de uma faixa dinâmica e contribuir para redução do artefacto de desvio químico (explícito adiante). (47)(48)(50)



FIGURA 7.23 EXEMPLO DE IMAGENS EM RM - **A)** IMAGEM PONDERADA EM DP *FS* NO PLANO CORONAL; **B)** IMAGEM PONDERADA EM T2 *STIR* NO PLANO SAGITAL. ADAPTADO (51)

A sequência IR deriva da SE onde é aplicado um pulso de inversão de 180 graus que faz com que o vetor de magnetização longitudinal se inverta nesse valor. Após este passo, o vetor de magnetização regressa à posição inicial. Logo, ocorreu um tempo de inversão (TI) caracterizado pelo tempo entre o pulso de 180 invertido e o pulso de 90 aplicado de seguida. Neste caso existem três parâmetros determinantes para a obtenção de um bom contraste entre os tecidos que são o TI, TE e o TR. A *STIR* é uma técnica de supressão de gordura da medula óssea da tíbia e fêmur, implementada a partir de um pulso de 180 graus responsável pela inversão da magnetização longitudinal que altera o equilíbrio do meio e pela aplicação de sequência GRE. A gordura tem um tempo de relaxamento T1 muito curto. Pela aplicação de um pulso de inversão antes da medição, é possível aplicar o pulso de excitação da sequência de imagens no momento em que a gordura não tem a componente longitudinal, assim não é detetada nenhuma excitação no plano transversal logo, a gordura não será detetada. Esta técnica permite a descrição precisa dos defeitos de cartilagem na articulação do joelho.(45)(47)

7.2. Protocolo, posicionamento de rotina e artefactos mais comuns

Os aspetos mais frequentes que levam à necessidade de avaliação de um estudo diagnóstico por RM dizem respeito a:

- Alterações meniscais, ligamentares ou musculares (roturas – mais comum);
- Doença infecciosa da articulação, osso ou tecidos moles;
- Alterações congénitas ou de desenvolvimento (displasia);
- Alterações sinoviais (sinovite, bursites e formação de quistos)
- Patologia osteocondral (degeneração da cartilagem, processos inflamatórios, fraturas)(51)

Na preparação para o exame é obrigatório o preenchimento de um consentimento informado, e um questionário de segurança, onde se verifica se o doente pode exercer o exame, pois tem de obedecer a critérios, como não poderá efetuar o exame caso seja detentor de, por exemplo, pacemaker, clips cirúrgicos metálicos e, deve proceder à remoção de acessórios metálicos pessoais como o fio, brincos, telemóvel e implantes (coclear ou dentário). O consentimento informado encontra-se explícito no anexo 2. Posto isto, o técnico de Radiologia deve explicar o exame de modo a que o doente entenda que tem de cumprir certas indicações, como ficar imóvel o tempo necessário para que não provoque distorções que comprometam o diagnóstico. São fornecidos ao doente tampões protetores de som que devem ser introduzidos no pavilhão auricular externo de modo a minimizar o ruído e altas frequências de som produzidas pelas várias sequências. O peso do doente é importante identificar no início ao exame, pois auxilia para o cálculo da quantidade de contraste a injetar no doente caso seja necessário (comum quando se suspeita de alguma patologia de cariz neoplásico). (51)(52)

O contraste mais utilizado por RM é à base de gadolínio, onde segundo um folheto informativo de uma empresa aprovado em 2012 para vários países incluindo Portugal, a dose a administrar depende do seu peso corporal e da região a ser examinada, por norma em adultos uma injeção única de 0,1 mililitros de gadolínio por kg de peso corporal é suficiente, ou seja, para 70 kg seriam administrados 7 mililitros de contraste.(53)

No interior da sala de RM, o doente é posicionado em decúbito dorsal com a extremidade distal mais próxima da abertura do equipamento de RM, mais propriamente designada por *gantry*. É importante que os membros inferiores estejam em extensão e ligeiramente abduzidos, a articulação em estudo deve estar com rotação externa de 10 a 15° para uma melhor visualização do LCA no plano sagital e o laser localizador deve estar no bordo inferior da rótula.(52)

O local onde está posicionada a articulação em estudo designa-se bobina (Figura 7.24). Esta é ajustável ao tamanho do joelho adulto e consegue obter uma intensidade adequada para que haja a formação de imagem com qualidade e visualização das diferentes estruturas como a cartilagem. (3)(45)



FIGURA 7.24 ILUSTRAÇÃO DO POSICIONAMENTO POR RM DA ARTICULAÇÃO DO JOELHO NO INTERIOR DA BOBINA DE SUPERFÍCIE. FONTE MRI MASTER(51)

O protocolo do joelho, tal como os outros estudos por RM, apresenta a opção multiplanar, o que indica que consegue obter a imagem em planos diferentes anatómicos sendo estes, coronal, sagital e axial, orientados segundo as figuras 7.25 e 7.26, adquiridos com espessuras de corte de 1 a 3 mm. (52)

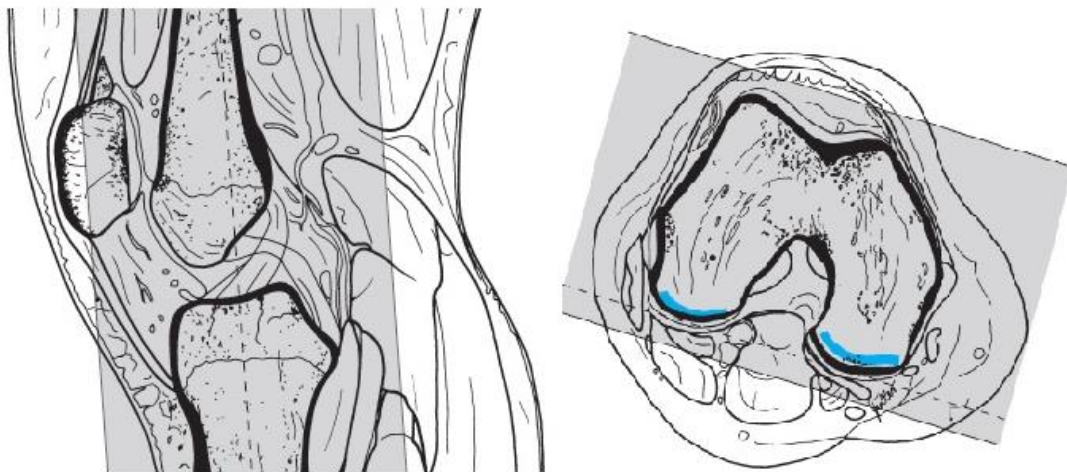


FIGURA 7.25 ILUSTRAÇÃO DA ORIENTAÇÃO PARA A OBTENÇÃO DO PLANO ANATÓMICO CORONAL. ESTE ALINHA-SE PARALELAMENTE AOS CÔNDILOS FEMORAIS, IDEAL PARA ESTUDO DOS MENISCOS, LIGAMENTOS LATERAIS E A CARTILAGEM FÊMORO-TIBIAL. FONTE (52)

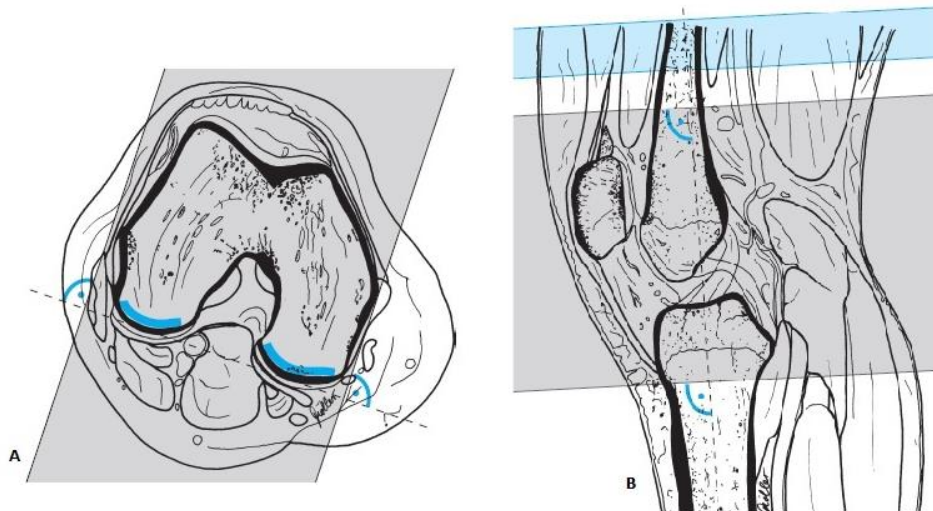


FIGURA 7.26 ILUSTRAÇÃO PARA A ORIENTAÇÃO NOS PLANOS ANATÔMICOS. A -ORIENTAÇÃO PARA A AQUISIÇÃO DO PLANO ANATÔMICO SAGITAL. ESTE TEM O ALINHAMENTO PERPENDICULAR AOS CÔNDILOS FEMORAIS, IDEAL PARA ESTUDO DOS MENISCOS A NÍVEL DA PORÇÃO ANTERO-POSTERIOR E A CARTILAGEM FÉMORO-TIBIAL; B – ORIENTAÇÃO PARA A AQUISIÇÃO DO PLANO ANATÔMICO AXIAL ALINHADO PERPENDICULARMENTE AO ESPAÇO FÉMORO-TIBIAL. IDEAL PARA ESTUDO DO ESPAÇO PERI-ARTICULAR. FONTE (52)

As sequências normalmente aplicadas ao protocolo de rotina do joelho podem-se observar na tabela 7.4:

TABELA 7.4 PROTOCOLO ROTINA GERAL PARA ESTUDO DO JOELHO POR RM. ADAPTADO(27)(49)

Sequência	Plano anatómico	Indicação clínica
<i>DP FS TSE</i>	Plano coronal	Esclerose Avaliação dos côndilos femorais Estudo dos ligamentos laterais
<i>DP FS TSE</i>	Plano sagital	Alterações meniscais (roturas)
<i>T1 TSE</i>		Avaliação anatômica Avaliação dos contornos dos côndilos femorais
<i>T2*</i>		Identificação de degeneração meniscal
<i>T2 FS TSE</i>	Plano Axial	Avaliação do espaço fémoro-patelar

7.2.1. Artefactos por RM no estudo do joelho

Normalmente a RM é sensível aos artefactos, pois estes podem prejudicar e comprometer a qualidade de imagem de diagnóstico, logo deve-se perceber a causa do artefacto e tentar minimizá-lo ao máximo.

Os artefactos mais frequentes no estudo do joelho podem derivar pelos movimentos do próprio doente no decurso de exames. Estes podem ser voluntários (habitual nas pessoas ansiosas ou claustrofóbicas) ou involuntários (espasmos momentâneos, doenças do movimento ou

síndrome das pernas inquietas – figura 7.28) assim, convém no início do exame que o exame seja explicado devidamente ao doente para que este perceba o que irá acontecer de modo a tentar minimizar e controlar os movimentos corporais. Uma solução passa por posicionar o doente confortavelmente e a aplicação de esponjas no interior da bobina para a minimização de movimentos. Para além deste, o fluxo proveniente da artéria femoral também provoca artefacto, onde o seu pulsar pode provocar distorção da imagem (figura 7.27). Uma das soluções para o fluxo vascular é a alteração da codificação de fase da sequência numa direção que não comprometa a avaliação de interesse da estrutura em estudo. (43)(54)

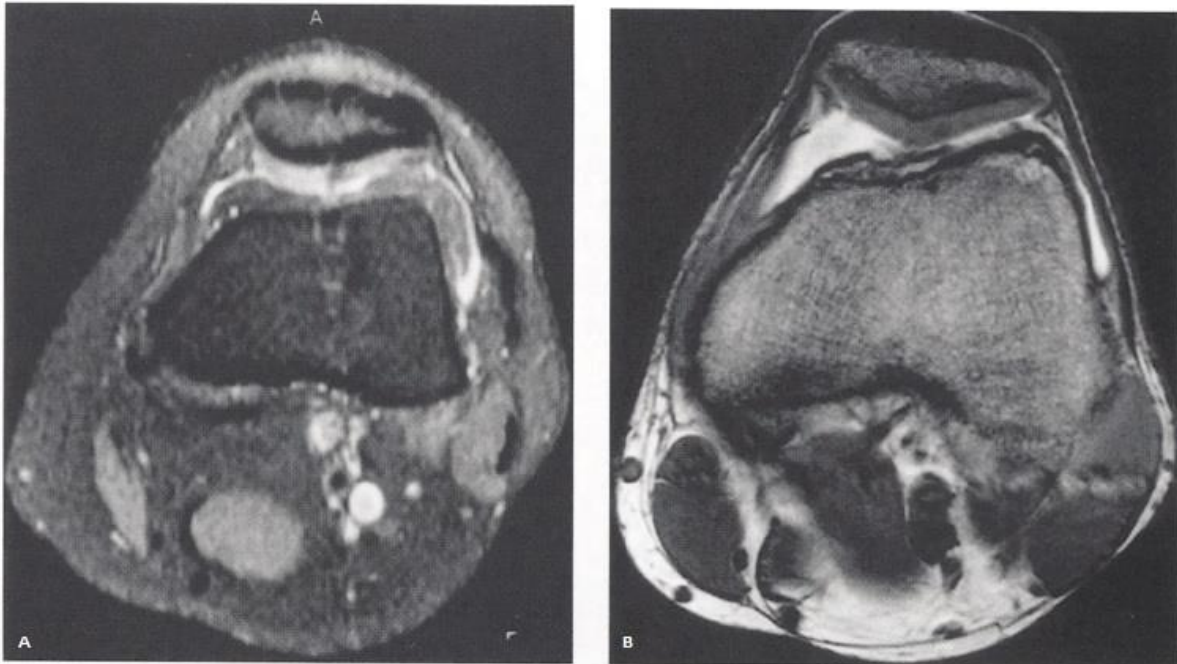


FIGURA 7.27 EXEMPLO DE ARTEFATO EM RM - **A** - O ARTEFATO VASCULAR DOS VASOS POPLÍTEOS OBSCURECE PARCIALMENTE A CARTILAGEM HIALINA PATELAR. **B** - CASO ONDE O ARTEFATO É ANULADO PELA ALTERAÇÃO DA DIREÇÃO DA CODIFICAÇÃO DE FASE, DE TAL FORMA QUE O ARTEFATO É POSICIONADO HORIZONTALMENTE, EM VEZ DE VERTICALMENTE. ADAPTADO(43)

Pela técnica de aquisição pode-se obter o artefacto de desvio químico que é mais visível nos campos com forças mais altas. Este exhibe bandas escuras ou brilhantes na interface entre a água e a gordura que são vistos especialmente no caso de estruturas cheias de fluido rodeadas por gordura, resultante das diferenças na frequência de precessão dos prótons. O artefacto de desvio químico tende a ser menos proeminentes nas imagens ponderadas em T1 do que nas imagens ponderadas em T2 e pode ser minimizado pela aplicação da supressão de gordura.

Nas sequências de *FSE* os artefactos incluem alterações no sinal devido a artefactos de truncamento que surgem nos locais onde há uma diferença de contraste significativa entre duas estruturas adjacentes, por exemplo, no limite entre a cartilagem hialina e os meniscos (simulação de rotura meniscal). (3)(54)



FIGURA 7.28 ILUSTRAÇÃO DE UMA IMAGEM CORONAL DA SEQUÊNCIA GRADIENTE ECO ONDE SE PERCECIONA REGIÕES LINEARES COM ALTA E BAIXA ALTERAÇÃO DE INTENSIDADE DE SINAL NA PERIFERIA DO MENISCO MEDIAL (SETA). ESSAS APARÊNCIAS SÃO DEVIDAS AO ARTEFACTO DE MOVIMENTO. CONSEGUE-SE IDENTIFICAR POIS AS LINHAS DE BAIXA INTENSIDADE DE SINAL ESTENDEM-SE ATRAVÉS DA CARTILAGEM HIALINA. FONTE (43)

A presença de material de osteossíntese metálico no joelho produz campos magnéticos locais que podem distorcer a imagem de diagnóstico, tanto que, por vezes, torna-se difícil a sua interpretação (figura 7.29). Estão incluídos pequenos fragmentos de metal resultantes da perfuração do osso que são melhor evidenciados nas imagens de eco de gradiente. O tipo de material também influencia a imagem, pois os materiais à base de polímeros são melhor estudados por RM. (54)



FIGURA 7.29 EXEMPLO DE ARTEFACTO EM RM - **A** - ARTEFACTO METÁLICO, IMAGEM SAGITAL PONDERADA EM DP FS DO JOELHO APÓS A RECONSTRUÇÃO DO LIGAMENTO CRUZADO ANTERIOR COM O USO DE PARAFUSOS DE AÇO INOXIDÁVEL; **B** – IMAGEM CORONAL PONDERADA EM T1 ONDE NÃO HÁ ARTEFACTOS NO CASO DE PARAFUSOS BIODEGRADÁVEIS DE POLÍMERO. (ADAPTADO (54))

Para além destes artefactos enunciados, existem outros dependendo da sua localização que devem ser conhecidos para que com base nos parâmetros de aquisição ocorra a sua eliminação ou minimização de modo a obter uma imagem clara do que se pretende analisar.

7.3. Técnicas específicas para estudo da cartilagem por RM

O estudo da cartilagem por RM começou na inovação e melhoria de protocolos e sequências de modo a sobressair com maior grau de sensibilidade a análise morfológica e quantitativa para que se apresente uma avaliação mais completa da articulação em estudo. O estudo aprofundado da cartilagem poderá apostar na prevenção de patologias caso estas sejam descobertas no seu estágio inicial, onde a baixa taxa de regeneração da cartilagem constitui uma adversidade para patologias que se encontram avançadas. (3)(21)

Para o estudo da morfologia e quantificação são utilizadas sequências rápidas em 2D *FSE* (*Fast Spin Eco* duas dimensões) com o uso das ponderações T1, T2 ou DP com ou sem *FS* e sequências em 3D GRE (Gradiente de eco três dimensões) com o recurso a três subconjuntos de sequências, sendo elas, a *SPGR* (*Spoiled gradient echo*), *FLASH* (*Fast Low Angle Shot*) e a *DESS* (*Double echo steady state sequence*). A capacidade destas sequências para ajudar na identificação de lesões da cartilagem foi confirmada pela verificação por artroscopia. No entanto, existem algumas desvantagens resultantes de um longo tempo de aquisição, baixa resolução espacial e degradação da imagem derivado a uma maior ocorrência de artefactos. (55)

A sequência T2 *FSE* com supressão de gordura foi destacada como útil para as imagens com padrão cartilágneo, pois exerce-se uma boa visualização não só da cartilagem mas, também, da avaliação de meniscos, ligamentos e medula óssea. As imagens T2 *FSE* fornecem uma menor visualização das estruturas anatómicas, no entanto, a cartilagem hialina apresenta um sinal intermédio e o líquido hipersinal, o que favorece no contraste entre estas estruturas, sendo ótima para a identificação de patologias na periferia da cartilagem, bem como lesões na matriz da cartilagem. (3)

Nas sequências rápidas 2D *FSE*, na T1w existe um aumento do contraste da imagem quando se aplicam as técnicas de saturação de gordura, onde a cartilagem adquire um sinal superior em relação ao líquido articular, contudo existe uma limitação na avaliação das alterações focais cartilágneas.(43) Quanto às imagens com ponderação em DP com *FS* existe melhor diferenciação entre a cartilagem e o osso subcondral em relação à sequência T2w com *FS* e é considerada uma das técnicas mais indicadas para a avaliação morfológica da cartilagem, essencialmente quando obtida no plano coronal e sagital. (12)(40)

Posto isto, as imagens com saturação de gordura mostram-se mais sensíveis na avaliação da espessura, lesões superficiais (figura 7.20), no entanto, segundo *Horvai et. al.* 2011, certas patologias não foram identificadas como graves, como o exame por histologia, afirmou. Para melhorar este ponto, era importante a obtenção das imagens em vários planos anatómicos, para que se consiga uma deteção eficaz. (3) A técnica de saturação de gordura também apresenta a vantagem de eliminar os artefactos derivados do desvio químico que podem mascarar a interface entre a cartilagem e o osso. Assim, proporciona um aumento na sensibilidade na deteção de lesões na cartilagem focal, especialmente quando a imagem é ponderada em T2. (12)(43)

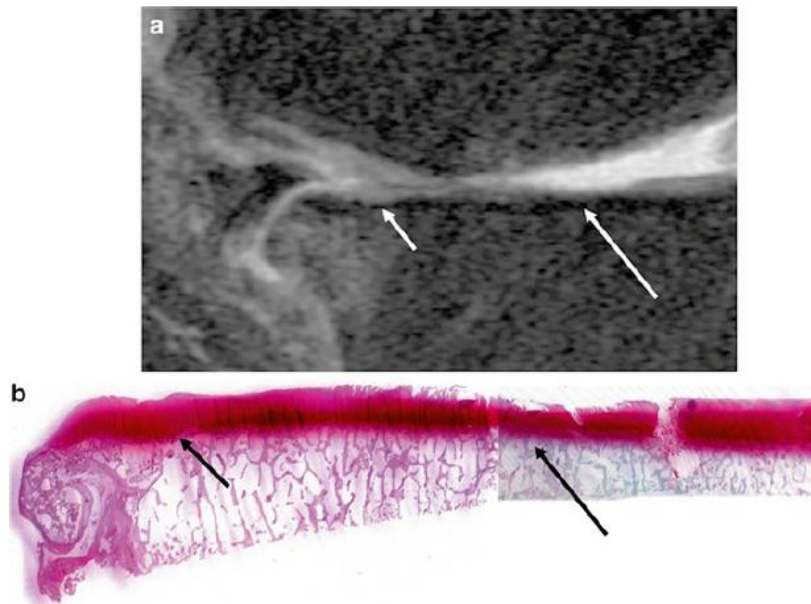


FIGURA 7.30 ILUSTRAÇÃO DA CA DO JOELHO - A) IMAGEM SAGITAL DO JOELHO OBTIDA NUM PACIENTE SUBMETIDO A ARTROPLASTIA TOTAL DE JOELHO EM 3,0 T COM A APLICAÇÃO DA SEQUÊNCIA T2 *FSE* COM SUPRESSÃO DE GORDURA; (B) EVIDENCIA UM CORTE DE UMA LÂMINA HISTOLÓGICA APÓS A CIRURGIA. A DEGENERAÇÃO DA CARTILAGEM COM DESGASTE DA CARTILAGEM FOCAL NA IMAGEM HISTOLÓGICA E RESSONÂNCIA MAGNÉTICA (SETAS) COM SINAL ANORMAL ADICIONAL NA CARTILAGEM E EDEMA (PEQUENAS SETAS) NA IMAGEM DE RM. ADAPTADO (3)

No que respeita às sequências 3D GRE, as técnicas 3D SPGR e FLASH, são T1w e estão indicadas para representar o volume e a superfície da cartilagem. Contudo o sinal que a cartilagem expõe limita a avaliação de patologia na vertente interna desta, onde as fissuras podem não estar bem evidenciadas devido à captação de baixo sinal na região do líquido circulante, próximo do líquido referente à cartilagem. As sequências GRE possuem pouca sensibilidade para a visualização de meniscos, ligamentos e tendões, todavia são recomendados para a segmentação da cartilagem para avaliações quantitativas de volume e espessura. A técnica DESS transmite bons resultados a nível da deteção patológica, pela exibição de altas resoluções espaciais com alto sinal tanto na cartilagem como no líquido sinovial, ótimo para a avaliação morfológica. Contudo esse sinal pode distorcer as regiões tecidulares adjacentes, comprometendo o exame de diagnóstico. Assim, a técnica 3D DESS transmite várias vantagens como alta resolução, alto contraste entre a cartilagem e líquido e, o tempo de aquisição desta é mais reduzido tendo em conta a 3D SPGR.(3)(56)

TABELA 7.5 – RESUMO GERAL DAS VANTAGENS E DESVANTAGENS DAS TÉCNICAS 2D FSE E 3D SPGR, DESS. (3)(11)

Técnica	Vantagens	Desvantagens
<i>2D FSE Com ou sem FS</i>	<ul style="list-style-type: none"> - Sequência padrão - Espessura de seção limitada - Usado em rotina clínica - Útil também para avaliação de meniscos e ligamentos 	<ul style="list-style-type: none"> - Alterações no sinal da cartilagem não se correlacionam bem com a histologia - Avaliação da medula óssea se a saturação de gordura é usada - Artefactos podem obscurecer a avaliação da cartilagem
<i>3D SPGR/ FLASH com FS</i>	<ul style="list-style-type: none"> - Alta resolução espacial com seções finas - Reformatações em diferentes planos - Adequado para avaliação de volume de cartilagem 	<ul style="list-style-type: none"> - A cartilagem é brilhante e as anormalidades do sinal focal não são bem evidenciadas - O contraste entre fluido e cartilagem é limitado
<i>3D DESS</i>	<ul style="list-style-type: none"> - Alta resolução espacial com seções finas - Reformatações em diferentes planos - Cartilagem com sinal intermédio - Bom contraste entre fluido e cartilagem 	<ul style="list-style-type: none"> - Limitado para alterações na superfície da cartilagem

As sequências acima descritas para o estudo cartilágneo podem não ser suficientes para um bom diagnóstico relacionado com a avaliação da cartilagem ou não detetar patologias no seu estado inicial de degeneração dado que, a avaliação da integridade cartilágnea não é estudada corretamente. Nesta podem-se originar instabilidades ou desequilíbrio funcional e/ou morfológico, devido às fibras de colagénio, proteoglicanos e quantidade de água pertencentes à matriz extracelular apresentarem diferenças do seu estado normal (alterações bioquímicas).

Para tentar identificar estas alterações na composição bioquímica surgiram novas técnicas de aquisição de imagem, tais como, *T1 Mapping*, *T2 Mapping* e Imagem por Difusão (*diffusion-weighted imaging - DWI*).

Alusivamente à técnica de imagem por difusão, esta utiliza o movimento das moléculas de água no espaço extracelular que correspondem entre 65 a 85% da matriz (abundante na cartilagem considerada normal ou saudável) que é controlado pelas barreiras celulares (intracelulares ou extracelulares) devido à magnitude e direção da difusão da água pertencente à cartilagem. Essa difusão pode apresentar-se direta quando os movimentos são normais ou restrita quando existe alteração de movimentos, o que simboliza a presença de patologia. (12)(56)

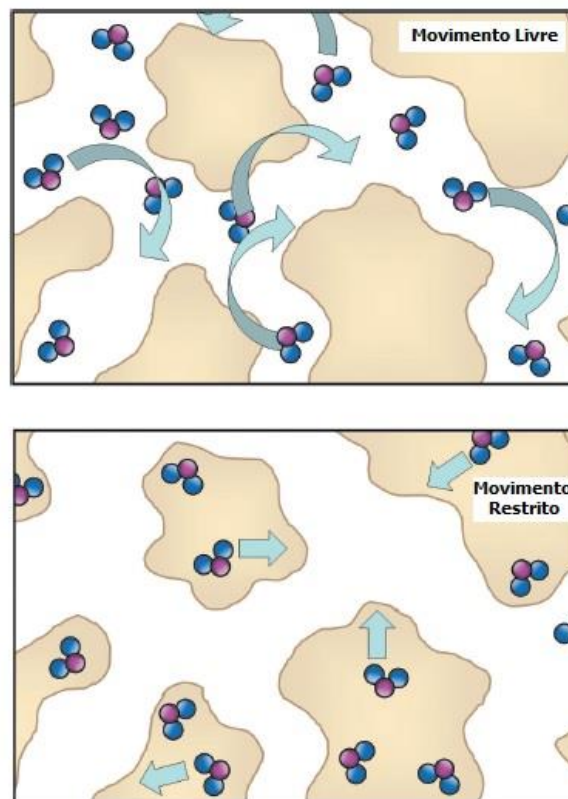


FIGURA 7.31 ILUSTRAÇÃO DOS TIPOS DE MOVIMENTO TOMADOS PELA DIFUSÃO POR RM. NA REGIÃO SUPERIOR OS TECIDOS SÃO CONSIDERADOS NORMAIS POR DESCREREM MOVIMENTOS LIVRES, ENQUANTO NA ZONA INFERIOR PERMANECE O MOVIMENTO RESTRITO, INDICADOR DE PATOLOGIA. ADAPTADO (45)

O movimento das moléculas de água num determinado tempo (em segundos) designa-se por coeficiente de difusão aparente (ADC). Este coeficiente na cartilagem patológica ou nas regiões restritas apresenta-se baixo e os tempos de difusão são longos porque o conteúdo intacto na cartilagem restringem o movimento da água outrora, quando existem áreas livres este assume um valor alto que traduz uma intensidade de sinal menor. Assim existe a possibilidade do estudo do estado do colagénio e glicosaminoglicano pertencentes à ECM com avaliação da percentagem de água que irá permitir uma avaliação da nutrição da cartilagem em diferentes

zonas cartilagueas. Esta técnica não requer o uso de contraste endovenoso, no entanto, não expõe medições de carácter quantitativo. (12)(56)

7.3.1. Técnicas de quantificação por RM para o estudo do joelho

T1 *Mapping*

O T1 *Mapping* quantifica a interação entre moléculas de água consideradas restritas a nível da mobilidade e os proteoglicanos. Esta técnica diz respeito ao tempo da relaxação magnética de rotações sob a influência paralela de um B_0 à magnetização de rotação.

O tempo de relaxação T1 entre os spins e os tecidos é semelhante ao tempo de relaxamento, onde ocorre a aplicação extra de um pulso de RF quando a magnetização se encontra no plano transversal e inclinada. As interações entre moléculas de água com movimentos restritos e os tecidos adjacentes podem ser monitorizados pelo mapa T1 (figura 7.31). (12)(57)

Devido ao facto que a técnica T1 *Mapping* consegue detetar se existem perdas na quantidade de proteoglicanos poderá servir para indicador no caso de osteodegeneração precoce, pelo reconhecimento de alteração bioquímica, onde um aumento do valor do tempo de relaxação T1 significa que existe uma diminuição dos proteoglicanos. Para além da redução da quantidade de proteoglicanos também existem outros fatores que podem contribuir para a variação dos valores como a orientação e a concentração das fibras de colagénio e dos restantes constituintes da cartilagem.

Esta técnica não tem a capacidade de especificar as alterações macromoleculares responsáveis pela degradação da cartilagem, no entanto a sua deteção já consegue contribuir como informações etiológicas e diagnósticas essenciais para a prevenção no estágio inicial de patologias, onde a terapêutica possa intervir a tempo de recuperar as áreas lesionadas ou com maior grau de fragilidade. Assim, esta técnica apresenta-se sensível para determinar e monitorizar quantitativamente processos de osteodegeneração precoces de forma não invasiva, relativamente à artroscopia (figura 7.32). (12)(56)(58)

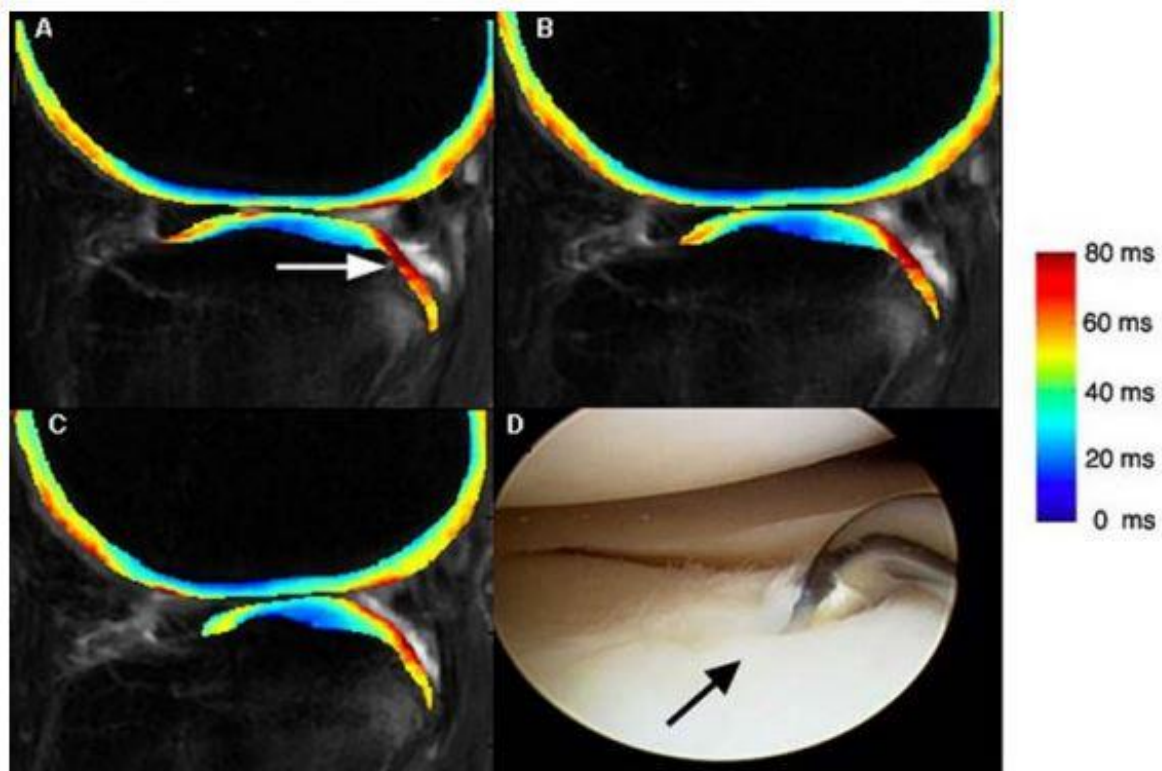


FIGURA 7.32 ILUSTRAÇÃO CORRELAÇÃO DO MAPA T1 COM ARTROSCOPIA. A, B E C –T1 MAPPING COM VISUALIZAÇÃO DE AUMENTO DOS TEMPOS DE RELAXAÇÃO T1R (MS) AO LONGO DA FACE PÓSTERO-LATERAL DO PLANALTO TIBIAL NO LOCAL DO PLANALTO TIBIAL CONTUSÃO ÓSSEA (SETA BRANCA). D- IMAGEM DE ARTROSCOPIA COM EVIDÊNCIA DA CA SOBREJACENTE AO ASPETO PÓSTERO-LATERAL DO PLANALTO TIBIAL COM UMA ÁREA FOCAL DE FISSURAS NA REGIÃO DA CONTUSÃO ÓSSEA (SETA PRETA). ADAPTADO (58)

T2 Mapping

A matriz extracelular da CA apresenta uma rede de colagénio bem organizado que serve como base da caracterização histológica no indivíduo saudável. A técnica *T2 Mapping* pode ter benefícios na avaliação e monitorização da integridade da rede de colagénio e teor de água pela obtenção do mapa de cores (Figura 7.34) que consegue diferenciar zonas cartilagueas muito próximas. Esta técnica, habitualmente, deriva de uma sequência *multi spin-eco* (*MSE*) resultante duma aquisição de 4 – 12 imagens derivadas da aplicação de vários TE com valores desde 10 a 100ms, com valor do TR constante. (12)(59)(13)

A formação das imagens *T2 Mapping* normalmente resultam do cálculo em que cada valor de pixel representa quantitativamente a média T2 do tecido dentro desse vóxel dado a um pós-processamento com tratamento de dados da intensidade do sinal medido para cada TE com obtenção de uma função de decaimento mono-exponencial em milissegundos que forma um mapa colorido T2 (Figura 7.33). Este mapa pode ser manipulado para permitir uma avaliação individual dirigida à cartilagem hialina (Figura 7.35). (3)(60)(59)

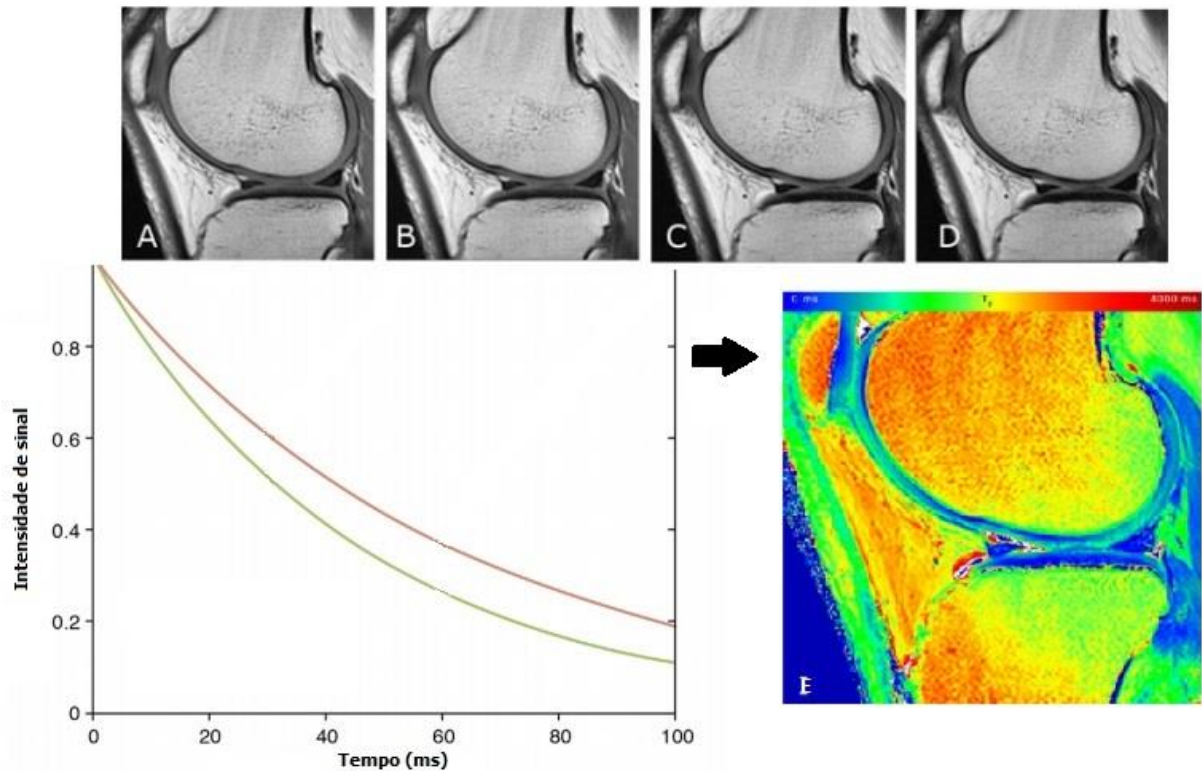


FIGURA 7.33 IMAGENS MULTI-SPIN ECO ADQUIRIDAS NO PLANO SAGITAL COM DIFERENTES TE (A: TE = 11.9 ms, B: TE = 23.8 ms, C: TE = 35.7 ms, D: TE = 47.6 ms). O GRÁFICO DAS INTENSIDADES DE SINAL CAPTADAS EM FUNÇÃO DOS DIFERENTES TE. À MEDIDA QUE O TE AUMENTA, A INTENSIDADE DO SINAL DIMINUI DEVIDO AO DECAIMENTO T2. (B) OS DADOS DE CADA PIXEL SÃO AJUSTADOS A UMA CURVA DE DECAIMENTO T2. OS PIXELS COM T2 MAIS LONGO (CURVA ROSA) DECAEM MAIS LENTAMENTE DO QUE AS REGIÕES COM T2 MAIS CURTO (CURVA VERDE); EM (E) ESTÁ REPRESENTADO UM EXEMPLO DE UM MAPA DE CORES T2 SEM O PÓS-PROCESSAMENTO. ADAPTADO (13)(61)

Para a avaliação da cartilagem é necessário que a sequência capture as imagens de toda a articulação, o que proporciona um maior tempo de aquisição e, desta forma, maior tempo de exame. Normalmente os mapas quantitativos T2 são em 2D adquiridos no plano sagital para se observar o contorno bem delimitado dos côndilos com foco no espaço tibiofemoral.

Utiliza a ponderação T2, onde os tempos de relaxação T2 são mais sensíveis às interações entre moléculas de água, concentração e integridade da matriz extracelular, essencialmente nas interações derivadas do colagénio, dado que esta técnica é sensível à orientação, movimento e arranjo das fibras de colagénio e conteúdo de água. O T2 Mapping é uma técnica usada para descrever a composição da CA baseada na hidratação e estrutura que capta várias áreas de hidratação pela cartilagem. (12)(13)

Quando o tecido apresenta alterações fisiológicas no conteúdo da matriz e no movimento de água, origina-se um aumento na permeabilidade da matriz que desencadeia um aumento de *stress*/ tensão na cartilagem devido ao aumento na pressão hidrodinâmica que indica a presença de degeneração na matriz. As alterações apresentam uma alta intensidade de sinal na T2w que é proporcional ao tempo de relaxamento T2, pois a medição da distribuição espacial do tempo de relaxamento T2 aumenta nas áreas com probabilidades de degeneração ou danos. Quando o tecido permanece saudável ou sem alterações, o valor T2 será constante. (13)(62)

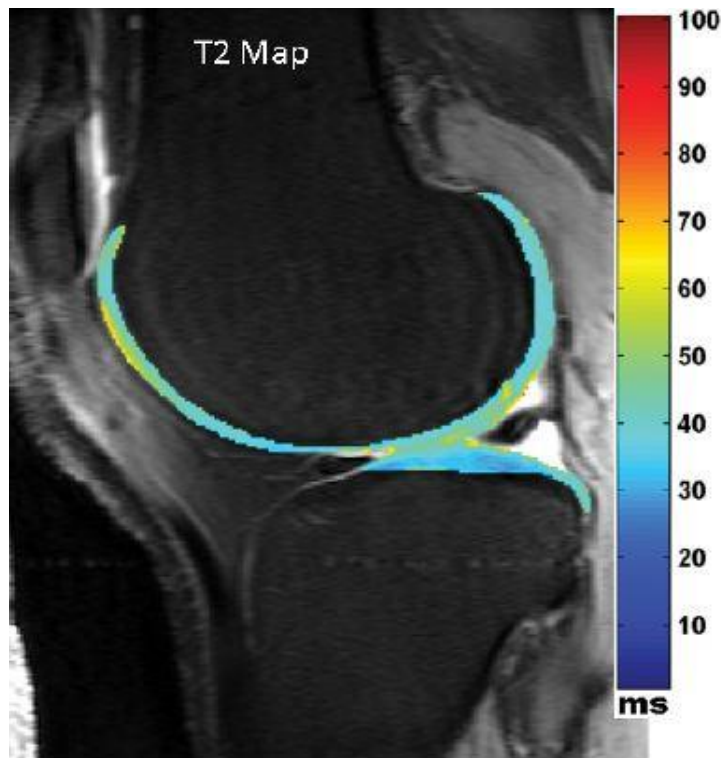


FIGURA 7.34 REPRESENTAÇÃO DO T2 MAPPING DE UM VOLUNTÁRIO SAUDÁVEL. PARÂMETROS DE AQUISIÇÃO: TE = 16.5, 33, 49.5, 66, 82.5 MS, FIELD OF VIEW (FOV) = 15 CM, ESPESSURA DE CORTE = 1.5 MM. FONTE (63)

O movimento das fibras de colagénio é um aspeto preponderante para avaliação da cartilagem. Quando o movimento é livre ou anisotrópico, o valor do T2 Mapping será mais baixo, deste modo, assumem uma relação inversamente proporcional. (62)(64)(65)

Estudos apontam para existência de uma correlação significativa entre os valores T2 da cartilagem e alterações morfológicas tanto em indivíduos assintomáticos como nos que apresentam patologia confirmada, como o caso de osteoartrose. Esta evidência torna esta técnica viável para o diagnóstico de alterações degenerativas precoces. A perda dos movimentos de anisotropia por parte do colagénio pode corresponder ao início de osteoartrose precoce. (12)(66)

O T2 Mapping produz um mapa com vários tons de cores correspondentes ao tempo de relaxamento T2. Visualizou-se um aumento dos valores T2 nas zonas adjacentes à cartilagem, o que sugere que esta técnica poderá exercer a avaliação de outras estruturas como estudos meniscais. No que diz respeito aos valores T2 relativamente à escala de cores, quando existe uma maior captação de conteúdo hídrico os valores T2 exibem valores mais altos ($n > 12$), logo essas áreas apresentam cores do amarelo para vermelho. Inversamente, se o valor T2 se apresentar com valores baixos (< 12) o mapa de cores exibe áreas do verde para o tom azul (Figura 7.35 e 7.36). (67)(68)

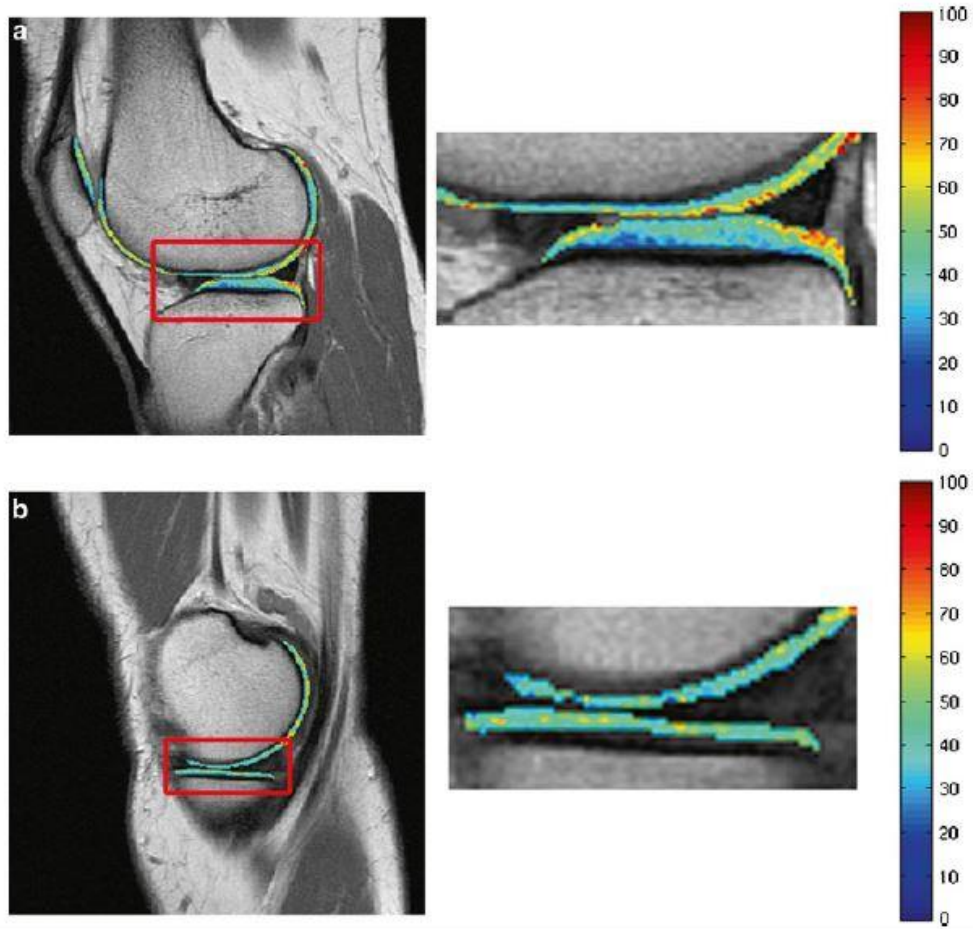


FIGURA 7.35 ILUSTRAÇÃO DO MAPA T2 SAGITAL COM MAPA DE CORES EM [MS] DOS COMPARTIMENTOS DA CA. (A) COMPARTIMENTO FÊMORO-PATELAR E FÊMORO-TIBIAL NUMA PORÇÃO MEDIANA DO JOELHO; (B) COMPARTIMENTO DO FÊMORO-TIBIAL NA PORÇÃO INTERNA. ADAPTADO (3)

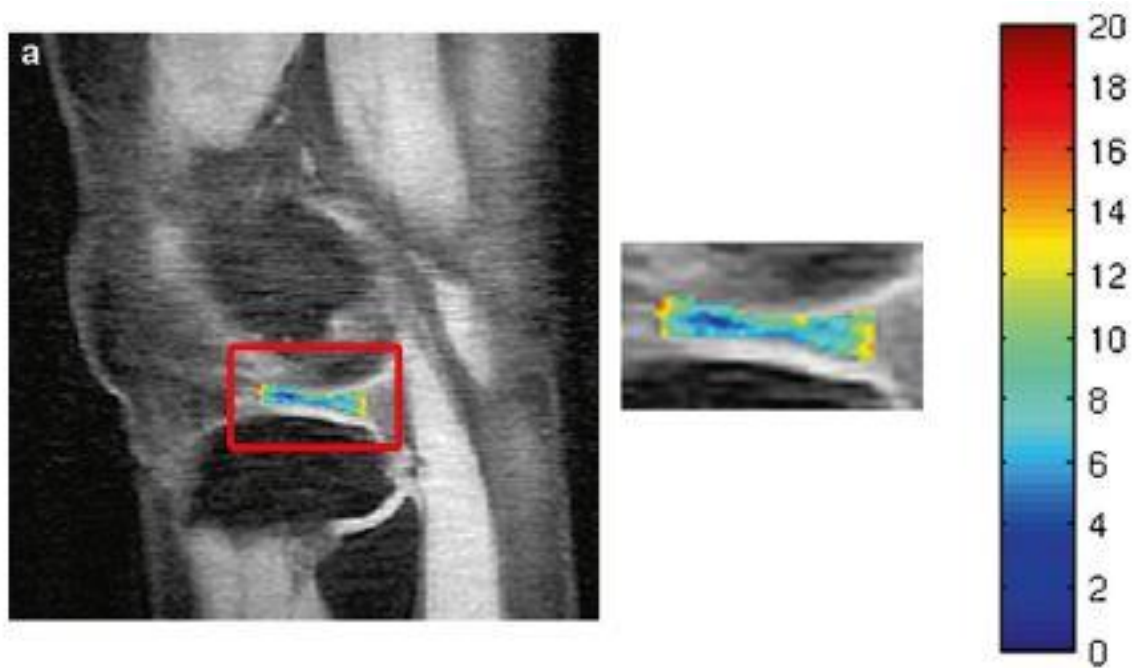


FIGURA 7.36 ILUSTRAÇÃO DO T2 MAPPING NO COMPARTIMENTO LATERAL MENISCAL. ADAPTADO (3)

Nos doentes assintomáticos se existir um aumento do tempo de relaxamento T2 é indicativo da presença de uma alteração no estado inicial que no presente momento não provoca dor, no entanto poderá agravar caso não seja detetada atempadamente. (57)

Esta técnica também pode ser usada para estudos pós-operatórios ou na avaliação da CA após tratamento, pois pelo mapa T2 conseguem caracterizar as propriedades bioquímicas e morfológicas e comparar com o exame anterior a fim de verificar a resposta à terapêutica. (62)(69)

O mapa T2 da cartilagem apresenta a limitação de se tornar uma técnica pouco sensível na quantificação dos proteoglicanos. E, como é uma técnica complementar ao protocolo clínico, vai aumentar o tempo total de exame de 15 para 20 minutos, pois a sequência tem em média cerca de 5 minutos para a obtenção das diversas imagens, o que poderá ser um ponto negativo para os indivíduos menos colaborantes ou claustrofóbicos. Assim, poderá também favorecer o aparecimento de artefatos de movimento. (70) No entanto, o protocolo de rotina de RM apresenta-se limitado para o estudo cartilágneo, principalmente na avaliação das zonas profundas ou que apresentem calcificações. (71)

As alterações relacionadas com o conteúdo de colagénio está relacionado com o edema dos proteoglicanos e aumento na permeabilidade na cartilagem. (72) A rotura no colagénio favorece a mobilidade da água, o que proporciona um aumento dos valores *T2 Mapping* pela diminuição ou modificação na consistência da matriz. (73)

A quantificação normalmente é realizada nos equipamentos de RM de 1,5 ou 3 Tesla, contudo *Welsch et. al. 2008*, verificaram que o *T2 Mapping* apresenta viabilidade nos equipamentos de 7 Tesla quando o protocolo está otimizado. Estes equipamentos integram tecnologias sofisticadas na bobina o que conduz uma boa identificação a nível bioquímico. (74)

Deste modo, a técnica *T2 Mapping* apresenta vantagens na identificação de lesões ou alterações focais na CA no estágio inicial aquando rotura precoce na matriz de colagénio. O mapa de cores ajuda na perceção e distinção entre CA saudável da patológica. (75)(76)

Página deixada intencionalmente em branco

8. Processamento de imagem

8.1. Técnicas de segmentação do joelho

A RM é um método de diagnóstico não invasivo que tem o poder de funcionar como um biomarcador precoce para as alterações no joelho, para tal precisa de sequências otimizadas para originar imagens com qualidade suficiente para a deteção de um bom diagnóstico. A quantificação pelo T2 *Mapping* é uma técnica bastante importante, principalmente na avaliação nas diferentes regiões que constituem a cartilagem. As quantificações T2 foram desenvolvidas com o objetivo de obter a medição do volume nas diferentes regiões anatómicas da cartilagem assim como, quantificar a quantidade de líquido sinovial na articulação ou principalmente o conteúdo, movimento e orientação do colagénio devido à elevada sensibilidade de captação. (77)(78)(79)

Após aquisição da sequência, existe necessidade de recorrer a procedimentos que auxiliem na identificação de alterações, pois a imagem do T2 *Mapping* surge com diversas cores em todas as estruturas (mapa de cores), o que condiciona bastante cuidado na avaliação e distinção entre estruturas. Uma possibilidade é a aposta na segmentação de imagens. Infelizmente a segmentação constitui um processo complexo e desafiante que requer precisão, onde o foco assenta na automatização de processos para alcançar maior grau de sensibilidade no estudo de certas estruturas anatómicas. (78)(80)(81)

Para uma abordagem mais esclarecedora, a segmentação é feita por planos e diz respeito a uma diferenciação/ distinção entre as estruturas envolventes que habitualmente são homogéneas em relação a algumas características (áreas de baixo contraste na superfície articular), para que estas ganhem um realce para uma melhor leitura. (82)(83)

O resultado final integra um conjunto de técnicas de segmentação pertinentes para a análise quantitativa e qualitativa da cartilagem a nível da morfologia e patologia. A segmentação pode ser obtida de forma manual, semiautomática ou automática. (79)(77) Neste caso em concreto, as regiões selecionadas para estudo (cartilagem pertencente ao côndilo interno, côndilo externo e rótula) obtidas pelo mapa de quantificação T2 sofreram o processo de fusão das imagens e, a partir deste processo, surge a segmentação.

A cartilagem apresenta-se como uma fina camada que cobre as estruturas ósseas. Esta assume morfologias variáveis, onde a identificação dos limites, contornos ou a avaliação da sua espessura, volume e superfície pode tornar-se num processo complexo, principalmente quando existe a evidência de patologias em estádios avançados. (84)

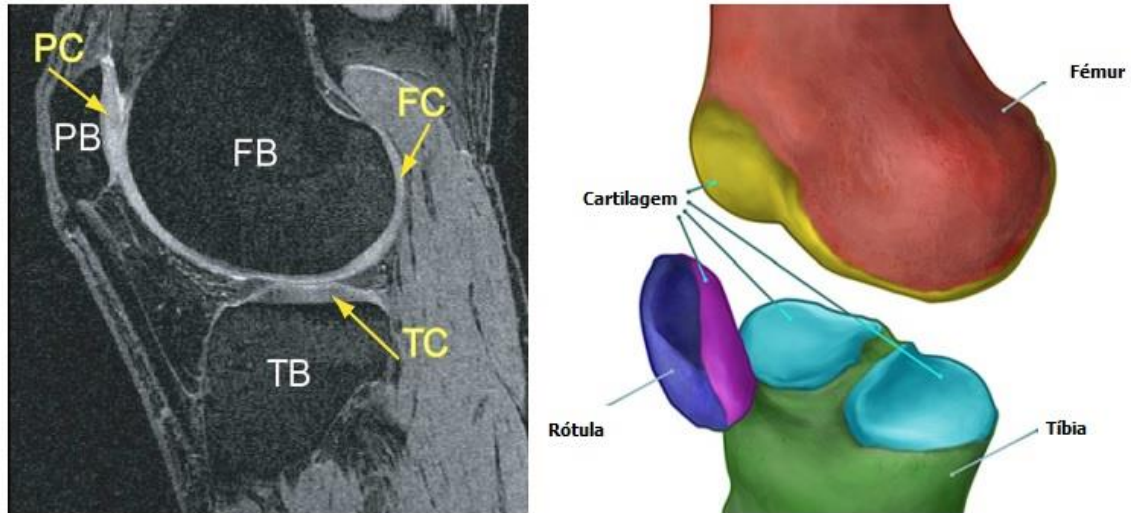


FIGURA 8.37 ILUSTRAÇÃO DA LOCALIZAÇÃO DAS CARTILAGENS DO JOELHO COM AS RESPECTIVAS SUPERFÍCIES ASSOCIADAS. FB = OSSO FEMORAL, TB = OSSO TIBIAL, PB = OSSO PATELAR, FC = CARTILAGEM FEMORAL, TC = CARTILAGEM TIBIAL, PC = CARTILAGEM PATELAR. ADAPTADO(80)(85)

A segmentação manual é dependente do operador experiente treinado para identificar os limites da cartilagem (figura 8.37). É considerado um processo lento e trabalhoso, uma vez que, pode demorar algumas horas dependendo do que se quer avaliar, qualidade/ tamanho de imagem e condição patológica do indivíduo em estudo (figura 8.38). Necessita de um estrito alinhamento e sobreposição manual entre sequências, pois as imagens têm que coincidir na mesma zona anatômica, de apresentar o mesmo tamanho e número de cortes para que a segmentação feita na sequência selecionada (por exemplo, DP/T2 FS Sag ou T1 Sag) apareça especificamente na sequência do mapa T2. A segmentação deve ser efetuada de forma cuidadosa para que não exista a sobreposição de osso ou fluido sobre a cartilagem, caso contrário existe contaminação na imagem e o estudo fica comprometido porque os valores do T2 Mapping podem diferir significativamente. (79)(81)(84)



FIGURA 8.38 ILUSTRAÇÃO DA TÉCNICA DE SEGMENTAÇÃO MANUAL REALIZADA NO PLANO MEDIO-SAGITAL. ADAPTADO (81)

Face aos apontamentos acima descritos, torna-se necessário a implementação de algoritmos que auxiliem na detecção e diferenciação eficaz entre as diferentes estruturas anatómicas que sejam simples, rápidos e fáceis de utilizar para a análise e diagnóstico mais completo. (79)(83)

Um algoritmo com poder de identificação automático entre as diferentes estruturas anatómicas capaz de prever com precisão e exatidão, sem necessidade de um representante experiente para o auxílio da segmentação pouparia bastante tempo e seria o ideal para uma organização hospitalar dado ao elevado fluxo de exames. No entanto, os algoritmos até à data desenvolvidos não são estritamente fiáveis, pois os indivíduos que apresentem alterações avançadas, os limites da cartilagem são finos de difícil detecção e diferenciação e muito heterogêneos. Um fator para minimização destas adversidades passa pela aquisição de imagens de alta resolução para promover melhor qualidade de imagem contudo, estas séries de imagens necessitam de maior tempo de aquisição, o que proporciona um aumento no tempo de exame e, por sua vez, potencia o aparecimento de artefactos de movimento por parte do doente que distorcem e prejudicam a imagem. A melhor das hipóteses será encontrar um compromisso entre o tempo de aquisição e a qualidade de imagem. O processo automático deve ter a possibilidade de realizar ajustes para que, numa ocorrência de erro, possa ser manipulado por um interveniente experiente com a finalidade de otimizar o resultado final. (81)(86)(87)

Os principais passos na segmentação com algoritmos automáticos passam pela identificação da zona de interesse (onde o osso é uma estrutura preponderante, pois adere à cartilagem - serve de fronteira); a extração da estrutura óssea que fornece a percepção dos contornos ou

limites da cartilagem com possibilidade de segmentação entre as suas diferentes camadas. (83)

Para minimizar as dificuldades dos modos manual e automático, surgiu o modo de segmentação semi-automática. Esta segmentação é a mais utilizada pela possibilidade de um profissional realizar segmentações automáticas com capacidade de orientação por parte de um experiente (com conhecimentos sólidos a nível da patologia e anatomia) diretamente no *software* (componente manual). Na primeira instância têm de se delimitar manualmente a região de estudo nos pontos de referência estipulados, para que seja exercida uma construção de segmentação com base numa medições e distâncias delimitadas, para que o *software* capte a orientação desejável. (88)

A literatura divide a segmentação semi-automática em três grupos de técnicas de segmentação mais comuns, sendo estas, segmentação baseada na intensidade de pixel (através da técnica *thresholding* - delimitação de zonas de interesse e análise de textura), na deteção de limites/contornos e, na minimização de energia (*Live Wire*). No que diz respeito à segmentação com base na intensidade, existe uma região que é delimitada pelo operador para identificar a cartilagem para cada volume de imagem presente em toda a sequência, pelo cálculo da intensidade média e desvio padrão. O valor evidenciado diz respeito ao valor de um vóxel que distingue, por exemplo, a cartilagem do osso. Os vóxeis de maior valor são categorizados como cartilagem e, os de menor valor como estrutura óssea, podendo esta categorização ser inversa, na medida em que, o importante é a diferenciação das estruturas. Na técnica de deteção de contornos, o princípio inicial realizado pelo operador é idêntico ao anterior, onde são desenhadas as zonas de interesse para cada imagem e, partindo de um ponto central específico serão projetados em várias direções alguns raios com um incremento de 4 graus. Irá surgir uma linha que corresponde à delimitação da cartilagem (identificação dos limites/contornos) que são combinados e é preenchida uma matriz de valores 3D. (78)(88) (Figura 8.39).

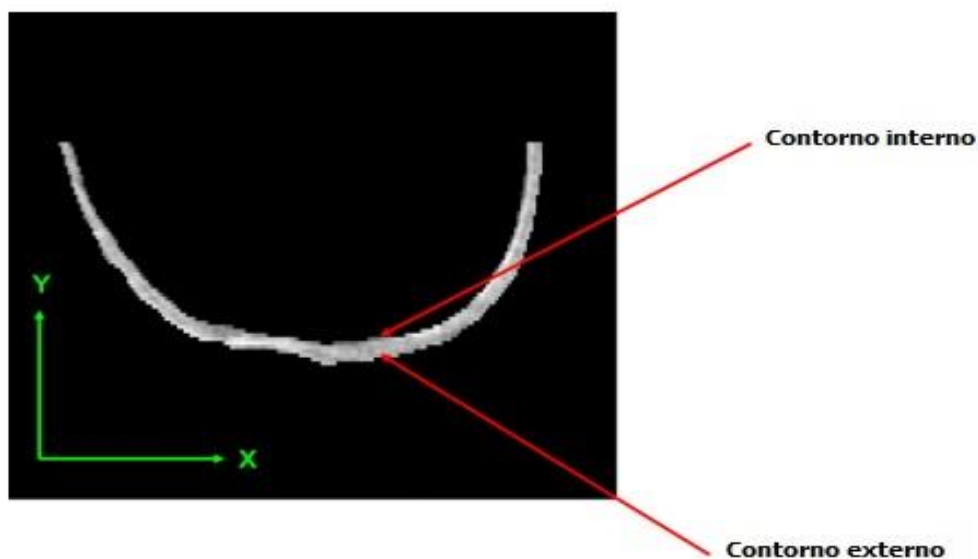


FIGURA 8.39 EXEMPLO DA DELIMITAÇÃO DOS CONTORNOS INTERNOS E EXTERNOS PELA TÉCNICA DE SEGMENTAÇÃO DE DETEÇÃO DE LIMITES/ CONTORNOS REALIZADA A PARTIR DE UM PONTO ESPECÍFICO. ÚTIL PARA A VERIFICAÇÃO DA ESPESSURA SEGUNDO AS COORDENADAS DO EIXO DO X E Y. ADAPTADO (89)

Como se pode observar pela figura 8.39, a identificação dos limites internos e externos depende maioritariamente de uma delimitação exata, ou seja, de uma operação manual. Esta técnica pode não ser suficientemente exata e reprodutível para o seu efeito nos indivíduos diagnosticados com alto grau de alterações porque os limites tornam-se muitos próximos e, por isso, complexos para a identificação, devido à insuficiente qualidade de imagem ou ao baixo grau de diferenciação entre estruturas anatómicas. (89)

Relativamente à técnica de segmentação de minimização de energia pela técnica *Live Wire* a segmentação inicialmente é orientada pelo operador que seleciona algumas imagens que vão servir de referência para a elaboração de funções matemáticas de um algoritmo que exerce a delimitação automática. O resultado deste processo está na origem de um modelo rígido delineado automaticamente com evidência das fronteiras entre a cartilagem e os tecidos adjacentes. Este processo tem uma duração de aproximadamente de 5 cinco minutos. O operador poderá ajustar a segmentação construída anteriormente com manuseio do cursor junto aos limites cartilagíneos. Uma mais-valia desta técnica é que explora a sinergia entre o reconhecimento humano (operador) e o delinear do computador para obter a quantificação de um volume, ou seja, aplica o método de teste-reteste para uma maior fiabilidade do resultado. (86)(90) (figura 8.40).

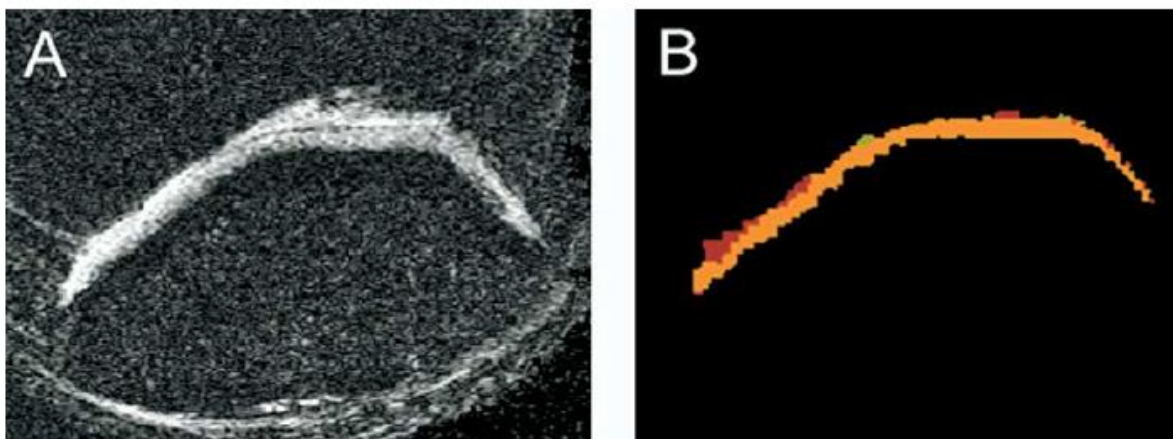


FIGURA 8.40 EXEMPLO DO PÓS-PROCESSAMENTO *LIVE WIRE* - (A) – PLANO AXIAL DIRECIONADO PARA A CARTILAGEM DO ESPAÇO FÊMORO-PATELAR DE UM CONJUNTO DE DADOS *IN VIVO* DO JOELHO HUMANO. (B) - FORAM REALIZADAS DUAS SEGMENTAÇÕES *LIVE WIRE* NO MESMO PLANO, UMA POR CADA UM DOS DOIS OPERADORES. ADAPTADO (86)

Face aos conteúdos abordados, a técnica de segmentação auxilia na quantificação e no realce das áreas em estudo. Neste caso o estudo cartilagíneo é feito pela interpolação de imagens segmentadas que proporcionam uma melhor abordagem de diagnóstico na técnica T2 Mapping. Esta segmentação pode ser realizada com recurso a várias técnicas, onde a manual é a mais demorada e trabalhosa. Nos métodos de segmentação semi-automáticos existe, também, a necessidade de um operador para manipulação do *software* que simultaneamente possua conhecimentos anátomo-patológicos. Quando os limites entre estruturas anatómicas são delimitados e evidentes na imagem a técnica de deteção de limites/ contornos poderá ser eficaz na deteção. Na evidência do valor da intensidade pelos vóxeis podem-se identificar as estruturas, no entanto, torna-se uma técnica complexa aquando patologia avançada. A técnica

através do *Live Wire* executa um algoritmo de segmentação espacial convertido em cores que esboça uma quantificação da cartilagem. Trata-se da projeção de um gradiente vetorial cujos pontos são formados segundo uma função que define, através dum campo vetorial, o mapeamento espacial n-dimensional para um espaço m-dimensional, ao qual são atribuídas cores. As imagens coloridas mapeiam um espaço bidimensional com ($n = 2$) função em (x, y) numa cor tridimensional ($m = 3$), ou seja, num espaço tridimensional (u, v, w) em que (u, v, w) representam as coordenadas espaciais e se convertem em cores correspondentes. Através desta função é possível aplicar computacionalmente a teoria de contornos de acordo com uma função Laplaciana. A parte fundamental do algoritmo é a construção da função de valores designada por custo. Deve conter todas as componentes da imagem com impacto na posição dos limites da lesão. As variáveis principais são o gradiente, direção de gradiente, detecção de contorno de Canny e detecção de contorno de cruzamento zero de Laplace. (91)(92)(93)

A construção da função de custo local $C(p, q)$ do pixel (p) para um pixel adjacente (q) define-se por:

EQUAÇÃO 2 – EQUAÇÃO DE CUSTO (ADAPTADO (91)(92)(93))

$$C(P, Q) = W_Z F_Z(Q) + W_C F_C(Q) + W_G F_G(Q) + W_D F_D(P, Q) \quad (\text{Equação 2})$$

Onde:

$f_Z(q)$, $f_C(q)$, $f_G(q)$ e $f_D(p, q)$ representam os termos de detecção de contornos *Laplacianos* e de *Canny*, magnitude de gradiente e direção de gradiente, respetivamente.

W_Z , W_C , W_G e W_D são constantes de peso ou valor para permitir que os termos de custo contribuam para o custo total com ponderações diferentes.

A magnitude do gradiente do pixel q é definida como:

EQUAÇÃO 3 – EQUAÇÃO DO GRADIENTE DO PIXEL ((ADAPTADO (91)(92)(93))

$$f_G(q) = 1 - G(q) / \max(G) \quad (\text{Equação 3})$$

Onde:

$G(q)$ é a magnitude do gradiente de cor estimado como $\sqrt{\lambda \max}$ do pixel (q) e $\max(G)$ é o gradiente mais elevado da imagem. O termo de custo local é subtraído de 1 para que os contornos agudos sejam menos ponderados (baixo custo).

O termo de custo local para a direção do gradiente do pixel (p) indo para o pixel (q) é definido como:

EQUAÇÃO 4 – EQUAÇÃO DO CUSTO LOCAL PARA A DIREÇÃO DO GRADIENTE

$$f_D(p, q) = \arccos \left(\frac{D_x(p)}{G(p)} * \frac{D_x(q)}{G(q)} + \frac{D_y(p)}{G(p)} * \frac{D_y(q)}{G(q)} \right) / \pi \quad (\text{Equação 4})$$

Onde:

$D_x(p)$ e $D_y(p)$ são os vetores correspondentes ao maior valor para as direções de gradiente x e y do pixel p, respetivamente.

As funções de deteção são baseadas no algoritmo *Image Processing Toolbox* do *MATLAB10*. As configurações padrão para os parâmetros de deteção de contornos são usadas para ambos os identificadores de limites. O *Output* dessas funções de deteção de contorno é uma imagem binária (0 e 1) cujos contornos são representados como pixels de valor 1 enquanto os pixels de fundo assumem o valor 0. O resultado das imagens binárias é invertido para dar margens bem destacadas de baixos valores. (91)(92)(93)

O programa *Live Wire* começa a calcular todos os termos de custo (valores) locais, exceto a direção do gradiente, desta forma requer que o operador selecione um ponto inicial no limite de estudo. Posto isto, o programa calcula o custo para alcançar todos os pontos da imagem C (p, q), desde o ponto inicial escolhido com exposição de um percurso que obtém o custo mínimo. O operador seleciona o caminho mínimo que se aproxima melhor à sua região de estudo, este processo vai-se repetindo até que a técnica de segmentação esteja corretamente localizada. Considera-se assim, uma técnica que aposta no reconhecimento e delimitação automática, em que o operador decide se o contorno elaborado se encontra aceitável que é apropriada para a segmentação de imagens heterogéneas. (92)

Finalmente, os métodos de segmentação automática surgiram na tentativa de melhorar e aumentar a performance, tanto a nível da sensibilidade, deteção específica e reprodutibilidade como a nível do tempo consumido para atingir o objetivo final. (77)(81)

Página deixada intencionalmente em branco

9. Metodologia - Materiais e métodos de posicionamento

O conjunto de imagens de diagnóstico de RM (amostra) dirigidas à articulação do joelho e pertencentes a 54 doentes foram realizadas no departamento de Imagiologia de um hospital parceiro da Escola Superior de Tecnologia da Saúde de Lisboa (ESTeSL). A escolha da instituição selecionada centrou-se no facto dos doentes apresentarem grande predominância de lesões músculo-esqueléticas. O período de tempo para aplicação da técnica *T2 Mapping* foi compreendido entre abril e junho de 2016.

Apresenta-se como um estudo de carácter observacional, quantitativo e com tratamento retrospectivo dos dados (as imagens de RM não foram obtidas pela autora deste estudo) que consistem na medição dos valores do tempo de relaxação da técnica *T2 Mapping* dirigidas ao côndilo interno e externo do fémur e, espaço fémoro-patelar (cartilagem rotuliana) nas imagens sagitais do joelho.

Para dar resposta aos objetivos propostos para estudo selecionou-se uma amostra com 54 casos válidos, onde 26 são do género feminino e 28 do género masculino. Como critérios de inclusão foram selecionados os doentes com prescrição de RM do joelho, sem indicação médica sugestiva de alterações a nível da CA. Os critérios de exclusão foram os indivíduos de idade inferior ou igual a 13 anos de idade, casos previamente intervencionados com dispositivos protésicos e casos de traumatismos graves.

Os indivíduos foram divididos em quatro categorias (sem alterações patológicas, com alterações ligamentares, com alterações meniscais e, com alterações ligamentares e meniscais) e, exerceu-se à seleção dos doentes sem e com presença de alterações na cartilagem através da descrição patológica no relatório médico associado.

Para cada exame tinha sido preenchido, pelo próprio doente, um consentimento informado e um questionário de segurança (anexo 2) de modo a esclarecer eventuais dúvidas, verificação de contra-indicações, possíveis alergias e, obtenção da autorização para a realização do exame. O estudo foi aprovado pela direção clínica do hospital e aceite pela comissão de ética da ESTeSL.

As variáveis em estudo foram os valores de relaxação do tempo T2 na cartilagem dos côndilos femorais e rótula, como dependente, e as independentes: idade, género, IMC e patologia associada. Todas são variáveis numéricas, quantitativas de escala contínua exceto as variáveis género e patologia.

Procedimentos de medida

Pretendeu-se medir a relação entre o valor de tempo de relaxação transversal T2 resultante do valor dado pela realização de uma *ROI* na região da segmentação a delimitar os contornos da cartilagem existentes exatamente na maior extensão da zona de carga do côndilo interno e externo que, segundo *Kuikka et. al.* 2011 e *Apprich et. al.* 2012, são os pontos onde se exerce *stress* mais intensivo na referida articulação e, conseqüentemente, a localização preferencial de alterações mais frequentes e precoces.(5)(94) Para além destes, adicionou-se a medição cartilágnea do espaço fémoro-patelar. O procedimento de seleção, avaliação e medição das imagens foi realizada por dois investigadores experientes (mais de 10 anos de experiência) pertencentes ao serviço de Imagiologia e com recurso às sequências adquiridas no plano sagital.

Para a elaboração gráfica e análise estatística foi utilizada a aplicação *Statistical Package for Social Sciences (SPSS)*™ versão 23.

O modelo do equipamento utilizado na aquisição dos estudos foi um *Magnetom Spectra da Siemens Healthcare*, Erlangen, Alemanha® de 3 tesla (T), com as suas características representadas na tabela 9.6. No que concerne à interface de visualização e manipulação da imagem, o estudo foi realizado com recurso a uma *Workstation* (estação de trabalho) disponibilizada pela instituição presente no serviço de Imagiologia que apresenta como característica a resolução de 2 megapixel.

TABELA 9.6 - CARACTERÍSTICAS DO EQUIPAMENTO UTILIZADO PARA O ESTUDO. FONTE: DADOS DISPONIBILIZADOS PELA SIEMENS.

MAGNETOM SPECTRA 3 TESLA (T)	
INTENSIDADE DE CAMPO MAGNÉTICO (B_0)	3 T
DIÂMETRO DO TÚNEL	60 cm
INTENSIDADE MÁXIMA DE GRADIENTES	125 T/m/s
CANAIS DE RF	24 canais independentes de RF
CONSUMÍVEIS - CRIOGÉNIOS	Hélio - <i>Zero Helium boil-off</i>
TIPO DE ANTENA DE RF	Matricial
COMPRIMENTDO TÚNEL	163 cm
BOBINAS – ANTENAS	Coluna 24 elementos Corpo 6 elementos (2 Unidades) Flexíveis 4 elementos Ombro 16 elementos <u>Joelho 18 elementos</u> Pé/tornozelo 16 elementos Mama 16 elementos Cabeça/pescoço 16 elementos

9.1. Protocolo de rotina de aquisição de imagem e técnica T2 Mapping

O conjunto de imagens obtidas tiveram por base estudos orientados em projeções sagitais, coronais e axiais de imagens ponderadas em T1, DP e T2. Na maioria das sequências foi adicionada a técnica de saturação de sinal da gordura em ponderação T2 para melhor definição da componente óssea. O posicionamento do doente foi replicável em todos os doentes, tendo em conta o que foi referido no capítulo 7, em decúbito dorsal com ligeira flexão do joelho em estudo, centrado a nível do bordo inferior da rótula no centro da bobina combinada *phased array* de 18 canais (*arrays*) recetores.

A sequência T2 *Anatomical multi spin eco* (MSE) é uma sequência de pulso que utiliza a técnica *spin eco*, ponderada em T2 de resolução predominantemente anatómica com a utilização de 5 valores de TE (multi-ecos), sendo eles, 13,8; 27,6; 41,4; 55,2 e 69,0 ms com um TR constante de 1350 ms que irão formar o T2 Mapping pela fusão destes ecos, que origina o mapa de cores. O tempo de relaxação T2 de cada um destes tempos de eco vai permitir determinar um valor médio para o resultado final do mapa de intensidades de sinal traduzido em cores.

TABELA 9.7 – PROTOCOLO MORFOLÓGICO RM DO JOELHO DE ROTINA. FONTE: DADOS DISPONIBILIZADOS PELA SIEMENS.

Protocolo morfológico de rotina

Parâmetro	Sag DP FS	Sag DP	Cor T1	Cor DP FS	Ax DP FS	Ax T2 FS
TR (ms)	2930	2580	650	2340	3000	3250
TE (ms)	33	33	9	12	9	84
FA (graus)	180	180	150	140	150	150
Matriz (freq x fase)	384x307	384x307	320x224	384x346	320x256	384x384
FOV (campo de visão)	180	180	180	180	180	180
Número de excitações	1	2	3	1	2	2
Cortes / Espaço entre cortes (mm)	3/0,3	3/0,3	3/0,3	3/0,3	3/0,3	3/0,3
Comprimento banda Hz	200	200	300	181	252	221
Tempo min	2,22	2,03	2,31	1,56	3,20	2,51

TABELA 9.8 – CARACTERÍSTICAS DA SEQUÊNCIA T2 ANATOMICAL MSE. FONTE: DADOS DISPONIBILIZADOS PELA SIEMENS.**T2 Anatomical MSE**

Parâmetros de aquisição	
TR (ms)	1350
TE (ms)	13,8 27,6 41,4 55,2 69,0
Matriz (freq x fase)	384x346
FOV (campo de visão)	180
Número de excitações	1
Cortes / Espaço entre cortes (mm)	3/0,3
Largura de banda (Hz)	230
Tempo (min)	4,08

Pós-processamento de imagem

Dois radiologistas treinados realizaram independentemente a segmentação da cartilagem do joelho, por duas vezes, para aumento da fiabilidade intra-observador, em condições de dependência, em concordância dos valores obtidos pelo método semi-automático, após o procedimento de medida.

Inicialmente os valores da quantificação T2 foram medidos pela manipulação semi-automática para construção das *ROIs* na imagem com maior quantidade de cartilagem a nível dos côndilos femorais e espaço fêmoro-patelar (Figura 9.41 – 9.43). Estas medições foram efetuadas a partir das sequências *T2 Anatomical MSE* no primeiro eco da sequência (TE = 13,60ms) de onde se obtém melhor informação morfológica, *T2 Mapping* (mapa de cores) e a sequência DP *FS FSE*.

Para todos os casos foi atribuída uma ampliação de duas vezes para os limites se tornarem mais específicos e de minimizar os erros de medida. A janela do *T2 Mapping* foi ajustada para valores próximos de W 162 e L 69 para uma melhor diferenciação entre as diferentes cores do mapa. O tamanho da área de segmentação para os côndilos femorais foi direcionada para a maior zona de carga e, no espaço fêmoro-patelar o tamanho da região segmentada exerceu-se pelo maior eixo de comprimento da CA. As imagens para desenhar a segmentação foram escolhidas com base no critério de maior eixo do tecido cartilágneo nas zonas de carga dirigidas as côndilo interno e externo do fêmur e cartilagem rotuliana.

A técnica de segmentação inicial utilizada diz respeito à *Live Wire* onde o operador exerceu uma especificação de um ponto inicial com o auxílio do cursor (*mouse*), subsequentemente moveu o cursor e surgiu um desenvolvimento de uma curva que se estende desde o ponto inicial até à posição atual em tempo real com base no algoritmo referenciado na Equação 2. O processo final baseia-se na obtenção de um contorno fechado, conectado e orientado realizado num corte de um determinado plano de estudo.

Medição manual – Apresentação exemplificativa das ROIs realizadas

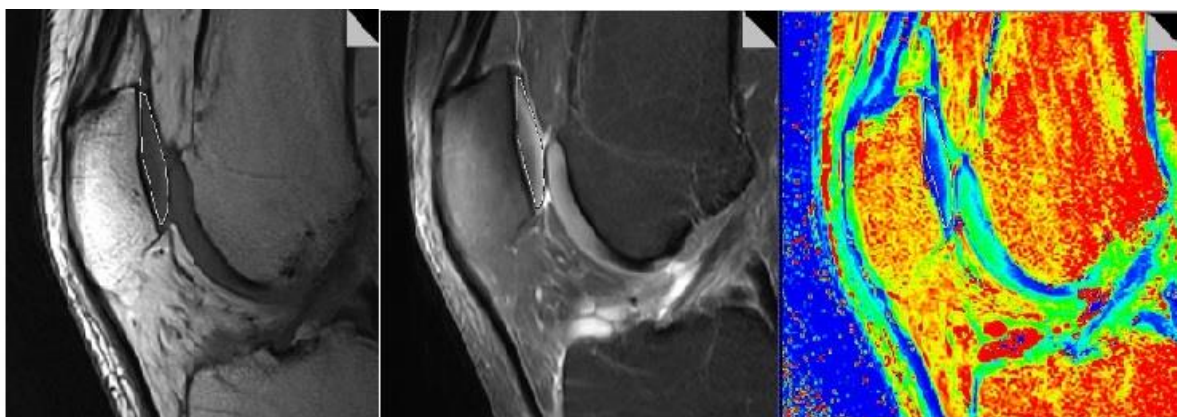


FIGURA 9.41 IMAGENS SAGITAIS DO JOELHO COM EVIDÊNCIA DA CARTILAGEM DA REGIÃO PERTENCENTE À RÓTULA COM O LIMITE DOS CONTORNOS ATRAVÉS DE UMA ROI. ESTA ROI FOI DESENHADA MANUALMENTE E SURGE NAS SEQUÊNCIAS PREVIAMENTE SELECIONADAS. À ESQUERDA – T2 ANATOMICAL MSE (13,6ms); AO CENTRO – DP FS FSE; À DIREITA – T2 MAPPING. FONTE: IMAGENS OBTIDAS NO DECURSO DO ESTUDO.

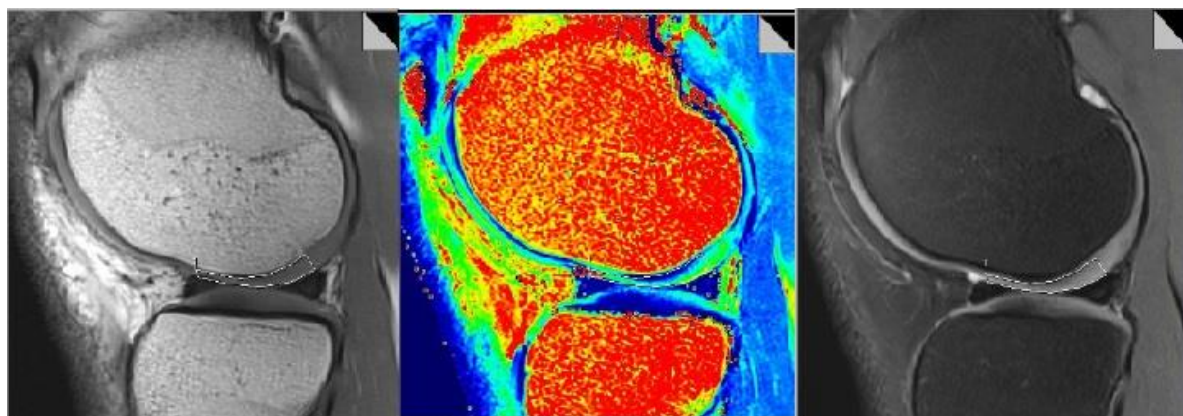


FIGURA 9.42 IMAGENS SAGITAIS DO JOELHO COM EVIDÊNCIA DA CA DO CÔNDILO EXTERNO COM O LIMITE DOS CONTORNOS ATRAVÉS DE UMA ROI. ESTA ROI FOI DESENHADA MANUALMENTE E SURGE NAS SEQUÊNCIAS PREVIAMENTE SELECIONADAS. À ESQUERDA – T2 ANATOMICAL MSE (13,6ms); AO CENTRO – T2 MAPPING; À DIREITA – DP FS FSE. FONTE: IMAGENS OBTIDAS NO DECURSO DO ESTUDO.

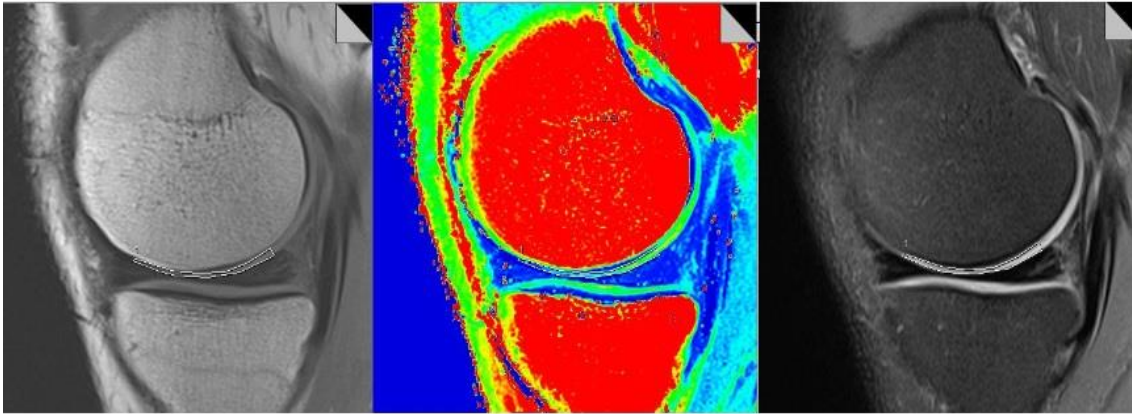


FIGURA 9.43 IMAGENS SAGITAIS DO JOELHO COM EVIDÊNCIA DA CA DO CÔNDILO INTERNO COM O LIMITE DOS CONTORNOS ATRAVÉS DE UMA ROI. ESTA ROI FOI DESENHADA MANUALMENTE E SURGE NAS SEQUÊNCIAS PREVIAMENTE SELECIONADAS. À ESQUERDA – T2 ANATOMICAL MSE (13,6MS); Ao CENTRO – T2 MAPPING; À DIREITA – DP FS FSE. FONTE: IMAGENS OBTIDAS NO DECURSO DO ESTUDO.

Após a identificação e medição manual com o operador dependente e experiente, procedeu-se à segunda parte do método de medição semi-automatizada com recurso à aplicação *Syngo MapIt/ Fusion*, onde é possível obter os dados paramétricos resultantes da sequência do mapa T2 e efetuar a fusão das imagens.

O pós-processamento das imagens com recurso à aplicação *Syngo (Siemens)* que consiste numa ferramenta interativa desenvolvida para melhorar a performance dos profissionais de saúde de modo mais acessível, rápido e prático. Esta aplicação pode ser dirigida às diversas regiões articulares, não se restringe apenas à articulação do joelho.(95) Os mapas criados foram manipulados e pós-processados tendo em conta a região de medição exercida manualmente. A fusão utilizada teve como função a realização da sobreposição dos mapas T2 com a imagem anatómica correspondente. Nas figuras 9.44 a 9.46 estão representadas imagens obtidas após o processo de segmentação.

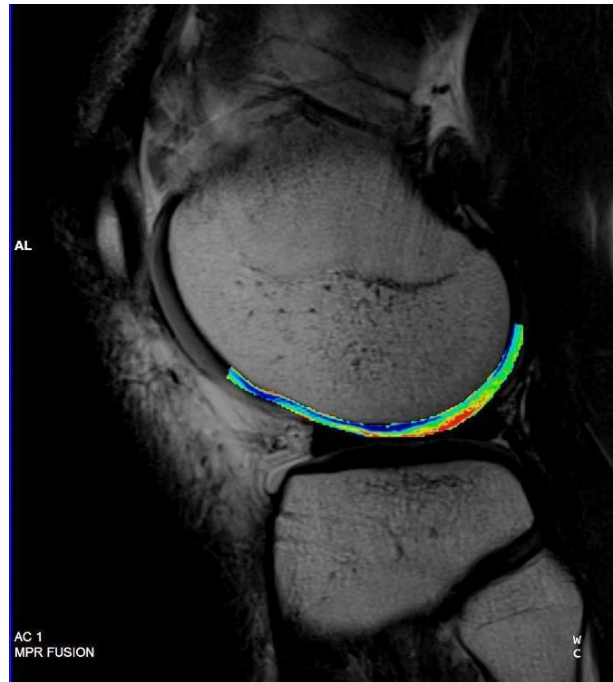


FIGURA 9.44 EXEMPLO ILUSTRATIVO DA SEGMENTAÇÃO EXERCIDA COM O RESPECTIVO MAPA DE CORES PARA A CARTILAGEM ADJACENTE AO CÔNDILO EXTERNO DE UM INDIVÍDUO SEM ANTECEDENTES PATOLÓGICOS DETETADOS. FONTE: IMAGENS OBTIDAS NO DECURSO DO ESTUDO.

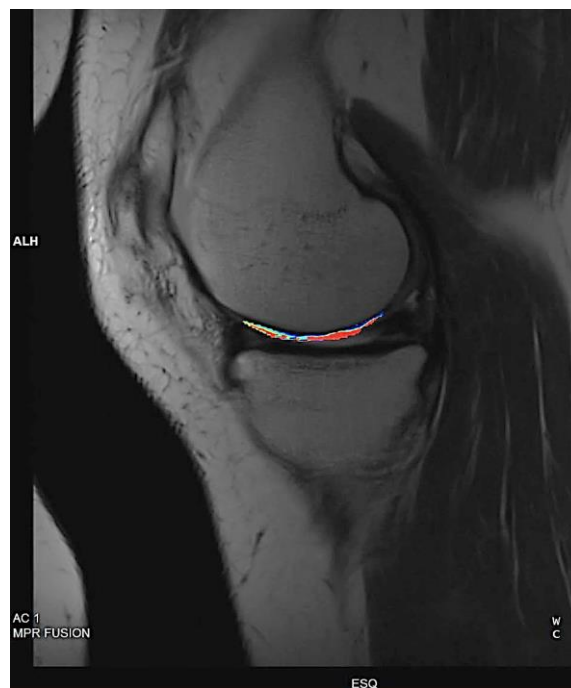


FIGURA 9.45 EXEMPLO ILUSTRATIVO DA SEGMENTAÇÃO EXERCIDA COM O RESPECTIVO MAPA DE CORES PARA A CARTILAGEM ADJACENTE AO CÔNDILO INTERNO DE UM INDIVÍDUO COM ANTECEDENTES PATOLÓGICOS DETETADOS. FONTE: IMAGENS OBTIDAS NO DECURSO DO ESTUDO.



FIGURA 9.46 EXEMPLO ILUSTRATIVO DA SEGMENTAÇÃO EXERCIDA COM O RESPECTIVO MAPA DE CORES PARA A CARTILAGEM ADJACENTE À RÓTULA DE UM INDIVÍDUO SEM ANTECEDENTES PATOLÓGICOS DETETADOS. FONTE: IMAGENS OBTIDAS NO DECURSO DO ESTUDO.

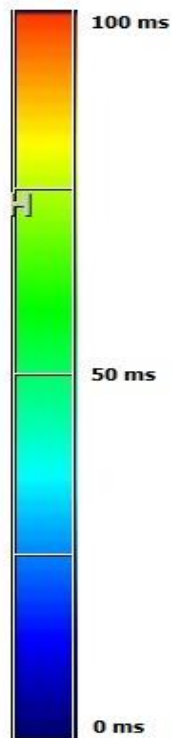


FIGURA 9.47 EXEMPLO REPRESENTATIVO DA ESCALA DE MEDIÇÃO DO MAPA T2 (MS) EM QUE O TEMPO DE RELAXAÇÃO PODE ASSUMIR VALORES DE 0 -100 MS.

Pela figura 9.47 podemos deduzir que os valores mais elevados de T2 *Mapping* correspondem valores mais altos na escala (ms).

9.2. Técnica de tratamento de dados

Com recurso ao *software* da IBM *SPSS* v.23 de análise estatística verificaram-se os pressupostos para aplicação de testes paramétricos e testou-se a normalidade dos dados através do teste *Shapiro Wilk* ($n < 50$) tendo em conta um intervalo de confiança de 95%; α (alfa) de 5% e nível de significância 0,05.

Para comparar os valores T2 pertencentes ao côndilo interno, externo e fêmoro-patelar (rótula) utilizou-se o teste *ANOVA* a 1 fator fixo quando o pressuposto de normalidade se verificou e, em alternativa, o teste de *Kruskal Wallis* quando o pressuposto de normalidade da distribuição não se verificou.

Na comparação de médias dos valores entre a cartilagem do côndilo interno e rótula com o grupo com patologia foi utilizado o teste não paramétrico *Kruskal Wallis* dado que, a normalidade da distribuição dos valores não se verificou (valor $p < 0,05$).

Para comparação dos valores entre a cartilagem do côndilo externo e o grupo de casos com patologia recorreu-se ao teste *ANOVA* a 1 fator fixo devido à verificação de condições de normalidade (valor $p > 0,05$), recorrendo à estatística de *Brown Forsythe*, uma vez que não se verificou a homogeneidade de variâncias.

Para comparar a média dos valores do côndilo interno e rótula no grupo de alteração na cartilagem foi realizado o método não paramétrico aplicado para duas amostras independentes - teste *Mann Whitney*, uma vez que, o pressuposto de normalidade não se verificou.

Na avaliação dos valores T2 do côndilo externo no grupo de alterações na cartilagem utilizou-se o teste *t* para duas amostras independentes e, procedeu-se ao teste de *Levene* para verificar a homogeneidade de variâncias.

A fim de apurar a existência de correlações entre os valores de T2 *Mapping* no côndilo interno, côndilo externo e rótula com a idade e IMC foi aplicado o teste de correlação de *Spearman's* que nos indica qual o valor do coeficiente de correlação – associação entre as variáveis descritas.

Para testar a normalidade para cada zona anatómica entre géneros foi avaliado o valor da significância no teste de *Shapiro-Wilk*, em que, relativamente ao côndilo interno e rótula não foram encontradas distribuições de normalidade em torno da média, logo procedeu-se à realização do teste *Mann Whitney*. Para os valores de T2 *Mapping* medidos no côndilo externo e a variável independente género, foi aplicado o teste *t*.

Página deixada intencionalmente em branco

10. Resultados

Caraterização da amostra/ população

A amostra é composta por 54 casos de estudos de RM dirigidos à articulação do joelho aos quais se acrescentou a técnica *T2 Mapping* ao protocolo de rotina sem a referência clínica prévia sugestiva de suspeitas de alterações ao nível da CA.

Numa amostra considerada equilibrada em termos de género, os 54 casos, 28 são do género masculino e, 26 do género feminino. Foram excluídos 2 casos do género masculino por apresentarem distorção na sequência de imagens devido a artefactos de movimento provenientes do próprio indivíduo durante a aquisição das imagens.

O estudo compreendeu um intervalo de faixa etária dos [14 – 79] anos de idade com uma média de $44,9 \pm 15,5$ anos.

O IMC (kg/m^2) apresentou um mínimo de $17,2 \text{ kg}/\text{m}^2$ e um máximo de $42,9 \text{ kg}/\text{m}^2$ sendo que, apresenta um valor médio de $26,3 \pm 4,9 \text{ kg}/\text{m}^2$ que, segundo os valores de referência os valores de IMC normais situam-se no intervalo de 18,6 - $24,9 \text{ kg}/\text{m}^2$.

Na amostra foram identificados um maior número de casos no grupo “com Patologia” para o sub-grupo “Patologia meniscal e ligamentar” num total de 20 casos, conforme indicado na tabela 10.9.

TABELA 10.9 – CARACTERÍSTICAS DA AMOSTRA.

	Mínimo	Máximo	Média	Desvio Padrão
Idade	14,0	79,0	44,9	15,5
IMC	17,2	42,9	26,3	4,9

		n	%
Género	Masculino	26	50,0%
	Feminino	26	50,0%
	Total	52	100,0%
Patologia	Sem patologia	6	11,5%
	Patologia ligamentar	9	17,3%
	Patologia meniscal	17	32,7%
	Patologia meniscal e ligamentar	20	38,5%
Alteração Cartilagem	Não	36	69,2%
	Sim	16	30,8%

Verificação da normalidade da distribuição entre as diferentes zonas em estudo com o grupo de "patologia (sem patologia, com patologia ligamentar, com patologia meniscal e com patologia meniscal e ligamentar)"

TABELA 10.10 TESTE DE NORMALIDADE APLICADO ÀS ZONAS DE ESTUDO PARA COMPARAÇÃO COM O GRUPO "PATOLOGIA".

Patologia		Kolmogorov-Smirnov			Shapiro-Wilk		
		Estatística	df	Valor <i>p</i>	Statistic	df	Valor <i>p</i>
Côndilo interno	Sem patologia	,182	6	,200	,902	6	,385
	Patologia ligamentar	,328	9	,006	,756	9	,006
	Patologia meniscal	,357	17	,000	,505	17	,000
	Patologia meniscal e ligamentar	,169	20	,135	,797	20	,001
Côndilo externo	Sem patologia	,144	6	,200	,959	6	,810
	Patologia ligamentar	,184	9	,200	,925	9	,438
	Patologia meniscal	,119	17	,200	,968	17	,778
	Patologia meniscal e ligamentar	,116	20	,200	,938	20	,216
Rótula	Sem patologia	,447	6	,000	,544	6	,000
	Patologia ligamentar	,324	9	,007	,763	9	,008
	Patologia meniscal	,335	17	,000	,612	17	,000
	Patologia meniscal e ligamentar	,374	20	,000	,696	20	,000

Os valores a negrito da tabela 10.10 correspondem à verificação da normalidade para a região do "côndilo externo", onde o valor p é superior ao nível de significância de 0,05. Consegue-se verificar que o sub-grupo "sem patologia" apresenta o número mínimo de casos, contabilizando um total de 6 casos, segue-se a "patologia ligamentar" com 9 casos, a "patologia meniscal" com 17 e, por fim, o maior número de casos, onde estão presentes tanto a "patologia meniscal como a ligamentar" (20 casos). A diferenciação destes casos foi unicamente baseada pelo conteúdo do relatório clínico.

TABELA 10.11 TESTE DE KRUSTAL WALLIS APLICADO APÓS AS AMOSTRAS NÃO VERIFICAREM A NORMALIDADE.

<i>Hipótese nula</i>	<i>Teste</i>	<i>Valor p</i>	<i>Decisão</i>
A distribuição do côndilo interno é a mesma em todas as categorias de patologia	Amostras independentes Teste <i>Krustal Wallis</i>	0,414	Não se rejeita a hipótese de igualdade
A distribuição da rótula é a mesma em todas as categorias de patologia		0,378	

Através do teste não paramétrico *Krustal Wallis* para amostras independentes, evidencia-se que não foram detetadas diferenças estatisticamente significativas entre as categorias da "patologia" e as medidas de T2 no "côndilo interno" ($X^2_{KW}(3) = 2,859$ | valor $p = 0,414$) / "rótula" ($X^2_{KW}(3) = 3,088$ | valor $p = 0,378$) (tabela 10.11). Isso permite-nos afirmar que a existência de "patologias meniscais ou ligamentares" não exercem influência nas alterações da cartilagem do "côndilo interno".

TABELA 10.12- TESTE DE HOMOGENEIDADE DE VARIÂNCIAS (LEVENE), ANOVA E TESTE DE BROWN FORSYTHE DIRIGIDOS AO CÔNDILO EXTERNO.

Teste de Homogeneidade de Variâncias

Côndilo externo

<i>Teste Levene</i>	df1	df2	Valor p
5,480	3	48	,003

Teste para a igualdade de médias

Côndilo externo

	Estatística	df1	df2	Valor p
<i>Brown-Forsythe</i>	1,591	3	32,689	,210

Os resultados apresentados na tabela 10.12 indicam que não foram encontradas diferenças estatisticamente significativas dos valores da cartilagem do "côndilo externo" entre as categorias da "patologia", pois o teste – estatística *Brown Forsythe* = 32,689 obteve o valor $p = 0,210$.

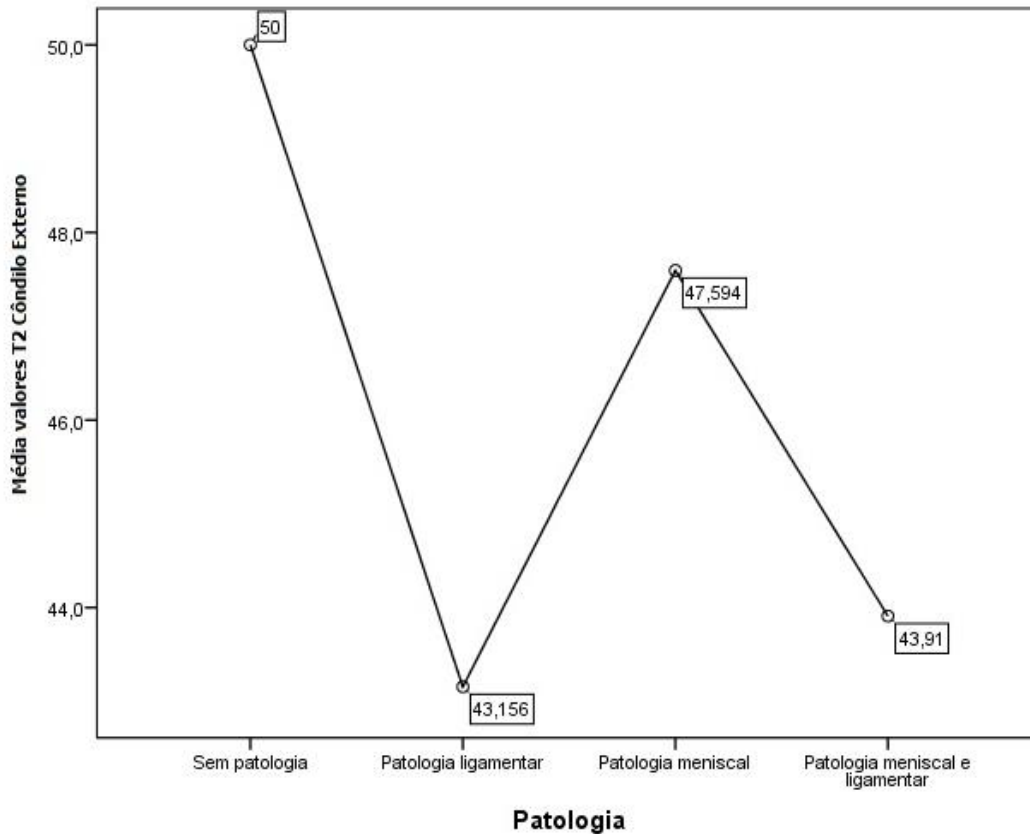


FIGURA 10.48 REPRESENTAÇÃO GRÁFICA DA MÉDIA DOS VALORES T2 REFERENTES AO "CÔNDILO EXTERNO" PELAS DIFERENTES CATEGORIAS DO GRUPO "PATOLOGIA".

Pela figura 10.48 consegue-se analisar um gráfico com a média dos valores T2 da cartilagem do "côndilo externo" pelos diferentes sub-grupos de "patologia", onde se observa que, apesar de não se verificarem diferenças estatisticamente significativas nos valores T2 no "côndilo externo", que o sub-grupo "sem patologia" apresenta os valores T2 mais elevados com 50 ms, o que é expectável. Onde os restantes sub-grupos considerados patológicos registam valores T2 de 43,156 ms para a "patologia ligamentar"; 47,594 para a "patologia meniscal" e, finalmente valores T2 de 43,91 ms para o sub-grupo com "ambas as patologias" anteriores.

TABELA 10.13- VALORES T2 MEDIDOS NA CATEGORIA "PATOLOGIA" PARA AS DIFERENTES REGIÕES CARTILAGÍNEAS.

			Mínimo	Máximo	Média	Desvio Padrão	Mediana	Intervalo Interquartil
Patologia	Sem patologia	Côndilo Interno	42,0	46,6	44,5	2,0	44,8	4,6
		Côndilo Externo	42,4	60,6	50,0	6,8	49,3	-
		Rótula	34,5	359,0	93,5	130,3	38,5	324,5
	Patologia ligamentar	Côndilo Interno	26,0	116,4	50,5	27,5	42,2	90,4
		Côndilo Externo	37,4	52,3	43,2	5,0	41,5	-
		Rótula	26,6	407,0	156,3	163,6	36,0	380,4
	Patologia meniscal	Côndilo Interno	20,3	181,0	48,4	35,3	40,8	160,7
		Côndilo Externo	25,0	67,2	47,6	12,2	48,3	-
		Rótula	17,0	256,0	59,9	63,2	33,9	239,0
	Patologia meniscal e ligamentar	Côndilo Interno	26,8	117,8	50,1	19,5	49,4	91,0
		Côndilo Externo	35,5	55,2	43,9	6,1	42,9	-
		Rótula	26,3	429,0	120,1	136,0	49,6	402,7

Observa-se que na cartilagem do côndilo externo no grupo "com patologia", aquele que apresenta maiores valores de T2 é o grupo com "patologia meniscal" (tabela 10.13). Este resultado parece consistente, e pode ser explicado pelo facto de apesar de não se terem encontrado relações significativas, uma vez que os doentes "sem patologia" apresentam, na matriz cartilagínea maior conteúdo de colagénio, glicoproteínas e ácido hialurónico, bem como propriedades hidrofílicas e logo um tempo de relaxação superior do que as cartilagens degeneradas cujos componentes matriciais reduzidas. Para além disso a patologia meniscal pode, nalguns casos, não ter influência direta sobre a degeneração da cartilagem.

Verificação da normalidade entre as diferentes zonas em estudo com a presença ou ausência de "alterações na cartilagem"

TABELA 10.14 – TESTE DE NORMALIDADE PARA AS DIFERENTES ZONAS ANATÔMICAS COM O GRUPO "ALTERAÇÕES NA CARTILAGEM".

Alteração na Cartilagem		Kolmogorov-Smirnov			Shapiro-Wilk		
		Estatística	df	Valor <i>p</i>	Estatística	df	Valor <i>p</i>
Côndilo interno	Não	,197	36	,001	,767	36	,000
	Sim	,322	16	,000	,649	16	,000
Côndilo externo	Não	,120	36	,200*	,975	36	,581
	Sim	,091	16	,200*	,953	16	,540
Rótula	Não	,423	36	,000	,535	36	,000
	Sim	,237	16	,017	,834	16	,008

Com o recurso ao teste *Shapiro Wilk* verifica-se apenas uma distribuição normal dos valores de T2 medidos no "côndilo externo" (negrito na tabela 10.14), logo os dados apresentam normalidade apenas para a região do "côndilo externo".

Aplicado um teste não paramétrico, obteve-se o valor $p < 0,05$ na comparação das médias das observações dos valores T2 entre a "rótula" e "côndilo interno" com o grupo "alteração na cartilagem". Este resultado foi obtido pelas estatísticas não paramétricas para duas amostras independentes - teste *Mann Whitney*. Pela tabela 10.15, o valor *p* do teste *Mann Whitney* para a "rótula" é de 0,276, logo as diferenças encontradas nos valores do decaimento T2 entre a "rótula" e o "côndilo interno" não são estatisticamente significativas para um nível de significância de $\alpha = 5\%$.

TABELA 10.15 – TESTE NÃO PARAMÉTRICO PARA DUAS AMOSTRAS INDEPENDENTES PARA A REGIÃO DO "CÔNDILO INTERNO" E "RÓTULA".

Alteração Cartilagem		n	Média das ordens	Soma das ordens
Côndilo interno	Não	36	23,67	852,00
	Sim	16	32,88	526,00
	Total	52		
Rótula	Não	36	24,97	899,00
	Sim	16	29,94	479,00
	Total	52		

Teste Estatístico

	Côndilo interno	Rótula
<i>Mann-Whitney</i>	186,000	233,000
<i>Wilcoxon W</i>	852,000	899,000
<i>Z</i>	-2,022	-1,090
<i>Valor p</i>	,043	,276

Contudo, para o "côndilo interno" o valor p foi significativo ($p = 0,043$), desta forma foram identificadas diferenças estatisticamente significativas. Estes valores indicam que quem apresenta alterações na cartilagem na região do "côndilo interno" têm tendência para apresentar um aumento nos valores T2 (média das ordens = 32,88) (tabela 10.15). Este resultado pressupõe que quando existem alterações nos valores T2 medidos na "rótula" eles são acompanhados de alterações nos valores de T2 medidos no "côndilo interno".

De modo a verificar se existem diferenças estatisticamente significativas nos valores T2 medidos no "côndilo externo" com o grupo "alterações na cartilagem", foi realizado o teste t para duas amostras independentes.

TABELA 10.16 – TESTE t PARA A IGUALDADE DE MÉDIAS RELATIVAMENTE ÀS ALTERAÇÕES DA CARTILAGEM NO CÔNDILO EXTERNO.

Amostras Independentes

	Teste Levene		Teste t para a igualdade de médias							
	F	Valor p	t	df	Valor p	Médias das diferenças	Desvio padrão das diferenças	95% diferença intervalo de confiança		
								mínimo	máximo	
Côndilo externo	Variância igual	,027	,871	-,497	50	,621	-1,3014	2,6162	-6,5561	3,9533
	Variância diferente			-,514	31,28	,611	-1,3014	2,5296	-6,4586	3,8558

Através dos valores da tabela 10.16 obtidos pelo teste de *Levene* é verificado que as amostras são homocedásticas e, através do valor $p = 0,621$ pode-se concluir que não existem diferenças estatisticamente significativas no grupo alteração de cartilagem para o côndilo externo. Assim

podemos afirmar que as "alterações na cartilagem" no "côndilo interno", ao contrário do "côndilo externo", não acompanham as alterações da cartilagem rotuliana não havendo assim relação com as estruturas do compartimento anterior do joelho.

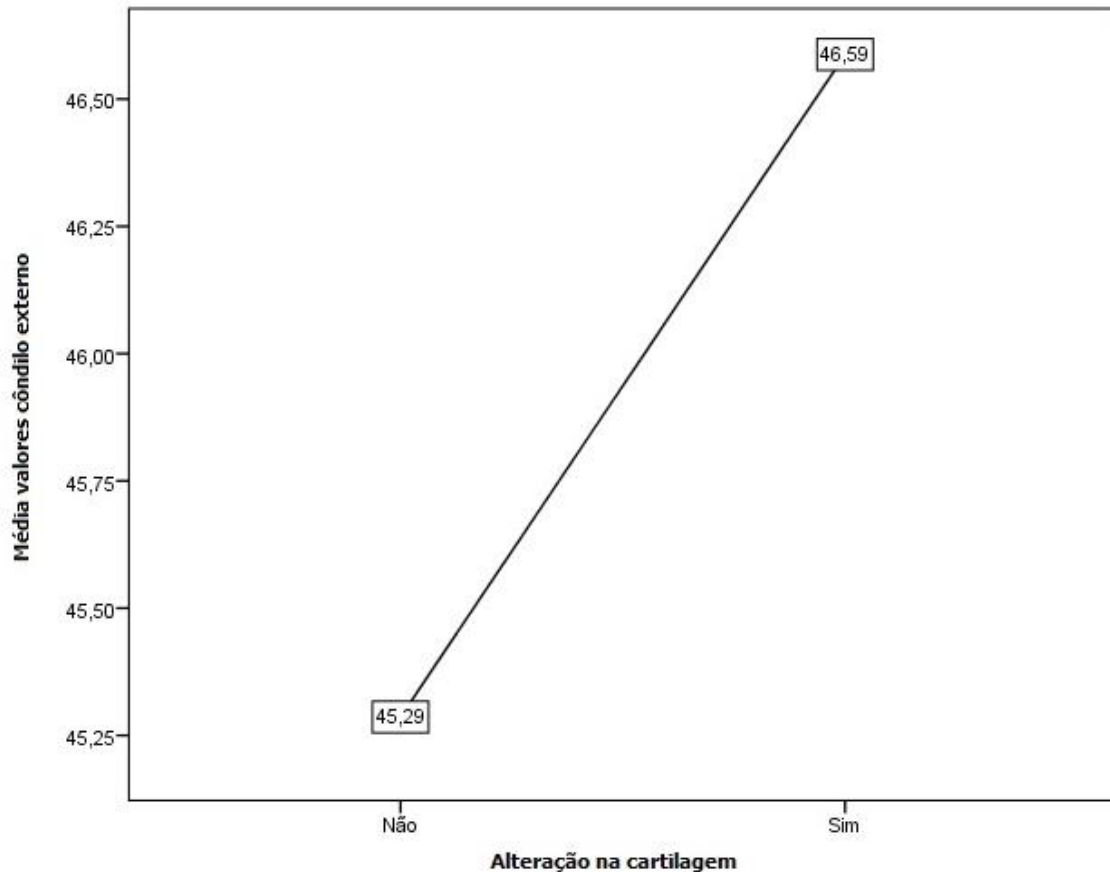


FIGURA 10.49 REPRESENTAÇÃO GRÁFICA DOS VALORES MÉDIOS T2 DO CÔNDILO EXTERNO NO GRUPO ALTERAÇÃO NA CARTILAGEM.

Apesar de não existirem diferenças estatisticamente significativas nos valores médios T2 para o côndilo externo, os valores são ligeiramente superiores quando existem alterações na cartilagem (46,59 ms) em comparação de quando não estão presentes as alterações cartilagíneas (45,29 ms), que se pode visualizar pelo gráfico da figura 10.49. Estes valores são efetivamente desprezíveis e podem estar associados a viés no procedimento de medida. Assim, este resultado não é estatisticamente significativo para além de apresentar diferenças mínimas na medida do decaimento T2 em ms.

Estudo da relação das diferentes zonas em estudo com a "idade" e "IMC"

TABELA 10.17 – CORRELAÇÕES NÃO PARAMÉTRICAS ENTRE AS REGIÕES ANATÓMICAS SELECIONADAS E A "IDADE" E "IMC".

		Correlações					
		Idade	Côndilo interno	Côndilo externo	Rótula	IMC	
Coeficiente de correlação de Spearman's	Idade	Coeficiente correlação	1,000	,091	-,083	-,057	,412**
		Valor p	.	,522	,558	,687	,002
		N	52	52	52	52	52
	Côndilo interno	Coeficiente correlação	,091	1,000	,144	,388**	,066
		Valor p	,522	.	,308	,004	,644
		N	52	52	52	52	52
	Côndilo externo	Coeficiente correlação	-,083	,144	1,000	,289*	,066
		Valor p	,558	,308	.	,037	,644
		N	52	52	52	52	52
	Rótula	Coeficiente correlação	-,057	,388**	,289*	1,000	-,132
		Valor p	,687	,004	,037	.	,350
		N	52	52	52	52	52
	IMC	Coeficiente correlação	,412**	,066	,066	-,132	1,000
		Valor p	,002	,644	,644	,350	.
		N	52	52	52	52	52

Nas correlações não paramétricas de *Spearman's* apresentadas na tabela 10.17, pode-se verificar que existem correlações estatisticamente significativas entre a "idade" e o "IMC" ($r_s = 0,412$, valor $p = 0,002$); entre os valores de T2 medidos no côndilo interno e na rótula ($r_s = 0,388$, valor $p = 0,004$) e, entre o côndilo externo a rótula ($r_s = 0,289$, valor $p = 0,037$). Estas expressam-se de modo positivo, ou seja, quando o decaimento T2 aumenta, o correspondente também irá apresentar valores T2 superiores, pelo que nos dá a entender que as alterações degenerativas da cartilagem nos côndilos está associada às da cartilagem rotuliana.

Quanto ao resultado da associação entre a idade e o IMC também não nos surpreende uma vez que as pessoas ao avançarem na idade tendem a aumentar o peso.

Não foram encontradas correlações estatisticamente significativas entre a "idade" e os valores T2 medidos nas diferentes regiões anatómicas (côndilo interno/ externo e rótula). Isto significa que não existe uma relação direta de causalidade entre a idade e as alterações das cartilagens.

Para além da "idade", o mesmo se sucedeu entre o "IMC" e as diferentes regiões anatómicas (côndilo interno/ externo e rótula), onde não foram apresentadas correlações estatisticamente significativas. Já este resultado não parece consistente uma vez que para um IMC superior está associada maior carga e pressupõe-se haver relação com as alterações cartilagíneas.

Verificação da normalidade entre as diferentes zonas em estudo entre "géneros"

TABELA 10.18 – TESTE DE NORMALIDADE ENTRE AS REGIÕES ANATÓMICAS DE ESTUDO E O "GÉNERO" (FEMININO/ MASCULINO).

		Kolmogorov-Smirnov			Shapiro-Wilk		
		Statistic	df	Sig.	Statistic	df	Sig.
Côndilo interno	Masculino	,067	26	,200*	,976	26	,787
	Feminino	,275	26	,000	,678	26	,000
Côndilo externo	Masculino	,136	26	,200*	,961	26	,416
	Feminino	,097	26	,200*	,977	26	,795
Rótula	Masculino	,407	26	,000	,566	26	,000
	Feminino	,333	26	,000	,726	26	,000

Teste Estatístico

	Côndilo interno	Rótula
<i>Mann-Whitney</i>	237,500	297,500
<i>Wilcoxon W</i>	588,500	648,500
<i>Z</i>	-1,839	-,741
<i>Valor p</i>	,066	,459

a. Variável de estudo: género

Amostras Independentes

	Teste Levene		Teste t para a igualdade de médias							
	F	Valor p	t	df	Valor p	Média das diferenças	Desvio padrão das diferenças	95% diferença intervalo de confiança		
								mínimo	máximo	
Côndilo externo	Variância igual	,008	,931	1,101	50	,276	2,634	2,392	-2,170	7,439
	Variância diferente			1,101	49,89	,276	2,634	2,392	-2,170	7,439

A tabela 10.18 mostra que não são verificadas as condições de normalidade entre os gêneros quando consideradas as variáveis "côndilo interno" e "rótula". Pelo teste de *Mann Whitney* (côndilo interno e rótula) e teste *t* (côndilo externo) para o nível de significância de 0,05, observa-se que não existem diferenças estatisticamente significativas entre o "gênero" e as regiões anatómicas. Embora a literatura indique que existe uma maior predisposição para o gênero feminino ter alterações da articulação do joelho, através deste estudo, parece que essas alterações não se revelam ao nível das alterações cartilagíneas.

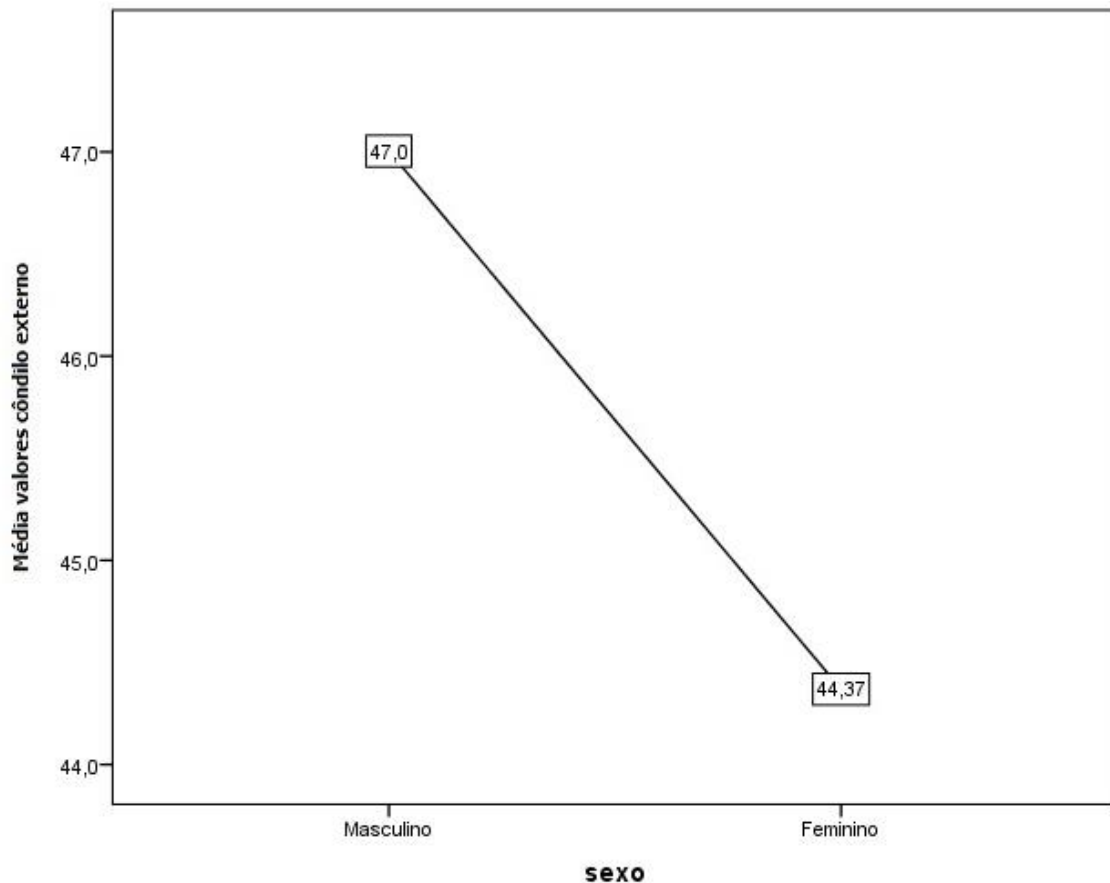


FIGURA 10.50 REPRESENTAÇÃO GRÁFICA DA MÉDIA DE VALORES T2 PARA O CÔNDILO EXTERNO ENTRE GÉNEROS.

Apesar de não existirem diferenças significativas nos valores médios T2 para o "côndilo externo" entre "géneros", os valores são ligeiramente superiores no género masculino (47,0 ms) do que no género feminino (44,37), que se pode visualizar pelo gráfico da figura 10.50. Tal facto vem ao encontro do defendido na maioria da literatura entre as alterações degenerativas do joelho e o género.

Com efeito, esta diferença parece ir ao encontro da assunção da patologia no género feminino ser mais frequente do que o género masculino, uma vez que valores de T2 superiores revelam que no género masculino o decaimento leva mais tempo pelo facto de haver mais conteúdo hídrico e células na matriz cartilágnea do que no género feminino.

11. Discussão e considerações finais

As lesões da cartilagem são de difícil caracterização e avaliação, principalmente no estágio inicial ou precoce, pois esta não possui estruturas nervosas que servem como detecção de alterações para que se inicie a terapêutica atempadamente. As alterações quando detetadas já se encontram bastante desenvolvidas, onde as probabilidades de reversão da patologia apresentam-se diminuídas pela sua baixa capacidade de regeneração. Assim, seria necessariamente importante a existência de um método de diagnóstico de rastreio fiável e sensível às diversas modificações, mesmo quando estas são mínimas. Os casos de OA estão a aumentar e, para além de proporcionarem limitações do ponto de vista funcional também, sobrecarregam o SNS por se apresentar sob a forma duma patologia que necessita de acompanhamento e/ ou intervenção cirúrgica com colocação de próteses e, desta forma, resulta num agravamento financeiro dos serviços de saúde. (8)(10)(38)

A RM é um método de diagnóstico caracterizado como o de eleição na avaliação de lesões músculo-esqueléticas nas articulações com alta sensibilidade no diagnóstico proporcionado pela alta capacidade de contraste entre tecidos moles que não utiliza radiação ionizante com a obtenção de múltiplos planos de estudo em 2D ou 3D. O protocolo de rotina é constituído por diversas sequências com diferentes aplicações dirigidas para um objetivo específico. As sequências mais utilizadas para a avaliação morfológica por RM são as sequências 2D em *FSE* na ponderação T1, T2 ou DP com a adição da *FS*. Em alternativa, pode-se recorrer às sequências 3D GRE, onde estão incluídas as sequências SPGR, FLASH e a DESS. (21)(40)(55)

Atualmente surgiram sequências de quantificação para a avaliação de lesões precoces, como as degenerativas. Neste grupo estão incluídos mapas de quantificação coloridos úteis no reconhecimento de alterações bioquímicas que podem ser ponderados em T1 (*T1 Mapping*) quando se pretende avaliar a mobilidade das moléculas de água e as perdas existentes na quantidade de proteoglicanos que formam a ECM. Para além do *T1 Mapping* surgiu o *T2 Mapping* com capacidade de avaliação e monitorização da integridade da rede de colagénio e teor de água com possibilidade de diferenciação entre regiões bastante próximas. (18)(57)(59)

Num estudo com 69 doentes que sofriam de distúrbios degenerativos não traumáticos desenvolvidos por *Soellner et. al.* 2017, foram realizados estudos quantitativos com recurso ao *T2 Mapping*. Os casos que reuniam condições de estudo (ausência de artefactos de movimento) foram submetidos ao procedimento de artroscopia, onde se verificou que esta sequência pode fornecer um diagnóstico útil na detecção de lesões precoces da CA do joelho de modo não invasivo e mais prático (sem necessidade de equipa médico-cirúrgica), ou eventualmente em complementaridade numa fase antecedente. (96)

A presente metodologia permitiu responder a todos os objetivos de estudo propostos, pois apesar de não se verificarem diferenças estatisticamente significativas entre os valores de T2 no côndilo interno ($X^2_{KW}(3) = 2,859$ | valor $p = 0,414$), rótula ($X^2_{KW}(3) = 3,088$ | valor $p = 0,378$) e côndilo externo (teste *Brown Forsythe* = 32,689, valor $p = 0,210$) no grupo com "Patologia", verificou-se na região da cartilagem do côndilo externo, os valores médios T2 para os indivíduos sem indícios patológicos registados no relatório clínico e para as diferentes patologias, onde no grupo "Sem patologia" (média \pm Desvio padrão (*SD*)) de (50,0 \pm 6,8 ms); no grupo com "Patologia ligamentar" de (43,3 \pm 5,0 ms); no grupo com "Patologia meniscal" de (47,6 \pm 12,3 ms) e, no grupo com "Patologia meniscal e ligamentar" de (43,9 \pm 6,1).

Deste estudo salienta-se que o facto de existir patologia ligamentar ou meniscal nem sempre tem efeitos sobre os valores T2 medidos nas cartilagens.

Também se constatou que relatórios médicos onde era referido haver alteração da cartilagem, através deste estudo tal não se comprovou. O inverso também se verificou. É de realçar que os médicos radiologistas na elaboração do relatório médico não tiveram acesso à quantificação pelo mapa T2. Este facto indica a importância da inclusão da sequência T2 Mapping nos exames de rotina ainda que não exista patologia ligamentar ou meniscal.

A implementação da técnica T2 Mapping no protocolo de rotina apresenta várias vantagens pela sua eficaz sensibilidade na deteção de alterações em pontos relativamente próximos, todavia a duração média de um exame morfológico de rotina RM é aproximadamente 15,05 minutos (cálculo com base na tabela 9,8) que poderá prolongar caso existam evidências de artefatos, nomeadamente os artefatos de movimentos provocados pela agitação do doente em estudo. A aplicação da sequência multi *spin-eco* para quantificação T2, também possui desvantagens, visto que adicionaria cerca de 4,08 minutos ao protocolo de estudo (com base na tabela 9,9). Assim, para além de aumentar o tempo que o doente está no interior da *gantry*, as vagas para o tempo de exame de RM no joelho teriam de aumentar, o que condiciona a eliminação de alguns doentes na lista diária para que não haja a sobrecarga no turno diário de RM. Este facto, embora útil do ponto de vista clínico é desfavorável à perspetiva da gestão hospitalar.

Houve um maior número de casos no grupo "com Patologia" para o sub-grupo "Patologia meniscal e ligamentar".

Verificaram-se alterações a nível da cartilagem do côndilo externo e cartilagem rotuliana em dois indivíduos da amostra selecionados aleatoriamente do grupo sem referência a alterações nas cartilagens da articulação do joelho por parte do relatório clínico. Na região da cartilagem do côndilo externo existia um aumento nos valores médios T2 numa região específica, localizados sensivelmente entre os 75 ms e 100 ms (com base na Figura 9.47). A mesma situação se sucede para a região da cartilagem rotuliana, no entanto com evidência de valores menores entre, aproximadamente os 75 ms e 90 ms (com base na Figura 9.47). No indivíduo considerado com um alto grau patológico pelo conteúdo do relatório clínico no que diz respeito à cartilagem presente na articulação do joelho, foram encontrados valores médios T2 elevados com valores muito próximos dos 100 ms (com base na Figura 9.47). Desta forma, para além de se perceber que os valores entre indivíduos saudáveis *versus* patológicos têm tendência a aumentar, os resultados obtidos no nosso estudo foram controversos, pois a categoria "sem patologia" mostrou valores superiores face à categoria "patológica" que poderão estar

relacionados com uma maior integridade na cartilagem (maior conteúdo de colagénio, glicoproteínas e ácido hialurónico) que faz com que o tempo de relaxação detetado seja superior, pois as sequências T2 apresentam tempos longos para a água (conteúdo hídrico). Para além destes aspetos, é importante salientar que se registou uma determinada amplitude nos valores médios T2 dos indivíduos sem indícios patológicos (figura 9.44 e 9.46), sendo possível visualizar que toda a região cartilágnea selecionada apresenta na sua extensão várias cores, ou seja, existiu detetabilidade nas diferenças nos valores T2 que podem eventualmente estar relacionadas com alterações não identificáveis pelo relatório clínico (cerca de 25 a 100 ms para a cartilagem do côndilo externo e, 25 a 90 ms para a cartilagem rotuliana). No mapa T2 do indivíduo com lesões patológicas avançadas (figura 9.45) consegue-se observar que a camada de cartilagem do côndilo interno é mais fina e alvo de alterações com tendência para exprimir valores T2 maiores com base na escala de cores representada na figura 9.47 (cerca de 25 a 100 ms).

Foi verificada a associação positiva entre os valores T2 medidos na cartilagem hialina dos côndilos femorais (interno e externo) com cartilagem rotuliana ($r_s = 0,388$, valor $p = 0,004$ | $r_s = 0,289$, valor $p = 0,037$), assim como para a idade e IMC ($r_s = 0,412$, valor $p = 0,002$). Poderá assumir-se que os valores T2 registados nos côndilos femorais interferem no valor T2 pertencente à cartilagem rotuliana.

No estudo exploratório retrospectivo foram avaliados alguns fatores ou potenciadores de risco que, segundo a literatura, podem contribuir para o desenvolvimento de alterações na CA como a "idade", o "género" e o "IMC". Para além destes, alguns autores destacam a prática de atividade desportiva e, acidentes traumáticos. (4)(5)(34)(37)

Çağlar et. al. 2014, realizaram um estudo com 107 indivíduos com o objetivo de avaliar a relação de idade e género entre dois grupos (com patologia e sem patologia). Os resultados demonstraram existir um aumento nos valores médios T2 nos indivíduos a partir dos 40 anos em relação aos indivíduos com idade inferior a 40 anos, correlacionando com a medição da rótula, côndilo interno e externo nos 107 casos. Este resultado surge do cálculo da curva ROC (Receiver Operating Characteristic Curve) com valores de área abaixo da curva de 0,901 para a cartilagem rotuliana; 0,937 registado relativamente à região do côndilo externo e, 0,937 para a região do côndilo interno. Também verificaram um aumento no tempo T2 correlacionado com a idade nas diferentes zonas anatómicas no grupo de pacientes sem patologia e no grupo total de casos [(valor T2 medido \pm SD) (ms) abaixo dos 40 anos versus acima dos 40 anos]; (valor T2 medido na cartilagem rotuliana $33,32 \pm 5,13$ versus $41,87 \pm 4,34$ | valor T2 medido na cartilagem do côndilo interno $33,76 \pm 4,39$ versus $42,36 \pm 4,29$ | valor T2 medido na cartilagem do côndilo externo $33,32 \pm 4,89$ versus $43,57 \pm 5,00$]. Nas medições na região patelar e do côndilo externo nas lesões meniscais não foram encontradas diferenças estatisticamente significativas entre o tempo de relaxação T2, contudo os valores T2 medidos para o côndilo interno foi de $41,5 \pm 5,1$ ms. Já nas lesões ligamentares, surgiu um aumento estatisticamente significativo presente nos tempos T2 da cartilagem do côndilo interno ($41,4 \pm 4,2$ ms) e externo ($41,8 \pm 6,8$ ms) no grupo com lesões ligamentares. No grupo sem patologia as medições T2 para a cartilagem da rótula registaram o valor de $34,9 \pm 5,4$ ms, a cartilagem medida no côndilo interno ($35,3 \pm 5,9$ ms) e no externo ($34,8 \pm 4,9$ ms). Finalmente, quanto ao género não foram encontradas diferenças estatisticamente significativas nas três regiões de medida no subgrupo com e sem patologia. (97)

A presença de lesões meniscais pode ter influência nos valores do T2 Mapping, em que existem referências que traduzem um aumento nos tempos quando existem traços patológicos meniscais, como a presença de roturas em relação ao grupo considerado saudável. *Hunter et. al.* 2006, estudaram a relação do valor T2 entre a cartilagem nos doentes sem e com evidência de roturas meniscais (avaliação de sub-luxação, superfície e altura do menisco com evidência do grau patológico) nos indivíduos com OA que percebeu uma forte associação entre a lesão meniscal com a perda de cartilagem, pela medição em 5 regiões diferentes, incluindo a região dos côndilos femorais, onde se obteve valores sobre a possível diminuição da superfície meniscal, assim como a altura do menisco. Com recurso a cálculos com correlações entre os subgrupos de roturas meniscais e indivíduos sem patologia, verificou-se que a superfície e altura do menisco diminuíram com a gravidade da lesão (valores no côndilo interno $r = 0,69$ a $0,87$ para um valor $p < 0,0001$ | valores no côndilo externo $r = 0,20$ a $0,45$ para um valor $p < 0,0001$), que favorece o risco de perda de cartilagem, com maior probabilidade no côndilo interno pelo aumento do valor de correlação. Neste participaram 257 indivíduos de idade média de $66,6 \pm 9,2$ (SD) anos de idade e IMC de $31,2 \pm 5,7$ (SD) kg/m^2 . (98)

Segundo *Friedrich et. al.* 2009, os valores de T2 mostraram-se superiores no doentes com lesões meniscais relativamente aos casos sem patologia. E que comparativamente aos valores T2 registados nos côndilos femorais, os valores foram superiores na região interna do que na externa. Estavam presentes 37 casos com degeneração na cartilagem para avaliar quantitativamente e comparar com os indivíduos com e sem lesões meniscais. Os casos com roturas meniscais (mediana \pm intervalo interquartil - $50,1 \pm 6,1$ ms) apresentaram valores T2 da cartilagem significativamente maiores do que aqueles sem lesões meniscais (mediana \pm intervalo interquartil - $45,7 \pm 4,8$ ms). Os valores T2 da cartilagem foram significativamente maiores na região do côndilo interno do que na região do côndilo externo nos indivíduos com rotura meniscal medial ($p = 0,018$). Os valores T2 da cartilagem para o grupo com degeneração foram (mediana \pm intervalo interquartil) $50,0 \pm 7,1$ ms para o côndilo femoral interno e (mediana \pm intervalo interquartil) $49,8 \pm 7,7$ ms para o côndilo femoral externo. Estes valores indiciam a existência de sinais patológicos degenerativos na cartilagem do côndilo interno e externo do fémur na fase inicial. (99) Pela literatura, a vertente interna normalmente apresenta uma maior carga, o que contribui para maior probabilidade no desenvolvimento de alterações degenerativas que induzem à OA. (100)(101)

Relativamente à cartilagem fémoro-patelar, *Stehling et. al.* 2010, pretenderam estudar a inter-relação entre o tempo de relaxação T2 através da elaboração de ROIs na cartilagem da rótula, outras modificações presentes no joelho (derrames, edema, lesões ligamentares e meniscais) e os níveis de atividade física. Foram selecionados 120 indivíduos assintomáticos com idades compreendidas entre 45-55 anos. As imagens de RM morfológicas demonstraram em 95 indivíduos a presença de lesões meniscais. Para além destes aspetos, descobriu-se uma correlação significativa (teste de *Pearson*) entre os valores T2 da cartilagem da rótula e a gravidade e grau de lesões da cartilagem (valor $p = 0,0025$) e meniscais (valor $p = 0,0067$). O género masculino apresentou uma maior frequência nas lesões meniscais em relação ao género feminino (50%, 30 de 60 *versus* 40%, 24 de 60), enquanto as lesões na cartilagem da rótula registaram valores maiores no género feminino (45%, 27 de 60 *versus* 35%, 21 de 60). Estes autores consideraram, com base na avaliação das imagens de RM, que a atividade física elevada pode originar uma prevalência maior e maior grau de anomalias com valores de T2

aumentados face aos indivíduos com menor atividade física (48,7 ms *versus* 45,8 ms | valor $p = 0,001$). (102)

Relacionando o estudo anterior (102) com os resultados obtidos no estudo atual registou-se uma correlação positiva entre o valor T2 médio medido na rótula com os valores T2 médios medidos no côndilo interno ($r_s = 0,388$, valor $p = 0,004$) e no côndilo externo ($r_s = 0,289$, valor $p = 0,037$), sugerindo que existe influência para um aumento dos valores T2 médios na região da rótula quando se verifica um aumento nos valores T2 médios dos côndilos femorais. Assim, propõe-se a possibilidade que as alterações desencadeadas a nível dos côndilos femorais poderão prejudicar e aumentar a probabilidade de formação de alterações cartilagueas no tecido da cartilagem da rótula e, que essas alterações podem ser visíveis pelos valores medidos da cartilagem rotuliana.

Ainda no nosso estudo, realizou-se o teste *Mann Whitney* dirigido às medições realizadas para a cartilagem da rótula e no côndilo interno e o teste *t* para a igualdade das médias na região do côndilo externo de modo a verificar se existiam diferenças estatísticas no valor médio T2 na variável género em relação às diferentes regiões anatómicas de estudo, onde não foram encontradas diferenças entre os géneros feminino e masculino entre a região da cartilagem da rótula (valor $p = 0,459$), côndilo interno (valor $p = 0,066$) e externo (valor $p = 0,276$) do fémur. Todavia, apesar de não se verificarem diferenças significativas (figura 10.50), salienta-se que o valor médio T2 medido no côndilo externo no género masculino (47,0 ms) é superior, relativamente ao género feminino (44,37 ms). No estudo de *Çağlar et. al.* 2014, não se observaram igualmente diferenças estatisticamente significativas entre géneros para os tempos T2 da cartilagem nas três regiões. (97)

Com o objetivo de avaliar as associações entre valores T2 da cartilagem com o género e idade nos joelhos saudáveis sem evidências de degenerações cartilagueas diagnosticadas anteriormente, *Joseph et. al.* 2015, selecionaram 481 indivíduos com idades compreendidas entre 45-65 anos. Foram realizadas medições através de *ROIs* na porção interna e externa do fémur e na região fémoro-patelar. Relativamente à associação entre o género e os valores T2 medidos nas regiões de cartilagem selecionadas, o género feminino evidenciou valores ligeiramente superiores face ao género masculino nas três zonas de cartilagem selecionadas, onde se registou para a cartilagem do côndilo externo o valor $p = 0,058$ e, para a cartilagem rotuliana o valor $p = 0,417$, para além de apresentar diferenças significativas ao nível da região do côndilo femoral interno ($p < 0,0001$). Os valores T2 da cartilagem do côndilo interno variaram de 34,1 ms (5º percentil) a 42,4 ms (percentil 95) no género feminino ($n = 225$) e, de 33,5 ms (5º percentil) a 40,8 ms (percentil 95) no género masculino ($n = 198$) em que o género feminino registaram valores T2 superiores em cerca de 2,74%. (103)

No decurso do estudo anterior, quanto à relação entre a idade e o valor T2 da cartilagem, verificou-se uma associação positiva fraca mais pronunciada na região interna do côndilo do fémur (1,40% na mediana T2 / 10 anos, valor $p = 0,050$) e na cartilagem da rótula (aumento de 3,27% na mediana T2 / 10 anos, valor $p = 0,009$). Também foi encontrada uma associação positiva entre o IMC e o valor T2 na região medida do côndilo interno em que, os indivíduos com maior IMC apresentavam valores T2 superiores relativamente à população com o IMC normal com diferenças estatisticamente significativas (1,26% na mediana T2 / 5 kg/m² aumento no IMC, valor $p < 0,0001$), o que poderá contribuir para um fator que ajuda na

perceção para o risco de AO precoce, onde o aumento de peso poderá favorecer o desenvolvimento de alterações cartilagueas. Na associação realizada entre o IMC e o género não foram encontradas diferenças estatisticamente significativas entre a cartilagem rotuliana (valor $p = 0,75$), cartilagem do côndilo interno (valor $p = 0,22$) e externo (valor $p = 0,068$). (103)

A obesidade, como referido anteriormente, constitui um fator de risco para o desenvolvimento de OA. Com referência ao estudo elaborado por *Brennan et. al.* 2010, o objetivo centrou-se em avaliar a relação entre o IMC num período de tempo de dez anos e o volume de cartilagem na região fémoro-tibial numa amostra de 142 indivíduos do género feminino mulheres assintomáticas com idades compreendidas entre 30 a 49 anos. Verificou-se a tendência que um aumento no IMC após os 10 anos poderá estar associado a um aumento no risco de defeitos na cartilagem, sugerindo que o aumento do IMC em 10 anos pode estar associado à redução do volume da cartilagem na população total (valor $p = 0,01$), até mesmo quando não estão conhecidos indícios de OA. (104)

No decurso do nosso estudo para verificação da relação entre as diferentes zonas anatómicas com as variáveis idade e IMC, foram detetadas correlações positivas entre a idade e o IMC ($r_s = 0,412$, valor $p = 0,002$), sugerindo o IMC aumenta com a idade, o que parece credível dado ao facto que a população mais idosa tem tendência para um aumento no peso com um aumento do sedentarismo provocado pela limitação de certos movimentos incluídos, por exemplo, na execução dos movimentos de marcha.

Mosher e colaboradores têm vindo a desenvolver vários estudos baseados no valor T2 associados a fatores de risco. Em 2004, desenvolveram um estudo comparativo entre a idade e os valores T2 na superfície articular da cartilagem rotuliana em 30 indivíduos assintomáticos do género feminino estratificados em quatro grupos etários (18-30, 31-45, 46-65 e 66-86 anos). (105) Na superfície articular da cartilagem rotuliana verificou-se que nos primeiros 2 grupos etários os valores eram relativamente semelhantes, com variação dos valores T2 desde $43,2 \pm 2,0$ ms a $63,2 \pm 2,4$ ms. No grupo etário 46-65 anos os valores T2 na superfície articular da cartilagem da rótula apresentaram valores de $47,0 \pm 6,0$ ms a $76 \pm 10,9$ ms. Já a população mais idosa (66-86 anos) assumiu os valores de $53,7 \pm 10,8$ ms a $79,5 \pm 7,5$ ms. As alterações nos valores T2 na cartilagem da rótula para o grupo etário 18-30 anos surgiram em 8% dos restantes casos, seguindo-se o grupo etário 46-65 anos com 20%, o grupo etário 31-48 anos com um valor de 24% e, com 48% o grupo mais idoso 66-86 anos. Desta forma, a população do grupo etário com maior idade apresenta maior número nas alterações pertencentes à cartilagem rotuliana, apesar desta diferença não se apresentar estatisticamente significativa (valor $p < 0,11$). O estudo referiu a existência de uma correlação inversa entre a espessura da cartilagem pertencente à rótula com o aumento da faixa etária ($r = -0,51$, valor $p = 0,006$). (105)

Os dados seleccionados por *Mosher et. al.* 2004, incluíram apenas mulheres. Segundo a literatura, o género feminino tem tendência para apresentar um maior valor de T2 acima dos 45 anos, relativamente ao género masculino, que poderá estar relacionado com os níveis hormonais ou terapêuticas associadas. (105)(106) Pelo estudo dirigido às hormonas sexuais com observação da possível existência de redução do volume da cartilagem nas mulheres que realizaram terapia hormonal de substituição e nas mulheres pós-menopausa, verificaram-se

alterações no metabolismo da cartilagem, passíveis de provocar fenómenos mais agressivos de OA. (107) Contraditoriamente, pela análise do estudo de *Wluka et. al.* 2001, foi verificado um aumento de 10% do volume da cartilagem nas mulheres expostas ao tratamento hormonal de substituição de longa duração em comparação nas mulheres que já tinham iniciado a menopausa. Referiu-se, assim que o potencial efeito hormonal pode ajudar na preservação da CA. (108)

No que concerne ao género, noutro estudo *Mosher et. al.* 2004, analisaram 17 indivíduos (7 do género masculino e 10 do género feminino) com idade compreendida entre os 22 e os 29 anos, sem evidência de patologias conhecidas na articulação do joelho, onde não foram encontradas diferenças estatisticamente significativas na médias dos valores médios de T2 entre os géneros. O género masculino obteve o valor mínimo de T2 na cartilagem patelar de $45,9 \pm 3,3$ ms para $67,4 \pm 7,2$ ms na superfície articular. Para a cartilagem da rótula no género feminino, o valor mínimo T2 foi de $44,9 \pm 1,9$ ms para $67,4 \pm 4,2$ ms na superfície articular. (109)

Com finalidade de obter os valores T2 numa avaliação quantitativa correspondente à CA e meniscos da articulação do joelho, *Xiang et. al.* 2017, selecionaram 9 indivíduos com artrite reumatoide *versus* grupo de controlo (sem evidências patológicas) com 20 indivíduos. A sequência multi *spin-eco* utilizada apresentava os seguintes parâmetros técnicos: TR de 1794 ms e TE de 6,5 | 13,4 | 27 e 40,7 ms. Os valores T2 no grupo com artrite reumatoide eram superiores em relação ao grupo de controlo na cartilagem, pois na cartilagem do côndilo femoral interno (média valor T2 \pm SD | valor p) verificou-se $65,47 \pm 22,37$ ms *versus* $44,28 \pm 7,48$ ms | valor p = 0,001; côndilo femoral externo (média valor T2 \pm SD | valor p) $52,13 \pm 23,78$ ms *versus* $33,02 \pm 2,99$ ms | valor p = 0,00. Por outro lado, a cartilagem pertencente à rótula assumiu valores superiores no grupo de controlo (média valor T2 \pm SD | valor p) $49,6 \pm 18,15$ ms *versus* $44,10 \pm 8,98$ ms | valor p = 0,814). Quanto aos valores T2 dirigidos aos meniscos (interno e externo) não foram encontradas diferenças estatisticamente significativas entre o grupo de controlo em relação ao grupo com artrite reumatoide. (101)

A amostra do nosso estudo apresenta mais casos com patologia meniscal e ligamentar (20 casos) do que o grupo considerado saudável, ou seja, sem patologias (6 casos) que, segundo a literatura, alguns tipos de lesões podem alterar os valores T2, normalmente quanto maior o grau da lesão, maior será o valor T2 medido. Existem diversos estudos realizados para a avaliação do comportamento e estabelecimento de um valor T2 padrão nos grupos com evidência de patologia meniscal/ ligamentar *versus* grupo sem alterações. Usualmente através das *ROIs* são realizadas medições no tecido da cartilagem em diferentes regiões para averiguar se em alguma destas é destacada com maior potencial para o desenvolvimento de lesões precoces. Contudo, não está estabelecido um valor T2 padrão para grupos sem e com evidências patológicas para as diferentes regiões anatómicas.

Segundo várias experiências de investigação, o côndilo interno foi indicado como uma zona de maior probabilidade de desenvolvimento de modificações na cartilagem. Os autores justificam associando que é uma região, onde se exercem grandes cargas, logo está mais exposta a deformações. No entanto, no nosso estudo na relação dos valores T2 entre as diferentes zonas anatómicas com a categoria "patologia" embora tivessem sido obtidas diferenças elas não foram estatisticamente significativas. Adversamente, no que diz respeito à categoria

“alterações da cartilagem”, foi verificado que os indivíduos que possuem alterações localizadas na região da cartilagem do côndilo interno que, tem tendência para apresentar um aumento nos valores T2 (valor $p = 0,043$ | média das ordens = 32,88), verificando-se assim, uma concordância com a literatura consultada.

No nosso estudo, estão expostos os valores T2 médios medidos na região do côndilo externo para a categoria “Alteração na cartilagem”, sendo que é importante reforçar que estes não apresentam diferenças estatisticamente significativas entre a presença ou ausência de alterações na cartilagem pertencente ao côndilo externo, embora que se verifiquem valores médios ligeiramente superiores no grupo que apresenta alterações na cartilagem com 46,59 ms face aos que não apresentam quaisquer modificações com 45,29 ms.

Os valores médios T2 medidos no côndilo externo na categoria “patologia meniscal” no nosso estudo estão inseridos no intervalo estipulado no estudo de *Xiang et. al.* 2017, como sendo referência, dado que o valor médio T2 exposto da cartilagem do côndilo externo referente à categoria “patologia meniscal” é igual a 47,594 ms e, o intervalo definido por estes autores, assume valores de 28,35 ms a 75,91 ms (média \pm SD- 52,13 \pm 23,78 ms). (101) Assim como, o mesmo acontece para os valores presentes no estudo de *Friedrich et. al.* 2009 que o valor médio T2 medido no côndilo externo é de 47,594 ms nos casos de patologia meniscal que está presente no intervalo (mediana \pm intervalo interquartil) de 49,8 \pm 7,7 ms. (99)

De forma a avaliar a sensibilidade da aplicação da técnica T2 *Mapping* na deteção das alterações bioquímicas entre as diferentes camadas da cartilagem rotuliana, *Apprich et. al.* 2000, desenvolveram um estudo onde verificaram que os valores de T2 eram significativamente superiores na camada superficial face à camada profunda e, que estes eram independentes da gravidade das alterações na cartilagem (valor $p = 0,041$), ou seja, com base no estudo, independentemente do número de alterações na cartilagem rotuliana que a camada superficial é mais suscetível às alterações do que a camada profunda. Verificou também que os valores médios T2 da cartilagem rotuliana na sua extensão podem assumir valores superiores quando existe um maior número de alterações nesta. No grupo considerado saudável (controlo) o valor médio T2 foi de 33,1 (intervalo de 29 a 37,2); no grupo com reduzidas alterações na cartilagem da rótula de 38,3 (intervalo 28,6 a 48,0) e, no grupo com consideráveis alterações na cartilagem da rótula registou-se o valor médio T2 de 42,3 (37,7 a 46,9). (110)

Para avaliar se a atividade física e os efeitos da idade podem influenciar os tempos T2 e a espessura da cartilagem após uma atividade física, *Mosher et. al.* 2010, selecionaram 22 maratonistas e um grupo de controlo constituído por 15 elementos por duas faixas etárias (<45 anos - considerados jovens e, >46 anos), sendo os dados obtidos antes e após a corrida. Após a corrida os valores médios T2 na cartilagem femoral diminuíram (2 a 4 ms), juntamente com uma diminuição registada na espessura da cartilagem femoral de 4% a 8%. Todos os grupos apresentaram uma diminuição na espessura da cartilagem após a corrida, sendo que estes valores foram estatisticamente significativos para os grupos jovens (<45 anos), pois o grupo jovem de controlo obteve um valor $p = 0,005$; o grupo jovem maratonista com valor $p = 0,004$; o grupo >46 anos de controlo com valor $p = 0,073$ e, o grupo >46 anos maratonista com valor $p = 0,229$. Verificou-se que 84% dos indivíduos demonstraram uma diminuição mensurável na espessura média da cartilagem femoral, principalmente na região do côndilo

medial e lateral, porém a idade e o nível de atividade física não alteraram a resposta do valor T2 à corrida. (111)

Para além das relações que se podem extrair da literatura acima citada, a técnica *T2 Mapping* pode assumir a capacidade de controlar a evolução de regeneração na CA por possuir sensibilidade de deteção de resposta à eficácia de um tratamento aplicado para reparação da cartilagem e possível reversão do grau patológico. *Domayer et. al.* 2010, desenvolveram um estudo com 6 casos que foram submetidos à técnica de implantação autóloga de condrócitos a fim de avaliar se a reparação do tecido com base nessa técnica se proporciona uma resposta positiva ou eficaz na avaliação do tratamento referente à cartilagem pertencente à região do côndilo interno, onde foram realizadas *ROIs* com diferenciação de camadas (superficial e profunda) na cartilagem considerada normal (sem intervenções) e, na cartilagem induzida a tratamento. Para tal, foram aplicadas as técnicas *T2 Mapping* para avaliação da integridade na rede de colagénio. Verificou-se uma variação espacial entre os valores T2 na camada profunda em ambas as cartilagens normal ($45,4 \pm 8,3$ ms, no intervalo de 32,0 a 58,9 ms) *versus* reparada ($45,4 \pm 9,1$ ms, no intervalo de 37,9 a 65,9 ms). Na camada superficial o valor médio T2 registado na região do côndilo interno na cartilagem normal foi de $52,1 \pm 8,6$ ms (no intervalo de 41,2 a 68,8 ms) e de $48,0 \pm 9,4$ ms (no intervalo de 37,9 a 65,9 ms) na cartilagem reparada. O valor médio T2 na cartilagem reparada no côndilo interno na camada global foi de $46,8 \pm 8,8$ ms (no intervalo de 38,4 a 65,5 ms) em relação à cartilagem normal com $48,9 \pm 7,6$ ms (no intervalo de 36,8 a 62,5ms). No teste *t* para duas amostras emparelhadas foram encontradas diferenças estatisticamente significativas no valor T2 entre a camada profunda e superficial nos casos com a cartilagem considerada normal (valor $p = 0,004$), no entanto, nos casos com a cartilagem reparada não ocorreram diferenças consideráveis nos valores médios T2 (valor $p = 0,148$). Assim, foram encontrados bons resultados clínicos em mais de 90%, onde o tratamento por implantação autóloga de condrócitos foi considerado seguro, eficiente pela obtenção de bons resultados a longo prazo. (112)

De forma a caracterizar a reparação espontânea morfológica e quantitativa da cartilagem da rótula, foi elaborado um estudo segundo *Watrim Pinzano et. al.* 2004, com joelhos de ratos após apresentarem defeito na espessura total da cartilagem. As imagens foram obtidas no plano axial, onde os valores T2 globais dos 48 joelhos foram avaliados nos tecidos de reparação espontânea (24 rótulas do lado direito) *versus* cartilagem considerada saudável sem modificações na cartilagem (24 rótulas do lado esquerdo). Os dados obtidos pela RM foram comparados com estudos macroscópicos e histológicos. O *T2 Mapping* possuiu a sensibilidade de deteção morfológicamente do tipo de reparo (total, parcial ou hipertrófico) dos tecidos, em que os tecidos de reparação total e parcial foram caracterizados com valores T2 globais semelhantes ao do grupo sem modificações, enquanto os tecidos de reparo hipertróficos evidenciavam valores T2 superiores face ao grupo sem modificações (valor $p < 0,05$). Os autores concluíram que o estudo com recurso ao *T2 Mapping* apresenta boas capacidades de caracterização quantitativa e qualitativa da reparação da cartilagem da rótula nos ratos e, por esse aspeto, é uma técnica não invasiva com potencial de avaliação e deteção de alterações presentes no tecido cartilágneo. (64)

Ao longo do processo do nosso estudo foram surgindo algumas limitações como a difícil elaboração da *ROI* em cada uma das regiões, onde o *software* disponibilizado não reunia

ferramentas de segmentação para realizar a segmentação ou divisão por camadas. Assim não se efetuou a segmentação entre camadas pelo processo manual, pois poderia comprometer o estudo dado que, em certas zonas a cartilagem apresentava-se como uma fina camada, transformando o processo de divisão entre camadas bastante complexo. No entanto, à luz da literatura foram várias os estudos que optaram pela avaliação individual entre as diferentes camadas.

Não foi calculado o coeficiente de inter-relação para verificar a concordância estatística de ambos os elementos especializados para o cálculo dos valores do tempo médio de relaxação nas áreas de estudo porque não foi realizado um estudo em condições de independência, pois foi elaborada uma concordância verbal caso a caso, onde se adotou que o valor final resultava na média das medições registadas entre estes.

O fato da segmentação ser realizada maioritariamente por apoio manual (operador dependente) pode interferir no cálculo dos valores médio de T2, pois a distinção entre limites em certos casos patológicos é de difícil separação, para tal foi utilizada uma dupla magnificação para minimização dos erros de medição.

Não foi possível obter a informação relacionada com a atividade física para cada um dos elementos a fim de verificar se existem diferenças significativas nos grupos de intensa atividade para o desenvolvimento precoce de alterações no tecido cartilágneo. Para além destes aspetos, também não foi possível saber qual o efeito da carga e o movimento de cada doente antes de realizar a aquisição pelo facto de ser um estudo retrospectivo.

As sequências de estudo foram adquiridas no mesmo plano (sagital) pelo que, seria mais completo, por exemplo, a realização de estudos axiais para a região fémoro-patelar, como estudaram *Apprich et. al.* 2000. (110)

Pode-se concluir que, existem várias técnicas para a avaliação da cartilagem por RM, em que a aposta na quantificação do conteúdo bioquímico poderá evidenciar se existem alterações no estágio inicial, com a finalidade de intervir de forma a eventualmente travar o progresso da degeneração. O T2 *Mapping* pode ser utilizado para avaliação de tratamentos de regeneração pela alta sensibilidade de deteção. Contudo, sem os equipamentos e *software* necessários para um processo de segmentação automatizado e específico é considerada uma técnica complexa e demorada, o que faz com que o indivíduo esteja um maior tempo para a realização do exame. Com a otimização destes processos, principalmente a nível do pós-processamento, seria uma mais-valia a sua introdução na rotina clínica, pois o diagnóstico seria mais completo e preciso. Foi verificado no nosso estudo as alterações da cartilagem baseadas na variação dos valores de T2, as quais não foram reportadas nos relatórios médicos porque as sequências apenas morfológicas não as conseguem evidenciar.

Foi ainda possível verificar a aplicabilidade da técnica T2 *Mapping* na avaliação da patologia da CA nos casos patológicos na medição da região do côndilo interno. Assim como, detetar alterações no mapa de cores dos valores médios T2 nos indivíduos considerados saudáveis, sem indícios de alterações na cartilagem que fossem detetadas em relatório clínico através das sequências anátomo-patológicas (protocolo de rotina). Neste sentido, sugere-se o desenvolvimento de estudos com amostras de maiores dimensões, onde existam grupos de controlo (elementos saudáveis) realizados com critérios semelhantes desde o posicionamento

do doente, aos valores da sequência utilizada para o mapa T2 e obtenção do mesmo tipo de pós-processamento, a fim de verificar se os valores médios T2 da cartilagem nas regiões dos côndilos femorais e rotuliana apresentam valores padrão típicos entre as diferentes categorias.

Como perspectivas para estudos futuros seria importante o desenvolvimento de investigações com grandes amostras entre diversos grupos, para que se possam encontrar valores de referência para comparação, ter uma certeza no valor medido considerado com indícios patológicos nos mapas T2, por exemplo, na avaliação dos valores T2 *Mapping* entre grupos profissionais de risco ocupacional no desenvolvimento de AO ou isolando outras variáveis moderadoras do tipo estilos de vida, práticas desportivas entre outras.

12. Referências bibliográficas

1. Meyer U, Wiesmann HP. Bone and Cartilage Engineering. Springer, editor. 2006. 7-43 p.
2. Kraus T, Křvehlík M, Singer G, Schalamon J, Zwick E, Linhart W. The epidemiology of knee injuries in children and adolescents. *Arch Orthop Trauma Surg*. 2012;132(6):773–9.
3. Horvai A. Cartilage Imaging: Significance, Techniques and New Developments [Internet]. *Cartilage Imaging: Significance, Thecniques and New Developments*. 2011. 1-10 p. Available from: <http://www.springerlink.com/index/10.1007/978-1-4419-8438-8>
4. Redler LH, Caldwell J-M, Schulz BM, Levine WN. Management of Articular Cartilage Defects of the Knee. *Phys Sportsmed* [Internet]. 2012;40(1):20–35. Available from: <http://www.tandfonline.com/doi/full/10.3810/psm.2012.02.1948>
5. Kuikka P-I, Pihlajamäki HK, Mattila VM. Knee injuries related to sports in young adult males during military service - Incidence and risk factors. *Scand J Med Sci Sports* [Internet]. 2013;23(3):281–7. Available from: <http://doi.wiley.com/10.1111/j.1600-0838.2011.01397.x>
6. Direção-Geral da Saúde [Internet]. [cited 2018 May 24]. Available from: <https://www.dgs.pt/saude-a-a-z.aspx?v=8e00381f-52ce-45fb-b5a0-35fe84fa926a#saude-de-a-a-z/doencas-reumaticas>
7. Webb J, Corry I. Injuries of the sporting knee. *Br J Sports Med* [Internet]. 2000;34:227–8. Available from: <http://scholar.google.com/scholar?hl=en&btnG=Search&q=intitle:Injuries+of+the+sporting+knee#0>
8. Brockmeier SF. MRI-Arthroscopy Correlations A Case-Based Atlas of the Knee, Shoulder, Elbow and Hip. Springer, editor. 2015. 45-131 p.
9. Zheng G, Hommel H, Akcoltekin A, Thelen B, Stifter J, Peersman G. A novel technology for 3D knee prosthesis planning and treatment evaluation using 2D X-ray radiographs: a clinical evaluation. *Int J Comput Assist Radiol Surg* [Internet]. 2018;1–8. Available from: <https://doi.org/10.1007/s11548-018-1789-4>
10. Netti P, Ambrosio L. Recent Advances in MRI of Articular Cartilage. *Integr Biomater Sci* [Internet]. 2002;(September):381–402. Available from: http://dx.doi.org/10.1007/0-306-47583-9_12
11. Roemer FW, Crema MD, Trattnig S, Guermazi A. Advances in Imaging of Osteoarthritis and Cartilage. *Radiology* [Internet]. 2011;260(2):332–54. Available from: <http://pubs.rsna.org/doi/10.1148/radiol.11101359>
12. Crema MD, Roemer FW, Marra MD, Burstein D, Gold GE, Eckstein F, et al. Articular Cartilage in the Knee: Current MR Imaging Techniques and Applications in Clinical Practice and Research <sup/>. *RadioGraphics* [Internet]. 2011;31(1):37–61. Available

- from: <http://pubs.rsna.org/doi/10.1148/rg.311105084>
13. Juras V, Bohndorf K, Heule R, Kronnerwetter C, Szomolanyi P, Hager B, et al. A comparison of multi-echo spin-echo and triple-echo steady-state T2 mapping for in vivo evaluation of articular cartilage. 2016;1905–12.
 14. Eckel CM. Human anatomy Laboratory Manual. Third. Education M-H, editor. 2017. 155-191 p.
 15. Seeley RR, Stephens T, Tate P. Anatomia & Fisiologia. 8th ed. LUSOCIÊNCIA, editor. 2008.
 16. Atlas of Knee MRI Anatomy [Internet]. [cited 2018 Aug 5]. Available from: <http://w-radiology.com/knee-mri.php>
 17. Crim JR. Imaging Anatomy - Knee, Ankle and Foot. Second. Elsevier, editor. 2017. 4-72 p.
 18. Wilhelm; Elaine N. Marieb; Patricia Brady; Mallatt J. Human anatomy. Eighth. Edition G, editor. 2010. 234-268 p.
 19. Junqueira LC, Carneiro J. Histologia Básica. 10th ed. Histologia Básica. 2004. 92-124 p.
 20. Estudos na web: Sistema Esquelético [Internet]. [cited 2018 Aug 5]. Available from: <http://estudos-na-web.blogspot.com/2017/07/sistema-esqueletico.html>
 21. Nancy S. Landínez-Parra, Diego A. Garzón-Alvarado Vanegas-Acosta and JC. INJURY AND SKELETAL BIOMECHANICS Edited by Tarun Goswami. 2012;
 22. Athanasium, K A., Darling, E.M., Du Raine, G. D., HU, J. C., & Reddi AH. Articular Cartilage Tissue Engineering. Second. Editor S, editor. 2013. 1-14 p.
 23. Van Lommel ATL. From Cells to Organs - Histology Textbook and Atlas [Internet]. 2nd ed. Springer, editor. 2003. Available from: <http://link.springer.com/10.1007/978-1-4615-0353-8>
 24. Hascall VC, Kuettner KE. The Many Faces of Osteoarthritis [Internet]. Vol. 26, The Many Faces of Osteoarthritis. 2002. 496 p. Available from: http://books.google.nl/books?hl=en&lr=&id=nsUS2m_arxMC&oi=fnd&pg=PA159&ots=oo9W_agaiV&sig=mOJUGFXbtf9fOWO6okGC1eqVM70#v=onepage&q&f=false%5Cn
http://link.springer.com/chapter/10.1007/978-3-0348-8133-3_16
 25. Sophia Fox AJ, Bedi A, Rodeo SA. The basic science of articular cartilage: Structure, composition, and function. Sports Health. 2009;1(6):461–8.
 26. Lasmar NP, Lasmar RCP, Vieira RB, de Oliveira JR, Scarpa AC. Assessment of the Reproducibility of the Outerbridge and Fsa Classifications for Chondral Lesions of the Knee. Rev Bras Ortop (English Ed [Internet]. 2011;46(3):266–9. Available from: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S2255497115301932>
 27. Bolog N V., Andreisek G, Ulbrich EJ. MRI of the Knee. Vol. 22, Magnetic Resonance Imaging Clinics of North America. 2014. xiii.
 28. Hollinger JO, Einhorn TA, Doll BA, Sfeir C. Bone Tissue Engineering. 2005. 6-20 p.
 29. Mateus E. Liga Portuguesa Contra as doenças Reumáticas - Prótese Total do Joelho. 2017;1–16.
 30. Lawrence RC. Estimates of the Prevalence of Arthritis and Other Rheumatic Conditions

- in the United States, Part II. *Arthritis Rheum.* 2008;58(1):26–35.
31. Tetteh ES, Bajaj S, Ghodadra NS, Cole BJ. The Basic Science and Surgical Treatment Options for Articular Cartilage Injuries of the Knee. *J Orthop Sport Phys Ther* [Internet]. 2012;42(3):243–53. Available from: <http://www.jospt.org/doi/10.2519/jospt.2012.3673>
 32. Mor A, Grijota M, Nørgaard M, Munthe J, Lind M, Déruaz A, et al. Trends in arthroscopy-documented cartilage injuries of the knee and repair procedures among 15-60-year-old patients. *Scand J Med Sci Sport.* 2015;25(4):e400–7.
 33. O’Shea KJ, Murphy KP, Heekin RD, Herzworm PJ. The diagnostic accuracy of history, physical examination, and radiographs in the evaluation of traumatic knee disorders. *Am J Sports Med.* 1996;24(2):164–7.
 34. Eskelinen AP, Visuri T, Larni HM. PRIMARY CARTILAGE LESIONS OF THE KNEE JOINT IN YOUNG MALE ADULTS . OVERWEIGHT AS A PREDISPOSING FACTOR . AN ARTHROSCOPIC STUDY Background and Aims : This study was undertaken to evaluate the relationship between overweight and severity of arthroscopically. 2004;(11):229–33.
 35. Sridhar MS, Xerogeanes JW. Obesity and symptomatic osteoarthritis of the knee. 2012;94(4):433–40.
 36. Spector TD, MacGregor AJ. Risk factors for osteoarthritis: Genetics. *Osteoarthr Cartil.* 2004;12(SUPLL.).
 37. Flanigan C, Fields SK, Comstock RD. Epidemiology of Knee Injuries among US High School Athletes, 2005/06–2010/11. *Med Sci Sport Exerc.* 2013;45(3):462–9.
 38. Amano K, Li Q, Ma CB. Functional knee assessment with advanced imaging. 2016;123–9.
 39. Bontrager KL, Lampignano JP. *Bontrager’s Handbook of Radiographic Positioning and Techniques.* 2014.
 40. W.P. C, P. L, M.P. S, K. S, S. M, D.W. S, et al. Osteoarthritis of the knee: Comparison of radiography, CT, and MR imaging to assess extent and severity. *Am J Roentgenol* [Internet]. 1991;157(4):799–806. Available from: <http://www.embase.com/search/results?subaction=viewrecord&from=export&id=L21332298%5Cnhttp://sfx.library.uu.nl/utrecht?sid=EMBASE&issn=0361803X&id=doi:&atitle=Osteoarthritis+of+the+knee%3A+Comparison+of+radiography%2C+CT%2C+and+MR+imaging+to+assess+extent>
 41. Cao Y, Stannus OP, Aitken D, Cicuttini F, Antony B, Jones G, et al. Cross-sectional and longitudinal associations between systemic, subchondral bone mineral density and knee cartilage thickness in older adults with or without radiographic osteoarthritis. *Ann Rheum Dis.* 2014;73(11):2003–9.
 42. Roemer FW, Crema MD, Trattnig S, Guermazi A. *Advances in Imaging of Osteoarthritis and Cartilage.* 2011;260(2):351–69.
 43. A.L. Baert L, K. Sartor H. *MEDICAL RADIOLOGY - Diagnostic Imaging* [Internet]. 2003. 23-64 p. Available from: http://download.springer.com/static/pdf/185/bfm%253A978-3-642-56668-4%252F1.pdf?auth66=1401995374_4d363c462609ae19e3de18b0ee51ef07&ext=.pdf
 44. ECR 2016 / C-0561 / Imaging findings in knee replacement. How can I help the surgeon?

- EPOS™ [Internet]. [cited 2018 Aug 26]. Available from: https://posterng.netkey.at/esr/viewing/index.php?module=viewing_poster&task=view_section&pi=132199&ti=454800&si=1550&searchkey=
45. Westbrook C, Roth CK, Talbot J. MRI in Practice. 2011. 9-140 p.
 46. Mazzola A a. Ressonância magnética : princípios de formação da imagem e aplicações em imagem funcional Magnetic resonance: principles of image formation and applications in funcional imaging. Rev Bras Física Médica. 2009;3(1):117–29.
 47. Weishaupt D, Kochli VD, Marincek B, Kim EE. How Does MRI Work? An Introduction to the Physics and Function of Magnetic Resonance Imaging [Internet]. Vol. 48, Journal of Nuclear Medicine. 2007. 7-55 p. Available from: <http://jnm.snmjournals.org/cgi/doi/10.2967/jnumed.107.045104>
 48. Haacke E, Brown R, Thompson M, Venkatesan R. Magnetic resonance imaging. 2014. 353 p.
 49. Niitsu M. Magnetic Resonance of the Knee. Vol. 1, Magnetic Resonance Imaging of the Knee. 2015. 11-25 p.
 50. Reimer P, Parizel PM, Stichnoth F-A. Clinical MR Imaging A Practical Approach. 2006. 17-59 p.
 51. MRI brain protocols, planning positioning and indications. MRIMASTER.COM.
 52. Moeller T, Reif E. MRI Parameters and Positioning. 1st German. Thieme, editor. 2003. 114-120 p.
 53. FOLHETO INFORMATIVO: INFORMAÇÃO PARA O UTILIZADOR [Internet]. 2012. Available from: https://www.bayer.pt/static/documents/pdf/bhc_r_and_i/Gadovist_frascos_FI_10-2012.pdf
 54. Bekiesińska-Figatowska M. Artifacts in Magnetic Resonance Imaging. Polish J Radiol [Internet]. 2015;80:93–106. Available from: <http://www.polradiol.com/abstract/index/idArt/892628>
 55. Kijowski R, Blankenbaker DG, Woods MA, Smet AA De, Reeder SB. 3.0-T Evaluation of Knee Cartilage by Using Three- Dimensional IDEAL GRASS Imaging : Comparison with Fast Spin-Echo Imaging. 2010;255(1):117–27.
 56. Braun HJ, Gold GE. Advanced MRI of articular cartilage. Imaging Med. 2011;3(5):541–55.
 57. Shapiro L, Staroswiecki E, Gold G. MRI of the Knee: Optimizing 3T Imaging. Semin Roentgenol [Internet]. 2010;45(4):238–49. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2941506/%5Chttp://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2941506/pdf/nihms-232441.pdf>
 58. LOZANO J, LI X. Detection of Posttraumatic Cartilage Injury Using Magnetic Resonance Imaging. J Magn Reson. 2006;1349–53.
 59. Mosher TJ, Smith H, Dardzinski BJ, Schmithorst VJ, Smith MB. MR Imaging and T2 Mapping of Femoral Cartilage: In Vivo Determination of the Magic Angle Effect. Am J Roentgenol. 2001;177(September):665–9.
 60. Smith HE, Mosher TJ, Dardzinski BJ, Collins BG, Collins CM, Yang QX, et al. Spatial variation in cartilage T2 of the knee. J Magn Reson Imaging. 2001;14(1):50–5.

61. Salerno M, Kramer CM. Advances in parametric mapping with CMR imaging. *JACC Cardiovasc Imaging*. 2013;6(7):806–22.
62. Choi JA, Gold GE. MR imaging of articular cartilage physiology. *Magn Reson Imaging Clin N Am*. 2011;19(2):249–82.
63. Regatte RR. *Advanced Quantitative Imaging of Knee Joint Repair*. 1st ed. 2014. 109-154 p.
64. Watrim-Pinzano A, Ruaud JP, Cheli Y, Gonord P, Grossin L, Gillet P, et al. T2 mapping: An efficient MR quantitative technique to evaluate spontaneous cartilage repair in rat patella. *Osteoarthr Cartil*. 2004;12(3):191–200.
65. Alhadlaq HA, Xia Y. The structural adaptations in compressed articular cartilage by microscopic MRI (μ MRI) T2anisotropy. *Osteoarthr Cartil*. 2004;12(11):887–94.
66. Pan J, Pialat J-B, Joseph T, Kuo D, Joseph GB, Nevitt MC, et al. Knee Cartilage T2 Characteristics and Evolution in Relation to Morphologic Abnormalities Detected at 3-T MR Imaging: A Longitudinal Study of the Normal Control Cohort from the Osteoarthritis Initiative. *Radiology* [Internet]. 2011;261(2):507–15. Available from: <http://pubs.rsna.org/doi/10.1148/radiol.11102234>
67. Zarins ZA, Bolbos RI. Cartilage and Meniscus Assessment Using T1rho and T2 Measurements in Healthy Subjects and Patients with Osteoarthritis. *Osteoarthr Cartil*. 2011;18(11):1408–16.
68. Rauscher I, Stahl R, Cheng J, Li X, Huber MB, Luke A, et al. Meniscal Measurements of T1 ρ and T2 at MR Imaging in Healthy Subjects and Patients with Osteoarthritis. *Radiology* [Internet]. 2008;249(2):591–600. Available from: <http://pubs.rsna.org/doi/10.1148/radiol.2492071870>
69. Theologisa AA, Schairer WW, Carballido-Gamio J. Longitudinal analysis of T1 ρ and T2 quantitative MRI of knee cartilage lamellar organization following microfracture surgery. 2012;19(1):1–23.
70. Borthakur A, Shapiro EM, Beers J, Kudchodkar S, Kneeland JB, Reddy R. Sensitivity of MRI to proteoglycan depletion in cartilage: Comparison of sodium and proton MRI. *Osteoarthr Cartil*. 2000;8(4):288–93.
71. Glaser C, Mendlik T, Dinges J, Weber J, Stahl R, Trumm C, et al. Global and regional reproducibility of T2 relaxation time measurements in human patellar cartilage. *Magn Reson Med* [Internet]. 2006;56(3):527–34. Available from: <http://doi.wiley.com/10.1002/mrm.21005>
72. Potter HG, Foo LF. Magnetic resonance imaging of articular cartilage: Trauma, degeneration, and repair. *Am J Sports Med*. 2006;34(4):661–77.
73. Du J, Takahashi AM, Chung CB. Ultrashort TE spectroscopic imaging (UTESI): Application to the imaging of short T2 relaxation tissues in the musculoskeletal system. *J Magn Reson Imaging*. 2009;29(2):412–21.
74. Welsch GH, Mamisch TC, Hughes T, Zilkens C, Quirbach S, Scheffler K, et al. In vivo biochemical 7.0 tesla magnetic resonance: Preliminary results of dGEMRIC, zonal T2, and T2* mapping of articular cartilage. *Invest Radiol*. 2008;43(9):619–26.
75. Welsch GH, Mamisch TC, Marlovits S, Glaser C, Friedrich K, Hennig FF, et al. Quantitative T2 mapping during follow-up after matrix-associated autologous chondrocyte transplantation (MACT): Full-thickness and zonal evaluation to visualize the maturation

- of cartilage repair tissue. *J Orthop Res*. 2009;27(7):957–63.
76. Salzman GM, Paul J, Bauer JS, Woertler K, Sauerschnig M, Landwehr S, et al. T2 assessment and clinical outcome following autologous matrix-assisted chondrocyte and osteochondral autograft transplantation. *Osteoarthr Cartil*. 2009;17(12):1576–82.
 77. Ryzhkov MD. Knee Cartilage Segmentation Algorithms: a Critical Literature Review. 2013;
 78. Satapure PS, Rajurkar AM, Kottawar VG. Automatic articular cartilage segmentation with multiple models. *Proc - 1st Int Conf Intell Syst Inf Manag ICISIM 2017*. 2017;30–7.
 79. Stehling C, Baum T, Mueller-Hoecker C, Liebl H, Carballido-Gamio J, Joseph GB, et al. A novel fast knee cartilage segmentation technique for T2 measurements at MR imaging - data from the Osteoarthritis Initiative. *Osteoarthr Cartil [Internet]*. 2011;19(8):984–9. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.joca.2011.04.002>
 80. Lee S, Park SH, Shim H, Yun ID, Lee SU. Optimization of local shape and appearance probabilities for segmentation of knee cartilage in 3-D MR images. *Comput Vis Image Underst [Internet]*. 2011;115(12):1710–20. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.cviu.2011.05.014>
 81. Folkesson J, Dam EB, Olsen OF, Pettersen PC, Christiansen C. Segmenting articular cartilage automatically using a voxel classification approach. *IEEE Trans Med Imaging*. 2007;26(1):106–15.
 82. Swamy MSM, Holi MS. Knee Joint Articular Cartilage Segmentation, Visualization and Quantification using Image Processing Techniques: A Review. *Int J Comput Appl*. 2012;4219(19):975–8887.
 83. Fripp J, Crozier S, Warfield SK, Ourselin SS. Automatic segmentation of the bone and extraction of the bone & cartilage interface from magnetic resonance images of the knee. *Phys Med Biol*. 2007;52(6):1617–31.
 84. Qazi AA, Dam EB, Nielsen M, Karsdal MA, Pettersen PC, Christiansen C. Osteoarthritic Cartilage Is More Homogeneous Than Healthy Cartilage. Identification of a Superior Region of Interest Colocalized With a Major Risk Factor for Osteoarthritis. *Acad Radiol*. 2007;14(10):1209–20.
 85. Yin Y, Zhang X, Williams R. LOGISMOS—Layered Optimal Graph Image Segmentation of Multiple Objects and Surfaces: Cartilage Segmentation in the Knee Joint. 2011;29(12):2023–37.
 86. Gougoutas AJ, Wheaton AJ, Borthakur A, Shapiro EM, Kneeland JB, Udupa JK, et al. Cartilage volume quantification via Live Wire segmentation. *Acad Radiol*. 2004;11(12):1389–95.
 87. Tamez-Pena JG, Barbu-McInnis M, Totterman S. Knee cartilage extraction and bone-cartilage interface analysis from 3D MRI data sets. *Med Imaging 2004 Image Process [Internet]*. 2004;5370(1):1774–84. Available from: <http://link.aip.org/link/?PSI/5370/1774/1>
 88. Mitchell MJ, King MR. Intra- and inter-observer reproducibility of volume measurement of knee cartilage segmented from the OAI MR image set using a novel semi-automated segmentation method. 2014;17(1):1–23.
 89. Akhtar S, Poh CL, Kitney RI. An MRI derived articular cartilage visualization framework. *Osteoarthr Cartil*. 2007;15(9):1070–85.

90. Liu J, Udupa JK, Saha PK, Odhner D, Hirsch BE, Siegler S, et al. Rigid model-based 3D segmentation of the bones of joints in MR and CT images for motion analysis. *Med Phys*. 2008;35(8):3637–49.
91. Carbone I. Segmentação do tracto vocal a partir de estudos imagiológicos de ressonância magnética. 2008.
92. Chodorowski A, Mattsson U, Langille M, Hamarneh G. Color lesion boundary detection using live wire [Internet]. 2005. Available from: <http://proceedings.spiedigitallibrary.org/proceeding.aspx?doi=10.1117/12.594944>
93. Falcão AX, Udupa JK, F.Miyazawa. Paradigmas de Segmentação de Imagens Guiada pelo Usuário: Live Wire, Live Lane e 3D Live Wire. 1998.
94. Apprich S, Mamisch TC, Welsch GH, Stelzeneder D, Albers C, Totzke U, et al. Quantitative T2 mapping of the patella at 3.0 T is sensitive to early cartilage degeneration, but also to loading of the knee. *Eur J Radiol*. 2012;81(4):438–43.
95. Bengi AN, Hellwich A, Thomsik-Schröpfer D. MAGNETOM Flash - The Magazine of MR - Syngo MapIt. Medical Siemens [Internet]. 2007;(1):8–25. Available from: http://www.medical.siemens.com/siemens/en_GLOBAL/gg_mr_FBAs/files/MAGNETOM_world/MAGNETOM_Flash/MAGNETOMFlash_37_WomensHealth.pdf
96. Soellner ST, Goldmann A, Muelheims D, Welsch GH, Pachowsky ML. Intraoperative validation of quantitative T2 mapping in patients with articular cartilage lesions of the knee. *Osteoarthr Cartil* [Internet]. 2017;25:1841–9. Available from: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1063458417311287>
97. Çallı E, Şahin G, Oğur T, Aktaş E. Quantitative evaluation of hyaline articular cartilage T2 maps of knee and determine the relationship of cartilage T2 values with age, gender, articular changes. *Eur Rev Med Pharmacol Sci*. 2014;18(22):3386–93.
98. Hunter DJ, Zhang YQ, Niu JB, Tu X, Amin S, Clancy M, et al. The association of meniscal pathologic changes with cartilage loss in symptomatic knee osteoarthritis. *Arthritis Rheum*. 2006;54(3):795–801.
99. Friedrich KM, Shepard T, De Oliveira VS, Wang L, Babb JS, Schweitzer M, et al. T2 measurements of cartilage in osteoarthritis patients with meniscal tears. *Am J Roentgenol*. 2009;193(5):411–5.
100. Riegger-Krugh C, Gerhart T, Powers W, Hayes W. Tibiofemoral contact pressures in degenerative joint disease. *Arthritis Rheum*. 2006;348:233–45.
101. Meng XH, Wang Z, Guo L, Liu XC, Zhang YW, Zhang ZW, et al. Quantitative evaluation of knee cartilage and meniscus destruction in patients with rheumatoid arthritis using T1ρ and T2 mapping. *Eur J Radiol* [Internet]. 2017;96(July):91–7. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.ejrad.2017.09.018>
102. Stehling C, Liebl H, Krug R, Lane NE, Nevitt MC, Lynch J, et al. Patellar Cartilage: T2 Values and Morphologic Abnormalities at 3.0-T MR Imaging in Relation to Physical Activity in Asymptomatic Subjects from the Osteoarthritis Initiative. *Radiology* [Internet]. 2010;254(2):509–20. Available from: <http://pubs.rsna.org/doi/10.1148/radiol.09090596>
103. Joseph GB, McCulloch CE, Nevitt MC, Heilmeier U, Nardo L, Lynch JA, et al. A reference database of cartilage 3T MRI T2 values in knees without diagnostic evidence of cartilage degeneration: Data from the osteoarthritis initiative. *Osteoarthr Cart* [Internet].

- 2015;23(6):897–905. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.joca.2015.02.006>
104. Brennan SL, Cicuttini FM, Pasco JA, Henry MJ, Wang Y, Kotowicz MA, et al. Does an increase in body mass index over 10 years affect knee structure in a population-based cohort study of adult women? *Arthritis Res Ther* [Internet]. 2010;12(4):139. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20626854><http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=PMC2945030>
 105. Mosher TJ, Liu Y, Yang QX, Yao J, Smith R, Dardzinski BJ, et al. Age dependency of cartilage magnetic resonance imaging T2 relaxation times in asymptomatic women. *Arthritis Rheum*. 2004;50(9):2820–8.
 106. Mosher TJ, Dardzinski BJ, Smith MB. Human Articular Cartilage: Influence of Aging and Early Symptomatic Degeneration on the Spatial Variation of T2—Preliminary Findings at 3 T. *Radiology* [Internet]. 2000;214(1):259–66. Available from: <http://pubs.rsna.org/doi/10.1148/radiology.214.1.r00ja15259>
 107. Losina E, Walensky RP, Reichmann WM, Holt HL, Gerlovin H, Solomon DH, et al. Original Research Impact of Obesity and Knee Osteoarthritis on Morbidity and Mortality in Older Americans. *Clin Geriatr Med*. 2011;26(154):217–26.
 108. Wluka AE, Cicuttini FM, Spector TD. Menopause, oestrogens and arthritis. *Matur - Eur Menopause J*. 2000;35(3):183–99.
 109. Mosher TJ, Collins CM, Smith HE, Moser LE, Sivarajah RT, Dardzinski BJ, et al. Effect of Gender on In Vivo Cartilage Magnetic Resonance Imaging T2 Mapping. *J Magn Reson Imaging*. 2004;19(3):323–8.
 110. Apprich S, Welsch GH, Mamisch TC, Szomolanyi P, Mayerhoefer M, Pinker K, et al. Detection of degenerative cartilage disease: Comparison of high-resolution morphological MR and quantitative T2 mapping at 3.0 Tesla. *Osteoarthr Cartil*. 2010;18(9):1211–7.
 111. Mosher TJ, Liu Y, Torok CM. Functional cartilage MRI T2 Mapping: evaluating the effect of age and training on knee cartilage response to running. *Osteoarthr Cartil*. 2011;18(3):358–64.
 112. Domayer SE, Welsch GH, Nehrer S, Chiari C, Dorotka R, Szomolanyi P, et al. T2 mapping and dGEMRIC after autologous chondrocyte implantation with a fibrin-based scaffold in the knee: Preliminary results. *Eur J Radiol*. 2010;73(3):636–42.

Anexos

Anexo I – Estruturas musculares envolvidas na articulação do joelho



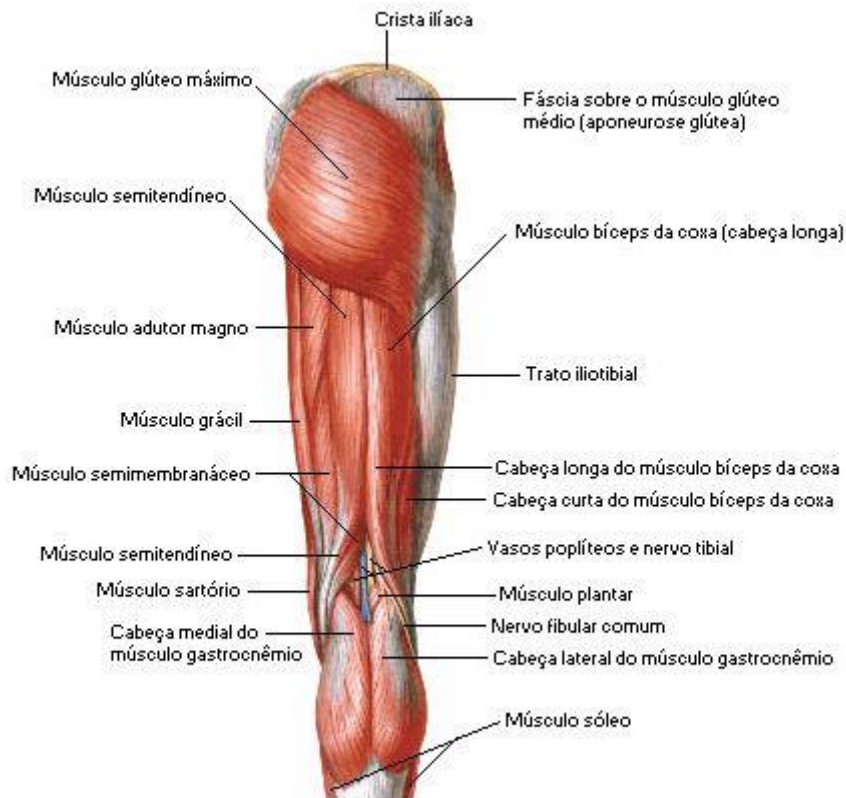
Músculos da porção superficial numa vista anterior

Fonte: NETTER, Frank H.. Atlas de Anatomia Humana. 2ed. Porto Alegre: Artmed, 2000.



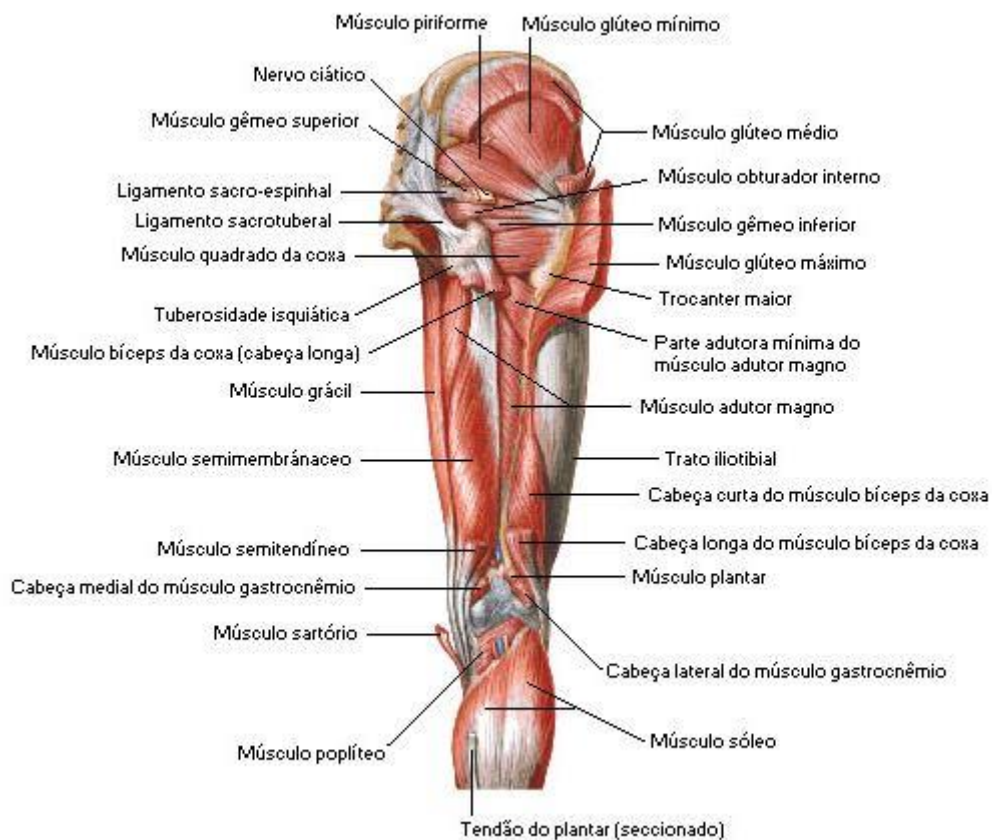
Músculos da porção profunda numa vista anterior

Fonte: NETTER, Frank H.. Atlas de Anatomia Humana. 2ed. Porto Alegre: Artmed, 2000.



Músculos da porção superficial numa vista posterior

Fonte: NETTER, Frank H.. Atlas de Anatomia Humana. 2ed. Porto Alegre: Artmed, 2000.



Músculos da porção profunda numa vista posterior

Fonte: NETTER, Frank H.. Atlas de Anatomia Humana. 2ed. Porto Alegre: Artmed, 2000.

Anexo II – Questionário do consentimento informado realizado antes do exame de RM cedido pela instituição hospitalar

Nome: _____

Nº Beneficiário: _____ Data de nascimento: ____/____/____ Peso: _____

Altura: _____

Profissão: _____

- Tem alergias conhecidas?
- Já efetuou um exame de RM?
- Já fez alguma cirurgia?
- Está grávida?
- Tem insuficiência hepática e/ou renal
- Tratamento com β -bloqueadores

Sim	Não
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

Tipo de alergias: _____

Tipo de exame: _____

Tipo de cirurgia: _____

Atenção: Há elementos que podem interferir no exame, queira verificar se possui algum deles [assinale com (X) na respetiva coluna (Sim ou Não)]:

	Sim	Não
• Pacemaker cardíaco	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
• Clips (cirúrgicos; cranianos; torácicos; abdominais; articulares)	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
• Stents coronários (coração) – Há quanto tempo? _____	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
• Válvula cardíaca artificial	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
• Aparelho auditivo	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
• Prótese auditiva (implante coclear ou tubo no ouvido)	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
• Neuro estimulador ou fios de chumbo implantados	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
• Material/sutura metálica para fixação de fraturas	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
• Partículas metálicas (chumbo, limalhas, estilhaços, piercing ...)	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
• Sistemas transdérmicos (contracetivo; quimioterapia; ...)	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
• Próteses dentárias; Aparelho dentário	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
• Tatuagem	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
• Bomba de insulina (diabetes)	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
• Implante contraceptivo subcutâneo (p.e. Implanon®)	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
• Implantes neurológicos e/ou neuro estimuladores	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
• Material osteossíntese (prótese articular; placas/parafusos)	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
• Dispositivo intrauterino (DIU) – Tipo: _____	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
• Suturas metálicas e ou agrafos cirúrgicos	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
• Outros: _____	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

O que necessita saber sobre o seu exame de Ressonância Magnética (RM)

- É um método de obtenção de imagens de diagnóstico que permite, sem utilização de radiações ionizantes, visualização das estruturas anatómicas [coluna vertebral; ouvido; músculos, ligamentos, meniscos; coração, abdómen (fígado, rim, pâncreas, baço ,...) e pélvis (bexiga, útero, próstata,...) com elevado detalhe clínico. As imagens adquiridas podem contribuir para a distinção entre tecido saudável e doente.

Realização do exame

- A realização do exame é efetuada por técnicos de radiologia. As imagens obtidas são posteriormente avaliadas por médicos radiologistas. Todavia, o exame deverá ser realizado sob indicação do seu médico.
- Devido ao campo magnético, os utentes com implantes metálicos serão sujeitos a uma análise cuidada, estando contraindicado em utentes que tenham pacemaker.
- Embora a RM seja segura para a maior parte dos utentes é importante informar se estiver grávida.
- Será deitado numa marquesa almofadada que desliza para o magneto perfeitamente arejado com duas aberturas para o exterior. O tempo de exame demora em média cerca de 30 a 40 minutos.
- Durante o exame não sentirá qualquer tipo de dor, apenas ouvirá alguns ruídos que correspondem ao normal funcionamento, colocará tampões auriculares (ouvido) de modo a manter-se confortável.
- A equipa de saúde estará sempre a vigiá-lo, estando sempre ao seu dispor para qualquer informação que necessite. O equipamento tem um sistema de comunicação que permite contacto verbal durante o exame.

Consentimento

- a) No estrito respeito pelo princípio da dignidade da pessoa humana, dos seus direitos fundamentais e assegurando o princípio da legitimidade do tratamento de dados clínicos, consinto que os meus dados clínicos anonimizados, sejam posteriormente tratados para a específica finalidade de estudos clínicos sem intervenção, retrospectivos e revestidos do interesse publico.
“Deliberação n.º 1704/2015 da CNPD”.
- b) Pode existir a necessidade de administração (via endovenosa) de um produto de contraste (ácido gadotérico). Como os demais medicamentos, podem ocorrer efeitos secundários desde: náuseas, eritema e comichão. Excepcionalmente, podem ocorrer reações que implicam tratamento imediato: inflamação da face, dificuldade respiratória, urticária. A instituição dispõe de meios médicos adequados para lhe prestar assistência imediata.
Salienta-se que a injeção do produto de contraste pode ser importante para o diagnóstico.

Consinto	Sim	Não
	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

Assinatura: _____ Ano Mês Dia