

INSTITUTO POLITÉCNICO DE LISBOA
ESCOLA SUPERIOR DE SAÚDE DE LISBOA

Black Bone Multi Echo para avaliação da
cartilagem da patela por RM: Comparação com
a técnica de *Proton Density*

Larissa Cristiana da Cruz Duarte

Orientadores:

Professora Doutora Maria Margarida do Carmo Pinto Ribeiro - Escola Superior de Saúde de Lisboa, Instituto Politécnico de Lisboa

Professora Doutora Paula Maria Vaz Martins - Escola Superior de Saúde, da Universidade de Aveiro

Professor Doutor Márcio César Lino Ribeiro Navalho - *Nova Medical School*

Mestrado em Radiações Aplicadas às Tecnologias da Saúde
Ramo de Ressonância Magnética

Lisboa, 2024/2025

INSTITUTO POLITÉCNICO DE LISBOA
ESCOLA SUPERIOR DE SAÚDE DE LISBOA

Black Bone Multi Echo para avaliação da
cartilagem da patela por RM: Comparação com
a técnica de *Proton Density*

Larissa Cristiana da Cruz Duarte

Orientadores:

Professora Doutora Maria Margarida do Carmo Pinto Ribeiro - Escola Superior de Saúde de Lisboa, Instituto Politécnico de Lisboa

Professora Doutora Paula Maria Vaz Martins - Escola Superior de Saúde, da Universidade de Aveiro

Professor Doutor Márcio César Lino Ribeiro Navalho - *Nova Medical School*

Júri:

Presidente - Especialista Marco Alexandre Caetano - Escola Superior de Saúde de Lisboa, Instituto Politécnico de Lisboa

Arguente - Doutora Maria Luísa Pinto Nogueira - E2S P. Porto

Mestrado em Radiações Aplicadas às Tecnologias da Saúde
Ramo de Ressonância Magnética

(Esta versão inclui as críticas e sugestões feitas pelo júri)

Lisboa, 2024/2025

Agradecimentos

Começo por dizer que ninguém vence sozinho, que sou muito grata aos meus professores orientadores Doutora Maria Margarida do Carmo Pinto Ribeiro, Doutora Paula Maria Vaz Martins e ao Doutor Márcio César Lino Ribeiro Navalho, que para além de transmitirem os seus conhecimentos e as suas experiências, souberam apoiar-me e encorajar-me na dificuldade.

Agradeço a Deus por me dar forças para chegar ao fim deste desafio.

À minha mãe Hermínia, que sempre esteve presente mesmo longe e que sempre acreditou em mim. Aos meus irmãos, muito obrigada por estarem sempre disponíveis.

Aos meus colegas de casa, Marco e Steven, por me terem suportado, apoiado e incentivado. Ao Marco pelos cafés e ao Steven pelas visitas, no fundo, pelo carinho e atenção.

Aos meus colegas de trabalho, que sempre me presentearam com palavras de ânimo, por me terem ajudado e envolvido em tudo o que foi preciso, fazendo de tudo para que eu conseguisse chegar ao fim desta etapa.

Aos Doutores Ricardo Dias e Lia Bruno, agradeço a disponibilidade, o apoio e a atenção demonstrados ao longo deste percurso. A vossa colaboração foi um contributo valioso para o desenvolvimento deste trabalho.

São tantos os nomes e pessoas que me incentivaram e que merecem o meu especial agradecimento. À Ana Isabel que mesmo longe também esteve presente, à Rodnina, à Eline, à Nicole, à Catarina Borralho, à Lívia, e aos meus familiares e amigos que, de uma forma ou outra, contribuíram para que pudesse alcançar esta meta com sucesso. Levo-os comigo, para sempre no meu coração.

E, por fim, mas não menos importante, obrigada Odney por todo o apoio, paciência e companheirismo nestes meses de muito trabalho.

Resumo

Objetivo:

O curto tempo de relaxamento T2 da cartilagem limita a sua visualização em RM convencional. Este estudo teve como objetivo avaliar a eficácia da técnica *Black Bone* na avaliação da cartilagem da rótula, em comparação com a técnica ponderada em densidade protónica com supressão de gordura (*DP FS*).

Materiais e Métodos:

O estudo incluiu 55 participantes que realizaram RM do joelho entre março e dezembro de 2024, com indicação clínica. As imagens foram avaliadas por dois Observadores, com base em critérios qualitativos (ruído, artefatos, detalhe, contraste e uniformidade) utilizando a escala semiquantitativa *WORMS (Whole Organ Magnetic Resonance Imaging Score)*. A consistência inter e intraobservador foi analisada utilizando o coeficiente de correlação intraclassa (ICC).

Resultados:

Na avaliação qualitativa, a técnica *DP FS* apresentou *scores* totais médios superiores ($14,34 \pm 2,20$) face à Técnica *Black Bone* ($13,48 \pm 1,90$), com maior concordância interobservador (ICC = 0,428 vs. 0,188). A Técnica *Black Bone* apresentou baixa consistência entre observadores, maior variabilidade nos critérios detalhe e contraste, mas melhores resultados em artefactos e uniformidade. Na análise semiquantitativa com a escala *WORMS*, evidenciou *scores* mais elevados com a *DP FS*, com diferença estatisticamente significativa. ($p < 0,001$).

Conclusão:

Ambas as técnicas apresentaram elevada reprodutibilidade intraobservador, sendo a *DP FS* superior na avaliação da cartilagem da rótula. Embora a *Black Bone* não tenha demonstrado melhor desempenho global, revelou potencial como complemento em protocolos específicos de RM, devido à sua homogeneidade e menor suscetibilidade a artefatos. Este estudo representa uma contribuição relevante por explorar, pela primeira vez, a técnica *Black Bone* na avaliação da cartilagem da rótula.

Palavras-Chave: Ressonância Magnética, Joelho, Cartilagem, *Black Bone*, Densidade de protões

Abstract

Objective:

The short T2 relaxation time of cartilage limits its visualization on conventional MRI. This study aimed to evaluate the efficacy of the Black Bone technique in assessing patellar cartilage, compared to proton density-weighted fat-suppressed (PD-FS) imaging.

Materials and Methods:

The study included 55 participants who underwent knee MRI between March and December 2024 for clinical indications. Images were evaluated by two observers based on qualitative criteria (noise, artifacts, detail, contrast, and uniformity) using the semiquantitative WORMS (Whole-Organ Magnetic Resonance Imaging Score) scale. Inter- and intra-observer consistency was analyzed using the intraclass correlation coefficient (ICC).

Results:

In qualitative assessment, PD-FS showed higher mean total scores (14.34 ± 2.20) compared to the Black Bone technique (13.48 ± 1.90), with greater inter-observer agreement (ICC = 0.428 vs. 0.188). The Black Bone technique demonstrated low inter-observer consistency, greater variability in detail and contrast criteria, but better performance in artifacts and uniformity. In the semiquantitative analysis using the WORMS scale, PD-FS showed higher scores, with a statistically significant difference ($p < 0.001$).

Conclusion:

Both techniques demonstrated high intra-observer reproducibility, with PD-FS being superior for patellar cartilage assessment. Although Black Bone did not show overall superior performance, it showed potential as a complementary tool in specific MRI protocols due to its homogeneity and lower susceptibility to artifacts. This study represents a significant contribution by exploring, for the first time, the use of the Black Bone technique in patellar cartilage evaluation.

Keywords: *Magnetic Resonance, knee, cartilage, Black Bone, Proton Density*

Índice

Agradecimentos	v
Resumo	vi
Abstract	vii
Índice	ix
Índice de Tabelas	xi
Índice de Figuras	xiii
Abreviaturas, Siglas e Acrónimos	xv
Capítulo 1	19
1. Introdução	20
1.1 Objetivo	21
1.2 Estrutura do trabalho	21
Capítulo 2	23
2. Enquadramento Teórico	24
2.1 Anatomia e fisiologia do joelho	24
2.2 Conceitos de Ressonância Magnética	29
2.2.1 Princípios Físicos	29
2.2.2 Ressonância Magnética do joelho	37
2.2.3 Ressonância Magnética na cartilagem do joelho	40
2.3 Técnica <i>Black Bone</i>	48
2.4 Escalas semiquantitativas para avaliação do joelho por RM	50
Capítulo 3	55
3. Metodologia	56
3.1 Problema e Questão de investigação	56
3.2 Recolha de dados	57
3.2.1 Considerações éticas	57
3.2.2 Procedimentos	57
3.2.3 Amostra	57
Capítulo 4	71
4. Resultados	72
4.1 Análise Descritiva	72
4.2 Avaliação Qualitativa Ponderada	74
4.3 Avaliação Semiquantitativa	76

Capítulo 5	79
5. Discussão e Conclusão	80
5.1 Discussão	80
5.1.1	83
Limitações do estudo	83
5.2 Conclusão	83
5.2.1 Perspetivas Futuras	84
Capítulo 6	85
6. Bibliografia	86
Anexos	94
Anexo 1- Autorização de acesso a dados por parte da instituição de acolhimento ..	95
Anexo 2 - Autorização por parte da CE-ESTeSL	98
Anexo 3 - Consentimento Livre e Esclarecido	100
Anexo 4 - Instruções ao Observador	103

Índice de Tabelas

Tabela 3.1 - Parâmetros técnicos de aquisição das técnicas DP FS e Black Bone. ...	60
Tabela 3.2 -Tabela com os critérios de pontuação da escala <i>WORMS</i> , utilizados para a avaliação semiquantitativa da cartilagem rotuliana.(67)	68
Tabela 4.1 - Média e desvio-padrão dos scores qualitativos atribuídos pelos dois Observadores para cada técnica de aquisição de imagem.	74
Tabela 4.2 - Coeficientes de concordância de K entre os dois Observadores, por critério de avaliação e técnica.....	75
Tabela 4.3 - Avaliação geral da qualidade de imagem por critério e por técnica.....	76

Índice de Figuras

Figura 2.1 - Anatomia da articulação do joelho.(12).....	24
Figura 2.2 - Divisão da cartilagem em quatro zonas.(15).....	28
Figura 2.3 - Alinhamento dos spins com o campo magnético.(1).....	29
Figura 2.4- Tempo de Relaxação T1- Recuperação da componente longitudinal (1) ..	31
Figura 2.5- Tempo de Relaxação T2 -Decaimento da magnetização transversa(1)	31
Figura 2.6-Sequência de pulso Spin Eco.(1).....	33
Figura 2.7-Sequência de Pulso de Eco de Gradiente, com os gradientes de seleção de corte, fase e frequência (1).....	36
Figura 2.8-a- Posicionamento do joelho utilizando uma bobina flexível, b- posicionamento do joelho utilizando uma bobina dedicada de joelho(34).....	40
Figura 2.9- Representação esquemática da forma como a superfície articular do joelho foi subdividida em diferentes regiões.(67).....	51
Figura 2.10- Escala de oito pontos para pontuação de acordo com o sinal e a morfologia da cartilagem articular.(67).....	52
Figura 3.1-Equipamento de RM utilizado no estudo.....	58
Figura 3.2-Bobina dedicada para estudo do joelho, utilizada na aquisição das imagens.	59
Figura 3.3-Interface do painel de visualização do software ViewDEX® utilizado no estudo.....	62
Figura 3.4-Interface do painel executar no software ViewDEX®. A figura ilustra os três subpainéis principais: contador de casos, contador de imagens e o botão "Stop".	62
Figura 3.5-Painel de Tarefa no software ViewDEX®, com os critérios de avaliação, respetivos campos de pontuação e painel seleção de estudo com o botão "Next" para progressão entre casos clínicos.....	63

Figura 3.6- Menu Esclarecimento de Tarefas no painel Tarefa do software ViewDEX®, com a legenda dos critérios e categorias de pontuação utilizados no estudo.	64
Figura 3.7- Painel de Função no software ViewDEX®, ilustrando uma das funcionalidades consideradas úteis para o estudo.....	65
Figura 3.8-Score total WORMS 13,5: somatório de lesão condral grau 6 na região lateral da tróclea femoral (seta azul) com lesão grau 5 na região medial da tróclea femoral (seta vermelha) e com lesão grau 2,5 na região lateral da patela (seta verde)	67
Figura 3.9-Imagens em sequência demonstrando diferentes graus de lesão condral na região lateral da rótula, conforme a classificação WORMS.....	69
Figura 4.1-Boxplot da idade em função sexo do participante. (Dados originais deste estudo).	72
Figura 4.2-Distribuição da frequência dos participantes segundo as categorias de classificação do IMC, de acordo com os dados obtidos neste estudo.....	73
Figura 4.3-Boxplot comparativo das pontuações atribuídas pelos dois Observadores na escala semiquantitativa WORMS, por técnica	77
Figura 4.4-Boxplot comparativo das pontuações WORMS globais atribuídas às imagens por técnica.....	78

Abreviaturas, Siglas e Acrónimos

a - Anterior

ALARA - *As Low As Reasonably Achieved*

BLOKS - *Boston Leeds Osteoarthritis Knee Score*

B1- Impulso de radiofrequência

B₀ - Campo magnético externo

C - Central

CaLS - *Cartilage Lesion Score*

Cm - centímetros

CNR - *Contrast-to-Noise Ratio*

DESS - *Double Echo Steady - State Sequence*

DICOM - *Digital Imaging and Communications in Medicine*

EG - Eco de Gradiente

EPI - *Multishot Imaging Echo-Planar*

ETL - *Echo Train Length*

FS - *Fat Saturation*

FID - *Free Induction Decay*

FISP - *Fast Imaging with Steady Precession*

FLASH - *Fast Low Angle Shot Sequence*

FLAIR - *Fluid attenuated inversion recovery*

FOV - *Field of view*

FROC - *Free-response ROC*

FSE - *Fast Spin Echo*

GE - *General Electric*

H - Hidrogénio

ICC - *Intraclass Correlation Coefficient* (coeficiente de correlação intraclass)

IMC - Índice de Massa Corporal

IR - Inversão Recuperação

k - *Kappa de Cohen*

KG - quilogramas

KOSS - *Knee Osteoarthritis Scoring System*

LCA - Ligamento Cruzado Anterior

LCL - Ligamento Colateral Lateral

LCM - Ligamento Colateral Medial

LCP - Ligamento Cruzado Posterior

LF - *lateral femoral*

LP - *Lateral patella*

m - metro

mm - milímetros

MEDIC - *Multi-Echo Data Image Combination*

MERGE - *Multiple Echo Recombined Gradient Echo*

MF - *medial femoral*

MHz – *Megahertz*

MHz/T - *Megahertz/Tesla*

MOAKS - *MRI Osteoarthritis Knee Score*

MPRAGE - *Magnetization Prepared - RApid Gradient Echo*

MP - *medial patella*

ms - milissegundos

mt - Militesla

MT - *Magnetization Transfer* (Transferência de magnetização)

NEX - *Number of Excitation*

OMS - Organização Mundial da Saúde

p - Posterior

PFJ - *patellofemoral joint* (Compartimento patelofemoral)

PSIF - *Time-Reversed FISP*

Q - *Quartil*

QSM - *Quantitative Susceptibility Mapping*

RF- Radiofrequência

RGPD - Regulamento Geral de Proteção de Dados

RM - Ressonância Magnética

RMN - Ressonância Magnética Nuclear

ROC - *Receiver Operating Characteristic*

Rx - *Receive coil*

s - Segundo

SAR - *Specific Absorption Rate*

SE - Spin Eco

SNR - *Signal-to Noise ratio* (relação sinal ruído)

SPSS - *Statistical Package for the Social Sciences*

SPGR - *Spoiled Gradient Echo*

SSFP - *SteadyState Free Precession*

T -Tesla

TC -Tomografia Computorizada

TE - Tempo de Eco

TF - Transformada de Fourier

TR - Tempo de Repetição

TSE - *Turbo Spin Eco*

Tx - *Transmit coil*

T1 - Constante de relaxação longitudinal

T2 - Constante de relaxação transversal

UTE - *Ultrashort Echo Time*

ViewDEX[®] - *Viewer for Digital Evaluation of X-ray Images*

WW - *Window Width*

WL - *Window Level*

WORMS - *Whole Organ Magnetic Resonance Imaging Score*

Z - Eixo longitudinal

ZTE - *Zero Echo Time*

2D - duas dimensões

3D - três dimensões

Capítulo 1

1. Introdução

A Ressonância Magnética (RM) tem tido um grande impacto na imagem médica e é considerada, atualmente, um dos melhores métodos de imagem já estabelecidos na prática clínica, apresentando uma excelente resolução de contraste ao nível dos tecidos moles e capacidade multiplanar, o que possibilita uma avaliação precisa das estruturas, aumentando assim o espectro das suas aplicações clínicas.(1)

Uma outra grande vantagem desta modalidade imagiológica é a não utilização de radiação ionizante, o que é crucial em diversas situações (e.g., crianças e adultos jovens). A modalidade tem evoluído e tem alcançado uma elevada capacidade diagnóstica em todas as áreas, destacando-se na investigação, nomeadamente no contexto musculoesquelético, particularmente na avaliação da cartilagem articular, um dos componentes mais importantes da articulação do joelho.(2)(3)(4)

O estudo da cartilagem através da RM tem como objetivo avaliar a integridade da superfície, a espessura e o volume da cartilagem, bem como o osso subcondral, e evidenciar alterações não só morfológicas, mas também da intensidade de sinal da cartilagem.(5)

A sequência Fast Spin Echo (FSE), ponderada em densidade protónica (DP), é considerada o *gold standard* na avaliação precisa da morfologia e da espessura da cartilagem articular, uma vez que apresenta um excelente contraste entre a cartilagem e o líquido (e.g., derrame), permite a avaliação de alterações intracartilaginosas e fissuras, tornando-se importante na deteção de lesões focais da cartilagem.(6)(7)(8)

Para além das técnicas convencionais que permitem a avaliação da cartilagem de forma não invasiva, outras técnicas têm surgido nos últimos anos. Estas técnicas permitem avaliar as características morfológicas e efetuar o diagnóstico de lesões com um elevado grau de precisão, reprodutibilidade e sensibilidade. (2)

Foi com essa intenção que surgiu a família de sequências Ultrashort Echo Time (UTE), que possibilita a avaliação de tecidos que apresentam tempos de relaxamento T2 curtos, grupo ao qual pertencem a cartilagem, os ossos, os tendões, os ligamentos e os meniscos.(9) Algo que, com a RM convencional, não seria possível, porque o sinal decai extremamente rápido, não permitindo uma avaliação detalhada destas estruturas. Contudo, a técnica *UTE* necessitam de vários requisitos ao nível do hardware e do software, o que limita a sua utilização na prática clínica.

A viabilidade da técnica Black Bone já foi avaliada, tendo sido comprovada a sua capacidade de obtenção de imagens do osso. No entanto, são poucos os estudos encontrados na literatura em que se aplica a técnica Black Bone por RM na avaliação musculoesquelética e, tanto quanto é do nosso conhecimento, esta ainda não foi aplicada ao estudo da cartilagem do joelho.

Assim, o presente estudo assume um caráter inovador, podendo vir a contribuir para o estabelecimento de novas aplicações clínicas de rotina no âmbito da avaliação musculoesquelética, mais especificamente na análise da cartilagem do joelho. Deste modo, este estudo constitui uma mais-valia, representando um contributo científico relevante através da aplicação de técnicas inovadoras e de boa qualidade diagnóstica.

Neste trabalho, será utilizada a designação “técnica DP-FS” para se referir à sequência ponderada em densidade protónica com supressão de gordura (DP-FS) e “técnica Black Bone” para designar a sequência eco de gradiente (EG) baseada na técnica Black Bone.

Neste trabalho, será utilizada a designação “técnica DP FS” para se referir à sequência ponderada em densidade protônica com supressão de gordura (DP-FS), e “técnica *Black Bone*” para a sequência eco de gradiente (EG) baseada na técnica *Black Bone*.

1.1 Objetivo

O principal objetivo deste estudo é avaliar o potencial da técnica *Black Bone* na avaliação da cartilagem da rótula, em comparação com a sequência FSE ponderada em DP FS, considerada o *Gold standard* na avaliação da cartilagem.

1.2 Estrutura do trabalho

Este trabalho encontra-se organizado em seis capítulos. No primeiro capítulo, de caráter introdutório, enquadra-se a temática da investigação e a sua pertinência, apresentam-se os objetivos delineados e descreve-se a estrutura do trabalho.

No segundo capítulo procede-se à fundamentação teórica necessária à adequada compreensão do estudo realizado. Inicialmente, abordam-se conceitos relacionados com a anatomia da estrutura de interesse - o joelho e, posteriormente, apresentam-se os princípios físicos fundamentais da RM. Para além disso, é explorado o tema da RM do joelho, bem como a sua relevância na avaliação da cartilagem articular. Seguidamente, aborda-se a técnica *Black Bone*, incluindo uma revisão do estado da

arte sobre esta técnica. Para concluir o capítulo, são descritas as escalas utilizadas na avaliação do joelho em estudos de RM.

No terceiro capítulo apresentam-se, de forma detalhada, as metodologias adotadas neste estudo, incluindo o objetivo, a amostra e os critérios de inclusão e exclusão considerados. São ainda caracterizados os equipamentos e as sequências utilizadas, bem como a respetiva otimização, nomeadamente os parâmetros técnicos aplicados. Por fim, descreve-se o processo de análise e de processamento das imagens.

No quarto capítulo apresentam-se os resultados mais relevantes obtidos neste estudo, enquanto no quinto capítulo é realizada a discussão desses resultados, incluindo a comparação entre as duas técnicas em análise.

Por último, no sexto capítulo, são apresentadas as conclusões do estudo, as limitações identificadas e as propostas para futuras linhas de investigação.

Capítulo 2

2. Enquadramento Teórico

2.1 Anatomia e fisiologia do joelho

A anatomia do joelho é das mais complexas em relação a outras articulações. Uma boa compreensão da anatomia será benéfica na decisão diagnóstica e terapêutica desta estrutura.

O joelho é uma articulação sinovial complexa, uma das maiores articulações e que suporta uma grande parte do peso do corpo. Esta é constituída por duas articulações (a articulação tibiofemoral e a articulação patelofemoral), por três estruturas ósseas (o fémur, a tibia e a rótula) que juntamente com os ligamentos (ligamento colateral medial, (LCM) ligamento colateral lateral (LCL) ligamento cruzado anterior, (LCA) Ligamento cruzado posterior, (LCP), vários músculos e a cápsula articular, contribuem para a estabilidade do joelho.(10)(11)

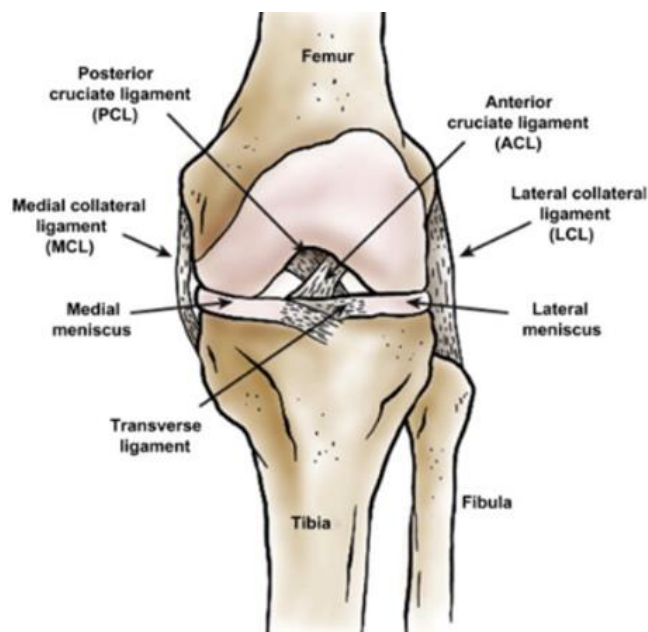


Figura 2.1 - Anatomia da articulação do joelho.(12)

Estruturas ósseas

O fémur, é um osso longo da coxa, constituída por duas epífises, uma proximal onde tem a cabeça do fémur, o colo do fémur, o grande e o pequeno trocânter, e uma epífise distal que divide em dois côndilos, cobertas por cartilagem hialina, que se articulam com a tibia e a rótula. Ambos os côndilos possuem uma proeminência óssea em cada um dos lados denominados de epicôndilos medial e lateral.(13)

A rótula localiza-se na porção anterior do joelho sendo revestida, na sua parte posterior, por cartilagem hialina que permite diminuir o atrito entre esta e o fêmur. No bordo superior da rótula insere-se o tendão do quadricípito e, no bordo inferior a origem do tendão rotuliano. Estas três estruturas fazem parte do aparelho extensor, o principal responsável pelo movimento de extensão do joelho.(10)(13)

A tibia e o perônio formam a estrutura óssea da perna. A extremidade proximal da tibia é formada por duas massas articulares chamadas pratos tibiais (medial e lateral) amortecidos pelos meniscos. O prato tibial medial é maior que o lateral. Ambos são cobertos por cartilagem. Entre os pratos tibiais encontra-se a eminência intercondiliana, onde se insere o corno anterior do menisco medial, o corno posterior do menisco lateral e a porção distal do LCA. A tibia tem anteriormente uma pequena tuberosidade onde se dá a origem da inserção do tendão da rótula. Na sua face póstero-lateral articula-se com a cabeça do perônio, formando a articulação tibioperoneal superior.(13)

Esta extremidade proximal permite formar assim a articulação do joelho, sendo a sua integridade fundamental para a função do joelho.(13)

O joelho apresenta 4 côndilos, dois femorais e dois tibiais que se articulam entre si. O côndilo femoromedial estende-se de forma distal em relação ao côndilo femorolateral e apresenta uma maior curvatura, mas é menos resistente. (10)(13)

Já os pratos da tibia formam uma pequena depressão chamadas de eminência intercondiliana. Ambos os côndilos têm uma proeminência óssea denominadas de epicôndilos medial e lateral.(13)

Articulações

Articulação femorotibial

A articulação femorotibial é considerada a maior do corpo humano e apresenta mais duas articulações, os côndilos femorais, (medial e lateral) que se articulam com os da tibia.(10)

Articulação patelofemoral

A articulação patelofemoral permite a ligação entre a rótula e a tróclea femoral, que por sua vez se encontra entre os côndilos. Esta articulação tem um papel importante no mecanismo extensor, uma vez que, aumenta o ângulo de tração do tendão do músculo quadríceps femoral melhorando a mecânica dos músculos ao realizar a extensão do joelho.(10)

Meniscos

Os meniscos são constituídos por tecido fibrocartilaginoso e dividem-se em dois, o menisco medial e o lateral. Estes apresentam maior espessura na parte posterior que

vai diminuindo à medida que se aproxima da parte interna. Encontram-se dispostos entre os côndilos femorais e os pratos tibiais.(13)

O menisco lateral, com um formato quase circular, apresenta maior mobilidade e variabilidade, em termos de configuração, que o menisco medial. O menisco medial é maior que o lateral em termos de diâmetro, sendo o seu corno anterior mais fino que o posterior. O corno posterior insere-se na iminência intercondiliana, mas também se encontra ligado ao LCP.(10)(13)

Os meniscos têm uma função muito importante que é nutrir e lubrificar a cartilagem.(12) Para além disso, atua como amortecedores das cartilagens, absorvendo impactos e choques mecânicos.(13)

Ligamentos

Os ligamentos do joelho são constituídos por tecido conjuntivo fibroso, que permite a conexão dos ossos e fornece suporte as articulações. Tem-se os ligamentos cruzados, considerados os mais resistentes e que desempenham a função de impedir uma movimentação excessiva ou anormal do joelho. Para além desses dois existe um reforço dado pelos ligamentos colaterais, um medial e outro lateral. (10)(13)

Ligamento colateral medial - (LCM)

O LCM tem duas porções, uma superficial e outra profunda. Este vai desde o epicôndilo femoromedial até à inserção tibial, posteriormente funde-se com a cápsula articular. Funciona como estabilizador do movimento lateral em extensão.(3)(10)(13)

Ligamento colateral lateral - (LCL)

O LCL é um ligamento forte e completamente separado da cápsula articular. Vem da zona posterior do epicôndilo lateral do fémur e vai até a cabeça da tibia, é superficial ao tendão poplíteo. Tem a função de dar estabilidade e reforça o terço póstero-lateral da cápsula articular.(10)(13)

Ligamento cruzado anterior - (LCA)

O LCA é um ligamento intra-articular extremamente importante para a articulação do joelho. Insere-se na parte anterior da iminência intercondiliana da tibia e estende-se para a face interna do côndilo femoral lateral. A parte da inserção femoral, passa anterior, distal e medial à tibia.(3) Em adultos tem uma extensão de cerca de 4 cm (centímetros) de comprimento e 1 cm de largura.(13)

Possui a função de estabilizar o joelho em extensão, impedir o deslizamento anterior da tibia, o movimento rotacional da tibia em relação ao fémur, controlar a

hiperflexão e hiperextensão, a rotação interna e mobilidade lateral em flexão e extensão.(11)

Ligamento cruzado posterior - (LCP)

O LCP é um ligamento extra-articular, é mais curto, mais espesso, mais vascularizado e mais resistente que o LCA. Este ligamento tem origem na zona da eminência intercondilar posterior da tibia e se estende anteriormente para inserir na porção anterior na zona lateral do côndilo medial do fêmur.(3)

Este tem a função de bloquear a translação posterior do joelho e ajudar a controlar os movimentos em valgo e varo.(13)

Para além dos já referidos acima existem outros ligamentos em torno do joelho e que ajudam a manter a estabilidade geral desta articulação, como o ligamento capsular, ligamento ântero-lateral, ligamento arqueado e ligamento oblíquo posterior.(11)

Músculos

Vários são os músculos em torno do joelho. Estes têm como função ajudar na produção de movimento nos 6 graus de liberdade, incluindo flexão extensão, rotação interna e externa e rotação em varo e valgo, bem como ajudar na estabilização do mesmo. Os músculos flexores são os isquiotibiais, o semitendinoso, o semimembranoso e bíceps femoral; Grácil, sartório, gastrocnémio e poplíteo.(11)

Na categoria dos músculos extensores incluem-se o vasto medial, o vasto lateral, vasto intermédio e o reto femoral. Como músculos rotacionais tem-se o vasto medial, vasto lateral, vasto intermédio e reto femoral.(11)

Cartilagem

A cartilagem articular é formada por células específicas, os condrócitos que produzem os proteoglicanos e o colágeno que se encontram organizadas em forma de matriz altamente estruturada, a matriz extracelular. No entanto é constituída na sua maior parte por água.(14)Esta tem cerca de 2 a 4 mm de espessura e é desprovida de vasos sanguíneos, linfáticos e nervos o que desencadeia uma baixa capacidade de regeneração. Em resposta à carga compressiva a água que se encontra dentro da cartilagem é expelida para o espaço articular e reabsorvida junto com nutrientes do líquido sinovial. (14)

A cartilagem é dividida em 4 camadas: camada superficial, camada média, camada profunda e camada calcificada, como se demonstra na figura 2. Estas por sua vez também se dividem em regiões.(15)

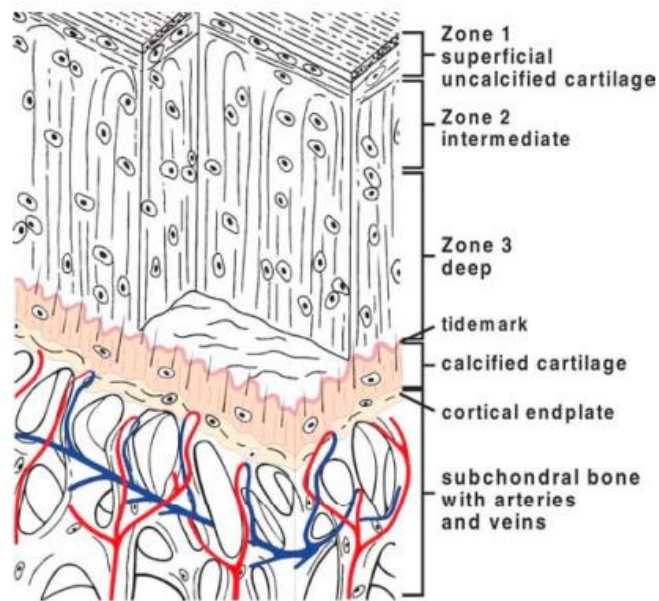


Figura 2.2 - Divisão da cartilagem em quatro zonas.(15)

A camada superficial é fina e protege as camadas mais profundas das tensões, a camada média é considerada a zona de transição e fornece uma ligação anatômica e funcional entre as camadas superficial e profunda. Contém proteoglicanos abundantes e colágeno tipo II mais espesso. A camada profunda é responsável por proporcionar a maior resistência às forças compressivas exercidas no joelho. Esta contém fibras de colágeno, perpendiculares à superfície articular, abrange a maior concentração de proteoglicanos e a menor concentração de água. A camada calcificada desempenha um papel fundamental na junção cartilagem osso servindo de apoio às fibras de colágeno entre a camada profunda e o osso subcondral.(16)

A principal função da cartilagem é amortecer o impacto e contacto entre as superfícies da articulação, proporcionando uma superfície lisa quase sem atrito e facilitando assim a transmissão de carga para o osso sub condral subjacente. (14)(15)(17)

Esta é uma estrutura única e complexa que demonstra pouca ou nenhuma evidencia de alterações degenerativas, o que torna o seu diagnostico, tratamento e reparação um desafio clínico.(15)(17)

2.2 Conceitos de Ressonância Magnética

2.2.1 Princípios Físicos

A RM é uma modalidade de diagnóstico por imagem, não invasiva e complexa, baseada no fenômeno de Ressonância Magnética Nuclear (RMN) demonstrada experimentalmente pela primeira vez em 1946 por *Purcell e Bloch*. (1)(18)

O princípio físico subjacente à RM é considerado complexo e está relacionado com o comportamento dos núcleos atômicos que contém uma componente chave chamada spin, ou seja, partículas que possuem o seu próprio momento angular. No caso da RM, a maioria das imagens são baseadas nas propriedades magnéticas do núcleo do átomo de hidrogênio (H), por este conter spins, por ser o mais abundante no corpo humano e por possuir momento magnético elevado.(3)(7)

O movimento rotatório do núcleo do próton nos átomos, faz com que a este seja associado um momento dipolar magnético, que faz com que o mesmo se comporte como um pequeno íman. O resultante do momento dipolar magnético de um conjunto de prótons chama-se magnetização. (7)(18)

Na ausência de um campo magnético externo (B_0) os spins são orientados aleatoriamente, a soma vetorial desses é zero, fazendo com que a magnetização seja nula. Na presença de um B_0 a magnetização tende a alinhar com o campo magnético principal.(18) O alinhamento tanto pode ser paralelo, considerado o nível de baixa energia como antiparalelo considerado o nível de maior energia como demonstra a figura 3.(1)(7)

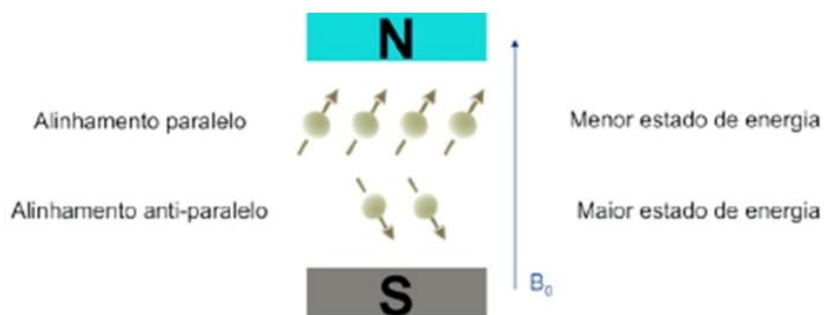


Figura 2.3 - Alinhamento dos spins com o campo magnético.(1)

No entanto, se os movimentos dos spins não forem perfeitamente alinhados com o campo magnético e na tentativa de alinhar, efetuam um movimento de precessão. Precessão é o movimento circular dos núcleos atômicos que contem spins quando

expostos a uma fonte de energia externa, um segundo campo magnético, o impulso de radiofrequência (B_1), cuja frequência tem de estar próxima da frequência de *Larmor*.(19)

A frequência de *Larmor* é definida como frequência de ressonância dos prótons do núcleo dos átomos de H que se encontra dentro da gama das radiofrequências (RF) e que depende apenas da intensidade do campo magnético aplicado.(18)

$$\omega = \gamma B_0$$

Onde:

ω : Frequência de *Larmor*;

γ : razão giromagnética;

B_0 : valor do campo magnético externo aplicado.

Para o H, a razão giromagnética é de 42,58 *Megahertz/Tesla* (MHz/T). Portanto, se for considerado um campo de 1,5 Tesla (T), a frequência de precessão será de 63,87 MHz.(1)(18)

Assumindo que o eixo longitudinal (eixo Z) do paciente representa a direção de B_0 , ao aplicar um campo magnético forte e estável paralelo ao eixo Z, a magnetização terá a mesma direção. O plano transversal corresponde ao eixo X, Y. (1)(18)(20)

Aplicando o B_1 , perpendicular a B_0 e em fase com a frequência de precessão, haverá absorção de energia, a magnetização é transferida para os outros planos. A transferência vai depender do *Flip angle*, o ângulo de nutação do B_0 . O desvio do ângulo depende da duração e intensidade do pulso e os mais utilizados são os pulsos de 90 e 180 graus. O pulso de 90° báscula a magnetização toda para o plano transversal fazendo com que os spins precessem em fase. A precessão em fase é a origem do sinal de RM. (7)(18)

Quando é desligado o B_1 referido acima, o sinal decai, e a magnetização tende a regressar para o estado inicial, libertando a energia recebida, como resultado o vetor de magnetização passa a alinhar-se com o B_0 . A este processo chama-se relaxação.(7)(18)(20)

A relaxação dos spins que provoca o decaimento do sinal é resultante de interações entre os spins e a vizinhança, chamado de relaxação T1 e entre os próprios spins chamado de relaxação T2.(7)(18)(20)

A relaxação T1, constante de relaxação longitudinal, representa o tempo necessário para que os prótons recuperem 63% da magnetização longitudinal inicial e a relaxação T2, constante da relaxação transversal, representa o tempo necessário para

que a componente transversal da magnetização decaia 37%, como demonstra a figura 4 e 5. (3)(20)

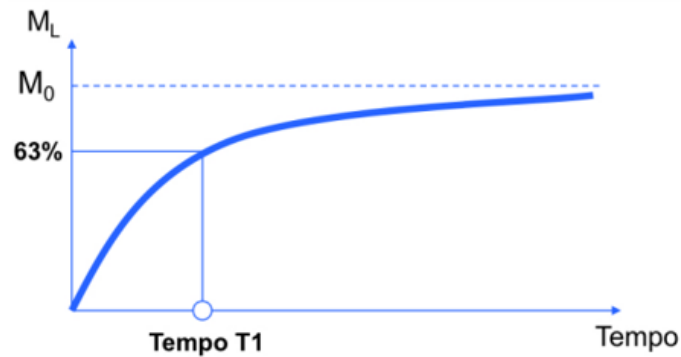


Figura 2.4- Tempo de Relaxação T1- Recuperação da componente longitudinal (1).

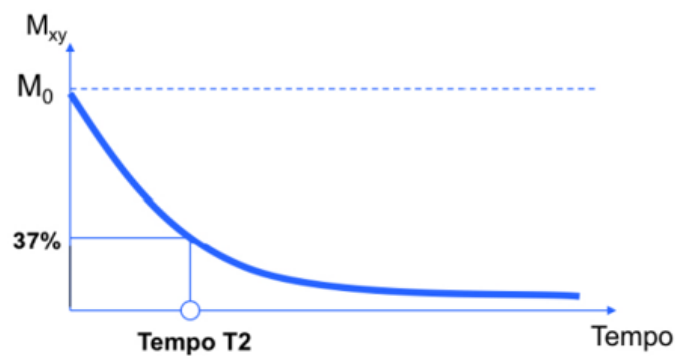


Figura 2.5- Tempo de Relaxação T2 -Decaimento da magnetização transversal(1)

Entretanto, se após um determinado tempo, for aplicado um segundo impulso de RF, para além do sinal obtido inicialmente, obtém-se um novo sinal chamado de eco, graças ao refasamento dos spins.(18)

Escolhendo parâmetros temporais de uma sequência como o tempo de repetição (TR) e o tempo de eco (TE) consegue-se determinar o mecanismo de contraste em que a imagem se baseia, detetar e diferenciar uma série de patologias.(18)

O TR é o tempo que decorre desde aplicação de um pulso ao outro e o TE é o tempo que decorre entre a aplicação do pulso de RF e aquisição do eco. Ambos medidos em milissegundos(ms).(1)(3)(20)

Os principais conceitos necessários para interpretar as imagens de RM incluem a classificação do contraste de acordo com três parâmetros diferentes, a DP, os tempos de relaxação T1 e de relaxação T2.(20)(21)

Ponderações

Ponderação em DP

A imagem ponderada em DP fornece contraste com base na densidade de prótons dos diferentes tecidos, utilizando uma sequência de pulsos que recorre a parâmetros temporais que minimizam os efeitos T1 e T2.(7)É possível através da utilização de TR longo que permite a recuperação total da componente longitudinal e um TE curto, de forma a ter ainda informação sobre a DP dos tecidos. (3)(5)Este tipo de imagens realça a diferença de concentração dos prótons em vários tecidos e produz bom detalhe anatómico, visto que, se um tecido tiver alta DP, o sinal será elevado, se a DP for baixa, o sinal será menor.(3)(20)

Ponderação em T1

Para obter uma Imagem ponderada em T1, tem de se recorrer a uma sequência de pulsos onde o TR seja curto de forma que a componente longitudinal recupere rapidamente e um TE curto de forma a minimizar os efeitos de T2.(3)(5)(7)(20)

Ponderação em T2

Para obter imagens ponderadas em T2, utiliza-se um TR longo para minimizar os efeitos T1 e para que possa haver uma recuperação total da componente longitudinal e um TE longo, para minimizar a informação da DP e maximizar a informação em T2.(3)(20)

Ponderação em T2*

Para além dos tempos de relaxamento T1 e T2, existe o decaimento T2* que inclui todos os mecanismos de desfasamento dos momentos magnéticos induzidos pela falta de homogeneidade do B0, das diferenças de suscetibilidade magnética e de desvio químico, para além da interação spin-spin, aumentando ainda mais a relaxação no plano transversal e acelerando o decaimento do sinal de indução livre FID (*Free induction decay* - decaimento de indução livre). Este descreve os efeitos combinados do relaxamento T2 específico do tecido e a defasagem adicional da falta de homogeneidade do B0 e é sempre mais curto que relaxamento T2.(7)(20)

Sequências de pulsos

As imagens de RM baseiam-se em duas grandes famílias de sequências de impulsos. Spin Eco (SE) e Eco de Gradiente (EG).(5)

Spin Eco - SE

A Spin Eco (SE) é uma das sequências fundamentais da RM, proposta muito antes da sua aplicação em contexto clínico.(22) Esta sequência caracteriza-se pela aplicação de um pulso de excitação, pulso de 90° , e um de refocalização, o pulso de 180° .(1)(22)

O pulso de 90° báscula o vetor de magnetização longitudinal para magnetização transversal e, se num determinado espaço de tempo, não houver nenhuma intervenção, os spins começam a perder a coerência de fase, devido a falta da homogeneidade do B_0 e ou das alterações de suscetibilidade causada pela presença de um corpo, ou então pelas interações entre os próprios spins. Consequentemente, o sinal decai e obtém-se o *FID*.(22) Entretanto se for aplicado um pulso de 180° , que elimina o desfaseamento causado pela heterogeneidade do B_0 a magnetização é recuperada e obtém-se o sinal SE.(1)(5)(20)

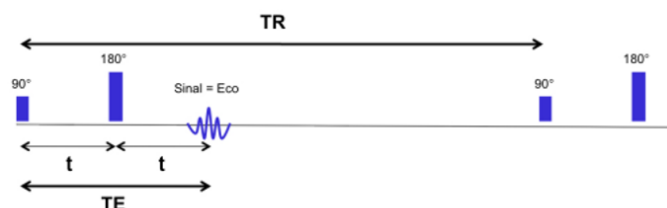


Figura 2.6-Sequência de pulso Spin Eco.(1)

Inversão Recuperação

A sequência de inversão de recuperação começa com a aplicação de um pulso de preparação de 180° antes da aplicação de um esquema temporal equivalente ao de uma sequência SE. Ao intervalo que tempo que decorre entre a aplicação do pulso de 180° e o pulso de excitação 90° chama-se Tempo de Inversão (TI). (21)(22)(23)

A escolha correta do TI permite suprimir de forma parcial ou total o sinal de qualquer tecido, desde que seja conhecido o seu tempo de relaxamento T_1 para uma determinada intensidade de campo magnético. O $TI = 0,69 T_1$ tecido. (7)(21)(22)

Os tipos mais comuns de sequências SE preparadas por IR são o *STIR* e o *FLAIR*.

Com um TI curto - *STIR (short TI inversion recovery)* é possível suprimir o sinal da gordura, uma vez que a gordura apresenta tempo de relaxamento T1 mais curto que outros tecidos.(5)(7)

Com este método é possível suprimir o sinal da gordura em zonas que não são sensíveis à falta de homogeneidade de B0, o que o torna útil por exemplo em regiões com presença de dispositivos biomédicos implantados (e.g., próteses). No entanto, não deve ser utilizada após administração de produtos de contraste paramagnéticos como o gadolínio, uma vez que, os tecidos que captam contraste, apresentam diminuição dos tempos de relaxamento T1, podendo ser confundidos ou mesmo suprimidos. Para além disso ainda diminui a relação sinal ruído - SNR (*signal-to-noise ratio*).(7)

Com um TI longo -*FLAIR (fluid attenuated inversion recovery)* é possível suprimir o sinal dos líquidos.(7)

A sequência FLAIR com ponderação T2, é útil principalmente em neurologia, uma vez que ao suprimir o sinal do líquido é possível evidenciar certos tipos de lesões intracranianas (e.g. lesões de natureza desmielinizante).(7)

Fast Spin Eco - FSE

A sequência *FSE* é utilizada para obter uma aquisição rápida de imagens, sem alterar consideravelmente as características de contraste da sequência SE convencional. (2)(22)

Basicamente, esta sequência consiste na aplicação de vários pulsos de refocalização de 180° após o primeiro pulso de excitação de 90° dentro do mesmo TR. Em vez de resultar em um eco de cada vez, resulta em vários ecos, designado por cadeia de ecos (*ETL- Echo Train Length*) que serão utilizados para preencher várias linhas do espaço K (será abordado mais à frente), o número de linhas será igual ao número de ecos que foram adquiridos.(1)(22)(24)

As sequências *FSE* apresentam tempos de aquisição significativamente mais rápidos em comparação com sequências SE convencionais, o que os torna muito úteis na prática clínica. Com esta família de sequências é possível adquirir imagens ponderadas em DP, em T1 e em T2.(20)

Eco de gradiente - EG

A diferença entre o SE e EG está na sequência de pulsos que são utilizados para gerar o sinal de RM.(1)(5)(25)

A sequência EG é baseada em um pulso normalmente menor que 90°, o que não roda totalmente a magnetização para o plano transversal, para fazer o máximo proveito

da magnetização e em vez de, um pulso de refocalização de 180° utilizam-se gradientes de reversão (bipolar) para obter o sinal.(1)(23)(26)

Pelo facto, de não ser aplicado o pulso de 180° , a heterogeneidade do campo vai sempre interferir, não permitindo uma medição direta do decaimento T2 nem obter imagens completamente ponderadas em T2, mas sim em T2*.(20)

Ou seja, se o sinal advir de uma sequência em que a magnetização transversal residual for mantida e contribuir para o sinal, as imagens são fortemente ponderadas em T2*, ou T1/T2 e a estas sequências são denominadas de *coherent ou steady-state GRE*. (23)(26) Como exemplo dessas sequências tem-se o *steady-state free precession (SSFP)*, da *General Electric (GE)* ou *Fast Imaging with Steady Precession (FISP)* da *Siemens Healthcare*, *Double Echo Steady-State Sequence (DESS)* também pela *Siemens*. (26)

Caso a magnetização transversal seja destruída, antes da aplicação de um novo pulso de RF, não haverá contribuição de interação dos spins para formação do sinal e por isso as imagens são ponderadas em T1, e são denominadas de *incoherent ou spoiled GRE*. Como exemplo dessas sequências tem-se o *FLASH (Fast Low Angle Shot Sequence)*, da *Siemens Healthcare* ou a *SPGR (Spoiled Gradient Echo)*.(20)(23)(26)

Visto que nas sequências EG, os gradientes controlam o desfasamento e o e a refocagem dos spins e se estes vão contribuir ou não para o sinal, como resultado, os TR podem ser mais curtos e, portanto, mais rápida é a aquisição.(1)(26)

Contudo, para conseguir uma imagem, apenas estas sequências de pulso não são suficientes. É necessária uma codificação espacial do sinal gerado, através de aplicação de gradientes de campo magnético(1)(18)(22). Um gradiente é usado para seleção do corte e outros dois para a codificação de fase, que determina a linha do espaço K a ser preenchida e codificação de frequência para preencher a linha do espaço K como demonstra a figura 7.(3)

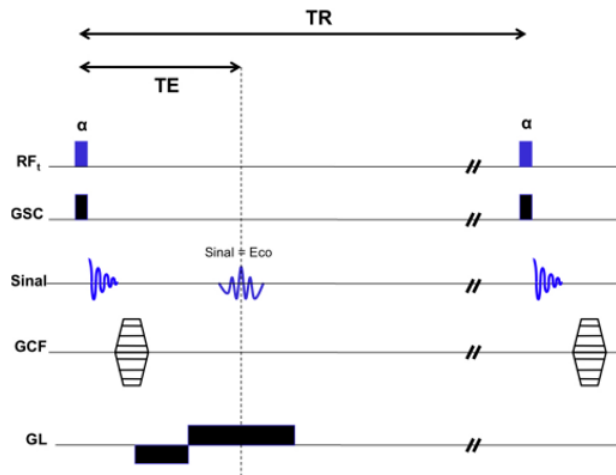


Figura 2.7-Sequência de Pulso de Eco de Gradiente, com os gradientes de seleção de corte, fase e frequência (1)

Depois do sinal ser codificado e de ter obtido ecos suficientes para preencher todo espaço K, aplica-se a *Transformada de Fourier (TF)*- processo em que é utilizado ferramentas analíticas para passar o sinal do domínio de tempo para domínio de frequências e obter a imagem de RM.(3)

O espaço K é definido como uma matriz com pontos em tons de cinza, onde que cada linha da matriz é preenchida por ecos e cada ponto da matriz representa uma intensidade de sinal, uma posição no tempo e uma amplitude do sinal que foi recebido pela bobina. De acordo com a variação da amplitude dos gradientes de codificação de fase e frequência assim são preenchidas diferentes linhas do espaço K.(1)

Equipamento de RM

Atualmente, além dos equipamentos de corpo inteiro, existem diversos modelos especializados para aquisição de imagens de extremidades, com campos magnéticos que variam entre 0,2 e 3,0 T. Estudos indicam que, para a avaliação de lesões de meniscos e do LCA, a precisão diagnóstica é semelhante entre sistemas de campo baixo (0,2-1,5 T) e alto campo (3 T).(27)(28)

Por outro lado, para a análise da cartilagem articular, sistemas de alto campo magnético ($\geq 1,5$ T), especialmente 3,0 T, são considerados preferíveis, por oferecerem melhor resolução de imagem e maior sensibilidade diagnóstica.(29)

Bobinas de RF

Um dos elementos fundamentais da RM são as bobinas de RF, também chamadas antenas. Estas são projetadas para trabalhar na frequência de *Larmor* com

eficiência máxima. Afetam diretamente a resolução espacial, a resolução temporal, a sensibilidade e a uniformidade da RM.(2)

As bobinas de RF possuem duas funções: excitar a magnetização a partir da transmissão da RF, as *Tx-Coil (transmit coil)* e receber sinal dos spins excitados, as *Rx-Coil (receive coil)*.(30)

As bobinas de transmissão precisam produzir um campo altamente homogêneo em um amplo campo de visão, (FOV -*field of view*), enquanto as de recepção precisam maximizar a detecção de sinal e minimizar o ruído com intuito de obter uma melhor imagem possível.(31) A funcionalidade de transmissão e recepção do sinal de RM pode ser combinada em uma única bobina de RF denominadas Emissoras/Recetoras (bobinas Tx / Rx).(31)

Existem bobinas de superfície e bobinas de volume. As de superfície que funcionam nos dois modos: recepção e transmissão, consistem em uma bobina que envolve a totalidade da região de interesse e que pode ser flexível. São excelentes para detectar sinais com SNR elevado próximo da superfície do paciente, mas tem FOV limitado.(31)(32)

As bobinas de volume, como é o caso da bobina de corpo, operam geralmente em modo de transmissão devido à falta de homogeneidade em contexto de recepção, no entanto também podem ser utilizadas em contexto de recepção do sinal, contudo a qualidade é menor em comparação com as da superfície. Estas bobinas consistem em uma bobina integrada dentro do magneto, tipicamente cilíndrica e que envolve todo o paciente durante o exame.(31)

Os avanços na tecnologia resultaram em uma variedade de bobinas otimizadas para aplicações clínicas específicas e com potencial para melhorar a qualidade das imagens e encurtar a duração dos exames.(31)

Com estes avanços surgiu:

Bobinas dedicadas que permitem aumentar o sinal, em que o número de canais de uma bobina é uma das características fundamentais quando se trata da qualidade do sinal recebido. Quanto maior o número de canais maior é a SNR.(31)

O aperfeiçoamento da geometria de bobinas de transmissão/recepção de volume com a introdução das bobinas *phased array*, que utilizam em simultâneo um “*array*” de bobinas, para uma aquisição de dados em paralelo através da conexão de múltiplos canais, vieram contribuir para uma melhoria da SNR.(31)

2.2.2 Ressonância Magnética do joelho

Desde que, em 1983, *Kean* descreveu a anatomia normal e patológica do joelho, a partir das imagens de RM, houve uma evolução significativa do estudo do joelho por

imagens de RM.(3) Esta tornou-se a modalidade imagiológica de escolha para a avaliação de doentes com queixas a nível do joelho. Embora a radiologia convencional possa revelar lesões ósseas, a RM permite obter imagens do joelho com uma excelente resolução de contraste dos tecidos moles, em vários planos, o que possibilita uma avaliação precisa das estruturas intra e extras articulares, como cartilagens, ligamentos, músculos, tendões e osso, sem envolver o uso de radiação ionizante.(3)(4)

Embora o custo-benefício não justifique a utilização desta modalidade em todas as situações, esta é indicada principalmente em contexto de trauma, quando a mobilidade do joelho se encontra limitada e na presença de dor. É também indicada quando, após outros estudos imagiológicos, os sintomas persistem e não foi possível chegar a nenhum diagnóstico, ajudando assim a distinguir condições patológicas do joelho, que podem ter sinais e sintomas muito semelhantes. São exemplos, as fraturas ocultas, edema/contusão óssea, lesões da cartilagem, lesões dos ligamentos, patologias relacionadas com os meniscos.(33)

Além disso, os avanços tecnológicos que permitem ter campos de elevada intensidade, sistemas de gradientes de elevado desempenho, facilitaram o desenvolvimento e utilização de sequências de pulsos, que permitiram obter mais do que informação apenas morfológica, mas também informação metabólica e microestrutural do joelho.(3)

Sequências de Pulsos e parâmetros

Existe uma enorme variedade de sequências de pulsos de RM que permitem obter imagens do joelho, várias delas, já mencionadas e descritas anteriormente, como as sequências SE, EG e *FSE*.(3)(33)

As sequências ponderadas em DP e T1 permitem estudar os ligamentos, com ponderação em T2 ou com TE muito curtos e utilização de saturação de gordura, podem ser utilizadas para avaliação de, por exemplo, edema.(33)

Um protocolo para estudo do joelho contém, geralmente, uma combinação destas sequências com diferentes ponderações, adquiridas nos três planos: axial, coronal e sagital.(3)(4)

Para estudar o joelho através da RM, para além de conhecer as sequências de pulso adequadas a cada situação clínica, é necessário manipular e otimizar parâmetros da imagem que afetarão a intensidade de sinal, a resolução espacial e a cobertura anatómica. São manipulados parâmetros como TR, o TE, o FOV, a espessura de corte, o *Flip angle*, a resolução espacial, que irão diretamente ou indiretamente afetar a

intensidade de sinal e contraste tecidual, de forma a alcançar a qualidade diagnóstica adequada a cada situação clínica.(3) (33)

Embora o principal influenciador do sinal seja a intensidade do campo magnético, estabelecida pelo equipamento em uso, esta também é influenciada pelo tamanho do voxel (definida pela concentração de prótons que contribuem para o sinal). O tamanho do voxel é dada pela espessura do corte e pelo *FOV*. Quanto menor a espessura de corte maior a resolução espacial, no entanto, menor será a dimensão do voxel, e consequentemente menor a intensidade de sinal e a SNR. Assim, terá de existir um compromisso entre os parâmetros que podem ser ajustados de acordo com as condições presentes na altura da aquisição nomeadamente, o paciente.(13)

Para tais aquisições, normalmente, a espessura de corte é de 3 mm (milímetros) com um intervalo entre cortes de 1 mm. Em relação ao *FOV*, que também afeta a resolução da imagem e a intensidade de sinal, quanto menor o *FOV* mais apropriado é, embora dependa muito do tamanho do paciente e do tipo de bobina a ser utilizada. Para o joelho, o tamanho do *FOV* varia entre 12 e 16 cm.(4)(13)

Bobinas de RF

O desenvolvimento tecnológico, permitiu a introdução de bobinas de superfície dedicadas ao joelho, proporcionando imagens de alta resolução espacial e boa SNR, imprescindíveis para uma avaliação detalhada do joelho.(13)

Para o joelho encontram-se disponíveis dois tipos de bobinas. As bobinas Tx/Rx ou somente Rx. Tais bobinas podem ser de estrutura flexível, que possibilita envolver a estrutura, rígida, cilíndrica ou de quadratura.(13)

É de salientar que, por vezes quando não é possível utilizar estas bobinas dedicadas, devido às características e condições dos doentes, utilizam-se bobinas flexíveis de corpo. De acordo com o estudo realizado por *Aarvold et al* as imagens finais apresentam menor resolução espacial.(34)

Contudo, um outro estudo, em que compararam as bobinas de superfície com bobinas dedicadas, defende que uma bobina de superfície tem a capacidade de fornecer imagens com maior detalhe da anatomia normal e maior capacidade em detetar patologias, mas que, com uma bobina dedicada melhor será a visualização do joelho de um modo geral.(35)

Posicionamento do joelho

Para realização de RM do joelho quer seja com bobina dedicada ou bobina de corpo o paciente deita-se em decúbito dorsal, com membros inferiores em extensão.

A bobina dedicada do joelho é desenhada para que o joelho fique em uma posição de repouso confortável em flexão parcial, reduzindo assim o risco de surgirem artefatos de movimento, e proporcionando uma maior SNR.(34)

O joelho de interesse é colocado dentro da mesma, com a face posterior em repouso sobre esta, e com o membro em posição que permite alinhar o LCA, em rotação externa e obter uma melhor visualização no plano sagital.(33)(34) A tuberosidade isquiática e o calcâneo ficam fora do arco, estendidos ao longo da mesa, o que resulta em uma posição do joelho parcialmente flexionado em aproximadamente 5 a 25° graus. Segundo alguns autores, com esta posição, a rótula fica numa posição ideal para que não haja falsos positivos de luxação da rótula.(13)(33)



Figura 2.8-a- Posicionamento do joelho utilizando uma bobina flexível, b- posicionamento do joelho utilizando uma bobina dedicada de joelho(34)

Em qualquer dos casos, quer seja com a bobina dedicada, quer seja com uma antena flexível, é importante imobilizar bem o membro inferior, utilizando acessórios de imobilização como esponjas e pesos, de forma a evitar artefatos de movimentos e obter imagens com qualidade diagnóstica suficiente.(13)

2.2.3 Ressonância Magnética na cartilagem do joelho

A RM evoluiu para o melhor método não invasivo para avaliação da cartilagem articular, apresentando avanços consideráveis nos últimos anos. Esta modalidade imagiológica permite visualizar diretamente a cartilagem, perceber a estrutura, as características morfológicas e diagnosticar lesões com um alto grau de precisão, reprodutibilidade e sensibilidade, daí ser considerado superior em relação a outros métodos de imagem.(2)(15)(36)(37)(38)Para além disso, ainda tem o potencial de fornecer informações bioquímicas e fisiológicas sobre esta estrutura.(36)

As patologias da cartilagem podem ser classificadas em duas categorias: degenerativas ou traumáticas. As lesões de natureza degenerativa caracterizam-se por

alterações no contorno da cartilagem (como irregularidades na superfície), alterações na sua espessura e alterações na intensidade de sinal associadas ao aumento de líquido intra-articular. A presença de osteófitos, derrame articular e sinovite são igualmente consideradas manifestações de carácter degenerativo. Por outro lado, as lesões traumáticas incluem ruturas e fissuras na cartilagem.(39)

O estudo da cartilagem com a RM tem o objetivo de avaliar a integridade da superfície, espessura e volume da cartilagem, o osso sub condral e mostrar alterações não só morfológicas, mas também da intensidade de sinal da cartilagem.(5)

Como visto anteriormente, a cartilagem para além de ser constituída por água é constituída por uma matriz extracelular, que afeta o sinal da cartilagem em imagens de RM. Primeiro pela forma em que os proteoglicanos e colágeno encontram-se organizadas fazendo com que haja, restrição da mobilidade da água e alinhando as moléculas desta de forma que aconteça interação spin, spin, provocando decaimento T2. Segundo que o decaimento T2 aumenta à medida que as fibras de colágeno se afastam do campo magnético principal provocando o aumento do sinal em imagens ponderadas em T2. Contudo, o sinal da cartilagem poder variar consoante, for os valores do TR e do TE.(20)

Para uma boa avaliação da cartilagem é necessário que, ao escolher um protocolo de RM, se deva ter em consideração que as sequências de RM devem cumprir requisitos relacionados com o tempo geral de aquisição, que deve ser tão curto quanto possível, a fim de evitar artefatos de movimento, e desconforto do paciente. A resolução espacial (tamanho do voxel), deve ser relativamente alta para medir a espessura da cartilagem com precisão, visto que a espessura desta é muito fina.(14)(17) A SNR e relação contraste ruído (CNR - *Contrast-to-noise ratio*) devem ser adequadas para que a cartilagem seja delineada e avaliada com rigor.(17) É de salientar que os parâmetros SNR, CNR, tempo de aquisição e resolução espacial encontram-se interligados entre si e que, com alteração de uma, deve-se ter em atenção o impacto nos restantes fatores. Portanto, deve haver um equilíbrio para o delineamento ideal da articulação ou superfície articular com uma sequência de RM específica.(17) Além disso ter em atenção a outros artefatos como a distorção geométrica ou do sinal, uma vez que estes são muito comuns nas interfaces da cartilagem óssea devido à diferença protónica da água e gordura.(17)

Sequências, ponderações e técnicas para análise da cartilagem

Diversas sequências já se encontram disponíveis para tais avaliações. As sequências aplicadas ao estudo da cartilagem incluem a SE, a FSE bem como as de EG ponderadas em T1 com saturação de gordura.

Saturação de gordura

A saturação de gordura nestas técnicas/sequências é muito útil, uma vez que fornece uma faixa dinâmica suficiente ao contraste para delinear a cartilagem e eliminar artefatos como o desvio químico que, muitas vezes, aparece na interface cartilagem/osso.(7)(15)(17)(20)

A saturação de gordura seletiva de frequência é o método mais utilizado em RM musculoesquelética. (7)(14)(40) No entanto, esta é muito sensível à heterogeneidade do campo magnético, desencadeando não só a diminuição da qualidade das imagens em campos de menor intensidade, como também o aumento do tempo da aquisição das imagens.(7)

Spin Eco - SE

A SE detém uma elevada sensibilidade, não só para detecção de anomalias da cartilagem como para avaliação de outras estruturas intra-articulares como os meniscos e os ligamentos.(39)

Ponderação em T1

As imagens ponderadas em T1 fornece detalhes anatômicos excelentes com elevado contraste entre a cartilagem e o osso, mas ainda que cartilagem apresenta maior intensidade de sinal do que o líquido, este apresenta com menor capacidade para distinguir zonas de cartilagem/osso.(15)

Ponderação em DP

As imagens ponderadas em DP são também consideradas úteis para avaliação não só da cartilagem, mas também de outras estruturas como meniscos, ligamentos e tendões.(6)

Ponderação em T2

Nas imagens ponderadas em T2, o líquido surge com elevada intensidade de sinal, assemelhando-se a uma artrografia, e a cartilagem apresenta baixa intensidade

de sinal. Tal diferença de sinal acaba por aumentar o contraste entre cartilagem e derrame, mas a SNR é pouca para alta resolução espacial. Além disso como o TE é relativamente longo, perde-se informação das camadas mais profundas da cartilagem, dificulta uma boa diferenciação da interface cartilagem e o osso, impedindo de obter uma medição precisa da espessura da cartilagem.(15)(20)

Fast Spin Eco - FSE

Com as sequências FSE ponderadas em T2 e DP é possível avaliar morfológicamente a cartilagem e obter informação com elevada resolução espacial e com tempos relativamente curtos.(15)(39)

Ponderação em T2

Estas sequências com ponderação em T2, apresentam elevado contraste entre a cartilagem e o líquido, o que facilita a detecção precoce de lesões superficiais e na matriz extracelular. (15) E com isso imagens ponderadas em T2 com e sem saturação de gordura, têm sido muito utilizadas na avaliação da integridade da cartilagem articular. A cartilagem apresenta um sinal intermédio, o líquido e o osso apresentam maior intensidade de sinal.(15)(39) No entanto estas sequências ponderadas em T2, não tem sensibilidade no que diz respeito ao artefacto de suscetibilidade magnética.(15)

Ponderadas em DP

Alguns estudos referem que as sequências FSE ponderadas em DP demonstram ser úteis na avaliação precisa da morfologia e espessura da cartilagem articular hialina.(6) Estas apresentam um contraste excelente entre cartilagem e derrame, para alterações intra cartilaginosas e fissuras, uma vez que, a respetiva sequência é sensível a alterações no osso sub condral adjacente, tornando-se importante na detecção de lesões focais na cartilagem.(7)(8)

Outro estudo utilizando sequências FSE ponderadas em DP, permite obter informação suficiente para fornecer um desempenho semelhante que a sequência SE convencional na avaliação da cartilagem.(41)

Contudo imagens FSE, são limitadas pela espessura de corte, que deve ser no mínimo de 3 mm, a não ser que esteja disponível no equipamento gradientes de elevado desempenho, para além do que, caso sejam necessárias reconstruções multiplanares, muitas vezes uteis para outras avaliações da cartilagem, não podem ser realizadas.(15)

Eco gradiente - EG

É de se destacar que as sequências mais comumente utilizadas para avaliar a cartilagem são as EG ponderadas em T1 com saturação de gordura como a *FLASH/SPGR*, em que não há contribuição da magnetização transversal para o sinal. (17)(42)

Estas sequências pertencentes a família de sequências *Spoiled GRE* fornecem imagens de alta resolução com tempos de aquisição muitos mais curtos que as SE convencional. Acrescentando a supressão de gordura obtêm-se imagens com alto contraste. Em termos de intensidade de sinal, a cartilagem apresenta híper sinal em relação ao líquido, osso e gordura, tornando-as recetivas a algoritmos de segmentação semiautomáticos, que podem fornecer avaliação reprodutível das medidas de espessura e volume da cartilagem, o que possibilita uma maior precisão na detecção de defeitos morfológicos da cartilagem comparativamente ao SE. (15)(39)(43)

Caso estas sequências *Spoiled GRE* sejam adquiridas em 3D (três dimensões), as imagens finais apresentam maior CNR e é possível fazer reconstruções a partir da imagem inicial, úteis para avaliar as articulações da rótula e da tróclea com o resto da superfície. Para além disso estas sequências são de fácil desempenho e amplamente disponíveis nos equipamentos de RM e não requer nenhum tipo de pós processamento. (15)

Outro aspeto considerado vantajoso destas sequências é o baixo TE, que desencadeia uma ótima exibição das camadas mais profundas da cartilagem em relação às sequências *FSE*. Contudo, continua a ser desvantajoso o tempo de aquisição das sequências EG. (39) Para melhorar o tempo de aquisição foram desenvolvidos gradientes mais eficazes, técnicas de aquisição mais rápidas, como é o caso de imagens eco planares (*EPI - multishot Imaging Echo-Planar*) com supressão de gordura que também permitem a avaliação da cartilagem articular hialina. (15)

Dual-Echo Steady-State Sequence - (DESS)

A sequência *DESS*, é uma sequência eco de gradiente coerente em que é estabelecido o estado estacionário – *Steady State Free Precession*, que adquire dois ou mais ecos de gradiente separados por um pulso de refocalização com contrastes diferentes que serão combinados na mesma imagem. Esta oferece imagens 3D com alta resolução e flexibilidade, com maior ponderação em T2*, fornecendo assim imagens de alto valor quantitativo, uma vez que a cartilagem acaba por apresentar maior

intensidade de sinal de que o líquido sinovial. (7)(15)(36)(44) Assim, é possível estudar, segmentar e analisar a cartilagem morfológicamente.(15)(20)(23)(44)(45)

Há estudos que comprovam que a sequência *DESS* apresenta maior sensibilidade e especificidade do que a *FSE* em termos de avaliação da cartilagem.(15)(46)

No entanto, há estudos que demonstram que a *DESS* não é tão sensível na detecção de lesões superficiais em comparação com a *FSE*.(15) Ao utilizar sequências 3D, há um aumento significativo da CNR entre a cartilagem, o líquido articular e osso, onde a cartilagem apresenta elevado sinal, maior SNR, o que aumenta a sensibilidade e especificidade em detectar lesões superficiais, em comparação a todas as outras sequências 2D (duas dimensões) inclusive a *FSE* e *SPGR* 3D.(15)(20)(45)(46)

Contudo, a sequência *DESS* pode apresentar limitações em conseguir detectar alterações internas na intensidade de sinal da cartilagem.(20)

Multi-Echo Data Image Combination - (MEDIC)

A sequência *MEDIC* (*Multi-Echo Data Image Combination*) refere-se a uma sequência que pertence ao grupo de sequências *spoiled GRE*, ponderada em T2 comumente utilizada para adquirir imagens em estudos neurológicos, mas também para adquirir imagens do sistema músculo esqueléticas. A aquisição pode ser tanto em 2D como em 3D.(47)

Esta sequência, também conhecida como a sequência *MERGE* (*Multiple Echo Recombined Gradient Echo*) da GE, é gerada por uma única excitação de RF, seguida por múltiplos ecos de gradiente, bipolares, que são combinados para formar a imagem. Os ecos mais curtos são utilizados para aumentar a SNR e os ecos mais longos para melhorar o contraste da imagem ponderada em T2*, permitindo desta forma obter imagens de alta resolução com tempos de aquisição mais curtos.(47)

Um estudo testou o contributo desta sequência no protocolo de rotina do joelho para detecção precoce de alterações na cartilagem e concluiu que esta demonstra ser útil uma vez que melhorou a detecção precoce de lesões na cartilagem.(48)

Ultrashort echo time - (UTE)

As sequências de tempo de eco ultracurto (*UTE - Ultrashort echo time*), foram desenvolvidas com intuito de adquirir sinal de componentes de tecidos com tempos de relaxamento T2 curto, que decaem extremamente rápido, nas sequências convencionais de RM, não permitindo a avaliação completa a partir destas, como é o caso da cartilagem, em que é necessário TE mais curtos, para visualização das várias camadas (< 5ms).(9) (49) (50)

Como as sequências *UTE*, podem possuir o TE muito curto, permitem uma melhor avaliação da cartilagem inclusivamente a avaliação das zonas mais profundas da cartilagem, como no caso da transição da cartilagem articular para o osso subcondral. (9)(20)(49)(51)(52)

Várias técnicas de *UTE* foram desenvolvidas recentemente para imagens morfológicas e avaliação quantitativa e qualitativa da cartilagem do joelho.(49)(50)As técnicas principais desenvolvidas para estas avaliações são: *UTE* básica, *UTE* de duplo eco, *UTE* de recuperação de inversão (*IR-UTE*), *UTE* de recuperação de dupla inversão (*Dual-IR-UTE*), *UTE* T2*, *UTE* com transferência de magnetização (MT), *UTE* com *DESS* e *UTE* com mapeamento quantitativo de suscetibilidade (*QSM - Quantitative susceptibility mapping*). (49)(50)

A *UTE* básica, utiliza um pulso de excitação de RF curto e faz a aquisição o mais rápido possível assim que cessa a excitação. No caso de imagem 2D, para a seleção de corte, aplicam-se 2 pulsos de excitação curtos (um gradiente positivo e o outro negativo), que no caso de uma sequência convencional, resultaria num único pulso de excitação. O espaço K, é preenchido de forma radial, de forma a acelerar o processo, mas que acaba por ser uma limitação da técnica *UTE*, uma vez que são necessárias muita aquisição para conseguir cumprir a teoria de *Nyquist* em comparação com o preenchimento cartesiano.(51)

Pieter Van Dyck et al. em 2015, realizaram um estudo a comparar várias sequências 3D, para avaliação da cartilagem, nomeadamente a sequência *FISP*, a *DESS*, e a *FLASH* e avaliar a utilidade da imagem *UTE*, em termos do sinal da junção osteocondral. Os autores concluíram que a sequência *FISP*, foi superior às outras na deteção de lesões cartilaginosas, e que *FLASH* e a *DESS* tiveram melhor desempenho na análise subjetiva de qualidade de imagem. Relativamente à intensidade de sinal, embora a imagem *UTE* tenha exibido alta intensidade de sinal na junção osteocondral, esta apresentou piores resultados em termos de contraste na interface cartilagem/osso devido à má qualidade da imagem e presença de artefatos. Deste modo, concluíram que a *UTE*, não podia ser utilizada como uma sequência única para avaliar a cartilagem articular. (53)

Para além da cartilagem, outras estruturas como o tecido ósseo, tendões e meniscos também pertencem ao grupo característico de tecidos que apresentam tempos de relaxamento T2 curtos.(54)(51)Assim, para além da utilização das sequências *UTE* para estudo da cartilagem, estas encontram-se disponíveis e permitem uma avaliação precisa do osso cortical e trabecular.(55)

No joelho, a maior parte da cartilagem articular tem valores intermédios de T2 de aproximadamente 50ms, enquanto a camada de cartilagem calcificada tem valor de

T2 de cerca de 2ms, o osso subcondral tem valores de T2 ainda mais curtos, aproximadamente de 1ms.(9)

Embora o osso cortical seja detetável usando técnicas *UTE*, quando visualizado por si só, aquando visualizado ao lado de outros tecidos T2 curtos, como cartilagem, o osso subcondral exibe uma intensidade de sinal relativamente baixa.(9)

À vista disso, nas sequências com TE curtos, é possível obter sinal de tecidos com T2 curtos para produzir um mecanismo de contraste, que possibilita a visualização do osso cortical e a cartilagem.(9)(52)

Caso possível um bom contraste entre essas duas estruturas, provavelmente mais fácil será detetado patologias relacionadas não só com a cartilagem, como também o osso.

Para além destas sequências que permitem avaliação óssea, ou uma avaliação da cartilagem consoante o objetivo, por possuírem T2 curtos uma técnica de RM promissora que também utiliza TE curtos e que potencialmente permite a avaliação óssea é a sequência *Black Bone*.(56)

2.3 Técnica *Black Bone*

Ainda que a RM apresente uma excelente capacidade de diferenciação dos tecidos moles, muitas das técnicas atualmente aplicadas não permitem uma visualização adequada do detalhe ósseo. Esta limitação está relacionada com o fato de o osso ser uma estrutura heterogênea, com baixa densidade de prótons e consequente baixa intensidade de sinal, geralmente de curta duração, o que leva a que as sequências de RM convencionais produzam pouco ou nenhum sinal da estrutura óssea.(57)

O foco da investigação tem sido, por isso, melhorar a capacidade da RM na obtenção de imagens ósseas adequadas, principalmente na avaliação músculoesqueléticas, através do desenvolvimento de técnicas e sequências que permitam obter elevado contraste entre o osso cortical e o trabecular.(51)

A técnica *Black Bone* foi desenvolvida com o intuito de permitir o estudo das estruturas ósseas por RM, como alternativa às modalidades de imagem que utilizam radiação ionizante, sendo particularmente relevante no contexto pediátrico. Isto deve-se ao fato de o traumatismo crânio-encefálico constituir uma das principais causas de mortalidade e morbidade em todas as idades e em diversos países.(56)(58)

Tradicionalmente, a TC é a modalidade imagiológica de eleição para avaliação das estruturas ósseas, pela sua elevada resolução espacial e detalhe anatómico. No entanto, na tentativa de reduzir a exposição à radiação e em alinhamento com o princípio *ALARA (As Low As Reasonably Achievable)*, tem-se procurado alternativas viáveis à TC.(56)(58)

Como mencionado anteriormente, além da técnica *Black Bone*, têm vindo a ser desenvolvidas outras abordagens, como as sequências *UTE* e *ZTE (Zero Echo Time)*, aplicadas ao estudo das estruturas ósseas.(39) Apesar de estas técnicas permitirem a obtenção de imagens do osso cortical e trabecular semelhantes às da TC, apresentam limitações, uma vez que requerem *hardware* e *software* específicos, incluindo gradientes de elevado desempenho e comutação rápida entre transmissão e receção, funcionalidades que não estão habitualmente disponíveis na maioria dos equipamentos de RM.(52)(59)

Neste contexto, a técnica *Black Bone* destaca-se por permitir a obtenção de um contraste adequado entre o osso e os tecidos adjacentes, através de simples ajustes nos parâmetros de aquisição de uma sequência *GRE*. Esta técnica está geralmente

disponível nos equipamentos de RM, dispensando *software* específico ou campos magnéticos de alta intensidade.(59)

Introduzida em 2012 por Eley et al., a técnica foi descrita como uma sequência EG, com TR e TE curtos e um *Flip angle* reduzido. Esta combinação permite um elevado contraste entre osso e tecidos moles, enquanto reduz o contraste entre os próprios tecidos moles, facilitando a distinção do osso, uma vez que o sinal da água e da gordura é suprimido.(56)(59)

A técnica *Black Bone* já foi explorada em diversos contextos clínicos. Por exemplo, na avaliação da precisão diagnóstica da RM na deteção de fraturas cranianas em crianças previamente submetidas a TC, verificou-se que a RM pode constituir uma alternativa viável à TC crânio-encefálica, com elevada sensibilidade para a deteção de hemorragias intracranianas e fraturas cranianas e a vantagem adicional de evitar a exposição à radiação. Este facto apoia a utilização da RM cerebral como ferramenta imagiológica de primeira linha em neurologia, com potencial para substituir a TC na avaliação de estruturas ósseas.(3)(22)

Adicionalmente, a técnica foi aplicada em casos de craniossinostose, demonstrando utilidade na distinção das diferentes suturas, avaliação da base do crânio e identificação de malformações ósseas faciais.(56)

A sua aplicação foi também estudada no planeamento cirúrgico de implantes cocleares, nomeadamente na representação do canal do nervo facial mastoide. Os autores concluíram que a técnica fornece imagens fiáveis, com desempenho comparável ao da TC, recomendando a sua inclusão na avaliação pré-operatória destes doentes.(60)

Também foi proposta a sua utilização na impressão 3D de modelos anatómicos do esqueleto craniofacial, com vista ao planeamento cirúrgico, constituindo uma alternativa à TC para o mesmo fim, mas sem recurso à radiação - uma vantagem particularmente relevante em populações pediátricas.(61)

Além da região craniofacial, a técnica *Black Bone* foi ainda testada na avaliação da articulação sacroilíaca, em comparação com a *ZTE* e a TC, tendo demonstrado um desempenho semelhante ao da TC na avaliação óssea.(52)

Recentemente, foi conduzido um estudo com o objetivo de avaliar a precisão diagnóstica e a reprodutibilidade de sequências de RM, nomeadamente a *ZTE* e a técnica *Black Bone* na deteção de lesões osteolíticas em doentes com mieloma múltiplo, utilizando a TC como método de referência. Os autores concluíram que ambas as sequências baseadas em RM, *ZTE* e técnica *Black Bone*, aplicadas à coluna lombar,

pelve e fêmures, demonstraram elevada precisão diagnóstica na identificação de lesões osteolíticas associadas ao mieloma múltiplo. No entanto, quando comparada com a técnica *Black Bone*, a sequência *ZTE* apresentou um maior número de falsos negativos na avaliação da coluna vertebral.(62)

No entanto, esta técnica apresenta algumas limitações, nomeadamente na diferenciação de estruturas com intensidade de sinal semelhante, como o ar e o osso, uma vez que ambos se apresentam com pouco ou nenhum sinal, dificultando a sua distinção com confiança.(3)(56)(59)(61)

2.4 Escalas semiquantitativas para avaliação do joelho por RM

A RM é uma modalidade imagiológica que fornece um estudo detalhado das estruturas anatómicas e, com isso, surge a necessidade de haver e implementar métodos confiáveis para quantificar as alterações que surgem nessas mesmas estruturas.(63)

Ao longo do tempo surgiram escalas confiáveis e validadas que permitem quantificar a extensão das patologias articulares como por exemplo a osteoartrite, classificando de forma semiquantitativa uma variedade de características, que mostram ser relevantes para a integridade funcional do joelho inclusive a cartilagem articular, que é um dos principais tecidos envolvidos no processo da doença. As escalas atualmente existentes já foram aplicadas a estudos epidemiológicos observacionais transversais e longitudinais de grande escala.(63)(64)(65)

O interesse pelos sistemas de pontuação semiquantitativos levou ao desenvolvimento de vários novos sistemas de pontuação para diferentes articulações.(65) No contexto do presente trabalho apenas iremos fazer referência a 5 escalas semiquantitativas por serem consideradas as mais pertinentes para o estudo, nomeadamente: as Escalas *WORMS*, *BLOCKS*, *MOAKS*, *KOSS* e *CALS*.(66)

2.4.1 Whole Organ Magnetic Resonance Imaging Score - (WORMS)

Em 2004, *Peterfy et al.* desenvolveram o *WORMS (Whole-Organ Magnetic Resonance Imaging Score)*, um sistema de pontuação semiquantitativo e multifatorial para a avaliação estrutural completa do joelho por meio de RM.(67) Este foi um dos primeiros sistemas concebidos para avaliação por RM, recorrendo a técnicas convencionais amplamente disponíveis, o que favoreceu a sua aplicação prática e implementação clínica. Desde então, tornou-se amplamente adotado em estudos clínicos e epidemiológicos, principalmente relacionados à osteoartrose do joelho. A escala permite a deteção de padrões regionais de degradação da cartilagem, ampliando

a compreensão sobre a extensão e distribuição das lesões articulares, e sua possível relação com sintomas clínicos e função articular.(65)(67)(68)(69)

A escala *WORMS* permite a avaliação detalhada das várias estruturas constituintes de uma articulação com pontuações baseadas na extensão, profundidade e características morfológicas das lesões. O método abrange 14 características anatómicas, incluindo a morfologia e sinal da cartilagem articular, alterações da medula óssea subcondral, quistos subcondrais, atrito ósseo subcondral, osteófitos marginais, integridade dos meniscos medial e lateral, integridade dos ligamentos (cruzado anterior, cruzado posterior, colateral medial e colateral lateral) bem como a presença de sinovite, corpos livres intra-articulares e quistos/bursas periarticulares.(66)(67)

Neste estudo, foi apenas avaliada a morfologia e o sinal da cartilagem articular. Este item é pontuado numa escala de oito pontos, em cada uma das catorze regiões da superfície articular, subdivididas com base em referências anatómicas do joelho em extensão total. Cada região da superfície do joelho é pontuada de forma independente, sendo posteriormente somadas para fornecerem pontuações de cartilagem compostas ou globais.(66)(67)

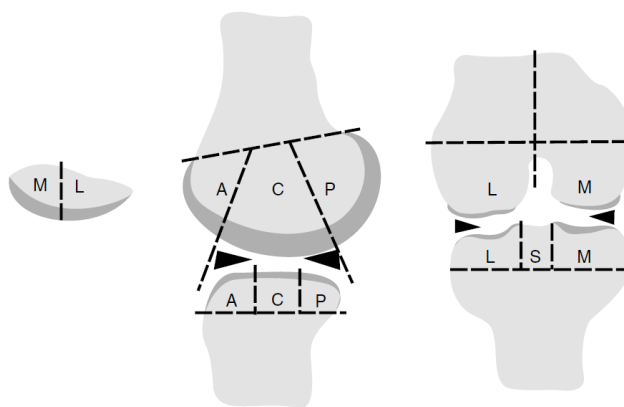


Figura 2.9- Representação esquemática da forma como a superfície articular do joelho foi subdividida em diferentes regiões.(67)

A pontuação da cartilagem, de acordo com a escala *WORMS*, é definida da seguinte forma:(67)

- **0** = espessura e sinal normais
- **1** = espessura normal, mas sinal alterado em sequências sensíveis a fluido
- **2,0** = defeito focal de espessura parcial <1 cm
- **2,5** = defeito focal de espessura total <1 cm

- **3** = múltiplos defeitos de espessura parcial ou um defeito >1 cm, <75% da região
- **4** = perda difusa de espessura parcial ($\geq 75\%$ da região)
- **5** = múltiplos defeitos de espessura total ou lesão única >1 cm, <75% da região
- **6** = perda difusa de espessura total ($\geq 75\%$ da região)

A inclusão do valor intermediário 2,5, entre os graus 2 e 3, foi pensada para aumentar a sensibilidade e a linearidade da escala, reconhecendo que a transição de um pequeno defeito de espessura parcial para total representa uma diferença clínica mais sutil do que as mudanças entre os demais níveis.(66)



Figura 2.10- Escala de oito pontos para pontuação de acordo com o sinal e a morfologia da cartilagem articular.(67)

2.4.2 Boston Leeds Osteoarthritis Kenen Score - (BLOCKS)

O método de classificação *BLOKS* é um método confiável que avalia as regiões intra-articulares, inclusivamente características como lesões da medula óssea e da cartilagem, presença de osteófitos, sinovite, derrame e alterações dos ligamentos. (63) Os dois sistemas de classificação, *WORMS* e *BLOKS*, têm sido amplamente utilizados e já com estudos disponíveis que estabelecem comparações tanto da validade como da viabilidade, de forma a perceber as limitações relacionadas com as características importantes a serem analisadas no estudo das articulações associadas à história natural da doença, cartilagem e outras estruturas e lesões consideradas importantes. (68) (70)

Um estudo realizado por *J.A. Lynch et al.* em novembro de 2010, mostra que ambos os métodos apresentaram alta concordância entre Observadores (para *WORMS* 0,69–1,0 e para *BLOKS* 0,65–1,0) para as características estudadas (prevalência e gravidade de lesões morfológicas da cartilagem, lesões do menisco e da medula óssea de imagens

de RM de joelhos com osteoartrite). Embora os métodos concordassem na presença e gravidade das lesões morfológicas da cartilagem, o *BLOKS* foi mais sensível para defeitos de espessura total. Tanto o *WORMS* como o *BLOKS* apresentaram resultados semelhantes em termos de prevalência e gravidade da perda de cartilagem e alterações a nível dos meniscos. Em suma, os dois métodos, para aquela amostra, apresentaram alta confiabilidade.(70)

Outro estudo refere que embora o *BLOKS* seja mais difícil de pontuar longitudinalmente e ser mais demorado, é preferível em relação à *WORMS*, no que diz respeito à previsão da perda de cartilagem no que se refere à escala utilizada para o menisco. Contudo, o *WORMS* é preferível para lesões de medula óssea, dado que demonstra melhor a perda posterior da cartilagem, além de ser mais fácil a classificação. No entanto, de acordo com os autores, nenhum dos métodos foi considerado o melhor para classificar a cartilagem.(71)

2.4.3 MRI Osteoarthritis Knee Score - (MOAKS)

O *MOAKS* é um outro método de classificação, considerado um grande instrumento de pontuação semiquantitativa, que se baseia nas experiências anteriores do *BLOKS* e outras ferramentas de pontuação semiquantitativas.(68)

Este foi introduzido em 2011, por *Hunter DJ et al.* com intuito de melhorar a pontuação de lesões a nível do menisco, da cartilagem e subluxação, demonstrando uma confiabilidade razoável como sistema de classificação em alguns estudos.(68) (72) Este sistema foi modificado para que a abordagem de classificação seja orientada ao volume e não à lesão. Aprimorou a forma de pontuação utilizada pelo *BLOKS* e *WORMS* fornecendo delimitação regional e pontuação entre regiões e adicionando outras informações morfológicas como, por exemplo, hipertrofia do menisco.(68)

No entanto, também divide o joelho em catorze sub-regiões para classificar a cartilagem bem como a lesão na medula óssea, sendo a pontuação realizada de forma individual.(68)

Este sistema de pontuação é mais comumente utilizado, para avaliação de gordura infra rotuliano. Contudo é um método considerado limitado no que diz respeito à fiabilidade, uma vez que este depende do leitor. (73)

2.4.4 Knee Osteoarthritis Scoring System - (KOSS)

O método *KOSS* é um outro método de classificação semiquantitativa, em imagens de joelhos em RM, que surgiu com intuito de tornar-se a escala padrão em contextos de investigações relacionadas com alterações osteoartísticas.(74)

Peter R. Kornaat et al. foram os autores que realizaram o estudo com intenção de desenvolver um sistema de pontuação abrangente de Osteoartrite do Joelho, que quantificasse as alterações osteoartríticas dos compartimentos do joelho, em doentes com osteoartrite conhecida, e determinar a sua reprodutibilidade inter e intra observador. Os resultados obtidos, permitiram concluir que, com o método *KOSS* é possível um sistema abrangente de pontuação em imagens de RM, usando definições detalhadas, para alterações osteoartríticas do joelho com boa a muito boa reprodutibilidade inter observador e intra observador, mas que quando comparado com *WORMS* para defeitos da cartilagem, o *KOSS* apresenta menor potencial.(74)

Um exemplo de estudo que utilizou este método semiquantitativo foi o estudo realizado pelo *BJE de Lange-Brokaar et al.* que tinham como objetivo investigar a alteração da sinovite na RM com contraste e estudar a associação da sinovite com a deterioração da cartilagem e alteração da dor em doentes com osteoartrite do joelho.(75)

2.4.5 Cartilage Lesion Score - (CaLS)

A *CaLS* é uma escala baseada nas imagens de RM e que apresenta melhorias nas alterações longitudinais em lesões da cartilagem. Esta escala foi comparada com o *WORMS* e *BLOKS* em termos de deteção e progressão de lesões e de acordo com o estudo, este é considerado um sistema de classificação confiável e reprodutível para deteção e avaliar a progressão de lesões da cartilagem.(76)

Capítulo 3

3. Metodologia

3.1 Problema e Questão de investigação

Sabe-se que a cartilagem articular se encontra dentro do grupo dos tecidos biológicos que apresenta tempos de relaxamento T2 muito curtos. Quando adquirido o sinal desta estrutura, com sequências convencionais da RM, a componente T2 deste tecido decai extremamente rápido, fazendo com que no momento de aquisição, a intensidade de sinal desta estrutura seja nula, ou quase nula.⁽⁵⁰⁾ O objetivo deste estudo consiste em propor um método de análise da cartilagem articular do joelho por RM, através duma sequência otimizada que proporcione uma intensidade de sinal suficiente e com qualidade, obtida num tempo reduzido, para avaliação fidedigna desta articulação.

A técnica *Black Bone* com TR e TE curtos, associada a ângulos de nutação (*Flip angle*) baixos, julga-se ser uma possível resposta para evidenciar a interface osso-tecido. Assim, o objetivo geral deste estudo consiste em aplicar a técnica *Black Bone*, aos estudos de RM do joelho, mais precisamente para avaliação de imagens da cartilagem da rótula.

Neste sentido estabeleceu-se a seguinte questão de investigação:

A técnica *Black Bone* permite uma avaliação fiável da cartilagem da rótula, quando comparada com a técnica *DP FS*?

Se o pressuposto colocado for cumprido, sugere-se que a técnica *Black Bone* deva ser incluída nos protocolos de joelhos, cuja informação clínica esteja relacionada com a patologia da cartilagem.

Com intuito de responder a esta questão, realizou-se um estudo prospetivo, experimental, qualitativo e semiquantitativo, para testar a eficácia de uma técnica inovadora no estudo da cartilagem da rótula - a técnica *Black Bone*.

Este estudo foi realizado no departamento de Imagiologia do Trofa Saúde Amadora, em Lisboa Portugal, uma unidade hospitalar privada de referência, que se assume ser altamente diferenciada no mercado de diagnóstico de estudos por RM.

3.2 Recolha de dados

3.2.1 Considerações éticas

Foi obtida autorização da Instituição Trofa Saúde Amadora para o acesso a dados bem como o parecer positivo por parte da comissão de ética da Escola Superior de Saúde de Lisboa com o número de referência interna -CE-ESTeSL-Nº.123-2022 - Larissa Duarte. (Ver anexo 1 e 2)

3.2.2 Procedimentos

Para garantir que o doente não era portador de dispositivos biomédicos implantados ou apresentava qualquer condição que o impedisse de realizar a RM, foi aplicado um questionário de segurança previamente aprovado e utilizado na instituição onde os dados foram coletados.

Após a confirmação, por meio do questionário, de que não havia contraindicações para a realização do exame e de que os doentes atendiam aos critérios de inclusão, estes foram convidados a participar do estudo. Todos foram devidamente informados sobre os objetivos, os procedimentos envolvidos, o tratamento e a confidencialidade dos dados, tanto de forma verbal, pelo técnico de Radiologia, quanto por escrito, por meio do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido, elaborado especificamente para este estudo. (ver Anexo 3)

3.2.3 Amostra

A amostra foi condicionada pela afluência de doentes que cumpriam os critérios de inclusão. Foi composta por 55 participantes, de ambos os sexos, com idades entre 18 e 85 anos, que se voluntariaram e autorizaram a utilização das imagens, sob garantia de confidencialidade e anonimato.

Como critérios de elegibilidade, definiu-se que os participantes deveriam ter idade igual ou superior a 18 anos e indicação clínica justificada para a realização de RM do joelho. Era também necessário que fossem colaboradores e não apresentassem: patologia maligna conhecida, infeções graves nos dois meses anteriores, ou outras condições que pudessem interferir com o metabolismo ósseo, como insuficiência renal ou hepática grave.

Além disso, foram excluídos indivíduos com alterações patológicas que pudessem introduzir viés na amostra, como osteomielite, osteomalácia, doença de *Paget*, osteogénese imperfeita, traumatismos graves, contraindicações para a realização da RM, ou presença de artefatos que dificultassem a análise das imagens.

O recrutamento foi realizado de forma aleatória, no período compreendido entre março e dezembro de 2024.

3.2.4 Variáveis

A variável dependente considerada para este estudo, foi a qualidade das imagens da cartilagem da rótula. Foram consideradas critérios de avaliação de qualidade de imagem os seguintes parâmetros: (1) presença de artefatos, (2) nível de ruído, (3) detalhe, (4) contraste, (5) Uniformidade. Para além destes critérios foi também considerado a escala WORMS.

As variáveis independentes recolhidas incluíram Técnica Black Bone e Técnica DP FS bem como dados demográficos dos participantes, nomeadamente: idade, sexo, Índice de Massa Corporal (IMC).

3.2.5 Aquisição de Imagens

Para a aquisição das imagens foi utilizado o equipamento de Ressonância de 1.5T, o MAGNETOM SEMPRA da *Siemens Healthineers*[®], com amplitude máxima do gradiente de 30 mT/m e *slew rate* de 100 T/m/s.



Figura 3.1-Equipamento de RM utilizado no estudo.

A bobina de RF utilizada foi a bobina dedicada para estudo do joelho (TX/RX) com 12 canais e 12 pré-amplificadores integrados que permite obter imagens do joelho com elevada resolução espacial e boa SNR.



Figura 3.2-Bobina dedicada para estudo do joelho, utilizada na aquisição das imagens.

Os participantes foram posicionados em decúbito dorsal, com os membros inferiores estendidos e uma ligeira flexão dos joelhos, induzida pela altura da bobina em relação à mesa de exame, posicionamento que, segundo alguns autores, ajuda a evitar falsos positivos de luxação da rótula.(13) Todos foram devidamente imobilizados, a fim de minimizar artefatos de movimento durante a aquisição das imagens.

Para a aquisição dos dados, foi utilizado o protocolo de RM do joelho rotineiramente aplicado na instituição de acolhimento, ao qual foi adicionada a técnica *Black Bone*, uma sequência do tipo EG com parâmetros otimizados. As otimizações incluíram a redução do Flip angle para 5°, bem como a diminuição dos valores de TE e TR.

A técnica *Black Bone* foi adquirida no plano axial, utilizando o mesmo número de cortes, espessura de corte, matriz e direção de codificação de fase da sequência axial *DP FS*, com o objetivo de permitir uma comparação direta entre as imagens produzidas por ambas as técnicas.

Na Tabela 1, estão apresentados os parâmetros utilizados para a aquisição das duas técnicas de interesse para o estudo: axial *DP FS* e *Black Bone*.

Tabela 3.1 - Parâmetros técnicos de aquisição das técnicas *DP FS* e *Black Bone*.

Parâmetros	Sequência/Técnica	
	<i>DP FS</i>	<i>Black Bone</i>
Número de Cortes	30	30
Espessura de corte(mm)	3	3
TR (ms)	2890	660
TE (ms)	33	3.86
<i>Flip angle</i> (°)	160	5
NEX (<i>Number of Excitation</i>)	2	1
<i>Fov read</i>	165	165
<i>Fov phase</i>	109	109
Direção de <i>phase</i>	Direita - esquerda	Direita - esquerda
<i>Oversampling</i> (percentagem)	30	30
<i>Tempo de aquisição</i> (minutos)	4	3.012
<i>Gap</i> (mm)	0.3	0.3
<i>Plano de aquisição</i>	Axial	axial
<i>Voxel</i> (mm)	0.5x0.5x3	0.6x0.6x3
SNR	1	1

Com o objetivo de garantir a confidencialidade dos participantes e cumprir a política de privacidade de dados em conformidade com o Regulamento Geral de Proteção de Dados (RGPD), em vigor na instituição hospitalar, os dados foram pseudonimizados. Cada participante passou a ser identificado por um código alfanumérico, composto pela letra "A" seguida de um número sequencial de 1 a 55, correspondente à sua posição na amostra (por exemplo: A12).

3.2.5.1 Análise de Imagens

Para a avaliação das imagens e o cumprimento dos objetivos do estudo, foram utilizadas duas escalas de classificação. A primeira, considerou-se designá-la por Análise Qualitativa Ponderada, teve como objetivo avaliar, segundo a opinião dos Observadores, a qualidade das imagens com base nas seguintes variáveis: detalhe, uniformidade, ruído, contraste e artefatos. A segunda foi a escala semiquantitativa *WORMS*, que avaliou a componente clínica do estudo quanto à presença e intensidade do sinal da cartilagem rótuliana.

A análise qualitativa foi realizada por dois Observadores com perfis profissionais distintos: o Observador 1 é médico/técnico de Radiologia, com 15 anos de experiência profissional, enquanto o Observador 2 é médico especialista em radiologia musculoesquelética, com 9 anos de experiência na área. Já a análise semiquantitativa foi conduzida por dois outros observadores, ambos com o mesmo perfil profissional médicos radiologistas, sendo que o Observador 1 possui 3 anos de experiência e o Observador 2, 9 anos.

Análise qualitativa ponderada

Após anonimização de todos os casos clínicos, foram selecionadas 5 a 10 imagens, de ambas as técnicas de aquisição, no mesmo plano anatômico, para efeitos comparativos.

Como critério de seleção das imagens a serem incluídas na avaliação, foram considerados pontos anatômicos de referência utilizados na aplicação do índice de *Insall-Salvati*, nomeadamente o pólo superior e o pólo inferior da rótula, fundamentais para a avaliação da sua altura. Este parâmetro justificou a seleção de 5 a 10 imagens por caso, em função da posição da rótula - baixa, normal ou alta.

As imagens selecionadas para cada caso clínico foram transferidas para um *software* específico denominado *ViewDex*[®] (*Viewer for Digital Evaluation of X-ray Images*). Trata-se de um visualizador gratuito de imagens compatível com o formato *DICOM* (*Digital Imaging and Communications in Medicine*), desenvolvido com o objetivo de facilitar a análise de imagens e estudos por parte dos Observadores.(77)

O *ViewDEX*[®] foi criado em 2004, por meio de uma colaboração entre o Hospital Universitário *Sahlgrenska* e a Universidade de Gotemburgo, com foco em estudos de avaliação de imagens médicas.(77)

Este *software* permite a realização de análises por meio de diferentes métodos de avaliação de desempenho diagnóstico, incluindo o modelo ROC padrão (*Receiver Operating Characteristic*), o modelo ROC de resposta livre (*FROC- Free-response ROC*) e análises de classificação visual. O *software* também oferece a possibilidade de combinar essas abordagens num mesmo estudo, o que o torna altamente flexível para projetos de avaliação da percepção visual e da acurácia diagnóstica. A versão do *software* utilizada foi a versão 3.2.(77)

Para que fosse possível utilizar esta aplicação, foi criado um estudo, cumprindo as instruções facultadas pelos autores da aplicação no documento chamado *README*.

O estudo foi denominado *Black*. Dentro da pasta *Black*, foram definidas/ editadas todas as propriedades e características do estudo (previamente definidas pelos autores), nomeadamente o *login*, o arquivo do resumo/histórico do estudo, a aparência, o controlo do painel de visualização, bem como os sub painéis dispostos no painel principal.

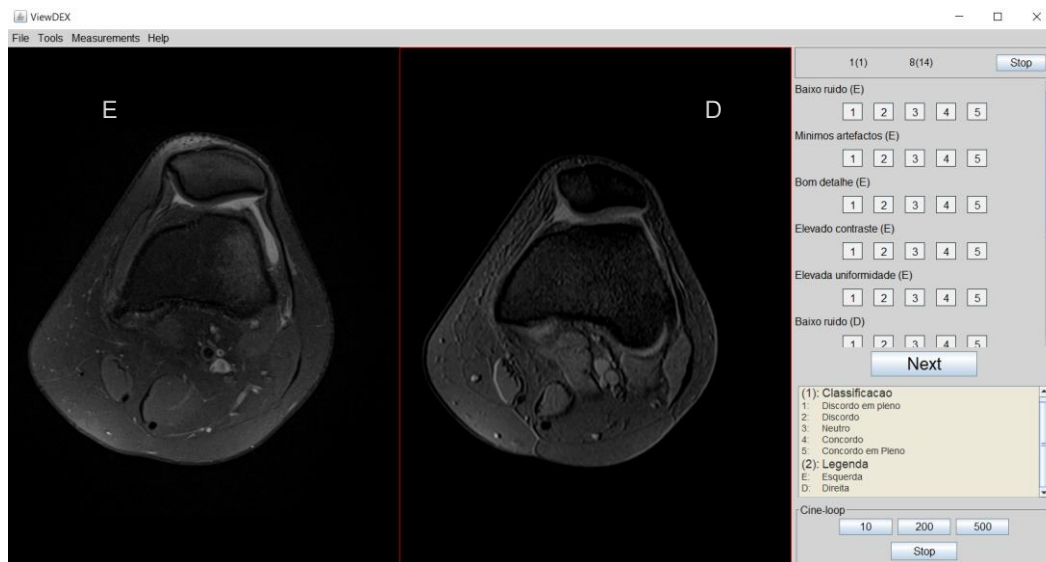


Figura 3.3-Interface do painel de visualização do software ViewDEX® utilizado no estudo.

Para a realização do estudo, foram considerados os seguintes subpainéis integrantes do software ViewDEX®: painel *Executar*, painel de *Seleção de Estudo*, painel *Tarefa* e painel *Função*.

O painel *Executar* foi subdividido em três componentes principais:

1. Contador de casos – exibe o número do caso em avaliação, em relação ao total de casos da amostra;
2. Contador de imagens – indica o número da imagem ou corte selecionado dentro do total de imagens disponíveis para aquele caso;
3. Botão "*Stop*" – permite interromper o estudo, caso seja necessário encerrar a sessão antes da avaliação completa de todos os casos.



Figura 3.4-Interface do painel executar no software ViewDEX®. A figura ilustra os três subpainéis principais: contador de casos, contador de imagens e o botão "*Stop*".

No painel de *Seleção de Estudo*, encontra-se o botão "Next", que permite ao observador avançar para o próximo caso do estudo, após o preenchimento completo de todas as tarefas, ou seja, após a atribuição de pontuações aos critérios definidos para a classificação das imagens (conforme descrito mais adiante).

No painel *Tarefa*, foram definidas tarefas específicas para cada caso clínico. Para cada uma dessas tarefas, o observador deveria atribuir uma pontuação (por meio da seleção de *checkboxes*), conforme os critérios de avaliação previamente estabelecidos.

The image shows a screenshot of the 'Tarefa' panel in the ViewDEX software. It contains five evaluation criteria, each with a 5-point rating scale (checkboxes numbered 1 to 5) and a 'Next' button at the bottom.

- Baixo ruído (D)
- Minimos artefactos (D)
- Bom detalhe (D)
- Elevado contraste (D)
- Elevada uniformidade (D)

Next

Figura 3.5-Painel de *Tarefa* no *software ViewDEX®*, com os critérios de avaliação, respetivos campos de pontuação e painel seleção de estudo com o botão "Next" para progressão entre casos clínicos.

Como padrão da plataforma, está definido que só é possível avançar para o próximo caso após o Observador responder a todas as tarefas atribuídas ao caso em análise. Essa funcionalidade foi mantida no presente estudo, por se considerar essencial para garantir o cumprimento rigoroso de todas as etapas de classificação realizadas pelos Observadores. Dessa forma, os Observadores somente podiam prosseguir para o caso seguinte após terem pontuado todos os critérios definidos para ambos os grupos de imagens.

Ainda no painel *Tarefa*, localiza-se, na parte inferior, o menu denominado "Esclarecimento de Tarefas", que disponibiliza um painel com a legenda da escala de classificação utilizada no estudo (descrita detalhadamente a seguir), servindo como recurso de apoio, em caso de dúvidas, por parte dos Observadores durante a avaliação.

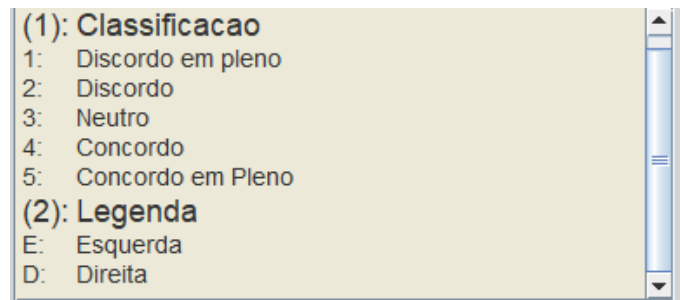


Figura 3.6- Menu *Esclarecimento de Tarefas* no painel *Tarefa* do software *ViewDEX*[®], com a legenda dos critérios e categorias de pontuação utilizados no estudo.

Para complementar, para cada caso clínico, foi incluído um bloco de notas no próprio *painel Tarefa*, com o objetivo de permitir aos Observadores o registo de informações adicionais que considerassem relevantes para o estudo.

Logo abaixo do painel *Tarefa*, a seguir ao bloco de notas, encontra-se o painel *Função*, que reuniu diversas funcionalidades previamente definidas como relevantes para o desenvolvimento da pesquisa. As funções consideradas úteis foram: *Window Width / Window Level Panel*, *Pan Panel*, *Zoom Panel*, *Display Size Panel*, *Cine Loop*.

A função *Windows Width / Windows Level (WW/WL)* permite ao observador ajustar a janela de visualização, modificando os valores de brilho (*Window Level*) e contraste (*Windows Width*). Optou-se por não fixar valores predefinidos, concedendo liberdade ao observador para realizar os ajustes conforme a necessidade, utilizando o botão direito do rato.

O *Pan Panel* permitiu movimentar a imagem dentro da área de visualização, enquanto o *Zoom Panel* possibilitou com o botão direito do dispositivo apontador, ampliar ou reduzir a imagem, utilizando os botões *zoom in* e *zoom out*.

O painel *Display Size* permitiu configurar o tamanho de visualização das imagens. Neste estudo, utilizou-se exclusivamente o modo *Zoom FIT*, que centraliza a imagem no ecrã, mantendo a sua proporção e ajustando-a automaticamente ao campo de visão, evitando distorções. Estavam ainda disponíveis outras duas opções: *Zoom 1:1* (tamanho original) e *Zoom 1.2* (aumento de 20%).

A função *Cine Loop* permitiu a visualização contínua da sequência de imagens com intervalos de tempo fixos entre os planos, contribuindo para uma observação mais

padronizada entre os Observadores. O tempo de exibição foi definido em milissegundos, sendo oferecidas três opções: 4(400ms), 8(800ms) e 12(1200ms).

Essas opções determinam a velocidade de reprodução da sequência. Os Observadores também puderam pausar a reprodução automática com o botão Stop, retomando a avaliação manual no ponto desejado.



Figura 3.7- Painel de Função no *software* ViewDEX®, ilustrando uma das funcionalidades consideradas úteis para o estudo

Além disso, sempre que tecnicamente possível, foi disponibilizada a opção de *Reset*, que permitia ao observador restaurar os parâmetros originais da imagem para cada sequência analisada.

Das funções disponíveis no painel *Função*, a única efetivamente utilizada pelos Observadores durante o estudo foi o *WW* e *WL*. Para cada ajuste realizado, os Observadores foram instruídos a anotar os valores de *WW* e *WL* no bloco de notas associado a cada caso, disponível na interface do *software*.

No âmbito deste estudo, foram criadas 55 pastas correspondentes ao número total de casos clínicos analisados, identificadas sequencialmente como *Case 1*, *Case 2*, *Case 3*, e assim sucessivamente até *Case 55*. Cada uma dessas pastas principais foi subdividida em duas subpastas, destinadas à separação dos dois grupos de imagens por caso, identificadas como “1” e “2”. No *software* de visualização *ViewDEX*®, estas subpastas passaram a corresponder, respectivamente, às imagens apresentadas à esquerda (E) e à direita (D) do observador.

Após a disponibilização dos 55 casos no *software*, as imagens foram apresentadas para avaliação com base em cinco critérios de análise da qualidade de imagem:

1. Baixo ruído
2. Mínimos artefatos
3. Bom nível de detalhe
4. Elevado contraste
5. Elevada uniformidade

Dois Observadores participaram na avaliação. A tarefa consistiu percorrer as imagens (E e D) de cada caso e, no painel lateral direito (*painel de Tarefas*) do *ViewDEX*[®], atribuir uma pontuação a cada critério, conforme a escala de avaliação definida:

1. Discordo plenamente
2. Discordo
3. Neutro
4. Concordo
5. Concordo plenamente

Para assegurar uniformidade na análise, cada observador teve acesso prévio a um guia intitulado "*Informações ao Observador*", contendo as instruções detalhadas para a avaliação das imagens (ver anexo 4).

Ao final de cada sessão de avaliação, o *software* armazenou automaticamente as pontuações atribuídas, eventuais anotações dos Observadores, bem como o tempo total despendido para a análise de cada caso. Esses dados foram posteriormente exportados e organizados numa folha de cálculo Excel. As pontuações obtidas foram convertidas em classificações qualitativas da seguinte forma:

1. Imagem sem qualidade diagnóstica (5-8)
2. Imagem com baixa qualidade diagnóstica (9-12)
3. Imagem com qualidade diagnóstica aceitável (13-16)
4. Imagem com boa qualidade diagnóstica (17-20)
5. Imagem com excelente qualidade diagnóstica (21-25)

Análise Semiquantitativa

A avaliação semiquantitativa foi realizada por dois Observadores independentes, ambos radiologistas, com 9 e 3 anos de experiência, respetivamente. Os 55 casos clínicos foram previamente transferidos para o *software OsiriX*[®], uma plataforma dedicada à visualização e navegação de imagens médicas multidimensionais compatíveis com o formato *DICOM*, onde as imagens foram processadas e analisadas.

Os Observadores utilizaram a escala *WORMS* para atribuir pontuações a apenas uma das 14 características passíveis de avaliação por esse método: o sinal e a morfologia da cartilagem. Considerando que as imagens incluídas no estudo foram obtidas exclusivamente no plano axial, a análise da cartilagem segundo a escala

WORMS restringiu-se ao compartimento patelofemoral (*PFJ- patellofemoral joint*), que, de acordo com a própria escala, abrange a rótula e os côndilos femorais.

Cada observador, de forma independente, dividiu a rótula em duas regiões anatômicas: medial (*MP-medial patella*) e lateral (*LP- lateral patella*), considerando a crista da rótula como parte da região medial. A superfície articular femoral foi igualmente segmentada nos côndilos medial (*MF-medial femoral*) e lateral (*LF-lateral femoral*), incluindo-se o sulco troclear no côndilo medial. Posteriormente, os côndilos MF e LF foram subdivididos em três regiões: anterior (a), central (c) e posterior (p). Contudo, uma vez que a aquisição das imagens foi realizada no plano axial, apenas a região anterior foi considerada, abrangendo o segmento desde a junção osteocondral ântero-superior até à margem anterior do corno anterior do menisco. Com base nessas subdivisões, o *PFJ* incluiu as regiões MP, LP, *MFa* e *LFa*. Assim, o sinal e a morfologia da cartilagem foram avaliados em cada uma dessas quatro regiões da superfície articular, atribuindo-se uma pontuação máxima de até 6 por região, podendo o score total atingir 24 pontos para o *PFJ*.

Após estas divisões anatômicas, os Observadores analisaram os seguintes parâmetros: espessura da cartilagem e extensão da lesão, os quais foram pontuados de 0 a 6, conforme descrito na Tabela 2 exemplificado na figura 18. As pontuações atribuídas a cada caso foram organizadas num ficheiro *Excel* para análise posterior.

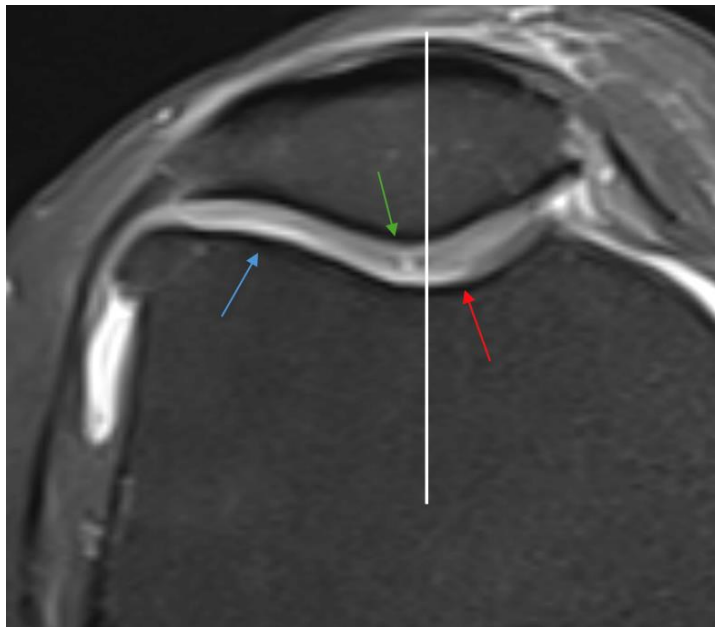


Figura 3.8-Score total *WORMS* 13,5: somatório de lesão condral grau 6 na região lateral da tróclea femoral (seta azul) com lesão grau 5 na região medial da tróclea femoral (seta vermelha) e com lesão grau 2,5 na região lateral da patela (seta verde)

Tabela 3.2 -Tabela com os critérios de pontuação da escala *WORMS*, utilizados para a avaliação semiquantitativa da cartilagem rotuliana.(67)

Pontuação	Descrição
0	Espessura e sinal normal
1	Espessura normal, mas sinal aumentado
2	Lesão parcial focal <1 cm na maior largura
2.5	Lesão de espessura total focal <1 cm na maior largura
3	Múltiplas lesões parciais ou uma parcial >1cm mas<75%
4	Lesão parcial difusa ≥75% da região
5	Múltiplas lesões totais ou única > 1cm mas < 75% da região
6	Lesão total difusa ≥75% da região de espessura total

A avaliação teve um caráter subjetivo e observacional, baseada tanto na experiência clínica dos Observadores como nos critérios estabelecidos pela escala *WORMS*. Este processo de análise decorreu sob as mesmas condições experimentais da avaliação qualitativa previamente descrita. No entanto, o tempo despendido na análise de cada caso foi superior, uma vez que os Observadores tiveram de efetuar uma avaliação mais detalhada das imagens. O tempo médio estimado para a avaliação de cada caso foi de aproximadamente 5 a 10 minutos. Na figura 19, apresentam-se exemplos das pontuações atribuídas pelos observadores.

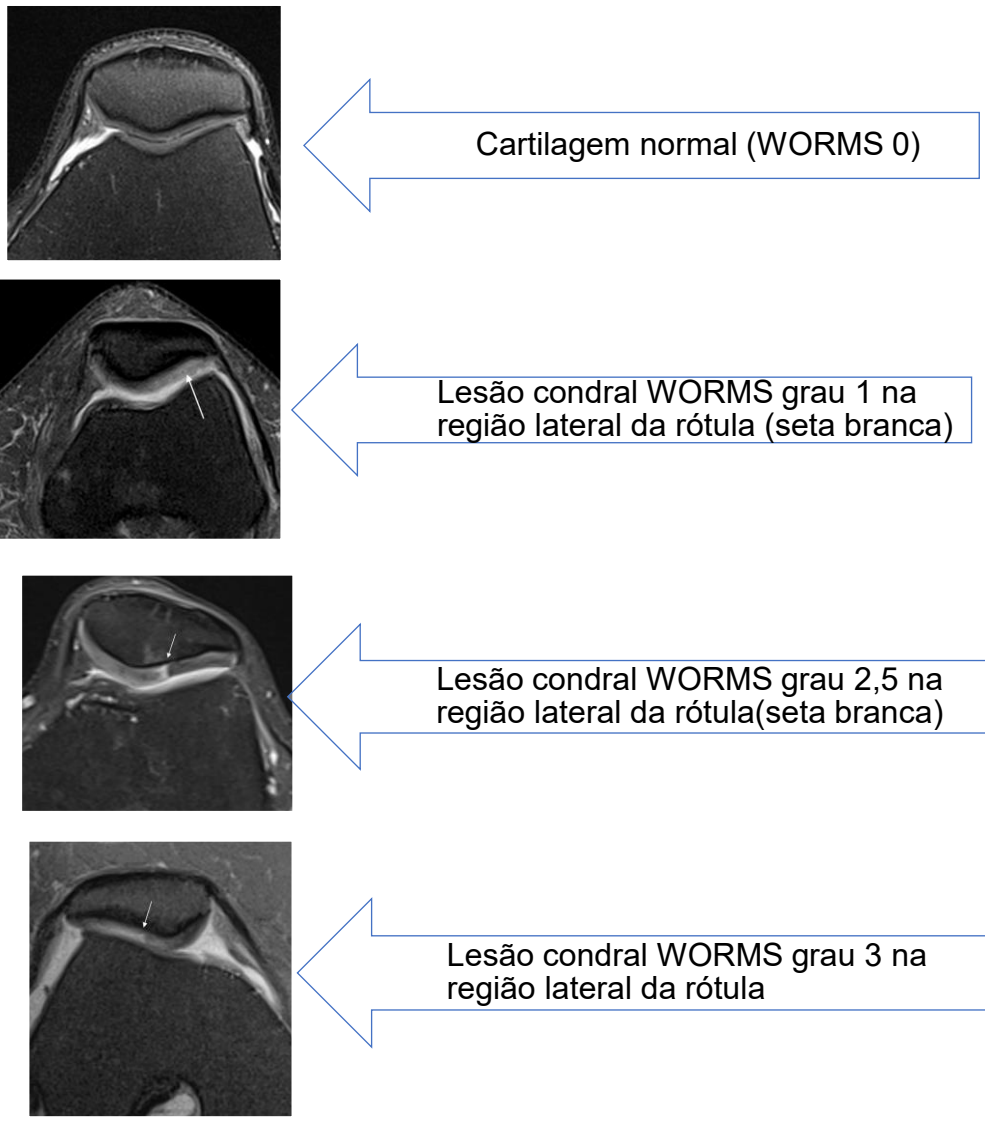


Figura 3.9-Imagens em sequência demonstrando diferentes graus de lesão condral na região lateral da rótula, conforme a classificação WORMS.

3.2.6 Análise Estatística

Foi realizada uma análise descritiva das diferentes variáveis. Para variáveis quantitativas foram apresentadas as medidas de tendência central (média, mediana, valores mínimos e máximos) e as medidas de dispersão (amplitude interquartil e desvio-padrão). Variáveis categóricas foram expressas através de contagens e percentagens. Para uma leitura e interpretação mais fluída e organizada, os dados foram expostos através de representações gráficas e em tabelas.

A avaliação do ajustamento à distribuição normal foi feita utilizando o teste de *Shapiro Wilk*, de modo a definir qual o teste a ser utilizado, paramétrico ou não paramétrico. Assim foi realizado o teste não paramétrico de *Wilcoxon* para duas amostras emparelhadas, para comparar a escala *WORMS* das duas técnicas (DP FS e *Black Bone*).

Para analisar o grau de concordância entre os observadores, na avaliação das imagens foi calculado o *coeficiente de Kappa de Cohen* para variáveis categóricas (critérios de avaliação qualitativa) e o coeficiente de correlação intraclassa (CCI) para variáveis quantitativas (escore total e escala de *WORMS*).

A análise estatística foi realizada em *software Statistical Package for the Social Sciences* (SPSS) © versão 26. Todos os *valores p* são relativos a testes bilaterais e decididos á um nível de significância de 5%.

Capítulo 4

4. Resultados

Neste capítulo serão apresentados os resultados obtidos com este estudo, apresentando-se primeiro os resultados da análise descritiva, seguindo-se da avaliação qualitativa ponderada e posteriormente a avaliação semiquantitativa.

4.1 Análise Descritiva

A amostra foi constituída por 55 casos de RM do joelho, dos quais 31 (56,4 %) pertencem a participantes do sexo masculino e 24 (43,6 %) ao sexo feminino. A idade dos participantes variou entre os 18 e os 85 anos, apresentando uma média de 49,98 anos e um desvio-padrão de 17,83($\mu=49,98 \pm 17,83$).

A Figura 20 apresenta a distribuição da idade em função do sexo. Os participantes do sexo feminino revelam uma maior concentração nas faixas etárias mais avançadas, com idades compreendidas entre os 24 e os 85 anos. Nestes casos, a média foi de 55,5 anos, a mediana de 55,5 anos, o primeiro quartil (Q1) de 47,5 anos e o terceiro quartil (Q3) de 66,5 anos.

Já os participantes do sexo masculino apresentaram idades entre os 18 e os 85 anos, com uma média de 45,7 anos e uma mediana de 43 anos. Os valores do primeiro e do terceiro quartil foram, respetivamente, 33 e 54 anos, o que evidencia uma maior concentração de indivíduos nas faixas etárias mais jovens e de meia-idade.

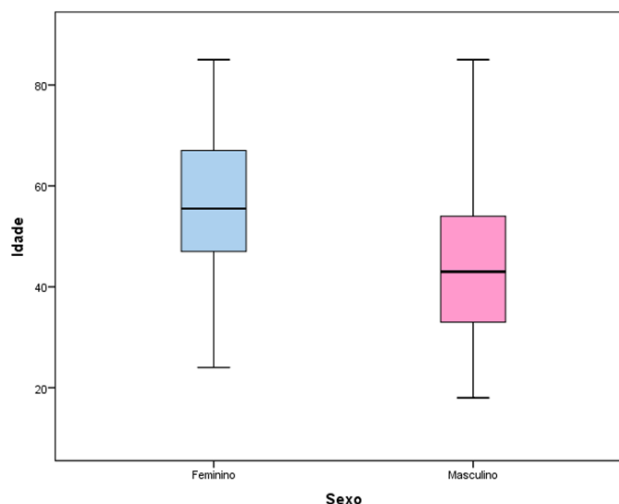


Figura 4.1-Boxplot da idade em função sexo do participante. (Dados originais deste estudo).

De forma geral, observa-se que as mulheres da amostra tendem a apresentar idades mais elevadas quando comparadas com os homens, com uma diferença de

aproximadamente 12 anos na mediana. Este dado reforça a predominância feminina nas idades mais avançadas, enquanto os homens demonstram uma distribuição etária mais concentrada nos grupos mais jovens e intermédios.

O IMC foi calculado através da razão entre o peso (em Kg) e o quadrado da altura (em metros), segundo a fórmula convencional: $IMC = \text{peso} / \text{altura}^2$.

A média de IMC na amostra foi de $27,35 \pm 5,55 \text{ kg/m}^2$, valor que se enquadra na categoria de pré-obesidade, de acordo com a classificação da Organização Mundial da Saúde (OMS). O valor mínimo observado foi de $20,00 \text{ kg/m}^2$ (classificado como peso normal) e o valor máximo de $55,7 \text{ kg/m}^2$, correspondente a obesidade grau III.

Estes dados revelam que, embora a maioria dos participantes se encontre dentro dos limites de peso considerado saudável ou em pré-obesidade, existe uma proporção relevante em situação de obesidade, o que merece atenção especial, sobretudo no contexto da qualidade das imagens obtidas por RM, uma vez que em doentes com IMC elevado, a distância entre a bobina e a estrutura anatómica de interesse tende a ser maior, devido ao maior volume corporal. Quanto maior essa distância, menor é a amplitude do sinal captado pela bobina, resultando numa redução SNR. Uma SNR mais baixa compromete diretamente a qualidade da imagem, tornando-a mais suscetível à distribuição do sinal, com mais ruído e com menor definição, o que pode limitar a acuidade diagnóstica da técnica.(78)

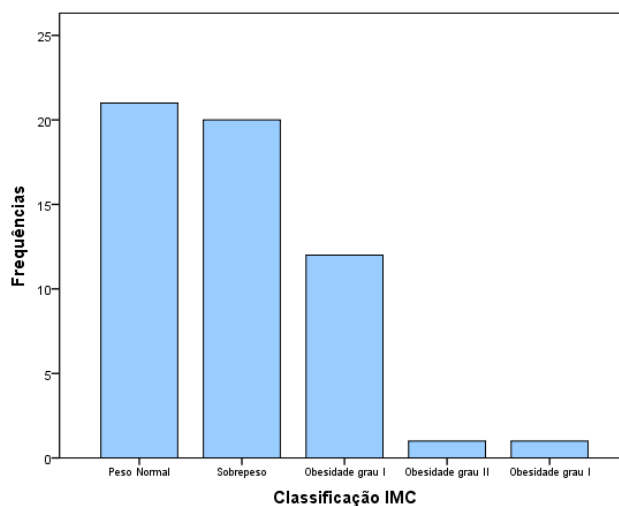


Figura 4.2-Distribuição da frequência dos participantes segundo as categorias de classificação do IMC, de acordo com os dados obtidos neste estudo.

4.2 Avaliação Qualitativa Ponderada

A avaliação qualitativa das imagens obtidas pelas duas técnicas (*DP FS* e *Black Bone*) foi realizada por dois observadores independentes. Os resultados demonstram diferenças relevantes entre os parâmetros avaliados, conforme apresentado na Tabela 3.

Tabela 4.1 - Média e desvio-padrão dos *scores* qualitativos atribuídos pelos dois Observadores para cada técnica de aquisição de imagem.

	<i>DP FS</i>		<i>Black Bone</i>	
	Observador 1	Observador 2	Observador 1	Observador 2
Ruído	3,44 ± 0,81	3,00 ± 0,51	2,73 ± 0,62	2,22 ± 0,50
Artefatos	2,44 ± 0,69	3,04 ± 0,69	3,25 ± 0,73	2,91 ± 0,44
Detalhe	2,64 ± 0,62	2,96 ± 0,58	2,87 ± 0,58	2,13 ± 0,47
Contraste	2,75 ± 0,52	2,84 ± 0,46	2,76 ± 0,47	2,27 ± 0,49
Uniformidade	2,80 ± 0,52	2,78 ± 0,60	2,87 ± 0,43	2,95 ± 0,23
Total	14,05 ± 2,45	14,62 ± 1,94	14,49 ± 2,36	12,47 ± 1,43

Com a técnica *DP FS*, os *scores* totais atribuídos por ambos os avaliadores foram semelhantes, com médias de 14,05 ± 2,45 para o Observador 1 e 14,62 ± 1,94 para o Observador 2.

Conforme descrito na tabela 3, a análise por critérios específicos mostra que, no critério ruído, o Observador 1 atribuiu, em média, uma classificação ligeiramente superior (3,44 ± 0,81) em comparação com o Observador 2 (3,00 ± 0,51). Nos critérios, artefatos, detalhe e contraste, os valores médios atribuídos pelo Observador 2 foram ligeiramente superiores. Para o critério uniformidade, os *scores* médios foram muito próximos entre ambos.

Em contraste, com a técnica *Black Bone* observou-se uma maior discrepância entre os Observadores, sobretudo no escore total: o Observador 1 obteve uma média de 14,49 ± 2,36, enquanto o Observador 2 registou 12,47 ± 1,43.

A uniformidade foi o único critério com valores médios semelhantes entre os dois Observadores (2,87 ± 0,43 vs. 2,95 ± 0,23), indicando maior concordância.

Em todos os restantes critérios, o Observador 1 atribuiu classificações mais elevadas. As diferenças mais marcantes foram observadas nos critérios de detalhe (2,87 ± 0,58 vs. 2,13 ± 0,47) e contraste (2,76 ± 0,47 vs. 2,27 ± 0,49).

De forma geral, os resultados sugerem maior consistência entre os avaliadores com a técnica *DP FS*, enquanto com a técnica *Black Bone* a variabilidade foi mais acentuada, especialmente nos critérios de detalhe e contraste, o que contribuiu para a diferença observada nos *scores* totais.

A Tabela 4 apresenta os valores do coeficiente de concordância de *Kappa de Cohen* (*k*) para os diferentes critérios de avaliação de qualidade de imagem.

Com a técnica *DP FS*, os valores de *k* variaram entre -0,077 e 0,237. Apenas o critério uniformidade apresentou concordância estatisticamente significativa ($p = 0,025$), embora com um grau de concordância considerado fraco ($k = 0,237$).

Com a técnica *Black Bone*, os valores de *K* variaram entre -0,101 e 0,143. O único critério com concordância estatisticamente significativa foi o de detalhe ($p = 0,024$), ainda assim com um grau de concordância muito fraco ($k = 0,143$).

Estes resultados indicam que a concordância entre os observadores foi globalmente baixa em ambas as técnicas, com valores de *K* predominantemente próximos de zero e, em alguns casos, negativos, o que sugere diferentes percepções dos Observadores quanto à qualidade da imagem *Black Bone*. A análise evidencia o carácter subjetivo das classificações e a baixa consistência entre os dois avaliadores, mais acentuada na técnica *Black Bone*.

Tabela 4.2 - Coeficientes de concordância de *K* entre os dois Observadores, por critério de avaliação e técnica.

	<i>DP FS</i>		<i>Black Bone</i>	
	<i>K</i>	Valor <i>p</i>	<i>K</i>	Valor <i>p</i>
Ruido	-0,077	0,222	-0,101	0,236
Artefatos	0,110	0,069	-0,009	0,877
Detalhe	0,149	0,117	0,143	0,024
Contraste	0,063	0,589	0,110	0,207
Uniformidade	0,237	0.025	0,070	0,470

O coeficiente de correlação intraclasse (ICC - *Intraclass Correlation Coefficient*) foi utilizado para calcular a confiabilidade entre os dois Observadores nos *scores* totais da avaliação de imagem. Ao comparar a concordância entre os observadores para as duas técnicas observa-se que a técnica *DP FS*, apresentou um ICC de 0,428 (IC95%:

0,032 - 0,663), indicando uma confiabilidade baixa, porém estatisticamente significativa ($p = 0,019$). Por outro lado, a técnica *Black Bone*, apresentou um ICC de 0,188 (IC95%: -0,185 - 0,473), valor que representa confiabilidade muito baixa e sem significância estatística ($p = 0,123$).

Estes dados reforçam a baixa consistência diagnóstica entre os dois Observadores, com discrepâncias mais acentuadas na avaliação das imagens obtidas com a técnica *Black Bone*.

A Tabela 5 resume a avaliação global da qualidade de imagem para cada técnica, com base nos valores médios combinados dos dois Observadores.

Considerando as médias globais, a técnica *DP FS* apresentou escore total ligeiramente superior ($14,34 \pm 2,20$) face à técnica *Black Bone* ($13,48 \pm 1,90$).

Ao analisar os critérios individualmente a técnica *DP FS* obteve melhores resultados nos critérios de ruído ($3,22 \pm 0,66$ vs. $2,48 \pm 0,56$), detalhe ($2,80 \pm 0,60$ vs. $2,50 \pm 0,53$) e contraste ($2,80 \pm 0,49$ vs. $2,52 \pm 0,48$). A técnica *Black Bone*, por outro lado, superou a técnica *DP FS* nos critérios de artefatos ($3,08 \pm 0,59$ vs. $2,74 \pm 0,69$) e uniformidade ($2,91 \pm 0,33$ vs. $2,79 \pm 0,56$).

Apesar disso, em ambas as técnicas, os *scores* totais ficaram abaixo de 15 pontos em 25 possíveis, o que indica que as imagens na opinião dos Observadores, não atingiram níveis de boa ou excelente qualidade diagnóstica.

Tabela 4.3 - Avaliação geral da qualidade de imagem por critério e por técnica.

	<i>DP FS</i>	<i>Black Bone</i>
Ruído	$3,22 \pm 0,66$	$2,48 \pm 0,56$
Artefatos	$2,74 \pm 0,69$	$3,08 \pm 0,59$
Detalhe	$2,80 \pm 0,60$	$2,50 \pm 0,53$
Contraste	$2,80 \pm 0,49$	$2,52 \pm 0,48$
Uniformidade	$2,79 \pm 0,56$	$2,91 \pm 0,33$
Total	$14,34 \pm 2,20$	$13,48 \pm 1,90$

4.3 Avaliação Semiquantitativa

Complementando a análise qualitativa, procedeu-se à avaliação semiquantitativa das imagens obtidas pelas duas técnicas *DP FS* e *Black Bone*, com base na pontuação atribuída através da escala *WORMS*, adaptada aos critérios do presente estudo.

Os resultados obtidos a partir das avaliações efetuados pelos dois Observadores evidenciam uma boa concordância para ambas as técnicas. Com a técnica *DP FS*, as pontuações atribuídas foram muito semelhantes, com ambos os Observadores a apresentarem mediana e quartis iguais, com médias ligeiramente maiores (4,53 vs 4,32) e valores máximos mais altos (19 vs 16) atribuído pelo Observador 2. Com a técnica *Black Bone*, a mediana foi igual (1,0) entre os Observadores, mas registou-se uma ligeira diferença no primeiro quartil (0 vs. 0,5) e nos valores máximos (15 vs.16), com médias muito semelhantes (3,36 vs. 3,42). No geral, ambos os observadores apresentam resultados bastante semelhantes, com pequenas variações pontuais entre eles.

Estes resultados sugerem consistência nas avaliações entre Observadores, com variações mínimas e pontuais, conforme ilustrado na figura 22.

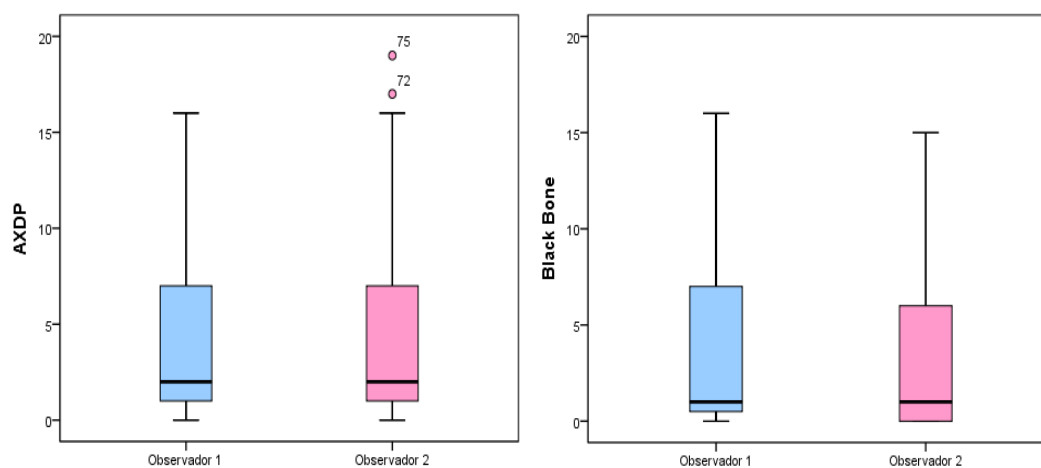


Figura 4.3-Boxplot comparativo das pontuações atribuídas pelos dois Observadores na escala semiquantitativa *WORMS*, por técnica

O ICC indicou excelente concordância entre os observadores para ambas as técnicas. Para a técnica *DP FS*, o ICC foi de 0,965 (IC95%: 0,941–0,980). Já para a Técnica *Black Bone*, a concordância foi ainda mais elevada, com ICC de 0,980 (IC95%: 0,967–0,989). Em ambos os casos, os valores de $p < 0,001$ confirmam a significância

estatística. Esses resultados indicam que as duas técnicas apresentam confiabilidade muito alta, com a técnica *Black Bone* mostrando desempenho ligeiramente superior.

Na avaliação semiquantitativa global das pontuações *WORMS* atribuídas às duas técnicas de RM, observou-se que a técnica *DP FS* tende a gerar *scores* mais elevados, sugerindo maior sensibilidade à identificação de alterações da cartilagem.

A mediana dos valores com a técnica *DP FS* foi de 2,25, com média de $4,42 \pm 4,69$, enquanto com a técnica *Black Bone* a mediana foi de 1,0 e a média de $3,39 \pm 4,34$. Apesar de ambas alcançarem valores máximos semelhantes (17,5 para *DP FS* vs. 15,5 para *Black Bone*), a distribuição dos resultados difere entre elas: a técnica *DP FS* apresenta maior concentração em níveis intermediários e altos, ao passo que a técnica *Black Bone* mostra predominância de valores mais baixos conforme demonstra a figura 23.

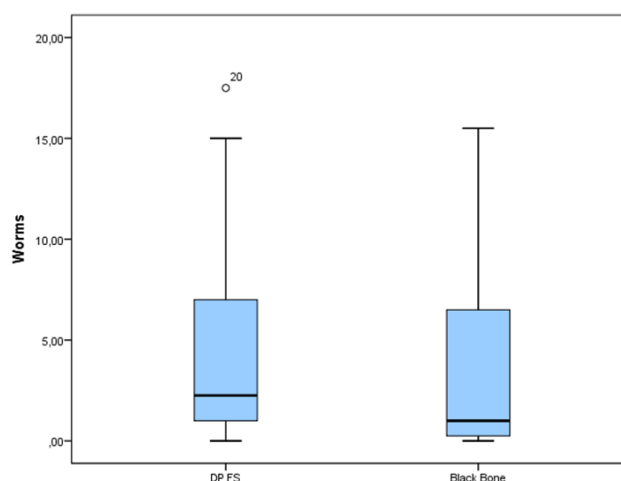


Figura 4.4-Boxplot comparativo das pontuações *WORMS* globais atribuídas às imagens por técnica.

Para comparar os *scores* médios, entre as duas técnicas, aplicou-se o teste de *Wilcoxon* para amostras emparelhadas, dado que a distribuição dos dados não seguiu a normalidade. O resultado mostrou $Z = -4,550$; $p < 0,001$), o que indica uma diferença estatisticamente significativa entre as duas técnicas.

Estes resultados reforçam a interpretação de que, embora ambas as técnicas apresentem alta reprodutibilidade, a *DP FS* demonstra superioridade na avaliação semiquantitativa, ao permitir maior detecção ou valorização de alterações a nível da cartilagem.

Capítulo 5

5. Discussão e Conclusão

5.1 Discussão

O presente estudo teve como objetivo propor e avaliar uma técnica otimizada de RM para a análise da cartilagem da rótula, procurando alcançar um equilíbrio entre a qualidade da imagem e o tempo de aquisição. Para tal, compararam-se duas técnicas: a já consolidada técnica *DP FS* e a mais recente a técnica *Black Bone*, com vista a explorar o potencial desta última na avaliação da cartilagem da rótula.

A técnica *DP FS* evidenciou um desempenho global superior na avaliação qualitativa da cartilagem da rótula, destacando-se nos critérios de contraste, ruído e detalhe. Esta combinação de factores resultou, de um modo geral, em imagens de boa qualidade diagnóstica. Estas avaliações tornam esta técnica particularmente eficaz na avaliação morfológica detalhada da cartilagem e na deteção precoce de alterações degenerativas, como por exemplo de fissuras ou perda de espessura.(79)

Importa ainda sublinhar que a técnica *DP FS* apresentou uma maior consistência interobservador, evidenciando uma elevada reprodutibilidade e fiabilidade diagnóstica. Esta estabilidade interpretativa poderá ser atribuída à ampla familiaridade dos profissionais de imagem médica com esta técnica, dado que se trata de uma técnica rotineiramente utilizada em protocolos clínicos musculoesqueléticos.(79) A experiência prévia com os seus padrões de imagem reduz a variabilidade subjetiva da avaliação, favorecendo uma leitura mais clara, uniforme e comparável entre observadores.

Do ponto de vista semiquantitativo, verificou-se que a *DP FS* apresentou uma concentração das pontuações em níveis intermédios a elevados, o que indica uma avaliação globalmente mais favorável da integridade e características morfológicas da cartilagem da rótula. Apesar da natureza subjetiva inerente a este tipo de avaliação, os resultados obtidos reforçam a sensibilidade desta técnica para a deteção de alterações, como variações no sinal, irregularidades na espessura ou alterações na superfície articular. Esta maior capacidade de deteção poderá estar diretamente relacionada com as propriedades técnicas da técnica, nomeadamente: elevado contraste entre os diferentes tecidos envolventes, baixo ruído, aumentando a *SNR* e elevada resolução espacial. Em conjunto, estes factores, contribuíram para uma avaliação mais sensível da cartilagem da rótula.

Por fim, a interpretação mais uniforme entre observadores pode estar associada não apenas à qualidade intrínseca da imagem, mas também à experiência consolidada com esta técnica na prática clínica. O reconhecimento visual de padrões patológicos e normais, previamente adquiridos em contexto profissional, parece desempenhar um papel relevante na redução da variabilidade, contrastando com o desempenho mais variável observado com a técnica *Black Bone*, menos familiar aos observadores.

Assim, os resultados obtidos no presente estudo reforçam a posição da *DP FS* como técnica de referência para a avaliação da cartilagem articular.

No presente estudo, observou-se uma maior variabilidade interobservador na avaliação qualitativa das imagens obtidas com a técnica *Black Bone*. Esta discrepância poderá estar relacionada com as diferenças nos perfis profissionais dos observadores: enquanto os Técnicos Superiores de Radiologia tendem a valorizar a qualidade global da imagem, os médicos radiologistas focam-se sobretudo nos detalhes morfológicos com relevância clínica e diagnóstica. Esta divergência de perspectivas poderá justificar a avaliação mais heterogénea da técnica *Black Bone*, particularmente em critérios qualitativos como o detalhe anatómico e a definição dos contornos cartilagosos.

Embora não tenha superado a técnica *DP FS* em critérios como contraste, ruído e detalhe anatómico, a técnica *Black Bone* demonstrou uma alternativa, com características técnicas específicas, nomeadamente a uniformidade do sinal e menor suscetibilidade a artefactos. Estas propriedades tornam-na particularmente útil em situações em que a técnica *DP FS*, apresenta degradação da imagem, em caso de doentes com implantes metálicos ou em regiões anatómicas propensas a distorção, podendo assim complementar o protocolo convencional.

A uniformidade do sinal foi um dos critérios em que a técnica *Black Bone* mais se destacou. Esta característica assume particular relevância em situações clínicas que envolvem material metálico, onde a minimização de distorções é crucial para preservar a fiabilidade diagnóstica.

A menor suscetibilidade da técnica *Black Bone* a artefactos poderá estar relacionada, ao baixo *flip angle* (5°), que favorece a supressão eficaz dos sinais provenientes da água e da gordura, contribuindo para imagens mais homogéneas e com menor interferência dos tecidos adjacentes. A literatura suporta este comportamento, relatando que a técnica permite elevada precisão anatómica em áreas de elevada densidade óssea ou com estruturas particularmente complexas.(56)(80)

Além disso, a uniformidade e a menor presença de artefactos tornam a técnica *Black Bone* particularmente adequada para integração com métodos de avaliação automatizada. Estudos recentes indicam que modelos de segmentação baseados em inteligência artificial dependem fortemente de imagens homogêneas e com baixo ruído para atingirem elevados índices de similaridade, como demonstrado no estudo realizado por *Sun et al.*(81)(82)(83)

De forma complementar, *Juras et al* evidenciam que uma boa homogeneidade de sinal é determinante para distinguir cartilagem saudável de cartilagem patológica. Assim, técnicas que garantem maior consistência de sinal como observado neste estudo com a técnica *Black Bone*, favorecem uma segmentação fiável e reproduzível, contribuindo para resultados quantitativos mais precisos e para uma análise mais robusta baseada em processamento de imagem.(83)

Neste enquadramento, a técnica *Black Bone* poderá assumir um papel relevante enquanto componente complementar da técnica *DP FS*, especialmente quando se pretende integrar análise automatizada, segmentação avançada ou aplicações quantitativas que dependam de contornos anatómicos estáveis e reproduzíveis.(81)(83)

Outro aspeto técnico relevante é o uso de TE curtos (3.86 ms), semelhantes aos das sequências UTE. Esta característica permite a captação de sinal proveniente de tecidos com T2 curto, como o osso cortical, a cartilagem e a junção osteocondral, estruturas que frequentemente apresentam visualização limitada nas sequências convencionais de RM.(84) Assim, a Técnica *Black Bone* poderá vir a ser útil na identificação de alterações osteocondrais subtis, nomeadamente em fases iniciais de degeneração articular, permitindo uma representação mais clara das interfaces anatómicas.

É importante sublinhar que, até ao momento, não foram identificados estudos específicos que apliquem a técnica *Black Bone* na avaliação da cartilagem articular do joelho, o que reforça o carácter inovador do presente trabalho. A técnica *Black Bone* tem sido tradicionalmente utilizada em contextos neurológicos e craniofaciais, especialmente em pediatria, onde a baixa dose de radiação é a prioridade.(80)(85) No domínio musculoesquelético, os poucos estudos existentes focam-se na avaliação do osso das articulações sacroilíacas ou em doentes com lesões osteolíticas não sendo, portanto, comparáveis com a abordagem aqui desenvolvida.(52)(62)

5.1.1 Limitações do estudo

Este estudo apresenta algumas limitações que devem ser reconhecidas. Em primeiro lugar, destaca-se o tamanho reduzido da amostra, o que limita a generalização dos resultados e impede uma análise mais robusta. Em segundo lugar, não foi estabelecida uma correlação direta com achados clínicos ou anatomopatológicos, o que teria reforçado a validade dos *scores* atribuídos às imagens.

Como se verificou com a técnica *Black Bone*, foi observada uma maior variabilidade interobservador. A avaliação qualitativa das imagens foi realizada por dois profissionais de saúde com especialidades distintas e com diferentes níveis de subjetividade, o que poderá ter influenciado os resultados, sobretudo neste tipo de análise, em que a interpretação depende fortemente da experiência do observador. Importa também sublinhar que, até ao momento, não foram identificados na literatura estudos que apliquem a técnica *Black Bone* especificamente para a análise da cartilagem articular. Esta ausência de referências comparativas dificulta a contextualização dos resultados obtidos e impede uma comparação direta com investigações anteriores, representando uma limitação relevante do ponto de vista científico. No entanto, esta mesma lacuna realça o carácter inovador do presente estudo, que abre caminho para novas investigações sobre a aplicabilidade da técnica *Black Bone* nesta área.

5.2 Conclusão

Este estudo representa uma contribuição relevante para a literatura científica, ao explorar, pela primeira vez, o desempenho da técnica *Black Bone* na avaliação da cartilagem da rótula por RM. Apesar das suas limitações e de um modo geral, não ter apresentado melhor desempenho que a técnica *DP FS*, os resultados sugerem que a técnica *Black Bone*, poderá vir a integrar a protocolos clínicos híbridos, não como substituto direto da técnica *DP FS*, mas como complemento em situações específicas que beneficiem da sua homogeneidade e menor suscetibilidade.

5.2.1 Perspetivas Futuras

Futuros estudos deverão incluir amostras maiores, bem como estabelecer uma correlação entre achados imagiológicos e parâmetros clínicos, com o intuito de reforçar a validade e aplicabilidade dos resultados obtidos.

A integração de métodos quantitativos e automatizados na análise da cartilagem revela-se particularmente benéfica, ao contribuir para a redução da variabilidade interobservador e para o aumento da objetividade nas avaliações. Este contributo torna-se especialmente relevante em técnicas, cuja interpretação está mais sujeita à subjetividade, como foi o caso da técnica *Black Bone*.

Uma linha de investigação promissora será também a exploração da técnica *Black Bone* na avaliação do tecido ósseo no contexto musculoesquelético. De acordo com este estudo, a capacidade desta técnica em gerar imagens com elevada uniformidade, baixo nível de artefatos e boa visualização de estruturas com T2 curto, como o osso cortical, sugere que poderá ser uma ferramenta útil na análise de alterações ósseas precoces. Tal abordagem poderá expandir significativamente o seu uso clínico e investigacional, para além da análise da cartilagem articular.

Adicionalmente, recomenda-se a realização futura deste tipo de estudo com o uso de sequências 3D, que permitem uma resolução espacial superior e reconstruções multiplanares, possibilitando a extração de mais informações anatómicas e funcionais da articulação. Esta abordagem poderá permitir a avaliação de mais compartimentos do joelho, em conformidade com a escala *WORMS*, cuja aplicação completa exige uma análise detalhada e abrangente de diferentes estruturas articulares.

Capítulo 6

6. Bibliografia

1. Mazzola AA. Magnetic resonance: principles of image formation and applications in functional imaging. 2009.
2. Wang X, Bennell KL, Wang Y, Fortin K, Saxby DJ, Killen BA, et al. Patellar cartilage increase following ACL reconstruction with and without meniscal pathology: a two-year prospective MRI morphological study. *BMC Musculoskelet Disord* [Internet]. 2021 Dec 1 [cited 2023 Dec 20];22(1). Available from: </pmc/articles/PMC8555213/>
3. Prickett WD, Ward SI, Matava MJ. Magnetic Resonance Imaging of the Knee. *Sports Medicine*; 2001 Nov.
4. Strouse PJ. MRI of the knee: Key points in the pediatric population. *Pediatr Radiol* [Internet]. 2010 Apr 12 [cited 2023 Dec 20];40(4):447–52. Available from: <https://link.springer.com/article/10.1007/s00247-009-1524-y>
5. Tsou y, Ong W S, Yegappan M, Tan J L. Cartilage injury and repair assessment. 2006;
6. Sonin AH, Pensy RA, Mulligan ME, Hatem S, Sonin AH. Grading Articular Cartilage of the Knee Using Fast Spin-Echo Proton Density-Weighted MR Imaging Without Fat Suppression [Internet]. *AJR*. 2002. Available from: www.ajronline.org
7. Azhar S, Chong LR. Clinician's guide to the basic principles of MRI. *Postgrad Med J* [Internet]. 2023 Jul 21 [cited 2023 Dec 20];99(1174):894–903. Available from: <https://dx.doi.org/10.1136/pmj-2022-141998>
8. Glaser C, Heuck · A, Horng · A. Der Radiologe Leitthema Update: Klinische Knorpelbildung-Teil 1 Technische Aspekte. *Radiologe* [Internet]. 2019 [cited 2023 Dec 21];59:692–9. Available from: <https://doi.org/10.1007/s00117-019-0561-2>
9. Bae WC, Biswas R, Chen K, Chang EY, Chung CB. UTE MRI of the Osteochondral Junction. *Curr Radiol Rep* [Internet]. 2014 Feb 2 [cited 2024 Apr 13];2(2):35. Available from: </pmc/articles/PMC4104718/>
10. Goldblatt JP, Richmond JC. Anatomy and biomechanics of the knee. *Oper Tech Sports Med*. 2003 Jul 1;11(3):172–86.
11. Abulhasan JF, Grey MJ. Anatomy and Physiology of Knee Stability. *Journal of Functional Morphology and Kinesiology* 2017, Vol 2, Page 34 [Internet]. 2017 Sep 24 [cited 2023 Dec 3];2(4):34. Available from: <https://www.mdpi.com/2411-5142/2/4/34/htm>
12. Makris EA, Hadidi P, Athanasiou KA. The knee meniscus: Structure–function, pathophysiology, current repair techniques, and prospects for regeneration. *Biomaterials*. 2011 Oct 1;32(30):7411–31.

13. Bureau NJ, Kaplan PA, Dussault RG. MRI of the knee: a simplified approach. *Curr Probl Diagn Radiol*. 1995 Jan 1;24(1):4–49.
14. Fritz RC, Chaudhari AS, Boutin RD. Preoperative MRI of Articular Cartilage in the Knee: A Practical Approach. *Journal of Knee Surgery [Internet]*. 2020 Nov 1 [cited 2022 Jun 20];33(11):1088–99. Available from: <http://www.thieme-connect.com/products/ejournals/html/10.1055/s-0040-1716719>
15. Imhof H, Nöbauer-Huhmann IM, Krestan C, Gahleitner A, Sulzbacher I, Marlovits S, et al. MRI of the cartilage. *Eur Radiol [Internet]*. 2002 Nov 1 [cited 2023 Dec 20];12(11):2781–93. Available from: <https://link.springer.com/article/10.1007/s00330-001-1301-2>
16. Banjar M, Horiuchi S, Gedeon DN, Yoshioka H. Review of Quantitative Knee Articular Cartilage MR Imaging. *Magn Reson Med Sci [Internet]*. 2022 [cited 2024 Apr 13];21(1):29–40. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/34471014/>
17. Eckstein F, Cicuttini F, Raynauld JP, Waterton JC, Peterfy C. Magnetic resonance imaging (MRI) of articular cartilage in knee osteoarthritis (OA): morphological assessment. *Osteoarthritis Cartilage*. 2006 Jan 1;14(SUPPL. 1):46–75.
18. Plewes DB, Kucharczyk W. Physics of MRI: A primer. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*. 2012 May;35(5):1038–54.
19. Pipe JG. Basic spin physics - PubMed [Internet]. [cited 2023 Dec 3]. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/10631671/#full-view-affiliation-1>
20. Elizabeth Buchanan M, Keegan Markhardt B. Systematic review of techniques in cartilage imaging. 2023 [cited 2024 Apr 14]; Available from: <https://doi.org/10.1016/j.jcjp.2023.100155>
21. Goddard P. MRI Pulse Sequences. *Bristol Medico-Chirurgical Journal*. 1988;103.
22. Jung BA, Weigel M. Spin echo magnetic resonance imaging. *Journal of Magnetic Resonance Imaging [Internet]*. 2013 Apr 1 [cited 2023 Dec 20];37(4):805–17. Available from: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/full/10.1002/jmri.24068>
23. Moore MM, Chung T. Review of key concepts in magnetic resonance physics. *Pediatr Radiol [Internet]*. 2017 May 1 [cited 2023 Dec 20];47(5):497–506. Available from: <https://link.springer.com/article/10.1007/s00247-017-3791-3>
24. Dinçer A, Yildiz E, Kohan S, Memet Özek M. Analysis of endoscopic third ventriculostomy patency by MRI: Value of different pulse sequences, the sequence parameters, and the imaging planes for investigation of flow void. *Child's Nervous System*. 2011 Jan;27(1):127–35.
25. Markl M, Leupold J. Gradient echo imaging. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*. 2012 Jun;35(6):1274–89.
26. Chavhan GB, Babyn PS, Jankharia BG, Cheng HLM, Shroff MM. Steady-state MR imaging sequences: Physics, classification, and clinical applications. *Radiographics*. 2008 Mar;28(4):1147–60.
27. Cotten A, Delfaut E, Demondion X, Lapègue F, Boukhelifa M, Boutry N, et al. MR imaging of the knee at 0.2 and 1.5 T: Correlation with surgery. *American Journal of Roentgenology [Internet]*. 2000 Nov 23 [cited 2025 Aug 16];174(4):1093–7. Available from: </doi/pdf/10.2214/ajr.174.4.1741093?download=true>

28. Cheng Q, Zhao FC. Comparison of 1.5- and 3.0-T magnetic resonance imaging for evaluating lesions of the knee: A systematic review and meta-analysis (PRISMA-compliant article). *Medicine* [Internet]. 2018 Sep 1 [cited 2025 Aug 16];97(38):e12401. Available from: <https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC6160024/>
29. Wong S, Steinbach L, Zhao J, Stehling C, Ma CB, Link TM. Comparative study of imaging at 3.0 T versus 1.5 T of the knee. *Skeletal Radiol* [Internet]. 2009 Aug [cited 2025 Aug 16];38(8):761. Available from: <https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC2704948/>
30. Kraff O, Quick HH. Radiofrequency Coils for 7 Tesla MRI. Vol. 28, *Topics in Magnetic Resonance Imaging*. Lippincott Williams and Wilkins; 2019. p. 145–58.
31. Gruber B, Froeling M, Leiner T, Klomp DWJ. RF coils: A practical guide for nonphysicists. Vol. 48, *Journal of Magnetic Resonance Imaging*. John Wiley and Sons Inc.; 2018. p. 590–604.
32. Wiggins GC, Brown R, Lakshmanan K. High-performance radiofrequency coils for (23)Na MRI: brain and musculoskeletal applications. *NMR Biomed* [Internet]. 2016 Feb 1 [cited 2023 Dec 21];29(2):96–106. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/26404631/>
33. Oei EHG, Ginai AZ, Hunink MGM. MRI for Traumatic Knee Injury: A Review. *Seminars in Ultrasound, CT and MRI*. 2007 Apr 1;28(2):141–57.
34. Aarvold A, Pope A, Sakthivel VK, Ayer R V. MRI performed on dedicated knee coils is inaccurate for the measurement of tibial tubercle trochlear groove distance. *Skeletal Radiol* [Internet]. 2014 Mar 21 [cited 2023 Dec 20];43(3):345–9. Available from: <https://link.springer.com/article/10.1007/s00256-013-1790-5>
35. Van Den Steen M, De Maeseneer M, Hoste M, Vanderdood K, De Ridder F, Osteaux M. Comparison of surface coil and knee coil for evaluation of the patellar cartilage by MR imaging. *Eur J Radiol*. 2003 Jul 1;47(1):43–6.
36. Gold GE, Chen CA, Koo S, Hargreaves BA, Bangerter NK. Recent Advances in MRI of Articular Cartilage. *AJR Am J Roentgenol* [Internet]. 2009 Sep [cited 2023 Dec 20];193(3):628. Available from: </pmc/articles/PMC2879429/>
37. Wisser A, Lapper A, Roemer F, Fuerst D, Maschek S, Wirth W, et al. Longitudinal Change in Knee Cartilage Thickness and Function in Subjects with and without MRI-Diagnosed Cartilage Damage. *Cartilage* [Internet]. 2021 Dec 1 [cited 2023 Dec 20];13(1 Suppl):685S. Available from: </pmc/articles/PMC8808787/>
38. Schäfer FKW, Muhle C, Heller M, Brossmann J. Gelenkknorpel in der MR-tomographie. *RoFo Fortschritte auf dem Gebiet der Rontgenstrahlen und der Bildgebenden Verfahren* [Internet]. 2001 [cited 2023 Dec 20];173(4):279–88. Available from: <http://www.thieme-connect.com/products/ejournals/html/10.1055/s-2001-12456>
39. Recht MP, Goodwin DW, Winalski CS, White LM. MRI of articular cartilage: Revisiting current status and future directions. *American Journal of Roentgenology* [Internet]. 2005 [cited 2023 Dec 21];185(4):899–914. Available from: www.ajronline.org

40. Lee SY, Jee WH, Kim SK, Kim JM. Proton density-weighted MR imaging of the knee: Fat suppression versus without fat suppression. *Skeletal Radiol* [Internet]. 2011 Feb 30 [cited 2023 Dec 21];40(2):189–95. Available from: <https://link.springer.com/article/10.1007/s00256-010-0969-2>
41. Escobedo1 EM, Hunter2 JC, Zink-Brody3' GC, Fisher3 DJ. Usefulness of Turbo Spin-Echo MR Imaging in the Evaluation of Meniscal Tears: Comparison with a Conventional Spin-Echo Sequence Anthony J. Wilson2 Scott O. Harrison1 [Internet]. *AJR*. 1996. Available from: www.ajronline.org
42. Link TM, Stahl R, Woertler K. Cartilage imaging: Motivation, techniques, current and future significance. *Eur Radiol* [Internet]. 2007 May 9 [cited 2023 Dec 21];17(5):1135–46. Available from: <https://link.springer.com/article/10.1007/s00330-006-0453-5>
43. Potter HG, Foo LF. Magnetic resonance imaging of articular cartilage: Trauma, degeneration, and repair. *American Journal of Sports Medicine* [Internet]. 2006 Apr 1 [cited 2023 Dec 21];34(4):661–77. Available from: https://journals.sagepub.com/doi/10.1177/0363546505281938?url_ver=Z39.88-2003&rfr_id=ori%3Arid%3Acrossref.org&rfr_dat=cr_pub++0pubmed
44. Zijlstra F, Seevinck PR. Multiple-echo steady-state (MESS): Extending DESS for joint T2 mapping and chemical-shift corrected water-fat separation. *Magn Reson Med* [Internet]. 2021 Dec 1 [cited 2023 Dec 21];86(6):3156. Available from: [/pmc/articles/PMC8596862/](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/3596862/)
45. Thakkar RS, Flammang AJ, Chhabra A, Padua A, Carrino JA. 3T MR Imaging of Cartilage using 3D Dual Echo Steady State (DESS). [cited 2023 Dec 21]; Available from: www.siemens.com/magnetom-world
46. Woertler K, Strothmann M, Tombach B, Reimer P. Detection of Articular Cartilage Lesions: Experimental Evaluation of Low-and High-Field-Strength MR Imaging at 0.18 and 1.0 T. *J Magn Reson Imaging* [Internet]. 2000 [cited 2023 Dec 21];11:678–85. Available from: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1002/1522-2586>
47. Asiri A, Dimpudus F, Atcheson N, Al-Najjar A, McMahon K, Kurniawan ND. Comparison between 2D and 3D MEDIC for human cervical spinal cord MRI at 3T. *J Med Radiat Sci* [Internet]. 2021 Mar 1 [cited 2023 Dec 21];68(1):4. Available from: [/pmc/articles/PMC7890925/](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/3590925/)
48. Omar S, Motawea AM. Adding MERGE Sequence to Routine MRI Examination of the Knee: Is it Valuable? *Med J Cairo Univ* [Internet]. 2020 Dec 1 [cited 2023 Dec 21];88(December):2321–7. Available from: https://mjcu.journals.ekb.eg/article_125465.html
49. Afsahi AM, Sedaghat S, Moazamian D, Afsahi G, Athertya JS, Jang H, et al. Articular Cartilage Assessment Using Ultrashort Echo Time MRI: A Review. *Front Endocrinol (Lausanne)* [Internet]. 2022 May 26 [cited 2024 Apr 13];13. Available from: [/pmc/articles/PMC9178905/](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/39178905/)
50. Wang H, Li Z, Li Q, Sommer S, Chen T, Sun Y, et al. Comparing the Effect of Mechanical Loading on Deep and Superficial Cartilage Using Quantitative UTE MRI. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*. 2023;

51. Chang EY, Du J, Chung CB. UTE Imaging in the Musculoskeletal System. *J Magn Reson Imaging* [Internet]. 2015 Apr 1 [cited 2024 Apr 13];41(4):870. Available from: [/pmc/articles/PMC4297256/](#)
52. Wolharn L, Guggenberger R, Higashigaito K, Sartoretti T, Winklhofer S, Chung CB, et al. Detailed bone assessment of the sacroiliac joint in a prospective imaging study: comparison between computed tomography, zero echo time, and black bone magnetic resonance imaging. *Skeletal Radiol* [Internet]. 2022 Dec 1 [cited 2023 Dec 9];51(12):2307–15. Available from: <https://link.springer.com/article/10.1007/s00256-022-04097-3>
53. Van Dyck P, Vanhevel F, Vanhoenacker FM, Wouters K, Grodzki DM, Gielen JL, et al. Morphological MR imaging of the articular cartilage of the knee at 3 T—comparison of standard and novel 3D sequences. *Insights Imaging* [Internet]. 2015 Jun 28 [cited 2024 Apr 15];6(3):285. Available from: [/pmc/articles/PMC4444789/](#)
54. Goto H, Fujii M, Iwama Y, Aoyama N, Ohno Y, Sugimura K, et al. Magnetic resonance imaging (MRI) of articular cartilage of the knee using ultrashort echo time (uTE) sequences with spiral acquisition. *J Med Imaging Radiat Oncol* [Internet]. 2012 Jun 1 [cited 2024 Apr 13];56(3):318–23. Available from: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/full/10.1111/j.1754-9485.2012.02388.x>
55. Ma YJ, Jerban S, Jang H, Chang D, Chang EY, Du J. Quantitative Ultrashort Echo Time (UTE) Magnetic Resonance Imaging of Bone: An Update. *Front Endocrinol (Lausanne)* [Internet]. 2020 Sep 18 [cited 2024 Apr 13];11. Available from: [/pmc/articles/PMC7531487/](#)
56. Low XZ, Lim MC, Nga V, Do GS, Tan AP. Clinical application of “black bone” imaging in paediatric craniofacial disorders. *Br J Radiol* [Internet]. 2021 Aug 1 [cited 2023 Dec 21];94(1124). Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/34233472/>
57. Baert IAC, Staes F, Truijien S, Mahmoudian A, Noppe N, Vanderschueren G, et al. Weak associations between structural changes on MRI and symptoms, function and muscle strength in relation to knee osteoarthritis. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2014;22:2013–25.
58. Krasnokutsky S, Belitskaya-Lévy I, Bencardino J, Samuels J, Attur M, Regatte R, et al. Quantitative MRI Evidence of Synovial Proliferation is Associated with Radiographic Severity of Knee Osteoarthritis. *Arthritis Rheum* [Internet]. 2011 Oct [cited 2023 Dec 9];63(10):2983. Available from: [/pmc/articles/PMC3183134/](#)
59. Eley KA, Mcintyre AG, Watt-Smith SR, Golding SJ. “Black bone” MRI: a partial flip angle technique for radiation reduction in craniofacial imaging. *Br J Radiol* [Internet]. 2012 Mar [cited 2023 Dec 21];85(1011):272–8. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/22391497/>
60. Journal AI, Connor SEJ, Borri M, Pai I, Barnsley H. Cochlear Implants International “Black Bone” magnetic resonance imaging as a novel technique to aid the pre-operative planning of posterior tympanotomy for cochlear implantation “Black Bone” magnetic resonance imaging as a novel technique to aid the pre-operative planning of posterior tympanotomy for cochlear implantation. 2020 [cited 2025 Aug 13]; Available from: <https://www.tandfonline.com/action/journalInformation?journalCode=ycci20>

61. Eley KA, Watt-Smith SR, Golding SJ. "Black Bone" MRI: a novel imaging technique for 3D printing. *Dentomaxillofac Radiol* [Internet]. 2017 [cited 2023 Dec 21];46(3). Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/28128636/>
62. Lecouvet FE, Zan D, Lepot D, Chabot C, Vekemans MC, Duchêne G, et al. MRI-based Zero Echo Time and Black Bone Pseudo-CT Compared with Whole-Body CT to Detect Osteolytic Lesions in Multiple Myeloma. *Radiology*. 2024 Oct 1;313(1).
63. Hunter DJ, Lo GH, Gale D, Grainger AJ, Guermazi A, Conaghan PG. The reliability of a new scoring system for knee osteoarthritis MRI and the validity of bone marrow lesion assessment: BLOKS (Boston–Leeds Osteoarthritis Knee Score). *Ann Rheum Dis* [Internet]. 2008 Feb 1 [cited 2025 Aug 13];67(2):206–11. Available from: <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S0003496724219099>
64. Hunter DJ, Guermazi A, Lo GH, Grainger AJ, Conaghan PG, Boudreau RM, et al. Osteoarthritis Cartilage. 2011;19(8):990–1002.
65. Guermazi A, Roemer FW, Haugen IK, Crema MD, Hayashi D. MRI-based semiquantitative scoring of joint pathology in osteoarthritis. *Nat Rev Rheumatol* [Internet]. 2013 Apr [cited 2024 Apr 15];9(4):236–51. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/23321609/>
66. Link TM, editor. *Cartilage Imaging* [Internet]. New York, NY: Springer New York; 2011. Available from: <https://link.springer.com/10.1007/978-1-4419-8438-8>
67. Peterfy CG, Guermazi A, Zaim S, Tirman PFJ, Miaux Y, White D, et al. Whole-Organ Magnetic Resonance Imaging Score (WORMS) of the knee in osteoarthritis. *Osteoarthritis Cartilage*. 2004 Mar 1;12(3):177–90.
68. Hunter DJ, Guermazi A, Lo GH, Grainger AJ, Conaghan PG, Boudreau RM, et al. Evolution of semi-quantitative whole joint assessment of knee OA: MOAKS (MRI Osteoarthritis Knee Score). *Osteoarthritis an Cartilage*. 2011 Aug 19;990–1002.
69. Welsch GH, Behr AM, Frosch KH, Tahir E, Pachowsky M, Henes FO, et al. Semi-quantitative magnetic resonance imaging scoring of the knee detects previous injuries in professional soccer players. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy* [Internet]. 2022 Apr 1 [cited 2025 Aug 13];30(4):1161–8. Available from: <https://link.springer.com/article/10.1007/s00167-022-06897-5>
70. Lynch JA, Roemer FW, Nevitt MC, Felson DT, Niu J, Eaton CB, et al. Comparison of BLOKS and WORMS scoring systems part I. Cross sectional comparison of methods to assess cartilage morphology, meniscal damage and bone marrow lesions on knee MRI: data from the osteoarthritis initiative. *Osteoarthritis Cartilage*. 2010 Nov 1;18(11):1393–401.
71. Felson DT, Lynch J, Guermazi A, Roemer FW, Niu J, McAlindon T, et al. Comparison of BLOKS and WORMS scoring systems part II. Longitudinal assessment of knee MRIs for osteoarthritis and suggested approach based on their performance: Data from the Osteoarthritis Initiative. *Osteoarthritis Cartilage* [Internet]. 2010 Nov 1 [cited 2023 Dec 21];18(11):1402–7. Available from: <http://www.oarsijournal.com/article/S1063458410002943/fulltext>

72. Su X, Zhang Y, Gao Q, Liang Z, Wan L, Zhang L, et al. Preliminary study on the assessment of early cartilage degeneration by quantitative ultrashort echo time magnetic resonance imaging in vivo. *Quant Imaging Med Surg*. 2022 Jul 1;12(7):3803–12.
73. Li J, Fu S, Gong Z, Zhu Z, Zeng D, Cao P, et al. MRI-based Texture Analysis of Infrapatellar Fat Pad to Predict Knee Osteoarthritis Incidence. *Radiology*. 2022 Sep 1;304(3):611–21.
74. Kornaat PR, Ceulemans RYT, Kroon HM, Riyazi N, Kloppenburg M, Carter WO, et al. MRI assessment of knee osteoarthritis: Knee Osteoarthritis Scoring System (KOSS) - Inter-observer and intra-observer reproducibility of a compartment-based scoring system. *Skeletal Radiol* [Internet]. 2005 Feb 8 [cited 2023 Dec 21];34(2):95–102. Available from: <https://link.springer.com/article/10.1007/s00256-004-0828-0>
75. de Lange-Brokaar BJE, Ioan-Facsinay A, Yusuf E, Kroon HM, Zuurmond AM, Stojanovic-Susulic V, et al. Evolution of synovitis in osteoarthritic knees and its association with clinical features. *Osteoarthritis Cartilage*. 2016 Nov 1;24(11):1867–74.
76. Alizai H, Virayavanich W, Joseph GB, Nardo L, Liu F, Liebl H, et al. Cartilage Lesion Score: Comparison of a Quantitative Assessment Score with Established Semiquantitative MR Scoring Systems. *Radiology* [Internet]. 2014 [cited 2023 Dec 21];271(2):479. Available from: [/pmc/articles/PMC4263635/](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC4263635/)
77. Svalkvist A, Svensson S, Hagberg T, Båth M. Viewdex 3.0 - Recent development of a software application facilitating assessment of image quality and observer performance. *Radiat Prot Dosimetry*. 2021 Oct 1;195(3–4):372–7.
78. De Bucourt M, Streitparth F, Wonneberger U, Rump J, Teichgräber U. Obese patients in an open MRI at 1.0 Tesla: Image quality, diagnostic impact and feasibility. *Eur Radiol* [Internet]. 2011 May 3 [cited 2025 Sep 10];21(5):1004–15. Available from: <https://link.springer.com/article/10.1007/s00330-010-2005-2>
79. Shah AJ, Patel D. Imaging update on cartilage. *J Clin Orthop Trauma* [Internet]. 2021 Nov 1 [cited 2025 Sep 12];22:101610. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC8531853/>
80. Eley KA, Watt-Smith SR, Sheerin F, Golding SJ. “Black Bone” MRI: a potential alternative to CT with three-dimensional reconstruction of the craniofacial skeleton in the diagnosis of craniosynostosis. 2014 Jul 20;2417–26.
81. Sun C, Gao H, Wu S, Lu Q, Wang Y, Cai X. Evaluation of the consistency of the MRI- based AI segmentation cartilage model using the natural tibial plateau cartilage. *J Orthop Surg Res* [Internet]. 2024 Dec 1 [cited 2025 Sep 12];19(1):247. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC11025227/>
82. Dam EB. Simple Methods for Scanner Drift Normalization Validated for Automatic Segmentation of Knee Magnetic Resonance Imaging-with data from the Osteoarthritis Initiative. 2017 Dec.
83. Juras V, Szomolanyi P, Schreiner MM, Unterberger K, Kurekova A, Hager B, et al. Reproducibility of an Automated Quantitative MRI Assessment of Low-Grade

- Knee Articular Cartilage Lesions. Cartilage [Internet]. 2021 Dec 1 [cited 2022 Jun 10];13(1 Suppl):646S. Available from: /pmc/articles/PMC8808824/
84. Chang EY, Du J, Chung CB. UTE Imaging in the Musculoskeletal System. J Magn Reson Imaging [Internet]. 2015 Apr 1 [cited 2022 Jun 11];41(4):870. Available from: /pmc/articles/PMC4297256/
 85. Connor SEJ, Borri M, Pai I, Barnsley H. 'Black Bone' magnetic resonance imaging as a novel technique to aid the pre-operative planning of posterior tympanotomy for cochlear implantation. Cochlear Implants Int. 2021;22(1):35–41.

Anexos

Anexo 1- Autorização de acesso a dados por parte da instituição de acolhimento

Autorização para recolha de imagens de Ressonância Magnética na Instituição Trofa Saúde Amadora

Eu, Larissa Cristiana da Cruz Duarte portadora do título de residência nº 166K74P6, residente na cidade Lisboa, Técnica de Radiologia, portadora da Cédula profissional nº C-068057148 e colaboradora do Trofa Saúde Amadora. Com intuito de reforçar os meus conhecimentos ingressei no mestrado de Radiações Aplicadas às Tecnologias da Saúde mais precisamente em Ressonância Magnética, na Escola Superior de Saúde de Lisboa.

Chegou a altura de iniciar o meu projeto de pesquisa, intitulado de *“Black Bone Multi Echo para avaliação da cartilagem da rótula por RM: Comparação com a técnica de Proton Density”* como requisito para a conclusão do mestrado. Assim sendo precisarei de recolher informações/dados para o meu trabalho, mais concretamente imagens do joelho adquiridas com a Ressonância.

Pretendo realizar um estudo comparativo entre a técnica de Ressonância Magnética habitualmente utilizada e considerada *“Gold standard”* e uma nova técnica (*Black Bone*).

Um estudo que demonstra ser inovador e que pode vir a ajudar estabelecer novas aplicações clínicas de rotina para o estudo na avaliação da cartilagem do joelho.

Sendo assim uma mais-valia, contribuindo no âmbito científico com técnicas inovadoras adquiridas em menos tempo e com qualidade diagnóstica.

Nenhum procedimento será acrescido ao exame e o estudo não envolve qualquer risco. Para além do protocolo que será realizado de acordo com a informação clínica será adquirida mais uma sequência de imagens com duração de cerca de dois minutos. Este estudo decorrerá num curto intervalo de tempo e o acesso às imagens ocorrerá num período limitado, num total de 30 exames.

As imagens recolhidas serão tratadas com a maior confidencialidade sem expor, de alguma forma, a identificação do paciente respeitando a política de privacidade de dados, anonimização e aplicação do RGPD (Regulamento Geral de Proteção de Dados) no formato em vigor no hospital Trofa Saúde Amadora. A dissertação não conterà quaisquer dados pessoais que possam revelar direta ou indiretamente a identidade da pessoa. Estas serão arquivadas em base de dados encriptada e que será destruída até dezembro de 2023.

Assim, venho por esta via, mui respeitosamente solicitar à Vossa Excelência o Vosso apoio/autorização, disponibilizando imagens de Ressonância Magnética de joelhos.

Declaro ter lido e compreendido os procedimentos acima descritos. As minhas questões foram respondidas de forma satisfatória.

Autorizo a recolha e a utilização dos dados que de forma voluntária foram disponibilizados pelos pacientes, confiando em que apenas serão utilizados para esta investigação e na garantia de confidencialidade e anonimato fornecidos.

Foi-me dada uma cópia deste consentimento.

Nome legível da pessoa que consente: *Nuno Alexandre dos Anjos Casimiro*
Telefone/telemóvel *532840152* Email (caso possua) *nuno.casimiro@ipafsmn03.com*
Assinatura: *Nuno Casimiro* Data: *10/11/2022*

Nome legível da pessoa que consente:
Telefone/telemóvel Email (caso possua)
Assinatura: Data: / /

Anexo 2 - Autorização por parte da CE-ESTeSL

CE-ESTeSL-Nº.123-2022 – Larissa Duarte

De Comissão de Ética <conselhodeetica@estesl.ipl.pt>
Para Larissa Duarte <2020183@alunos.estesl.ipl.pt>, Maria Margarida Ribeiro <margarida.ribeiro@estesl.ipl.pt>
Cc Mestrados <mestrados@estesl.ipl.pt>
Data 2024-02-14 10:04

REFERÊNCIA INTERNA DO PROJETO: CE-ESTeSL-Nº.123-2022 – Larissa Duarte

TÍTULO DO PROJETO: Black Bone Multi Echopara avaliação da cartilagem da patela por RM: Comparação com a técnica de Proton Density

Tipo de Projeto/Estudo: Investigação 2ºciclo

INVESTIGADOR/A RESPONSÁVEL: Drª. Larissa Cristiana da Cruz Duarte

Equipa/Orientador: Profª. Doutora Maria Margarida do Carmo Pinto Ribeiro

INSTITUIÇÃO PROMOTORA: Escola Superior de Tecnologia da Saúde do Instituto Politécnico de Lisboa

Instituição(ões) envolvidas: ESTeSL-IPL; Hospital Trofa Saúde amadora

SUBMISSÃO PROJETO: 16 janeiro 2022

Exma. Senhora Profª. Doutora Maria Margarida Ribeiro,
Exma. Senhora Drª. Larissa Duarte, estudante de Mestrado

Após os esclarecimentos, a Comissão de Ética da Escola Superior de Tecnologia da Saúde de Lisboa (CE-ESTeSL) aprovou por unanimidade a emissão de parecer favorável.

O presente parecer tem em consideração a versão submetida do projeto e demais documentação enviada. Eventuais alterações nestes documentos determinam a necessidade de revisão do presente parecer.

Lembramos que todos os estudos que envolvem a autorização dos participantes e a recolha de amostras e dados anonimizados e/ou codificados têm de cumprir com o estabelecido no Regulamento Geral sobre a Proteção de Dados de 27 de abril de 2016.

Por último, solicita-se que, ao abrigo do artº 19 da Lei 21/2014 de 16 de abril e do disposto no nº 23 da atual versão da Declaração de Helsínquia, seja dado conhecimento à CE-ESTeSL do relatório final, com as conclusões do estudo, bem como de eventuais alterações ao protocolo de investigação e demais informações tidas por relevantes.

Aproveitamos ainda para desejar o maior sucesso no desenvolvimento deste trabalho.

Com os melhores cumprimentos,

Rute Borrego

Anexo 3 - Consentimento Livre e Esclarecido

CONSENTIMENTO INFORMADO, LIVRE E ESCLARECIDO PARA PARTICIPAÇÃO EM INVESTIGAÇÃO

“Black Bone Multi Echo para avaliação da cartilagem da patela por RM: Comparação com a técnica de Proton Density”

Foi convidado(a) a participar num estudo de investigação científica conduzido por mim, Larissa Duarte, técnica de Radiologia neste serviço de Imagiologia, no âmbito do meu Projeto de investigação, requisito para conclusão do mestrado em Ressonância Magnética.

Por favor, leia com atenção a seguinte informação. Se achar que algo não está claro não hesite em solicitar mais informações. Se não tem dúvidas e concorda com a proposta que lhe foi feita, queira assinar, por favor, este documento.

OBJETIVO

O objetivo do estudo é comparar duas técnicas de Ressonância Magnética nos exames do joelho, mais propriamente na avaliação da cartilagem da patela.

PROCEDIMENTOS

Trata-se de um estudo observacional, prospetivo, experimental e quantitativo uma vez que se pretende testar a eficácia de uma técnica inovadora no estudo da cartilagem da patela.

As imagens recolhidas serão utilizadas na minha dissertação de mestrado, no âmbito de mestrado em Radiações Aplicadas às Tecnologias da Saúde, ramo Ressonância Magnética, na Escola Superior de Tecnologia da Saúde de Lisboa, num intervalo de tempo de três meses. Contudo poderá também vir a ser utilizado futuramente para aplicações e publicações científicas, mas a sua identificação nunca será exibida. Para além do protocolo que será realizado de acordo com a informação clínica (motivo pela qual veio realizar o exame), será adquirida mais uma sequência de imagens com duração de cerca de dois minutos. Estes dados vão ser adquiridos em um único momento do ciclo clínico do paciente e nenhum procedimento será acrescentado ao exame. Para além disso o estudo não envolve qualquer risco e não tem qualquer sistema de compensação, monetária ou outra, associada.

Este estudo pretende dar mais informações acerca da cartilagem da articulação da rótula com o joelho para promover conhecimento, melhores tratamentos e mais qualidade de vida aos doentes.

TRATAMENTO DE DADOS E CONFIDENCIALIDADE

Estas imagens serão tratadas com a maior confidencialidade, recorrendo ao programa de computador do tipo científico, contudo sem expor, de alguma forma, a sua identificação respeitando a política de privacidade de dados, anonimização e aplicação do Regulamento Geral de Proteção de Dados (RGPD) no formato em vigor no hospital Trofa Saúde Amadora, Instituição da qual já foi obtida autorização para o acesso a dados. A dissertação não conterá quaisquer dados pessoais que possam revelar direta ou indiretamente a identidade da pessoa. Estas imagens serão arquivadas em base de dados encriptada e que será destruída até dezembro de 2023. Para os efeitos pretendidos deverão ser considerados como encarregados pela proteção de dados Rua Fernão de Magalhães, nº 2, Fração E. 4400-629 Vila Nova de Gaia. Telefone- +351 252 090 600 email- dpo@trofasaude.com

É inteiramente livre de participar ou não neste estudo e em qualquer altura poderá recusar e ou desistir de participar sem qualquer tipo de consequências.

Tendo em consideração que os dados são seus, tem o direito ainda de aceder a eles a qualquer momento do estudo ou pedir para serem retificados ou apagados, bem como o direito de solicitar a limitação do tratamento dos seus dados, de se opor ao seu tratamento e à portabilidade dos mesmos. E caso algo não vá ao encontro dos seus princípios tem o direito de reclamar a qualquer altura através dos contactos disponíveis. Caso desejar pode inclusive solicitar o relatório final do estudo.

Ciente de que ninguém no mundo vence sozinho, sem ajuda e sem apoio, venho desde Já agradecer a vossa participação, o vosso apoio e a oportunidade de realizar mais um sonho de concluir com sucesso o meu projeto de investigação. Disponibilizo abaixo o meu contacto telefónico, bem como o meu endereço de email (larissacristiana1998@gmail.com) para qualquer questão/apreensão com o estudo.

O estudo foi aprovado pela Comissão de Ética da Escola Superior de Tecnologia da Saúde de Lisboa.

Confirmo que expliquei à pessoa abaixo indicada, de forma adequada e inteligível, os procedimentos necessários ao ato referido neste documento. Respondi a todas as questões que me foram colocadas e assegurei-me de que houve um período de reflexão suficiente para a tomada da decisão. Demonstrei disponível para fornecer qualquer tipo de informação que o participante considere necessário. Também garanti que, em caso de recusa, não haverá quaisquer consequências.

Nome legível do investigador/profissional de saúde
Telefone/telemóvel Email (caso possua)
Assinatura: Data: /..... /.....

[Parte declarativa da pessoa que consente]:

Declaro ter lido e compreendido este documento, bem como as informações verbais que me foram fornecidas. Foi-me garantida a possibilidade de, em qualquer altura, recusar participar neste estudo sem qualquer tipo de consequências. Compreendo que os dados recolhidos durante o estudo possam ser de conhecimento da investigadora sempre que necessário.

Compreendo ainda que, caso esta investigação venha a ser publicada, todos os dados serão mantidos anónimos e nenhuma informação será identificável como sendo minha. Desta forma, declaro que aceito participar neste estudo, e que tomo a minha decisão de forma inteiramente livre e esclarecida, e permito a utilização dos dados que de forma voluntária forneço, confiando em que apenas serão utilizados para esta investigação e nas garantias de confidencialidade e anonimato que me são dadas pela investigadora.

Nome legível da pessoa que consente:
Telefone/telemóvel Email (caso possua)
...Assinatura: Data: /..... /.....

Anexo 4 - Instruções ao Observador

Informações ao Participante/Observador

Foi convidado(a) a participar num estudo de investigação científica conduzido por mim, Larissa Duarte, técnica de Radiologia, no âmbito do meu Projeto de investigação, requisito para conclusão do mestrado em Ressonância Magnética.

Desenvolvi este guião informativo como instrumento para a recolha de informações que vai servir de base para classificar as imagens de vários casos clínicos, recolhidos por mim, com intuito de testar eficácia de uma técnica inovadora no estudo da cartilagem da patela.

Por favor, leia com atenção a seguinte informação. Se achar que algo não está claro não hesite em solicitar mais informações.

As imagens previamente selecionadas para cada caso clínico vão lhe ser apresentadas na plataforma ViewDEX.

Numa preceptiva comparativa entre duas imagens sobreponíveis e denominadas como imagem E(esquerda) e imagem D(direita) para o mesmo caso clínico, a classificação será baseada em 5 critérios nomeadamente:

1. Baixo ruído
2. Mínimos artefactos
3. Bom detalhe
4. Elevado contraste
5. Elevada uniformidade

A sua função limita-se a percorrer as 5 a 6 imagens selecionadas para cada caso e na barra lateral direita colocar o valor correspondente a sua pontuação, que demonstrará o seu nível de concordância ou discordância com os critérios afirmados e já mencionadas mais acima.

O valor da pontuação vai de 1 a 5 em que:

1. Discordo em pleno;
2. Discordo;
3. Neutro;
4. Concordo;
5. Concordo em Pleno;



No final, após a escala de satisfação, as imagens serão classificadas de 1 a 5, em que:

- 1 - Imagem sem qualidade diagnóstica
- 2 - Imagem com pouca qualidade
- 3 - Imagem com qualidade diagnóstica aceitável
- 4 - Imagem com muito boa qualidade diagnóstica
- 5 - Imagem com Excelente qualidade diagnóstica

Ciente de que ninguém no mundo vence sozinho, sem ajuda e sem apoio, venho desde Já agradecer a vossa participação, o vosso apoio e a oportunidade de realizar mais um sonho de concluir com sucesso o meu projeto de investigação.

Obrigada.