

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

**Comparação dos Protocolos *Standard* vs. 3D
CAIPIRINHA TSE vs. 3D *Compressed Sensing* no
Estudo do Joelho por RM**

Mestrado em Radiações Aplicadas às Tecnologias da Saúde
Ramo de Especialização: Imagem por Ressonância Magnética

Tatiana Carina Palmeiro Lázaro Guerreiro

Lisboa, Julho de 2021

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

Tese de Mestrado

**Comparação dos Protocolos *Standard*, 3D
CAIPIRINHA e 3D Compressed Sensing no Estudo
do Joelho por RM**

Mestrado em Radiações Aplicadas às Tecnologias da Saúde

Ramo de Especialização: Imagem por Ressonância Magnética

Tatiana Carina Palmeiro Lázaro Guerreiro

Orientador

Professora Doutora Ana Luísa Vieira

Co-Orientador

Professor Doutor Vasco Mascarenhas

Médico Investigador

Dr. Sérgio Duarte

Lisboa, Julho de 2021

Agradecimentos

Os meus sinceros agradecimentos a todas as pessoas que colaboraram para a realização da presente investigação, de forma direta e indireta, pois sem elas a sua concretização não seria possível:

Ao Professor Doutor Vasco Mascarenhas e ao Dr. Sérgio Duarte, que prontamente se disponibilizaram para participar na realização deste estudo. Pelas sugestões de melhoria e todo o apoio, nas diversas etapas da sua realização, o meu profundo agradecimento.

À Professora Doutora Ana Luísa Vieira, orientadora do presente trabalho, pelo seu incentivo, disponibilidade, dedicação, correções essenciais e postura crítica face a todas as etapas desta investigação.

Ao Diretor Clínico do Centro de Imagiologia do Hospital da Luz- Lisboa, Dr. Augusto Gaspar, pela sua prontidão na aprovação da realização desta investigação.

Ao Conselho de Investigação e Comissão de Ética do Hospital da Luz- Lisboa, pela autorização para a realização do presente estudo em meio hospitalar.

Aos meus colegas, Técnicos de Imagiologia, que me auxiliaram na recolha de dados, em especial ao Fernando Gonçalves, ao Tiago Castela e ao João Novo, pelo encorajamento fundamental e apoio inicial na coordenação das ideias. Aos colegas mais próximos, à Marta Picado e à Marlene Carreiras por todo o incentivo em nunca desistir e por todas as vezes que me deram a mão.

Aos meus pais e amigos que me acompanharam neste percurso académico, pelo vosso amor, carinho, e motivação constantes, o meu grande e profundo agradecimento.



Tatiana Guerreiro

Resumo

Objetivo: Explorar o desempenho, no que respeita a artefactos, qualidade de imagem, avaliação de patologia/estruturas anatómicas e da relação sinal-ruído das sequências 3D aceleradas com *CAIPIRINHA* e com *CS*, comparativamente ao protocolo *standard 2D*, para o estudo e diagnóstico de patologias do joelho, estudadas por ressonância magnética, tendo em conta o fator de aceleração e, consequentemente o tempo de aquisição.

Métodos: Após aprovação das entidades competentes e preenchimento do consentimento informado, foi efetuada a aquisição de um protocolo *standard 2D*, e das duas sequências 3D com técnicas de aceleração a 36 joelhos num equipamento de 3T. Após anonimização dos dados, dois Médicos Radiologistas da área procederam à avaliação das imagens através de uma escala de *Likert*. Foram desenhadas ROI's em certas regiões anatómicas que permitiram o estudo da relação sinal-ruído entre as diferentes sequências de imagem para cada região.

Resultados: A sequência 2D apresentou uma avaliação médica superior, seguida da sequência 3D com técnica *CAIPIRINHA*, sendo a sequência 3D com técnica *CS* a que apresentou uma classificação menor, verificando-se que as duas primeiras sequências são as que se assemelham na maioria dos parâmetros avaliados na imagem. Estatisticamente, os níveis de concordância de *kappa* foram maioritariamente baixos, no entanto verificaram-se as percentagens de concordância de 44.4 a 86.2% para a sequência 2D, 33.4 a 55.6% para a sequência 3D com técnica *CAIPIRINHA* e 30.6 a 47.3% para a sequência 3D com técnica *CS*. Para todas as ROI's, à exceção da ROI 2 (osso), o valor médio da RSR é mais baixo na sequência 2D, e mais elevado na sequência 3D com técnica *CS*, existindo diferenças estatisticamente significativas entre as combinações de todos os pares de sequências à exceção das ROI's 1 (cartilagem) e 2 (osso) das sequências 3D com técnica *CAIPIRINHA* e 3D com técnica *CS*.

Conclusão: A implementação e inclusão na prática clínica diária de uma sequência 3D associada a uma técnica de aceleração de imagem, em substituição de um protocolo efetuado apenas com sequências 2D, apresenta qualidade de imagem suficiente para o diagnóstico de patologias do joelho. Verificou-se que a sequência 3D mais semelhante à sequência 2D, e com uma menor degradação da imagem de acordo com o fator de aceleração previamente estabelecido, em termos de artefactos e estudo de patologias e estruturas anatómicas foi a sequência 3D com técnica *CAIPIRINHA*, com uma redução do tempo total de exame de 48.1%.

Palavras-Chave: Ressonância Magnética, Qualidade de Imagem, Joelho, *CAIPIRINHA*, *Compressed Sensing*, 3D.

Abstract

Objective: Explore the magnetic resonance performance, about artefacts, image quality, evaluation of pathology/anatomical structures and signal to noise ratio of 3D CAIPIRINHA technique and 3D CS technique, compared to the standard 2D protocol, for the study and diagnosis of knee pathologies, taking into account the acceleration factor and, consequently, the acquisition time.

Methods: After approval from the competent authorities and informed consent, a standard 2D protocol was acquired, as well as 3D CAIPIRINHA technique and 3D CS technique, on 36 knees of participants with a medical prescription to perform MRI of the knee, in a 3T equipment. Following data anonymization, two Musculoskeletal Radiologists evaluated the images using a Likert scale. ROI's were drawn in certain anatomical regions to study the signal-to-noise ratio between the different image sequences for each region.

Results: The 2D sequence was evaluated with superior scale, followed by the 3D CAIPIRINHA technique, and 3D CS technique being the one with the lowest classification, verifying that the first two sequences are the ones that are similar in most of the parameters evaluated in the image. Statistically, kappa's of agreement were mostly low, however there were agreement percentages from 44.4 to 86.2% for the 2D sequence, 33.4 to 55.6% for the 3D CAIPIRINHA technique and 30.6 to 47.3% for the 3D CS technique. For all ROI's, except for ROI 2 (bone), the mean of RSR is lower in the 2D sequence, and higher in the 3D CS technique, with statistically significant differences between the combinations of all pairs of sequences except for ROI's 1 (cartilage) and 2 (bone) of the 3D CAIPIRINHA technique and 3D CS technique.

Conclusion: The inclusion in daily clinical practice of a 3D sequence with an acceleration factor, replacing a protocol performed only with 2D sequences, presents sufficient image quality for the diagnosis of knee pathologies. It was found that the 3D sequence most similar to the 2D sequence, and with less image degradation according to the previously established acceleration factor, in terms of artifacts and study of pathologies and anatomical structures was the 3D CAIPIRINHA technique, with a reduction of the total examination time of 48.1%.

Keywords: Magnetic Resonance, Image Quality, Knee CAIPIRINHA, Compressed Sensing, 3D.

Índice Geral

1. Introdução	1
1.1. <i>Estado da Arte</i>	2
1.2. Pertinência do Estudo	4
1.3. Objetivo do Estudo.....	4
1.4. Questão e Hipóteses de Investigação	5
1.5. Organização da Tese	6
2. Enquadramento Teórico I - A Articulação do Joelho.....	4
2.1. Anatomofisiologia do Joelho.....	5
2.2. Exames Imagiológicos para o Estudo do Joelho	7
2.2.1. Radiologia Convencional.....	7
2.2.2. Ultrassonografia	8
2.2.3. Tomografia Computorizada	8
2.2.4. Ressonância Magnética	9
2.3. Patologias do Joelho e Respetivos Exames Imagiológicos	11
2.3.1. Trauma	11
2.3.2. Lesões Condrais e Osteocondrais.....	16
2.3.3. Artrite	17
2.3.4. Tumores.....	19
3. Enquadramento Teórico II – Ressonância Magnética	21
3.1. Imagem por Ressonância Magnética	22
3.2. Aspetos Físicos da Ressonância Magnética	23
3.3. Ressonância Magnética do Joelho.....	29
3.3.1. Sequências Aplicadas na Ressonância Magnética do Joelho	29
3.4. Sequências 2D vs 3D.....	30
3.5. Técnicas de Imagem Rápida.....	32
3.5.1. Imagem Paralela: Controlled Aliasing in Parallel Imaging Results in Higher Acceleration	32

3.5.2. Compressed Sensing.....	36
4. Metodologia.....	42
4.1. Tipo de Estudo.....	42
4.2. Local de Estudo.....	42
4.3. População Alvo e Amostragem.....	43
4.4. Variáveis do Estudo.....	43
4.5. Considerações Éticas.....	44
4.6. Procedimento de Recolha dos Dados.....	44
4.7. Procedimento de Avaliação das Imagens.....	46
4.8. Procedimento para Avaliação da Relação Sinal-Ruído.....	47
4.9. Procedimento de Análise e Tratamento Estatístico.....	48
5. Resultados.....	50
5.1. Análise Descritiva.....	50
5.2. Análise Inferencial.....	55
6. Análise e Discussão de Resultados.....	62
7. Conclusão.....	66
7.1. Limitações do Estudo.....	67
Referências Bibliográficas.....	68
Apêndices.....	73

Índice de Tabelas

Tabela 2.1. Sistema de classificação das lesões meniscais, através da RM	13
Tabela 2.2. Sistema de classificação das lesões ligamentares.....	15
Tabela 2.3. Sistema de classificação das lesões condrais	16
Tabela 2.4. Sistema de classificação da osteoartrose	18
Tabela 4.1. Variáveis de investigação	44
Tabela 5.1. Caracterização da amostra, em frequência e percentagem, para a faixa etária (anos de idade)	50
Tabela 5.2. Caracterização da amostra, em frequência e percentagem, para a duração da sintomatologia.....	51
Tabela 5.3. Avaliação dos protocolos 2D, 3D com técnica CAIPIRINHA e 3D com técnica CS, para cada um dos Médicos Radiologistas, no que respeita aos artefactos e qualidade de imagem	52
Tabela 5.4. Avaliação dos protocolos 2D, 3D com técnica CAIPIRINHA e 3D com técnica CS, para cada um dos Médicos Radiologistas, no que respeita à avaliação de estruturas anatómicas/ patologia	52
Tabela 5.5. Avaliação dos protocolos 2D, 3D com técnica CAIPIRINHA e 3D com técnica CS, para os dois Médicos Radiologistas, no que respeita à avaliação das imagens.	52
Tabela 5.6. Média, desvio-padrão, valores mínimos e máximos dos valores das quatro ROI's para as três sequências de avaliação de imagem.	53
Tabela 5.7. Teste de Kolmogorov-Smirnov-Lilliefors para as variáveis das ROI's das três sequências de avaliação de imagem.....	56
Tabela 5.8. Teste de Friedman entre as três sequências de avaliação de imagem para cada uma das ROI's	57
Tabela 5.9. Teste de Wilcoxon para as combinações de pares das três sequências de avaliação de imagem, para cada ROI.....	57
Tabela 5.10. Interpretação dos valores de Kappa	58
Tabela 5.11. Coeficiente de Concordância Kappa de Cohen	59

Tabela 5.12. Concordância, em percentagem, das opções selecionadas pelos dois avaliadores na avaliação de imagens.....	59
Tabela 5.13. Intensidade da associação entre variáveis de acordo com o coeficiente de correlação	60
Tabela 5.14. Coeficiente de correlação de Separman para as variáveis da RSR das quatro ROI's e o parâmetro de avaliação médica "qualidade de imagem"	61
Tabela 6.1. Atribuição qualitativa da média conjunta dos Médicos Radiologistas para a avaliação das imagens	62

Índice de Figuras

2.1. Ilustração da articulação do joelho.	6
2.2. Radiografia do joelho direito	7
2.3. Ultrassonografia do joelho	8
2.4. TC do joelho esquerdo	9
2.5. RM do joelho direito.....	10
2.6. Contusão óssea e fratura subcondral	12
2.7. Rotura muscular	13
2.8 Lesão do menisco	14
2.9. Rotura do LCA.....	15
2.10. Necrose avascular.....	17
2.11. Gota	19
2.12. Condroblastoma e sarcoma sinovial.....	20
2.13. Quisto de Baker.....	21
3.1. Demonstração do alinhamento dos spins.	23
3.2. Representação das magnetizações longitudinal e transversal.	24
3.3. Preenchimento cartesiano do espaço k.....	26
3.4. Preenchimento em Zigzag do espaço k.....	26
3.5. Preenchimento Espiral do espaço k.	27
3.6. Preenchimento Radial do espaço k.	28
3.7. Comparação entre imagem 2D e 3D	31
3.8. Esquema de uma bobine phased array de 6x2 canais.	33
3.9. Influência do preenchimento do espaço k para o resultado da imagem final.	33
3.10. Funcionamento das bobines phased array	34
3.11. Esquemas representativos de preenchimento do espaço k, para um R=4.....	35
3.12. Relação entre o fator de aceleração e a RSR.....	36
3.13. Comparação da qualidade de imagem, entre sequências 2D e 3D aceleradas com CS e SENSE (IP).	37

3.14. Exemplos de esquemas de amostragem e artefactos de aliasing associados.	38
3.15. Representação da amostragem do espaço k.....	38
3.16.Artefacto wax-layer.....	40
3.17. Artefacto streaky-linear em sequências aceleradas com CS	41
3.18. Artefacto starry-sky.....	41
4.1. Representação do equipamento de RM e da bobine de joelho utilizados.	45
4.2. Representação da colocação dos quatro ROI's nas diferentes zonas anatómicas.	47

Índice de Equações

3.1. Equação de <i>Larmor</i>	23
4.1. Equação para o cálculo da RSR.....	48

Lista de Abreviaturas, Siglas e Símbolos

(\bar{x})	Média
(\pm)	Desvio-Padrão
2D	Duas Dimensões
3D	Três Dimensões
CAIPIRINHA	<i>Controlled Aliasing in Parallel Imaging Results in Higher Acceleration</i>
CS	<i>Compressed Sensing</i>
DP	Densidade Protónica
EUA	Estados Unidos da América
FLAIR	Fluid-Attenuated Inversion Recovery
FOV	<i>Field Of View</i>
FS	<i>Fat Saturation</i>
IP	Imagem Paralela
LCA	Ligamento Cruzado Anterior
LCP	Ligamento Cruzado Posterior
MPR	Multiplanar Reconstructions (Reconstruções Multiplanares)
MSK	Músculo-Esquelética
OA	Osteoartrose
R	Fator de Aceleração
RF	Radiofrequência

RM	Ressonância Magnética
ROI	Região de Interesse
RSR	Relação Sinal-Ruído
SPAIR	Spectral Adiabatic Inversion Recovery
TC	Tomografia Computorizada
TE	Tempo de Eco
TFE	Turbo <i>Field Echo</i>
TR	Tempo de Repetição
TSE	Turbo Spin Eco
US	Ultrassonografia

1. Introdução

Cerca de 25% da população adulta é afetada por dor no joelho, limitando a sua função e mobilidade. Este facto conduz a uma diminuição da qualidade de vida da população afetada, sendo o décimo motivo para a marcação de consultas em ambulatório. ¹

A Ressonância Magnética (RM) é uma modalidade que apresenta inúmeras vantagens no que respeita ao estudo de doenças músculo-esqueléticas (MSK), principalmente ao nível da articulação do joelho, sendo este o exame de eleição para o estudo das estruturas anatómicas internas desta articulação. ²

O desafio clínico da RM centra-se maioritariamente no desenvolvimento de técnicas que possibilitem a diminuição do tempo total de exame, sem que comprometam a resolução espacial da imagem e que sejam reproduzíveis de forma consistente. Este desafio deve-se ao facto da diminuição do tempo das sequências de exame, se encontrar associado a uma redução da qualidade de imagem e degradação da resolução espacial, bem como a um aumento de possíveis artefactos. ³

A aquisição de imagens com recurso a técnicas Turbo Spin Eco (TSE) a duas dimensões (2D) é aplicada universalmente e permite a obtenção de imagens ponderadas em T1, T2 e Densidade Protónica (DP), com ou sem *Fat Saturation* (FS). No entanto, o recurso a cortes espessos por parte das sequências 2D, aumenta os artefactos de volume parcial, limitando a visualização de pequenas lesões e a realização de reconstruções multiplanares (MPR's). ^{1,4,5} As sequências a três dimensões (3D) permitem colmatar estas desvantagens, no entanto, apresentam um maior tempo de aquisição por cada sequência aplicada, podendo desencadear artefactos de movimento, diminuindo a sua utilização na prática clínica. ¹

Assim, torna-se imperativa a aplicação de técnicas de aceleração de imagem de modo a diminuir o tempo total de exame, conduzindo a um maior conforto do paciente e a uma diminuição dos artefactos de movimento associados ao elevado tempo de exame; tendo estas técnicas como desvantagem a ocorrência de certos artefactos de reconstrução.

Para que tal seja possível, é necessário o desenvolvimento e estudo aprofundado na prática clínica destas técnicas de aceleração de imagem, para que estas sejam um benefício para o estudo e diagnóstico de patologias do joelho estudadas por RM.

1.1. Estado da Arte

A aquisição de imagens de RM, na atualidade, é cada vez mais, baseada na utilização de técnicas de aceleração de modo a diminuir o tempo de aquisição. Deste modo, torna-se imperativo que os grupos de investigadores ao aplicarem técnicas de aceleração, estudem igualmente a qualidade das imagens obtidas bem como o seu valor para o diagnóstico diferencial de patologias. Na fase inicial dos estudos efetuados acerca destas técnicas, denotou-se uma baixa Relação Sinal-Ruído (RSR), tendo em conta a sub-amostragem do espaço k, aumentando a necessidade de estudos mais aprofundados, de modo a melhorar a aplicação destas técnicas como rotina nas Instituições Hospitalares. ⁶

Os passos seguintes não se centraram imediatamente em aquisições de imagens a 3D mas sim a 2D. No entanto, atualmente, uma única aquisição em 3D TSE, tem revelado um futuro promissor na técnica de RM, comparativamente a diversas aquisições aceleradas em 2D, em vários planos anatómicos. Porém, também as sequências 3D TSE apresentam um elevado tempo de aquisição, necessitando igualmente de estudos que comprovem a eficácia das técnicas de aceleração de imagem neste tipo de aquisições. ⁴

Na última década, verificou-se um desenvolvimento, no que respeita às técnicas de aceleração de imagem por RM, de modo a diminuir o tempo total de aquisição do exame, permitindo que estas sejam cada vez mais aplicadas como sequências de rotina na prática clínica. ⁷

As técnicas de aceleração de imagem em RM incluem a Imagem Paralela (IP), *Simultaneous Multisection*, amostragem radial do espaço k, *Compressed Sensing* (CS), ou a junção de várias destas técnicas, quando possível. ^{4,7}

Das técnicas supramencionadas, este trabalho pretende desenvolver os conhecimentos da técnica *Controlled Aliasing in Parallel Imaging Results in Higher Acceleration* (CAIPIRINHA), que se inclui nas técnicas de IP, e do CS.

CAIPIRINHA

No ano de 2016, foi possível efetuar um estudo que pela primeira vez demonstrou que sequências 3D TSE associadas à técnica de aceleração com CAIPIRINHA, obtinham uma aceleração de até quatro vezes, em comparação com a aquisição de imagens sem esta técnica. Demonstrou igualmente, que não ocorreram artefactos de *aliasing*, que a qualidade de imagem foi semelhante à aquisição *Standard* e que o tempo de reconstrução foi aproximadamente de trinta segundos, sendo este muito inferior ao do CS, com reconstruções de quatro a seis minutos. ⁸

Foi também possível verificar que uma das desvantagens da aceleração de imagens 3D com recurso à técnica *CAIPIRINHA*, é a diminuição da resolução de contraste, no entanto, esta não influenciou estatisticamente a avaliação morfológica de estruturas anatómicas da articulação do joelho. ⁸

No entanto, e tal como já foi verificado em estudos anteriores, ocorre uma maior deteção de patologias, mais especificamente de defeitos da cartilagem, em sequências 3D, quer sejam aplicadas em campos de 1,5 ou 3T, comparativamente ao diagnóstico de patologias do joelho em sequências 2D. Isto deve-se à maior resolução espacial das sequências 3D, bem como à minimização de artefactos de volume parcial. ⁹

Diversos estudos demonstraram que a aquisição de sequências 3D TSE, acopladas à técnica de aceleração de imagem *CAIPIRINHA*, apresentaram semelhanças na RSR, sendo nestes casos, o tempo de aquisição definido pelo fator de aceleração, R, que em 3D TSE, pode ser de 2x2, reduzindo assim o tempo total de exame. ^{4,9}

Compressed Sensing

A técnica de CS pode ser aplicada tanto em campos magnéticos de 1,5 como de 3,0T, no entanto, denota-se uma diminuição da RSR quando utilizados nos campos de menor intensidade. ⁷

Embora a técnica de CS seja recente e careça de investigação adicional relativamente à variedade de aplicações possíveis, após o seu surgimento, desencadeou um grande impacto na técnica de RM pelo facto da sua possibilidade na redução do tempo total de exame, e consequentemente na diminuição dos artefactos de movimento. Apesar deste avanço, esta técnica inicialmente apresentava ainda tempos de reconstrução extensos, no entanto, os avanços computacionais contínuos e a otimização dos algoritmos permitiram ultrapassar esta desvantagem no ano de 2018, com tempos de reconstrução viáveis para a prática clínica. ^{7,10}

Para além destes resultados, outros estudos direccionados para a área de MSK, concluíram que a acuidade diagnóstica é semelhante entre um protocolo 3D TSE sem aceleração de imagem, e um protocolo 3D TSE com a utilização de CS com um R de seis, para a avaliação de patologias do joelho. ⁷

O estado da arte na área do CS enfatiza a necessidade dos serviços com RM, adquirirem um *software* eficaz para a reconstrução das imagens através da inteligência artificial. Isto, porque os modelos atuais, ou apresentam uma grande carga computacional, ou não são baseados em informações de *deep learning*. ¹¹

Apesar do CS estar a evoluir neste sentido, é necessária a avaliação da mesma estrutura anatómica em várias ponderações de imagem para que seja possível verificar o

comportamento de lesões nas diversas ponderações e assim, efetuar o respetivo diagnóstico.
11

Cada vez mais, e nos últimos anos se verifica que o CS é aplicado em simultâneo com outras técnicas de aceleração de imagem, mais especificamente com técnicas de IP, de modo a diminuir o tempo total de exame numa percentagem ainda maior, comparativamente ao seu uso de forma individual.⁷

Apesar das aquisições de RM já terem sido experimentadas e estudadas em diversos contextos clínicos com a aplicação de CS, esta técnica ainda se encontra em constante desenvolvimento. Após a otimização e implementação na prática clínica de tecnologias avançadas para a reconstrução das imagens adquiridas com esta técnica de aceleração, será então possível a sua implementação num maior número de aplicações clínicas, associada a grandes vantagens diagnósticas e de redução do tempo total de exame.⁷

1.2. Pertinência do Estudo

A pertinência do presente estudo prende-se com a necessidade crescente no desenvolvimento de estudos científicos que englobem a comparação entre as técnicas de aceleração de imagem de CAIPIRINHA e CS, numa sequência 3D, de modo a verificar qual destas duas técnicas possibilita uma menor diminuição da qualidade de imagem, diminuindo o tempo total de exame, comparativamente a uma aquisição 2D sem aceleração de imagem.

1.3. Objetivo do Estudo

Tem-se assim como objetivo principal para a seguinte investigação, explorar o desempenho, no que respeita a artefactos, qualidade de imagem, avaliação de patologia/estruturas anatómicas e da RSR das sequências 3D aceleradas com CAIPIRINHA e com CS, comparativamente ao protocolo *standard* 2D, para o estudo e diagnóstico de patologias do joelho, estudadas por RM, tendo em conta o fator de aceleração e, consequentemente o tempo de aquisição.

Objetivos específicos:

- Verificar se o método de aceleração de imagem com *CAIPIRINHA*, apresenta melhor desempenho, comparativamente ao protocolo *Standard 2D*.
- Verificar se o método de aceleração de imagem com *CS*, apresenta melhor desempenho, comparativamente ao protocolo *Standard 2D*.
- Verificar se o método de aceleração de imagem com *CS*, apresenta melhor desempenho, comparativamente ao método de aceleração de imagem com *CAIPIRINHA*.

1.4. Questão e Hipóteses de Investigação

A questão de investigação, num estudo científico, permite selecionar as variáveis a estudar e qual a análise dos dados a efetuar.¹² A questão de partida que originou a realização da presente investigação foi:

“Na RM do joelho, num equipamento de 3T, qual dos métodos de aceleração de imagem 3D, CAIPIRINHA ou CS, apresenta melhor desempenho no que respeita aos artefactos, qualidade de imagem, avaliação de patologia/ estruturas anatómicas e RSR, tendo em conta o tempo de aquisição, comparativamente ao protocolo Standard 2D”?

De modo a responder à questão de investigação foram formuladas as seguintes hipóteses de investigação:

H1: O método de aceleração de imagem com *CAIPIRINHA*, apresenta melhor desempenho, comparativamente ao protocolo *Standard 2D*.

H2: O método de aceleração de imagem com *CS*, apresenta melhor desempenho, comparativamente ao protocolo *Standard 2D*.

H3: O método de aceleração de imagem com *CS*, apresenta melhor desempenho, comparativamente ao método de aceleração de imagem com *CAIPIRINHA*.

1.5. Organização da Tese

Relativamente à organização do presente documento, este é constituído pelos seguintes capítulos: introdução, enquadramento teórico, metodologia, resultados, análise e discussão dos resultados, e por último, as conclusões.

A introdução permite apresentar o *State of the Art* do tema, a pertinência do estudo, os objetivos gerais e específicos da presente investigação, as questões e hipóteses de investigação, e por fim, a organização do presente trabalho. Permitindo assim que os leitores encontrem respostas às suas perguntas, relativamente à investigação em questão.

No que se refere ao segundo capítulo, enquadramento teórico, este permite dar a conhecer tanto a articulação do joelho (Enquadramento Teórico I), como a RM do joelho (Enquadramento Teórico II), possibilitando que os leitores se enquadrem nos conceitos relacionados com o presente tema de investigação.

O terceiro capítulo, referente à metodologia, engloba o tipo e local de estudo, a amostragem, as variáveis de estudo, as considerações éticas, os procedimentos de recolha dos dados, de avaliação de imagens e da RSR, e da análise e tratamento estatístico.

Relativamente ao capítulo dos resultados, este engloba a apresentação dos dados obtidos e o tratamento estatístico selecionado e aplicado na presente investigação.

O quinto capítulo, que aborda a análise e discussão dos resultados permite explorar e interpretar os resultados obtidos e compará-los com outros estudos, de acordo com os objetivos e questões formuladas inicialmente.

O último capítulo, referente às conclusões, possibilita realçar e atribuir um maior ênfase aos resultados obtidos que permitiram responder aos objetivos do trabalho, encaminhando igualmente para sugestões de melhoria para investigações futuras.

2. Enquadramento Teórico I - A Articulação do Joelho

2.1. Anatomofisiologia do Joelho

O conhecimento acerca da anatomia e fisiologia da articulação do joelho, é fundamental para o estudo de patologias e respetivas alterações anatómicas.²

O joelho, localizado topograficamente entre o fémur e a tibia, constituído por estes dois ossos e a patela, é uma articulação do tipo trócleo-bicôndilo-meniscartrose.¹³

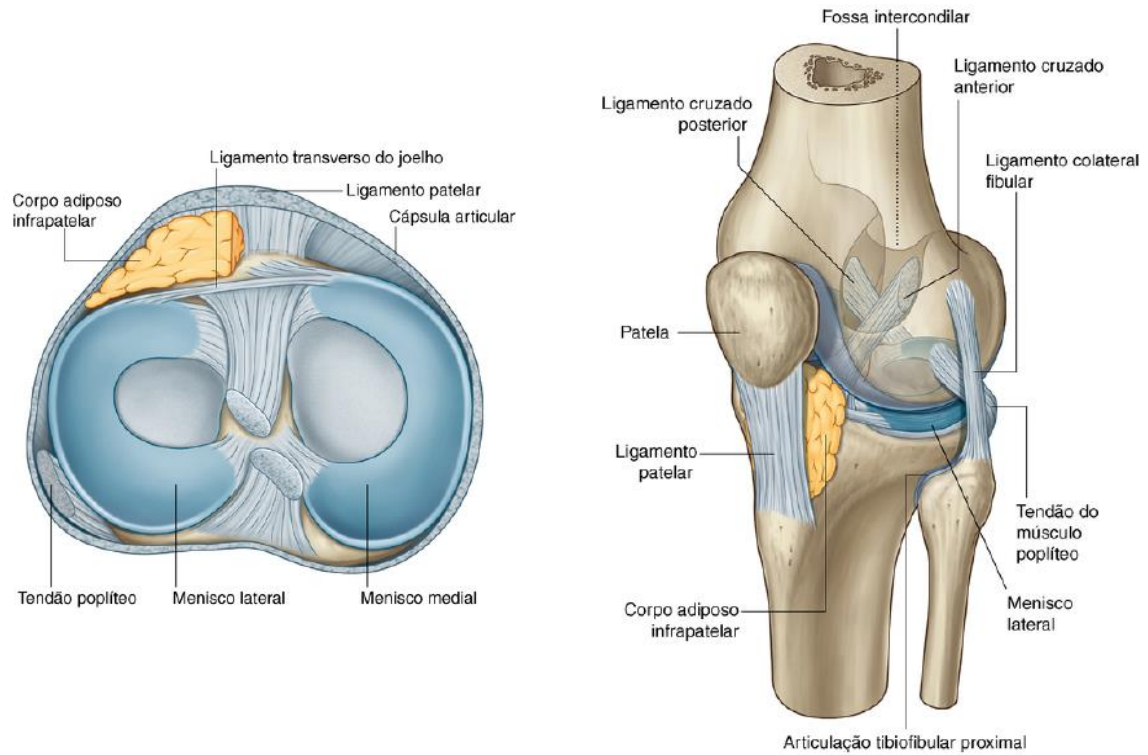
Esta articulação é composta por três articulações, mais especificamente, a articulação femoro-patelar, que permite a tração anterior do músculo quadrícipite femoral, e as duas articulações femoro-tibiais, interna e externa, responsáveis pelo suporte do peso do corpo humano sobre o joelho.¹³⁻¹⁵

A articulação do joelho apresenta líquido sinovial na sua constituição, o que permite a realização de movimentos de grande amplitude, tais como a flexão e a extensão, bem como uma pequena rotação da perna sobre o eixo vertical.^{13,15,16}

As superfícies articulares dos ossos que se encontram em contacto direto com esta articulação, possuem uma cartilagem articular. Para além da cartilagem, existem os meniscos, ilustrados na Figura 2.1, localizados nas faces articulares entre a tibia e o fémur, que permitem a redução de impactos causados tanto pelo peso do corpo, como pelos diversos movimentos articulares.¹⁴⁻¹⁶

Esta articulação, encontra-se rodeada por uma cápsula articular estabilizada por músculos, tendões e ligamentos intra e extra-capsulares, que conferem proteção e fortalecimento à articulação e controlam movimentos em determinadas direções. Dos ligamentos intra-capsulares evidenciam-se os ligamentos cruzados anterior (LCA) e posterior (LCP), e dos ligamentos extra-capsulares, o ligamento/tendão patelar, colateral fibular/lateral, e o colateral tibial/medial (Figura 2.1.).^{2,14,16}

Relativamente aos ligamentos cruzados, o LCA, menos fortalecido e pouco vascularizado, evita o deslizamento posterior dos côndilos femorais sobre a tibia, bem como a hiperextensão da articulação; enquanto que o LCP, o mais fortalecido, evita o movimento anterior do fémur em relação à tibia, e impede a hiperflexão da articulação.¹⁴



2.1. Ilustração da articulação do joelho.

Imagem da esquerda: Vista superior dos meniscos em plano axial.

Imagem da direita: Demonstração da relação entre os vários ligamentos da articulação do joelho.

Fonte: Adaptado de Drake, Vogl & Mitchell, 2015. ¹⁵

2.2. Exames Imagiológicos para o Estudo do Joelho

O estudo do joelho engloba diversas modalidades imagiológicas, nomeadamente, a Radiologia Convencional, a Ultrassonografia (US), a Tomografia Computorizada (TC) e a RM.¹⁷

Os distúrbios do joelho associam-se a patologias que se encontram no interior da articulação, devido a eventos traumáticos agudos ou originados por um período de tempo prolongado de sintomatologia.²

2.2.1. Radiologia Convencional

A radiografia do joelho, nas suas incidências de rotina, antero-posterior e perfil (Figura 2.2.), é amplamente requisitada no estudo de trauma ou gonalgia inespecífica, pois possibilita a visualização de anormalidades dos espaços articulares, fraturas, lesões ou alterações ósseas degenerativas no fémur distal, tibia e perónio proximal.^{2,17}

A sua utilização é vantajosa na medida em que se encontra facilmente disponível, possui baixo custo, é de rápida execução e de fácil acessibilidade ao paciente, tendo como desvantagem o recurso a radiação ionizante para a obtenção das imagens e uma baixa resolução espacial e de contraste de tecidos moles.¹⁸

Apesar da sua limitação no estudo dos tecidos moles, este é o exame de primeira linha, pois permite a deteção de determinados achados clínicos que conduzem a possíveis lesões dos tecidos moles, possibilitando uma indicação para a realização de RM.²



2.2. Radiografia do joelho direito

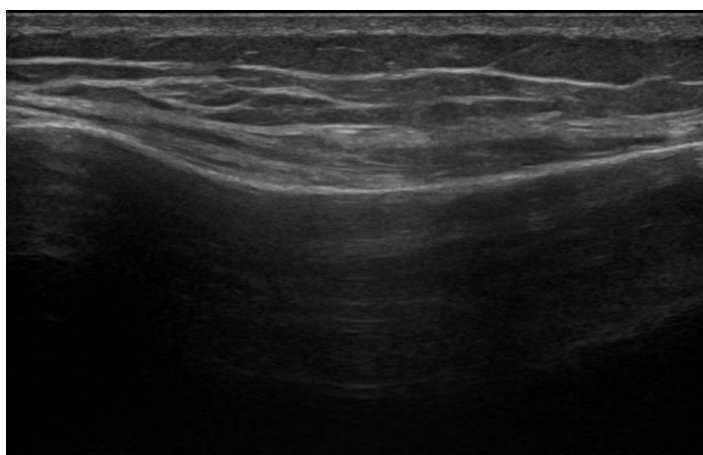
Radiografia do joelho direito, incidências antero-posterior (imagem da esquerda) e de perfil (imagem da direita).

2.2.2. Ultrassonografia

Nos últimos anos, o recurso ao exame ultrassonográfico tem sido crescente para o estudo das articulações, pois apresenta como vantagens a sua grande disponibilidade, baixo custo, não recorrer a radiação ionizante, obtenção de imagens dinâmicas, alta resolução de tecidos moles e estudo da vascularização sem administração de contraste intravenoso (Figura 2.3).

^{19,20}

Como desvantagens, impossibilita o estudo de estruturas anatómicas profundas e apresenta uma grande dependência e conhecimento do operador. ²⁰



2.3. Ultrassonografia do joelho

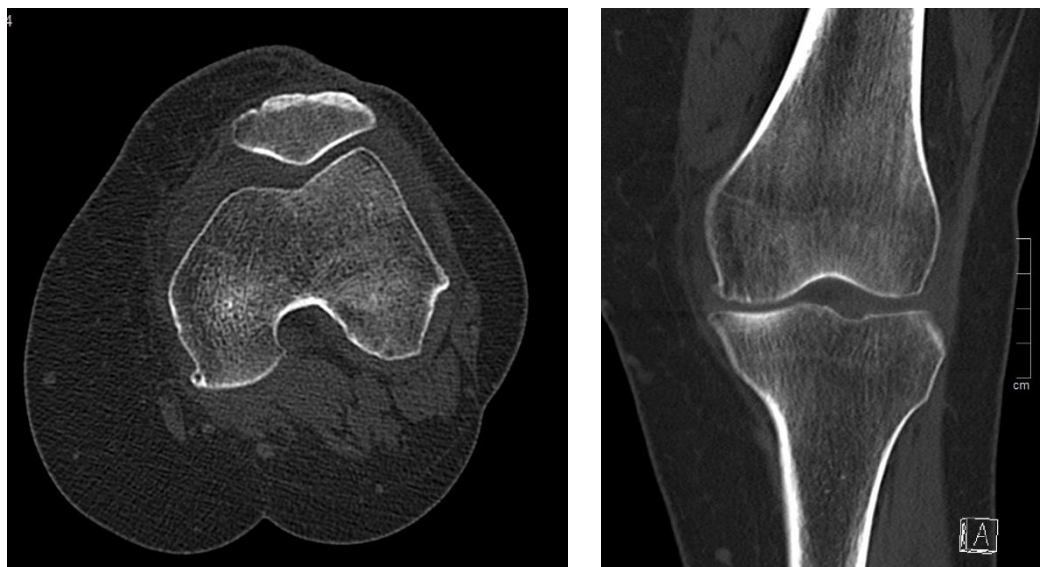
Ultrassonografia do joelho, plano axial entre a superfície articular do fêmur e da patela.

2.2.3. Tomografia Computorizada

No que se refere às imagens adquiridas por TC, estas possibilitam a avaliação das lesões, bem como dos tecidos moles envolvidos. Como vantagens, apresenta uma aquisição num curto espaço de tempo, reduzindo possíveis artefactos de movimento; elevada resolução espacial, possibilidade de realizar MPR's (Figura 2.4). ¹⁷

Apresenta como desvantagens, o seu elevado custo, comparativamente à radiografia e à US, bem como uma alta dose de radiação ionizante. ²¹

Em determinadas patologias, justifica-se a utilização de TC com dupla energia, normalmente de 80 e 140 keV, que permite diferenciar e quantificar a composição de determinados achados patológicos e deste modo, distingui-los. Este tipo de aquisição de TC permite igualmente o estudo de próteses metálicas, diminuindo os artefactos causados que impossibilitam o estudo das estruturas do joelho. ¹⁹



2.4. TC do joelho esquerdo

TC do joelho esquerdo, planos axial (imagem da esquerda) e coronal (imagem da direita), em janela de osso.

2.2.4. Ressonância Magnética

Relativamente ao exame de RM (Figura 2.5.), esta é a modalidade imagiológica de eleição para o estudo das estruturas do joelho, devido à elevada resolução de contraste para os tecidos moles, sendo útil no estudo de ligamentos, meniscos e dos tendões constituintes desta articulação.^{2,17,19,22} Proporciona igualmente o estudo de inflamação dos tecidos moles, lesões condrais, erosões ósseas, edema medular e deformidades, sem a necessidade de expor o paciente a radiação ionizante, bem como efetuar o planeamento cirúrgico.^{19,22,23}

Como desvantagens, apresenta um longo tempo de exame, estando este associado a um elevado custo económico e a uma reduzida disponibilidade do equipamento.^{20,22}



2.5. RM do joelho direito

RM do joelho, planos coronal (imagem da esquerda) e sagital (imagem da direita), ponderação DP FS.

2.3. Patologias do Joelho e Respetivos Exames Imagiológicos

A gonalgia é responsável por um terço dos motivos, da área de MSK, de entrada nos cuidados primários, sendo mais evidente em pacientes fisicamente ativos. É importante conhecer o seu início, localização exata, duração e gravidade, para a obtenção de um diagnóstico correto. Após a realização da anamnese e exames físicos, os exames imagiológicos são os exames de eleição para complementar o diagnóstico.²³

2.3.1. Trauma

Das patologias agudas mais comuns do joelho, destacam-se as patologias traumáticas, resultantes de acidentes de viação, atividades desportivas e quedas, originando lesões ósseas, dos tendões, músculos, meniscos e/ou dos ligamentos.^{2,21}

Após uma lesão traumática, o exame imagiológico de primeira linha é a radiografia, incidências de rotina, e em casos de suspeita de lesão patelar, é incluída a incidência axial da patela.²

Lesões Ósseas

A radiografia do joelho permite o estudo de fraturas simples, lesões por avulsão e luxações, no entanto, apresenta baixa sensibilidade na identificação de pequenas fraturas, bem como na sua classificação.^{2,21}

Em casos de suspeita de fraturas intra-articulares e/ou fraturas do planalto tibial, é necessário recorrer à realização de uma TC, pois permite analisar a extensão da fratura, presença de fragmentos e respetiva consolidação. A RM é realizada em caso de suspeita de contusões ósseas ou lesões dos ligamentos e/ou tendões, associadas a fraturas (Figura 2.6.).^{2,24}



2.6. Contusão óssea e fratura subcondral

Imagem da esquerda: RM do joelho, plano sagital, ponderação DP FS: contusão óssea na região tibial anterior externo (seta);

Imagem da direita: RM do joelho, plano coronal, ponderação DP: fratura subarticular (seta).

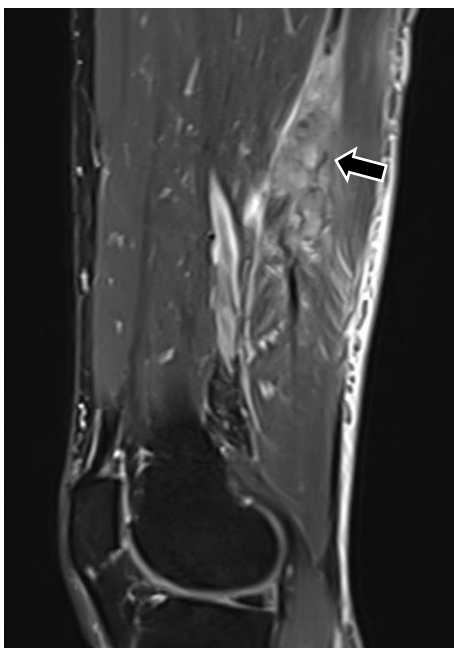
Lesões dos Tendões e Músculos

As lesões dos tendões são responsáveis por 30-50% de todas as lesões desportivas e as lesões musculares por 10-55%. Os tendões podem sofrer lesões através de eventos traumáticos ou alterações degenerativas crónicas que desencadeiam um desgaste e conseqüentemente a sua rotura. Os músculos, podem sofrer lesões, através de contusão, alongamento forçado ou lacerações.²⁵

No que respeita às lesões dos tendões, a radiografia permite verificar um posicionamento baixo ou elevado da patela, o que poderá indicar rotura do tendão do quadrícipite femoral ou do tendão patelar, respetivamente. A RM, possibilita um estudo mais detalhado das roturas parciais e completas, através do estudo de lesões das fibras dos tendões acompanhadas de alteração na intensidade de sinal.²

Relativamente às lesões musculares, o grau e extensão da lesão podem ser estudados tanto por RM como por US, no entanto, a RM apresenta como vantagem o amplo *field of view* (FOV) e uma maior sensibilidade. A rotura e a contusão/hematoma muscular apresentam hipersinal na RM, em sequências ponderadas em T2 (Figura 2.7.).²

Em casos de instabilidade da patela, tanto a TC como a RM, permitem o estudo do grau de desalinhamento femoro-patelar, e deste modo, planear um procedimento cirúrgico adequado e preciso.²⁴



2.7. Rotura muscular

RM da coxa, plano sagital, ponderação DP Dixon com supressão de gordura: rotura muscular (seta).

Lesões Meniscais

As lesões meniscais são das lesões mais comuns da articulação do joelho e a causa mais frequente para a realização de Artroscopia do joelho, podendo estas ser de etiologia, traumática ou degenerativa.²⁴ As roturas meniscais ocorrem mais frequentemente no menisco medial, no entanto, quando existe uma rotura meniscal associada a uma rotura do LCA, é o menisco lateral o mais afetado.^{2,24}

A radiografia do joelho pode ser útil no caso de pacientes com antecedentes pessoais de trauma ou derrame, no entanto, a RM é o exame de eleição para o estudo destas lesões.²³

O sistema de classificação mais utilizado para lesões meniscais, através do exame de RM encontra-se detalhado na tabela 2.1.

Tabela 2.1. Sistema de classificação das lesões meniscais, através da RM

Grau	Tipo de Lesão
Grau 0	Padrão normal, homogéneo e com hiposinal, sem lesão
Grau I	Ligeiro aumento de sinal no menisco, sem atingir a superfície articular
Grau II	Aumento acentuado de sinal no menisco, sem atingir a superfície articular
Grau III	Aumento acentuado de sinal no menisco, que se estende para lá do menisco e se expressa como rotura meniscal

Fonte: Ahmed, et al, 2017.²⁶

A RM apresenta uma sensibilidade de 95% e uma especificidade de 98%, destacando-se as sequências com tempo de eco (TE) curto, ponderadas em T1 e DP com FS, para o estudo das lesões meniscais (Figura 2.8.).²



2.8 Lesão do menisco

RM do joelho, plano sagital, ponderação DP: lesão meniscal no corno posterior do menisco interno (seta).

Lesões Ligamentares

Lesões do LCA são das lesões ligamentares mais comuns da articulação do joelho. Anualmente, nos Estados Unidos da América (EUA), estimam-se cerca de 200 000 lesões do LCA, sendo que as lesões do LCP apenas correspondem a 3% de todas as lesões do joelho.^{27,28} Na Alemanha, os dados correspondem a 30/ 100 000 lesões do LCA na população em geral e a 70/ 100 000 em indivíduos que pratiquem desporto.²⁸

A rotura do LCA, é frequentemente associada a lesões da face articular da tíbia e/ou do côndilo femoral lateral; e a rotura do LCP encontra-se geralmente relacionada com lesões multi-ligamentares complexas após traumas de alta energia.^{2,24}

De acordo com o mecanismo do trauma, outras estruturas podem ser afetadas, demonstrando sinais evidentes associados à rotura dos ligamentos e comprometer a estabilidade da articulação, tais como, lesões meniscais, lesões condrais, lesões ósseas, translação anterior da tíbia (no caso de rotura do LCA) e translação posterior da tíbia (aquando rotura do LCP).²⁷

As roturas dos ligamentos colaterais são igualmente comuns, maioritariamente do ligamento colateral medial, por ser o menos fortalecido, estando associado a roturas do menisco medial e do LCA.^{2,16}

As lesões ligamentares classificam-se de acordo com a seguinte tabela (Tabela 2.2.).

Tabela 2.2. Sistema de classificação das lesões ligamentares

Grau	Tipo de Lesão
Grau I	Lesão ligamentar ligeira, mantendo-se a estabilidade da articulação
Grau II	Rotura parcial das fibras do ligamento, ficando este laxo
Grau III	Rotura total do ligamento conduzindo a instabilidade articular

Fonte: Pinheiro, 2015. ²⁸

A RM permite confirmar o diagnóstico bem como visualizar lesões associadas, e a radiografia permite excluir fraturas por avulsão nos locais de inserção dos ligamentos e translação anterior ou posterior da tibia. ^{24,28} A TC é realizada em casos de impossibilidade de realização do exame de RM. ²⁸

No exame de RM, a rotura de um ligamento representa-se por uma descontinuidade do mesmo, intensidade de sinal anormal e difusa, orientação anormal ou uma não visualização completa do ligamento (Figura 2.9.). ²⁷

Para o estudo das lesões ligamentares completas, a RM é a modalidade de eleição, possuindo uma sensibilidade de 83 a 95% e uma especificidade de 95 a 100% para a avaliação do LCA. ^{2,27}



2.9. Rotura do LCA

RM do joelho, plano sagital, ponderação DP: rotura do LCA (seta)

2.3.2. Lesões Condrais e Osteocondrais

Lesões condrais e osteocondrais referem-se a lesões agudas ou crônicas da cartilagem articular e/ou do osso subcondral. Em lesões agudas traumáticas, visualizam-se contusões ósseas e fraturas condrais, subcondrais e/ou osteocondrais (Figura 2.6); em lesões crônicas, destaca-se a osteonecrose e a osteocondrite dissecante.²⁹

É possível avaliar as lesões condrais, tendo em conta o Sistema *Outerbridge* modificado, que identifica os seguintes graus (Tabela 2.3.):

Tabela 2.3. Sistema de classificação das lesões condrais

Grau	Tipo de Lesão
Grau 0	Cartilagem normal
Grau I	Cartilagem com amolecimento e edema
Grau II	Defeito de espessura parcial com fissuras na superfície que não atingem o osso subcondral ou apresentam 1.5 cm de diâmetro
Grau III	Fissura ao nível do osso subcondral com diâmetro maior que 1.5 cm
Grau IV	Osso subcondral exposto

Fonte: Fotiadou & Chaudhary, 2013.²

O exame de RM apresenta um grande valor diagnóstico no estudo de lesões da cartilagem articular do joelho, tal como descrito em diversos estudos, que permitiram concluir que, maioritariamente, as lesões condrais detetadas pela RM, encontram-se validadas artroscopicamente.²

Estas lesões, nas imagens de RM, apresentam-se como fendas condrais bem delimitadas, geralmente repletas de líquido e com edema sub-condral focal associado²

Osteonecrose

A osteonecrose corresponde a um processo patológico progressivo, caracterizado pelo comprometimento da vasculatura óssea, resultando em colapso ósseo.³⁰

Esta é uma condição rara, no entanto, a articulação do joelho é a segunda articulação mais afetada, e desenvolve-se, maioritariamente, na quarta e quinta décadas de vida.^{2,29,30}

A osteonecrose pode ser categorizada em espontânea, com uma incidência de 9.4% em idades superiores a 65 anos, secundária, comum em população mais jovem e acompanhada de múltiplos fatores de risco ou pós-artroscópica com uma incidência de 4% na população submetida a artroscopia.^{30,31}

A radiografia é um exame com baixa sensibilidade na detecção precoce da osteonecrose, verificando-se apenas focos escleróticos num estadio avançado, sendo, por este motivo, a RM o exame *gold standard* para a detecção precoce da osteonecrose com uma especificidade e sensibilidade superiores a 97%.³²

Na RM, esta patologia apresenta um aspeto geográfico, com edema da medula óssea associado, no entanto, este aspeto pode ser variado, de acordo com o estadio da doença (Figura 2.10).^{2,32}



2.10. Necrose avascular

RM do joelho, planos coronal (imagem da esquerda) e sagital (imagem da direita), ponderação T2 FS: necrose avascular (setas).

Fonte: Adaptado de Graham, 2020.³⁰

2.3.3. Artrite

Osteoartrose

A osteoartrose (OA) é uma patologia degenerativa, caracterizada por ser a artropatia mais comum do joelho, sendo a principal causa de mobilidade reduzida na população idosa.⁴

A OA afeta cerca de 250 milhões de pessoas, mundialmente, e mais de 27 milhões nos EUA, sendo que 33.6% (12.4 milhões), se refere à articulação do joelho, com maior prevalência no género feminino e em idades superiores a 60 anos ou com antecedentes pessoais de lesão ou cirurgia prévia.^{23,33,34}

O diagnóstico desta patologia é efetuado através do sistema de *Kellgren-Lawrence* que avalia o espaço articular, a existência de osteófitos, de esclerose subcondral e de quistos subcondrais numa radiografia dos joelhos em carga (Tabela 2.4).^{2,35} No entanto, este sistema não estuda as alterações presentes nos tecidos moles, sendo por isso necessário recorrer à

RM, que para além desta vantagem, também possibilita o estudo de alterações precoces de OA, não visualizadas na radiografia. ⁴

Tabela 2.4. Sistema de classificação da osteoartrose

Grau	Tipo de Lesão
Grau 0	Sem evidência de OA
Grau I	Osteófito mínimo, dignificado duvidoso
Grau II	Osteófito definido, espaço articular intacto
Grau III	Diminuição moderada do espaço articular
Grau IV	Espaço articular prejudicado e esclerose do osso subcondral

Fonte: Arden & Nevitt, 2006. ³⁵

Artrite Reumatoide

A artrite reumatoide é a patologia inflamatória mais comum do joelho, afetando entre 0.4 e 1.3% da população, e a sua incidência, aumenta com o aumento da idade. Nos EUA, a artrite reumatoide do joelho afeta 46 milhões de pessoas, correspondendo a 22% da população. ^{36,37}

Na radiografia visualizam-se erosões articulares bilateralmente simétricas, diminuição do espaço articular, osteopenia peri-articular, edema dos tecidos moles e derrame articular, não se evidenciando a presença de osteófitos ou esclerose. ²

A TC possibilita o estudo do grau de destruição da articulação e a RM a visualização de sinovite, quer seja no seu estadio inicial, como analisar a sua extensão num estadio mais avançado. ²

Gota

A gota é a artrite inflamatória mais comum, causada pela deposição de cristais de urato monossódico nos tecidos circundantes às articulações. ^{18,19} Epidemiologicamente, afeta 1-4% da população mundial, com maior prevalência no género masculino, sendo a articulação do joelho, a terceira articulação mais afetada. ^{2,18}

A radiografia permite avaliar a deposição de cristais de urato nos tecidos moles vários anos após o primeiro episódio de gota, tendo por esta razão, uma sensibilidade de apenas 30-31% para a sua deteção, mas uma especificidade de 93%. ^{2,18,19}

A US possibilita a deteção dos cristais nos tecidos moles, bem como a sua aspiração guiada, no entanto, inviabiliza o seu estudo intra-ósseo, tendo uma especificidade de 92% e uma sensibilidade de 69% para cristais intra-tendinosos. ¹⁹

A TC com dupla energia possibilita a quantificação e diferenciação entre cálcio e cristais de urato, ao contrário das restantes técnicas e apresenta uma sensibilidade e uma especificidade de 87%, sendo a melhor técnica imagiológica para o estudo da gota.^{18,19}

A RM, ao contrário da radiografia, permite detetar as alterações da gota de forma antecipada e possui maior resolução, no entanto, a sua sensibilidade e especificidade são de 63% e 98%, respetivamente. (Figura 2.11.).¹⁹



2.11. Gota

RM do joelho, plano sagital, ponderação T2 FS: deposição de cristais no tendão patelar com sinal heterogêneo (seta).

Fonte: Adaptado de Davies, *et al*, 2019.¹⁹

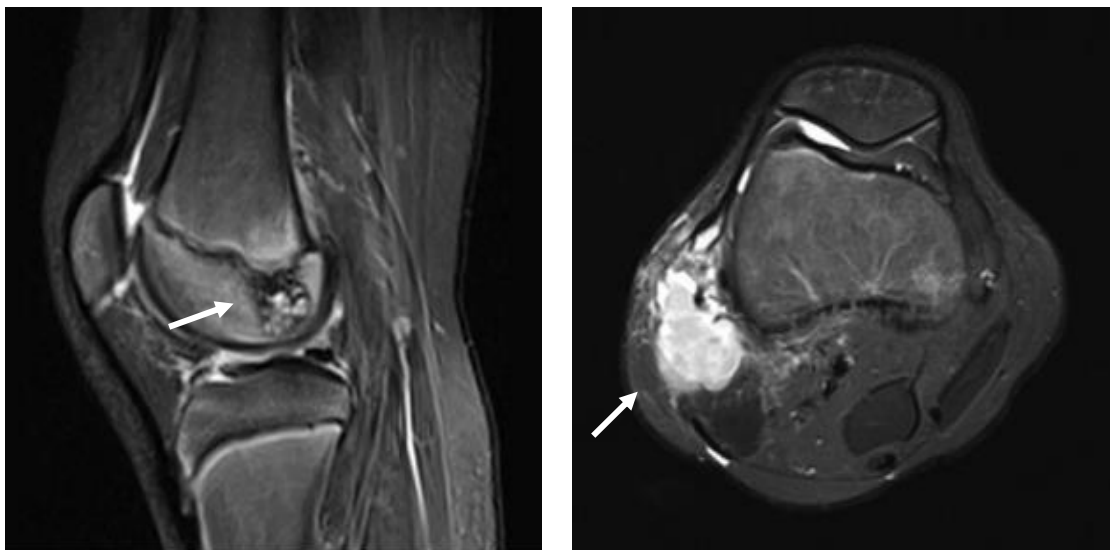
2.3.4. Tumores

Os tumores ósseos podem ser caracterizados como benignos, ou malignos. Dos tumores benignos, destacam-se os quistos ósseos, osteocondromas, fibromas, condroblastomas (Figura 2.12.), displasia fibrosa e osteoclastoma. Os tumores ósseos malignos mais comuns são o mieloma múltiplo, osteossarcoma, condrossarcoma, tumor de *Ewing*, metástases e o linfoma ósseo primário.^{2,38}

Relativamente aos tumores dos tecidos moles, os tumores malignos mais comuns são o sarcoma sinovial (Figura 2.12.) e o fibrossarcoma, e dos tumores benignos, o tumor desmóide.^{2,38}

Os exames imagiológicos são fundamentais para efetuar o diagnóstico. As radiografias poderão não apresentar alterações nos estadios iniciais, no entanto, em estadios mais avançados podem ser visualizadas lesões osteolíticas, destruição cortical, fraturas patológicas e tumores dos tecidos moles. A TC é útil nos tumores ósseos para descrever e avaliar a extensão da lesão, no entanto, o exame de RM permite o estudo tanto de tumores

ósseos como de tecidos moles, fornecendo informações imprescindíveis para o planejamento cirúrgico. ²



2.12. Condrolastoma e sarcoma sinovial
RM's do joelho, planos sagital (imagem da esquerda) e axial (imagem da direita), ponderação T2 FS, demonstrando um condrolastoma e um sarcoma sinovial, respetivamente (setas).

Fonte: Adaptado de Cheng, *et al*, 2020. ³⁹

Quisto de Baker

O quisto de *Baker*, é o quisto benigno mais comum da articulação do joelho. ^{23,40}

Afeta aproximadamente 19% dos adultos assintomáticos, com idade superior a 50 anos, e 6,3% das crianças. ⁴¹ É um achado imagiológico na maioria dos adultos, que recorrem a exames imagiológicos por gonalgias derivadas de outras razões que não estejam diretamente relacionadas com o quisto de *Baker*. ⁴⁰

É desenvolvido na bursa poplítea e origina-se após um aumento de líquido na articulação, podendo este advir de um trauma, mais frequente no caso das crianças, ou de uma patologia intra-articular secundária, no caso dos adultos. ²³

O quisto de *Baker* é apenas visualizado na radiografia, se possuir um contorno de calcificação. No entanto, a RM é o exame de eleição para o seu diagnóstico (Figura 2.13.), permitindo analisar o seu tamanho, componentes internos e a sua relação com as estruturas anatómicas vizinhas. ^{23,40} Em casos de impossibilidade de realização do exame de RM, a US também possibilita o diagnóstico desta patologia. ²³



2.13. Quisto de *Baker*
RM do joelho, plano sagital, ponderação DP FS: quisto de *Baker* (seta).

3. Enquadramento Teórico II – Ressonância Magnética

3.1. Imagem por Ressonância Magnética

A RM é uma modalidade imagiológica que permite a obtenção de imagens do corpo humano através da interação entre um campo magnético, impulsos na banda de radiofrequência e os tecidos do corpo humano. Posteriormente, o sinal de RM sofre uma conversão e reconstrução para a formação de imagens anatômicas nos diversos planos anatômicos.^{17,42}

A RM é uma das modalidades mais importantes na prática clínica, devido ao seu poder de diferenciação entre os tecidos, elevada resolução espacial, não utilização de radiação ionizante e possibilidade de obter imagens multiplanares, sendo imprescindível na avaliação de múltiplas patologias das diversas áreas funcionais.^{1,7,22,43}

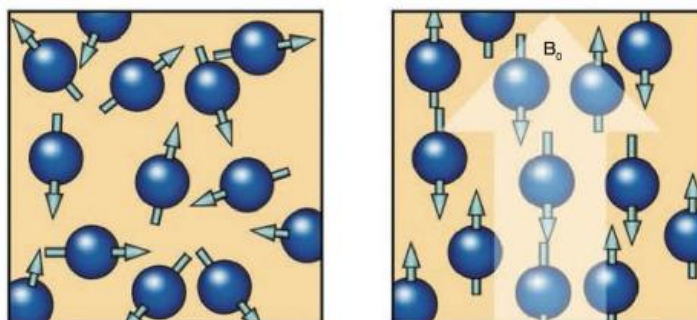
Apesar de todas as vantagens inerentes à realização deste exame, o seu longo tempo de execução proporciona o aumento de artefactos de movimento bem como do número de pacientes que não toleram a sua realização, nomeadamente claustrofóbicos e pediátricos.²² Este aspeto aumenta a necessidade de sedação ou anestesia nestes pacientes, desencadeando um aumento dos custos associados, do tempo necessário à realização do exame e posterior recuperação e do risco de complicações associadas à sedação ou anestesia.⁷

Deste modo, a pesquisa, desenvolvimento e avanço na aplicação de técnicas que minimizem o tempo total dos exames de RM na prática clínica, têm vindo a ser cada vez mais importantes.⁷

3.2. Aspectos Físicos da Ressonância Magnética

A técnica de RM, origina imagens tendo por base as propriedades de determinados núcleos do corpo humano, que formam um sinal que contém a informação necessária para a reconstrução dessas imagens.⁴² Destes núcleos, o mais utilizado é o núcleo de hidrogénio, pois este possui spin $1/2$ e é o mais abundante no corpo humano, possibilitando assim imagens com uma forte intensidade de sinal.^{17,44}

Na ausência de um campo magnético forte, estes núcleos apresentam um movimento de rotação com direções aleatórias, no entanto, quando um paciente é colocado no interior de um magneto (campo magnético estático externo- B_0), o vetor de magnetização efetivo dos *spins* tende a alinhar-se paralela, no mesmo sentido, ou anti-paralelamente, em sentido contrário, ao campo magnético, e precessão a uma frequência característica (Figura 3.1.). Tendo em conta que existe um maior número de prótons paralelos a B_0 , o resultado dos momentos dos spins de todos os prótons tende a ser um vetor de magnetização paralelo a B_0 , designado por magnetização longitudinal.^{42,44-46}



3.1. Demonstração do alinhamento dos spins.

Imagem da esquerda: Alinhamento aleatório sem a presença de um campo magnético.

Imagem da direita: Alinhamento paralelo e anti-paralelo ao campo magnético (representado por B_0).

Fonte: Adaptado de Westbrook, Roth & Talbot, 2013.⁴⁵

A frequência de precessão dos núcleos é conhecida pela frequência de *Larmor*, que indica que a frequência de precessão é igual ao produto da intensidade do campo magnético (B_0) pela razão giromagnética (γ), demonstrada pela seguinte equação (Equação 3.1.).^{42,44-46}

3.1. Equação de *Larmor*

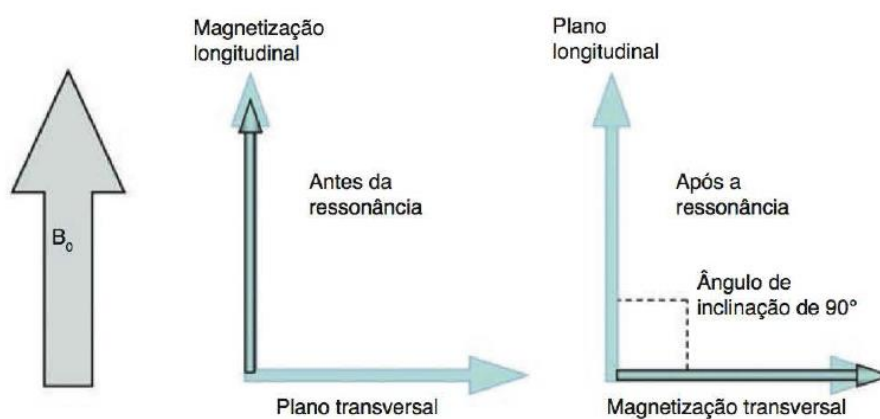
$$\omega_0 = B_0 \times \gamma$$

A razão giromagnética (γ) é uma constante representada pela frequência de precessão de um núcleo específico num campo de 1T, sendo este valor de 42,57 MHz/T para o hidrogénio.

Deste modo, na presença de um campo magnético de 1,5T, a frequência de *Larmor* do hidrogénio é de 63,86 MHz (42,57 MHz x 1,5T), sendo este valor proporcional ao campo magnético. ⁴⁵

Para interagir com os *spins* e que seja possível obter um sinal de RM é necessário enviar um impulso de radiofrequência (RF) que possua a mesma frequência de precessão pelo que, quando este impulso é emitido, os núcleos de hidrogénio absorvem a energia, precessam em fase e o vetor de magnetização efetivo passa de paralelo a perpendicular ao eixo de B_0 (ângulo de 90°- *flip angle*), designando-se por magnetização transversal (Figura 3.2.). ^{17,42,45 45,46}

O *flip angle* depende da duração e intensidade do impulso de radiofrequência, pelo que, quando este não é suficiente para transferir todo o vetor de magnitude longitudinal para transversal, apenas uma parte do vetor é transferido. ⁴⁵



3.2. Representação das magnetizações longitudinal e transversal.

Imagem da esquerda: Magnetização longitudinal, antes do impulso de radiofrequência.

Imagem da direita: Magnetização transversal, com um ângulo de 90°, após o impulso de radiofrequência.

Fonte: Adaptado de Westbrook, Roth & Talbot, 2013. ⁴⁵

Após o término do impulso de RF, os núcleos tendem a voltar ao seu estado de energia mais baixo, resultando esta perda de energia na recuperação da magnetização longitudinal (relaxação spin-rede, T1). A alteração da frequência de precessão dos *spins*, resultante destes se encontrarem em ambientes moleculares diferentes, desencadeia um decaimento da magnetização transversal (relaxação spin-spin, T2). São estes dois processos de relaxação que nos indicam as constituições normais e/ou patológicas dos tecidos presentes no corpo humano, e que permitem fornecer às imagens as diferenças nas intensidades de sinal dos tecidos ¹⁷

As bobinas de RF permitem a emissão dos impulsos de RF aos tecidos de interesse e a receção do sinal de RF emitidos por esses tecidos, podendo estas desempenhar apenas uma destas funções ou ambas. ⁴⁶

Após a estimulação dos tecidos, o sinal de RM (eco), é então captado através da bobine e localizado espacialmente pelos gradientes de seleção de corte, de codificação de fase e de codificação de frequência. Posteriormente, este sinal é convertido de elétrico para analógico, e, através de cálculos matemáticos, as imagens anatômicas são obtidas após a sua reconstrução.^{17,46}

3.2.1. Preenchimento do Espaço k

Os sinais registados na bobine recetora são os dados utilizados para o preenchimento do espaço k, que se encontra matematicamente relacionado com a conversão dos dados numa imagem anatômica, através da transformada de *Fourier*.^{44,47}

A zona periférica do espaço k reúne as altas frequências, que conferem à imagem o detalhe nos contornos das estruturas anatômicas, ou seja, resolução espacial, enquanto que na zona central se encontram as baixas frequências responsáveis pelo contraste da imagem.

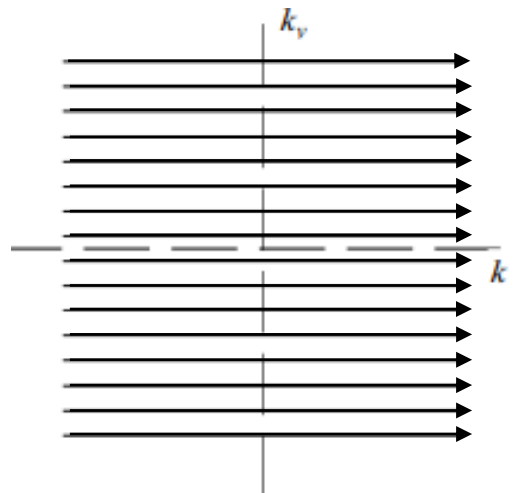
⁴⁴

A amostragem é a cartesiana, efetuada através de uma aquisição linha a linha dos dados do espaço k. No entanto, nos últimos anos, tornou-se relevante o desenvolvimento de outros tipos de preenchimento do espaço k.⁷

Preenchimento Cartesiano

O preenchimento cartesiano caracteriza-se por ser robusto e coerente no que se refere à aquisição dos dados, sendo também prático de implementar na atividade clínica diária, e de fácil reconstrução. No entanto, como principal desvantagem apresenta um elevado tempo de aquisição, resultante da necessidade de aquisição completa do espaço k.⁴⁸

Neste tipo de preenchimento, cada linha do espaço k corresponde à leitura das codificações em frequência em cada gradiente de codificação de fase (Figura 3.3.).⁴⁹

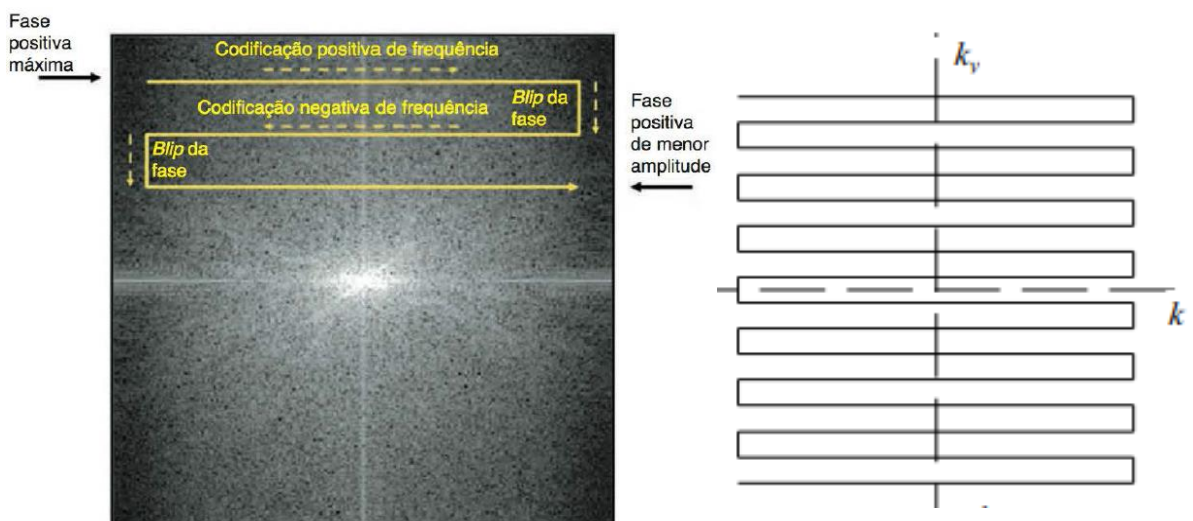


3.3. Preenchimento cartesiano do espaço k

Fonte: Adaptado de Zhu, Gao, Cheng & Bao, 2013. ⁴⁹

Preenchimento em Zigzag

Este tipo de trajetória preenche o espaço k em forma de *zigzag*, para a direita e para a esquerda de forma alternada. Pode ser aplicado a técnicas de imagem ecoplanar, através de um *blipped* na fase, para que o preenchimento prossiga para a linha de baixo, e de uma mudança do gradiente de codificação de frequência, entre positivo e negativo, para que este preencha da esquerda para a direita, ou vice-versa, respetivamente (Figura 3.4.). ^{45,49} A sua vantagem é a possibilidade em ser preenchido com um reduzido número, ou apenas num único impulso de excitação de RF, no entanto, aumenta a suscetibilidade a artefactos e apresenta distorção geométrica. ⁴⁹

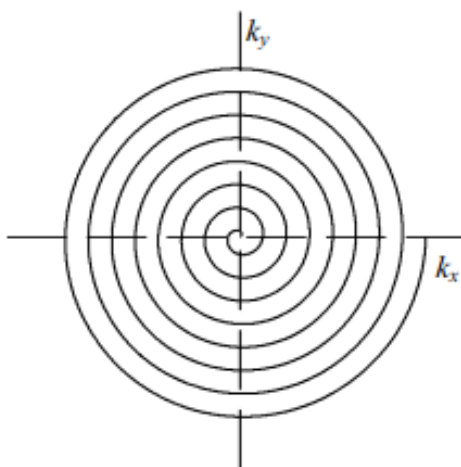


3.4. Preenchimento em Zigzag do espaço k

Fonte: Adaptado de (Zhu, Gao, Cheng & Bao, 2013) & (Westbrook, Roth & Talbot, 2013). ^{45,49}

Preenchimento Espiral

O preenchimento espiral inicia a sua trajetória no centro do espaço k , sendo um tipo de preenchimento complexo, onde tanto o gradiente de codificação de frequência como de codificação de fase alteram rapidamente a sua polaridade e oscilam. As suas vantagens são a forma eficiente de preenchimento associada à diminuição do tempo total necessário para o efetuar, comparativamente à trajetória cartesiana (Figura 3.5.).^{45,49}

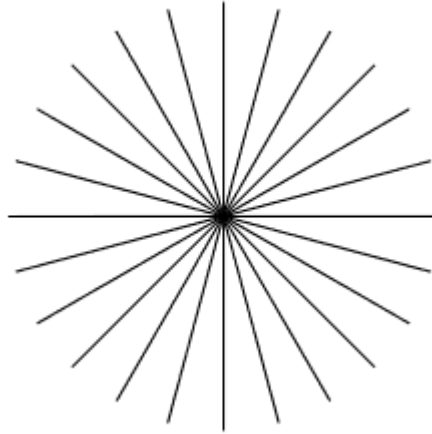


3.5. Preenchimento Espiral do espaço k .

Fonte: Adaptado de Zhu, Gao, Cheng & Bao, 2013.⁴⁹

Preenchimento Radial

O preenchimento radial do espaço k , permite a aquisição dos dados de forma radial através de linhas paralelas orientadas pelo centro do espaço k (Figura 3.6.), conduzindo a uma sobre-amostragem da região central, que permite conservar o contraste e aumentar a RSR da imagem, e a uma sub-amostragem da região periférica do espaço k , que pode originar perda de detalhe, no entanto, este tipo de preenchimento permite diminuir o tempo de aquisição.⁷ Uma outra vantagem do preenchimento radial é a diminuição dos artefactos de movimento, já que estes ficam dispersos por todo o espaço k , ficando por este motivo, menos evidentes na imagem.^{7,48}



3.6. Preenchimento Radial do espaço k.

Fonte: Adaptado de Zhu, Gao, Cheng & Bao, 2013. ⁴⁹

3.3. Ressonância Magnética do Joelho

A articulação do joelho é das articulações mais amplamente estudadas pela técnica imagiológica de RM, sendo esta o *gold standard* para o seu estudo, pois possibilita a avaliação de distúrbios internos do joelho, mais especificamente da cartilagem, osso, meniscos, ligamentos, tendões e músculos presentes na sua constituição anatómica. ^{1,4,5,42}

3.3.1. Sequências Aplicadas na Ressonância Magnética do Joelho

A *European Society of Musculoskeletal Radiology* e a *American College of Radiology* fornecem orientações gerais para os protocolos da RM do joelho, que incluem sequências de imagem 2D TSE. ^{1,4,50-52} No entanto, diversos estudos demonstraram a eficácia das sequências 3D TSE para o diagnóstico de diversas patologias do joelho. ^{4,51}

A sequência TSE recorre a vários impulsos de 180° após um impulso inicial de 90°, contrariamente às sequências spin eco que apenas aplicam um impulso de 180° após o impulso inicial de 90°. Nas sequências TSE, cada impulso de 180° origina um eco que permite o preenchimento de uma linha do espaço K, após uma determinada codificação de fase. O número de impulsos de 180° que se seguem são responsáveis pela aceleração da imagem, pois controlam o número de ecos produzidos durante um único tempo de repetição (TR). ⁴⁶

As ponderações de imagem, habitualmente aplicadas para o estudo do joelho por RM, incluem sequências ponderadas em T1, T2 e DP com e sem FS. ⁵

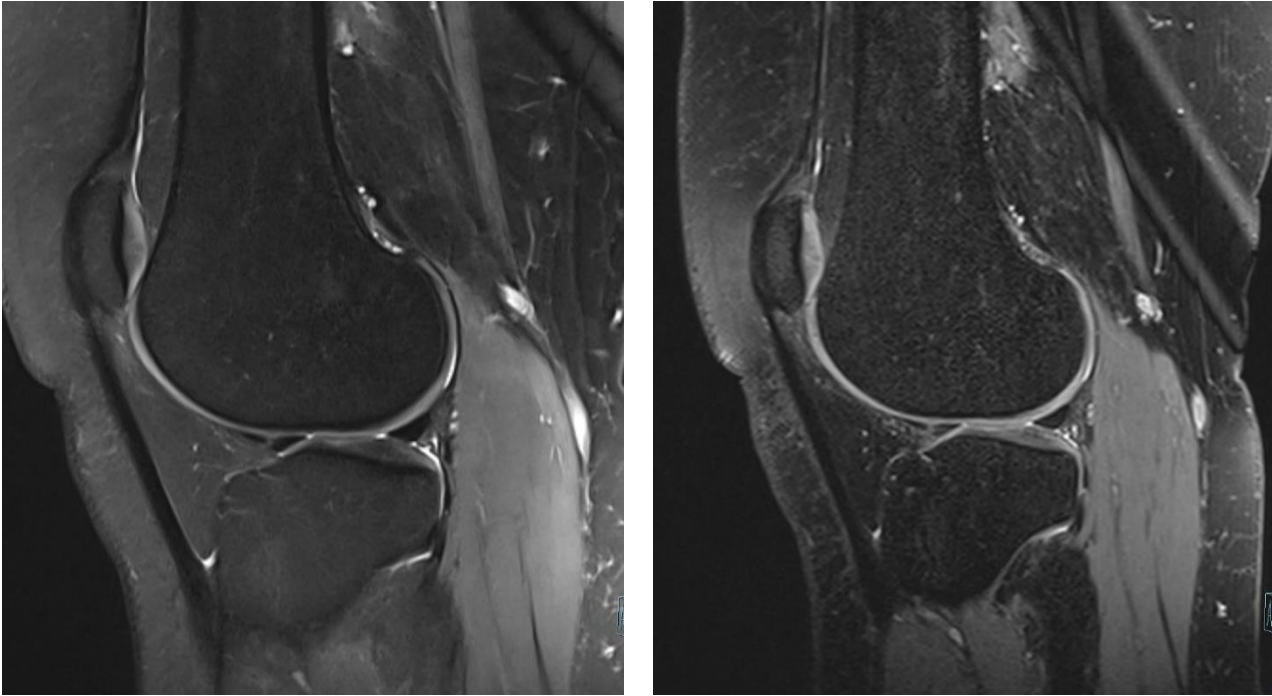
As imagens ponderadas em T1, no sistema músculo-esquelético possibilitam o estudo de detalhes anatómicos, bem como a avaliação dos ligamentos e tendões, enquanto que as imagens ponderadas em T2, apresentam como objetivo o estudo de alterações inflamatórias, edema, distúrbios da medula óssea e lesões musculares. ¹⁷ Por fim, as imagens ponderadas em DP, apresentam intensidade de sinal proporcional ao número de prótons de hidrogénio num determinado tecido, ou seja, proporcional à quantidade de água, permitindo assim estudar se a intensidade de sinal nestes tecidos se encontra dentro da normalidade de acordo com a sua constituição. ⁴⁴

3.4. Sequências 2D vs 3D

As sequências 2D TSE apresentam boa resolução espacial no plano e um curto tempo total para a aquisição dos cortes referentes a esta sequência. No entanto, o recurso a cortes espessos, apesar de permitirem boa RSR, aumentam igualmente a suscetibilidade a artefactos de volume parcial, sendo que a existência de intervalos entre cortes prejudica a visualização de pequenas lesões, o que não se verifica nas sequências 3D.^{45,52,53} Para a realização de um protocolo 2D TSE, torna-se necessária a realização de várias sequências com a mesma ponderação de imagem nos diferentes planos anatómicos, limitando deste modo, a sua reconstrução com voxel isotrópico.^{4,50,52}

Comparativamente às sequências 2D TSE, as sequências 3D TSE (Figura 3.7.), possuem melhor resolução espacial devido à possibilidade de recorrerem a espessuras de corte mais finas; uma maior RSR devido à excitação completa de todo o tecido a estudar e permitem a realização de MPR's, o que indica que é apenas necessário executar uma sequência 3D nas várias ponderações de imagem, para a realização de um exame. Deste modo, a realização de um exame completo de RM com recurso a apenas sequências 3D torna-se mais rápido, comparativamente ao recurso a várias sequências 2D, com diversas ponderações de imagens e em diferentes planos anatómicos.^{4,45,50,51,53} Porém, o tempo de execução de cada sequência 3D é maior, comparativamente a cada sequência 2D, podendo proporcionar artefactos de movimento, levando a uma diminuição da qualidade de imagem e aumentando a necessidade de repetição de sequências.^{1,5,54} Para além destes aspetos, o tempo de execução de cada sequência 3D, aumenta igualmente a deposição de energia nos tecidos (*specific absorption rate*).⁵²

Tendo em conta esta desvantagem das sequências 3D, as técnicas de aceleração de imagem têm sido alvo de inúmeros estudos científicos, com o intuito de minimizar a ocorrência de artefactos de movimento ao acelerar estas sequências.^{1,5,50}



3.7. Comparação entre imagem 2D e 3D
RM do joelho, plano sagital, ponderação DP FS, 2D (imagem da esquerda) e 3D (imagem da direita).

3.5. Técnicas de Imagem Rápida

Efetuar a recolha de dados para o total preenchimento do espaço k é um processo demorado, pelo que é necessário proceder à diminuição da quantidade de dados adquiridos, através de técnicas de imagem rápida, diminuindo assim o tempo total de exame.⁴⁷

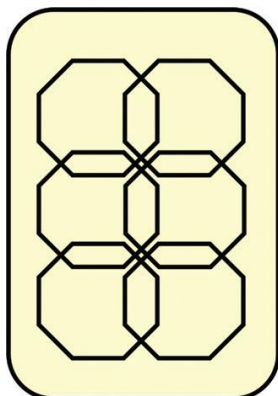
As técnicas de imagem rápida convencionais incluem técnicas de IP - sendo estas as mais comumente aplicadas - de CS - as mais recentes e ainda em desenvolvimento - ou uma combinação de ambos, de modo a proporcionar uma maior aceleração na aquisição da imagem. Das técnicas de IP, destaca-se a *CAIPIRINHA*, uma vez que permite reduzir os artefactos de *aliasing* presentes na imagem reconstruída, comparativamente às restantes técnicas de IP.^{4,47}

3.5.1. Imagem Paralela: Controlled Aliasing in Parallel Imaging Results in Higher Acceleration

O princípio básico da técnica de IP corresponde à aquisição de dados suficientes para a formação de uma imagem. Esta sub-amostragem do espaço k, ocorre geralmente através da redução significativa do número de codificações de fase, ou seja, linhas do espaço k, de uma forma uniforme, normalmente em preenchimento cartesiano, conduzindo a uma diminuição do tempo total de exame.^{43,55}

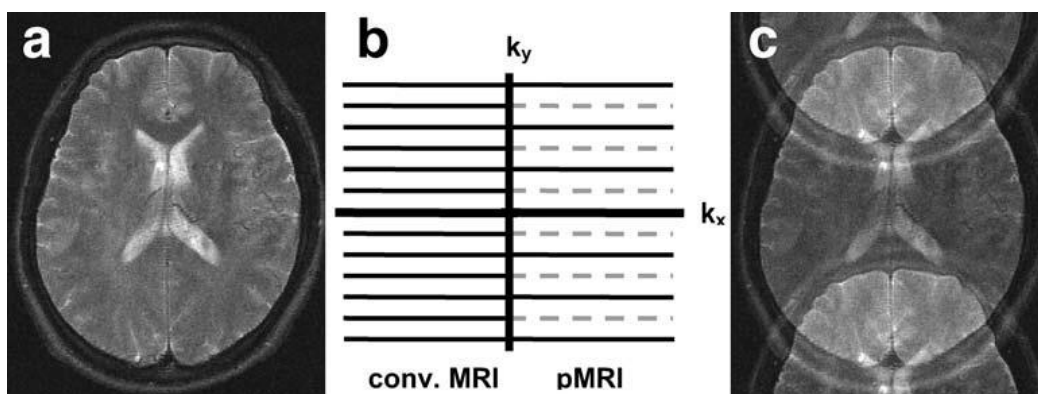
Para a aquisição da IP, é imprescindível a utilização de bobines recetoras de sinal, com elementos independentes, sensibilidade espacial distinta e que adquirem os dados em paralelo, denominadas por bobines *phased array* (Figura 3.8.). Estas permitem a receção de vários ecos do sinal de RM em simultâneo, de modo a compensar a perda de sinal resultante da sub-amostragem do espaço k.^{7,22,43,55}

Para além da diminuição do tempo total de exame, a subamostragem da técnica de IP origina artefactos de *aliasing* no domínio da imagem (Imagem c, Figura 3.9.), bem como um aumento do ruído, sendo por esta razão imprescindível que os equipamentos de RM possuam um *hardware* específico para a reconstrução das imagens.^{4,52,55}



3.8. Esquema de uma bobine phased array de 6x2 canais. Cada octógono representa um elemento independente da bobine.

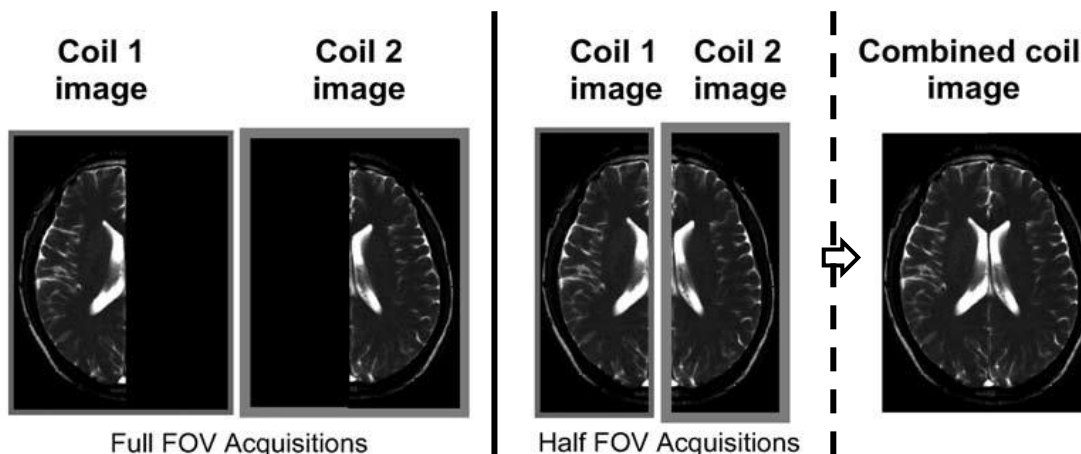
Fonte: Adaptado de Kozak, Jaimes, Kirsch & Gee, 2020. ⁷



3.9. Influência do preenchimento do espaço k para o resultado da imagem final.
Imagem a: RM do cérebro em plano axial, adquirida pelo método cartesiano.
Imagem b: Representação esquemática do preenchimento cartesiano do espaço K (esquerda) e do preenchimento do espaço K numa técnica de IP (direita).
Imagem c: RM do cérebro em plano axial, resultante da subamostragem do espaço K

Fonte: Adaptado de Heidemann, et al, 2003. ⁴³

O funcionamento das bobines *phased array* encontra-se esquematizado na figura seguinte (Figura 3.10.), onde é possível verificar que cada bobine possui uma sensibilidade específica para adquirir determinada área do FOV, neste caso, metade do FOV, sendo que a sua combinação resulta numa imagem anatómica completa. É possível analisar com este exemplo que o fator de aceleração, R, aplicado foi de 2, uma vez que ocorreu diminuição do tempo de aquisição para metade, ao utilizar duas bobines, cada uma a adquirir metades diferentes do FOV pretendido. ⁴³



3.10. Funcionamento das bobines *phased array*

Imagem da esquerda: Aquisição completa com duas bobines de superfície, com perfis de sensibilidade diferentes para aquisição de $\frac{1}{2}$ do FOV.

Imagem central: Aquisição de $\frac{1}{2}$ do FOV com etapas de codificação de fase $N/2$.

Imagem da direita: Combinação das duas imagens, para a obtenção de um FOV completo.

Fonte: Adaptado de Heidemann, et al, 2003. ⁴³

As técnicas de IP recorrem a dois métodos principais de reconstrução de imagem, podendo estes ser no domínio da imagem ou no domínio espacial, sendo que, apresentam características semelhantes relativamente à qualidade de imagem e minimização do tempo total. ^{7,52} Estes métodos visam compensar os dados não adquiridos do espaço k através da sensibilidade espacial das bobines. ⁵⁵

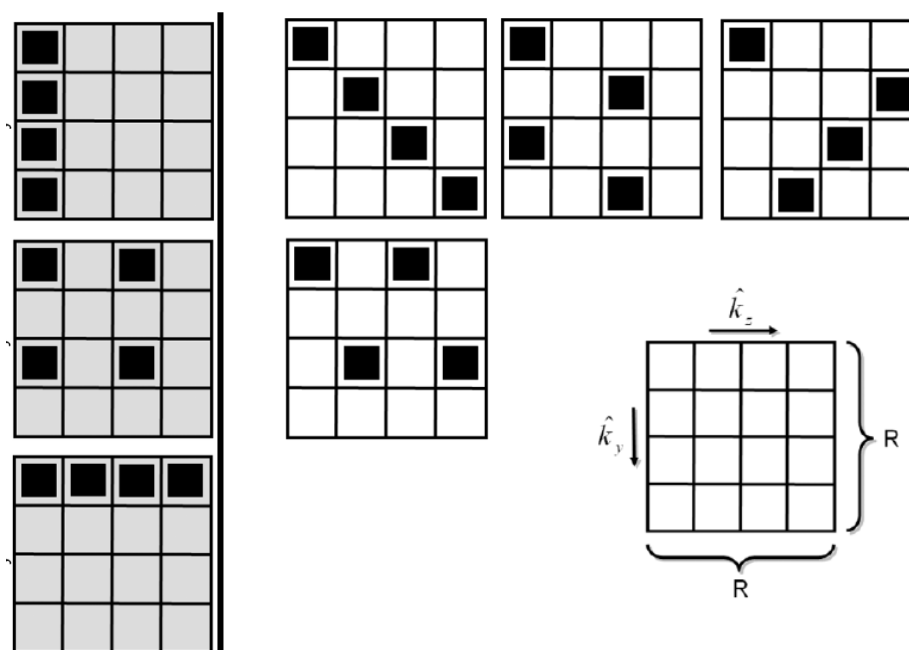
No domínio da imagem, os *pixels* com artefacto de *aliasing* são corrigidos após a transformada de *Fourier*, sendo que na etapa inicial é gerado um mapa de sensibilidades da bobine para cada um dos seus elementos recetores. Posteriormente é enviado o impulso de RF, que resulta em imagens com *aliasing* de cada elemento da bobine. Nesta etapa, a informação contida no mapa de sensibilidades obtido anteriormente, é utilizada para reconstruir as imagens num FOV completo e sem *aliasing*. ⁷

No que concerne ao método de reconstrução de imagem no domínio espacial, os artefactos de *aliasing* são corrigidos no espaço k, previamente à reconstrução da imagem. Os perfis de sensibilidade das bobines *phased array*, obtidos através dos dados já amostrados, permitem estimar os dados não amostrados do espaço k. Inicialmente, o impulso de RF é emitido e são adquiridos sinais de auto-calibração no centro do espaço k, que são posteriormente utilizados para obter fatores de ponderação para cada bobine, permitindo deste modo, estimar os restantes dados não adquiridos do espaço k. Por fim, ocorre a transformada de *Fourier* que permite obter imagens para cada bobine e, de seguida, combiná-las para a formação da imagem final. ⁷

A técnica de *CAIPIRINHA* permite modificar a aparência dos artefactos de *aliasing* aquando a aquisição das imagens de modo a diminuir a dependência desta técnica sobre a

geometria das bobines *phased array*, conduzindo a um procedimento de reconstrução mais aprimorado.⁵⁶ Esta técnica modifica os impulsos de RF e/ou o esquema de ativação e desativação dos gradientes durante a aquisição das imagens, tirando proveito da totalidade da capacidade das bobines utilizadas.⁵⁵

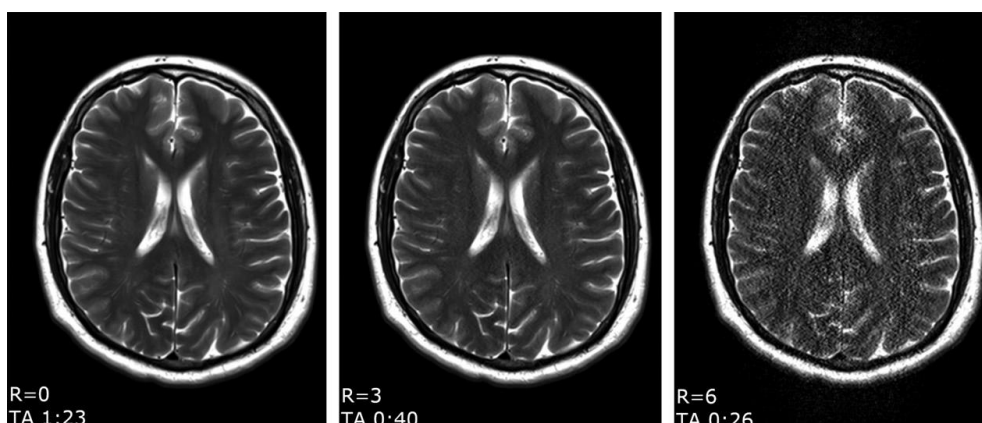
Verifica-se na imagem seguinte (Figura 3.11.) um esquema representativo do preenchimento do espaço k para outros tipos de IP, à esquerda (por exemplo, SENSE), originários de diversos artefactos de *aliasing*, e à direita um esquema representativo do preenchimento do espaço k para a técnica de *CAIPIRINHA*.⁵⁷



3.11. Esquemas representativos de preenchimento do espaço k, para um R=4
Esquemas representativos de preenchimento do espaço k, para uma subamostragem 2D para um R=4, das técnicas de IP de SENSE (esquerda) e *CAIPIRINHA* (direita).
Ky: Direção de codificação de fase; Kz: Direção da seleção de corte.

Fonte: Adaptado de (Breuer, et al, 2006) & (Breuer, Blaimer, Griswold & Jakob, 2012).^{55,57}

A técnica de IP encontra-se associada a uma diminuição da RSR, comparativamente às técnicas de aquisição convencionais, sendo que esta é reduzida pela raiz quadrada do fator de aceleração aplicado (Figura 3.12.), bem como pelo fator g, que depende das capacidades de codificação da matriz da bobine recetora.⁵⁵ O R é definido pela razão entre a quantidade de dados adquiridos no espaço k, numa imagem totalmente amostrada, pela quantidade de dados adquiridos numa imagem acelerada.⁷



3.12. Relação entre o fator de aceleração e a RSR

Imagens de RM crânio-encefálico, ponderadas em T2 no plano axial. Verifica-se da esquerda para a direita um aumento do R da técnica de IP associado a uma diminuição do tempo de aquisição (TA [minutos:segundos]), e uma consequente diminuição da RSR (aumento do ruído).

Fonte: Adaptado de Kozak, Jaimes, Kirsch & Gee, 2020. ⁷

A diminuição notória da RSR deve-se à quantidade reduzida de dados adquiridos, que resulta num decréscimo dos sinais adquiridos durante o impulso de RF e do arranjo geométrico dos elementos recetores (fator g). A RSR não é tão prejudicada quando a técnica de IP é aplicada em campos magnéticos de 3,0T, comparativamente a campos de menor intensidade. ⁷

A técnica de IP, quando aplicada em sequências 2D, é restrita a um R de 2, no entanto, em sequências 3D, a codificação paralela pode ser efetuada em duas direções de codificação, permitindo um R maior que 3. ⁵⁵

As aquisições com recurso a técnicas de IP são úteis na maioria das áreas clínicas, e podem ser aplicadas a praticamente todas as sequências de imagem e áreas anatómicas, destacando-se as áreas de neurologia, cardíaca e torácica como as que apresentam maiores vantagens com a sua aplicação ^{7,43} Na área de MSK, mais especificamente na RM do joelho, esta técnica já foi aplicada e experienciada a protocolos 2D TSE de rotina, a sequências 3D, e sequências específicas de avaliação de cartilagem, tais como T1 ρ e T2 *mapping*. ⁵²

3.5.2. Compressed Sensing

Das técnicas de imagem rápida em RM, a mais recente é a técnica de CS, que permite aplicar R's mais elevados, comparativamente às técnicas de IP (Figura 3.13.), sem diminuir drasticamente a qualidade de imagem para o diagnóstico. ^{7,22,58}



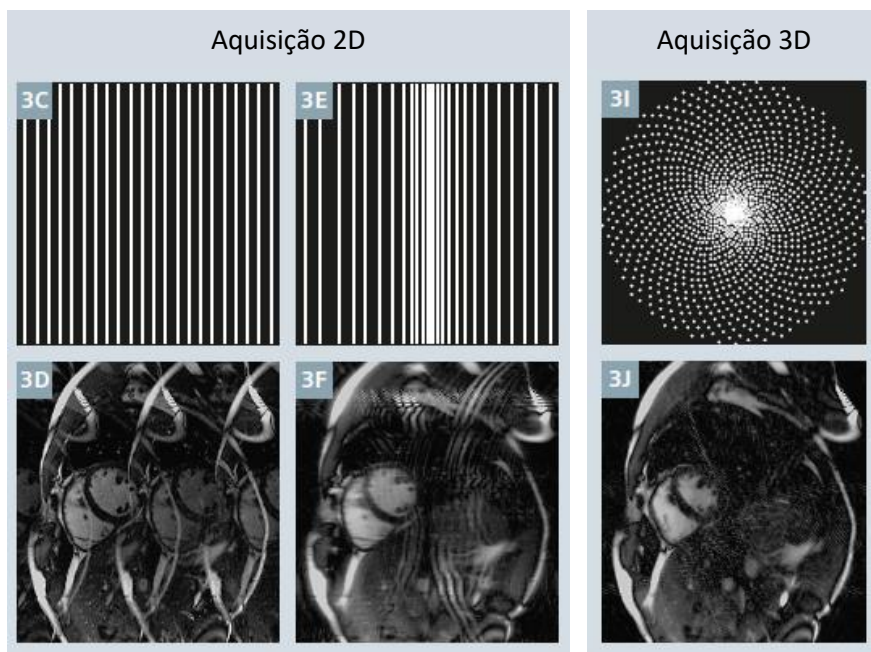
3.13. Comparação da qualidade de imagem, entre sequências 2D e 3D aceleradas com CS e SENSE (IP). Verifica-se que, com um R=15, a sequência 3D acelerada com CS (b), apresenta uma melhor qualidade de imagem, menor ruído e menos artefactos, comparativamente à sequência 3D acelerada com SENSE (IP) (c) com um R=14 (b).

Fonte: Adaptado de Iuga, et al, 2020. ¹

Tal como ocorre com a técnica de IP, a técnica de CS recorre igualmente a uma subamostragem do espaço k de modo a diminuir o tempo de aquisição das imagens. Na subamostragem das técnicas de IP verifica-se o não preenchimento de determinadas linhas do espaço k através de um preenchimento cartesiano, sendo que no caso do CS a subamostragem é desproporcional e incoerente em todo o espaço k, de modo a diminuir a ocorrência de artefactos de *aliasing*. ^{1,7,22,50}

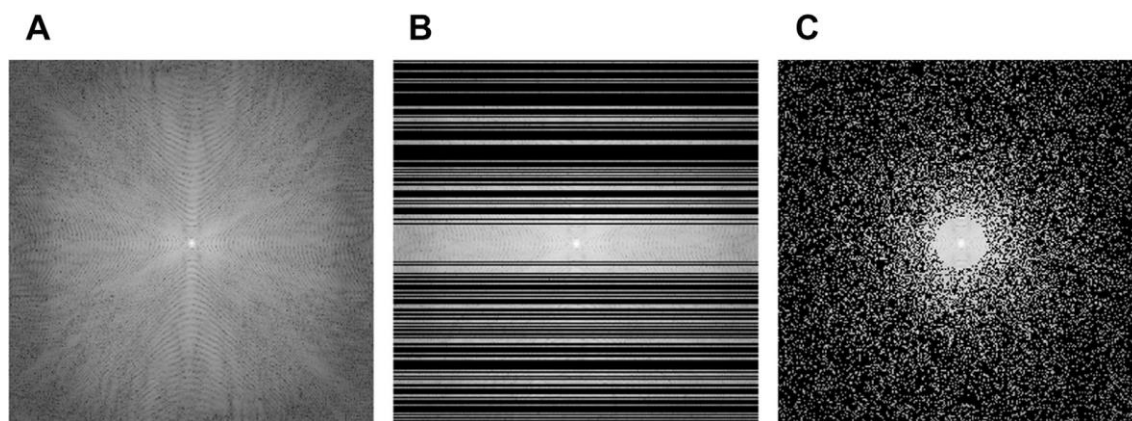
A técnica de CS, pode aplicar-se tanto em sequências 2D como 3D e baseia-se em três conceitos, sendo eles a dispersão, a incoerência e a reconstrução iterativa não linear. A dispersão é determinada pela possibilidade de uma imagem ser caracterizada por apenas alguns coeficientes/*pixels* diferentes de zero. A incoerência permite que, através de uma subamostragem aleatória, os artefactos sejam igualmente aleatórios e incoerentes, caracterizando-se como ruído e não como *aliasing* (Figura 3.14.). De modo a minimizar estes artefactos incoerentes, torna-se necessário recorrer a algoritmos de reconstrução iterativa não linear que permitem preservar os dados sem ruído. ^{5,7,22}

Para que a RSR não seja afetada de um modo desvantajoso, o preenchimento do espaço k é convertido de aleatório para pseudo-aleatório, onde a região central do espaço k é a mais amostrada, comparativamente à região periférica, tal como representado na Figura 3.15. Esta subamostragem é unidimensional, na direção de codificação de fase, em imagens 2D, e bidimensional, nas direções de codificação de fase e de seleção de corte, em imagens 3D. ²²



3.14. Exemplos de esquemas de amostragem e artefactos de aliasing associados. Representação de esquemas de preenchimento do espaço K (branco- dados adquiridos, preto- dados não adquiridos), em aquisições 2D (subamostragem unidimensional) e 3D (subamostragem bidimensional). Imagens C e D (2D): amostragem regular (tal como na IP) com sobreposição de *aliasing* sobre a anatomia. Imagens E, F, I e J: amostragem irregular (tal como no CS) com artefactos de *aliasing* irregulares semelhantes a ruído, em 2D e 3D.

Fonte: Adaptado de Forman, Wetz, Hayes & Schmidt, 2016. ⁵⁸



3.15. Representação da amostragem do espaço k.
 Imagem A: Amostragem completa do espaço k.
 Imagem B: Subamostragem pseudo-aleatória unidimensional do espaço k.
 Imagem C: Subamostragem pseudo-aleatória bidimensional do espaço k.

Fonte: Adaptado de Matcuk, *et al*, 2020. ²²

No que se refere à reconstrução das imagens, a técnica de CS não recorre apenas aos dados adquiridos para a sua reconstrução, como a técnica de IP, mas sim a métodos iterativos que permitem reconstruir uma imagem com dados não amostrados do espaço k. Este tipo de reconstrução de imagem é a limitação do CS no que se refere à sua implementação na prática clínica, uma vez que as iterações necessárias para a reconstrução de uma imagem apresentam um longo período de tempo.^{22,52} Para além desta desvantagem, a técnica de CS também apresenta uma diminuição da definição de contornos de estruturas de baixo contraste e necessidade de um alto desempenho computacional para as reconstruções anteriormente mencionadas.⁵²

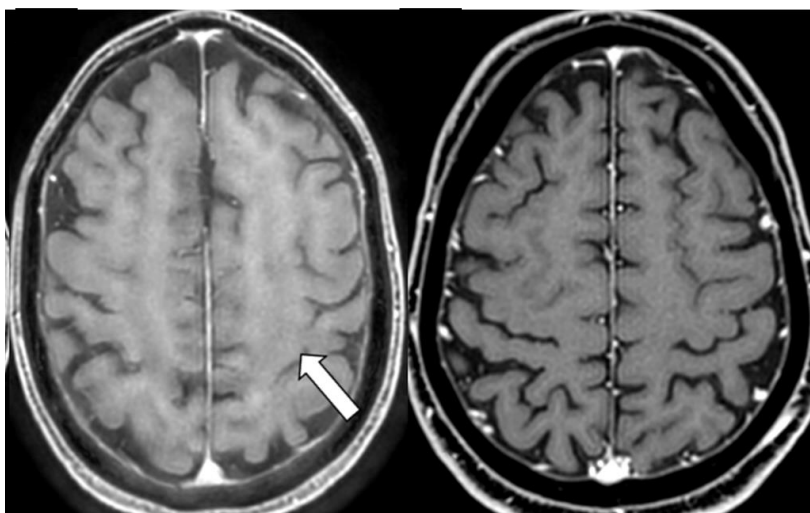
A técnica de CS é empregue em diversas aplicações clínicas, incluindo estudos vasculares, pediátricos, do cérebro, da coluna, do coração, da próstata e da mama, com R's de 2 a 12,5, sendo que apenas num reduzido número de estudos aplicaram esta técnica à RM do joelho.⁵ Este facto deve-se à necessidade de estudar estruturas anatómicas de pequenas dimensões, constituintes desta articulação, bem como patologias que se demonstrem de forma subtil na imagem, sendo imprescindível a utilização de imagens de alta qualidade.⁵¹

Artefactos de Imagem associados à técnica de CS

A utilização da técnica de CS relaciona-se com diversos artefactos de imagem que poderão surgir tendo em conta a subamostragem incoerente do espaço k, resultando em artefactos irregulares e distribuídos de forma não uniforme na imagem.⁴⁷ Destacam-se três tipos de artefactos, sendo eles o artefacto *wax-layer*, o *streaky-linear* e, por fim, o artefacto *starry-sky*.²²

Artefacto *wax-layer*

O artefacto *wax-layer* (Figura 3.16.), relaciona-se com a falta de homogeneidade do campo B₁, acoplada à técnica de CS. Este representa-se pela turvação das imagens anatómicas, equiparada à imagem estar coberta por uma fina camada não homogénea de cera. Verificou-se a sua ocorrência em sequências 3D T1 m-Dixon Turbo *Field Echo* (TFE) pós-contraste intravenoso em estudos cerebrais, na sua reconstrução no plano axial, dificultando a diferenciação entre as substâncias branca e cinzenta.^{22,47}



3.16.Artefacto wax-layer

RM cranioencefálica, 3D T1 m-Dixon TFE, reconstrução no plano axial pós-contraste intravenoso.

Esquerda: visualização do artefacto na sequência com CS.
Direita: não visualização do artefacto na sequência sem CS.

Fonte: Adaptado de Sartoretti, *et al*, 2018. ⁴⁷

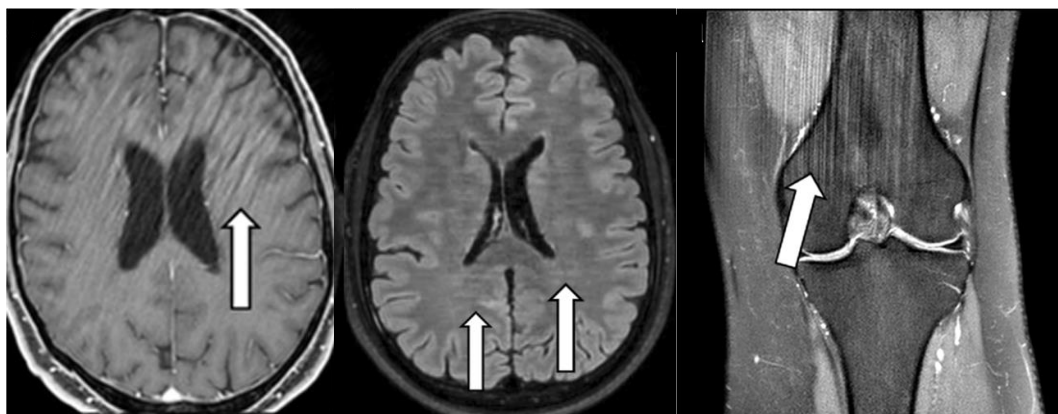
Artefacto *streaky-linear*

O artefacto *streaky-linear* desencadeia o aparecimento de riscas de forma oblíqua ou horizontal, podendo ser do tipo A ou B, visíveis em estudos crânio-encefálicos, ou do tipo C, em exames do joelho. ⁴⁷

O *streaky-linear* do tipo A (Figura 3.17, imagem da esquerda) apresenta uma localização tanto central como periférica e ocorre quando o *voxel* de reconstrução é menor que o de aquisição. Este artefacto surge com maior frequência em sequências 3D T1 m-Dixon TFE nas fases pré e pós-contraste e 3D Fluid-Attenuated Inversion Recovery (FLAIR). ^{22,47}

O *streaky-linear* do tipo B (Figura 3.17, imagem central), é representado por riscas horizontais e localizadas centralmente nas reconstruções axiais das sequências 3D FLAIR pré e pós-contraste. ^{22,47}

Por último, o tipo C (Figura 3.17, imagem da direita), ocorre na RM do joelho aquando a realização das reconstruções coronais das sequências 3D Spectral Adiabatic Inversion Recovery (SPAIR) DP, obtidas em plano sagital, nos casos em que o FOV é menor que a anatomia. ^{22,47}



3.17. Artefacto streaky-linear em sequências aceleradas com CS

Imagem da esquerda: Artefacto do tipo A em RM cranio-encefálica, sequência 3D m-Dixon T1 TFE no plano axial.

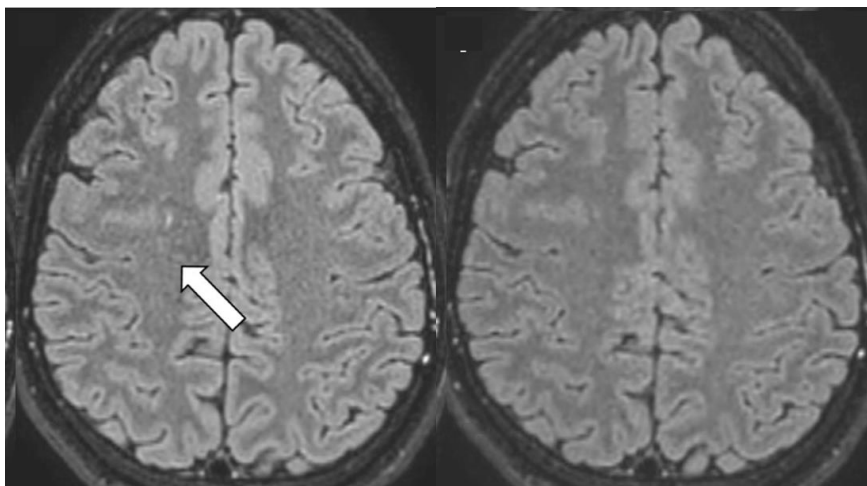
Imagem central: Artefacto do tipo B em RM cranio-encefálica, sequência 3D FLAIR no plano axial.

Imagem da direita: Artefacto do tipo C em RM do joelho, sequência 3D SPAIR DP no plano coronal.

Fonte: Adaptado de Sartoretti, *et al*, 2018. ⁴⁷

Artefacto *starry-sky*

O artefacto *starry-sky*, caracteriza-se por sequências pixelizadas, maioritariamente na região central do crânio nas sequências 3D FLAIR pré e pós-contraste, 3D FLAIR m-Dixon, entre outras (Figura 3.18) ^{22,47}



3.18. Artefacto *starry-sky*

RM cranio-encefálica 3D FLAIR no plano axial.

Esquerda: visualização do artefacto na sequência com CS.

Direita: Não visualização do artefacto na sequência sem CS.

Fonte: Adaptado de Sartoretti, *et al*, 2018. ⁴⁷

4. Metodologia

No presente capítulo serão abordados os seguintes tópicos: tipo de estudo, local de estudo, população alvo e amostragem, variáveis do estudo, considerações éticas, procedimentos de recolha de dados, de avaliação das imagens, de avaliação da RSR, e por fim, o procedimento de análise e tratamento estatístico.

Segundo Fortin, a fase metodológica permite determinar quais os métodos e meios utilizados para obter respostas às questões de investigação, previamente apresentadas no capítulo 1.4., e verificar as hipóteses de investigação. Esta etapa, permite igualmente definir a população alvo e os instrumentos mais adequados a aplicar na recolha dos dados. Todos estes fatores permitem assegurar a fiabilidade e a qualidade dos resultados obtidos, demonstrando assim a importância deste capítulo para a presente investigação.¹²

4.1. Tipo de Estudo

O método de investigação que permitiu conduzir o presente estudo prospetivo, foi o método quantitativo, do tipo descritivo-correlacional, onde através de uma amostra previamente definida, se procedeu à recolha e tratamento dos dados, permitindo, deste modo, confirmar ou não as hipóteses de investigação através de valores numéricos, e correlacioná-los.¹²

4.2. Local de Estudo

A presente investigação foi desenvolvida no Centro de Imagiologia do Hospital da Luz-Lisboa, após a devida autorização do respetivo Diretor Clínico bem como da Comissão de Investigação da Instituição Hospitalar.

Este estudo, obteve igualmente aprovação do Conselho Técnico-Científico do Mestrado em Radiações Aplicadas às Tecnologias da Saúde e da Comissão de Ética da Escola Superior de Tecnologia da Saúde de Lisboa.

4.3. População Alvo e Amostragem

O método de amostragem aplicado a este estudo foi o não probabilístico, do tipo acidental. Segundo Fortin, este tipo de amostragem não fornece a todos os elementos da população a mesma probabilidade de fazerem parte da constituição da amostra, sendo os participantes selecionados através de critérios de inclusão precisos.¹²

A população alvo do presente estudo centrou-se nos pacientes com marcação prévia para realização de RM do joelho, em turnos específicos dos dois Médicos Radiologistas leitores, tendo em conta os seguintes critérios de inclusão e exclusão da amostra.

Critérios de inclusão:

- Clientes com marcação de RM do joelho, nos turnos selecionados para a recolha da amostra, seja bilateral ou unilateral;
- Voluntários com dor ativa unilateral ou bilateralmente;
- Autorização para participação no estudo, de forma consciente e voluntária, através do consentimento informado e esclarecido.

Critérios de exclusão:

- Presença de contra-indicações para realização de RM;
- Claustrofobia grave;
- Incapacidade de posicionamento em decúbito dorsal;
- Obesidade extrema, que impossibilite a utilização de bobine de joelho dedicada;
- Presença de próteses metálicas e ou material cirúrgico que origine artefactos na faceta inter-articular;
- Não autorização para participação voluntária no presente estudo, através do consentimento informado e esclarecido.

4.4. Variáveis do Estudo

As variáveis da presente investigação encontram-se representadas na tabela seguinte (Tabela 4.1.).

As variáveis de atributo permitem caracterizar a amostra, enquanto as independentes são variáveis que possuem determinadas características que são manipuladas e introduzidas no protocolo utilizado, de modo a originarem um efeito nas variáveis dependentes.

Tabela 4.1. Variáveis de investigação

Variáveis de Atributo	Variáveis Independentes	Variáveis Dependentes
Género	Tempo de aquisição	Artefactos de imagem
Faixa Etária	Fator de aceleração	Qualidade da imagem
IMC	Sequência aplicada	Avaliação das estruturas anatómicas e patologia
Traumatismo		Avaliação da RSR
Duração da Sintomatologia		
Limitações funcionais		
Cirurgia prévia		

4.5. Considerações Éticas

Para garantir os direitos de proteção dos dados de todos os participantes no referido estudo, e para que todo o processo de investigação fosse implementado com a máxima conduta ética, foram requeridas as autorizações necessárias à sua realização, como mencionado anteriormente.

Foi igualmente facultado o consentimento informado (Apêndice 1) de participação voluntária aos inquiridos, sendo estes informados acerca dos objetivos do estudo, da confidencialidade e anonimato dos dados fornecidos e da possibilidade de desistência do estudo a qualquer altura da sua participação.

Após a recolha dos dados, estes foram anonimizados, através de um código de anonimização identificado por “JTG” seguido do número correspondente à recolha da amostra.

4.6. Procedimento de Recolha dos Dados

Equipamento:

A recolha de dados foi obtida através de um equipamento de RM *wide-bore* com 70 cm de 3T (MAGNETOM Vida, Siemens Healthineers, Erlangen – Alemanha). Como emissor e recetor de impulsos de RF, recorreu-se a uma bobine de joelho dedicada com 18 canais. (Imagem 4.1.)



4.1. Representação do equipamento de RM e da bobine de joelho utilizados.

Fonte: Adaptado de Siemens Healthcare GmbH, 2020

Preparação e Posicionamento do Participante:

Anteriormente à realização do exame e à entrada do participante na respetiva sala, é imprescindível a verificação do questionário de segurança em RM, elucidar algumas dúvidas que possam surgir e verificar possíveis perigos à realização deste exame.

Posteriormente procedeu-se à anamnese, o que nos permitiu caracterizar a amostra no que se refere às variáveis de atributo, através do preenchimento de um questionário (Apêndice 2).

De seguida, após a autorização para a realização do exame e participação no estudo, cada participante foi posicionado em decúbito dorsal sobre a mesa de exame, em *feet-first*, com os braços ao longo do corpo ou sobre o peito. O joelho a examinar foi colocado no interior da bobine de joelho dedicada, centrada no ápice da patela. Foram utilizadas esponjas de auxílio de posicionamento no joelho a examinar bem como sacos de areia na tibiotársica homolateral, de modo a diminuir possíveis artefactos de movimento. Seguidamente, foi explicado todo o procedimento, respetiva duração e a necessidade de cada participante se manter imóvel durante todo o exame.

Para um maior conforto e segurança, foram disponibilizados auscultadores para diminuição do ruído sonoro e um dispositivo de alarme, para utilização em caso de emergência ou necessidade de interromper o exame.

Sequências Aplicadas:

Todos os participantes no estudo foram submetidos a uma RM do joelho, que englobou as sequências 2D intrínsecas ao protocolo *Standard* da Instituição Hospitalar, bem como as sequências 3D no plano sagital, ponderadas em DP FS e aceleradas com as técnicas de aceleração de imagem de *CAIPIRINHA* e *CS*. Os parâmetros de aquisição referentes a cada sequência encontram-se tabulados no Apêndice 3.

O valor do R selecionado para a implementação do protocolo 3D foi escolhido tendo como referência as limitações de aceleração possíveis de aplicar na sequência 3D acelerada com *CAIPIRINHA*. Sendo que, deste modo, a aceleração da sequência 3D acelerada com *CS*, foi efetuada de modo que o tempo total da sequência correspondesse ao da sequência acelerada com *CAIPIRINHA*, para que a sua comparação fosse possível.

O tempo total de exame foi de aproximadamente 25:56 minutos, dos quais, 16:48 minutos corresponderam à aquisição do protocolo *Standard* 2D e 09:08 minutos à aquisição 3D.

De modo a que os artefactos de movimentos passíveis de ocorrer devido ao tempo total de exame não influenciassem e desencadeassem um enviesamento nos resultados de avaliação das imagens, em cerca de metade da amostra a aquisição do exame iniciou-se pelo protocolo 2D, e nos restantes participantes pelas sequências 3D, sem qualquer repetição de nenhuma das sequências.

4.7. Procedimento de Avaliação das Imagens

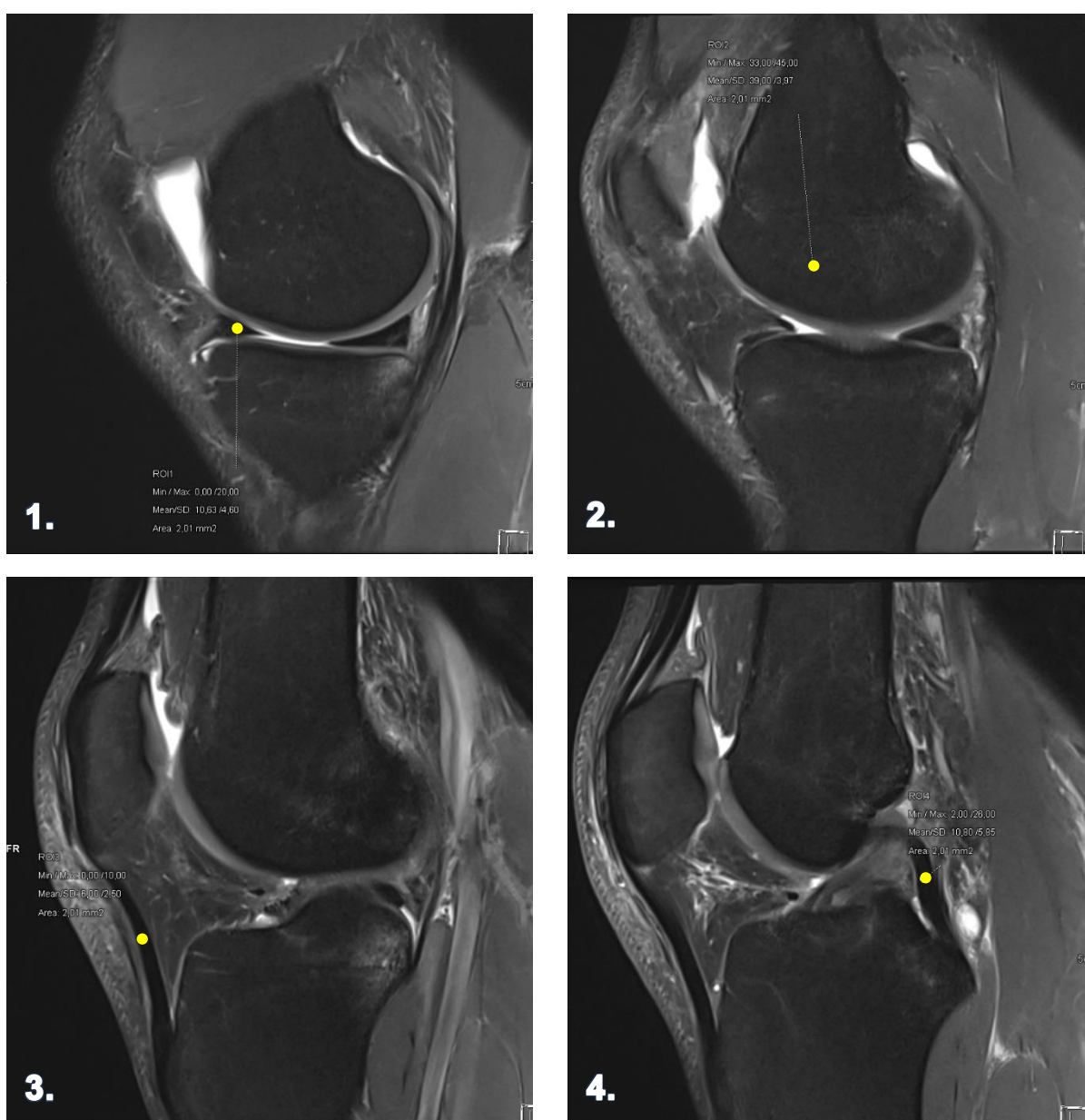
A avaliação das imagens foi efetuada por dois Médicos Radiologistas dedicados à área de MSK com 16 e 15 anos de experiência profissional na área, de modo independente e sem tempo cronometrado para o efeito, através do *software* Syngo.Via (Siemens Healthineers, Erlangen- Alemanha). Esta avaliação foi registada na tabela de avaliação de imagens, que se encontra no Apêndice 4, efetuada tendo por base os estudos englobados nas referências bibliográficas de modo a que fosse posteriormente possível efetuar uma comparação entre os diversos estudos.

O referido *software* permitiu analisar as sequências 2D e 3D, com possibilidade de avaliar as sequências 3D visualizando não apenas as imagens de aquisição, mas também as suas reconstruções nos diversos planos.

4.8. Procedimento para Avaliação da Relação Sinal-Ruído

Para a avaliação da RSR foram colocadas regiões de interesse (ROI's) nas seguintes zonas anatómicas (Figura 4.2.):

- ROI 1: Menisco (corno anterior do menisco lateral);
- ROI 2: Osso (fémur distal);
- ROI3: Tendão (tendão patelar);
- ROI4: Ligamento (LCP).



4.2. Representação da colocação dos quatro ROI's nas diferentes zonas anatómicas.

RM do joelho, no plano sagital, ponderação DP FS. Representação da localização das ROI's (círculo amarelo). Imagem 1: ROI 1 (menisco). Imagem 2: ROI 2 (osso). Imagem 3: ROI 3 (ligamento). Imagem 4: ROI 4 (tendão).

Todas as ROI's foram desenhadas com tamanho e em local anatómico idêntico nas três sequências de avaliação e comparação de imagem: 2D Sagital DP FS, 3D Sagital DP FS com técnica CAIPIRINHA e 3D Sagital DP FS com técnica CS, através da ferramenta de desenho de ROI's numa estação de pós-processamento de imagem (*Leonardo MultiModality WorkPlace- Siemens Healthcare*).

De modo a minimizar possíveis erros, as ROI's foram desenhadas em todos os pacientes com um tamanho médio e desvio-padrão de $2.01\text{mm}^2 \pm 0.01$, evitando regiões com artefactos ou patologias.

Para a quantificação da RSR o cálculo utilizado foi baseado no estado de arte já existente, de modo a que fosse igualmente possível efetuar futuras comparações com esses estudos, tendo como base a seguinte equação, que recorre à divisão entre a intensidade de sinal média do ROI no tecido, pelo desvio padrão do tecido ¹:

4.1. Equação para o cálculo da RSR
$$RSR = \frac{\text{Valor médio da intensidade de sinal do ROI no tecido}}{\text{Desvio padrão do tecido}}$$

4.9. Procedimento de Análise e Tratamento Estatístico

O tratamento estatístico é uma das fases mais importantes de um trabalho de investigação, uma vez que permite obter um significado específico dos dados recolhidos. ¹²

Como recursos para a análise e tratamento estatístico, foram utilizados os programas informáticos: *Statistical Package for the Social Sciences*, versão 26.0 para *Windows*, e o *Microsoft Office Excel*.

Tendo por base as respostas aos questionários aplicados a todos os participantes e a avaliação das imagens, obteve-se um conjunto de dados que foram submetidos a uma análise descritiva que permitiu caracterizar a amostra através de frequências absolutas, médias e percentagens.

Os dados obtidos através da avaliação das imagens pelos dois Médicos Radiologistas, bem como os cálculos efetuados para a RSR, foram sujeitos a uma análise inferencial, com um nível de significância de 5%, que possibilitaram responder às questões de investigação formuladas inicialmente e que permitem alcançar os objetivos específicos da presente investigação. Inicialmente foi aplicado o Teste de *Kolmogorov-Smirnov-Lilliefors* para o estudo da normalidade das variáveis da RSR para cada ROI. Tendo em conta a não normalidade de

determinadas variáveis procedeu-se ao Teste de *Friedman* de modo a comparar as médias de três amostras emparelhadas (valor da RSR para cada ROI em cada uma das três sequências de avaliação de imagem). Uma vez que se verificaram diferenças estatisticamente significativas na média dos três grupos anteriormente referidos, efetuou-se o Teste de *Wilcoxon* com o intuito de analisar em que cada par de sequências existia diferenças estatisticamente significativas. No que respeita à variância inter-observador, foi efetuado o Coeficiente de Concordância *Kappa*.

Por último, recorreu-se à Correlação de *Spearman* de modo a verificar se existia correlação entre a avaliação das imagens no que se refere ao parâmetro “qualidade de imagem” e os valores da RSR para cada ROI.

5. Resultados

No presente capítulo serão apresentados os resultados obtidos através do questionário de caracterização da amostra, bem como da análise das imagens (sequências Sagital 2D TSE DP FS, Sagital 3D DP FS com técnica CAIPIRINHA e 3D DP FS com técnica CS) e do cálculo da RSR. Será efetuada a análise descritiva da amostra, bem como a inferência estatística, de modo a atingir os objetivos previamente estabelecidos e responder às questões de investigação formuladas inicialmente.

5.1. Análise Descritiva

Caracterização da Amostra

As variáveis de atributo da presente investigação permitem caracterizar a amostra em género, faixa etária, peso, existência de traumatismo prévio, de limitações funcionais, qual a sintomatologia e se os participantes já tinham realizado cirurgia prévia ao joelho a examinar.

De uma amostra total de 36 participantes, 18 são do género feminino (50.00%) e os restantes 18 do género masculino (50.00%), e possuem uma média de idades de 40 anos. Na tabela 5.1. verificam-se as frequências relativas a cada faixa etária, sendo a que apresenta maior número de participantes a dos 40 aos 49 anos de idade, representando um total de 27.80% da amostra. Dos 36 participantes, 5 possuem idade inferior a 18 anos.

Tabela 5.1. Caracterização da amostra, em frequência e percentagem, para a faixa etária (anos de idade)

Faixa Etária		
Anos de Idade (Intervalo)	Frequência	Percentagem (%)
10-19	8	22.20
20-29	5	13.90
30-39	3	8.30
40-49	10	27.80
50-59	3	8.30
60-69	4	11.10
70-79	3	8.30
Total	36	100.0

Relativamente ao peso médio (\bar{x}) e desvio-padrão (\pm) da amostra total, este é de 72.67 kg \pm 17,95. No entanto, um dos participantes possui 132 kg, e tornando esse um valor omisso a média e desvio-padrão são de 70.97 kg \pm 15.01 respetivamente. Para a totalidade da amostra adulta, estes valores correspondem a 76.23 kg \pm 15.88 e a 50.60 kg \pm 14.89 para a amostra com idade inferior a 18 anos.

No que se refere à existência ou não de trauma, 12 (33.30%) participantes tiveram um evento traumático, sendo que os restantes 24 (64.70%) não recorreram à Instituição Hospitalar para a realização de uma RM devido a trauma prévio.

A duração da sintomatologia dos participantes centra-se maioritariamente entre a 1ª e a 3ª semanas, representada por 12 (33.30%) participantes e há mais de um ano, representada pelo mesmo número de participantes (33.30%), como é possível verificar na tabela 5.2.

Tabela 5.2. Caracterização da amostra, em frequência e percentagem, para a duração da sintomatologia

Duração da Sintomatologia		
Tempo	Frequência	Percentagem (%)
1-3 Semanas	12	33.30
1 Mês	2	5.60
2 Meses	4	11.10
3 Meses	2	5.60
6 Meses	3	8.30
1 Ano	1	2.80
Mais de 1 Ano	12	33.30
Total	36	100.00

No que concerne à presença ou não de limitação funcional, 20 (55.60%) participantes apresentam limitação funcional para realização de uma ou mais atividades da vida diária, e 7 (19.40%) foram submetidos a cirurgia prévia.

Avaliação dos Protocolos 2D, 3D com técnica CAIPIRINHA e 3D com técnica CS

Recorreu-se aos valores da média e desvio-padrão da avaliação das imagens por parte dos dois Médicos Radiologistas, onde se obtiveram os seguintes resultados separadamente para cada avaliador (Tabelas 5.3. e 5.4.), e posteriormente, em conjunto (Tabela 5.5.):

Tabela 5.3. Avaliação dos protocolos 2D, 3D com técnica CAIPIRINHA e 3D com técnica CS, para cada um dos Médicos Radiologistas, no que respeita aos artefactos e qualidade de imagem

		Artefactos		Qualidade de Imagem	
		\bar{x}	\pm	\bar{x}	\pm
2D	Médico 1	4.61	0.49	4.72	0.45
	Médico 2	4.61	0.49	4.36	0.64
CAIPIRINHA	Médico 1	4.19	0.53	4.22	0.54
	Médico 2	4.03	0.65	3.58	0.69
CS	Médico 1	4.00	0.72	4.09	0.73
	Médico 2	3.94	0.58	3.58	0.65

Tabela 5.4. Avaliação dos protocolos 2D, 3D com técnica CAIPIRINHA e 3D com técnica CS, para cada um dos Médicos Radiologistas, no que respeita à avaliação de estruturas anatómicas/ patologia

		Cartilagem		Ligamentos		Tendões		Osso	
		\bar{x}	\pm	\bar{x}	\pm	\bar{x}	\pm	\bar{x}	\pm
2D	Médico 1	4.75	0.44	4.78	0.42	4.83	0.38	4.89	0.32
	Médico 2	4.58	0.50	4.58	0.55	4.67	0.48	4.86	0.35
3D-CAIPIRINHA	Médico 1	4.11	0.67	4.17	0.56	3.72	0.57	4.33	0.63
	Médico 2	4.44	0.61	3.97	0.65	4.47	0.61	4.75	0.50
3D-CS	Médico 1	4.14	0.72	3.50	0.61	3.72	0.57	4.31	0.62
	Médico 2	4.33	0.63	3.83	0.78	4.44	0.61	4.75	0.50

Tabela 5.5. Avaliação dos protocolos 2D, 3D com técnica CAIPIRINHA e 3D com técnica CS, para os dois Médicos Radiologistas, no que respeita à avaliação das imagens.

	Artefactos		Qualidade de Imagem		Cartilagem		Ligamentos		Tendões		Osso	
	\bar{x}	\pm	\bar{x}	\pm	\bar{x}	\pm	\bar{x}	\pm	\bar{x}	\pm	\bar{x}	\pm
2D	4.61	0.49	4.54	0.58	4.67	0.48	4.68	0.50	4.75	0.44	4.88	0.33
3D-CAIPIRINHA	4.11	0.59	3.90	0.70	4.28	0.65	4.07	0.61	4.10	0.70	4.54	0.60
3D-CS	3.97	0.65	3.83	0.58	4.24	0.68	3.67	0.71	4.08	0.69	4.53	0.60

Através das tabelas 5.3. e 5.4. verifica-se que ambos os Médicos Radiologistas atribuíram uma cotação mais elevada na maioria dos parâmetros de avaliação para a sequência 2D, comparativamente às sequências 3D com técnica *CAIPIRINHA* e 3D com técnica *CS*. À exceção da avaliação da qualidade de imagem e da estrutura anatómica- osso, para o Médico Radiologista 2, e da estrutura anatómica- tendões, para o Médico Radiologista 1, entre as sequências 3D com técnica *CAIPIRINHA* e 3D com técnica *CS*, que possuem igual cotação. Bem como para a avaliação da estrutura anatómica- cartilagem, para o Médico Radiologista 1, onde a cotação da sequência 3D com técnica *CS* é superior, comparativamente à sequência 3D com técnica *CAIPIRINHA*.

Apesar das diferenças anteriormente referidas, através da tabela 5.5., verifica-se que para ambas as avaliações médicas, a sequência 2D apresenta sempre uma melhor classificação comparativamente às restantes duas sequências, sendo a sequência 3D com técnica *CAIPIRINHA* sempre mais elevada, comparativamente à sequência 3D com técnica *CS*.

Avaliação da RSR

Na tabela seguinte (Tabela 5.6.) é possível verificar a média, desvio-padrão, valores mínimos e máximos para os valores do cálculo da RSR para as quatro ROI's desenhadas nas três sequências de avaliação de imagem.

Tabela 5.6. Média, desvio-padrão, valores mínimos e máximos dos valores das quatro ROI's para as três sequências de avaliação de imagem.

		\bar{x}	\pm	Mínimo	Máximo
RSR ROI 1 - Menisco	2D	2.23	1.60	0.40	9.93
	3D-CAIPIRINHA	4.39	1.69	2.10	8.22
	3D-CS	5.29	2.80	1.39	15.59
RSR ROI 2 - Osso	2D	9.50	3.56	3.16	17.07
	3D-CAIPIRINHA	4.31	2.20	1.60	13.56
	3D-CS	5.06	2.08	1.89	10.94
RSR ROI 3- Tendão	2D	2.07	0.99	0.43	5.77
	3D-CAIPIRINHA	3.00	1.24	1.05	6.80
	3D-CS	4.15	2.24	1.43	10.56
RSR ROI 4- Ligamento	2D	2.49	1.02	1.18	6.74
	3D-CAIPIRINHA	3.44	1.70	0.61	7.54
	3D-CS	6.15	4.38	1.98	21.47

Verifica-se que para as ROI's 1, 3 e 4, o valor da sua média tende a aumentar, sendo o valor mais baixo o da sequência Sagital 2D TSE DP FS, e o mais elevado o da sequência Sagital 3D com técnica CS. No entanto, para a ROI 2, o valor mais elevado corresponde à sequência Sagital 2D TSE DP FS, e o mais reduzido à sequência Sagital 3D DP FS com técnica CAIPIRINHA.

Na tabela que se encontra no Apêndice 5, encontram-se os valores do cálculo da RSR para as quatro ROI's de acordo com as três sequências de avaliação de imagem, para os 36 participantes.

5.2. Análise Inferencial

De modo a direcionar os testes inferenciais a realizar, estudou-se primeiramente a normalidade da amostra em questão. Todos os testes aplicados foram realizados e analisados tendo por base um nível de significância de 5% ($\alpha=0.05$).

5.2.1. Teste da Normalidade

Tendo em conta que o número total da amostra corresponde a 36 ($n>30$), foi utilizado o Teste de *Kolmogorov-Smirnov-Lilliefors*, para testar se as variáveis (ROI's de cada uma das sequências de imagem) em estudo provêm de uma amostra com distribuição normal. De seguida formularam-se as seguintes hipóteses:

- H0- A variável provém de uma população normal.
- H1- A variável não provém de uma população normal.

Se o *p-value* for igual ou superior a α , assume-se que as variáveis provêm de uma população com distribuição normal, não se rejeitando a hipótese nula; ao contrário de um *p-value* menor que α .⁵⁹

O referido teste foi efetuado para as variáveis dos ROI's 1, 2, 3 e 4, das três sequências de avaliação, bem como para a cotação atribuída pelos Médicos Radiologistas leitores na avaliação das imagens.

Como é possível verificar na tabela seguinte, para as variáveis que possuem um $p>\alpha$, não se rejeita a hipótese nula, remetendo para uma distribuição normal da população para as referidas variáveis.

Tabela 5.7. Teste de *Kolmogorov-Smirnov-Lilliefors* para as variáveis das ROI's das três sequências de avaliação de imagem

		Teste de <i>Kolmogorov-Smirnov-Lilliefors</i>	
		Estatística	Sig.
RSR 2D	ROI 1	0.216	0.000
	ROI 2	0.138	0.080
	ROI 3	0.115	0.200
	ROI 4	0.141	0.069
RSR 3D-CAIPI	ROI 1	0.161	0.019
	ROI 2	0.173	0.008
	ROI 3	0.143	0.061
	ROI 4	0.169	0.011
RSR 3D-CS	ROI 1	0.110	0.200
	ROI 2	0.107	0.200
	ROI 3	0.201	0.001
	ROI 4	0.237	0.000

5.2.2. Testes à Média de Três Amostras Emparelhadas

Uma vez que as variáveis em estudo foram medidas em instantes consecutivos e através de diferentes métodos, verifica-se que estamos perante uma amostra emparelhada.⁶⁰ Para o estudo da comparação das médias entre variáveis, foi utilizado o Teste de *Friedman*, visto que entre as várias sequências de avaliação, pelo menos um dos ROI's não possui distribuição normal. De seguida formularam-se as seguintes hipóteses:

- H0- Não existem diferenças estatisticamente significativas entre as médias das amostras.
- H1- Existem diferenças estatisticamente significativas entre as médias das amostras.

Se o *p-value* for igual ou superior a α , assume-se que não existem diferenças estatisticamente significativas entre as médias das amostras, não se rejeitando a hipótese nula; ao contrário de um *p-value* menor que α .⁶⁰

O referido teste foi efetuado para as variáveis das ROI's 1, 2, 3 e 4, das três sequências de avaliação de imagem.

Como é possível verificar na tabela seguinte (Tabela 5.8.), para todas as comparações obteve-se um $p < \alpha$, pelo que se rejeita a hipótese nula, assumindo-se que existem diferenças estatisticamente significativas entre as médias das amostras.

Tabela 5.8. Teste de *Friedman* entre as três seqüências de avaliação de imagem para cada uma das ROI's

	Teste de <i>Friedman</i>	
	Estatística	Sig.
RSR ROI 1- 2D, CAIPI e CS	32.889	0.000
RSR ROI 2- 2D, CAIPI e CS	41.722	0.000
RSR ROI 3- 2D, CAIPI e CS	27.056	0.000
RSR ROI 4- 2D, CAIPI e CS	33.722	0.000

Tendo em conta a existência de diferenças estatisticamente significativas, efetuou-se o Teste de Wilcoxon para todas as ROI's, comparando as médias das combinações entre os pares de seqüências.

Verifica-se, pela análise da tabela 5.9. que apenas não existem diferenças estatisticamente significativas entre as seqüências de avaliação 3D com técnica CAIPIRINHA e 3D com técnica CS, para as ROI's 1 e 2.

Tabela 5.9. Teste de *Wilcoxon* para as combinações de pares das três seqüências de avaliação de imagem, para cada ROI

		Teste de <i>Wilcoxon</i>	
		Estatística Z	Sig.
RSR ROI 1	2D vs CAIPI	-4.572	0.000
	2D vs CS	-4.368	0.000
	CAIPI vs CS	-1.288	0.198
RSR ROI2	2D vs CAIPI	-5.216	0.000
	2D vs CS	-4.650	0.000
	CAIPI vs CS	-1.854	0.064
RSR ROI3	2D vs CAIPI	-3.519	0.000
	2D vs CS	-4.839	0.000
	CAIPI vs CS	-2.875	0.004
RSR ROI4	2D vs CAIPI	-2.828	0.005
	2D vs CS	-4.713	0.000
	CAIPI vs CS	-4.069	0.000

5.2.3. Coeficiente de Concordância *Kappa* de Cohen

Recorreu-se ao cálculo do coeficiente de concordância *Kappa* de Cohen para a avaliação da concordância inter-observador entre os vários parâmetros de avaliação das imagens, e procedeu-se à sua avaliação tendo em conta a seguinte tabela (Tabela 5.10.):

Tabela 5.10. Interpretação dos valores de *Kappa*

Valores de Kappa	Interpretação
< 0	Ausência de concordância
0 – 0.19	Concordância pobre
0.20 – 0.39	Concordância leve
0.40 – 0.59	Concordância moderada
0.60 – 0.79	Concordância substantiva
0.80 – 1.00	Concordância quase perfeita

Fonte: Silva & Paes, 2012. ⁶¹

Através da análise da tabela 5.11. verifica-se que os níveis de concordância mais elevados correspondem à avaliação médica para a sequência 2D, no que respeita aos artefactos, e à avaliação de estruturas anatómicas/patologia nos tendões e osso, correspondendo a concordâncias leves.

Foi também possível recorrer ao valor da significância pelo coeficiente de correlação *Kappa*, sendo formuladas as seguintes hipóteses:

- H0- O valor de *kappa* é igual a zero.
- H1- O valor de *kappa* é diferente de zero.

Pela análise da tabela 5.11. verifica-se que apenas a concordância entre a avaliação de estruturas anatómicas/ patologia – osso, para a sequência 2D, apresenta um *p-value* menor que α , remetendo para uma rejeição de H0.

Tabela 5.11. Coeficiente de Concordância *Kappa* de Cohen

	Artefactos		Qualidade de Imagem		Cartilagem		Ligamentos		Tendões		Osso	
	<i>Kappa</i>	Sig.	<i>Kappa</i>	Sig.	<i>Kappa</i>	Sig.	<i>Kappa</i>	Sig.	<i>Kappa</i>	Sig.	<i>Kappa</i>	Sig.
2D	0.299	0.073	-0.014	0.914	0.152	0.329	0.000	1.000	0.286	0.058	0.366	0.027
3D-CAIPIRINHA	-0.094	0.454	0.093	0.287	0.086	0.501	0.115	0.341	0.023	0.751	0.096	0.379
3D-CS	-0.065	0.579	0.178	0.063	0.099	0.436	0.069	0.557	-0.047	0.529	-0.018	0.864

Apesar dos valores estatísticos apresentados anteriormente denota-se pela tabela seguinte (Tabela 5.12- realizada através da obtenção de diversas tabelas de referência cruzada) que existe uma seleção das mesmas opções de avaliação das imagens pelos dois Médicos Radiologistas de 44.4 a 86.2% para a sequência 2D, 33.4 a 55.6% para a sequência 3D com técnica CAIPIRINHA e 30.6 a 47.3% para a sequência 3D com técnica CS.

Tabela 5.12. Concordância, em percentagem, das opções seleccionadas pelos dois avaliadores na avaliação de imagens

	Concordância (%) entre as opções					
	Artefactos	Qualidade de Imagem	Cartilagem	Ligamentos	Tendões	Osso
2D	66.6	44.4	61.1	55.5	72.2	86.2
3D-CAIPIRINHA	47.2	44.5	44.5	55.6	33.4	47.2
3D-CS	41.7	44.5	47.3	41.7	30.6	38.6

5.2.4. Teste ao Coeficiente de Correlação de Spearman

De modo a estudar a possível associação existente entre as variáveis da RSR para as quatro ROI's e a avaliação dos dois observadores no que respeita ao parâmetro "qualidade de imagem", recorreu-se ao coeficiente de correlação de Spearman, tendo em conta a não normalidade das variáveis.⁵⁹

Os coeficientes de correlação podem variar entre -1 e +1, indicando uma associação negativa e uma associação positiva, respetivamente, sendo que um coeficiente de correlação de 0 aponta para a inexistência de associação linear entre as variáveis. No entanto, apenas os valores de significância inferiores a 0.05 indicam uma associação estatisticamente significativa, de acordo com as seguintes hipóteses ⁵⁹:

- H0- Não existe associação entre as variáveis, ou seja, o coeficiente de correlação de Spearman é igual a 0.
- H1- Existe associação entre as variáveis, ou seja, coeficiente de correlação de Spearman é diferente de 0.

Na tabela seguinte (Tabela 5.13.) é possível verificar a descrição dos intervalos dos valores do coeficiente de correlação, no seu valor absoluto, associados à intensidade da associação entre as variáveis existentes. ⁶⁰

Tabela 5.13. Intensidade da associação entre variáveis de acordo com o coeficiente de correlação

Coeficiente de Correlação	Intensidade da Associação
]0, 0.2[Muito Fraca
[0.2, 0.4[Fraca
[0.4, 0.6[Moderada
[0.6, 0.8[Forte
[0.8, 1[Muito Forte
1	Excelente

Fonte: Patrício, Loureiro & Caramelo, 2017. ⁶⁰

Na tabela seguinte (Tabela 5.14) verifica-se que apenas existe uma associação estatisticamente significativa para a sequência 2D, na ROI 1 para o Médico 1 (intensidade moderada), e nas ROI's 2 e 4 para o Médico 2 (intensidades fracas); e para a sequência 3D com técnica CS, na ROI 4, para o Médico 1 (intensidade moderada).

Tabela 5.14. Coeficiente de correlação de Spearman para as variáveis da RSR das quatro ROI's e o parâmetro de avaliação médica "qualidade de imagem".

		Coeficiente de Correlação de Spearman			
		Médico 1 – Qualidade de Imagem		Médico 2 – Qualidade de Imagem	
		Coeficiente	Sig.	Coeficiente	Sig.
2D	ROI 1	0.418	0.011	-0.162	0.346
	ROI 2	0.167	0.330	-0.394	0.018
	ROI 3	0.227	0.183	0.073	0.674
	ROI 4	0.209	0.221	0.344	0.040
3D-CAIPI	ROI 1	-0.102	0.553	-0.010	0.952
	ROI 2	-0.158	0.359	-0.138	0.422
	ROI 3	-0.085	0.622	0.032	0.855
	ROI 4	0.190	0.266	-0.163	0.344
3D-CS	ROI 1	-0.127	0.462	-0.178	0.298
	ROI 2	-0.108	0.531	0.127	0.460
	ROI 3	0.077	0.653	0.018	0.917
	ROI 4	0.565	0.000	0.054	0.753

6. Análise e Discussão de Resultados

Após a apresentação dos resultados obtidos, o presente capítulo permite analisá-los, interpretá-los e compará-los com os resultados de diferentes estudos da pesquisa bibliográfica efetuada e abordar as questões e hipóteses de investigação formuladas inicialmente.

A pesquisa bibliográfica efetuada para a realização da presente investigação não engloba estudos exatamente iguais ao efetuado, no entanto, existem estudos idênticos, que nos permitirão efetuar uma comparação com a presente investigação.

Avaliação dos Protocolos 2D, 3D com técnica CAIPIRINHA e 3D com técnica CS

Os resultados anteriormente apresentados permitiram verificar que, na sua média conjunta, os Médicos Radiologistas atribuíram uma cotação mais elevada para a sequência 2D, seguida da sequência 3D com técnica *CAIPIRINHA*, sendo a sequência 3D com técnica CS a que apresentou uma classificação de avaliação de imagens menor. Em termos de atribuição qualitativa para cada média de cotação atribuída pelos Médicos Radiologistas, é possível concluir que relativamente aos artefactos as sequências 2D e 3D com técnica *CAIPIRINHA* são semelhantes, que a qualidade de imagem nas sequências 3D é moderada, comparativamente à sequência 2D, classificada como boa. No que respeita à avaliação de estruturas anatómicas/ patologia, verifica-se que para a cartilagem, tendões e osso a avaliação é minimamente prejudicada para as três sequências, sendo esta avaliação moderadamente prejudicada apenas para os ligamentos na sequência 3D com técnica CS, como é possível verificar na tabela 6.1.

Tabela 6.1. Atribuição qualitativa da média conjunta dos Médicos Radiologistas para a avaliação das imagens

	Artefactos	Qualidade de Imagem	Cartilagem	Ligamentos	Tendões	Ossos
2D		Boa				
3D-CAIPIRINHA	Ligeiros	Moderada	Minimamente prejudicada	Minimamente prejudicada	Minimamente prejudicada	Minimamente prejudicada
3D-CS	Moderados			Moderadamente prejudicada		

Dos resultados apresentados, verifica-se que, igualmente para o estudo de Altahawi, et al. (2016), para a estrutura anatómica – menisco – as sequências 2D e 3D com técnica CS apresentam avaliações semelhantes, bem como uma classificação mais baixa para a avaliação de ligamentos através da sequência 3D com técnica CS. No referido estudo, a qualidade de imagem foi classificada com uma cotação menor e um maior número de artefactos para a sequência 3D com técnica CS, comparativamente à sequência 2D, o que também se verificou no nosso estudo. ⁵⁰

No que respeita à comparação dos artefactos entre a sequência 2D e a 3D com técnica CAIPIRINHA, os estudos de Del Grande, et al. (2018) e Fritz, et al. (2016), corroboram os resultados da presente investigação, na medida em que estes verificaram não haver degradação da imagem entre as referidas sequências de imagem. ^{8,9}

No que concerne à avaliação médica efetuada pelo estudo de Iuga, et al. (2020), onde foi possível comparar a técnica de aceleração de imagem CS, com a técnica de aceleração de IP - SENSE, é possível analisar que os valores das médias das cotações entre as sequências 2D e 3D com técnica CS encontram-se dentro dos mesmos valores da presente investigação, na sua grande maioria. No referido estudo, ao contrário da presente investigação, concluiu-se que a técnica de CS apresenta uma cotação mais elevada comparativamente à técnica SENSE, o que não se verifica neste estudo, no entanto, trata-se de técnicas de aceleração de imagem distintas e por esse motivo, impossíveis de comparar a este nível. ¹

Apesar de, estatisticamente, os níveis de concordância de *kappa* se encontrarem maioritariamente classificados em concordância pobre e estas não serem estatisticamente significativas, verificaram-se as percentagens de concordância de 44.4 a 86.2% para a sequência 2D, 33.4 a 55.6% para a sequência 3D com técnica CAIPIRINHA e 30.6 a 47.3% para a sequência 3D com técnica CS. Tal não se verifica no estudo de Del Grande, et al. (2018), onde existe uma concordância de 89 a 97% para a sequência 2D e de 93 a 100% para a sequência 3D com técnica CAIPIRINHA. ⁹ O diminuto nível de concordância na presente investigação poderá dever-se ao facto da avaliação das imagens se ter baseado em aspetos gerais da imagem e das estruturas anatómicas e não em patologias específicas, como no estudo anteriormente referido.

Avaliação da RSR

Verificou-se que para todas as ROI's, à exceção da ROI 2 (osso), o valor médio da RSR é mais baixo na sequência 2D, e mais elevado na sequência 3D com técnica CS. O que não se verifica no estudo de Fritz, et al. (2016), onde a RSR no menisco, foi superior para a

sequência 2D.⁸ No entanto, no estudo de Iuga, et al. (2020), concluíram que a RSR para as diferentes estruturas anatômicas, é sempre inferior para a sequência 2D, e superior para a sequência 3D com técnica CS, sendo que os valores de RSR do menisco do referido estudo, se assemelham aos da presente investigação.¹ As diferenças apresentadas poderão dever-se aos diferentes tamanhos de ROI's previamente estabelecidos em cada estudo para o cálculo da RSR.

A presente investigação demonstrou igualmente que existem diferenças estatisticamente significativas ao nível de todas as combinações de pares de sequências, no que respeita ao seu valor de RSR. Apenas não se verificaram diferenças estatisticamente significativas ao nível das ROI's 1 (menisco) e 2 (osso) das sequências 3D com técnica CAIPIRINHA e 3D com técnica CS.

No que respeita à associação entre o parâmetro de avaliação médica "qualidade de imagem" e a RSR, verificou-se que existe apenas uma associação estatisticamente significativa para a sequência 2D, na ROI 1 para o Médico 1 (intensidade moderada), e nas ROI's 2 e 4 para o Médico 2 (intensidades fracas); e para a sequência 3D com técnica CS, na ROI 4, para o Médico 1 (intensidade moderada).

Avaliação do tempo total de aquisição do exame

Tendo em conta o objetivo geral da presente investigação, não se procedeu apenas à análise do desempenho das três sequências de avaliação de imagem, mas também ao tempo total de aquisição do exame de RM. Verificou-se que, a substituição de todas as sequências 2D DP FS, por uma única sequência 3D DP FS (3D com técnica CAIPIRINHA ou 3D com técnica CS) resultaria numa diminuição do tempo total de exame de 16:48 minutos para 08:05 minutos (48,1%) ou 08:03 minutos (47,9%), respetivamente.

Estes resultados assemelham-se ao estudo de Iuga, et al. (2020), que demonstrou uma diminuição do tempo de exame em 54.17% para a utilização da sequência 3D com técnica CS para o estudo do joelho, sem perda da qualidade de imagem para o diagnóstico de patologias.¹

De acordo com a questão de investigação formulada inicialmente, e após a análise dos resultados obtidos é possível verificar que nenhuma das sequências de aceleração de imagem 3D apresenta melhor desempenho no que respeita à avaliação médica. Denotando-se sim um desempenho equivalente entre as sequências de imagem 2D e 3D com técnica CAIPIRINHA, no que respeita aos artefactos de imagem e à avaliação de estruturas anatômicas e patologias, com a vantagem da diminuição do tempo de aquisição total do

exame associada à sequência 3D com técnica CAIPIRINHA. O mesmo não acontece com a sequência 3D com técnica CS, na medida em que a avaliação dos ligamentos se encontra moderadamente prejudicada, comparativamente às restantes sequências de avaliação de imagem.

7. Conclusão

A presente investigação apresentou como objetivo principal, explorar o desempenho, no que respeita a artefactos, qualidade de imagem, avaliação de patologia/estruturas anatómicas e da RSR das sequências 3D aceleradas com *CAIPIRINHA* e com *CS*, comparativamente ao protocolo standard 2D, para o estudo e diagnóstico de patologias do joelho, estudadas por RM, tendo em conta o fator de aceleração e, conseqüentemente o tempo de aquisição.

De modo a que seja possível implementar na prática clínica sequências de imagem com recurso a técnicas de aceleração, é imprescindível o seu estudo e desenvolvimento no que respeita à quantificação na degradação da imagem, mantendo ao máximo uma qualidade que permita o diagnóstico de patologias, face ao tempo de aquisição total do exame. A diminuição no tempo total do exame origina não só vantagens para o paciente, remetendo para um maior conforto e tolerância para a realização de exames de RM, mas acresce igualmente benefícios para as Instituições Hospitalares no que respeita ao número de exames possíveis de realizar, aumentando assim os lucros gerados através da realização de um maior número de exames de RM. Para além destes factos, a realização de um exame de RM num menor tempo possível de exame, com qualidade diagnóstica, possibilita a realização de sequências adicionais, direccionadas às patologias, de modo a que seja efetuado um estudo mais completo e preciso, assemelhando-se este tempo total de exame, ao anteriormente efetuado sem sequências 3D com técnicas de aceleração de imagem.

No que respeita aos objetivos específicos inicialmente propostos, estes foram cumpridos e alcançados na sua totalidade pelo que, deste modo, é possível dar resposta às questões de investigação e concluir através da realização da presente investigação, que a implementação e inclusão na prática clínica diária de uma sequência 3D associada a uma técnica de aceleração de imagem, em substituição de um protocolo efetuado apenas com sequências 2D, apresenta uma qualidade de imagem suficiente para o diagnóstico de patologias do joelho. Neste sentido, verificou-se que a sequência 3D mais semelhante à sequência 2D, e com uma menor degradação da imagem de acordo com o fator de aceleração previamente estabelecido, em termos de artefactos e estudo de patologias e estruturas anatómicas, foi a sequência 3D com técnica *CAIPIRINHA* com uma redução do tempo total de exame de 48.1%.

7.1. Limitações do Estudo

Durante a realização do presente trabalho, foram identificadas limitações, que permitirão auxiliar nas investigações futuras que englobem os mesmos objetivos específicos:

- A dimensão da amostra foi reduzida, dificultando a sua representação da população;
- A reduzida dimensão da amostra não permitiu efetuar um grupo controlo sem patologia, para a avaliação da qualidade geral de imagem, e um grupo com patologia, para a avaliação da qualidade diagnóstica;
- A avaliação das imagens, efetuada pelos Médicos Radiologistas não teve por base diversas patologias específicas do joelho, mas sim aspetos gerais da qualidade de imagem e das estruturas anatómicas, o que dificultou a obtenção de uma concordância inter-observador elevada;
- A avaliação médica foi efetuada por dois Médicos Radiologistas apenas em um momento, impossibilitando o estudo da concordância intra-observador;
- As ROI's foram desenhadas apenas por um operador, não possibilitando o estudo da variabilidade inter-operador no que respeita ao cálculo da RSR;
- Os estudos da RSR não foram efetuados com recurso a fantoma, uma vez que o fantoma disponível para o devido efeito, não era compatível com a bobine de joelho;
- O cálculo da RSR utilizado foi tendo por base estudos idênticos à presente investigação, na medida em que a ACR não apresenta *guidelines* para o estudo da RSR em sequências acopladas a técnicas de aceleração de imagem;
- A dimensão das ROI's foi reduzida uma vez que as estruturas anatómicas selecionadas para o estudo da avaliação de imagens também o eram, à exceção da estrutura anatómica – osso. Este aspeto na referida estrutura anatómica pode ter desencadeado um valor de RSR não esperado, uma vez que uma ROI de pequenas dimensões, implica a inclusão de um menor número de pixéis para o somatório da média da intensidade de sinal da estrutura anatómica em estudo;
- As ROI's não foram desenhadas em estruturas anatómicas que possibilitassem o cálculo da sua RCR, uma vez que não se trataram de estruturas anatómicas vizinhas.


Referências Bibliográficas

1. Iuga A, Abdullayev N, Weiss K, Haneder S, Brüggemann-Bratke L, Maintz D, et al. Accelerated MRI of the knee. Quality and efficiency of compressed sensing. *Eur J Radiol.* 2020;132.
2. Fotiadou A, Chaudhary S. Radiological imaging in the knee. *Orthop Trauma.* 2013;28(1):41–9.
3. Hancock J, Radiology B, Adelaide N. Clinical acceleration : from the console. *Magnetom Flash.* 2018;(70):10–6.
4. Chaudhari AS, Kogan F, Pedoia V, Majumdar S, Gold GE, Hargreaves BA. Rapid Knee MRI Acquisition and Analysis Techniques for Imaging Osteoarthritis. *J Magn Reson Imaging.* 2019;52(5):1321–39.
5. Matcuk G, Gross J, Fields B, Cen S. Compressed sensing MR imaging (CS-MRI) of the knee: Assessment of quality, inter-reader agreement, and acquisition time. *Magn Reson Med Sci.* 2020;19(3):254–8.
6. Li X, Peng Z, Sun Y, Cui J. Is simultaneous multisection turbo spin echo ready for clinical MRI? A feasibility study on fast imaging of knee lesions. *Clin Radiol.* 2020;75(3):238.e21-238.e30.
7. Kozak B, Jaimes C, Kirsch J, Gee M. Mri techniques to decrease imaging times in children. *Radiographics.* 2020;40(2):485–502.
8. Fritz J, Fritz B, Thawait GG, Meyer H, Gilson WD, Raithel E. Three-Dimensional CAIPIRINHA SPACE TSE for 5-Minute High-Resolution MRI of the Knee. *Invest Radiol.* 2016;51(10):609–17.
9. Del Grande F, Delcogliano M, Guglielmi R, Raithel E, Stern SE, Papp DF, et al. Fully Automated 10-Minute 3D CAIPIRINHA SPACE TSE MRI of the Knee in Adults: A Multicenter, Multireader, Multifield-Strength Validation Study. *Invest Radiol.* 2018;53(11):689–97.
10. Runge VM, Richter JK, Heverhagen JT. Motion in Magnetic Resonance: New Paradigms for Improved Clinical Diagnosis. *Invest Radiol.* 2019;54(7):383–95.

11. Sun L, Fan Z, Fu X, Huang Y, Ding X, Paisley J. A Deep Information Sharing Network for Multi-Contrast Compressed Sensing MRI Reconstruction. *IEEE Trans Image Process.* 2019;28(12):6141–53.
12. Fortin M-F, Côté J, Filion F. *Fundamentos e Etapas do Processo de Investigação.* Lusodidacta; 2009.
13. Pina J. *Anatomia Humana da Locomoção.* 2nd ed. Lidel; 2007.
14. Moore K, Daley A, Agur A. *Anatomia Orientada para a Clínica.* 7th ed. GUANABARA KOOGAN LTDA; 2014.
15. Drake R, Vogl W, Mitchell A. *Gray's Anatomia Clínica para Estudantes.* 3rd ed. Elsevier; 2015.
16. VanPutte C, Regan J, Russo A. *Seeley's Anatomy & physiology.* 10th ed. McGraw-Hill Companies; 2014.
17. Bontrager KL, Lampignano JP. *Textbook of Radiographic Positioning and Related Anatomy.* 8th ed. Elsevier; 2014.
18. Ragab G, Elshahaly M, Bardin T. Gout: An old disease in new perspective – A review. *J Adv Res.* 2017;8(5):495–511.
19. Davies J, Riede P, van Langevelde K, Teh J. Recent developments in advanced imaging in gout. *Ther Adv Musculoskelet Dis.* 2019;11.
20. Chou H, Chin TY, Peh WCG. Dual-energy CT in gout – A review of current concepts and applications. *J Med Radiat Sci.* 2017;64(1):41–51.
21. Avci M, Kozaci N. Comparison of X-ray imaging and computed tomography scan in the evaluation of knee trauma. *Med.* 2019;55(10).
22. Matcuk G, Gross J, Fritz J. Compressed Sensing MRI Technique and Clinical Applications. *Adv Clin Radiol.* 2020;2:257–71.
23. Carek SM. Hip and Knee Injuries. *Prim Care - Clin Off Pract.* 2019;47(1):115–31.
24. Margheritini F, Gobbi A. Complex Knee Ligament Injuries. *Complex Knee Ligament Injuries.* 2019.
25. Cohen M, Arliani GG. *The Sports Medicine Physician.* Sport Med Physician. 2019;

26. Ahmed A, Azeem A, Eladawy A, Abdeen M. MRI as an accurate tool for the diagnosis and characterization of different knee joint meniscal injuries. *Egypt J Radiol Nucl Med.* 2017;48(4):953–60.
27. Naraghi A, White LM. MR Imaging of Cruciate Ligaments. *Magn Reson Imaging Clin N Am.* 2014;22(4):557–80.
28. Pinheiro A. Lesão Do Ligamento Cruzado Anterior: Apresentação Clínica, Diagnóstico E Tratamento. *Rev Port Ortop e Traumatol.* 2015;23(4):320–9.
29. Gorbachova T, Melenevsky Y, Cohen M, Cerniglia B. Osteochondral lesions of the knee: Differentiating the most common entities at MRI. *Radiographics.* 2018;38(5):1478–95.
30. Graham P. Avascular Necrosis and Bone Infarcts of the Knee. *Orthop Nurs.* 2020;39(1):59–61.
31. Lerebours F, Elattrache N, Mandelbaum B. Diseases of subchondral bone 2. *Sports Med Arthrosc.* 2016;24(2):50–5.
32. Yong K, El-Haddad C, Pillay S. Progression of knee osteonecrosis on MRI. *Radiol Case Reports.* 2021;16(3):678–83.
33. Mora J, Przkora R, Cruz-Almeida Y. Knee osteoarthritis: Pathophysiology and current treatment modalities. *J Pain Res.* 2018;11:2189–96.
34. Lespasio M, Piuizzi N, Husni E, Muschler G, Guarino A, Mont M. Knee Osteoarthritis: A Primer. *Perm J.* 2017;21:1–7.
35. Arden N, Nevitt M. Osteoarthritis: Epidemiology. *Best Pract Res Clin Rheumatol.* 2006;20(1):3–25.
36. Littlejohn E, Monrad S. Early Diagnosis and Treatment of Rheumatoid Arthritis. *Prim Care - Clin Off Pract.* 2018;45(2):237–55.
37. Cheng O, Souzdalnitski D, Vrooman B, Cheng J. Evidence-Based Knee Injections for the Management of Arthritis. *Pain Med (United States).* 2012;13(6):740–53.
38. Neto F, Teixeira M, Araújo L, Ponte C. Tumores ósseos do joelho: Achados na radiologia convencional. *Radiol Bras.* 2016;49(3):182–9.
39. Cheng X, Su Y, Huang M. Bone Tumor Imaging. *Bone Tumor Imaging.* 2020.

40. Han DY, Ryu KN, Park JS, Jin W, Park SY, Yun SJ. The prevalence of Baker cyst in relation to the arrangement pattern between the medial head of gastrocnemius tendon and the semimembranosus tendon. *Eur Radiol.* 2020;30(3):1544–53.
41. Rosenberg DC, Amadera JED. Baker Cyst. Fourth Edi. *Essentials of Physical Medicine and Rehabilitation.* Elsevier Inc.; 2020. 358–361 p.
42. Long B, Rollins J, Smith B. *Merrill's Atlas of Radiographic Positioning & Procedures.* 13th ed. ELSEVIER; 2016.
43. Heidemann RM, Özsarlak Ö, Parizel PM, Michiels J, Kiefer B, Jellus V, et al. A brief review of parallel magnetic resonance imaging. *Eur Radiol.* 2003;13(10):2323–37.
44. Elmaoglu M, Çelik A. *MRI Handbook: MR Physics, Patient Positioning, and Protocols.* Angewandte Chemie International Edition. Springer; 2012.
45. Westbrook C, Roth C, Talbot J. *Ressonância Magnética: Aplicações Práticas.* 4th ed. GUANABARA KOOGAN LTDA.; 2013.
46. Currie S, Hoggard N, Craven I, Hadjivassiliou M, Wilkinson I. Understanding MRI: Basic MR physics for physicians. *Postgrad Med J.* 2013;89(1050):209–23.
47. Sartoretti T, Reischauer C, Sartoretti E, Binkert C, Najafi A, Sartoretti-Schefer S. Common artefacts encountered on images acquired with combined compressed sensing and SENSE. *Insights Imaging.* 2018;9(6):1107–15.
48. Geethanath S, Reddy R, Konar A, Imam S, Sundaresan R, Ramesh Babu D., et al. Compressed sensing MRI: A review. *Crit Rev Biomed Eng.* 2013;41(3):183–204.
49. Zhu Y, Gao S, Cheng L, Bao S. Review: K-space trajectory development. *ICMIPE 2013 - Proc 2013 IEEE Int Conf Med Imaging Phys Eng.* 2013;356–60.
50. Altahawi F, Blount K, Morley N, Raithel E, Omar I. Comparing an accelerated 3D fast spin-echo sequence (CS-SPACE) for knee 3-T magnetic resonance imaging with traditional 3D fast spin-echo (SPACE) and routine 2D sequences. *Skeletal Radiol.* 2017;46(1):7–15.
51. Kijowski R, Rosas H, Samsonov A, King K, Peters R, Liu F. Knee Imaging: Rapid Three-Dimensional Fast Spin-Echo Using Compressed Sensing. *J Magn Reson Imaging.* 2017;45(6):1712–22.

52. Garwood E, Recht M, White L. Advanced imaging techniques in the knee: Benefits and limitations of new rapid acquisition strategies for routine knee MRI. *Am J Roentgenol.* 2017;209(3):552–60.
53. Ristow O, Steinbach L, Sabo G, Krug R, Huber M, Rauscher I, et al. Isotropic 3D fast spin-echo imaging versus standard 2D imaging at 3.0 T of the knee - Image quality and diagnostic performance. *Eur Radiol.* 2009;19(5):1263–72.
54. Fritz B, Bensler S, Thawait G, Raithel E, Stern S, Fritz J. CAIPIRINHA-accelerated 10-min 3D TSE MRI of the ankle for the diagnosis of painful ankle conditions: Performance evaluation in 70 patients. *Eur Radiol.* 2019;29(2):609–19.
55. Breuer F, Blaimer M, Griswold M, Jakob P. Controlled Aliasing in Parallel Imaging Results in Higher Acceleration (CAIPIRINHA). *Magnetom Flash.* 2012;135–42.
56. Breuer F, Blaimer M, Heidemann R, Mueller M, Griswold M, Jakob P. Controlled aliasing in parallel imaging results in higher acceleration (CAIPIRINHA) for multi-slice imaging. *Magn Reson Med.* 2005;53(3):684–91.
57. Breuer F, Blaimer M, Mueller M, Seiberlich N, Heidemann R, Griswold M, et al. Controlled aliasing in volumetric parallel imaging (2D CAIPIRINHA). *Magn Reson Med.* 2006;55(3):549–56.
58. Forman C, Wetz L, Hayes C, Schmidt M. Compressed Sensing: a paradigm shift in MRI. *MAGNETOM Flash.* 2016;(1):8–13.
59. Pereira A, Patrício T. *SPSS Guia Prático de Utilização- Análise de Dados para Ciências Sociais e Psicologia. EDIÇÕES SÍ.* 2013.
60. Patrício M, Loureiro M, Caramelo F. *Bioestatística com SPSS: Abordagem Prática. PLÁTANO ED.* 2017.
61. Silva R, Paes A.  Por Dentro da Estatística: teste de concordância de Kappa. *Educ Contin Saúde Einstein.* 2012;10(4):165–6.

Apêndices

Apêndice 1- Consentimento Informado

Consentimento Informado

Nome do Estudo:

“Comparação dos protocolos *Standard*, 3D *CAIPIRINHA* e 3D *Compressed Sensing* no estudo do Joelho por RM”.

Local do Estudo:

Hospital da Luz, Lisboa

Dados do Investigador Principal:

Nome: Tatiana Carina Palmeiro Lázaro Guerreiro

Contacto Telefónico: 965630308

E-mail: tatiana.lazaro.guerreiro@hospitaldaluz.pt

Nº Mecanográfico: 31035

Informação ao Participante

O investigador principal do presente estudo que decorre no Hospital da Luz-Lisboa, Serviço de Imagiologia, convida-o/a a participar no mesmo.

Antes do início da sua participação, é importante que compreenda qual o objetivo do estudo, de que forma a sua informação será utilizada, o que é que o estudo envolve e quais os possíveis benefícios, riscos e desconfortos associados.

É importante que leia atentamente toda a informação prestada e que coloque todas as possíveis dúvidas que possam surgir. Pode também discutir a sua participação no estudo com o seu Médico de família e/ou a sua família, se o desejar, e no tempo que precisar.

A decisão de participar ou não neste estudo não afetará de nenhum modo o seu direito aos cuidados médicos que lhe são prestados presentemente ou futuramente, nesta Instituição.

Objetivo do Estudo

O presente estudo permite avaliar a aplicação de diversos modos de aquisição das suas imagens de Ressonância Magnética, para que, futuramente, estes exames sejam efetuados num menor período de tempo do que o atual, mantendo a qualidade de diagnóstico.

Porque está a ser convidado para participar neste estudo?

Convidamos todos os pacientes que possuam uma Ressonância Magnético do joelho por realizar nesta Instituição, com ou sem patologia já diagnosticada, a participar no presente estudo.

Tem que participar neste estudo?

A participação neste estudo é voluntária, pelo que tem toda a liberdade para recusar a sua participação ou suspendê-la a qualquer momento.

A sua recusa não envolverá quaisquer penalizações ou perda de benefícios, nem colocarão, de modo algum, em risco o seu direito em receber os cuidados necessários, presentemente ou futuramente, nesta Instituição.

De que a forma a sua participação é envolvida neste estudo?

A sua participação neste estudo não irá alterar a realização dos exames prescritos que vai realizar, nem precisará de se comprometer com mais do que o tempo marcado para o exame.

Após a realização do seu exame, iremos ter acesso às suas imagens e tempo de exame, mas não teremos acesso aos seus dados pessoais, pois para efeitos do presente estudo, os seus dados serão anonimizados.

Relembramos que nunca perderá o direito de obter o seu resultado diagnóstico ao participar neste estudo.

Quais os possíveis riscos, benefícios e desconfortos associados à participação neste estudo?

A participação neste estudo não acarreta riscos acrescidos, nem desconfortos associados à realização do exame de Ressonância Magnética ao joelho.

Presentemente, não terá nenhum benefício individual ao participar neste estudo, pois estará a contribuir apenas para o desenvolvimento tecnológico e científico desta Instituição. Beneficiará da sua participação neste estudo, caso volte a realizar um exame de Ressonância Magnética ao joelho nesta Instituição. Pois pretende-se diminuir o período de tempo associado à aquisição de imagens deste exame, tornando-o mais cómodo para os pacientes desta Instituição.

Participar neste estudo acarreta custos financeiros?

Não terá quaisquer custos financeiros associados; no entanto, também não haverá qualquer tipo de remuneração por participar no presente estudo.

Como será mantida a sua confidencialidade durante o estudo?

Os registos são confidenciais e da responsabilidade dos investigadores.

Para os efeitos do estudo, as suas imagens serão identificadas por um número após o seu consentimento em participar no mesmo, pelo que, o seu nome ou qualquer dado não será identificado em nenhuma publicação ou apresentação decorrente deste estudo.

A informação recolhida poderá ser analisada por pessoas ou entidades autorizadas pelo investigador, de forma anonimizada, pela Comissão de Ética do Hospital da Luz, sob supervisão do seu Médico, com o objetivo de confirmar a veracidade dos dados do estudo. Estes dados poderão ser comunicados a Autoridades Regulamentares e serão guardados durante o tempo exigido por lei.

A quem deve colocar questões sobre o assunto?

O investigador principal poderá esclarecer qualquer dúvida que tenha.

Nome: Tatiana Carina Palmeiro Lázaro Guerreiro

Contacto Telefónico: 965630308

E-mail: tatiana.lázaro.guerreiro@hospitaldaluz.pt

Os investigadores agradecem a atenção dispensada.

Consentimento Informado

Ao assinar este documento, declaro que:

- Li a informação descrita neste documento e foi-me dado tempo para refletir na minha participação no estudo;
- Compreendi que a minha participação neste estudo é voluntária e que posso suspendê-la a qualquer momento;
- Permito o acesso à minha informação e imagens do meu exame, bem como a sua partilha dentro dos limites da lei;
- Tive oportunidade de colocar questões e obtive as respetivas respostas;
- Recebi uma cópia assinada e datada deste Consentimento Informado.

- Participo no Estudo
 Não participo no Estudo

Nome Completo do Participante: _____

Data: __/__/____

Assinatura: _____

Caso o Participante seja menor ou declarado interdito ou inabilitado nos termos legais, o consentimento do Participante pode ser expresso pelo seu representante legal:

Nome completo do Representante Legal: _____

Nº documento identificação: _____

Natureza da Representação Legal (selecionar o que for aplicável):

- Poder paternal (participante menor)
 Tutor (participante menor ou interdito)
 Curador (participante inabilitado)

Nome Completo do Investigador: Tatiana Carina Palmeiro Lázaro Guerreiro

Data: __/__/____

Assinatura: _____

Apêndice 2- Questionário de Caracterização da Amostra

Questionário de Caracterização da Amostra

1. Género

- Masculino
- Feminino

2. Ano de Nascimento

3. Qual a lateralidade do joelho a examinar?

- Direito
- Esquerdo
- Ambos

4. Teve algum evento traumático (por exemplo: queda, acidente, movimento brusco de rotação, etc)?

- Sim
- Não

5. Quais os sintomas que apresenta? E há quanto tempo?

6. Apresenta limitações (por exemplo, na caminhada, efetuar extensão da perna, etc)?

- Sim
- Não

Se sim, qual/quais?

7. Já foi operado ao joelho?

- Sim
- Não

Apêndice 3- Parâmetros das sequências aplicadas a todos os participantes

Parâmetros	2D TSE						3D CAIPIRINHA	3D CS
	DP	DP FS	DP FS	T1	DP FS	DP FS	DP FS	DP FS
Orientação	Sagital	Sagital	Coronal	Coronal	Axial	Coronal Oblíquo LCA	Sagital	Sagital
TR (ms)	2200	2800	3020	708	2420	2000	900	900
TE (ms)	46	37	33	9.30	32	38	28	28
Largura de banda recetora (hertz/pixel)	189	266	181	266	233	140	476	476
FOV (mm)	140	140	140	140	140	140	160	160
Dimensões do voxel (mm)	0.2x0.2x3.0 mm ³	0.4x0.4x3.0 mm ³	0.4x0.4x3.0 mm ³	0.4x0.4x3.0 mm ³	0.4x0.4x2.0 mm ³	0.4x0.4x2.0 mm ³	0.69x0.63x0.75 mm ³	0.69x0.63x0.75 mm ³
Dimensões do voxel interpolado (mm)	--	--	--	--	--	--	0.31x0.31x0.60 mm ³	0.31x0.31x0.60 mm ³
Nº de cortes	34	34	34	34	52	13	1 <i>slab</i> (240)	1 <i>slab</i> (240)
Distance Factor (%)	0	0	0	0	0	0	35	35
Espessura de corte (mm)	3.0	3.0	3.0	3.0	2.0	2.0	0.60	0.60
Direção da codificação de fase	H>>F	H>>F	R>>L	R>>L	R>>L	R>>L	A>>P	A>>P
Turbo Factor	7	10	7	3	9	7	35	35
Fator de aceleração	--	--	--	--	--	--	4	5.8
Tempo de aquisição (min:seg)	02:29	04:51	03:51	01:01	02:42	01:54	04:35	04:33
Somatório tempo de aquisição (min:seg)	--	07:20	11:11	12:12	14:54	16:48	21:23	25:56

Apêndice 4- Tabelas de avaliação das três sequências de avaliação de imagem, pelos dois Médicos Radiologistas

Método de Avaliação de Imagens (Escala)

Avaliação de Artefactos

Pontuação	Artefactos
1	Graves
2	Severos
3	Moderados
4	Ligeiros
5	Nenhuns

Avaliação da Qualidade de Imagem

Pontuação	Qualidade da Imagem
1	Sem acuidade para diagnóstico
2	Dificuldade para diagnóstico
3	Moderada
4	Boa
5	Muito boa

Avaliação das Estruturas Anatômicas/Patologia

Cartilagem

Pontuação	Descrição
1	Não visualização completa de detalhes anatómicos/ patologia
2	Visualização de detalhes anatómicos/patologia intensamente prejudicada
3	Visualização de detalhes anatómicos/patologia moderadamente prejudicada
4	Visualização de detalhes anatómicos/patologia minimamente prejudicada
5	Visualização perfeita de todos os detalhes anatómicos/ patologia e seus contornos

Ligamentos

Pontuação	Descrição
1	Não visualização completa de detalhes anatômicos/ patologia
2	Visualização de detalhes anatômicos/patologia intensamente prejudicada
3	Visualização de detalhes anatômicos/patologia moderadamente prejudicada
4	Visualização de detalhes anatômicos/patologia minimamente prejudicada
5	Visualização perfeita de todos os detalhes anatômicos/ patologia e seus contornos

Tendões

Pontuação	Descrição
1	Não visualização completa de detalhes anatômicos/ patologia
2	Visualização de detalhes anatômicos/patologia intensamente prejudicada
3	Visualização de detalhes anatômicos/patologia moderadamente prejudicada
4	Visualização de detalhes anatômicos/patologia minimamente prejudicada
5	Visualização perfeita de todos os detalhes anatômicos/ patologia e seus contornos

Osso

Pontuação	Descrição
1	Não visualização completa de detalhes anatômicos/ patologia
2	Visualização de detalhes anatômicos/patologia intensamente prejudicada
3	Visualização de detalhes anatômicos/patologia moderadamente prejudicada
4	Visualização de detalhes anatômicos/patologia minimamente prejudicada
5	Visualização perfeita de todos os detalhes anatômicos/ patologia e seus contornos

Apêndice 5- Valores da RSR para as quatro ROI's de acordo com as três sequências de avaliação de imagem, para os 36 participantes.

	ROI 1			ROI 2			ROI 3			ROI 4		
	2D	CAIPI	CS	2D	CAIPI	CS	2D	CAIPI	CS	2D	CAIPI	CS
1	3.90	3.11	4.01	7.03	3.58	4.49	0.88	3.01	1.89	1.99	6.10	3.92
2	1.89	3.88	9.38	5.72	4.54	6.23	2.65	2.18	2.49	2.35	5.55	16.01
3	2.54	2.18	1.39	3.16	3.57	3.01	2.56	2.21	2.34	1.37	2.84	3.37
4	2.02	2.68	2.22	4.30	2.77	3.41	2.30	2.17	2.76	3.02	2.03	4.86
5	1.75	3.43	3.54	7.02	3.99	5.46	1.93	1.34	3.61	2.87	2.40	4.73
6	1.14	3.68	2.55	7.87	3.72	6.35	1.04	3.17	2.49	3.26	5.84	7.10
7	1.83	7.48	7.93	6.14	2.02	4.15	2.95	6.80	7.97	1.82	4.44	14.98
8	1.82	6.57	5.48	7.08	6.36	5.57	2.73	4.48	10.56	2.52	2.95	10.52
9	3.66	8.22	5.96	6.53	5.73	6.31	1.89	4.64	4.43	3.13	1.66	4.78
10	1.27	3.94	4.12	7.26	4.13	5.22	0.74	3.61	2.65	3.72	2.58	4.07
11	1.55	3.03	2.49	8.01	3.72	1.89	1.09	1.38	2.97	2.33	2.23	9.48
12	3.36	4.83	3.02	13.65	3.80	3.38	2.09	1.51	2.50	3.07	3.36	4.21
13	1.56	3.05	3.21	5.08	1.67	6.25	2.24	2.39	3.42	2.42	6.68	8.34
14	1.93	5.47	4.74	8.16	5.36	2.48	2.28	2.73	7.33	2.08	2.30	4.29
15	1.88	4.30	7.99	8.38	3.24	10.94	1.92	3.79	4.09	2.44	4.26	4.57
16	1.55	3.29	2.55	9.84	3.96	3.17	3.98	2.86	3.37	1.81	1.82	3.89
17	2.03	5.99	5.96	6.60	3.41	6.40	1.84	3.86	2.31	2.16	2.60	8.42
18	1.67	5.88	7.36	8.08	4.01	8.91	2.17	2.34	3.68	2.61	2.82	8.09
19	1.12	4.06	5.80	13.59	3.36	4.84	1.57	1.64	3.22	3.20	5.66	21.47
20	1.70	3.24	6.84	13.80	3.08	2.99	5.77	3.35	6.74	6.74	5.02	4.32
21	1.32	4.92	3.46	13.50	2.75	4.25	1.39	2.31	2.07	1.41	3.99	3.43
22	2.65	3.40	4.91	14.59	6.06	3.13	1.09	2.33	2.05	1.18	5.28	5.73
23	0.73	3.29	6.23	9.80	5.94	9.23	1.22	1.79	8.07	2.25	3.22	2.21
24	1.17	6.83	6.59	11.05	5.25	4.32	2.91	3.46	2.99	1.34	1.81	4.66
25	1.68	3.31	3.46	17.07	1.60	3.74	2.25	3.48	8.83	2.66	2.84	5.06
26	9.93	6.56	3.07	17.05	2.58	4.12	2.47	3.06	1.43	1.47	3.96	1.98
27	0.40	3.32	4.23	6.86	4.06	6.51	1.25	2.41	3.29	1.44	1.93	5.48
28	2.92	6.22	10.04	10.25	4.93	2.70	0.43	1.05	2.73	3.02	0.61	3.18
29	4.04	5.27	4.16	14.62	13.56	5.56	2.49	2.45	3.11	1.84	2.25	2.38
30	1.55	2.10	5.62	5.98	3.52	2.95	3.35	5.00	4.55	2.30	5.43	6.69
31	2.62	2.83	4.80	13.06	4.72	8.11	1.45	3.34	4.26	2.91	3.88	4.56
32	1.07	2.32	8.34	9.47	8.78	6.68	2.29	2.35	3.89	1.95	1.81	2.19
33	1.10	4.23	4.39	10.71	4.78	6.42	1.69	4.54	5.58	2.28	7.54	13.74
34	2.97	4.57	15.59	8.50	2.57	4.78	1.37	5.36	3.19	2.31	2.86	2.28
35	3.67	2.72	1.86	12.28	1.72	5.72	1.89	3.44	4.58	4.41	1.07	3.79
36	2.31	7.89	7.15	9.82	6.39	2.56	2.40	2.29	7.79	1.85	2.25	2.49