

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

Estudo da Técnica *Half-fourier Acquisition Single-shot Turbo spin Eco* versus T2 Turbo Spin Eco em exames pélvicos de Ressonância Magnética em 1,5 Tesla

Mestrando Tiago da Costa Cabrita

Orientadora Doutora Maria Margarida Ribeiro – ESTeSL – IPL

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

Lisboa, 2023

Esta página foi propositadamente deixada em branco.

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

Estudo da Técnica *Half-fourier Acquisition Single-shot Turbo spin Eco* versus T2 Turbo Spin Eco em exames pélvicos de Ressonância Magnética em 1,5 Tesla

Mestrando Tiago da Costa Cabrita
Orientadora Doutora Maria Margarida Ribeiro – ESTeSL – IPL
Júri Doutor Luís Freire – ESTeSL – IPL
 Doutor Óscar Tavares – ESTeSC – IPC

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

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

Lisboa, 2023

Esta página foi propositadamente deixada em branco.

Agradecimentos

Quero prestar o meu profundo agradecimento a todas as pessoas que me acompanharam, nesta nova etapa de concretização pessoal e profissional. Com especial relevância:

À Diretora Clínica, Doutora Teresa Figueiredo pela autorização do estudo e pela cooperação fulcral na investigação.

Ao Doutor Vasco Marques, pelo encorajamento, dedicação e apoio fundamental que demonstrou desde as fases iniciais deste estudo.

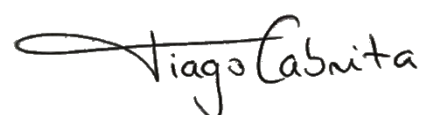
À Professora Doutora Maria Margarida Ribeiro, pelas suas essenciais orientações, sugestões e postura crítica no decorrer deste trabalho.

Aos meus colegas de trabalho pelo apoio e ajuda de forma direta ou indireta em todo o processo de recolha de dados, em particular ao Miguel Pimenta, pela transmissão de todo o seu conhecimento e *expertise* nesta área que tanto domina.

Aos meus amigos diretos, pela vossa amizade, apoio e motivação demonstrados.

A toda a minha família e namorada, pela compreensão, por serem o meu porto de abrigo e por me apoiarem tanto, em tudo o que me comprometo.

O meu mais sincero obrigado!



“Have the courage to follow your heart and intuition. They somehow know what you truly want to become.”

Steven Paul Jobs

(Empresário, Designer industrial e Investidor)

Resumo e palavras-chave

Objetivo: A presente dissertação tem como objetivo principal, a avaliação de parâmetros de qualidade imagiológica em estudos pélvicos para as técnicas HASTE e T2 TSE, nomeadamente a relação sinal-ruído, a presença de artefactos, a avaliação de estruturas anatómicas e conspicuidade de patologias presentes, num equipamento de RM de 1,5 T.

Métodos: Foram incluídos no estudo 50 exames de RM pélvica realizados a participantes adultos, sem limite de idade e de ambos os sexos. Os parâmetros da técnica T2 TSE foram obtidos a partir do protocolo intrínseco da Instituição Hospitalar, em exames de RM pélvica. Na técnica HASTE, os parâmetros foram obtidos e otimizados, a partir de recomendações recolhidas na literatura. Dois médicos radiologistas foram convidados a preencher um questionário de avaliação qualitativa das imagens, segundo uma escala de *Likert*, conforme os parâmetros de qualidade imagiológica estabelecidos. Com o objetivo de avaliar quantitativamente as imagens deste estudo, foram delimitadas seis ROI em estruturas anatómicas específicas da região pélvica.

Resultados: A técnica HASTE apresentou resultados com maior compatibilidade quanto à classificação de “Imagem com qualidade aceitável”, devido à presença de algum ruído ($\bar{x} = 3,20 \pm 0,47$), delineação aceitável de estruturas anatómicas ($\bar{x} = 3,49 \pm 0,48$), e delineação aceitável de patologias presentes ($\bar{x} = 3,34 \pm 0,50$). A técnica T2 TSE apresentou resultados de pouco ruído observado ($\bar{x} = 4,37 \pm 0,38$), boa delineação de estruturas anatómicas ($\bar{x} = 4,14 \pm 0,27$) e boa delineação de patologias presentes ($\bar{x} = 4,09 \pm 0,34$), o que confere uma classificação de “Imagem com boa qualidade”. Verificaram-se valores médios inferiores para a técnica HASTE, relativamente ao músculo Piriforme, Próstata, Miométrio e Zona Juncional (74,65±29,05, 176,79±36,88, 196,75±73,02 e 139,44±48,08 respetivamente), contrariamente à técnica T2 TSE (77,47±25,42, 199,03±39,44, 217,65±77,47 e 147,47±50,20 respetivamente), porém, os valores em HASTE são superiores para o tecido adiposo anterior e posterior (470,02±157,58 e 592,54±56,47) comparativamente a T2 TSE (441,99±90,42 e 543,58±57,04). Nos questionários de avaliação subjetiva, observaram-se

elevadas percentagens de concordância em algumas respostas facultadas, ou seja, os observadores tendencialmente concordam com as afirmações, porém, não concordam com a magnitude do valor atribuído. Assim sendo, os valores de coeficiente de *Kappa*, indicam uma discordância total na avaliação inter-observador (*Kappa* < 0,20).

Conclusão: Apesar de se observar uma diminuição de 71,4% no tempo de aquisição técnica HASTE relativamente à técnica T2 TSE, os resultados da qualidade de imagem obtidos por esta técnica ultrarrápida, não são os ideais para se substituir a técnica T2 TSE.

Palavras-chave: HASTE, T2 TSE, qualidade de imagem, variabilidade inter-observador

Abstract & keywords

Objective: *The main objective of this dissertation is the evaluation of imaging quality parameters in pelvic studies for HASTE and T2 TSE techniques, namely the signal-to-noise ratio, the presence of artifacts, the evaluation of anatomical structures and conspicuity of pathologies present, in a 1.5 T MRI equipment.*

Methods: *Fifty pelvic MRI scans performed on adult participants of both sexes without age limit were included in the study. T2 TSE parameters were obtained from the hospital's intrinsic protocol for pelvic MRI scans. For the HASTE technique, the parameters were obtained and optimized based on recommendations from the literature. Two radiologists were asked to complete a questionnaire for qualitative evaluation of the images, using a Likert scale, according to the established imaging quality parameters. In order to quantitatively evaluate the images in this study, six ROIs were delineated in specific anatomical structures of the pelvic region.*

Results: *The HASTE technique presented results with greater compatibility regarding the classification of "Image with acceptable quality", due to the presence of some noise ($\bar{x} = 3,20 \pm 0,47$), acceptable delineation of anatomical structures ($\bar{x} = 3,49 \pm 0,48$), and acceptable delineation of present pathologies ($\bar{x} = 3,34 \pm 0,50$). The T2 TSE technique presented results of low noise ($\bar{x} = 4,37 \pm 0,38$), good delineation of anatomical structures ($\bar{x} = 4,14 \pm 0,27$) and good delineation of present pathologies ($\bar{x} = 4,09 \pm 0,34$), which gives a classification of "Image with good quality". Lower mean values were found for the HASTE technique, for the Piriform muscle, Prostate, Myometrium and Junctional Zone ($74,65 \pm 29,05$, $176,79 \pm 36,88$, $196,75 \pm 73,02$ and $139,44 \pm 48,08$ respectively), compared to the T2 TSE technique ($77,47 \pm 25,42$, $199,03 \pm 39,44$, $217,65 \pm 77,47$ and $147,47 \pm 50,20$ respectively), however, the HASTE values are higher for the anterior and posterior adipose tissue ($470,02 \pm 157,58$ and $592,54 \pm 56,47$) compared to the T2 TSE technique ($441,99 \pm 90,42$ and $543,58 \pm 57,04$). In the subjective assessment questionnaires, high percentages of agreement were observed in some of the answers provided, meaning that observers tended to agree with the statements,*

but did not agree with the magnitude of the value assigned. Thus, the Kappa coefficient values indicate a total disagreement in the inter-observer evaluation (Kappa < 0.20).

Conclusion: *Despite a 71.4% reduction in acquisition time for the HASTE technique compared with the T2 TSE technique, the image quality results obtained by this ultra-fast technique are not ideal for replacing the T2 TSE technique.*

Keywords: *HASTE, T2 TSE, image quality, inter-observer variability*

Índice geral

Índice de tabelas	xiv
Índice de figuras	xvi
Índice de gráficos	xviii
Índice de equações	xx
Lista de siglas e abreviaturas	xxii
Capítulo 1 – Introdução	1
1.1. Organização da dissertação	2
1.2. Estado de arte	3
1.3. Pertinência do tema	5
1.4. Objetivo do estudo	6
1.5. Questão de investigação	6
Capítulo 2 – Enquadramento teórico: Princípios físicos da ressonância magnética	7
2.1. O hidrogénio e a ressonância magnética	7
2.2. Fenómeno de ressonância	8
2.3. Relaxação T1 e decaimento T2	9
2.4. Sequências de pulsos e contraste de imagem	11
2.4.1. Sequência Spin-Eco	12
2.4.2. Sequência Turbo Spin-Eco	12
2.5. Espaço K	13
2.5.1. Preenchimento parcial do espaço K	15
2.6. <i>Half-fourier acquisition single-shot turbo spin eco</i>	16
Capítulo 3 – Metodologia	17

3.1. Tipo de estudo	17
3.2. Local de estudo	17
3.3. População alvo e amostra.....	17
3.4. Variáveis do estudo	18
3.5. Considerações éticas.....	18
3.6. Procedimento de recolha de dados.....	19
3.6.1. Equipamento de ressonância magnética	19
3.6.2. Técnicas aplicadas no estudo	20
3.6.3. Preparação e posicionamento do participante	21
3.7. Procedimento de avaliação qualitativa das imagens	22
3.8. Procedimento de avaliação quantitativa das imagens	23
3.9. Avaliação de parâmetros de qualidade em fantoma.....	24
3.9.1. Cálculo da Relação Sinal-Ruído	25
3.9.2. Cálculo da Uniformidade Integral.....	25
3.9.3. Cálculo da Rácio de Artefacto Fantasma.....	26
3.10. Análise e tratamento estatístico	27
Capítulo 4 – Análise e discussão de resultados	29
4.1. Análise de parâmetros de qualidade em fantoma	29
4.2. Análise descritiva	31
4.2.1. Análise descritiva aplicada à amostra.....	32
4.2.2. Análise descritiva aplicada à avaliação qualitativa das imagens.....	34
4.2.3. Análise descritiva aplicada à avaliação quantitativa das imagens.....	36
4.2.4. Coeficiente de correlação de <i>Spearman</i>	38
4.3. Análise Inferencial.....	40
4.3.1. Teste de ajustamento de <i>Kolmogorov-Smirnov</i>	41
4.3.2. Teste de <i>Levene</i> à homogeneidade de variâncias.....	42
4.3.3. Teste <i>t</i> para amostras emparelhadas	43
4.3.4. Teste de <i>Wilcoxon</i> para duas amostras emparelhadas	44

4.3.5. Coeficiente de concordância <i>Kappa de Cohen</i>	45
Capítulo 5 – Conclusão	47
Referências bibliográficas	49
Anexos	53
Apêndices	59

Esta página foi propositadamente deixada em branco

Índice de tabelas

Tabela 1.1 – Descrição sumária dos parâmetros das técnicas T2 TSE e HASTE da literatura	5
Tabela 3.2 - Parâmetros utilizados nas técnicas T2 TSE e HASTE.....	21
Tabela 3.3 – Critérios de avaliação subjetiva das imagens.	22
Tabela 4.4 – Comparação dos valores dos parâmetros de qualidade das técnicas HASTE e T2 TSE, em fantoma	31
Tabela 4.5 – Valores de média e desvio-padrão das respostas de avaliação qualitativa das imagens, pelos observadores.....	34
Tabela 4.6 - Valores gerais de média e desvio-padrão da avaliação qualitativa das imagens e respetivo significado.....	35
Tabela 4.7 - Valores de média e desvio-padrão, assim como, valor mínimo e máximo para as ROI localizadas nas diferentes estruturas anatómicas.....	37
Tabela 4.8 – Valores de Homogeneidade de Sinal, Contraste e SNR de diferentes estruturas anatómicas.....	37
Tabela 4.9 – Coeficiente de correlação de Spearman	39
Tabela 4.10 – Teste de Kolmogorov-Smirnov.....	42
Tabela 4.11 - Teste de Levene.....	43
Tabela 4.12 - Teste t para amostras emparelhadas	44
Tabela 4.13 - Teste de Wilcoxon	45
Tabela 4.14 – Coeficiente de concordância de Kappa de Cohen	46

Esta página foi propositadamente deixada em branco

Índice de figuras

Figura 2.1 - Alinhamento dos spins segundo B_0 e respetivo vetor de Magnetização.....	8
Figura 2.2 - Momento angular (μ) do próton e movimento de precessão (P) sob influência de um campo magnético externo (B_0).....	9
Figura 2.3 - Gráficos relativos ao aumento da Magnetização Longitudinal (A) e ao decaimento da Magnetização Transversal (B), e os seus respetivos tempos de T1 e T2. Em (C) é exemplificada a perda de coerência de fase dos prótons (setas amarelas) e consecutivo decaimento da magnetização no plano xy e aumento da magnetização para o plano z (setas azuis)..	10
Figura 2.4 - Sequência spin-eco.....	12
Figura 2.5 – Sequência TSE e localização dos ecos obtidos no espaço K	13
Figura 2.6 – Aquisição single-shot (à esquerda) e multi-shot (à direita).....	14
Figura 2.7 – Preenchimento parcial do espaço K (Half-Fourier).	15
Figura 3.8 - Equipamento de RM utilizado e respetiva antena de corpo	19
Figura 3.9 –Localização das ROI nas estruturas anatómicas: Míométrio (A), Zona Juncional (B), tecido adiposo anterior (C) e posterior (D), músculo Piriforme (E), Próstata (F) e medida do diâmetro AP da pélvis (G). Planos sagitais em T2 TSE	24
Figura 3.10 - Posicionamento do fantoma no equipamento de RM.	24
Figura 3.11 - Localização das ROI no fantoma, para cálculo da SNR	25
Figura 3.12 – Localização das ROI no fantoma, para cálculo da UI.....	26

Figura 3.13 - Localização das ROI no fantoma, para cálculo do Rácio de Artefacto Fantasma.....	26
Figura 4.14 – Delimitação das ROI em fantoma, na técnica HASTE (à esquerda) e em T2 TSE (à direita), para cálculo da SNR.....	29
Figura 4.15 - Delimitação das ROI em fantoma, na técnica HASTE (à esquerda) e em T2 TSE (à direita) para cálculo da UI.....	30
Figura 4.16 - Delimitação das ROI em fantoma, na técnica HASTE (à esquerda) e em T2 TSE (à direita), para cálculo do Rácio de Artefacto Fantasma.....	30
Figura 4.17 – Comparação das técnicas T2 TSE (A) e HASTE (B) sob influência de artefactos de movimento..	36
Figura 4.18 – Análise do grau de ruído, segundo o aumento do peso, altura, IMC e diâmetro AP. Planos sagitais em HASTE.....	40

Índice de gráficos

Gráfico 4.1 - Gráfico de Frequências, segundo o intervalo etário e sexo dos participantes..	32
Gráfico 4.2 – Representação gráfica <i>BoxPlot</i> dos dados, segundo a idade e sexo do participante.....	33
Gráfico 4.3 – Gráfico de frequências segundo a classificação de IMC..	34

Esta página foi propositadamente deixada em branco

Índice de equações

Equação 2.1 – Equação De Distribuição de Boltzmann.....	8
Equação 2.2 – Equação de Larmor	8
Equação 3.3 – Equação de cálculo de Homogeneidade de sinal	23
Equação 3.4 Equação de cálculo Contraste Miométrio/Zona Juncional.....	23
Equação 3.5 – Equação de cálculo da SNR da estrutura anatómica.....	23
Equação 3.6 – Equação de cálculo de SNR no fantoma	25
Equação 3.7 – Equação de cálculo de Uniformidade Integral.....	25
Equação 3.8 – Equação de cálculo de Rácio de Artefacto Fantasma.....	26

Esta página foi propositadamente deixada em branco.

Lista de siglas e abreviaturas

A

AP Antero-Posterior

F

FOV *Campo de Visão (Field of View)*

H

HASTE *Half-fourier Acquisition Single shot Turbo spin Eco*

I

IMC Índice de Massa Corporal

N

NEX Número de Excitações

R

RF	Radiofrequência
RM	Ressonância Magnética
ROI	Região de Interesse (<i>Region of Interest</i>)

S

Sig	Significância
SNR	Relação Sinal-Ruído (<i>Signal to Noise Ratio</i>)
SPSS	<i>Statistical Package for the Social Sciences</i>

T

TE	Tempo de Eco
TR	Tempo de Repetição
TSE	Turbo Spin-Eco

U

UI	Uniformidade Integral
----	-----------------------

Capítulo 1 – Introdução

A Ressonância Magnética (RM) é um método imagiológico que permite a aquisição de imagens anatómicas com elevada resolução, sem utilização de radiação ionizante. Pode fornecer informações segundo a morfologia das lesões, assim como alterações fisiológicas e do metabolismo celular. Na sua aplicação em estudos pélvicos, é um exame de primeira linha relativamente ao diagnóstico, estadiamento, avaliação de resposta terapêutica e deteção de recidivas ¹.

A ponderação T2 Turbo Spin Eco (TSE) é uma das técnicas convencionais utilizadas em inúmeros estudos de RM, nomeadamente em exames pélvicos, porque apresenta uma elevada Relação Sinal-Ruído (SNR) e resolução espacial, porém, devido ao seu elevado tempo de aquisição (aproximadamente entre 2 a 3 minutos), são evidenciados artefactos de movimento peristáltico e respiratório, os quais deverão ser eliminados ou reduzidos para uma correta representação da anatomia ².

De modo a ultrapassar estas condicionantes e na possibilidade de reduzir o tempo de aquisição, a técnica *Half-fourier Acquisition Single-shot Turbo spin Eco* (HASTE) diminui consideravelmente os artefactos de movimento, devido à redução da codificação em fase no espaço K, utilizando uma técnica *single-shot*. Por outro lado, há uma diminuição da SNR, que poderá ser ultrapassada com o aumento do número de excitações (NEX), e posteriormente ser adicionado um filtro de pós-processamento passa-alto ^{2,3}.

O fármaco Brometo de Butilescopolamina, utilizado para diminuição de movimentos peristálticos, é contraindicado para indivíduos com hipersensibilidade a esta substância, hipertrofia da Próstata com retenção urinária, Glaucoma de ângulo estreito não tratado, taquicardia, entre outros ⁴. Por isso, é necessário tomar precaução na sua utilização em exames pélvicos de RM, que segundo o protocolo de algumas instituições não dispensa a administração deste fármaco.

Assim sendo, a técnica HASTE poderá tornar-se vantajosa para ser utilizada em contexto clínico, nomeadamente em estudos pélvicos, não só pela redução significativa do tempo total do exame, como também, não existe necessidade de administração de um fármaco anticolinérgico.

1.1. Organização da dissertação

A dissertação encontra-se organizada em seis capítulos, sendo estes, a Introdução, Enquadramento teórico relativamente aos princípios físicos da Ressonância Magnética, Metodologia, Análise de resultados, Discussão, e por último, a Conclusão.

No capítulo da Introdução, pretende-se apresentar o Estado de arte referente ao presente tema, assim como, a sua pertinência, objetivos e questão de investigação.

O segundo capítulo, relativo ao Enquadramento teórico, tem como objetivo apresentar os princípios físicos relativos à Ressonância Magnética, proporcionando ao leitor, todas as bases teóricas para uma correta compreensão da temática.

No terceiro capítulo é apresentada toda a Metodologia referente a esta dissertação, nomeadamente, o tipo e local de estudo, a população alvo e amostra, as variáveis do estudo, considerações éticas, procedimentos de recolha de dados, procedimentos de avaliação qualitativa e quantitativa das imagens, a avaliação de parâmetros de qualidade em fantoma e a análise e tratamento estatístico.

No quarto capítulo são analisados os resultados obtidos, e interpretados de forma descritiva e inferencial, onde posteriormente são confrontados com os objetivos e a questão de investigação formulada. Pretende-se também analisar os parâmetros de qualidade testados em fantoma.

No quinto capítulo, procede-se à conclusão, onde são expostos os conceitos principais desenvolvidos, assim como limitações ao estudo e perspectivas futuras. Esta dissertação encontra-se estruturada de acordo com as normas *Vancouver*.

1.2. Estado de arte

Relativamente ao estado de arte deste tema, a literatura revela-se escassa e pouco atual, havendo estudos anteriores ao ano 2000, e os mais recentes de 2007³ e 2020², por isso, torna-se fundamental atualizar os conhecimentos relativos a esta temática pouco divulgada.

Num estudo de *Kataoka 2007*³, foram avaliadas as técnicas TSE e HASTE, e realizou-se a comparação em equipamentos de 1,5 e 3 T. Foram prospectivamente incluídas 19 pacientes saudáveis do sexo feminino, com idades compreendidas entre os 22 e os 34 anos. Na técnica T2 TSE, aplicou um Tempo de Repetição (TR) de 3200 ms (3600 ms para 1,5 T), o Tempo de Eco foi 94 ms (103 ms para 1,5 Tesla), *Field-of-View* (FOV) de 260 mm x 195 mm, tamanho do pixel 0,8 x 0,6 x 2,0 mm³. Foram realizados 30 cortes, duas NEX, 150° de *flip angle*, 207 Hz/pixel de largura de banda (172 Hz/pixel para 1,5 T), Fator Turbo de 13 (15 para 1,5 T), Fator de Redução de 2, com um tempo de aquisição de 3 minutos e 20 segundos.

Na técnica HASTE o Tempo de Repetição foi 3000 ms, o Tempo de Eco foi 100 ms, FOV de 250 mm x 250 mm, tamanho do pixel 1,0 x 1,0 x 5,0 mm³, 20 cortes, uma NEX, 156° de *flip angle*, 781 Hz/pixel de largura de banda (300 para 1,5 Tesla), Fator Turbo 256, Sem Fator de Redução, resultando num tempo de aquisição de 60 segundos³.

As imagens foram avaliadas qualitativamente por dois médicos radiologistas, onde foi avaliada a qualidade geral das imagens, o contraste do Miométrio, Zona Juncional, Endométrio, epitélio cervical e estroma, Paramétrio, paredes Vaginais e Ovários. Relativamente à qualidade das imagens, foram avaliadas segundo uma escala de 1 a 5 (não-conforme, pouca qualidade, qualidade satisfatória, boa qualidade e excelente qualidade, respetivamente). A intensidade de sinal e os artefactos de movimento, foram classificados de 1 a 5 (não conforme, severo, moderado, reduzido e ausente, respetivamente)³.

Na avaliação quantitativa da SNR e relação contraste-ruído, foram delimitadas Regiões de Interesse (ROI) no Miométrio, Zona Juncional e parede abdominal. Verificou-se que a qualidade de imagem foi superior no equipamento de 3 T, para a técnica T2 TSE. A intensidade de sinal é menos homogéneo em 3 T, para as duas técnicas, porém, os artefactos de movimento são mais pronunciados em 1,5 T³.

Noutro estudo mais recente de *Tsuboyama 2020*², foi comparada a técnica HASTE com uma NEX e com três NEX, e a técnica T2 TSE, num equipamento de 3 T, na qual se analisaram prospectivamente 50 pacientes do sexo feminino, com idades compreendidas

entre os 25 e 38 anos. No protocolo das técnicas HASTE, o TR foi de 750 ms, TE de 87 ms, 100° de *flip angle*, largura de banda de 558 Hz/pixel, 4,6 ms de espaçamento entre os ecos, uma NEX (três NEX para a outra técnica HASTE), matriz 320 mm x 290 mm, FOV de 250 mm, tamanho do pixel 0,78 x 0,78 x 4,0 mm³, Fator de Fourier parcial 5/8, Fator de aceleração de 2, 30 cortes, com um tempo de aquisição de 24 segundos para uma NEX e, 1 minuto e 9 segundos para três NEX.

Em T2 TSE, o TR foi de 6000 ms, TE de 86 ms, 100° de *flip angle*, largura de banda de 347 Hz/pixel, espaçamento entre os ecos de 7,8 ms, um Fator Turbo de 14 ecos, três NEX, matriz 320 mm x 290 mm, FOV de 250 mm, tamanho do pixel 0,78 x 0,78 x 4,0 mm³, sem Fator de Fourier parcial, Fator de aceleração de 2, com 30 cortes, resultando num tempo de aquisição de 3 minutos e 26 segundos ².

Para a avaliação quantitativa e qualitativa foi necessária a colaboração de dois médicos radiologistas com 5 e 18 anos de experiência, e um técnico de radiologia certificado com 12 anos de experiência em RM. Na avaliação quantitativa foram colocadas ROI no Míométrio e músculo Piriforme, e posteriormente calculada a SNR. Para a relação contraste-ruído, a ROI foi colocada no Míométrio e na Zona Juncional. Na avaliação qualitativa foi analisada a presença de artefactos de movimento, artefactos de *cross-talk* e de *flow voids* da Bexiga, ruído e opacidades, e procedeu-se à avaliação com uma escala de 1 a 5 (não conforme, pouca qualidade, qualidade aceitável, boa qualidade e qualidade excelente, respetivamente). A visualização anatómica do Útero, Ovários, Intestino, Bexiga e lesões, também foram avaliadas segundo a mesma escala. A SNR e contraste-ruído foi melhor para a técnica HASTE com três NEX, seguido de T2 TSE e por último, a HASTE com uma NEX ².

Os artefactos de movimento foram verificados em todas as imagens de T2 TSE, mas não se verificaram nas técnicas HASTE. Contudo, artefactos de *cross-talk* foram observados em todas as técnicas HASTE, contrariamente a T2 TSE. Em HASTE com uma NEX evidenciou-se melhor a visualização dos Ovários e Intestino, comparativamente a T2 TSE, mas com fraca visualização do Útero. Na qualidade geral das imagens, a técnica HASTE com três NEX obteve melhor qualidade, comparativamente a T2 TSE ².

Na tabela 1.1 estão apresentados de forma sumária, os parâmetros utilizados nos estudos acima referidos.

Tabela 1.1 – Descrição sumária dos parâmetros das técnicas T2 TSE e HASTE da literatura. Tabela original deste estudo

Parâmetros	Kataoka 2007 ³		Tsuboyama 2020 ²	
	T2 TSE	HASTE	T2 TSE	HASTE
Número de cortes	30	20	30	30
Orientação	Sagital	Sagital	Sagital	Sagital
Codificação de fase	Anterior-posterior	Anterior-posterior	Anterior-posterior	Anterior-posterior
Matriz (pixels)	260x195	250x250	320x290	320x290
Tamanho do pixel (mm³)	0,8x0,6x2,0	1,0x1,0x5,0	0,78x0,78x4,0	0,78x0,78x4,0
TR (ms)	3600	3000	6000	750
TE (ms)	103	100	86	87
NEX	2	1	3	3
Flip angle mínimo (°)	150	156	100	100
Fator de Fourier Parcial	---	5/8	---	5/8
Imagem Paralela	GRAPPA 2	---	GRAPPA 2	GRAPPA 2
Largura de Banda (Hz/pixel)	172	300	347	558
Espaçamento entre ecos (ms)	---	---	7,8	4,6
Fator Turbo	15	256	14	---
Tempo de aquisição (min:seg)	03:20	01:00	03:26	01:09

1.3. Pertinência do tema

A pertinência da presente dissertação centrou-se na avaliação da técnica HASTE relativamente a T2 TSE, na qual se pretende analisar a qualidade de imagem para ambas as técnicas. Em RM, os Técnicos de Radiologia são constantemente desafiados no seu quotidiano laboral, para adquirir a melhor qualidade de imagem, se possível num menor espaço temporal. Caso seja comprovada a utilidade de uma possível substituição da técnica

T2 TSE para HASTE, a Instituição bem como outras congéneres podem beneficiar os seus doentes, com a diminuição do tempo total de exame.

1.4. Objetivo do estudo

Como objetivo principal, pretendeu-se avaliar parâmetros de qualidade imagiológica, nomeadamente a SNR, a presença de artefactos, a avaliação de estruturas anatómicas, assim como a conspicuidade de patologias presentes. Os objetivos específicos traduzem-se pela análise da efetividade clínica da técnica HASTE relativamente à técnica T2 TSE; distinção dos detalhes anatomopatológicos da técnica HASTE; e a diminuição do tempo total de exame nos estudos pélvicos por RM, num equipamento MAGNETOM ESSENZA, *Siemens Healthineers*, Erlangen – Alemanha, com uma magnitude de campo de 1,5 Tesla.

1.5. Questão de investigação

A questão de partida que originou o desenvolvimento deste estudo foi a seguinte:

“Será que a técnica HASTE apresenta boa qualidade de imagem, relativamente à técnica T2 TSE, de modo a poder ser substituída e assim diminuir o tempo total de um exame de RM à região pélvica, num campo de 1,5 T?”

Seguidamente, para responder à questão acima, foram formuladas as seguintes assunções:

- A técnica HASTE apresenta uma qualidade global equiparável à técnica T2 TSE.
- A técnica HASTE apresenta uma boa homogeneidade de sinal comparativamente à técnica T2 TSE.
- A técnica HASTE apresenta um bom contraste de estruturas comparativamente à técnica T2 TSE.
- A técnica HASTE apresenta uma boa SNR comparativamente à técnica T2 TSE.

Capítulo 2 – Enquadramento teórico: Princípios físicos da ressonância magnética

Neste subcapítulo serão apresentados os princípios físicos relativos à RM, e pretende-se proporcionar ao leitor, todas as bases teóricas para uma correta compreensão, relativamente à temática a abordar nesta dissertação.

2.1. O hidrogénio e a ressonância magnética

Apesar de existirem outros átomos que compõem o tecido humano com propriedades que permitam a utilização em RM (nomeadamente o carbono-13, nitrogénio-15, oxigénio-17, entre outros), o átomo com características fundamentais para o estudo em RM é o hidrogénio-1. A sua estrutura atómica é composta por apenas um protão, possui um elevado momento magnético, tem extensa biodistribuição, o *spin* pode ser expresso através de dois estados energéticos (menor energia $+1/2$ ou maior energia $-1/2$) e apresenta uma elevada razão giromagnética de $42,57 \text{ MHz}\cdot\text{T}^{-1}$ comparativamente a outros átomos ^{5,6}.

Na ausência de um campo magnético externo, os prótons apresentam-se aleatoriamente orientados, porém, quando são submetidos a um forte campo magnético estático (B_0), os momentos magnéticos de menor estado energético orientam-se a favor de B_0 , contrariamente aos momentos magnéticos de maior estado energético que se orientam anti-paralelamente a B_0 (ver Figura 2.1) ⁶.

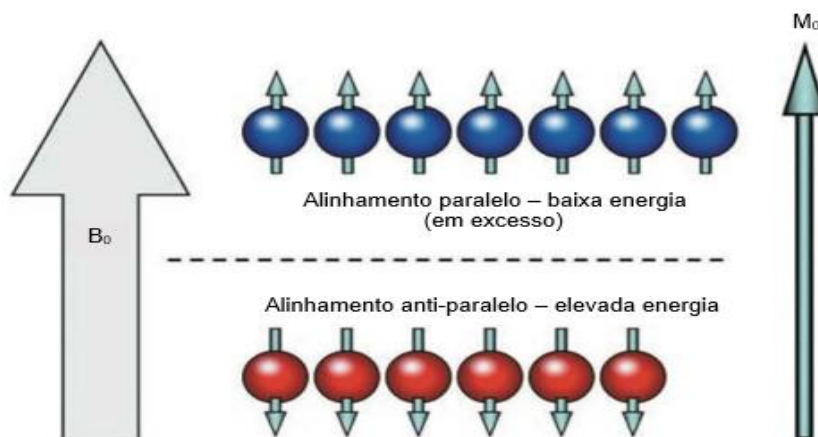


Figura 2.1 - Alinhamento dos spins segundo B_0 e respetivo vetor de Magnetização. Adaptado de Westbrook, et al, 2013 ⁶.

A quantidade de *spins* com orientação anti-paralela (N_{ap}) e paralela (N_p), é dada pela Equação de Distribuição de Boltzmann (Equação 2.1), que é dependente da razão entre a variação dos estados energéticos (ΔE) e o produto entre a temperatura corporal em kelvin (T) e a constante de Boltzmann (k) ⁷.

$$\frac{N_{ap}}{N_p} = e^{-\frac{\Delta E}{k \cdot T}} \quad (\text{Equação 2.1})$$

Quando um indivíduo é submetido a um campo magnético de 1,5 T, com uma temperatura corporal média, a diferença entre *spins* com orientação paralela e anti-paralela é cerca de sete para um milhão. Ou seja, são esses sete *spins* com orientação paralela, que contribuem para a propriedade vetorial designada Vetor de Magnetização ou M_0 ^{5,8}.

2.2. Fenómeno de ressonância

A ressonância é um fenómeno que decorre quando um núcleo é exposto a uma perturbação externa, através de pulsos de radiofrequência (RF), que apresentam uma frequência próxima à frequência natural da oscilação do núcleo. Após o envio destes pulsos de RF, cada momento magnético do hidrogénio irá girar em torno do seu eixo, adquirindo a propriedade designada de precessão - ver Figura 2.2. A sua velocidade de oscilação é definida como frequência de precessão, a qual pode ser calculada através da Equação de Larmor (Equação 2.2) ⁶.

$$\omega_0 = \gamma \cdot B_0 \quad (\text{Equação 2.2})$$

Este cálculo estabelece que a frequência de precessão (ω_0) é diretamente proporcional ao produto da intensidade de campo (B_0) e a razão giromagnética do átomo (γ). Neste caso, a razão giromagnética do hidrogénio é de $42,57 \text{ MHz}\cdot\text{T}^{-1}$. Assim sendo, num campo magnético de $1,5\text{T}$, a frequência de precessão dos átomos de hidrogénio será de $63,86 \text{ MHz}$ ^{5,9}.

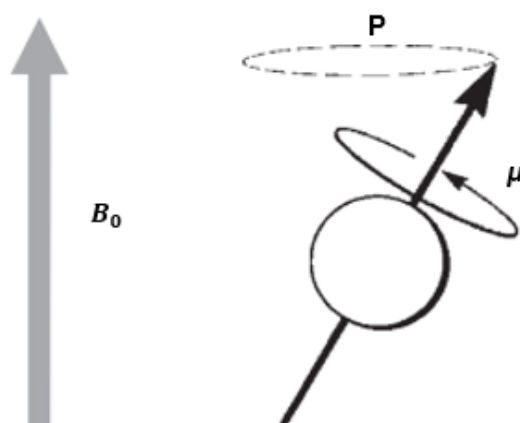


Figura 2.2 - Momento angular (μ) do próton e movimento de precessão (P) sob influência de um campo magnético externo (B_0). Adaptado de Bushong & Clarke, 2015 ¹⁰.

No momento em que se aplica o pulso de RF, os núcleos precessam com a mesma orientação (em coerência de fase) e alguns destes sofrem excitação, e reorientam-se anti-paralelamente, o que conseqüentemente promove um desequilíbrio e angulação de M_0 em relação a B_0 , denominado de *flip angle* ou ângulo de magnetização. Quando se verifica um *flip angle* de 90° , significa que foi recebido um pulso energético de RF suficiente para mover o vetor do plano longitudinal (alinhado a B_0) para o plano transversal (perpendicular a B_0). Como resultado desta magnetização, é induzida uma tensão elétrica na bobina recetora com frequência ω . Quando é interrompido o pulso de RF, o sinal gradualmente decai sob a forma de relaxação, ou seja, o vetor de magnetização tende para o equilíbrio. Este processo é denominado de Sinal de Indução Livre ^{5,6}.

2.3. Relaxação T1 e decaimento T2

Após o término do pulso de RF ocorrem dois processos independentes entre si, a Relaxação T1 e o Decaimento T2 - ver Figura 2.3. A Relaxação T1 ou Relaxação *spin-rede*, é um processo na qual existe libertação energética do momento magnético com o seu meio

envolvente, na qual se verifica a recuperação do vetor M_0 . O tempo de relaxação depende do tipo de meio que se encontram os prótons, como por exemplo, a água no estado líquido apresenta uma pequena estrutura molecular e movimenta-se muito rapidamente, tornando-se difícil libertar energia para o meio (T1 longo), contrariamente à gordura que apresenta um valor de T1 curto. A Relaxação T1 é representada como uma curva exponencial, em que indica o tempo necessário para recuperar 63% na magnetização longitudinal ⁸.

O Decaimento T2 ou magnetização *spin-spin*, descreve o processo de perda de coerência de fase dos prótons e a sua consequente diminuição da magnetização transversal, devido à falta de homogeneidade de B_0 e à população de prótons envolvente. É descrito como o tempo necessário para existir um decaimento até 37% do seu valor inicial. As moléculas de água em estado líquido movimentam-se muito rapidamente, logo será mais difícil haver interação *spin-spin* (T2 longo), comparativamente a macromoléculas, que apresentam uma interação entre *spins* mais próxima ⁸.

Quando existe a combinação do decaimento T2 e as heterogeneidades do campo magnético, o decaimento do Sinal de Indução Livre é mais pronunciado. Este Decaimento é denominado de T2* ^{6,8}.

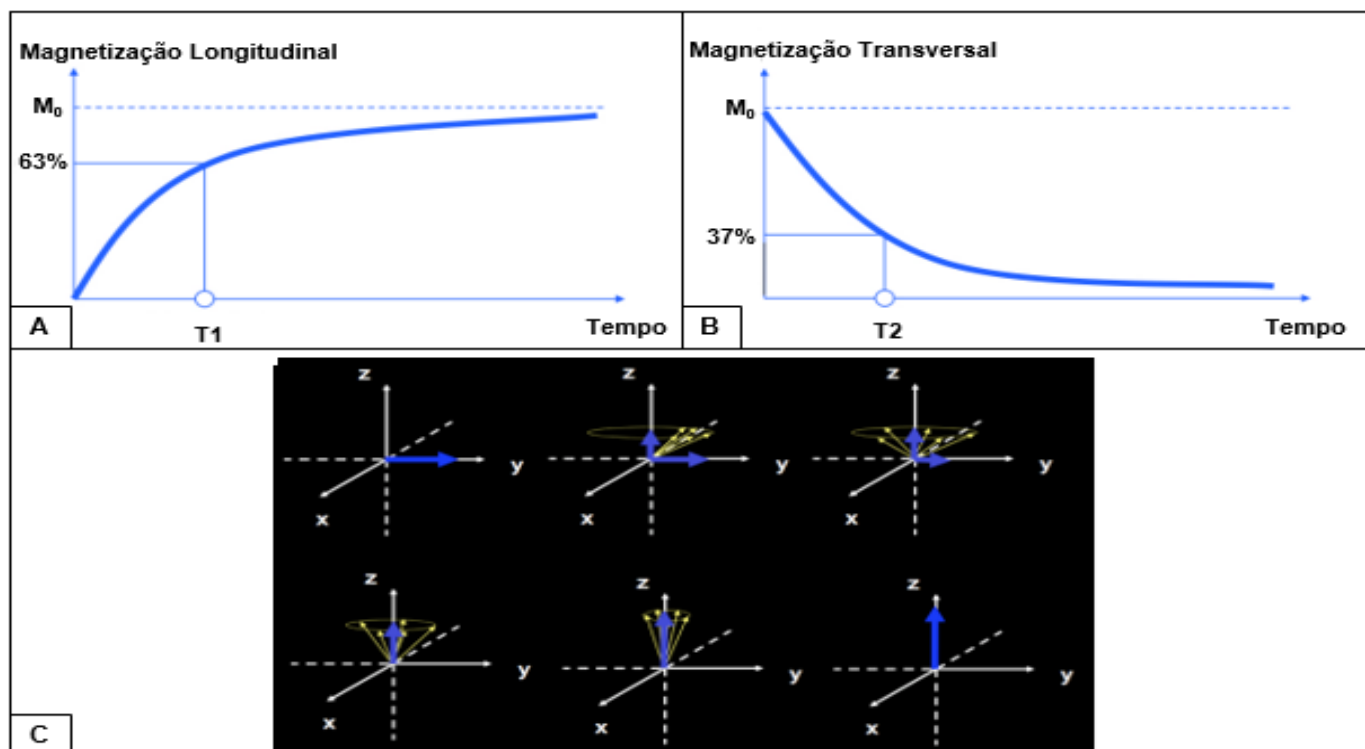


Figura 2.3 - Gráficos relativos ao aumento da Magnetização Longitudinal (A) e ao decaimento da Magnetização Transversal (B), e os seus respetivos tempos de T1 e T2. Em (C) é exemplificada a perda de coerência de fase dos prótons (setas amarelas) e consecutivo decaimento da magnetização no plano xy e aumento da magnetização para o plano z (setas azuis). Adaptado de Mazzola, 2009 ⁵.

2.4. Sequências de pulsos e contraste de imagem

De forma sucinta, uma sequência de pulsos é uma combinação de pulsos de RF, períodos temporais específicos (que irão influenciar o contraste de imagem) e recepção do respetivo sinal. O intervalo temporal entre cada pulso de excitação de 90° é denominado de Tempo de Repetição (TR) e determina o relaxamento T1 no momento de leitura de sinal. O Tempo de Eco (TE) é o intervalo temporal entre a aplicação do pulso de RF até à amplitude máxima de sinal induzido na bobina, e determina o relaxamento T2 até ao momento de leitura de sinal. Ambos intervalos temporais são medidos em milissegundos. Outros parâmetros que podem ser modificados, de modo a alterar o contraste são: o *flip angle*, o Tempo de Inversão, a quantidade de pulsos consecutivos de RF de 180° também denominado de Fator Turbo e o valor de *b* em imagem de difusão ⁶.

A intensidade de sinal dos tecidos, em imagens ponderadas em T1, é inversamente proporcional ao tempo de relaxação T1 dos tecidos. Ou seja, estruturas que apresentam um T1 longo (como o líquido cefalorraquidiano) irão ser visualizadas com menor intensidade de sinal, enquanto tecidos com T1 curto (como os lípidos) irão ser demonstrados com hipersinal. Imagens ponderadas em T1 apresentam valores de TR e TE curtos, onde é possível verificar uma maior diferenciação entre as estruturas ¹¹.

Em imagens ponderadas em T2, a intensidade de sinal é proporcional ao tempo de decaimento T2 dos tecidos, ou seja, em estruturas que apresentam T2 longo (como o líquido cefalorraquidiano) irão ser visualizadas com maior intensidade de sinal, enquanto tecidos com T2 curto (como os lípidos) irão ser demonstrados com hipossinal. Imagens ponderadas em T2 apresentam valores de TR e TE longos ¹¹.

A Densidade Protónica de um tecido é diretamente proporcional à quantidade de prótons de hidrogénio no meio. É possível suprimir quase na totalidade os efeitos de relaxação T1 e decaimento T2, escolhendo um TR longo (superior a 2000 ms) e um TE muito curto (mínimo possível). Em imagens ponderadas em Densidade Protónica, tecidos ricos em lípidos apresentam pouca quantidade de prótons, logo irão ser visualizados com menor intensidade de sinal, contrariamente aos líquidos, que se apresentam com hipersinal¹¹.

2.4.1. Sequência Spin-Eco

Na sequência spin-eco é utilizado um pulso inicial de 90° , de modo a mover o vetor de magnetização para o plano transversal. Quando este pulso é removido, é emitido um sinal de indução livre, e consecutivamente ocorre desfasamento dos *spins* devido à falta de homogeneidade de B_0 . De forma a compensar esta consequência, é utilizado um pulso de 180° que irá colocar transitoriamente os spins em fase, induzindo assim, um sinal máximo na bobina, denominado spin-eco - ver Figura 2.4 ⁶.

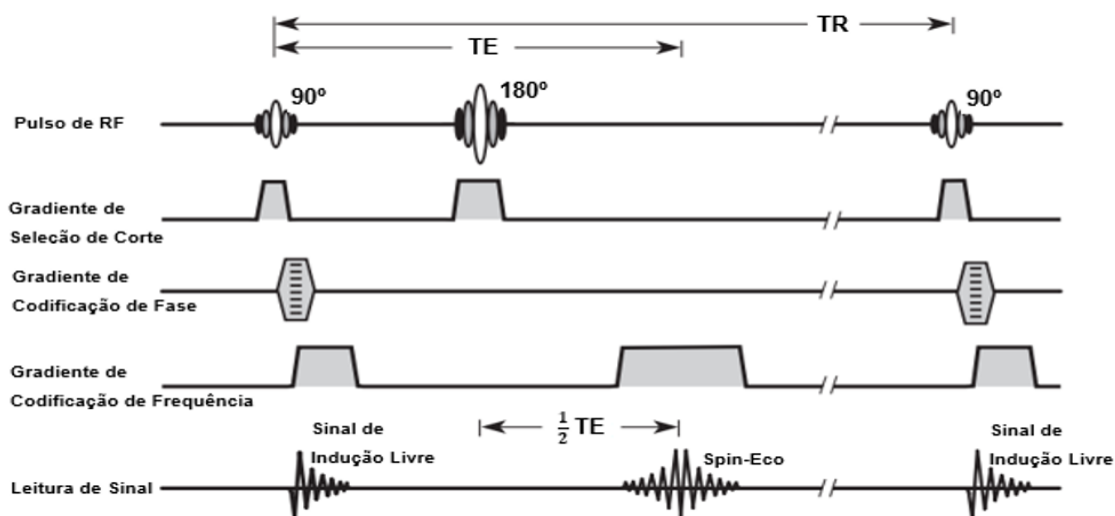


Figura 2.4 - Sequência spin-eco. Adaptado de Bushong & Clarke, 2015 ¹⁰.

2.4.2. Sequência Turbo Spin-Eco

Na sequência TSE são utilizados múltiplos pulsos de 180° após o pulso inicial de 90° , que originam um eco por cada pulso de refocalização, e permitem preencher uma nova linha do espaço K (irá ser abordado no Subcapítulo 2.5.). O número de pulsos de 180° durante um TR é denominado Fator Turbo, que indica a aceleração da sequência, comparativamente à spin-eco convencional (por exemplo, um Fator Turbo de 16 indica que a sequência TSE é 16 vezes mais rápida que a convencional). O sinal obtido por cada eco sucessivo irá ser menor do que o anterior, devido aos efeitos do decaimento T2, e irá apresentar diferentes TE. Por isso, a designação TE não existe nas sequências TSE, sendo então, denominado de TE efetivo. O eco que for próximo do centro do espaço K, irá ter maior influência no contraste da imagem – ver Figura 2.5 ⁸.

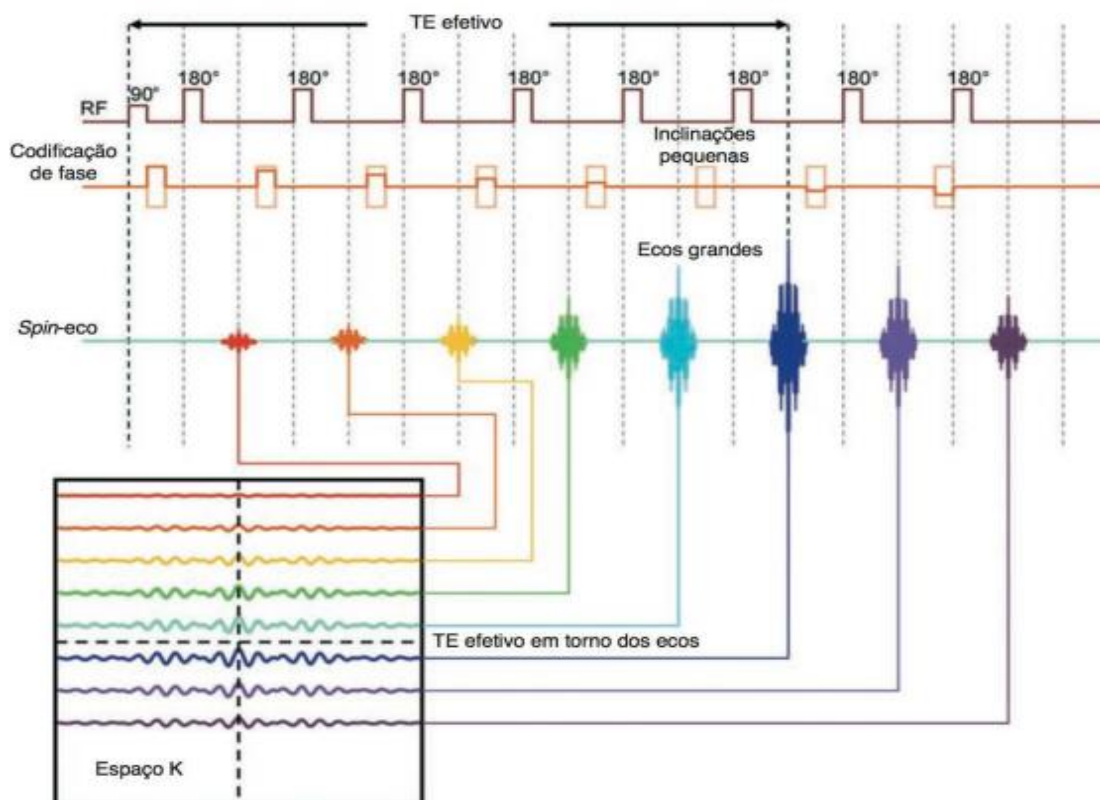


Figura 2.5 – Sequência TSE e localização dos ecos obtidos no espaço K. Westbrook, et al, 2013 ⁶.

2.5. Espaço K

O espaço K é uma matriz no domínio de frequência espacial, que apresenta todas as informações necessárias para a reconstrução da imagem em RM, como a frequência, fase e amplitude de cada localização no corte selecionado. É composto pelo eixo horizontal correspondente ao eixo da frequência, e pelo eixo vertical que corresponde ao eixo de fase. A parte central da matriz apresenta o máximo de amplitude de sinal e baixa resolução, e contém informações relativas ao contraste da imagem. As regiões mais externas apresentam baixa amplitude de sinal e alta resolução, e contém informações referentes aos contornos ^{6,12}.

Cada linha do espaço K num dado TR, é preenchida segundo a polaridade e inclinação do gradiente de fase. Na codificação de fase com polaridade positiva são preenchidas as linhas da metade superior do espaço K, e a codificação de fase com polaridade negativa são preenchidas as linhas da metade inferior. Os parâmetros que influenciam o tempo de preenchimento do espaço K e, conseqüentemente, a duração do exame são: o TR, a matriz de fase e o NEX. A transformação da imagem a partir das

informações contidas no espaço K, envolve uma complexa fórmula matemática denominada Inverso da Transformada de Fourier, em que o sinal recebido é transformado a partir do domínio das frequências para o domínio temporal ^{6,10}.

Relativamente aos métodos de codificação no espaço K, este pode ser organizado de várias formas de acordo com as técnicas aplicadas, como por exemplo, *single-shot*, *multi-shot* (Figura 2.6), *half-Fourier*, spin eco aceleradas, imagens paralelas, *keyhole* ¹³.

No método *single-shot*, a aquisição é codificada de forma linear segundo o eixo k_x , havendo posteriormente um impulso do gradiente de fase (denominado “*blipping*”) que permite codificar a linha seguinte no sentido oposto do espaço K, e assim consecutivamente, segundo o eixo k_y . É indicado para aquisições ultrarrápidas, e torna-se essencial para estudos funcionais de RM devido à rapidez e sensibilidade dos efeitos dependentes dos níveis de oxigenação sanguínea. A principal desvantagem é o comprometimento de uma alta resolução de imagem, devido às distorções e perda de sinal de T2* ¹⁴.

Na aquisição *multi-shot*, o espaço K é dividido em vários segmentos. O sinal do conjunto de linhas é adquirido, onde ocorre posteriormente o *blipping*, e é obtido o próximo conjunto de linhas no espaço K, no sentido oposto segundo o eixo k_y . É indicado para estudos ultrarrápidos (porém, não tão rápidos quanto o método *single-shot*). Pode ser usado para matrizes de maiores dimensões possibilitando a obtenção de melhor resolução espacial, comparativamente ao método *single-shot*. Como o tempo de aquisição é mais curto que o método *single-shot*, as distorções e perda de sinal são menos pronunciadas ¹⁴.

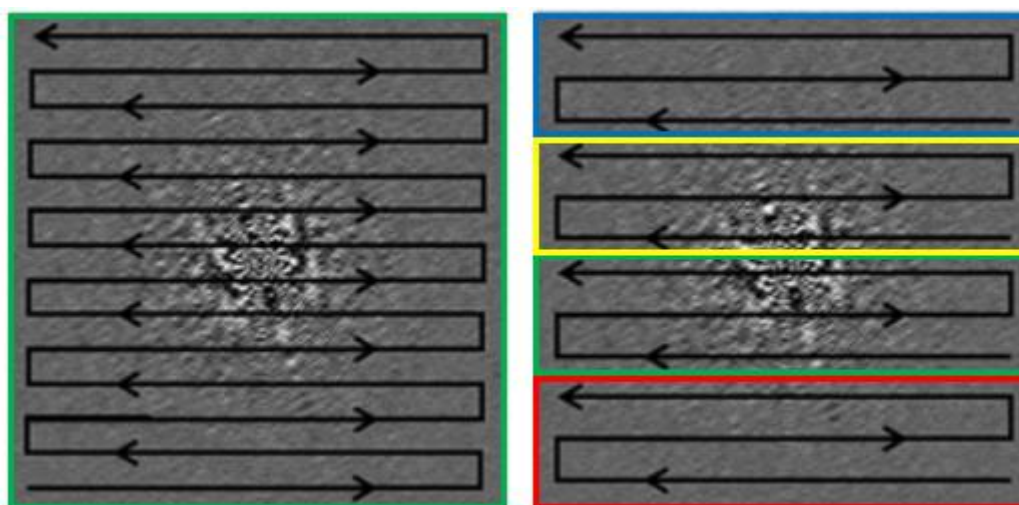


Figura 2.6 – Aquisição *single-shot* (à esquerda) e *multi-shot* (à direita). Adaptado de Huang, et al, 2015 ¹⁴.

2.5.1. Preenchimento parcial do espaço K

O espaço K apresenta uma propriedade designada simetria conjugada, ou seja, as informações da metade superior são idênticas à metade inferior, e as informações do lado esquerdo são idênticas ao lado direito. Esta relação matemática é também denominada simetria Hermitiana. A inclinação do gradiente de fase necessária para preencher uma linha numa metade da matriz, é idêntica à inclinação necessária para preencher a mesma linha na metade oposta, porém com polaridade invertida. Na mesma linha, a frequência digitalizada do eco é disposta linearmente, da esquerda para a direita do espaço K, em que o eco sofre refasamento, atinge o seu máximo no eixo central vertical, e ocorre posterior desfaseamento do sinal. A simetria Hermitiana poderá ser comprometida devido à presença de fluxo, alterações de fase de RF, presença de correntes de *Eddy* ou devido à relaxação de T2 no momento que o sinal é codificado ^{6,10}.

O tempo de exame é diretamente proporcional ao número de linhas de codificação em fase no espaço K, assim sendo, existem vários métodos para redução do tempo, entre os quais, a média parcial ou *Half-Fourier*. Este método utiliza a simetria conjugada em fase, em que metade das linhas do espaço K são adquiridas, e as restantes são inicialmente preenchidas com zeros (*zero-filling*), sendo depois extrapoladas das linhas previamente adquiridas – ver Figura 2.7. De forma a corrigir desvios de fase extrapolados erroneamente, é realizada uma leitura de oito linhas adicionais aos 50% do espaço K. A imagem resultante apresenta o mesmo FOV e resolução espacial. A desvantagem é a perda da SNR e um aumento da sensibilidade aos artefactos de movimento ^{10,12}.

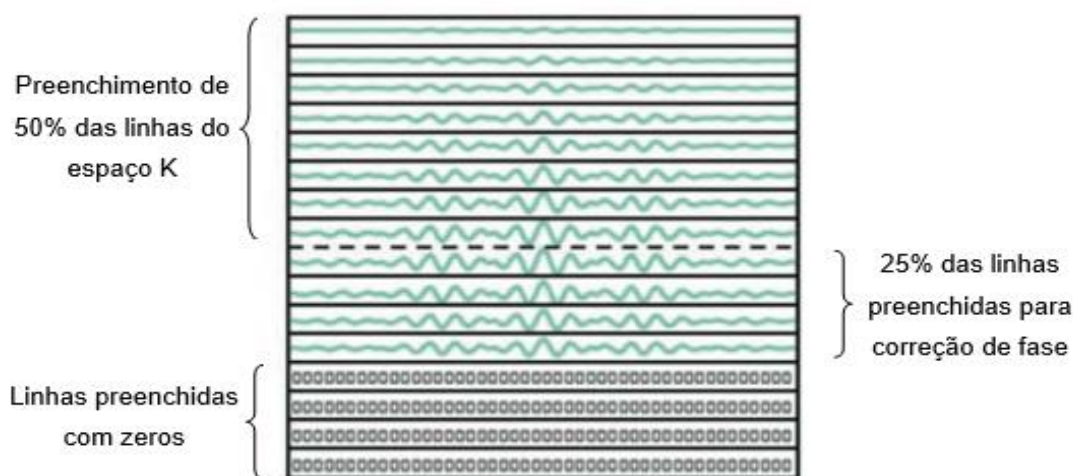


Figura 2.7 – Preenchimento parcial do espaço K (*Half-Fourier*). Adaptado de Westbrook, et al, 2013 ⁶.

É também possível reduzir simetricamente o espaço K na direção de leitura, porém não irá apresentar influência no tempo de aquisição. Este método permite a redução dos pontos de amostragem do eco, e assim, reduzir o TR mínimo. À semelhança do método de *Half-Fourier*, os dados em falta serão extrapolados, a partir dos dados previamente adquiridos ¹².

2.6. *Half-fourier acquisition single-shot turbo spin eco*

A técnica *single-shot* TSE utiliza apenas um pulso inicial de 90° seguido de um longo conjunto de ecos ou Fator Turbo, na qual são adquiridas todas as linhas de codificação em fase. Este tipo de técnicas são utilizadas sequencialmente em múltiplos cortes, ou seja, todo o corte é adquirido antes de passar para o seguinte corte ¹⁵.

Na técnica HASTE é combinada a técnica *single-shot* TSE e o preenchimento parcial do espaço K (denominado *Half-Fourier*), permitindo produzir imagens ponderadas em T2, com moderada resolução espacial e com um TE de 60 a 120 ms. Esta técnica possibilita uma redução considerável do tempo de aquisição, porém, verifica-se um diminuição da SNR e um aumento da taxa de absorção específica, devido ao longo conjunto de ecos utilizados^{6,15}.

A sua aplicação é predominantemente utilizada no estudo de estruturas que apresentem fluidos, como o sistema biliar e em colangiopancreatografia por RM, devido ao aumento do decaimento T2. Outro exemplo de um exame que também se utiliza a técnica HASTE, devido ao seu tipo de aquisição ultrarrápida é a Defecografia por RM. Segundo as linhas de orientação propostas pela *European Society of Urogenital Radiology*, a técnica HASTE é recomendada para a avaliação do peristaltismo uterino, devido à capacidade de produzir imagens cine. Este peristaltismo é identificado pelos movimentos rítmicos e ondulatórios do Endométrio. Caso a paciente apresente endometriose, durante a fase peri-ovulatória, o peristaltismo uterino é significativamente reduzido, devido às contrações constantes e intensas da endometriose, podendo interferir com a fertilidade ¹⁵⁻¹⁷

Capítulo 3 – Metodologia

No presente capítulo é apresentado o tipo e local de estudo, a população alvo e amostra, as variáveis do estudo, considerações éticas, procedimentos de recolha de dados, procedimentos de avaliação qualitativa e quantitativa das imagens, a avaliação de parâmetros de qualidade em fantoma e a análise e tratamento estatístico

3.1. Tipo de estudo

Trata-se de um estudo prospetivo, do tipo descritivo-correlacional de paradigma quantitativo e qualitativo

3.2. Local de estudo

O presente estudo decorreu no serviço de Imagiologia do Hospital Particular do Algarve/Unilabs, na Unidade de Gambelas em Faro, após a devida autorização da respetiva Diretora Clínica e Técnica Coordenadora. Procedeu-se à recolha de dados no intervalo temporal entre 15 de novembro de 2022 e 11 de janeiro de 2023.

3.3. População alvo e amostra

A população alvo do estudo foi centrada em pacientes com marcação prévia de RM pélvica, sendo considerados critérios de inclusão para a amostra, os pacientes não submetidos a histerectomia ou prostatectomia radical, e permissão da sua participação voluntária para o estudo mediante o consentimento informado livre e esclarecido. Foram excluídos do estudo, pacientes com contraindicações para realização de RM, presença de material cirúrgico e/ou prótese metálica femoroacetabular que originem artefactos metálicos na região a estudar e a recusa de participação voluntária mediante o consentimento.

O procedimento de amostragem incluiu 50 exames de RM pélvica de participantes adultos, sem limite de idade, de ambos os sexos. A amostra foi selecionada de forma não probabilística do tipo acidental. A amostragem não probabilística é definida como um processo seletivo, no qual cada elemento da população não apresenta igual probabilidade de ser escolhido para ser admitido na amostra. A amostragem do tipo acidental é formada por um grupo que está disponível no local num momento preciso, e são incluídos no estudo até a amostra atingir o tamanho desejado. Apresenta algumas vantagens, como a facilidade em atingir a quantidade necessária de amostra e é pouco onerosa, porém, apresenta pouca representatividade na generalização de resultados ^{18,19}.

3.4. Variáveis do estudo

O termo variável é definido como a atribuição de um atributo ou medida, aos conceitos abstratos. Permite realizar observações com rigor científico e expõe com fiabilidade o que irá ser observado ou medido. Entende-se por variável atributiva, quando não é possível controlar a variável, por ser uma característica inerente ao sujeito. A variável dependente define-se como uma característica que é alterada quando se manipula uma variável independente ¹⁸.

As variáveis atributivas deste estudo são: o sexo, idade, peso, altura e Índice de Massa Corporal (IMC) do participante. A variável dependente é a qualidade de imagem, em que as dimensões de operacionalização da variável são: (1) Análise de ruído na imagem; (2) Perceção de artefactos de movimento - respiratório e/ou peristáltico; (3) Delineação / Contornos das estruturas anatómicas; (4) Conspicuidade de patologias presentes (se aplicável). São também dimensões de operacionalização da variável dependente, a medida antero-posterior (AP) da pélvis e a medida da intensidade de sinal medida através de ROI, colocadas no tecido adiposo anterior, tecido adiposo posterior, músculo Piriforme, Próstata, Miométrio e Zona Juncional. Consideraram-se como variáveis independentes, o tempo de aquisição de exame e a técnica utilizada: HASTE versus T2 TSE.

3.5. Considerações éticas

Este estudo foi conduzido de forma a garantir a máxima conduta ética, realçando os direitos de anonimato e confidencialidade dos dados dos participantes.

Foi submetido à Comissão de Ética do Grupo Hospital Particular do Algarve, a qual emitiu parecer favorável nº 8/2022, a 1 de julho de 2022 (Anexo 1) com respetiva Adenda

(Anexo 2). Também se procedeu à submissão do estudo à Comissão de Ética da Escola Superior de Tecnologia da Saúde de Lisboa, a qual emitiu parecer favorável nº 85-2022, a 17 de outubro de 2022 (Anexo 3).

Os dados dos participantes foram pseudonimizados e codificados pelo Responsável de Proteção de Dados, passando a identificar os participantes pelo código “H0” seguido pelo respetivo número da amostra (exemplo: H016).

3.6. Procedimento de recolha de dados

Neste capítulo é apresentado o equipamento de RM utilizado neste estudo e respetivas técnicas, assim como a preparação e posicionamento do participante.

3.6.1. Equipamento de ressonância magnética

Foi utilizado um equipamento de marca MAGNETOM ESSENZA, *Siemens Healthineers*, Erlangen – Alemanha, com uma versão de *software syngo MR D14* e uma magnitude de campo de 1,5 Tesla. O magneto tem um diâmetro de 60 cm, com um sistema de gradientes *V-engine*, com amplitude máxima de 30 mT/m e uma taxa de variação máxima de 100 mT/m/s. Recorreu-se à antena de RF intrínseca do equipamento para transmissão de impulsos de RF, denominada *Body Coil*, e foi utilizada uma antena de corpo - *Body Matrix Coil* e antenas de mesa (*SPINE 32*) combinadas em arranjo de fase, para leitura do respetivo sinal de RM – ver Figura 3.8.

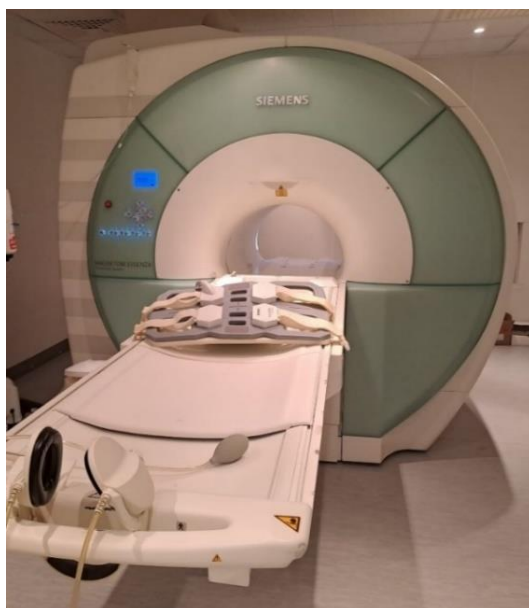


Figura 3.8 - Equipamento de RM utilizado e respetiva antena de corpo. Imagem original deste estudo.

3.6.2. Técnicas aplicadas no estudo

O protocolo institucional de RM pélvica masculina inclui T2 TSE e T1 TSE axiais da pélvis, seguido de T2 TSE triplanar de alta-definição para a próstata, imagem de difusão (b50, b800 e b1200) e T1 TSE axial pós-gadolínio, contabilizando um total de 25 minutos e 11 segundos. Para a RM pélvica feminina, o protocolo é dependente da informação clínica, em que, na sua generalidade se adquire T2 TSE triplanar e T1 TSE axial para a pélvis, seguido de T2 TSE coronal e axial dirigido ao corpo do útero, imagem de difusão (b50, b400, b800 e b1000), T1 TSE sagital e axial estrito com saturação de gordura. Se for necessário a administração de contraste é realizado T1 TSE axial e sagital dinâmico com saturação de gordura dirigido ao corpo do útero. O exame de RM pélvico feminino totaliza 27 minutos e 25 segundos sem administração de contraste, ou 34 minutos e 35 segundos com gadolínio.

De modo a ser possível comparar ambas as técnicas, foi utilizado o mesmo número de cortes, orientação, codificação de fase, matriz, tamanho do pixel, *flip angle* e utilização de imagem paralela. Os parâmetros subsequentes relativamente à técnica T2 TSE foram obtidos a partir do protocolo intrínseco da Instituição, em exames de RM pélvica feminina e masculina. Na técnica HASTE, os parâmetros foram obtidos e otimizados a partir de uma sequência-base do fabricante, em conjunto com as orientações de artigos de *Kataoka 2007*³ e *Tsuboyama 2020*².

É possível observar que foi utilizada uma largura de banda de 679 Hz/pixel na técnica HASTE, que é bastante superior à descrita por *Kataoka 2007*³ de 300Hz/pixel e *Tsuboyama 2020*² de 558 Hz/pixel, porque na generalidade, a técnica HASTE apresenta imagens com muito efeito “*blurring*”. Uma das formas de compensar esse efeito é aumentar a largura de banda, que vai consequentemente diminuir o espaçamento entre os ecos. *Westbrook 2013*⁶ refere que um espaçamento entre ecos muito longo, vai originar ecos finais muito fracos, e são estes ecos que contribuem para a resolução da imagem, porque ficam na periferia do espaço K.

Constatou-se uma diminuição de 71,4% no tempo de aquisição da sequência T2 TSE (3 minutos e 9 segundos) para a técnica HASTE (54 segundos).

Tabela 3.2 - Parâmetros utilizados nas técnicas T2 TSE e HASTE. Dados originais deste estudo.

Parâmetros	T2 TSE	HASTE
Número de cortes	20	20
Orientação	Sagital	Sagital
Codificação de fase	Anterior-posterior	Anterior-posterior
Matriz (pixels)	290x320	290x320
Tamanho do pixel (mm ³)	1,0x1,0x4,0	1,0x1,0x4,0
TR (ms)	6500	900
TE (ms)	93	97
NEX	4	3
Flip angle mínimo (°)	150	150
Fator de Fourier Parcial	---	5/8
Imagem Paralela	GRAPPA 2	GRAPPA 2
Largura de Banda (Hz/pixel)	200	679
Espaçamento entre ecos (ms)	8,44	4,42
Fator Turbo	24	290
Tempo de aquisição (min:seg)	03:09	00:54

3.6.3. Preparação e posicionamento do participante

De forma a confirmar a inexistência de contraindicações para a realização de qualquer exame de RM, foi fundamental a verificação do questionário de segurança, antes da entrada do participante na sala. Após a análise dos critérios de inclusão e exclusão para o presente estudo, foi facultado o consentimento informado, livre e esclarecido de participação à investigação (Apêndice 1).

O participante foi posicionado em decúbito dorsal sobre a mesa de exame, em *head-first*, com os membros superiores ao longo do corpo, os membros inferiores em extensão e foi colocada a bobina de corpo na região pélvica. Foi explicado todo o procedimento, a respetiva duração e foram disponibilizados protetores auriculares para diminuição do ruído acústico e um dispositivo de alarme, na necessidade de eventual assistência por parte do Técnico de Radiologia.

Segundo o protocolo de exames pélvicos desta instituição, é administrado um fármaco anticolinérgico (Brometo de Butilescopolamina). Porém, com o objetivo de analisar a influência de movimentos peristálticos das técnicas em estudo, não foi administrada a medicação referida.

3.7. Procedimento de avaliação qualitativa das imagens

Dois médicos radiologistas da instituição, com 9 e 31 anos de experiência profissional (doravante designados por observadores), foram convocados a preencher um questionário de avaliação subjetiva e qualitativa das imagens, segundo uma escala de *Likert*, conforme os parâmetros de qualidade imagiológica (descritos no Apêndice 2).

De modo a ser possível avaliar a reprodutibilidade inter-observador, os mesmos classificaram individualmente as imagens, na mesma estação de trabalho através do *software RadiAnt DICOM Viewer* © versão 2022.1.1. As imagens da região pélvica foram dispostas de forma emparelhada 2 a 2, apresentadas na orientação de perfil com referência à linha médio-sagital e nas ponderações em estudo. Os observadores não tiveram acesso às informações clínicas dos participantes, as condições de ambiente/luminosidade mantiveram-se idênticas e o tempo de análise das imagens foi cronometrado, obtendo um tempo médio total de 35 minutos. Não se registaram intercorrências durante a respetiva análise.

Tabela 3.3 – Critérios de avaliação subjetiva das imagens. Dados originais deste estudo.

Avaliação global da qualidade de imagem	Critérios de avaliação subjetiva dos observadores			
	Análise de Ruído na Imagem	Perceção de Artefactos de movimento (respiratórios e/ou peristálticos)	Delineação / Contornos das estruturas anatómicas	Conspicuidade de patologias presentes (se aplicável)
Imagem sem qualidade para diagnóstico	Excesso de ruído, imagem sem leitura	Excesso de artefactos, imagem sem leitura	Impossibilidade de delineação, sem leitura	Impossibilidade de delineação, sem leitura
Imagem com fraca qualidade	Muito ruído	Muitos artefactos	Fraca delineação	Fraca delineação
Imagem com qualidade aceitável	Algum ruído	Alguns artefactos	Delineação aceitável	Delineação aceitável
Imagem com boa qualidade	Pouco ruído	Poucos artefactos	Boa delineação	Boa delineação
Imagem de excelente qualidade	Ausência de ruído	Ausência de artefactos	Delineação excelente	Delineação excelente

A avaliação qualitativa permitiu examinar o seguinte: (1) Análise de ruído na imagem; (2) Percepção de artefactos de movimento - respiratório e/ou peristáltico; (3) Delineação / Contornos das estruturas anatómicas; (4) Conspicuidade de patologias presentes (se aplicável). Com base nesta análise subjetiva, é posteriormente possível definir de forma objetiva, a Avaliação global da imagem – ver Tabela 3.3.

3.8. Procedimento de avaliação quantitativa das imagens

Com o objetivo de avaliar quantitativamente as imagens deste estudo, foram delimitadas seis ROI em estruturas anatómicas específicas e foi medido o diâmetro AP da pélvis, desde o tecido cutâneo anterior ao tecido cutâneo posterior, como são apresentados na Figura 3.9. Foram colocadas duas ROI no tecido adiposo anterior e posterior da região pélvica, para cálculo da Homogeneidade de Sinal, através da Equação 3.3 ³.

$$\text{Homogeneidade de sinal} = \frac{\text{Sinal}_{\text{Tecido Adiposo Anterior}}}{\text{Sinal}_{\text{Tecido Adiposo Posterior}}} \quad (\text{Equação 3.3})$$

Foi também colocada uma ROI no músculo Piriforme, na Próstata (para participantes do sexo masculino), e no Miométrio e Zona Juncional (para participantes do sexo feminino). Estas duas últimas ROI mencionadas, permitem o cálculo do contraste entre estas estruturas, através da Equação 3.4 ².

$$\text{Contraste}_{\text{Miométrio/Zona Juncional}} = \frac{|\text{Sinal}_{\text{Miométrio}} - \text{Sinal}_{\text{Zona Juncional}}|}{|\text{Sinal}_{\text{Miométrio}} + \text{Sinal}_{\text{Zona Juncional}}|} \quad (\text{Equação 3.4})$$

A SNR da Próstata, Miométrio e músculo Piriforme, é calculada através da Equação 3.5, na qual se define através da razão entre a intensidade de sinal nas ROI mencionadas, pelo seu desvio-padrão ².

$$\text{SNR}_{\text{estrutura anatómica}} = \frac{\text{Sinal}_{\text{estrutura anatómica}}}{\sigma_{\text{estrutura anatómica}}} \quad (\text{Equação 3.5})$$

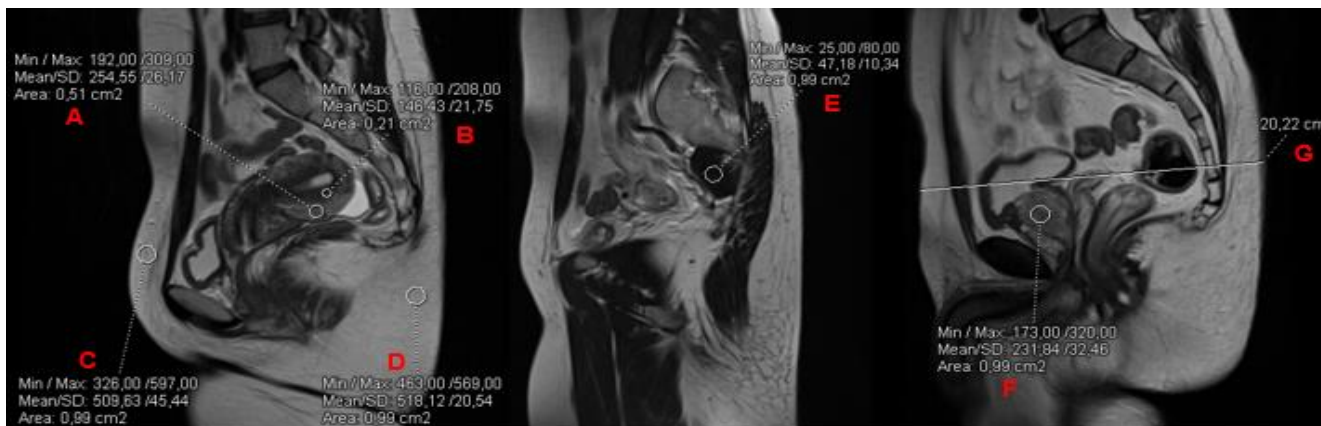


Figura 3.9 –Localização das ROI nas estruturas anatómicas: Miométrio (A), Zona Juncional (B), tecido adiposo anterior (C) e posterior (D), músculo Piriforme (E), Próstata (F) e medida do diâmetro AP da pélvis (G). Planos sagitais em T2 TSE. Imagens originais deste estudo, com recurso ao software Syngo.via.

3.9. Avaliação de parâmetros de qualidade em fantoma

De forma a ser possível avaliar os parâmetros inerentes a cada técnica utilizada, como a SNR, Uniformidade Integral e o Rácio de Artefacto Fantasma, para referência foi utilizado um fantoma cilíndrico *Siemens Plastic Bottle Phantom 7300 ml*, presente na instituição, composto por água, sulfato de níquel e cloreto de sódio – ver Figura 3.10.

Os procedimentos para controlo da qualidade que irão ser abordados neste capítulo, estão explanados no Relatório do *American Association of Physicists in Medicine* ²⁰, que compreendem métodos desenvolvidos pelo *National Electrical Manufacturers Association* ²¹ e pelo *American College of Radiology* ²². As delimitações das ROI foram realizadas com recurso ao software Syngo.via © - *Siemens Healthcare* versão VB40B.

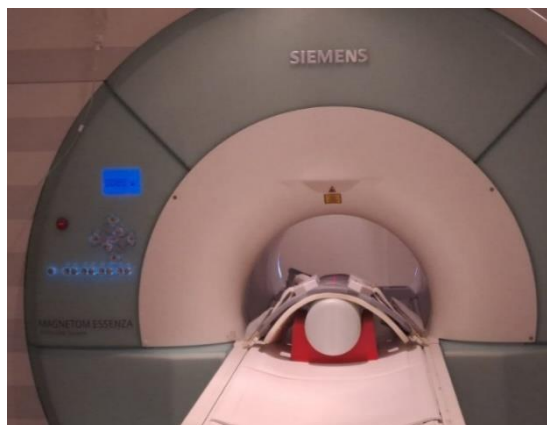


Figura 3.10 - Posicionamento do fantoma no equipamento de RM. Imagem original deste estudo.

3.9.1. Cálculo da Relação Sinal-Ruído

A SNR pode ser medida através da Equação 3.6, em que \bar{S} é a média de sinal medido na ROI que contém pelo menos 75% da área do fantoma, $\sigma_{background}$ é o desvio-padrão da ROI (área $\pm 1 \text{ cm}^2$) colocada à periferia do fantoma, como é possível verificar na Figura 3.11, e o valor 0,655 é um fator de correção em que a magnitude do sinal no *background* apresenta uma distribuição Riciana, e não Gaussiana.

$$SNR = \frac{0,655 \cdot \bar{S}}{\sigma_{background}} \quad (\text{Equação 3.6})$$

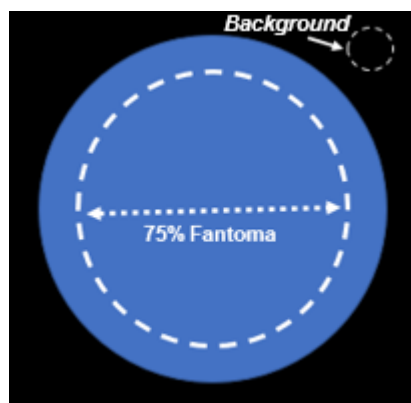


Figura 3.11 - Localização das ROI no fantoma, para cálculo da SNR. Imagem original deste estudo.

Os critérios de aceitação para os valores de SNR, não apresentam valores-padrão, pois estes serão específicos do sistema utilizado (tipos de antenas de RF, condições de exame, fantomas com valores T1 ou T2, entre outros). Os valores de SNR não podem ser iguais ou superiores aos descritos pelo fabricante da bobina.

3.9.2. Cálculo da Uniformidade Integral

A Uniformidade Integral (UI) corresponde à capacidade do sistema de RM, apresentar regiões uniformes num fantoma com a mesma intensidade. A não-uniformidade resulta da RF, da falta de homogeneidade do campo magnético ou da fraca compensação das correntes de *Eddy*. A UI é medida através da Equação 3.7, onde é colocada uma ROI no fantoma (área $\pm 1 \text{ cm}^2$) na área de menor intensidade de pixel (\bar{S}_{min}) e na área de maior intensidade de pixel (\bar{S}_{max}), como se verifica na Figura 3.12.

$$UI = 100 \cdot \left[1 - \frac{\bar{S}_{max} - \bar{S}_{min}}{\bar{S}_{max} + \bar{S}_{min}} \right] \quad (\text{Equação 3.7})$$

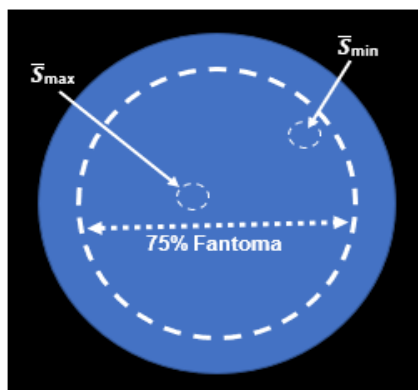


Figura 3.12 – Localização das ROI no fantoma, para cálculo da UI. Imagem original deste estudo.

Como critérios de aceitação, a percentagem de UI deverá ser igual ou superior a 90%, para equipamentos de 2 T ou inferiores.

3.9.3. Cálculo da Rácio de Artefacto Fantasma

O artefacto fantasma é geralmente consequência da instabilidade de sinal durante a aquisição. Quando se observa a presença excessiva deste artefacto (apenas observado na direção de codificação de fase), pode resultar num escurecimento de importantes detalhes. Os efeitos são mais evidentes em áreas de baixo sinal (no *background*). O Rácio de Artefacto Fantasma pode ser calculado através da média de sinal do fantoma (\bar{S}), e da média de sinal do *background*, em ROI retangulares (área $\pm 10 \text{ cm}^2$) colocados na orientação de Codificação em Frequência (\bar{S}_{CFr1} e \bar{S}_{CFr2}), e na orientação de Codificação em Fase (\bar{S}_{CFa1} e \bar{S}_{CFa2}), através da Equação 3.8 e segundo a Figura 3.13.

$$\text{Rácio de Artefacto Fantasma} = \left| \frac{(\bar{S}_{CFr1} + \bar{S}_{CFr2}) - (\bar{S}_{CFa1} + \bar{S}_{CFa2})}{2 \cdot \bar{S}} \right| \quad (\text{Equação 3.8})$$

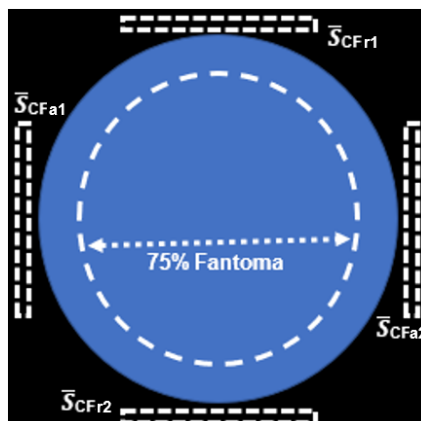


Figura 3.13 - Localização das ROI no fantoma, para cálculo do Rácio de Artefacto Fantasma. Imagem original deste estudo.

Não existem critérios de aceitação para o tipo de fantoma utilizado neste estudo, porém, em fantasmas de Acreditação do *American College of Radiology*, são definidos critérios de aceitação, para valores inferiores a 1%.

3.10. Análise e tratamento estatístico

De modo a realizar o tratamento estatístico dos dados recolhidos foi utilizado o *software Statistical Package for the Social Sciences (SPSS) © versão 26*.

Procedeu-se à análise descritiva da amostra, onde foram apresentadas as medidas de tendência central (média, moda, mediana, valores mínimos e máximos), as medidas de dispersão (amplitude interquartil e desvio-padrão), medidas de assimetria e achatamento/curtose da distribuição e medidas de associação, nomeadamente o coeficiente de correlação de *Spearman*. Para uma leitura e interpretação mais fluída e organizada, os dados foram expostos através de representações gráficas e em tabelas.

Como análise inferencial, foram realizados diversos testes estatísticos. De forma a avaliar se as ROI medidas no tecido adiposo anterior, posterior, músculo Piriforme, Próstata, Miométrio e Zona Juncional, pertenciam a uma distribuição normal, foi realizado o teste de ajustamento de *Kolmogorov-Smirnov*. Realizou-se o teste de *Levene* às ROI que apresentavam distribuição normal, de modo a confirmar a homogeneidade dos dados. Neste ponto, e segundo a natureza das variáveis, é possível definir quais os testes paramétricos e não paramétricos que serão utilizados.

No âmbito dos testes paramétricos, pretendeu-se analisar se existe diferença da média entre as ROI para cada técnica, através do Teste *t* para amostras emparelhadas. Relativamente aos testes não paramétricos, foi realizado o teste de *Wilcoxon* para duas amostras emparelhadas, de modo a avaliar se as amostras são provenientes de populações com a mesma distribuição.

Por último, foi calculado o coeficiente de *Kappa de Cohen*, para analisar o grau de concordância entre os observadores, na avaliação qualitativa das imagens.

Esta página foi propositadamente deixada em branco

Capítulo 4 – Análise e discussão de resultados

No presente capítulo pretende-se analisar os resultados de forma descritiva e inferencial, com o objetivo de responder à questão de investigação previamente formulada.

4.1. Análise de parâmetros de qualidade em fantoma

Para determinação do ruído da imagem, em ambas as técnicas, foi colocada uma ROI em pelo menos 75% da área do fantoma, e foi delimitada uma segunda ROI ($\pm 1 \text{ cm}^2$), na sua periferia – ver Figura 4.14. Foram calculados os valores da SNR através da Equação 3.6, descrita no capítulo anterior.



Figura 4.14 – Delimitação das ROI em fantoma, na técnica HASTE (à esquerda) e em T2 TSE (à direita), para cálculo da SNR. Imagem original deste estudo, com recurso ao *software* Syngo.via.

De forma a calcular a UI, foram colocadas duas ROI ($\pm 1 \text{ cm}^2$), nas áreas de maior e menor intensidade de sinal (Figura 4.15), definidos com recurso à manipulação de contrastes na imagem. Os cálculos foram realizados, segundo a Equação 3.7 do capítulo anterior.

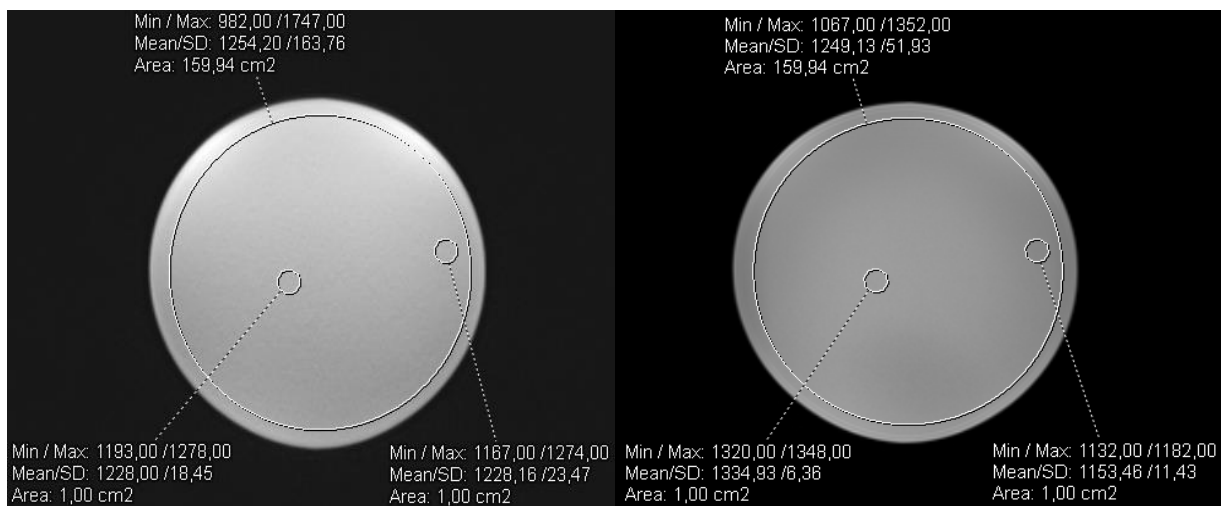


Figura 4.15 - Delimitação das ROI em fantoma, na técnica HASTE (à esquerda) e em T2 TSE (à direita) para cálculo da UI. Imagem original deste estudo, com recurso ao *software* Syngo.via

Para o cálculo do Rácio de Artefacto Fantasma foram colocadas ROI retangulares com uma área de 10 cm^2 em quatro áreas distintas, segundo a orientação da codificação em frequência e codificação em fase – ver Figura 4.16. O Rácio de Artefacto Fantasma foi calculado através da Equação 3.8, descrita no capítulo anterior.



Figura 4.16 - Delimitação das ROI em fantoma, na técnica HASTE (à esquerda) e em T2 TSE (à direita), para cálculo do Rácio de Artefacto Fantasma. Imagem original deste estudo, com recurso ao *software* Syngo.via

Resumidamente, os valores dos parâmetros de qualidade calculados no fantoma, relativos às técnicas HASTE e T2 TSE, estão expostos na Tabela 4.4. É possível verificar uma SNR superior para a técnica T2 TSE, ou seja, a sua intensidade de sinal é 431 vezes superior ao ruído, comparativamente à técnica HASTE (125dB), que corrobora o facto das imagens desta última técnica mencionada, apresentarem mais ruído que é característico desta aquisição ultrarrápida. Porém, os valores de UI são inferiores (91%), devido à maior diferença na intensidade de sinal dos pixels da imagem. O Rácio de Artefacto Fantasma apresenta um valor inferior para a técnica HASTE, que vem a confirmar a pouca frequência ou até mesmo, ausência de artefactos de movimento ou *ghosting*, neste tipo de aquisição. Todos os valores observados, encontram-se dentro dos limites dos critérios de aceitação, definidos no Relatório da *American Association of Physicists in Medicine* ²⁰.

Tabela 4.4 – Comparação dos valores dos parâmetros de qualidade das técnicas HASTE e T2 TSE, em fantoma. Dados originais deste estudo.

Parâmetros de Qualidade	HASTE	T2 TSE
Relação Sinal-Ruído	125 dB	431 dB
Uniformidade Integral	95%	91%
Rácio de Artefacto Fantasma	0,026%	0,214%

4.2. Análise descritiva

A análise descritiva é um ramo da Estatística, que tem como objetivo a caracterização da amostra em estudo. Apresenta um conjunto de medidas que permitem descrever as variáveis, relativamente à sua frequência de observação (medidas de tendência central), a sua dispersão em torno da tendência central (medidas de dispersão), a forma da distribuição dos elementos da amostra (medidas de assimetria e achatamento) e a indicação da intensidade e direcção da variação entre as variáveis, em amostras multivariadas (medidas de associação). Para uma interpretação mais fácil e intuitiva, torna-se essencial resumir e organizar os dados através de representações gráficas e tabelares ^{23,24}.

4.2.1. Análise descritiva aplicada à amostra

De uma amostra de 50 exames de RM à região pélvica, 20 dos participantes são do sexo feminino, correspondente a 40% da amostra, e 30 são do sexo masculino (60%). No que concerne às idades dos participantes, a média aritmética e desvio-padrão representou-se em 55,76 anos \pm 16,10 anos, uma mediana de 59,50 anos, um valor de moda de 67 anos, uma idade mínima de 21 anos e idade máxima de 84 anos. Relativamente ao tipo de simetria, a distribuição revela-se assimetricamente negativa ($Z_{\text{assimetria}} = -2,11$), ou seja, os dados apresentam uma tendência central para idades mais elevadas. Relativamente ao tipo de achatamento da distribuição, esta é aproximadamente mesocúrtica ($Z_{\text{curtose}} = -0,52$), em que a concentração dos dados encontra-se uniformemente distribuídos (dados apresentados no Apêndice 3).

Para uma melhor caracterização dos dados, as idades dos participantes foram estratificadas em sete intervalos etários e procedeu-se à diferenciação entre os sexos (gráfico 4.1). Verifica-se um valor máximo de 14 participantes do sexo masculino, entre os 60 e os 69 anos, e dois valores máximos de seis participantes do sexo feminino, entre os 20 a 29 anos, e dos 50 a 59 anos.

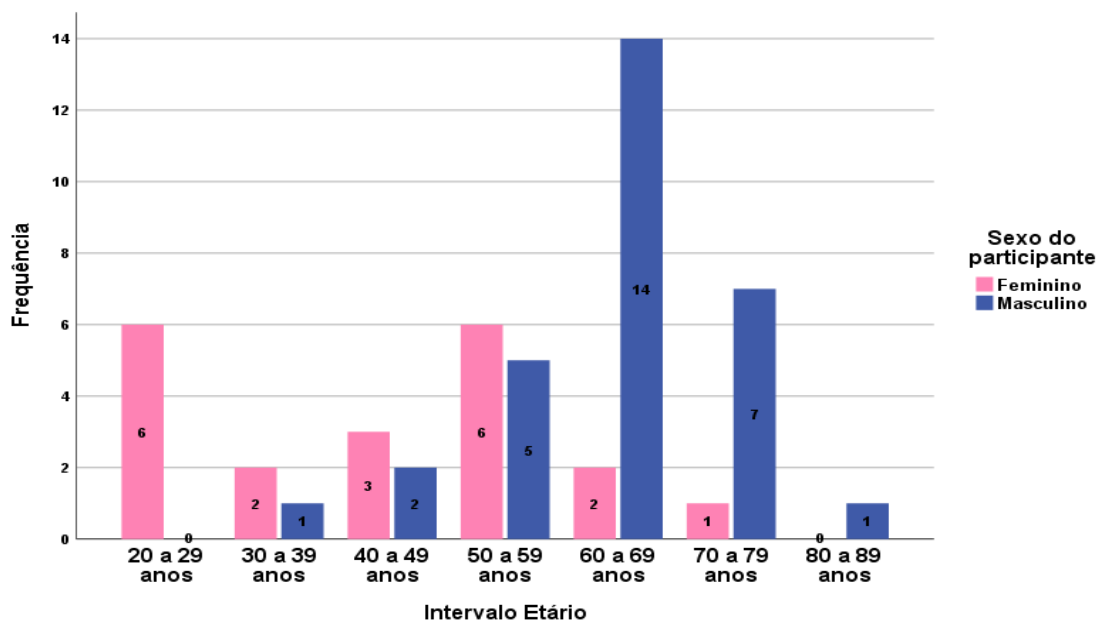


Gráfico 4.1 - Gráfico de Frequências, segundo o intervalo etário e sexo dos participantes. Dados originais deste estudo.

No gráfico 4.2 (em complemento com os dados do Apêndice 4), referente à idade e sexo dos participantes, é possível observar uma distribuição aproximadamente simétrica para o sexo feminino ($Z_{\text{assimetria}} = 0,03$), e uma distribuição com tendência para a assimetria negativa ($Z_{\text{assimetria}} = -1,67$) para o sexo masculino. A dispersão quartal para o sexo masculino é mais homogênea devido à amplitude interquartil apresentar um valor inferior (Amplitude interquartil = 12 anos), comparativamente ao sexo oposto (Amplitude interquartil = 30 anos). Verifica-se a presença de dois *outliers* moderados inferiores, sendo estes, os participantes masculinos com 37 e 42 anos.

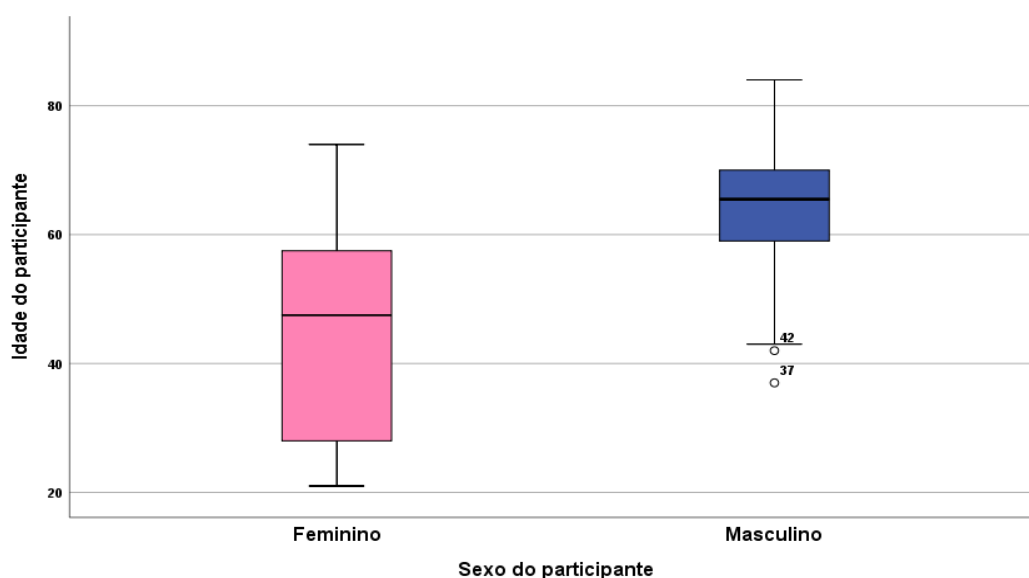


Gráfico 4.2 – Representação gráfica *BoxPlot* dos dados, segundo a idade e sexo do participante. Dados originais deste estudo.

No que concerne ao peso dos participantes, o valor médio foi $76,20 \text{ kg} \pm 12,99 \text{ kg}$, com um valor mínimo registado de 57 kg e um valor máximo de 105 kg. A altura média apresentou-se em $1,71 \text{ m} \pm 0,09 \text{ m}$, com um valor mínimo de 1,50 m e um valor máximo de 1,86 m. O IMC foi calculado segundo a razão entre o peso e o dobro da altura do participante. O valor médio de IMC, foi $26,03 \pm 3,69$ que se classifica em pré-obesidade, um valor mínimo de 20,06 (peso normal) e um valor máximo de 36,73 (classificação de obesidade grau II). Procedeu-se à classificação do IMC segundo a classificação exposta pela *World Health Organization* ²⁵. É possível analisar no gráfico 4.3, a quantificação de participantes segundo a classificação do IMC.

O IMC e o diâmetro AP da pélvis influenciam diretamente a qualidade de imagem, pois, quanto mais afastada estiver a antena da estrutura anatómica a estudar, menor será o valor da amplitude de sinal.

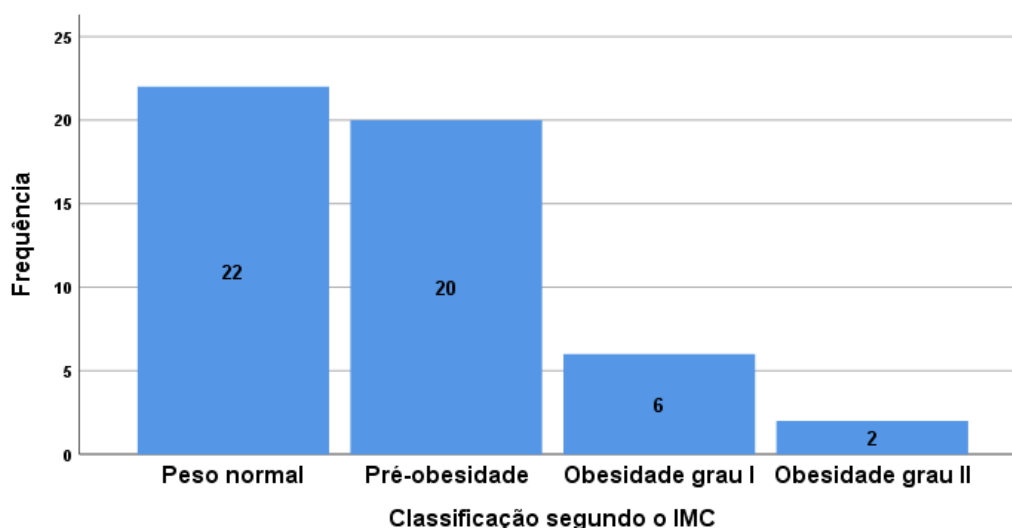


Gráfico 4.3 – Gráfico de frequências segundo a classificação de IMC. Dados originais deste estudo.

4.2.2. Análise descritiva aplicada à avaliação qualitativa das imagens

Relativamente à avaliação qualitativa das imagens, foi possível proceder à análise dos valores da média e desvio-padrão, segundo as respostas fornecidas no questionário de avaliação qualitativa (Apêndice 2), realizado pelos dois observadores. Os resultados estão representados na Tabela 4.5.

Tabela 4.5 – Valores de média e desvio-padrão das respostas de avaliação qualitativa das imagens, pelos observadores. Dados originais deste estudo.

Critérios de avaliação qualitativa da imagem	HASTE		T2 TSE	
	Observador 1	Observador 2	Observador 1	Observador 2
Análise de ruído na imagem	3,52 ± 0,54	2,88 ± 0,39	4,76 ± 0,43	3,98 ± 0,32
Perceção de artefactos de movimento (respiratório e/ou peristáltico)	4,06 ± 0,37	3,98 ± 0,14	3,18 ± 0,48	3,00 ± 0,29
Delineação/Contornos das estruturas anatómicas	3,84 ± 0,42	3,14 ± 0,54	4,00 ± 0,00	4,28 ± 0,54
Conspicuidade de patologias presentes (se aplicável)	3,54 ± 0,65	3,14 ± 0,35	3,96 ± 0,20	4,21 ± 0,47

De forma geral, os valores de média e desvio-padrão para cada técnica analisada, estão expressos na Tabela 4.6. É possível afirmar que o nível de ruído, delineação de estruturas anatómicas e conspicuidade de patologias, apresentam valores inferiores para a técnica HASTE (Alguns ruído, Delineação aceitável para estruturas anatómicas e patologias, respetivamente), comparativamente à técnica T2 TSE, porém, observam-se valores superiores na percepção de artefactos de movimento (Poucos artefactos).

Tabela 4.6 - Valores gerais de média e desvio-padrão da avaliação qualitativa das imagens e respetivo significado. Dados originais deste estudo.

Crítérios de avaliação qualitativa da imagem	HASTE	T2 TSE
Análise de ruído na imagem	3,20 ± 0,47 (Alguns ruído)	4,37 ± 0,38 (Pouco ruído)
Percepção de artefactos de movimento (respiratório e/ou peristáltico)	4,02 ± 0,26 (Poucos artefactos)	3,09 ± 0,39 (Alguns artefactos)
Delineação/Contornos das estruturas anatómicas	3,49 ± 0,48 (Delineação Aceitável)	4,14 ± 0,27 (Boa delineação)
Conspicuidade de patologias presentes (se aplicável)	3,34 ± 0,50 (Delineação Aceitável)	4,09 ± 0,34 (Boa delineação)

Após análise dos resultados de avaliação subjetiva da qualidade de imagem de cada técnica, é possível aferir com maior rigor, a análise objetiva da sua qualidade global, com recurso à Tabela 3.3 exposta no capítulo anterior. A técnica HASTE apresentou resultados com maior compatibilidade para a classificação de “Imagem com qualidade aceitável”, devido à presença de alguns ruído, delineação aceitável de estruturas anatómicas, e delineação aceitável de patologias presentes. Por sua vez, a técnica T2 TSE apresentou resultados de baixo ruído, boa delineação de estruturas anatómicas e boa delineação de patologias presentes, o que confere uma classificação global de “Imagem com boa qualidade”.

Estes resultados não permitem corroborar a assunção: “A técnica HASTE apresenta uma qualidade global equiparável à técnica T2 TSE.”

Na Figura 4.17, é possível verificar uma melhoria substancial da qualidade de imagem, relativamente aos artefactos de movimento respiratório e peristáltico, entre ambas as técnicas.

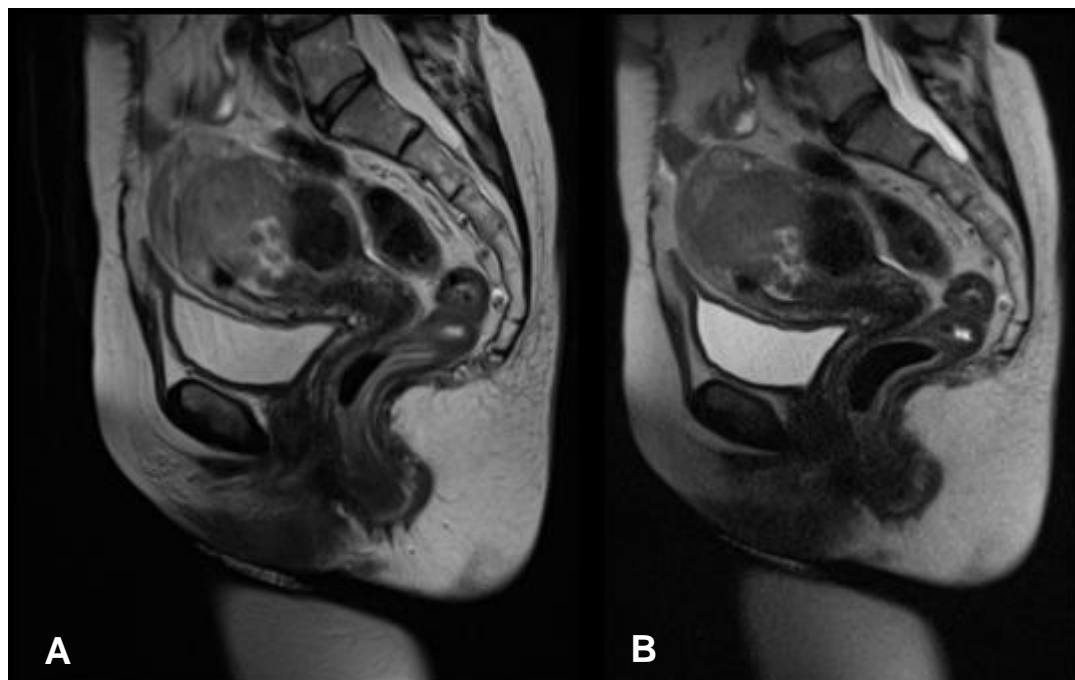


Figura 4.17 – Comparação das técnicas T2 TSE (A) e HASTE (B) sob influência de artefactos de movimento. Imagem original deste estudo.

4.2.3. Análise descritiva aplicada à avaliação quantitativa das imagens

Através da Tabela 4.7 é possível analisar os valores médios de intensidade de sinal e desvio-padrão dos pixels abrangidos pelas ROI, assim como os valores máximos e mínimos registados. Verificaram-se valores inferiores para a técnica HASTE, relativamente ao músculo Piriforme, Próstata, Miométrio e Zona Juncional, porém, os valores são superiores para o tecido adiposo anterior e posterior. Permite concluir que o sinal é apresentado com maior intensidade nas regiões perto das antenas de RF, e menos intenso em regiões mais profundas.

Tabela 4.7 - Valores de média e desvio-padrão, assim como, valor mínimo e máximo para as ROI localizadas nas diferentes estruturas anatómicas. Dados originais deste estudo.

	HASTE			T2 TSE		
	Valor Médio	Valor Mínimo	Valor Máximo	Valor Médio	Valor Mínimo	Valor Máximo
ROI _{tecido adiposo anterior}	470,02 ± 157,58	228,96	771,65	441,99 ± 90,42	278,12	691,82
ROI _{tecido adiposo posterior}	592,54 ± 56,47	450,82	692,82	543,58 ± 57,04	434,89	690,03
ROI _{músculo Piriforme}	74,65 ± 29,05	39,96	153,80	77,47 ± 25,42	44,10	136,95
ROI _{Próstata}	176,79 ± 36,88	105,69	247,84	199,03 ± 39,44	126,74	283,46
ROI _{Miométrio}	196,75 ± 73,02	82,47	352,00	217,65 ± 77,47	90,74	340,28
ROI _{Zona Juncional}	139,44 ± 48,08	52,10	230,00	147,47 ± 50,20	65,52	241,96

No que concerne à homogeneidade de sinal medida através das ROI colocados no tecido adiposo anterior e posterior, contraste das estruturas Miométrio/Zona Juncional, e a SNR medida no músculo Piriforme, Próstata e Miométrio, os valores médios encontram-se na Tabela 4.8. É possível analisar uma homogeneidade de sinal superior para a técnica T2 TSE, assim como, para os valores de SNR do músculo Piriforme, Próstata e Miométrio. Surpreendentemente, os valores de contraste entre o Miométrio e Zona Juncional mantiveram-se idênticos.

Tabela 4.8 – Valores de Homogeneidade de Sinal, Contraste e SNR de diferentes estruturas anatómicas. Dados originais deste estudo.

	HASTE	T2 TSE
Homogeneidade de Sinal	0,79	0,81
Contraste _{Miométrio/Zona Juncional}	0,21	0,21
SNR _{músculo Piriforme}	2,60 dB	4,75 dB
SNR _{Próstata}	3,95 dB	6,31 dB
SNR _{Miométrio}	5,19 dB	6,84 dB

Os valores da SNR do Miométrio e músculo Piriforme foram comparados com o estudo de *Tsuboyama 2020*². Verificaram-se valores inferiores no presente estudo, comparativamente ao artigo mencionado, nas técnicas HASTE e T2 TSE - Miométrio 7,88 dB e 7,48 dB respectivamente, e músculo Piriforme 8,18 dB e 7,79 dB respectivamente. Relativamente ao contraste entre o Miométrio e Zona Juncional, também se observaram valores inferiores em HASTE e T2 TSE (0,31 dB e 0,29 dB respectivamente).

Os dados do estudo de *Kataoka 2007*³ apenas foram disponibilizados em formato de representação gráfica *Boxplot*, sendo difícil a comparação dos resultados com o presente estudo, porém é possível deduzir que apenas os valores de homogeneidade de sinal em T2 TSE foram semelhantes, os restantes dados no artigo foram superiores.

Todos os dados presentes na Tabela 4.8, não permitem corroborar as suposições que referem que, a técnica HASTE apresenta uma boa homogeneidade de sinal e boa SNR comparativamente à técnica T2 TSE, pois a homogeneidade de sinal (apesar de ter valores quase semelhantes) são superiores para a técnica T2 TSE, assim como a SNR medida no Míométrio, Próstata e músculo Piriforme. Devido aos valores iguais, do contraste Míométrio/Zona Juncional, é possível aceitar a seguinte suposição: “A técnica HASTE apresenta um bom contraste de estruturas comparativamente à técnica T2 TSE”.

4.2.4. Coeficiente de correlação de *Spearman*

O coeficiente de correlação de *Spearman* é uma medida associativa que mede a intensidade de relação entre variáveis ordinais. O coeficiente R_s de *Spearman* varia entre -1 e +1, em que, quanto mais próximo dos extremos, maior será a relação linear entre as variáveis. Caso o valor de associação seja negativo, significa que as variáveis têm um sentido contrário, ou seja, uma variável aumenta enquanto outra diminui. Valores entre 0-0,20 a força de correlação não é significativa, entre 0,21-0,40 indica uma correlação fraca, 0,41-0,60 existe uma correlação moderada, 0,61-0,80 a correlação é forte, e entre 0,81-1,00 a correlação é muito forte^{26,27}.

De forma a analisar, se o peso, altura, IMC e diâmetro AP da pélvis, representam influência no ruído da imagem na técnica de HASTE, foi realizada o coeficiente de correlação de *Spearman*.

Hipótese do teste:

- H_0 : não existe relação entre as variáveis ($R_s = 0$)
- H_1 : existe relação entre as variáveis ($R_s \neq 0$)

Regras de decisão:

- Não rejeitar H_0 se $\text{Sig} > \alpha$ ($\alpha = 0,05$)
- Rejeitar H_0 (aceitar H_1) se $\text{Sig} \leq \alpha$ ($\alpha = 0,05$)²⁸

Com base nos resultados da Tabela 4.9 podemos concluir que o diâmetro AP apresenta uma correlação fraca e afeta de forma inversa a classificação da análise do ruído na imagem ($R_s = -0,295$, $p = 0,038$). Ou seja, quanto maior for o diâmetro AP da pélvis, maior a sua tendência para piores classificações apresentadas no questionário de avaliação qualitativa (muito ruído na imagem). O seu nível de significância permitiu rejeitar H_0 , ou seja, existe relação entre as variáveis. Por outro lado, o peso ($R_s = -0,239$, $p = 0,094$), altura ($R_s = -0,077$, $p = 0,596$) e IMC ($R_s = -0,195$, $p = 0,176$), com uma força de correlação não significante/fraca, também apresentam uma relação inversamente proporcional, porém, o seu valor de significância não permitem rejeitar H_0 , por não apresentarem valores estatisticamente significativos, com um intervalo de confiança de 95%.

Tabela 4.9 – Coeficiente de correlação de *Spearman*. Dados originais deste estudo.

	Análise qualitativa do ruído na imagem	
	Coeficiente R_s de <i>Spearman</i>	Sig
Peso	- 0,239	0,094
Altura	- 0,077	0,596
IMC	- 0,195	0,176
Diâmetro AP da pélvis	- 0,295	0,038

Segundo os valores acima tabelados, através do sentido de associação negativa em HASTE, é possível comprovar através da Figura 4.18 que à medida que aumenta o valor de peso, diâmetro AP e IMC, é evidenciada uma faixa de ruído na região central da pélvis, que impede uma correta leitura da anatomia pélvica e respetivas patologias. A presença desta faixa de ruído é possivelmente, devido ao facto, do aumento da distância da bobina de corpo e a estrutura anatómica em estudo. Apesar da comprovação subjetiva dos valores tabelados e da Figura abaixo, é possível verificar que o peso e IMC não apresentam valores estatisticamente significativos para aferir essa constatação.

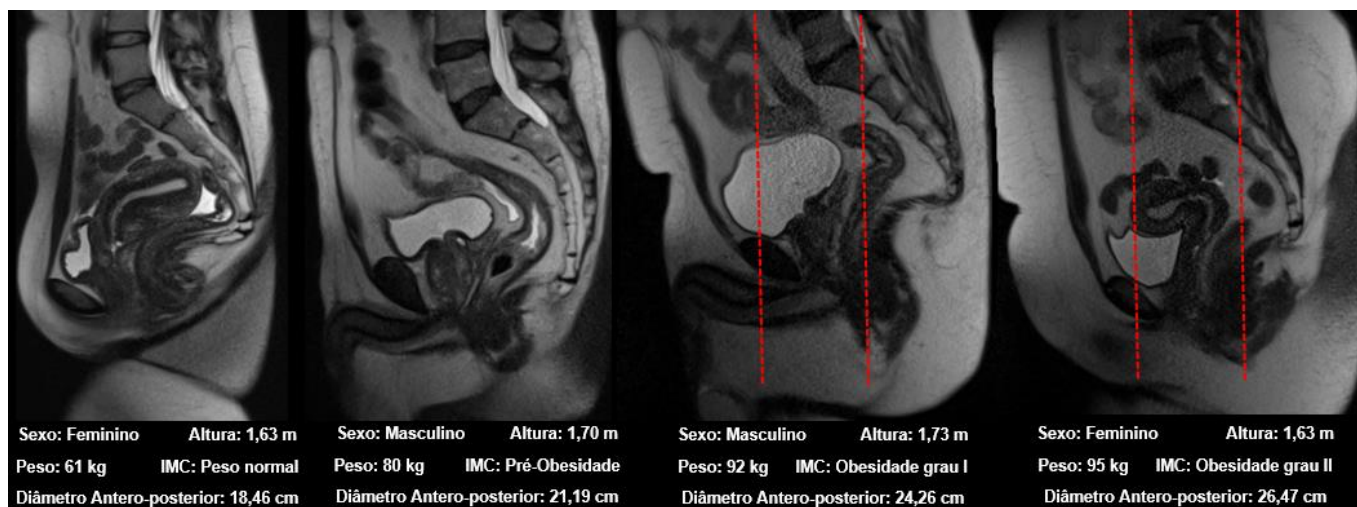


Figura 4.18 – Análise do grau de ruído, segundo o aumento do peso, altura, IMC e diâmetro AP. Planos sagitais em HASTE. Imagem original deste estudo.

4.3. Análise Inferencial

A análise inferencial é um procedimento importante na análise estatística, pois permite realizar uma inferência relativamente aos valores dos parâmetros da população, onde foram obtidas as amostras e validar hipóteses acerca desses parâmetros. A inferência estatística divide-se na área da teoria da estimação, na qual são estimados valores para a população teórica com base nas estimativas amostrais, e na área da teoria da decisão, que se fundamenta em tomar decisões com base em testes de hipóteses, apoiadas num grau de incerteza referente a essa tomada de decisão ²⁴.

O nível de confiança trata-se de uma probabilidade desse intervalo conter o valor do parâmetro, sendo expresso em percentagem, usualmente 90%, 95% ou 99%. Nas hipóteses formuladas, é apresentada a hipótese nula (H_0) que é considerada uma afirmação verdadeira até prova em contrário, e reflete a inexistência de diferença entre o observado na amostra e o que se pretende afirmar sobre a população. Por outro lado, temos a hipótese alternativa (H_1) que corresponde à afirmação contrária da hipótese nula ²⁸.

4.3.1. Teste de ajustamento de *Kolmogorov-Smirnov*

O teste de *Kolmogorov-Smirnov* (indicado para amostras superiores ou iguais a 30 elementos) permite analisar o ajustamento de uma variável à normalidade da distribuição, através da comparação de frequências relativas acumuladas observadas e as esperadas. Neste teste é essencial o conhecimento da média e desvio padrão da população, porém, quando não é possível determinar estes valores, é necessário realizar uma correção de *Lilliefors* ²⁷.

Para determinação do tipo de teste estatístico a utilizar, pretendeu-se determinar se as ROI do tecido adiposo anterior e posterior, músculo Piriforme, Próstata, Miométrio, e Zona Juncional, apresentam uma distribuição normal.

Hipótese do teste:

- **H₀**: O valor médio das ROI apresentam uma distribuição normal
- **H₁**: O valor médio das ROI não apresentam uma distribuição normal

Regras de decisão:

- Não rejeitar H₀ se Sig > α ($\alpha = 0,05$)
- Rejeitar H₀ (aceitar H₁) se Sig \leq α ($\alpha = 0,05$) ²⁸

Segundo a Tabela 4.10 é possível concluir que as ROI do tecido adiposo posterior, Próstata, Miométrio e Zona Juncional apresentam uma distribuição normal, visto que o valor de Sig > α ($\alpha = 0,05$). Por outro lado, as ROI do tecido adiposo anterior e músculo Piriforme apresentam Sig \leq α em pelo menos um valor nas duas técnicas, o que permite rejeitar H₀, com 95% de intervalo de confiança.

Tabela 4.10 – Teste de *Kolmogorov-Smirnov*. Dados originais deste estudo.

	Teste de <i>Kolmogorov-Smirnov</i> (com correção de <i>Lilliefors</i>)			
	HASTE		T2 TSE	
	Estatística de teste	Sig	Estatística de teste	Sig
ROI _{tecido adiposo anterior}	0,144	0,011	0,090	0,200
ROI _{tecido adiposo posterior}	0,074	0,200	0,066	0,200
ROI _{músculo Piriforme}	0,227	0,000	0,164	0,002
ROI _{Próstata}	0,096	0,200	0,095	0,200
ROI _{Miométrio}	0,172	0,125	0,132	0,200
ROI _{Zona Juncional}	0,146	0,200	0,104	0,200

4.3.2. Teste de *Levene* à homogeneidade de variâncias

De forma a verificar se é possível aplicar um teste paramétrico para posterior comparação de médias populacionais, é necessário afirmar que as variâncias populacionais são homogêneas. Este teste é particularmente robusto a desvios de normalidade, que não acontece com outros testes semelhantes ²⁴.

Após o teste de ajustamento à normalidade, é necessário entender se as ROI que apresentam distribuição normal, também apresentam homogeneidade entre as variâncias populacionais, através do teste de *Levene*.

Hipótese do teste:

- **H₀**: O valor médio das ROI do tecido adiposo posterior, Próstata, Miométrio e Zona Juncional têm a mesma variância (a amostra é homogênea)
- **H₁**: O valor médio das ROI do tecido adiposo posterior, Próstata, Miométrio e Zona Juncional não têm a mesma variância (a amostra não é homogênea)

Regras de decisão:

- Não rejeitar H_0 se $Sig > \alpha$ ($\alpha = 0,05$)
- Rejeitar H_0 (aceitar H_1) se $Sig \leq \alpha$ ($\alpha = 0,05$)²⁸

De acordo com o teste de *Levene* (Tabela 4.11), é possível verificar a homogeneidade de todas as variáveis, em que o valor de $Sig > \alpha$, o que não permite rejeitar H_0 com 95% de intervalo de confiança, ou seja, as ROI analisadas apresentam a mesma variância.

Tabela 4.11 - Teste de *Levene*. Dados originais deste estudo.

	Teste de <i>Levene</i>	
	Estatística de <i>Levene</i>	Sig
ROI _{tecido adiposo posterior}	0,012	0,914
ROI _{Próstata}	0,125	0,725
ROI _{Miométrio}	0,176	0,677
ROI _{Zona Juncional}	0,006	0,938

4.3.3. Teste *t* para amostras emparelhadas

O Teste *t* permite comparar valores médios de duas amostras emparelhadas, para avaliar se existe evidência estatística suficiente, para inferir se as médias pertencem à distribuição da população. É também indicado para a comparação de dois grupos diferentes, que apresentam alguma característica semelhante²⁷.

Comprovados os pressupostos para realização de testes paramétricos, foi realizado o Teste *t*, para verificar se existem diferenças dos valores da média entre as ROI.

Hipótese do teste:

- **H₀**: Não existe diferença da média entre as ROI medidas para cada técnica
- **H₁**: Existe diferença da média entre as ROI medidas para cada técnica

Regras de decisão:

- Não rejeitar H_0 se $\text{Sig} > \alpha$ ($\alpha = 0,05$)
- Rejeitar H_0 (aceitar H_1) se $\text{Sig} \leq \alpha$ ($\alpha = 0,05$)²⁸

Existem evidências estatísticas para afirmar que a média apresenta diferenças nas ROI para ambas as técnicas, nomeadamente no tecido adiposo posterior ($t_{(49)}=5,693$, $p=0,000$), Próstata ($t_{(49)}= -11,931$, $p=0,000$) e Miométrio ($t_{(49)}= -3,018$, $p=0,007$). A ROI na Zona Juncional ($t_{(49)}= -1,065$, $p=0,300$) apresenta um valor de $\text{Sig} > \alpha$, o que não permite rejeitar H_0 com 95% de intervalo de confiança, ou seja, não apresenta diferenças da média – ver Tabela 4.12.

Tabela 4.12 - Teste t para amostras emparelhadas. Dados originais deste estudo.

		Teste t para amostras emparelhadas	
		Estatística t	Sig
ROI _{tecido adiposo posterior}	HASTE vs T2 TSE	5,693	0,000
ROI _{Próstata}	HASTE vs T2 TSE	- 11,931	0,000
ROI _{Miométrio}	HASTE vs T2 TSE	- 3,018	0,007
ROI _{Zona Juncional}	HASTE vs T2 TSE	- 1,065	0,300

4.3.4. Teste de *Wilcoxon* para duas amostras emparelhadas

O teste de *Wilcoxon* é um teste não paramétrico que compara a medida de tendência central da população com um determinado valor teórico. É utilizado quando a variável é ordinal, ou mesmo que seja contínua, não apresenta distribuição normal e a sua melhor medida de tendência central é a mediana²⁴.

Hipótese do teste:

- **H₀**: As duas amostras são provenientes de populações com a mesma distribuição
- **H₁**: As duas amostras são provenientes de populações com distribuições distintas

Regras de decisão:

- Não rejeitar H_0 se $\text{Sig} > \alpha$ ($\alpha = 0,05$)
- Rejeitar H_0 (aceitar H_1) se $\text{Sig} \leq \alpha$ ($\alpha = 0,05$)²⁸

Com os dados apresentados na Tabela 4.13, é possível afirmar, que a ROI do tecido adiposo anterior ($\text{Wilcoxon}Z = -1,993$, $p = 0,046$) e a ROI do músculo Piriforme ($\text{Wilcoxon}Z = -3,128$, $p = 0,002$), são provenientes de populações com distribuições distintas, devido ao valor de $\text{Sig} \leq \alpha$, o que permite rejeitar H_0 com 95% de intervalo de confiança.

Tabela 4.13 - Teste de *Wilcoxon*. Dados originais deste estudo

		Teste de <i>Wilcoxon</i>	
		Estatística Z	Sig
ROI _{tecido adiposo anterior}	HASTE vs T2 TSE	- 1,993	0,046
ROI _{músculo Piriforme}	HASTE vs T2 TSE	- 3,128	0,002

4.3.5. Coeficiente de concordância *Kappa de Cohen*

O *Kappa de Cohen* é um teste estatístico robusto que permite avaliar o grau de concordância inter-observador. Os coeficientes de *Kappa* podem apresentar valores inferiores ou iguais a zero até 0,20 que indicam discordância total, entre 0,21 e 0,39 indicam mínima concordância, entre 0,40 e 0,59 fraca concordância, entre 0,60 e 0,79 moderada concordância, 0,80 e 0,90 concordância forte, e valores superiores a 0,90 indicam uma concordância quase perfeita²⁹.

Realizou-se o teste de *Kappa de Cohen*, de modo a entender o grau de concordância entre os dois observadores, no momento de avaliação qualitativa das imagens.

Hipótese do teste:

- H_0 : O valor de *Kappa* é igual a zero (discordância total)
- H_1 : O valor de *Kappa* é diferente de zero (concordância quase perfeita)

Regras de decisão:

- Não rejeitar H_0 se $\text{Sig} > \alpha$ ($\alpha = 0,05$)
- Rejeitar H_0 (aceitar H_1) se $\text{Sig} \leq \alpha$ ($\alpha = 0,05$)²⁸

A Tabela 4.14 permite analisar os valores de *Kappa*, que indicam uma discordância total entre os observadores ($Kappa < 0,20$), com um valor de $\text{Sig} > \alpha$ ($\alpha = 0,05$), o que não permite rejeitar H_0 com 95% de confiança. Apesar dos valores expostos, observam-se elevadas percentagens de concordância em algumas respostas facultadas, nomeadamente na perceção de artefactos de movimento na técnica HASTE e T2 TSE (84% e 72% respetivamente), Delineação de estruturas anatómicas e conspicuidade de patologias presentes em T2 TSE (64% e 70% respetivamente). Ou seja, os observadores tendencialmente concordam com as afirmações, porém, não concordam com a magnitude do valor atribuído.

Tabela 4.14 – Coeficiente de concordância de *Kappa de Cohen*. Dados originais deste estudo.

		HASTE	T2 TSE
Análise de ruído na imagem	<i>Kappa</i>	- 0,005	- 0,035
	Significância	0,920	0,329
	Concordância	38 %	22 %
Perceção de artefactos de movimento (respiratório e/ou peristáltico)	<i>Kappa</i>	- 0,023	0,093
	Significância	0,703	0,286
	Concordância	84 %	72 %
Delineação/Contornos das estruturas anatómicas	<i>Kappa</i>	0,007	0,000
	Significância	0,895	1,000
	Concordância	28 %	64 %
Conspicuidade de patologias presentes (se aplicável)	<i>Kappa</i>	- 0,014	- 0,026
	Significância	0,837	0,551
	Concordância	30 %	70 %

Capítulo 5 – Conclusão

Como conclusão do presente estudo, foi possível afirmar que, na avaliação global das imagens, a técnica HASTE obteve uma classificação qualitativa global de “Imagem com qualidade aceitável”, e T2 TSE apresentou-se como “Imagem com boa qualidade”. Isto significa que a técnica T2 TSE responde melhor em termos de qualidade de imagem, nas imagens em avaliação neste estudo.

A técnica HASTE apresentou valores inferiores nas ROI colocadas no músculo Piriforme, Próstata, Miométrio e Zona Juncional, porém, os valores são superiores para o tecido adiposo anterior e posterior, que permite concluir que o sinal é apresentado com maior intensidade nas regiões perto das antenas de RF, e menos intenso em regiões mais profundas. Verificou-se uma homogeneidade de sinal superior para a técnica T2 TSE, assim como, para os valores de SNR do músculo Piriforme, Próstata e Miométrio, por outro lado, os valores de contraste entre o Miométrio e Zona Juncional mantiveram-se idênticos.

O diâmetro AP apresenta uma correlação fraca e afeta de forma inversa a classificação da análise do ruído na imagem ($R_s = -0,295$, $p = 0,038$), ou seja, quanto maior for o diâmetro AP da pélvis, maior a sua tendência para piores classificações apresentadas no questionário de avaliação qualitativa (muito ruído na imagem).

Na análise das classificações das imagens, parece haver uma tendência na variação das mesmas, porém, os valores de coeficiente de *Kappa*, indicam uma discordância total inter-observador ($Kappa < 0,20$), nas respostas de avaliação qualitativa das imagens. Apesar dos valores tabelados, observam-se elevadas percentagens de concordância em algumas respostas facultadas, ou seja, os observadores tendencialmente concordam com as afirmações, porém, não concordam com a magnitude do valor atribuído. Este facto poderá dever-se à discrepância de anos de experiência em RM, entre os observadores.

Apesar de se observar uma diminuição de 71,4% no tempo de aquisição da técnica HASTE (54 segundos) relativamente a T2 TSE (3 minutos e 9 segundos), os resultados obtidos por esta técnica ultrarrápida, não são os ideais ao ponto de substituir completamente

a técnica T2 TSE. Pode ser útil, por exemplo, em neoformações próximas à parede abdomino-pélvica visto que, verificou-se uma maior intensidade de sinal no tecido adiposo anterior e posterior, comparativamente a T2 TSE e é possível remover os artefactos de movimento respiratório e peristáltico, nesta região sensível a estas condicionantes. Contudo, serão necessários estudos adicionais, para avaliar a efetividade neste caso.

Uma das limitações mais significativas no decorrer deste estudo, foi a literatura disponível ser pouco atual e reduzida, que não permitiu uma avaliação dos nossos resultados em relação com outros artigos. A avaliação apenas por dois observadores e uma metodologia de análise subjetiva, não suportada por ferramentas automatizadas, constituíram também limitações do estudo.

Como perspectivas futuras, poderá ser possível a realização de um outro estudo, num equipamento mais recente com gradientes mais eficientes (mantendo a mesma magnitude de campo de 1,5 T), e analisar as diferenças entre estudos. Poderá também ser possível realizar um estudo, para analisar a eficácia da Inteligência Artificial na eliminação do ruído nas imagens da técnica HASTE, de modo a obter imagens com melhor qualidade imagiológica, e consecutiva diminuição do tempo total de aquisição³⁰. Poderão também ser realizados estudos comparativos entre IMC, diâmetro AP e o ruído na imagem. A atenuação dos movimentos respiratórios com fármaco anticolinérgico, banda elástica e diâmetro AP. Realização do presente estudo com e sem patologia, de modo a analisar com maior eficácia a sua delineação e conspicuidade.

Referências bibliográficas

1. Boaventura CS, Rodrigues DP, Silva OAC, Beltrani FH, Melo RAB, Bitencourt AGV, et al. Avaliação das indicações de ressonância magnética da pelve feminina em um centro de referência oncológico, segundo os critérios do Colégio Americano de Radiologia. *Radiol Bras*. 2017;50(1):1–6.
2. Tsuboyama T, Takei O, Okada A, Honda T, Kuriyama K. Comparison of HASTE with multiple signal averaging versus conventional turbo spin echo sequence: a new option for T2-weighted MRI of the female pelvis. *Eur Radiol*. 2020;30(6):3245–53.
3. Kataoka M, Kido A, Koyama T, Isoda H, Umeoka S, Tamai K, et al. MRI of the female pelvis at 3T compared to 1.5T: Evaluation on high-resolution T2-weighted and HASTE images. *J Magn Reson Imaging*. 2007;25(3):527–34.
4. INFOMED. Detalhes do Medicamento: Buscopan [Internet]. 2021 [citado 5 de Janeiro de 2023]. Disponível em: https://extranet.infarmed.pt/INFOMED-fo/detalhes-medicamento.xhtml?med_guid=8ab526906d5d11e2849fb47d9d8b6174
5. Mazzola AA. Ressonância magnética: princípios de formação da imagem e aplicações em imagem funcional. *Rev Bras Física Médica*. 2009;3(1):117–29.
6. Westbrook C, Roth CK, Talbot J. Ressonância magnética: Aplicações práticas. 4th ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 2013.
7. Hayden ME, Nacher PJ. History and physical principles of MRI. *Magn Reson Imaging Handb*. 2016;1:1–25.
8. Currie S, Hoggard N, Craven IJ, Hadjivassiliou M, Wilkinson ID. Understanding MRI: Basic MR physics for physicians. *Postgrad Med J*. 2013;89:209–23.
9. Schild HH. MRI made easy. Berlim: Bayer Pharma AG; 2012.
10. Bushong SC, Clarke G. Magnetic Resonance Imaging: Physical and Biological Principles. 4th ed. Missouri: Elsevier; 2015.

11. Elmaoglu M, Çelik A. MRI Handbook - MR Physics, Patient Positioning and Protocols. New York: Springer; 2012.
12. Dale BM, Brown MA, Semelka RC. MRI Basic Principles and Applications. 5th ed. Chichester: Wiley Blackwell; 2015.
13. Jornada T da S, Murata CH, Medeiros RB. Influence of partial k-space filling on the quality of magnetic resonance images. *Radiol Bras*. 2016;49(3):158–64.
14. Paschal CB, Morris HD. K-Space in the Clinic. *J Magn Reson Imaging*. 2004;19:145–59.
15. McRobbie DW, Moore EA, Graves MJ, Prince MR. MRI From picture to Proton. 2nd ed. New York: Cambridge University Press; 2006.
16. Hogue H, Lalwani N. Magnetic Resonance Imaging Defecography: The Role of the Specialist Nurse. *J Radiol Nurs [Internet]*. 2022;41(3):180–7. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.jradnu.2022.05.008>
17. Bazot M, Bharwani N, Huchon C, Kinkel K, Cunha TM, Guerra A, et al. European society of urogenital radiology (ESUR) guidelines: MR imaging of pelvic endometriosis. *Eur Radiol*. 2016;27(7):2765–75.
18. Coutinho CP. Metodologia de Investigação em Ciências Sociais e Humanas: Teoria e Prática. Coimbra: Almedina; 2011.
19. Fortin MF, Côté J, F. F. Fundamentos e etapas do processo de Investigação. Loures: Lusodidacta; 2009.
20. Jackson EF, Bronskill MJ, Drost DJ, Och J, Pooley RA, Sobol WT, et al. Acceptance Testing and Quality Assurance Procedures for Magnetic Resonance Imaging Facilities. American Association of Physicists in Medicine. Houston; 2010.
21. National Electrical Manufacturers Association. Determination of Signal-to-Noise Ratio (SNR) in Diagnostic Magnetic Resonance Imaging. MS1 ed. Rosslyn: National Electrical Manufacturers Association; 2008. 1–19 p.
22. Price R, Allison J, Clarke G, Dennis M, Hendrick RE, Keener C, et al. Magnetic Resonance Imaging: Quality Control Manual. American College of Radiology. American College of Radiology; 2015. 120 p.
23. Pinto RR. Introdução à análise de dados com recurso ao SPSS. 2nd ed. Lisboa: Edições Silabo; 2012.

24. Marôco J. *Análise estatística com o SPSS Statistics*. 8th ed. Pêro Pinheiro: ReportNumber; 2021.
25. WHO. A healthy lifestyle - WHO recommendations [Internet]. 2010 [citado 3 de Fevereiro de 2023]. Disponível em: <https://www.who.int/europe/news-room/fact-sheets/item/a-healthy-lifestyle---who-recommendations>
26. Prion S, Haerling KA. Making sense of methods and measurement: Spearman-Rho ranked-ordered coefficient. *Clin Simul Nurs*. 2014;10(10):535–6.
27. Pestana MH, Gageiro JN. *Análise de dados para Ciências Sociais: A complementaridade do SPSS*. 5th ed. Lisboa: Edições Silabo; 2008.
28. Laureano RMS. *Teste de Hipóteses com o SPSS: O meu manual de consulta rápida*. 2nd ed. Lisboa: Edições Silabo; 2013.
29. McHugh ML. Interrater Reliability: the kappa statistic. *Biochem Medica* [Internet]. 2012;22(3):276–82. Disponível em: <https://hrcak.srce.hr/89395>
30. Li S, Zhou J, Liang D, Liu Q. MRI denoising using progressively distribution-based neural network. *Magn Reson Imaging* [Internet]. 2020;71:55–68. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.mri.2020.04.006>

Esta página foi propositadamente deixada em branco

Anexos

Anexo 1 – Parecer nº 8/2022 da Comissão de Ética do Grupo Hospital Particular do Algarve



COMISSÃO DE ÉTICA PARA A SAÚDE DO HOSPITAL PARTICULAR DO ALGARVE
PARECER Nº 8/2022

Assunto: Análise do estudo: “ESTUDO DA TÉCNICA *HALF-FOURIER ACQUISITION SINGLE-SHOT TURBO SPIN ECO* VERSUS T2 TURBO SPIN ECO EM EXAMES PÉLVICOS DE RESSONÂNCIA MAGNÉTICA 1,5 TESLA”

Nos termos e para os efeitos do disposto na alínea a), do nº 1 do art.º 9º da Lei nº 21/2014 de 16 de abril, foi solicitado o parecer desta Comissão, tendo em vista a autorização para a realização do estudo acima identificado.

No âmbito das competências que lhe são conferidas pelo art.º 3º do Decreto-Lei nº 80/2018 de 15 de outubro e pelo do art.º 16º da Lei nº 21/2014 de 16 de abril, a Comissão de Ética para a Saúde do Hospital Particular do Algarve, doravante designada por Comissão, analisou o processo que lhe foi apresentado para aquele efeito e avaliou todos os aspetos apontados no nº 6 do referido art.º 16º.

1. Pertinência do estudo e sua conceção

A ponderação T2 Turbo Spin Eco é uma das técnicas convencionais *standard*, utilizadas em inúmeros estudos de Ressonância Magnética (RM), nomeadamente em exames pélvicos, porque apresenta uma elevada relação sinal-ruído e resolução espacial, porém, devido ao seu elevado tempo de aquisição, são evidenciados artefactos de movimento peristáltico e respiratório, os quais deverão ser eliminados ou reduzidos para uma correta representação da anatomia.

De modo a ultrapassar estas condicionantes e na possibilidade de reduzir o tempo de aquisição, a técnica *Half-fourier Acquisition Single-shot Turbo spin Eco* (HASTE), surge como uma alternativa capaz de minorar os artefactos previamente apontados.

A pertinência do presente estudo, centra-se na avaliação da informação obtida através da técnica HASTE, comparativamente a T2 Turbo Spin Eco, permitindo analisar as diferenças da

qualidade de imagem em ambas as técnicas, através de uma diminuição dos artefactos de movimento e do tempo de aquisição do exame.

Desta forma, a investigação tem como objetivo principal: avaliar parâmetros de qualidade imagiológica, nomeadamente a relação sinal-ruído, a presença de artefactos, a avaliação de estruturas anatómicas, assim como a conspicuidade de patologias presentes.

Relativamente aos objetivos específicos pretende-se: i) analisar a efetividade clínica da técnica HASTE comparativamente à técnica T2 Turbo Spin-Eco; ii) analisar se a técnica HASTE apresenta suficiente detalhe anatomopatológico, de modo a fornecer um correto diagnóstico e iii) diminuir o tempo total de exame nos estudos pélvicos por RM.

2. Avaliação dos benefícios e riscos previsíveis

No projeto partilhado não são descritos os benefícios e os riscos previsíveis da investigação, além daqueles que são nomeados nos aspetos conceptuais do estudo.

3. O protocolo, incluindo os planos de divulgação do estudo

O projeto rececionado não identifica um protocolo da investigação, possuindo, contudo, um item denominado "Procedimento de Avaliação das Imagens", onde está descrito o procedimento relativo à avaliação da qualidade das imagens que serão recolhidas.

O projeto não faz alusão a planos de divulgação.

4. Aspetos metodológicos, incluindo o instrumento de colheita de dados e os aspetos éticos e de confidencialidade

No projeto enviado a esta Comissão existe um item denominado "Metodologia" onde estão incluídos o "tipo de estudo", o "local do estudo", a "população-alvo", a "amostra" com respetivos critérios de inclusão e exclusão e as "variáveis do estudo".

O instrumento de recolha de dados está omissivo.

Relativamente aos aspetos ligados à ética e à confidencialidade, o projeto tem a seguinte redação: "Este estudo irá garantir a máxima conduta ética e o direito de proteção de dados de todos os participantes. Os dados recolhidos, serão anonimizados, por pessoas ou entidade autorizadas, e serão guardados durante o decorrer do estudo e posteriormente destruídos conforme as leis de proteção de dados em vigor. O investigador principal não terá contacto com nenhum elemento da amostra, mas apenas com os equipamentos, parâmetros de sequência e imagens obtidas após anonimização, através de uma

funcionalidade de *software*. Os intervenientes admitidos no estudo apenas realizarão o exame médico que lhes for prescrito com o acréscimo da sequência HASTE que demorará cerca de 2 a 3 minutos. Antes da realização do exame, irá ser disponibilizado um consentimento informado, livre e esclarecido, aos intervenientes no estudo, onde constará toda a informação acerca dos objetivos do estudo, proteção de dados e a possibilidade de desistência a qualquer altura da sua participação. As imagens serão arquivadas no arquivo informático da clínica e os dados recolhidos para o estudo em ficheiro protegido com *password*. Será criado outro ficheiro onde constarão apenas imagens com dados relativos a idade e parâmetros técnicos da imagem e dados codificados. Este estudo não apresentará qualquer tipo de custo adicional para a ESTeSL, Hospital Particular do Algarve/Unilabs ou qualquer indivíduo interveniente no estudo. Os investigadores declaram que não existem conflitos de interesses”.

5. A aptidão do investigador principal e dos restantes membros da equipa:

O investigador principal – Tiago da Costa Cabrita – é licenciado em Imagem Médica e Radioterapia, exercendo a profissão na Unilabs/Grupo HPA Saúde. Tendo o presente projeto de investigação enquadramento académico – Mestrado em Radiações Aplicadas às Tecnologias da Saúde – em curso na Escola Superior de Tecnologia da Saúde de Lisboa, cremos que o investigador principal terá o devido acompanhamento por parte de um orientador interno do corpo docente do respetivo Mestrado, se bem que essa nomeação esteja omissa.

Face ao exposto e, considerando os documentos entregues para a avaliação e a sua fundamentação, parece-nos que o presente projeto de investigação cumpre os compromissos éticos e o respeito dos princípios deontológicos e legais específicos para estas situações, o que permite que esta Comissão profira um parecer favorável.

Contudo, solicita-se ao investigador principal o envio do consentimento informado que lhe deverá estar apenso, para efeitos de arquivamento e cumprimento de requisito legal.

Portimão, 01 de julho de 2022

Ana Paula Fontes

Consultora do Núcleo de Formação e Desenvolvimento Profissional

Vice-Presidente da Comissão de Ética para a Saúde

Grupo Hospital Particular do Algarve

Anexo 2 – Adenda ao Parecer nº 8/2022 da Comissão de Ética do Grupo Hospital Particular do Algarve

COMISSÃO DE ÉTICA PARA A SAÚDE DO HOSPITAL PARTICULAR DO ALGARVE
ADENDA A ao PARECER Nº 8/2022

Assunto: Adenda ao Parecer nº8/2022, relativo ao estudo “Estudo Comparativo da Técnica *Half-fourier Acquisition Single-shot Turbo spin Eco* versus T2 Turbo Spin Eco em exames pélvicos de Ressonância Magnética em 1,5 Tesla”

Uma vez que o Investigador Principal do estudo em assunto, Dr. Tiago da Costa Cabrita, enviou o documento solicitado (consentimento Informado a ser utilizado na investigação) e, que o mesmo cumpre todos os requisitos relativos e necessários ao cumprimento dos aspetos éticos e de confidencialidade, nomeadamente os contactos do encarregado de proteção de dados, considera esta Comissão que o projeto cumpre agora todos os requisitos para ter início.

Portimão, 07 de novembro de 2022

Ana Paula Fontes

Consultora do Núcleo de Formação e Desenvolvimento Profissional
Vice-Presidente da Comissão de Ética para a Saúde
Grupo Hospital Particular do Algarve

Anexo 3 – Parecer nº 85-2022 da Comissão de Ética da Escola Superior de Tecnologia da Saúde de Lisboa

CE-ESTeSL-Nº. 85-2022 – Tiago Costa Cabrita



De Comissão Ética <conselhodeetica@estesl.ipl.pt>
Para Maria Margarida Ribeiro <margarida.ribeiro@estesl.ipl.pt>, <2021113@alunos.estesl.ipl.pt>
Cc mestrados mestrados <mestrados@estesl.ipl.pt>
Data 2022-10-17 08:56

REFERÊNCIA INTERNA DO PROJETO: CE-ESTeSL-Nº. 85-2022 – Tiago Costa Cabrita

TÍTULO DO PROJETO: Estudo da Técnica *Half-fourier Acquisition Single-shot Turbo spin Eco* versus T2 Turbo Spin Eco em exames pélvicos de RM

Tipo de Projeto/Estudo: Investigação 2º ciclo

INVESTIGADOR/A RESPONSÁVEL: Tiago Costa Cabrita

Equipa: Professora Doutora Margarida Ribeiro

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

Instituição(ões) envolvidas: ESTeSL, Hospital Particular do Algarve, Unilabs

Exma. Senhora Profª. Doutora Margarida Ribeiro
Exmo. Senhor Dr. Tiago Costa Cabrita, estudante de mestrado

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

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

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

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

Com os melhores cumprimentos,
Rute Borrego

Rute Borrego | Professora Adjunta
Presidente da Comissão de Ética

Ax. D. João II, lote 4.69.01- Parque das Nações
1990-096 Lisboa | Portugal
conselhodeetica@estesl.ipl.pt
+351 218980447



Esta página foi propositadamente deixada em branco

Apêndices

Apêndice 1 – Consentimento Informado, Livre e Esclarecido

CONSENTIMENTO INFORMADO LIVRE E ESCLARECIDO PARA INVESTIGAÇÃO

Nome do Estudo:

“Estudo da Técnica *Half-fourier Acquisition Single-shot Turbo spin Eco* versus T2 Turbo Spin Eco em exames pélvicos de Ressonância Magnética em 1,5 Tesla”

Local de Estudo:

Hospital Particular do Algarve/ Unilabs - Faro

Informação ao Participante

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.

Os Investigadores agradecem a atenção dispensada.

Dados do Investigador Principal:

Nome: Tiago da Costa Cabrita

E-mail: tiago.cabrita@unilabs.com

Número Mecanográfico: 9643

Dados do Encarregado de Proteção de Dados:

Nome: Miguel A. Pimenta

E-mail: miguel.pimenta@unilabs.com

Qual o objetivo do estudo?

Este estudo apresenta como objetivo principal, a avaliação de parâmetros de qualidade imagiológica de uma sequência ultrarrápida, e comparar com outra sequência já protocolada nesta Instituição.

Porque está a ser convidado(a) para participar neste estudo?

Estamos a convidar para este estudo, todos os pacientes que apresentem marcação de exame de Ressonância Magnética à região pélvica.

Tem de participar neste estudo?

A sua participação é voluntária. Tem toda a liberdade para recusar participar ou poderá suspender a qualquer momento deste estudo. A decisão de não participar neste estudo, não terá qualquer penalização, nem afetará de nenhum modo, o seu direito aos cuidados médicos que lhe são prestados presentemente ou futuramente, nesta Instituição.

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

O seu exame de Ressonância Magnética irá decorrer dentro da normalidade, e não irá alterar o protocolo previamente estabelecido, de modo a obter o seu resultado de diagnóstico. O seu tempo de exame apenas irá aumentar até 4 minutos. Após a realização do seu exame, iremos ter acesso às imagens do seu exame e à duração total do mesmo, mas não teremos acesso aos seus dados pessoais, pois os mesmos vão ser anonimizados.

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

A sua participação não apresentará qualquer risco, desconforto, ou benefício individual. Estará a contribuir para o desenvolvimento tecnológico e científico. Com este estudo pretende-se estudar uma técnica de aquisição de imagem em ressonância magnética, com o intuito de diminuir o tempo total de exame, tornando-o mais cómodo, pelo que, poderá tornar-se num benefício individual futuramente.

Participar neste estudo acarreta custos financeiros?

Este estudo não acarreta custos financeiros, porém também não haverá qualquer tipo de remuneração pela sua participação.

Como será mantida a sua confidencialidade durante o estudo?

Este estudo irá garantir a máxima conduta ética e o direito de proteção de dados de todos os participantes. Os dados recolhidos, serão pseudonimizados e randomizados, pelo Responsável da Chave de Codificação Dr. Miguel Alexandre Vitorino Tendeiro Pedroso Pimenta, e serão guardados durante o decorrer do estudo e destruídos no dia 01 de julho de 2023, conforme as leis de proteção de dados em vigor. O estudo obteve parecer favorável nº 8/2022 da Comissão de Ética do Grupo Hospital Particular do Algarve Saúde.

A quem deve colocar questões sobre o assunto?

O Investigador Principal poderá responder a qualquer dúvida que apresente. Os dados do Investigador Principal e do Encarregado de Proteção de Dados, estão apresentados na folha de rosto deste Consentimento Informado.

CONSENTIMENTO INFORMADO LIVRE E ESCLARECIDO PARA INVESTIGAÇÃO

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 às imagens do meu exame, bem como a sua partilha dentro dos limites da lei;
- Tive oportunidade de colocar questões e obtive as respetivas respostas;
- Se pretender, poderei solicitar uma cópia assinada e datada deste Consentimento Informado.

Aceito participar neste estudo

Recuso participar neste estudo

Nome Completo do Participante ou seu Representante Legal: _____

Assinatura: _____ Data: ___/___/___

Dados do Investigador Principal:

Nome: Tiago da Costa Cabrita

E-mail: tiago.cabrita@unilabs.com

Assinatura do Investigador Principal: _____

Data: ___/___/___

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: _____ Data: ___/___/___

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

Poder paternal (participante menor)

Curador (participante inabilitado)

Tutor (participante menor ou interdito)

Caso o participante seja menor (com idade compreendida entre os 12 e os 18 anos) e apresente discernimento, poderá permitir o seu Assentimento Informado, segundo os Princípios da Carta dos Direitos das Crianças.

Aceito participar neste estudo, de acordo com o meu Assentimento Informado.

Apêndice 2 – Questionário de Avaliação Qualitativa das Imagens

Avaliador nº 1 / 2

Codificação nº H0 _____

Análise de Ruído na imagem				
<input type="checkbox"/> Excesso de ruído, imagem sem leitura	<input type="checkbox"/> Muito ruído	<input type="checkbox"/> Algum ruído	<input type="checkbox"/> Pouco ruído	<input type="checkbox"/> Ausência de ruído
Percepção de Artefactos de Movimento (Respiratório e/ou Peristáltico)				
<input type="checkbox"/> Excesso de artefactos, imagem sem leitura	<input type="checkbox"/> Muitos artefactos	<input type="checkbox"/> Alguns artefactos	<input type="checkbox"/> Poucos artefactos	<input type="checkbox"/> Ausência de artefactos
Delineação/Contornos das estruturas anatómicas				
<input type="checkbox"/> Impossibilidade de delineação, sem leitura	<input type="checkbox"/> Fraca delineação	<input type="checkbox"/> Delineação aceitável	<input type="checkbox"/> Boa delineação	<input type="checkbox"/> Delineação excelente
Conspicuidade de patologias presentes (se aplicável)				
<input type="checkbox"/> Impossibilidade de delineação, sem leitura	<input type="checkbox"/> Fraca delineação	<input type="checkbox"/> Delineação aceitável	<input type="checkbox"/> Boa delineação	<input type="checkbox"/> Delineação excelente
<input type="checkbox"/> Não Aplicável				

Codificação nº H0 _____

Análise de Ruído na imagem				
<input type="checkbox"/> Excesso de ruído, imagem sem leitura	<input type="checkbox"/> Muito ruído	<input type="checkbox"/> Algum ruído	<input type="checkbox"/> Pouco ruído	<input type="checkbox"/> Ausência de ruído
Percepção de Artefactos de Movimento (Respiratório e/ou Peristáltico)				
<input type="checkbox"/> Excesso de artefactos, imagem sem leitura	<input type="checkbox"/> Muitos artefactos	<input type="checkbox"/> Alguns artefactos	<input type="checkbox"/> Poucos artefactos	<input type="checkbox"/> Ausência de artefactos
Delineação/Contornos das estruturas anatómicas				
<input type="checkbox"/> Impossibilidade de delineação, sem leitura	<input type="checkbox"/> Fraca delineação	<input type="checkbox"/> Delineação aceitável	<input type="checkbox"/> Boa delineação	<input type="checkbox"/> Delineação excelente
Conspicuidade de patologias presentes (se aplicável)				
<input type="checkbox"/> Impossibilidade de delineação, sem leitura	<input type="checkbox"/> Fraca delineação	<input type="checkbox"/> Delineação aceitável	<input type="checkbox"/> Boa delineação	<input type="checkbox"/> Delineação excelente
<input type="checkbox"/> Não Aplicável				

Apêndice 3 – Estatística descritiva relativamente à Idade dos participantes

Estatística Descritiva

Idade do participante

N	Válido	50
	Omisso	0
Média		55,76
Mediana		59,50
Modo		67
Erro Desvio		16,099
Variância		259,166
Assimetria		-,710
Erro de assimetria padrão		,337
Curtose		-,343
Erro de Curtose padrão		,662
Intervalo		63
Mínimo		21
Máximo		84
Percentis	25	45,50
	50	59,50
	75	67,00

Apêndice 4 – Estatística descritiva relativamente à Idade e Sexo dos participantes

		Estatística Descritiva		Estatística	Desvio Padrão
		Sexo do participante			
Idade do participante	Feminino	Média		44,30	3,661
		95% de Intervalo de	Limite inferior	36,64	
		Confiança para Média	Limite superior	51,96	
		5% da média aparada		43,94	
		Mediana		47,50	
		Variância		268,116	
		Erro Padrão		16,374	
		Mínimo		21	
		Máximo		74	
		Amplitude		53	
		Amplitude interquartil		30	
		Assimetria		,015	,512
		Curtose		-1,248	,992
	Masculino	Média		63,40	1,926
		95% de Intervalo de	Limite inferior	59,46	
		Confiança para Média	Limite superior	67,34	
		5% da média aparada		63,78	
		Mediana		65,50	
		Variância		111,283	
		Erro Padrão		10,549	
		Mínimo		37	
		Máximo		84	
		Amplitude		47	
		Amplitude interquartil		12	
		Assimetria		-,714	,427
Curtose		,680	,833		