



**Escola Nacional
de Saúde Pública**

UNIVERSIDADE NOVA DE LISBOA

**Caraterização dos valores da Taxa de Absorção Específica em
exames de Ressonância Magnética Fetal**
Saúde Pública

Sandra Isabel do Carmo Silva

Agosto 2023



**Escola Nacional
de Saúde Pública**

UNIVERSIDADE NOVA DE LISBOA

Caraterização dos valores da Taxa de Absorção Específica em exames de Ressonância Magnética Fetal

Dissertação apresentada para cumprimento dos requisitos necessários à obtenção do grau de Mestre em Saúde Pública, realizada sob a orientação científica do Professor Doutor Florentino Serranheira e co-orientação científica do Professor Doutor Luis Freire

Agosto 2023

Agradecimentos

O primeiro agradecimento é para o meu orientador, Prof Dr. Florentino Serranheira pela motivação desde o início do curso e cuidadosa orientação deste trabalho.

Ao Prof Dr. Luis Freire, pela disponibilidade na co-orientação do trabalho.

À Escola Nacional de Saúde Pública e aos seus profissionais pelo apoio institucional.

Aos responsáveis pelo serviço de Imagiologia do Centro Hospitalar onde foi recolhida a amostra, pela colaboração e autorização que permitiu a realização deste trabalho.

Aos meus colegas e amigos por todas as mensagens de incentivo, não vou nomear, eles sabem quem são.

Um agradecimento especial à minha família pelo apoio e incentivo e por tudo o que tem feito por mim ao longo da vida, e ao meu esposo pelo apoio incondicional na gestão da dinâmica familiar e na gestão do stress e ansiedade. Sem vocês nada seria possível!

Resumo

A segurança do doente é uma questão de saúde pública e deve ser sempre uma prioridade quando são prestados cuidados de saúde, especialmente cuidados relacionados com a saúde materna e fetal. Uma das técnicas de imagem utilizada durante a gravidez é a RM. Uma preocupação de segurança com a RM na gravidez é a energia depositada nos tecidos maternos e fetais devido à exposição a pulsos de radiofrequência. A SAR descreve o potencial de aquecimento do tecido, e é usada para estimar a potência de RF absorvida por unidade de peso corporal (W/Kg). O estudo desta dissertação, pretende ter a perceção dos valores de SAR associados à realização de exames de RM fetal de crânio num centro de diferenciação hospitalar materna e fetal.

Foi efetuado um estudo de natureza retrospectiva que investigou a relação entre a SAR em exames de RM fetal e variáveis como intensidade de campo magnético, sequências de impulso e IMC materno. Foram analisados 80 exames de RM fetal de crânio realizados em equipamentos com intensidades de campo magnético de 1,5T e 3T durante o ano de 2022.

Os resultados revelaram que diferentes sequências de impulso apresentam valores de SAR diferentes. Em ambos os equipamentos, em alguns casos as sequências HASTE e TRUFI excederam os limites de exposição recomendados para RM fetal. A intensidade de campo magnético não apresentou uma relação linear direta com o aumento proporcional do SAR. A relação entre SAR e IMC materno não foi identificada.

Conclui-se que estabelecer uma relação entre SAR e algum parâmetro isolado é muito difícil pois existe uma grande variedade nas condições de aquisição.

No âmbito da saúde pública e promoção da saúde, o estudo pode contribuir para a segurança dos procedimentos de RM fetal, fornecendo informações para a criação de orientações clínicas, redução de riscos, educação e consciencialização de profissionais de saúde.

Palavras-chave: Segurança em RM, RM fetal, SAR.

Abstract

Patient safety is a matter of public health and should always be a priority when providing healthcare, especially in maternal and fetal health-related care. One of the imaging techniques used during pregnancy is MRI. A safety concern with MRI during pregnancy is the energy deposited in maternal and fetal tissues due to exposure to radiofrequency pulses. SAR (Specific Absorption Rate) describes the potential tissue heating and is used to estimate the RF power absorbed per unit of body weight (W/kg). The aim of this dissertation study is to gain insight into SAR values associated with performing fetal cranial MRI scans at a maternal and fetal differentiation hospital center.

A retrospective study was conducted to investigate the relationship between SAR in fetal MRI exams and variables such as magnetic field strength, pulse sequences, and maternal BMI. Eighty fetal cranial MRI exams performed on 1.5T and 3T equipment during the year 2022 were analyzed.

The results revealed that different pulse sequences have different SAR values. In both equipment types, in some cases, the HASTE and TRUFI sequences exceeded the recommended exposure limits for fetal MRI. Magnetic field intensity did not show a direct linear relationship with proportional SAR increase. The relationship between SAR and maternal BMI was not identified.

It is concluded that establishing a direct relationship between SAR and any isolated parameter is challenging due to a wide variety of acquisition conditions.

In the context of public health and health promotion, this study can contribute to the safety of fetal MRI procedures by providing information for the creation of clinical guidelines, risk reduction, education, and awareness among healthcare professionals.

Keywords: MRI Safety, Fetal MRI, SAR.

Índice

Agradecimentos.....	iv
Resumo	v
Abstract	vi
Índice de figuras	ix
Índice de Tabelas	x
Lista de siglas e de acrónimos.....	xi
1. Introdução.....	1
2. Enquadramento Teórico	5
2.1 Princípios físicos da RM	5
2.2 Mecanismos de relaxação em RM.....	11
2.3 Sequências em RM, aquisição do sinal (eco) e mecanismos de contraste ...	12
2.3.1 Sequências de impulso <i>Spin echo</i>	12
2.3.2 Sequências de impulso <i>Gradient echo</i>	15
2.3.3 Sequências <i>echo planar</i>	16
2.4 Codificação espacial (gradientes)	17
2.5 Componentes de um Sistema de RM	18
2.5.1 Campo Magnético Estático	18
2.5.2 Sistema de Gradientes.....	19
2.5.3 Sistema de radiofrequência (RF)	20
2.5.4 Sistema de computadores	21
2.6 Segurança em RM.....	21
2.6.1 Princípios básicos.....	21
2.6.2 Construção e Blindagem.....	22
2.6.3 Ambiente e área de acesso controlado de RM.....	23
2.6.4 Consentimento Informado e Questionário de Segurança.....	25
2.6.5 Controlo e rotulagem de equipamentos	25
2.6.6 Segurança na Administração de Gadolínio	26
2.6.7 Riscos e efeitos do Campo Magnético Estático	27
2.6.8 Riscos e efeitos dos campos magnéticos variáveis no tempo	29
2.6.9 Riscos e efeitos dos campos de radiofrequência	29
2.6.10. Taxa de absorção específica (SAR)	32
2.7 Enquadramento legal e normativo	34
2.8 RM Fetal.....	35
2.8.1 História da RM Fetal	36
2.8.2 Indicações.....	37
2.8.3 Papel do Técnico de Radiologia (TR).....	38

2.8.4	Preparação da paciente	39
2.8.5	Protocolo de exame	39
2.8.6	Equipamentos 3 T <i>versus</i> 1,5 T	40
2.8.7	Segurança em RM Fetal	40
2.8.8	Exposição ao campo magnético estático na gravidez	45
2.8.9	Administração de Agentes de Contraste à Base de Gadolínio na gravidez ..	45
2.8.10.	Ruído acústico na gravidez	46
2.8.11.	Risco da exposição a impulsos de RF na grávida	46
2.9	Questões de investigação e objetivos	48
3.	Metodologia	51
3.1	Delineamento metodológico	51
3.2	População e amostra	53
3.3	Instrumentos de recolha de dados	54
4.	Resultados	57
4.1	Caracterização Demográfica	57
4.2	Caracterização dos equipamentos e descrição dos protocolos de exame	58
4.3	Distribuição do valor de SAR por Intensidade de Campo Magnético	60
4.4	Relação entre o valor SAR e o IMC materno	68
5.	Discussão	69
5.1	Distribuição do valor de SAR por Intensidade de Campo Magnético e por Sqi 70	
5.2	Relação do valor de SAR com o IMC materno	73
6.	Considerações finais e Conclusão	75
7.	Recomendações para Estudos Futuros	79
8.	Referências Bibliográficas	81
9.	Anexo	89

Índice de figuras

Figura 1. Protões alinhados de forma aleatória, e quando expostos a um campo magnético externo alinham-se paralela e anti-paralelamente a esse campo.	7
Figura 2. Os 5 protões antiparalelos, anulam o efeito dos 5 protões paralelos correspondentes (A). Apenas os 4 protões restantes contribuem para aquisição da imagem (B).....	8
Figura 3. Magnetização longitudinal	9
Figura 4. Após o impulso de RF diminui a magnetização longitudinal e aumenta a magnetização transversal	10
Figura 5. Rotação do vetor magnetização transversal.	11
Figura 6. Esquema base de uma Sql SE	14
Figura 7. Estrutura básica de uma Sql IR.	15
Figura 8. Esquema básico de Sql GRE.....	16
Figura 9. Exemplo de uma unidade de RM.	24
Figura 10. Rotulagem em RM.	26
Figura 11. Exemplo um diagrama de caixa e a respetiva tabela explicativa.	53
Figura 12. Fluxograma com o número de exames incluídos na amostra.....	54
Figura 13. Diagrama de caixa SAR vs. Sql 1,5 T	61
Figura 14. Diagrama de caixa SAR vs. Sql 3 T	62
Figura 15. Diagrama de caixa SAR HASTE 3 T vs. SAR HASTE 1,5 T.....	63
Figura 16. Diagrama de caixa SAR TRUFI 3 T vs. SAR TRUFI 1,5 T.	64
Figura 17. Diagrama de caixa SAR T1 VIBE 3 T vs. SAR T1 FLASH 1,5 T.	65
Figura 18. Diagrama de caixa SAR DIFUSÃO 3 T vs. SAR DIFUSÃO 1,5 T.....	66
Figura 19. Diagrama de caixa SAR T2 FLASH 3 T vs. SAR T2 FLASH 1,5 T.	67
Figura 20. Gráficos de dispersão de valores de SAR vs. IMC.....	68

Índice de tabelas

Tabela 1. Resumo das condições de número atômico e de número de massa para obtenção dos diferentes valores de número quântico de spin.....	6
Tabela 2. Limites de SAR definidos pela IEC.....	33
Tabela 3. Informação demográfica materna.....	58
Tabela 4. Descrição dos Equipamentos de RM.	59
Tabela 5. Protocolo de RM fetal crânio Equipamento Siemens Magnetom Avanto.	59
Tabela 6. Protocolo de RM fetal crânio Equipamento Siemens Magnetom Skyra.	60
Tabela 7. Valores estatísticos SAR vs. Sqr 1,5 T	61
Tabela 8. Valores estatísticos SAR vs. Sqr 3 T	62

Lista de siglas e de acrónimos

A

ACOG- *American College of Obstetricians and Gynecologists*

ACR- *American College of Radiology*

C

CAR- *Canadian Association of Radiologists*

CDI- Cardioversor desfibrilhador implantável

D

DICOM- *Digital Imaging and Communications in Medicine*

DMI- Dispositivos médicos implantados

E

EPI- Imagem Eco Planar

ESUR- *European Society of Urogenital radiology*

ETL- *Eco train length* (tamanho do trem de eco)

F

FLAIR -*Fluid attenuated inversion recovery*

FLASH- *Fast low angle shot*

G

G- Gauss

GRE- Gradiente de Eco

H

HASTE- *Half-Fourier Acquisition with Single Shot Turbo Spin Echo*

I

ICNIRP- *International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection* (Comissão Internacional de Proteção Contra Radiação Não Ionizante)

IEC- *International Electrotechnical Commission* (Comissão Eletrotécnica Internacional)

IR- Inversão da Recuperação

ISUOG- *International Society of Ultrasound in Obstetrics and Gynecology*

M

MHRA- *Medicines and Healthcare products Regulatory Agency*

P

PACS- *Picture Archiving and Communication System*

R

RF- Radiofrequência

RC- Radiologia Convencional

RM – Ressonância Magnética

RANZCR- Royal Australia/ New Zealand College of Radiology

S

SAR – *Specific Absortion Rate* (Taxa de absorção Específica)

SE- Spin Eco

SCENIHR- *Scientific Committee on Emerging and Newly Identified Health Risks* (Comité Científico sobre Riscos de Saúde Emergentes e Recentemente Identificados)

Sql- Sequência de Impulso

SSFP- steady-state free-precession

STIR- *Short Tau Inversion Recovery*

SSTSE- *Single Shot Turbo Spin Eco*

T

T- Tesla

TC- Tomografia Computorizada

TE- Tempo de Eco

TI- Tempo de Inversão

TR- Tempo de Repetição

TRUFI – *True Fast Imaging with Steady State free precession*

U

US- Ultrassonografia

V

VIBE- *Volume Interpolated Breathhold Examination*

VLE- Valores Limite de Exposição

1. Introdução

A saúde materna e fetal é um fator de prevenção de doenças na infância e na vida adulta, sendo um indicador de qualidade da Saúde. Na Europa nascem anualmente cerca de 5 milhões de bebés. Os indicadores de saúde perinatal estão relacionados com a mortalidade, morbidade e práticas de saúde durante a gravidez, parto e período pós-parto, sendo uma preocupação de Saúde Pública (1).

A Lei n.º 110/2019, de 9 de setembro, no seu Artigo 15º-A, Princípio 1, Alínea f, estabelece que, de acordo com as orientações da Organização Mundial da Saúde, são reconhecidos em matéria de proteção na preconceção, na procriação medicamente assistida, na gravidez, no parto, no nascimento e no pós-parto, a todas as mulheres, o direito a receber os melhores cuidados de saúde e que estes sejam seguros e apropriados (2).

Os exames de diagnóstico baseados em imagem desempenham um papel cada vez mais importante na avaliação de muitas condições na gravidez, mas não são inócuos pois também podem ter efeitos adversos na saúde da mãe e do feto. As diferentes técnicas de imagem médica, nomeadamente os agentes físicos subjacentes a todo o processo de deteção e produção da imagem, podem ter efeitos diversos nos tecidos humanos, representando por isso níveis de risco diferentes para a mãe e para o feto. A Tomografia Computorizada (TC) utiliza radiação ionizante de alta dose, representando por isso um risco potencial mais elevado do que a Radiologia Convencional (RC) - que utiliza radiação ionizante de baixa dose - e do que a Ultrassonografia (US) – que se baseia na deteção de ondas mecânicas – ou da Ressonância Magnética (RM) - que utiliza radiação não-ionizante (3).

Por não se basearem na deteção de radiação ionizante, a US e a RM são as técnicas de imagem médica mais utilizadas na avaliação da condição de gravidez (4). Neste caso, a US representa a primeira escolha diagnóstica devido à sua maior disponibilidade, segurança e baixo custo. No entanto, esta técnica pode não responder às hipóteses diagnósticas sendo nesse caso necessário recorrer à RM.

A RM é frequentemente utilizada na avaliação de condições de gravidez caracterizadas por situações de emergência materna (alterações neurológicas, infeções, tumores, dor abdominal ou pélvica aguda, ou anomalias placentárias) ou fetal (anomalias do Sistema Nervoso Central (SNC), anomalias cervicais, torácicas, abdómen e membros) (5–8). O uso da RM durante a gravidez é limitado porque existem preocupações teóricas sobre o uso de RM para o feto (teratogénese, aquecimento dos tecidos e danos acústicos) (4).

No entanto, não existem estudos humanos prospectivos com acompanhamento a longo prazo que possam excluir todo o risco (9).

O cumprimento das regras de segurança em RM é crucial não só para a obtenção de imagens com a qualidade de diagnóstico ajustada ao fim pretendido, mas acima de tudo para proteger os pacientes, profissionais de saúde e equipamentos. Ignorar o cumprimento dessas regras pode representar riscos graves para todos (10).

Quando falamos sobre segurança em RM e nos seus potenciais riscos para o paciente, existem três parâmetros físicos, associados aos campos magnéticos produzidos pelo equipamento, que precisam ser abordadas, nomeadamente:

- O valor (ou magnitude) do campo magnético estático produzido pelo magneto (B_0);
- O valor (ou magnitude) e a frequência do campo de radiofrequência (B_1) produzido pelas bobinas que geram os impulsos de radiofrequência (necessários à promoção do fenómeno de ressonância magnética nuclear), e;
- O valor (magnitude) e a taxa de variação temporal (dB/dt) dos campos magnéticos produzidos pelas bobinas de gradiente, as quais visam produzir variações lineares (no espaço) do campo estático B_0 .

Para além da resposta biológica dos tecidos a cada um destes agentes físicos, existe a preocupação adicional com a energia depositada nos tecidos maternos e fetais devido à exposição aos impulsos de radiofrequência. Esta deposição gera aquecimento dos tecidos, e um aquecimento fetal superior a 2°C pode ser teratogénico. Na prática, a temperatura fetal não pode ser medida diretamente, mas é possível medir a taxa de absorção específica materna (9).

A taxa de absorção específica (SAR, do inglês *Specific Absorption Rate*) descreve o potencial de aquecimento do tecido de um paciente e é usada para estimar a potência absorvida por unidade de peso corporal devido à exposição aos impulsos de radiofrequência. Por esse motivo, a SAR é expressa em W/kg (11). Para além disso, a modalidade de RM permite a aquisição versátil de diversos tipos de imagens por intermédio da aplicação de diferentes sequências, as quais combinam uma utilização criteriosa de impulsos de RF com gradientes de campo magnético. Em termos de segurança, cada uma dessas sequências tem uma combinação diferente de impulsos de RF e de gradientes de campo magnético e, por isso, um nível SAR diferente (12).

No âmbito da Saúde Pública, deve ser assegurado que os procedimentos de obtenção da imagem de RM fetal sejam realizados de forma segura, dentro dos limites estabelecidos pelas normas e diretrizes, de forma a proteger a saúde das gestantes e

dos fetos. Isso requer uma combinação de pesquisa, regulamentação, educação e consciencialização para garantir o bem-estar da população, neste caso da gestante e do seu feto.

O objetivo desta dissertação é o de avaliar quais os valores de SAR associados à realização de um exame de RM fetal de crânio num centro de nível III de diferenciação hospitalar em cuidados de saúde na preconceção, gravidez e puerpério. A caracterização do centro é definida pela Norma 001/2023 da Direção Geral da Saúde (DGS) (13). Para alcançar o objetivo recorrer-se-á a um estudo descritivo de natureza retrospectiva dos valores de SAR de corpo inteiro reportados pelo equipamento de RM e armazenados no campo reservado aos metadados existente nas imagens DICOM (*digital imaging and communications in medicine*) em sistemas PACS (*picture archiving and communication system*), procurando relações ou tendências entre a intensidade dos diferentes campos magnéticos, índice de massa corporal e sequências de impulso.

Esta dissertação está organizada por capítulos, e o anexo onde se encontra a base de dados.

O capítulo 1 destina-se a fazer a introdução ao tema abordado.

No capítulo 2, será realizado o enquadramento teórico do estado da arte relacionado com o tema da dissertação, onde será efetuada uma pequena abordagem sobre os aspetos físicos da obtenção da imagem por RM e das suas sequências de impulso, sendo o seu conhecimento muito importante na compreensão dos aspetos relacionados com a segurança em RM. A temática da segurança em RM também será abordada neste capítulo, falando-se dos aspetos relacionados com os campos magnéticos estáticos, gradientes de campo magnético e campos de RF, SAR e enquadramento legal e normativo. Será ainda abordado neste capítulo a RM fetal, a sua história, quais as principais indicações, qual o papel do técnico de radiologia, posicionamento e protocolo e a questão fulcral do trabalho a segurança relacionada com a realização do exame de RM fetal. Ainda neste capítulo serão abordados os objetivos gerais e específicos.

No capítulo 3 é descrita toda a metodologia aplicada, começando pela recolha, organização e formatação dos dados. É também aqui que é descrita a população e amostra do estudo, finalizando-se com os instrumentos de recolha de dados, análise gráfica e estatística.

No capítulo 4 é feita uma apresentação dos resultados, começando por uma descrição demográfica da amostra, depois é feita uma divisão da amostra por equipamentos e resultados de SAR. É realizada uma comparação dos valores de SAR de cada Sql por

intensidade de campo magnética, e relação da IMC com o valor de SAR de algumas Sql.

No capítulo 5 é feita a discussão dos resultados, comparando os valores encontrados com algumas referências bibliográficas pesquisadas.

No capítulo 6 são efetuadas as considerações finais ao trabalho desenvolvido e aos resultados encontrados bem como as conclusões.

No final do trabalho, é ainda apresentado um capítulo com algumas recomendações de boas práticas, e para desenvolvimento de alguns trabalhos futuros.

No último capítulo, são apresentadas as referências bibliográficas e em anexo a base de dados que serviu de referência para o estudo em questão.

2. Enquadramento Teórico

A exposição humana a campos eletromagnéticos pode ocorrer por diferentes fontes, incluindo equipamentos elétricos, radiodifusores, dispositivos de comunicação, etc. Os equipamentos de RM são responsáveis por expor uma parte da população a campos eletromagnéticos, quer do ponto de vista ocupacional (profissionais de saúde, físicos, engenheiros, e outros profissionais que interagem com o ambiente de RM) quer do ponto de vista do utilizador (pacientes e acompanhantes) (12,14).

A Imagem por Ressonância Magnética (IRM), utilizada desde a década de 80, tem-se afirmado ao longo das últimas décadas como decisiva no panorama dos meios complementares de diagnóstico baseados em imagem. A IRM apresenta um excelente contraste entre os tecidos moles, permitindo uma avaliação anatómica, funcional e metabólica das estruturas e órgãos sem utilização de radiação ionizante (15).

Segundo a Organização para a Cooperação e Desenvolvimento Económico (OCDE), em Portugal, existiam no ano de 2020 em meio hospitalar, 10,4 equipamentos de RM por cada 1 000 000 de habitantes, o que se traduziu em 51,1 exames por cada 1000 habitantes. Não existe uma referência internacional sobre o número ideal de equipamentos de RM, no entanto, é aceite que poucas unidades podem levar a problemas de acesso em termos de proximidade geográfica ou tempos de espera, enquanto muitos equipamentos podem resultar no uso excessivo, com reduzido benefício para os pacientes (16).

Em 2011, estimava-se que o número de exames de RM fetal seria cerca de 0,1% do total de exames de RM realizados. É provável que essa percentagem tenha aumentado juntamente com o maior desenvolvimento, aceitação e acessibilidade da técnica de IRM fetal (17).

2.1 Princípios físicos da RM

Os átomos são constituídos por núcleo e nuvem eletrónica. Na nuvem eletrónica estão os eletrões, partículas com carga negativa e no núcleo estão as partículas positivas, prótons, e partículas neutras, neutrões. De acordo com o modelo nuclear aceite, estas partículas no núcleo estão em constante movimento, sendo um dos movimentos o de rotação (*spin*), o qual, em condições especiais de número de prótons e/ou neutrões, gera um campo magnético intrínseco ao próprio núcleo. Assim, apenas os núcleos com

número ímpar de prótons, de neutrões ou de ambos, são capazes de gerar um campo magnético intrínseco, o qual é caracterizado por um *momento magnético nuclear*, μ , o qual é proporcional ao momento angular de *spin*, $\mathbf{a}$, sendo a constante de proporcionalidade a razão giromagnética do núcleo, γ , de acordo com a expressão:

$$\vec{\mu} = \gamma \vec{a}$$

em que o módulo do vetor $\mathbf{a}$ é dado por:

$$a = \sqrt{I(I+1)}h/(2\pi)$$

sendo h a constante de Planck e I o número quântico de *spin* do núcleo. De notar que o momento magnético nuclear se exprime em A·m² (ampere · m²) e o momento angular de *spin* (como qualquer momento angular) em kg·m²·s⁻¹ ou J·s (joule · s). O valor de I para um átomo do tipo A_ZX , em que Z é o número atómico (número de prótons) e A o número de massa (número de prótons e de neutrões) é definido de acordo com a Tabela1.

I (n.º quântico de <i>spin</i>)	Condição	Exemplos
0	A par, Z par	${}^{12}_6C$, ${}^{16}_8O$
Inteiro	A par, Z ímpar	${}^{14}_7N$, 2_1H ($I = 1$)
Semi-inteiro	A ímpar	1_1H , ${}^{13}_6C$, ${}^{15}_7N$, ${}^{19}_9F$ ($I = 1/2$) ${}^{11}_5B$, ${}^{23}_{11}Na$, ${}^{35}_{17}Cl$ ($I = 3/2$) ${}^{17}_8O$, ${}^{27}_{13}Al$ ($I = 5/2$)

Tabela1. – Resumo das condições de número atómico e de número de massa para obtenção dos diferentes valores de número quântico de *spin*

Finalmente, a relação entre as magnitudes do momento magnético nuclear e do campo magnético intrínseco que o núcleo produz, $\mathbf{B}$, é dada por:

$$\mu = \gamma I B$$

Assim, no caso do núcleo do átomo de hidrogénio, temos:

$$\mu = \gamma \frac{1}{2} B$$

No caso do 1H (cujo núcleo é constituído apenas por 1 próton), a elevada razão giromagnética (42,58 MHz·T⁻¹), combinada com a grande abundância natural nos tecidos biológicos, átomo mais abundante no corpo humano, está presente nas

moléculas de água e gordura que constituem mais de 75% do peso total do corpo humano, tornando-o o elemento químico de eleição na RM para obtenção de imagens médicas (18–20).

Consideremos agora uma amostra que contém inúmeros átomos de hidrogénio. Na ausência de um campo magnético externo, os núcleos destes átomos rodam sobre si próprios em torno de eixos orientados aleatoriamente no espaço, o que significa que os diferentes momentos magnéticos nucleares (e os respetivos campos magnéticos intrínsecos), sendo grandezas vetoriais, cancelar-se-ão.

No entanto, se aplicarmos um forte campo magnético externo, usualmente designado por $\mathbf{B}_0$, à amostra, os momentos magnéticos nucleares (e os respetivos campos magnéticos intrínsecos) dos protões alinham-se com o campo magnético externo. Este alinhamento poderá ser “paralelo” ao eixo do campo externo (estado de menor energia) ou “antiparalelo” (estado de maior energia). O número de protões alinhados paralelamente é sempre superior ao número de protões alinhados anti-paralelamente - *Figura 1*. De notar que quando se diz “paralelo” ou “antiparalelo”, na verdade está-se a referir aos 2 estados indicados na figura abaixo em que $\theta = 54^\circ 44'$.

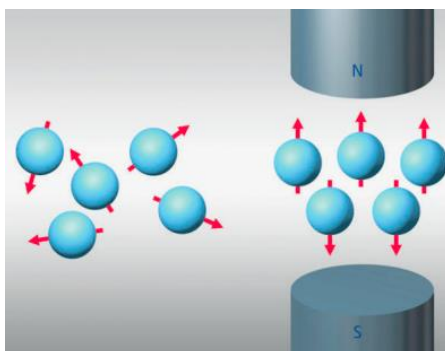


Figura 1. Protões alinhados de forma aleatória, e quando expostos a um campo magnético externo alinham-se paralela e anti-paralelamente a esse campo (21).

Para além disso, quando os protões da amostra estão sujeitos ao campo magnético externo, além de se alinharem com o campo, iniciam também um movimento de precessão. Este movimento de precessão é um movimento de rotação em torno do eixo que serve para definir $\mathbf{B}_0$, e assemelha-se ao movimento de um pião em torno do vetor campo gravítico terrestre, $\mathbf{g}$. A frequência deste movimento de precessão, ω_0 , é calculada através da equação de Larmor:

$$\omega_0 = \gamma B_0$$

sendo ω_0 é expressa em hertz (ou mega-hertz – Hz ou MHz) e B_0 a magnitude do campo magnético externo (expressa em tesla – T). A equação de Larmor mostra que quanto mais intenso for o campo magnético externo, maior será a frequência de precessão.

Assim, a cada instante, vários prótons estarão alinhados paralelamente e outros anti-paralelamente em relação a $\mathbf{B}_0$, todavia sem coerência espacial entre si. Desta forma, do ponto de vista macroscópico, os momentos magnéticos nucleares dos núcleos orientados “paralelamente” a $\mathbf{B}_0$ somam-se vectorialmente, dando origem a um vetor, denominado de magnetização – ou momento magnético total – o qual é efetivamente paralelo a $\mathbf{B}_0$ pois os momentos magnéticos nucleares individuais estão distribuídos aleatoriamente ao longo do *cone de precessão*. Da mesma forma, os momentos magnéticos nucleares dos núcleos orientados “anti-paralelamente” relativamente a $\mathbf{B}_0$ somam-se também vectorialmente, dando origem a um outro vetor magnetização efetivamente anti-paralelo relativamente a $\mathbf{B}_0$. Como existem mais núcleos no estado paralelo do que anti-paralelo, isso significa que o vetor *magnetização resultante* da adição vectorial dos dois vetores magnetização mencionados é, na prática, paralelo a $\mathbf{B}_0$ – Figura 2.. A magnetização resultante é geralmente indicada por $\mathbf{M}_0$.

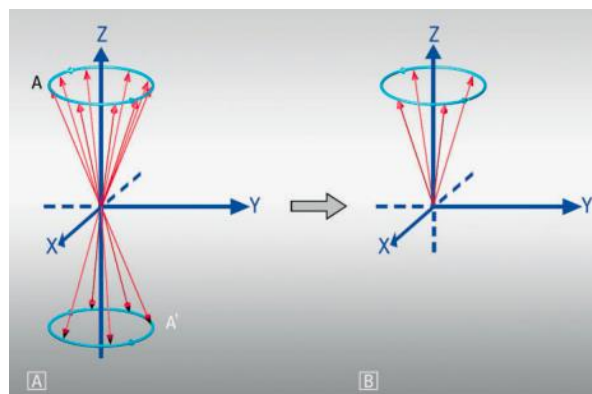


Figura 2. Os 5 prótons antiparalelos, anulam o efeito dos 5 prótons paralelos correspondentes (A). Apenas os 4 prótons restantes contribuem para aquisição da imagem (B) (21).

Isto significa que ao colocar uma amostra, ou o paciente, sob ação do campo magnético externo gerado pelo aparelho de ressonância magnética, o próprio paciente se comporta como um magneto, caracterizado pelo vetor magnetização descrito. Como essa magnetização é longitudinal em relação ao campo externo aplicado, é denominada de *magnetização longitudinal* –Figura 3.

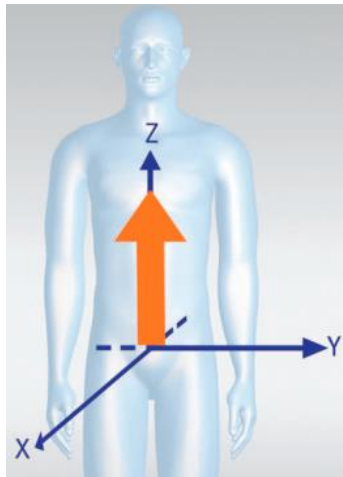


Figura 3. Magnetização longitudinal (21).

Para induzir o fenómeno de Ressonância Magnética Nuclear que está na base da obtenção das imagens médicas, e que se caracteriza pela absorção seletiva de energia de um sistema a frequências específicas, o paciente é também sujeito a uma onda eletromagnética na gama de frequências das ondas radio. Esta onda é vulgarmente designada de impulso de radiofrequência ou, de forma mais abreviada, impulso de RF. A absorção seletiva de energia ocorre apenas quando este impulso tem a mesma frequência que a frequência de Larmor dos prótons que precessão sob ação do campo magnético externo (21–26).

A frequência do impulso RF pode ser calculada especificamente para os prótons de hidrogénio através da equação de Larmor. Este impulso provoca dois efeitos nos prótons, a saber:

- Aumento o nível de energia de alguns prótons alinhados no estado “paralelo”, fazendo com que estes transitem para o estado “antiparalelo”, resultando numa diminuição do vetor magnetização longitudinal.
- Introdução de coerência de fase no movimento de precessão dos prótons em ambos os estados (“paralelo” e “antiparalelo” ao campo externo (precessão em fase), o que visualmente se pode esquematizar com os momentos magnéticos nucleares não distribuídos ao longo dos cones de precessão, mas de semi-cones.

Se o impulso de RF for mantido o tempo suficiente para que os números de prótons nos estados “antiparalelo” e “paralelo” sejam iguais, ao mesmo tempo que ocorre o fenómeno de introdução da coerência de fase, tal resulta, na prática, no aparecimento de uma componente transversal do vetor magnetização e no desaparecimento da componente longitudinal. Macroscopicamente, é como se o vetor magnetização original (alinhado com $\mathbf{B}_0$), fosse rodado de 90° para o plano transversal. Diz-se então que foi

utilizado um impulso de RF de 90° , sendo este valor denominado de *flip angle*. De notar que uma sequência pode conter impulsos de RF de 90° , 180° ou de outros valores – geralmente compreendidos entre 0° e 90° , sendo identificados pelo valor do *flip angle*.

Em suma, a aplicação do impulso de RF resulta na diminuição da magnetização longitudinal e no aumento da magnetização transversal – ou, visto de outra forma, na diminuição e aumento das componentes longitudinal e transversal, respetivamente, do vetor magnetização- Figura 4.

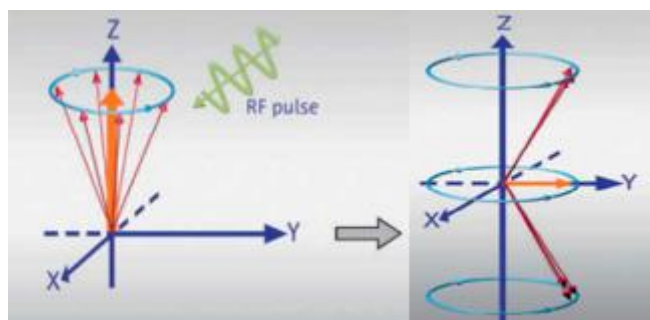


Figura 4. Após o impulso de RF diminui a magnetização longitudinal e aumenta a magnetização transversal (21).

Com o movimento de precessão dos prótons a ocorrer em fase, o vetor da magnetização transversal precessa de igual forma (com a frequência de Larmor), sendo por isso capaz de induzir uma corrente elétrica numa bobine colocada criteriosamente para o efeito, de acordo com o Princípio de Indução de Faraday. Esta corrente elétrica é, na prática, o *signal de Ressonância Magnética*, que permite a produção das imagens finais.

A intensidade do campo magnético externo a que o paciente está sujeito não pode ser igual ao longo do seu corpo, sob pena de se obter um sinal de ressonância magnética de todas as estruturas, o que não é possível. Assim sendo, a aquisição das imagens é geralmente feita segundo planos (tomográficos), os quais são selecionados modificando a magnitude do campo B_0 em planos consecutivos através da aplicação de um gradiente de campo magnético segundo essa direção. Este gradiente, vulgarmente designado de *gradiente de seleção de corte*, permite efetivamente selecionar a região anatómica a estudar uma vez que, sendo a frequência de precessão diretamente proporcional ao campo magnético externo efetivamente experienciado pelos prótons, apenas aqueles (distribuídos ao longo do corte selecionado) satisfarão as condições da frequência de Larmor e estarão nas condições exigidas para desenvolverem o fenómeno de ressonância magnética (e, consequentemente, originarão o sinal que será medido). Este sinal varia de acordo com a forma como os prótons perdem a energia absorvida seletivamente mediante mecanismos de relaxação bem conhecidos, os quais serão vistos a seguir (20–26).

2.2 Mecanismos de relaxação em RM

Quando o impulso RF é desligado, os prótons iniciam um processo de relaxação, distribuindo a sua energia pela zona circundante. Esta distribuição da energia é acompanhada por um aumento da temperatura dos tecidos. Este fenómeno é acompanhado por uma diminuição da componente transversal (*relaxação transversal*) e por uma recuperação da componente longitudinal (*relaxação longitudinal*) do vetor magnetização.

O tempo necessário para que a componente longitudinal do vetor magnetização recupere 63% do seu valor inicial (antes da aplicação do impulso de RF) é chamado *tempo de relaxação longitudinal*, ou $T1$. Da mesma forma, o tempo que demora a que a componente transversal do vetor magnetização decresça 63% do seu valor máximo é chamado de *tempo de relaxação transversal*, ou $T2$. Estes mecanismos de relaxação são conhecidos, respetivamente, por relaxação *spin-rede* ou relaxação *spin-spin*. Observando as curvas $T1$ e $T2$, percebemos que não é possível ter um valor exato para esse tempo, sendo então descrito por um valor aproximado, constante de tempo $T1$ e $T2$. O valor de $T1$ é definido como o tempo necessário para recuperar 63% da magnetização longitudinal e o $T2$ como o tempo necessário para baixar até aos 37% da magnetização transversal obtida após a aplicação do impulso de RF.

Durante o tempo de relaxação, as componentes do vetor magnetização (longitudinal e transversal) alteram-se. Tendo em conta que todo o sistema está em precessão, o vetor magnetização também vai estar a rodar, perfazendo uma espiral ao longo do tempo, até ficar paralelo em relação ao campo magnético externo – Figura 5.

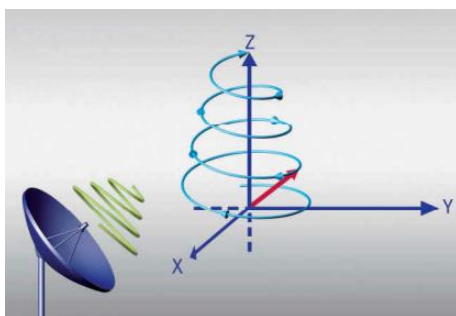


Figura 5. Rotação do vetor magnetização transversal (21).

Importa salientar que tanto o valor de $T1$ como o valor de $T2$ são influenciados pelo tipo de tecidos que rodeiam os prótons. Se os tecidos vizinhos tiverem uma elevada percentagem de água, os tempos serão elevados. Se os tecidos circundantes forem ricos em macromoléculas, como gordura, então os tempos serão menores (20–26).

2.3 Sequências em RM, aquisição do sinal (eco) e mecanismos de contraste

Uma sequência de impulsos (Sql) é definida como o conjunto de impulsos de RF e de gradientes de campo magnético (necessários para promover a codificação espacial e assim ser capaz de distinguir no espaço a origem dos sinais – que serão vistos na próxima secção) que se repetem em intervalos de tempo regulares de maneira a adquirir a correspondente imagem de RM. As diferentes sequências de impulsos permitem obter imagens com características diferentes, nomeadamente ao nível da ponderação – e consequentemente, do contraste.

O princípio subjacente à obtenção do sinal em RM consiste em perturbar o sistema, de forma seletiva, e medir o sinal resultante dessa perturbação, o qual aparece sob a forma de um “eco”. Por esse motivo, apesar de existirem inúmeras sequências de impulsos, cada uma delas com uma finalidade específica, estas dividem-se em 2 grandes categorias: as sequências de impulso *spin echo* (SE) e as sequências de impulso *gradient echo* (GRE). Vejamos em seguida cada uma delas:

2.3.1 Sequências de impulso *Spin echo*

As Sql SE caracterizam-se pela aplicação de um impulso de perturbação (excitação) inicial de 90° , o qual promove a rotação do vetor magnetização para o plano transversal, tal como foi visto atrás. Em seguida, após a cessação do impulso, iniciam-se os mecanismos de relaxação *spin-rede* e *spin-spin*, os quais são responsáveis pela recuperação da magnetização longitudinal e pela diminuição da magnetização transversal. No entanto, enquanto estes mecanismos estão a ocorrer, é fornecido - ao fim de um tempo específico, denominado $TE/2$ - um impulso de RF de 180° o qual vai permitir o refasamento dos prótons que estavam a perder a coerência de fase, levando desse modo ao aparecimento de um sinal, denominado de eco, ao fim de um tempo TE (após a cessação do impulso de RF de 90°). Este parâmetro TE é denominado *tempo de eco* (ou mais corretamente, *tempo até ao eco*) e serve para controlar a ponderação (e o contraste) da imagem – neste caso, denominado *contraste T_2* . Se o TE for curto, tecidos com valores de T_2 diferentes gerarão ecos com grandes intensidades, mas aproximadamente iguais, o que resultará numa incapacidade de distinguir os dois tipos de tecidos. Por outro lado, se TE for longo, tecidos com valores de T_2 diferentes gerarão ecos com intensidades diferentes (e de valores intermédios), fazendo com que os

tecidos sejam distinguíveis. Finalmente, se o valor de TE for muito longo, ambos os tecidos gerarão ecos com intensidades praticamente iguais (e muito pequenas), levando novamente a uma incapacidade para os distinguir. Estas observações estão de acordo com as curvas de relaxamento *spin-spin* para tecidos com valores de T2 diferentes.

A aquisição do sinal de eco de *spin* pode ser feita de forma *single echo* (isto é, adquirindo apenas um sinal de eco por cada impulso de RF de 90° que é fornecido ao sistema), ou de forma *multi echo*, através da aplicação de vários impulsos de RF de 180° cada um, capazes de gerar múltiplos ecos após cada impulso de RF de 90°. Em qualquer dos casos, a aquisição do sinal é feita apenas durante a ocorrência do(s) eco(s), o qual é digitalizado e armazenado numa matriz especial, denominada de *espaço K*, ou espaço das frequências. Cada linha do espaço K corresponde então a um eco, obtido em condições diferentes de codificação espacial – nomeadamente de codificação de fase, tal como será visto à frente.

Neste caso, o parâmetro TE permite obter imagens em que tecidos com T2 diferente são mais ou menos distinguíveis; diz-se então que o parâmetro TE permite controlar a ponderação T2 das imagens. Por outro lado, um outro parâmetro, denominado TR (ou tempo de repetição), permite controlar a ponderação T1, isto é, a forma como tecidos com valores de T1 diferentes são distinguidos. O parâmetro TR indica o tempo que medeia entre a aplicação de dois impulsos de RF de 90° (destinados a perturbar o sistema). Para compreender a ponderação T1, vejamos o caso de uma aquisição *single echo*.

Ao fim de um tempo TE após a cessação do impulso de RF de 90°, é adquirido o sinal de eco. Como T2 é menor do que T1, isto significa que a magnetização transversal terá desaparecido enquanto a magnetização longitudinal ainda está a recuperar. A quantidade de magnetização longitudinal é importante pois influencia o número de prótons que contribuem para o aparecimento da magnetização transversal decorrente da nova perturbação do sistema por um impulso de RF de 90°. Se, devido à necessidade de adquirir a nova linha do espaço K, for dado um novo impulso de RF de 90° ao fim de um tempo TR longo, isso permite que tecidos com T1 diferentes tenham conseguido recuperar na totalidade os valores de magnetização longitudinal, o que significa que o facto de terem valores de T1 diferentes não influencia a magnitude da magnetização transversal obtida após este novo impulso de RF de 90°. Por outro lado, se o impulso de RF de 90° seguinte for dado ao fim de um TR mais curto, isso implicará que tecidos com valores de T1 diferentes terão recuperado as respectivas magnetizações longitudinais de forma diferente (T1 menor implicam recuperações mais rápidas, e por

isso, maiores valores de magnetização transversal após a aplicação do impulso de RF de 90° seguinte) – Figura 6.

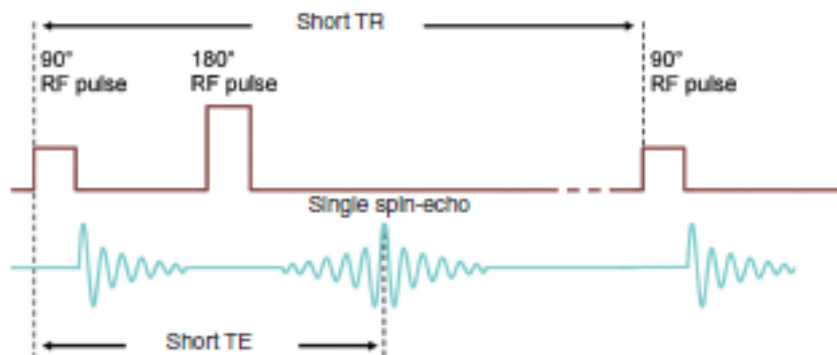


Figura 6. Esquema base de uma Sqi SE (20).

Dentro das sequências *multi echo*, merecem destaque as sequências de *turbo spin eco* ou *fast spin eco*, as quais utilizam um impulso de RF de 90°, seguido de múltiplos impulsos de RF de 180°, combinando múltiplas codificações de fase dentro do mesmo TR, de modo a que cada eco seja armazenado em uma linha diferente do espaço K. O *fator turbo* ou tamanho do *trem de eco* (do inglês *echo train length*, ETL) está relacionado com o número de impulsos de RF de 180°. Quanto mais comprido for o ETL, menor será o tempo de aquisição total da imagem porque mais linhas do espaço K serão preenchidas por TR; no entanto, a qualidade da imagem tende a piorar.

Por outro lado, as sequências *single shot turbo spin eco* (SSTSE), também denominadas de HASTE (*Half-Fourier Acquisition with Single Shot Turbo Spin Echo*), combinam ETL longos que permitem preencher o espaço K num único TR, com técnicas de aquisição *Half Fourier*, que adquirem apenas metade (mais um pouco) do espaço K, e depois transpõem os dados para a outra metade. Este tipo de sequências possibilita aquisições muito rápidas, resultando em imagens em tempo real, bastante úteis em doentes agitados e não-cooperantes (20,23,24,27).

Dentro das sequências de *spin echo*, há ainda destaque para as sequências de *inversão-recuperação* (IR)- Figura 7, nas quais se aplica um impulso inicial de RF de 180° que inverte o vetor de magnetização longitudinal. Após a aplicação deste impulso, o vetor magnetização longitudinal dos tecidos começará a recuperar. No entanto, após um tempo TI (tempo de inversão) específico, um impulso de RF de 90° é aplicado seguido de um impulso 180° como nas Sqi SE, ou seguido de múltiplos pulsos de 180° como nas Sqi TSE. Este tipo de sequências é ajustado para obter imagens com maior ponderação em T1.

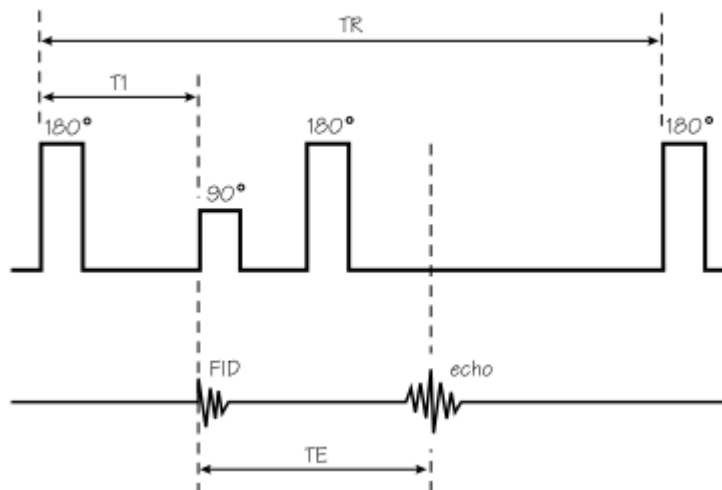


Figura 7. Estrutura básica de uma Seq IR (24).

Dentro das sequências de IR, importa referir a sequência STIR (*short tau inversion recovery*), a qual utiliza um T1 curto que corresponde ao tempo em que a magnetização longitudinal da gordura é nulo. Dessa forma, quando é aplicado o impulso de RF de 90° é aplicado, a gordura não contribui para a magnetização transversal que aparecerá, conseguindo-se dessa forma suprimir especificamente o sinal da gordura. Por vezes, esta sequência é referida não como tal mas como *módulo*, pois pode ser adicionado a qualquer outra sequência quando se deseja suprimir o sinal da gordura.

Da mesma forma, a sequência (ou módulo) FLAIR (*fluid attenuated inversion recovery*) utiliza um valor de T1 longo que corresponde ao tempo para o qual a magnetização longitudinal do líquido cefalorraquidiano (LCR) é nula. Dessa forma, consegue-se suprimir o sinal proveniente do LCR (20,23,24,27).

2.3.2 Sequências de impulso *Gradient echo*

As sequências de impulso de *gradient echo* (ou eco de gradiente) utilizam o impulso de RF de 90° ou menos para perturbar o sistema. No entanto, a principal diferença relativamente às sequências SE reside na forma de obtenção de cada sinal de eco; em vez de aplicar impulsos de RF de 180°, utilizam-se gradientes de campo magnético bipolares. Como os refasamentos para produção dos sinais de eco são controlados pelos gradientes, é possível reduzir os valores de TR e de TE, diminuindo consideravelmente o tempo de aquisição total das imagens- Figura 8. Estas sequências têm maior suscetibilidade magnética, aumentando os artefactos, mas em certas indicações clínicas, podem aumentar a acuidade diagnóstica, como no caso de lesões

com elevado conteúdo de hemossiderina ou cálcio ou lesões com elevado conteúdo lipídico (20,23,24,27).

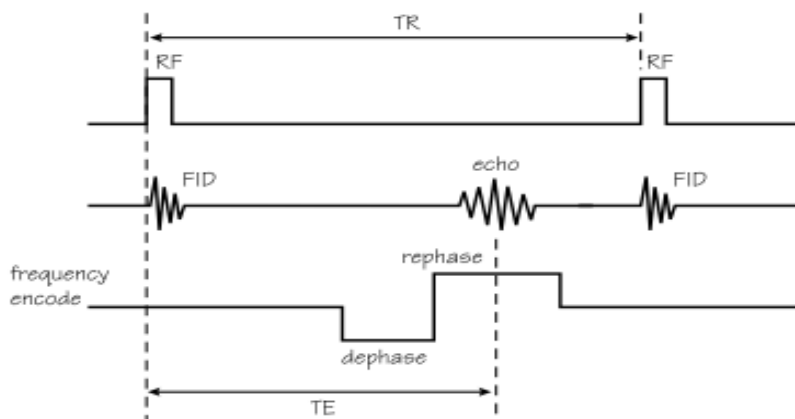


Figura 8. Esquema básico de Sql GRE (24).

A sequência TRUFI (*fast imaging with steady state precession*) é uma sequência de impulso gradiente de eco, que envolve a aplicação repetida de impulsos de excitação de RF usando valores de TR muito curtos. Como o valor de TR é mais curto que os tempos de relaxamento T1 ou T2 dos tecidos, há uma acumulação de magnetização transversal em períodos de TR sucessivos. Esta magnetização transversal residual é refasada pelo impulso RF seguinte e produz eco (20).

2.3.3 Sequências *echo planar*

As sequências *echo planar* permitem a aquisição rápida de uma imagem, a qual começa com um impulso de RF de 90° (eventualmente combinado com um impulso de RF de 180° a seguir), aos quais se segue uma série de ecos de gradiente gerados pela oscilação do gradiente de leitura, os quais são acompanhados por breves períodos de ativação do gradiente de codificação em fase, destinados a mudar as condições de aquisição para cada linha do espaço K.

O contraste da imagem difere consoante a sequência seja iniciada com um impulso de excitação de RF de *flip angle* variável – neste caso temos uma aquisição *gradient-echo* EPI (GRE-EPI) - ou com impulsos de RF de 90° seguido de um impulso de 180° - caso denominados *spin-echo* EPI (SE-EPI).

Assim, uma sequência GRE-EPI começa com um impulso de RF de ângulo não necessariamente 90°, seguido pela leitura EPI de ecos de gradiente. Já a sequência SE-EPI começa com um impulso de RF de 90° seguido por um impulso de RF de 180°; depois disso, segue-se a leitura EPI de ecos de gradiente. A aplicação do impulso de

180° reduz alguns dos artefactos causados por inhomogeneidades do campo magnético e deslocamento químico. As sequências SE-EPI têm tempos de aquisição mais longos, mas geralmente uma qualidade de imagem melhor do que as sequências GRE-EPI, mas os impulsos extra de RF aumentam a deposição de energia no paciente (20,23,24,27).

2.4 Codificação espacial (gradientes)

A codificação espacial por meio do uso de gradientes é um conceito fundamental na aquisição de imagens de RM, e são necessárias 3 etapas para a codificação do sinal:

1. Seleção de corte: Para excitar seletivamente uma parte distinta do corpo, o campo magnético estático homogêneo B_0 é sobreposto com um gradiente de seleção de corte que varia perpendicularmente ao corte, ou seja, para um corte axial o gradiente é aplicado na direção longitudinal do corpo, e a frequência de Larmor dos núcleos varia ao longo da direção do gradiente. Ao emitir um impulso de RF, apenas os núcleos dentro do corte escolhido serão excitados;
2. Codificação em frequência (durante a leitura do sinal de eco), causa mudanças na frequência de precessão dos prótons;
3. Codificação em fase, altera a fase dos prótons em precessão de forma proporcional à sua localização.

Os gradientes trabalham juntos para codificar as informações espaciais da amostra examinada. A variação na intensidade dos gradientes ao longo das diferentes direções de codificação espacial resulta em diferentes frequências e fases nos sinais de ressonância recebidos de diferentes partes do corpo.

A aquisição subsequente desses sinais de ressonância e o seu processamento por meio de transformadas matemáticas, chamada de transformada de Fourier, permite reconstruir uma imagem 2D ou 3D. A intensidade dos sinais em cada pixel ou voxel (unidade de volume 3D) na imagem final é determinada pelo tempo que os núcleos levam para retornar ao seu estado de equilíbrio após a aplicação dos impulsos de radiofrequência e dos gradientes (19,24).

2.5 Componentes de um Sistema de RM

Um sistema de RM pode apresentar vários tipos e formas, mas os componentes fundamentais são basicamente os mesmos:

- Um Magneto poderoso que cria um campo magnético estático (B_0);
- Um sistema de gradientes constituído por 3 bobinas de gradiente, usadas para localizar os prótons alinhados no corpo, permitindo a reconstrução espacial de secções de tecido em imagens;
- Um sistema de transmissão de radiofrequência para gerar e transmitir impulsos de radiação eletromagnética, e um conjunto de bobinas recetoras de RF para detetar o sinal do paciente;
- Um sistema de computadores que controlam e fazem a interface dos vários componentes (15,20,22).

2.5.1 Campo Magnético Estático

O componente mais visível nos sistemas de RM é o magneto, que tem como função básica gerar um campo magnético estático forte e homogéneo, é medido em unidades de tesla (T). Os equipamentos de RM para uso clínico têm, geralmente, intensidades de campo magnético que variam de 0,2 T a 3,0 T, podendo no entanto chegar a 7,0 T para indicações específicas e investigação (28). Os magnetos podem ser divididos em *magnetos permanentes* e em *eletromagnetos resistivos* ou *supercondutores*. Vejamos em seguida cada um deles:

Os *magnetos permanentes* são normalmente construídos em formato de campo aberto, com ligas de Neodímio-Boro-Ferro (NdBFe) e a grande vantagem é que não necessitam de eletricidade nem se sistemas de refrigeração, por isso têm baixos custos de consumo e de manutenção. Podem atingir intensidades de campo até 1 T. A grande desvantagem é que o campo magnético não pode ser desligado em casos de acidentes com objetos metálicos (22,29).

No caso dos *eletromagnetos*, o campo magnético é gerado por meio de uma corrente elétrica que passa nas bobinas ou enrolamentos de fios. A passagem de corrente elétrica pode ocorrer com a presença de resistência elétrica, no caso dos magnetos resistivos, ou com o uso da supercondutividade, no caso dos magnetos supercondutores.

Os magnetos resistivos são cada vez mais raros, pois necessitam de uma grande quantidade de energia elétrica, em que uma parte é convertida em campo magnético, mas outra em energia térmica, sendo necessário um sistema de refrigeração para ajudar a dissipar o calor. Estes equipamentos tem um alto custo operacional com algumas limitações clínicas pois a intensidade de campo apenas pode ir até aos 0,6 T. A grande vantagem é poder ser desligado (22,29).

Quase todos os equipamentos em uso clínico têm magnetos supercondutores, com furos cilíndricos horizontais que fornecem campos magnéticos estáticos de 1,5 T ou 3 T (12). Os magnetos supercondutores são formados por enrolamentos de fio de uma liga de Níbio-Titânio (NbTi) por onde passa um fluxo contínuo de corrente elétrica. A liga está envolvida em hélio líquido a uma temperatura próxima do zero absoluto, não oferecendo por isso resistência elétrica, atingindo dessa forma a chamada *supercondutividade* (25).

Para garantir a homogeneidade do campo magnético, e consequentemente uma boa qualidade de imagem, os equipamentos de RM devem possuir um sistema de *shimming* que pode ser passivo ou ativo. Os sistemas passivos consistem na introdução de pequenas placas ferromagnéticas posicionadas ao redor da circunferência interna do criostato de forma a compensar a heterogeneidade do campo. Já os sistemas ativos utilizam rolos de fio dentro do criostato capazes de atenuar ou cancelar interferências específicas decorrentes de correntes indesejáveis (20).

2.5.2 Sistema de Gradientes

O sistema de gradientes é usado para codificação de imagem, e provém de três bobinas diferentes usadas para criar gradientes lineares do campo magnético em três direções dentro do magneto, originando os campos de gradiente variáveis no tempo. Esses campos de gradiente variáveis no tempo são ativados e desativados para selecionar a região de interesse diagnóstico e para codificar espacialmente os sinais de RM (12).

O isocentro é o centro geométrico do campo magnético principal onde a intensidade de campo não é afetada por nenhum dos 3 gradientes, em todos os outros pontos, os gradientes geram e adicionam pequenos campos magnéticos ao campo magnético principal. Estas variações possibilitam a localização espacial do sinal de RM em qualquer direção, permitindo a aquisição de imagens nos mais variados planos anatômicos:

- Gradiente X: responsável pelas imagens no plano sagital;

- Gradiente Y: responsável pelas imagens no plano coronal;
- Gradiente Z: responsável pelas imagens no plano axial ou transversal;

Para definir um plano oblíquo são ligados 2 gradientes (20,22,26).

O desempenho das bobinas de gradiente é medido por vários parâmetros:

- Amplitude máxima do gradiente- determina a intensidade do gradiente medida em unidades de mT/m.
- Tempo de subida do gradiente ou *rise time* – tempo necessário para atingir a amplitude máxima do gradiente medido em microssegundos.
- *Slew rate* – esta taxa obtém-se dividindo a amplitude máxima do gradiente pelo *rise time*, as unidades de medição utilizadas são mT/m/s. Por motivos de segurança, os valores são normalmente mantidos abaixo de 200 T/m/s.
- *Duty cycle*- tempo que a bobina de gradiente está a funcionar na amplitude máxima durante uma determinada sequência (20,23,26).

2.5.3 Sistema de radiofrequência (RF)

O sistema de radiofrequência (RF) de um equipamento de RM é usado para enviar o impulso de RF – vulgarmente designado por campo B_1 , - pois uma onda eletromagnética resulta da associação de um campo elétrico com um campo magnético - e para receber o sinal de RM enviado pelo corpo de paciente (12). O campo de RF geralmente é criado através da passagem de corrente elétrica pelo enrolamento de fios da bobina, produzindo a onda eletromagnética de RF cujo campo magnético é variável no tempo; a onda é polarizada circularmente.

A frequência da onda RF tem de ser igual à frequência de Larmor para que ocorra o fenómeno de ressonância. Para um campo magnético externo de 3 T, por exemplo, a frequência da onda é de cerca de 126 MHz, na forma de uma explosão curta e intensa de radiofrequência conhecida como impulso de radiofrequência. A energia transmitida pelos impulsos de RF é perpendicular ao campo magnético principal (B_0) e altera a magnetização longitudinal. As bobinas de RF podem ter função de transmissoras (emitem o sinal de RF), recetoras (recebem o sinal de RF) ou transmissoras-recetoras.

A principal bobina de volume é tipicamente um transmissor, está localizado no equipamento, também chamada de *body coil*, e permite uma grande cobertura anatómica. Outros tipos de bobinas são as de superfície que são colocadas diretamente

sobre a área anatômica a estudar e permitem campos de visão mais pequenos com melhor sinal e resolução espacial (20,24,30).

2.5.4 Sistema de computadores

O sistema de computadores de um equipamento de RM permite ao usuário do sistema o controle de alguns parâmetros de aquisição, processamento, armazenamento e impressão de imagens. Durante a execução da sequência, os computadores controlam o hardware (gradientes, RF, monitorização do paciente, etc.) em tempo real. O sistema de computadores também processa o sinal digital bruto convertendo-o em imagens (20,22).

2.6 Segurança em RM

2.6.1 Princípios básicos

A RM tem sido considerada uma modalidade de imagem segura especialmente por não utilizar radiação ionizante, no entanto existem muitos riscos associados à realização dos exames e ao ambiente da RM. Os profissionais de saúde que trabalham nesta modalidade, em especial os Técnicos Superiores de Radiologia, devem ter conhecimento sobre os princípios físicos da obtenção de imagens, bem como dos riscos de segurança associados, de forma a evitar incidentes e eventos adversos (10,28,31).

O ambiente de Ressonância Magnética pode causar efeitos diretos (provenientes de uma interação dos campos EM com o corpo, e podem ser de natureza térmica ou não térmica) ou indiretos (resultantes da presença de um objeto no ambiente de RM, que em caso de não compatibilidade pode representar um risco para a segurança de pessoas e equipamentos) (14).

Algumas Sociedades e Associações profissionais internacionais, elaboraram manuais e estabeleceram diretrizes de Boas Práticas de Segurança em RM.

O *American College of Radiology* (ACR) elaborou em 2002 um manual sobre segurança em RM em resposta a uma série de incidentes e eventos adversos, esse manual tem sido revisto ao longo dos anos, a última versão é de 2020 (32), também o *Medicines and Healthcare products Regulatory Agency* (MHRA) do Reino Unido (33) e o *Royal*

Australia/ New Zealand College of Radiology (RANZCR) (34) estabeleceram diretrizes de segurança em ressonância magnética.

Em Portugal, a Sociedade Portuguesa de Radiologia e Medicina Nuclear (SPRMN) e a Associação Portuguesa dos Técnicos de Radiologia, Radioterapia e Medicina Nuclear (ATARP) não têm nas suas normas nenhuma indicação escrita relacionadas com segurança em RM.

Em termos jurídicos, existem apenas umas linhas de orientação genéricas sobre Segurança em RM, emitidas pelo Ministério da Saúde, no seu Despacho n.º 258/2003, de 8 de janeiro (2.ª série) – Manual de Boas Práticas em Radiologia (35), e na portaria n.º 35/2014, de 12 de fevereiro, do Diário da República que estabelece os requisitos mínimos relativos à organização e funcionamento, recursos humanos e instalações técnicas das unidades de saúde de radiologia (36).

A verdadeira lei que prevê a segurança em saúde em termos genéricos, surge com a Lei de Bases da Saúde, na base 2, alínea b, onde todas as pessoas têm direito a *aceder aos cuidados de saúde adequados à sua situação, com prontidão e no tempo considerado clinicamente aceitável, de forma digna, de acordo com a melhor evidência científica disponível e seguindo as boas práticas de qualidade e segurança em saúde* (37).

2.6.2 Construção e Blindagem

O conceito de Segurança em RM começa com o projeto e instalação do serviço. As interações entre o equipamento e o ambiente devem ser controladas pois afetam tanto o equipamento quanto as pessoas que o rodeiam (33).

Um componente fundamental para o bom funcionamento do equipamento e para proteção é a blindagem em RM, impede que existam interferências externas que alterem a qualidade da imagem e que o forte campo magnético e impulsos de radiofrequência interfiram com equipamentos externos (38).

A blindagem é obtida de duas maneiras:

- A Blindagem passiva ou de Radiofrequência, mais conhecida como Gaiola de Faraday, evita artefactos de imagem e interferências causadas por equipamentos externos que emitam ondas de radiofrequência (38).
- A Blindagem ativa promove a contenção das linhas de campo magnético estático gerado pelo magneto. É importante que o campo magnético principal não se estenda

para áreas adjacentes à sala onde está o equipamento de RM, pois o forte campo magnético pode interferir de forma negativa com equipamentos próximos e criar um risco potencial à segurança se os membros do público tiverem acesso a uma intensidade de campo de 5 gauss (G) ou superior (20).

O contorno de 5 gauss (G) ou 0,5 miliTesla (mT) em redor do equipamento deve ser marcado e geralmente está contido na sala do equipamento de RM (12).

Em Portugal, a portaria n.º 35/2014, de 12 de fevereiro, do Diário da República estabelece os requisitos mínimos relativos à organização e funcionamento, recursos humanos e instalações técnicas das unidades de saúde de radiologia. No seu anexo VII define que todas as unidades de Ressonância Magnética devem possuir uma Gaiola de Faraday e um dispositivo de limitação de acesso à área exterior de campo magnético de 5 G (36).

A quarta edição da norma IEC 60601-2-33 publicada em 2022 define a extensão da área de perigo B0 ao redor do magneto em 0,9mT em vez de 0,5mT. Após esta alteração, também as diretrizes da Comissão Internacional de Proteção contra Radiação Não Ionizante (ICNIRP) sobre os limites de exposição a campos magnéticos estáticos que recomenda um limite de 0,5mT para a proteção de dispositivos médicos, deve ser atualizada e com ela deverá ocorrer também uma mudança na legislação em vigor, havendo uma janela de 2 a 3 anos antes que as alterações no padrão sejam implementadas (39).

2.6.3 Ambiente e área de acesso controlado de RM

É defendido por todos os especialistas em segurança da RM, a importância de uma política de restrição e controle de acesso ao ambiente de RM.

O Colégio Americano de Radiologia (ACR) recomenda o uso do sistema de 4 zonas:

- *Zona I:* Área de livre acesso ao público em geral, por meio da qual os pacientes e profissionais de saúde acedem ao ambiente de RM;
- *Zona II:* Interface entre a área não controlada (zona I) e as áreas estritamente controladas Zonas III e IV. É nesta zona que se efetua o questionário de segurança ao doente, que serve de triagem para possíveis impedimentos à realização do exame e entrada no ambiente de RM;

- *Zona III*: Zona de acesso restrito onde apenas devem circular pessoal autorizado e todos os pacientes, acompanhantes e profissionais já triados. É nesta área que é feito o acesso à zona IV.

- *Zona IV*: É a área onde está instalado o equipamento de RM, o acesso a esta zona deve ser sempre controlado e supervisionado por profissionais que trabalham no ambiente de RM, geralmente pelo Técnico Superior de Radiologia (TSR).

A porta de entrada para a Zona IV deve estar fechada e com sinalética visível e informativa sobre os materiais que não podem entrar na sala devido à presença de forte campo magnético sempre ligado (32).

As zonas III e IV são áreas de acesso controlado e restrito, um controlo de acesso adequado diminui o risco de incidentes relacionados com a exposição aos campos eletromagnéticos presentes no ambiente de RM (33) -Figura 9.

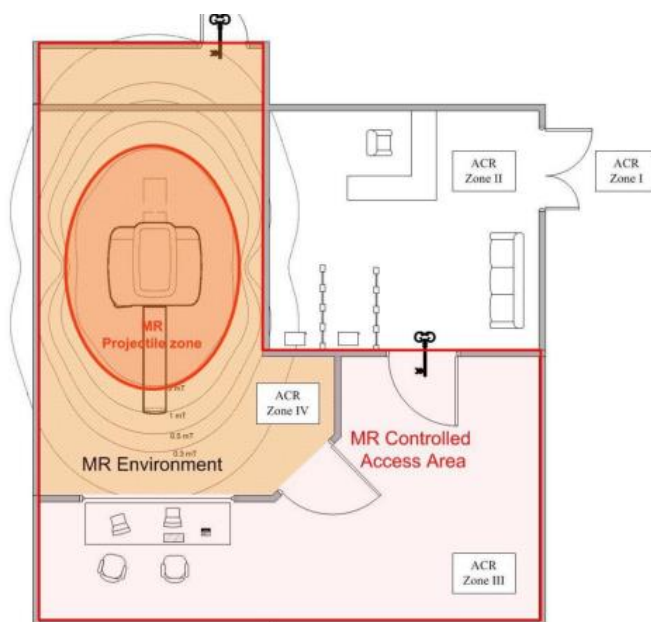


Figura 9. Exemplo de uma unidade de RM (33).

Em Portugal, o Despacho n.º 258/2003, de 8 de janeiro (2.ª série) sobre o Manual de Boas Práticas em Radiologia define que o local onde se encontra instalado o magneto é considerado zona de acesso controlado, devendo estar assinaladas no exterior, de forma visível, interdições a portadores de electroestimuladores cardíacos e auditivos e todos os doentes que possuam implantes ou corpos estranhos ferromagnéticos. O serviço deverá possuir material compatível com o campo magnético utilizado, nomeadamente no que se refere a sistemas de anestesia ou de transporte de doentes (35).

As profissionais grávidas podem trabalhar no ambiente de RM sendo aconselhado que não permaneçam na sala de exames nem na zona IV durante a aquisição de imagens (32).

2.6.4 Consentimento Informado e Questionário de Segurança

A maioria dos incidentes relacionados com RM devem-se a deficientes métodos de triagem e/ou falta de controlo dos riscos no acesso ao ambiente de RM (40). Os pacientes, acompanhantes e profissionais de saúde externos ao serviço, devem ser avaliados por um membro do pessoal da unidade RM, habitualmente pelo Técnico de Radiologia adequadamente treinado e experiente que está totalmente familiarizado com os aspetos de segurança clínica de exposição a equipamentos de ressonância (33).

Os pacientes conscientes devem preencher um questionário de segurança, de forma a aferir a existência ou não de qualquer tipo de contraindicação para a realização do exame. Os pacientes inconscientes, não reativos ou com nível de consciência alterado devem ser rastreados em relação ao seu historial clínico e cirúrgico (32).

Dispositivos médicos implantados ou outros corpos estranhos podem ser contraindicados para o exame de ressonância magnética e/ou causar artefactos de imagem que comprometam o diagnóstico (34). Os pacientes conscientes devem ser informados e consentirem plenamente na realização do exame (33).

2.6.5 Controlo e rotulagem de equipamentos

As interações de dispositivos médicos e outros itens com o ambiente da Ressonância Magnética pode resultar em vários incidentes graves para pacientes e profissionais de saúde. A norma internacional ASTM F2503-13 fornece um sistema uniforme de rotulagem para indicar as condições em que um dispositivo médico pode ser utilizado ou não com segurança no ambiente de RM (41).

Através da rotulagem, os profissionais de saúde da RM, em especial o técnico de radiologia, devem identificar de forma clara e inequívoca o dispositivo médico, e qual o seu perfil de segurança, e se o dispositivo médico for condicional para RM, saber quais as condições para uso seguro em ambiente de RM (42).



Figura 10. Rotulagem em RM (42).

Os dispositivos RM seguros são compostos de materiais eletricamente não condutores, não metálicos e não magnéticos, não apresentando riscos resultantes da exposição a qualquer ambiente de RM.

Os dispositivos condicionais para RM apresentam um perfil de segurança no ambiente de RM se as condições definidas pelo fabricante forem cumpridas, incluindo condições para o campo magnético estático, campos de radiofrequência e campos magnéticos de gradiente variável no tempo.

Os dispositivos inseguros em RM devem permanecer fora da sala de scanner, pois apresentam riscos para o paciente, profissionais de saúde e equipamento dentro do ambiente de RM (32–34,41).

Atualmente, quase todos os dispositivos e implantes que possuem rotulagem condicional para RM apenas foram testados em equipamentos com intensidade de campo magnético se 1,5 T e/ou 3,0 T. Não deve ser assumido que equipamentos de RM com intensidade de campo menor sejam mais seguros para todos os pacientes, dispositivos e implantes (43).

2.6.6 Segurança na Administração de Gadolínio

Os agentes de contraste são utilizados como intensificadores de sinal para melhorar a qualidade da imagem e fornecer uma maior acuidade diagnóstica. Em Imagens por Ressonância Magnética, os agentes de contraste mais utilizados são os paramagnéticos à base de Gadolínio. Os agentes de contraste à base de Gadolínio são soluções aquosas contendo Gd^{3+} , que devido à toxicidade do íon metálico central, não pode ser administrado na sua forma livre, estando por isso ligado a um quelato (44,45).

Como com qualquer outro medicamento, o uso de agentes de contraste à base de Gadolínio pode desencadear reações adversas, a saber (45):

Reações adversas agudas, ocorrem dentro da primeira hora após a administração do agente de contraste. Podendo ser classificadas em ligeiras, moderadas e graves.

Reações adversas tardias, ocorrem após a primeira hora a uma semana após a administração do meio de contraste, são leves a moderadas e autolimitadas, sendo as erupções cutâneas a reação mais frequente.

Reações adversas muito tardias, ocorrem mais de uma semana após a administração de gadolínio, a reação documentada é a Fibrose Sistémica Nefrogénica.

A *Fibrose Sistémica Nefrogénica* (FSN) é uma doença grave e por vezes fatal, caracterizada pela formação de tecido conjuntivo na pele, que pode tornar-se espessa, áspera e endurecida, conduzindo por vezes a contracturas e imobilidade articular. Os doentes com FSN podem ter envolvimento sistémico de outros órgãos, incluindo pulmões, fígado, músculos e coração.

Existe um maior risco de desenvolvimento de FSN em doentes com doença renal crónica grau 4 ou 5 (TFG < 30mL/min), em doentes com insuficiência renal aguda e em doentes em diálise (45).

Existe um risco de deposição de gadolínio nos tecidos cerebrais após administração de contrastes à base de gadolínio, especialmente nos contrastes com moléculas com estrutura linear em relação aos contrastes com moléculas de estrutura macrocíclica. Apesar de não terem sido relatados efeitos adversos neurológicos, desconhecem-se os efeitos a longo prazo desta deposição (46).

A Sociedade Europeia de Radiologia Urogenital (ESUR) recomenda como boas práticas na administração de contrastes à base de gadolínio (45):

- Usar a menor dose de contraste necessária para o resultado diagnóstico;
- Registrar sempre o agente de contraste e a dose utilizada no processo do doente.

2.6.7 Riscos e efeitos do Campo Magnético Estático

Tal como descrito anteriormente, a maior parte dos equipamentos de RM utilizados na prática clínica, são magnetos supercondutores com intensidades de campo de 1,5 T ou 3,0 T, o que significa que o campo magnético estático está sempre ligado, independentemente de um exame de ressonância magnética estar a ser realizado ou não, logo todos os que se movem em redor do equipamento estão efetivamente expostos a esse campo magnético estático (12,47).

O campo magnético estático pode estender-se para além da sala de exames de forma tridimensional (chão, paredes e teto), por isso é importante que a linha dos 0,5 mT esteja identificada e contida dentro da sala de exames. Fora da área de acesso controlado a densidade de fluxo magnético deve ser inferior a 0,5 mT (33,48).

As principais questões de segurança a serem consideradas em relação ao campo magnético estático são: efeitos mecânicos e efeitos biológicos (28,33).

Efeitos mecânicos

Os materiais ferromagnéticos estão sujeitos a uma grande força atrativa quando colocados próximos do campo magnético principal, existindo o risco potencial de efeito de projétil, ou efeito de míssil. Equipamentos trazidos para a sala de exames não devem conter quantidades significativas de material ferromagnético de forma a evitar acidentes com profissionais e pessoas que podem levar à morte ou ferimentos graves (28,32,33,47).

Objetos ferromagnéticos também experimentam uma força rotacional ou torque quando submetidos a um forte campo magnético, essa rotação ocorre porque os objetos alinham-se na direção do campo. Em doentes com dispositivos médicos implantados (DMI) não compatíveis, existe o risco de movimentação e consequentemente de provocar dano no paciente.

Estima-se que 10 a 20% de todos os pacientes a quem é realizada uma RM possuam DMI, se estes dispositivos tiverem na sua constituição material ferromagnético, pode ocorrer deflexão, movimentação e mau funcionamento dos mesmos (20,28,32,33,47).

O gradiente espacial de campo magnético, é definido pela mudança de intensidade em relação à distância do equipamento e é medido em T/m ou Gauss/cm (33,47).

Efeitos Biológicos

Os efeitos biológicos mais prováveis de ocorrer estão relacionados com o movimento no campo e as voltagens induzidas por esse movimento, são efeitos sensoriais agudos que podem incluir náuseas, vertigens, magnetofosfenos, gosto metálico e alteração da coordenação. Estes sintomas são reversíveis e transitórios, e cessam quando o indivíduo se afasta do equipamento (32,33,47,49).

Campos magnéticos estáticos mais baixos produzem menor atração e menos torque e os efeitos sensoriais também são menos relevantes (34).

2.6.8 Riscos e efeitos dos campos magnéticos variáveis no tempo

Os efeitos resultantes da exposição aos campos magnéticos variáveis no tempo são a estimulação nervosa periférica, a estimulação muscular (espasmos) e o ruído acústico.

Durante a realização de um exame de RM as 3 bobinas de gradiente são ativadas e desativadas de forma a selecionar o plano de corte. Quanto mais rápida for a sequência, maior a taxa de mudança dos campos de gradiente e maior o potencial elétrico induzido no paciente. As correntes elétricas induzidas são capazes de provocar estimulação das células nervosas e musculares, esta estimulação pode causar desconforto e, pode resultar em movimento involuntário dos membros ou fibrilhação ventricular.

O ruído acústico é provocado pela vibração física das bobinas de gradiente e varia de acordo com sequências de imagem. A IEC define como limite absoluto 140dB e que se utilize proteção auditiva em casos em que o limiar de ruído exceda os 99dB. A maioria das sequências excederá este limite, sendo necessário uma combinação de tampões de ouvido e de fones para atenuação do ruído (12,33,34,47).

2.6.9 Riscos e efeitos dos campos de radiofrequência

Os efeitos biológicos causados pela interação do campo de RF com o paciente dividem-se em (50):

Efeitos não térmicos: resultam de interações diretas do impulso de RF com os tecidos, são muito menos estudados e por isso, pouco compreendidos, sendo relatados como pequenas alterações genéticas e carcinogénicas em células, mas em níveis de energia como os da RM a ocorrência destes efeitos é improvável(51).

Efeitos térmicos: devido ao aquecimento dos tecidos causado pela corrente elétrica induzida.

A imagem de RM envolve a transferência de energia de um impulso de RF para o núcleo dos átomos de hidrogénio. Parte da energia produzida pelo impulso de RF é refletida para fora do corpo e parte é absorvida pelos tecidos do corpo do paciente causando um aumento na temperatura termodinâmica.

A carga térmica associada a um exame de RM é um fenómeno separado da lesão térmica/queimadura relacionado com os campos de radiofrequência. Habitualmente o paciente tem uma sensação de calor associado à realização de RM, mas uma queimadura real apenas ocorre se essa carga térmica não for dissipada ao longo do tempo e/ou espaço (32).

Queimaduras de RF

Um dos eventos adversos mais frequentemente relatado, relacionado com a segurança em RM, são queimaduras.

As queimaduras causadas por RM são predominantemente causadas pela introdução no sistema de RM de materiais condutores elétricos em contacto direto com o paciente. O contacto direto do paciente com as bobinas de RF, com o túnel do equipamento, ou contacto pele com pele durante a aquisição do exame pode gerar ciclos de correntes potencialmente perigosos para os doentes.

As boas práticas recomendam que não sejam examinados doentes que não possam comunicar sensações de calor excessivo, como crianças pequenas, pacientes sedados, inconscientes, incapacitados, etc, que todo material eletrónico seja compatível e que os pacientes não entrem com roupas que não sejam fornecidas pelo serviço de RM (28,32,33,40,47,48).

Correntes induzidas em dispositivos implantados

DMI feitos de material condutor e formato alongado, como fios condutores, cateteres e elétrodos presentes em pacemakers, CDI, neuroestimuladores cerebrais etc, apresentam alto risco de aquecimento quando submetidos a campos de radiofrequência, podendo ocorrer mudanças temporárias ou permanentes na função de tais dispositivos se não forem compatíveis (20,47).

As correntes induzidas pelo campo B1 levam à dissipação de energia nos tecidos do corpo, e ao longo do tempo induzem uma acumulação de energia e um aumento da temperatura corporal.

Bioefeitos

A absorção de energia dos campos de RF usados na RM resulta no aumento da oscilação das moléculas e na geração de calor. O corpo humano compensa este processo com a dilatação dos vasos sanguíneos, resultando num aumento do fluxo sanguíneo e na remoção do excesso de calor, que é dissipado principalmente pela pele.

As características eletromagnéticas e térmicas de diferentes órgãos e partes de órgãos não são todas iguais. Os olhos, por exemplo, têm muito pouco fluxo sanguíneo por isso não dissipam de forma tão eficaz a energia térmica. Por isso, o aumento real da

temperatura a qualquer momento dependerá do equilíbrio entre a energia absorvida e a energia transferida da região do corpo em questão.

Para uma pessoa normal e saudável, um aumento de 1°C é geralmente aceitável, mas o stress térmico pode ser uma preocupação para alguns pacientes em que possa estar comprometida a resposta termorreguladora, como grávidas, bebês, idosos, condições clínicas como hipertensão, obesidade, diabetes, doenças cardiovasculares, uso de medicamentos como diuréticos ou vasodilatadores. Em pessoas vulneráveis, o aumento da temperatura corporal não deve exceder 0,5°C.

A temperatura central do corpo em adultos depende do equilíbrio entre produção interna de calor, capacidade de perda de calor para o ambiente e carga térmica ambiental. A dissipação do calor e a resposta termorreguladora pode ser influenciada pela temperatura ambiente, humidade, fluxo de ar, as roupas e grau de sudorese (33,47,52).

De forma a garantir a segurança do paciente, evitando o stress térmico e/ou dano tecidual local associado à exposição de impulsos de RF a Comissão Eletrotécnica Internacional (IEC) (adaptado de (20,34)) definiu três modos de operação para os equipamentos de ressonância magnética:

- 1) Modo de funcionamento normal: Modo de operação do equipamento de RM em que nenhuma das saídas possui valor que pode causar stress fisiológico aos pacientes.
- 2) Modo de funcionamento controlado de primeiro nível: Modo de operação do equipamento de RM no qual uma ou mais saídas atingem um valor que pode causar stress fisiológico ao paciente e que precisa ser controlado por supervisão médica. O software que permite acesso a este modo deve exigir reconhecimento específico pelo operador de que o modo de funcionamento controlado de primeiro nível foi atingido.
- 3) Modo de funcionamento controlado de segundo nível: Modo de operação do equipamento de RM no qual uma ou mais saídas atingem um valor que pode produzir risco significativo para os pacientes, para o qual é necessária aprovação ética explícita. O software que permite o acesso a este modo deve ser protegido por chave ou senha.

As restrições à exposição a campos de RF usados em procedimentos de ressonância magnética são baseadas na limitação dos aumentos da temperatura central do corpo e aumentos de temperatura em partes do corpo (33).

A norma IEC (adaptado de (20,34)) também estabelece limites para a temperatura corporal do paciente:

- O modo de funcionamento normal só deve aumentar a temperatura central do corpo em 0,5 °C, com um aumento da temperatura central do corpo não superior a 39 °C.

- O modo de funcionamento controlado de primeiro nível só deve aumentar a temperatura central do corpo em 1 °C, com um aumento da temperatura central do corpo não superior a 40 °C.

2.6.10. Taxa de absorção específica (SAR)

Durante um exame de RM é difícil medir mudanças na temperatura central do corpo ou em diferentes órgãos. Uma forma de indiretamente controlar possíveis aumentos de temperatura é através da medição da energia de RF absorvida pelo corpo humano.

O termo dosimétrico para medir a deposição de RF nos tecidos humanos é a taxa de absorção específica (SAR, do inglês *Specific Absorption Rate*) é normalmente medida em Watts por Kilograma (W/Kg).

A SAR é influenciada por vários parâmetros ou variáveis, como a intensidade do campo magnético, o impulso de RF, a frequência de onda de RF, o TR, o ETL, o *flip angle*, e a área anatômica em estudo.

A SAR média de corpo inteiro é controlada com medições de potência da bobina de transmissão e estimativas de energia transferida ao paciente, contudo a SAR local é mais difícil de controlar e monitorizar, podendo ocorrer pontos de calor que ultrapassam os limites, podendo causar queimaduras. A SAR local representa a energia absorvida por Kg sobre uma massa cúbica de 10 g ou 1 g.

Os equipamentos de RM fornecem informação sobre nível de SAR médio de corpo inteiro ou cabeça para cada sequência de impulso. Este nível é calculado a partir das formas de onda de RF e parâmetros da sequência, calibração do sistema, fatores da bobina, peso e altura do paciente. Existe uma grande variação nos níveis de SAR para diferentes sequências de impulso (17).

Os níveis de referência de SAR visam restringir a temperatura corporal central a 39 °C, sendo que o aumento de temperatura corporal deve ser inferior a 0,5 °C. A tabela seguinte ilustra os limites de SAR definidos pela IEC de forma a manter a temperatura corporal dentro dos limites –Tabela 2.

	Modo de funcionamento normal	Modo de funcionamento controlado 1º Nível	Modo de funcionamento controlado 2º Nível
SAR Corpo inteiro	2 W/Kg	4 W/Kg	>4 W/Kg
SAR Cabeça	3,2 W/Kg	3,2 W/Kg	>3,2 W/Kg

Tabela 2. Limites de SAR definidos pela IEC.

De forma a reduzir a deposição de RF e consequentemente manter os valores de SAR dentro dos limites do modo de operação normal, pode ser necessário fazer ajustes no protocolo de aquisição de imagens (53–56):

- Remover todos os impulsos de RF adicionais (bandas de saturação) usados para saturar o sinal em estruturas dentro ou fora do FOV, a desvantagem é que pode aumentar os artefactos de codificação;
- Quando possível ativar o modo *low SAR*. A duração do impulso de RF é aumentada com uma redução correspondente na amplitude do impulso. Esta opção aumenta o tempo total da sequência através do aumento do TE e TR mínimos;
- Aumentar o TR, reduzindo deste modo, o número de excitações de RF por unidade de tempo;
- Diminuir o número de cortes, reduz o número de impulsos de RF necessários por unidade de tempo. Pode não ser viável pois diminui a cobertura anatômica;
- Evitar sequências TSE ou FSE ou reduzir o ETL/TF. A deposição de energia aumenta com o quadrado do ângulo de inclinação, impulsos de RF de 180° usam quatro vezes mais energia que impulsos de RF de 90°;
- Reduzir o ângulo de inclinação dos impulsos de refasamento de RF. Pelo mesmo motivo que o ponto anterior, reduzir o *flip angle* de 180° para 120°, reduz a deposição de energia para metade. Esta ação pode reduzir ligeiramente a qualidade da imagem.

2.7 Enquadramento legal e normativo

As principais referências normativas internacionais sobre limites de exposição a campos eletromagnéticos são emitidos pela Comissão Eletrotécnica Internacional (IEC) e pela Comissão Internacional de Proteção contra Radiação Não Ionizante (ICNIRP).

A Comissão Eletrotécnica Internacional (IEC) é a principal organização global que prepara e publica normas internacionais para todas as tecnologias elétricas e eletrónicas (57).

A Norma Internacional IEC 60601-2-33 fornece um padrão a ser seguido pelos fabricantes de equipamentos de Ressonância Magnética. Através de valores limite de exposição, esta norma garante a segurança dos pacientes e dos trabalhadores envolvidos na operação, no desenvolvimento, na fabricação, na instalação e na manutenção de equipamentos e sistemas de RM, infelizmente, esta norma não é de consulta livre.

A Comissão Internacional de Proteção contra Radiação Não Ionizante (ICNIRP) é um órgão independente que desenvolve e divulga recomendações científicas sobre a proteção de pessoas e do meio ambiente contra os efeitos adversos da radiação não ionizante. É reconhecido pela Organização Mundial da Saúde, Organização Internacional do Trabalho e União Europeia como um órgão colaborativo e consultivo sobre proteção contra radiação não ionizante (58).

O conselho da União Europeia de 12 de julho de 1999, emitiu uma recomendação relativa à limitação da exposição da população aos campos electromagnéticos (0 Hz-300 GHz). Esta recomendação tinha por objetivo proteger a saúde pública, fixando restrições básicas e níveis de referência, tendo por base as diretrizes publicadas, em 1998, pela Comissão Internacional de Proteção contra Radiação Não Ionizante (ICNIRP) (4,59).

A 29 de abril de 2004, o Parlamento Europeu e o Conselho da União Europeia emitiram uma Diretiva relativa às prescrições mínimas de segurança e saúde em matéria de exposição dos trabalhadores aos riscos devidos aos agentes físicos dos campos eletromagnéticos (13). No entanto, esta Diretiva nunca chegou a ser implementada, devido a preocupações sobre o impacto negativo no uso da Ressonância Magnética.

A 26 de junho de 2013 foi publicada a Diretiva 2013/35/UE que revoga a Diretiva 2004/40/CE. A nova Diretiva permite que as exposições ultrapassem os Valores Limite de Exposição (VLE) desde que essa exposição esteja relacionada com a instalação,

ensaio, utilização, desenvolvimento, manutenção ou práticas de investigação relacionados com a utilização de equipamento de ressonância magnética no setor dos cuidados de saúde (60).

Esta diretiva foi transposta para a lei portuguesa a 7 de agosto 2017, Lei nº64/2017 (37).

A Diretiva não aborda os presumíveis efeitos a longo prazo da exposição a campos eletromagnéticos por não existirem provas científicas sólidas no sentido de uma relação causal. Aborda os efeitos diretos dos campos eletromagnéticos, como a estimulação dos nervos, músculos e órgãos sensoriais, e efeitos térmicos, como o aquecimento de tecidos. Aborda os efeitos indiretos que ocorrem quando um objeto entra dentro de um campo eletromagnético, colocando em risco a segurança e a saúde das pessoas expostas (14).

As trabalhadoras grávidas podem estar expostas a um maior risco do que a população em geral e devem ser sujeitas a uma avaliação dos riscos específicos. Os VLE têm por base as orientações publicadas pela ICNIRP (60).

Em 2020 o ICNIRP emitiu novas diretrizes e definiu níveis seguros de exposição, baseando-se em evidências de que a exposição a campos eletromagnéticos prejudica a saúde. A Informação foi obtida de vários relatórios, e pesquisas publicadas (52).

Um dos documentos de referência foi o relatório sobre o potencial efeito na saúde da exposição a campos eletromagnéticos emitido pela Comissão Europeia, através do Comité Científico sobre Riscos de Saúde Emergentes e Recentemente Identificados (SCENIHR). O SCENIHR revê novas informações que possam influenciar a avaliação dos riscos para a saúde humana decorrentes da exposição a campos eletromagnéticos e emite pareceres (12).

2.8 RM Fetal

O exame de imagem de rotina no diagnóstico pré-natal é a ecografia fetal. O principal objetivo da Ultrassonografia fetal é fornecer informações que facilitem a prestação de cuidados pré-natais. No início da gravidez, é importante para confirmar a viabilidade, estabelecer a idade gestacional, determinar o número de fetos e, no caso de gravidez múltipla, avaliar corionicidade e amnionicidade. No final do primeiro trimestre, a US pode medir a translucência da nuca e detetar anomalias fetais grosseiras (61).

O exame de rotina de ecografia do segundo trimestre pretende avaliar a atividade cardíaca, número de fetos em caso de gravidez múltipla, idade gestacional/tamanho fetal, anatomia fetal básica, aparência e localização da placenta, volume de líquido amniótico e permite também uma medição do comprimento do colo uterino de forma a prever e prevenir o parto prematuro (62).

Porém, muitas malformações podem desenvolver-se mais tarde na gravidez ou podem não ser detetadas mesmo com bons equipamentos e os exames executados por profissionais experientes (61,62).

A Ressonância Magnética fetal é utilizada para confirmar ou complementar anomalias congénitas e vasculares que não são bem avaliadas por ultrassonografia, sendo um importante guia no tratamento e aconselhamento em caso de patologia fetal, planeamento do parto e cuidados após nascimento (63,64).

As vantagens de um estudo de RM fetal é que este não é limitado pela localização fetal, sobreposição óssea materna ou fetal, obesidade materna ou por oligohidramnio. As imagens de RM fetal fornecem um grande campo de visão, um excelente contraste dos tecidos moles e permitem a visualização multiplanar dos órgãos e estruturas. Antes das 18 semanas é limitada pelo tamanho fetal, pelo movimento e porque algumas anomalias podem não ter evoluído. Algumas informações adicionais podem ser obtidas antes das 22 semanas, entre 26 e 32 semanas de gravidez os órgãos podem ser visualizados em detalhe, e é quando as patologias relacionadas ao desenvolvimento anormal estão mais evoluídas.

A RM fetal não permite a avaliação do fluxo sanguíneo, estudo do coração fetal e esqueleto, o estudo pode ser limitado pela movimentação fetal e/ou claustrofobia materna, como descrito anteriormente não tem indicação até às 18 semanas de gestação (65–68).

2.8.1 História da RM Fetal

A RM fetal começou a ser adquirida em 1982 (69), e foi descrita pela primeira vez em 1983. A RM era uma técnica recente, em uso clínico há pouco mais de 2 anos, não sendo, por isso, recomendada na gravidez humana. As pacientes examinadas, grávidas no primeiro trimestre, estavam internadas para interrupção terapêutica da gravidez. O objetivo dos primeiros exames era comparar achados de RM com os resultados de US e avaliar a potencialidade da técnica (70). Os investigadores acreditavam no seu

desenvolvimento e aplicação na área da obstetrícia e no potencial para monitorizar e avaliar o desenvolvimento do cérebro fetal (71).

Possibilitando a aquisição de imagens diretas em mais do que um plano anatómico(72), a RM fetal permitia visualizar o útero, localizar a placenta e efetuar a medição do feto (69).

Para diminuir o movimento fetal e melhorar a qualidade de imagem, muitos investigadores recorriam à administração de diazepam por via intravenosa materna (73), e à injeção de brometo de pancurónio pré RM na veia umbilical durante a cordocentese, ou na nádega fetal durante a amniocentese, de forma a provocar uma paralisia transitória de 30 a 60min no feto (74).

Na década de 90 ocorreu uma evolução da técnica da RM que influenciou o seu uso na avaliação fetal, a introdução de técnicas rápidas de aquisição de imagens. As sequências EPI melhoraram a visualização do feto reduzindo o artefacto provocado pelo movimento fetal, mas as aplicações clínicas continuaram limitadas a medições do volume fetal (75,76). A sequência *single-shot turbo spin eco*, adquire imagens de forma sequencial em menos de um segundo, superando o problema dos artefactos provocados pelo movimento fetal e/ou materno. As imagens geradas são ponderadas em T2, permitindo o estudo da anatomia fetal em detalhe, mesmo nas gestações do primeiro trimestre (77,78).

2.8.2 Indicações

A RM fetal é indicada após um exame US em que as informações diagnósticas sobre uma anormalidade estão incompletas ou se houver suspeita de uma anormalidade que não pode ser confirmada apenas por US.

Alguns dos fatores que influenciam a decisão de realização de RM fetal são: acessibilidade à ressonância magnética, condições maternas como obesidade, cicatrizes abdominais e oligohidrânio, idade gestacional, considerações legais sobre interrupção da gravidez até às 24 semanas.

A realização de ressonância magnética pode ser recomendada:

- Em fetos com achados ultrassonográficos isolados, como ventriculomegalia, agenesia do corpo caloso, ausência de septo pelúcido, e anomalias cerebelares ou vermianas;
- Na gravidez gemelar monocoriónica após morte iatrogénica ou natural de um gêmeo, para avaliar o gêmeo sobrevivente quanto a alterações patológicas e outros riscos de

lesão cerebral, como restrição grave do crescimento fetal, hipóxia, trombocitopenia e infecção;

- Anormalidades cerebrais e da coluna vertebral;

- Anormalidades da face e do pescoço;

- Anormalidades torácicas e abdominais.

- Caracterização adicional de patologia placentária.

Em suma e como recomendação de boas práticas, a RM fetal deve ser considerada quando a sua realização possa fornecer mais informações para uma questão clínica específica do que foi obtido por exames ultrassonográficos anteriores (68).

2.8.3 Papel do Técnico de Radiologia (TR)

Não existe formação reconhecida em RM fetal, mas a realização destes exames deve ser limitada a profissionais com experiência e treino específicos.

O TR deve excluir contraindicações para a realização da ressonância magnética através da aplicação de um questionário de segurança, e deve confirmar que a paciente compreendeu os benefícios e limitações do exame de RM fetal e obter o consentimento informado da gestante.

O Técnico de Radiologia também é responsável por:

- Averiguar a idade gestacional e a informação clínica e achados ultrassonográficos prévios;

- Avaliar a paciente em relação a estados de ansiedade ou claustrofobia, em alguns casos considerar a presença de um acompanhante dentro da sala de exames;

- Posicionar a paciente de forma confortável e colocar a bobina de superfície com a estrutura de interesse no centro da mesma;

- Deve facultar à grávida um dispositivo de alarme, para alguma chamada de emergência e colocar proteção auditiva à examinada;

- Adquirir as sequências necessárias ao exame solicitado, respeitando os valores limite de exposição;

- Armazenar digitalmente todo o exame (68).

2.8.4 Preparação da paciente

A mãe deve esvaziar a bexiga imediatamente antes do exame, e deve evitar líquidos e bebidas com cafeína antes do exame para reduzir o desconforto causado pela necessidade de urinar, particularmente no final da gravidez, quando a capacidade da bexiga é reduzida pelo tamanho do útero grávido. Em alguns centros a mãe tem indicação para jejuar por 4 horas de forma a reduzir artefactos de peristaltismo intestinal e para prevenir o movimento fetal pós-prandial (79), em outros, a mãe é aconselhada a fazer uma refeição ligeira para evitar a hipoglicémia da grávida e do feto (65,80).

2.8.5 Protocolo de exame

O exame de RM Fetal é realizado com a mãe em decúbito dorsal, ou em decúbito lateral esquerdo de forma a evitar a compressão da veia cava inferior pelo útero grávido em posição supina. Pode ainda entrar de cabeça ou entrar de pés de forma a minimizar a sensação de claustrofobia.

Habitualmente é colocada uma bobina de superfície sobre o útero grávido, de forma a aumentar o sinal de RF recebido. Se o tamanho da barriga impedir a colocação de uma bobina externa, o exame pode ser efetuado apenas com a bobina do equipamento (64).

Após a paciente ter sido adequadamente posicionada no equipamento, a aquisição de imagens inicia-se com uma sequência de localizadoraz. Esta aquisição não tem valor diagnóstico, mas permite planejar os planos de estudo e permite avaliar a posição fetal em relação à mãe, distinguindo o lado esquerdo e direito do feto.

Devido ao constante movimento fetal, a sequência mais recente é utilizada como referência para a seleção dos planos de imagens subsequentes. Isso envolve esperar pela reconstrução da imagem, visualizar as imagens, selecionar uma imagem apropriada e definir o plano para a próxima série. Durante este processo não há aquisição de imagens e o tempo envolvido permite que o potencial calor depositado seja dissipado (81).

A base da RM fetal para estudo da anatomia, são sequências ponderadas em T2 (63). As sequências HASTE (*Half Fourier Single Shot Turbo Spin Echo*) ou outra sequência de aquisição rápida, como a sequência SSFP (*steady-state free-precession*) limita os efeitos do movimento fetal (64,79) e permitem avaliar o feto sem utilização de sedação (81).

O contraste ponderado em T1 é adquirido por meio de sequências gradiente eco, a aquisição é rápida e pode ser adquirida com ou sem apneia materna. As sequências

ponderadas em T1 conseguem identificar gordura, hemorragia subaguda, calcificações, glândulas e mecónio (61,64).

As sequências gradiente de eco ponderadas em T2 ou as sequências ecoplanar gradiente de eco são usadas para visualizar estruturas ósseas, calcificações e produtos de degradação do sangue, como desoxihemoglobina, que sugere hemorragia recente, ou hemossiderina, como resíduo de uma hemorragia mais antiga (63).

As sequências opcionais incluem: imagem ponderada em difusão (DWI) para avaliar processos metabólicos ou isquémicos, FLAIR para suprimir o hipersinal do líquido cefalorraquidiano, perfusão etc. (64,82)

Para todas as sequências, o campo de visão deve ser ajustado à região de interesse, a espessura de corte de 2 a 5 mm com um gap de 10 a 15%. O exame deve incluir pelo menos informações T2 em três planos ortogonais do cérebro e do corpo fetal, e um ou dois planos em T1. Este protocolo mínimo deve ser executável em menos de 30 min, mesmo permitindo o movimento fetal e a repetição da sequência (68).

2.8.6 Equipamentos 3 T versus 1,5 T

A principal vantagem da ressonância magnética de 3,0T em relação ao equipamento 1,5T é o aumento da relação sinal-ruído (SNR). Os benefícios demonstrados de tal aumento de sinal incluem: 1) maior resolução de imagem; 2) menor tempo de imagem; 3) perfil bioquímico tecidual melhorado e 4) dados funcionais aprimorados. No entanto, os artefactos são mais pronunciados em 3 T do que em 1,5 T. Um equipamento com intensidade de campo de 3 T tem uma frequência operacional de 128 MHz enquanto equipamentos de 1,5 T têm uma frequência de 64 MHz, levando a uma maior deposição de energia de radiofrequência (53,83).

A transição de 1,5 T para 3 T resulta em uma quadruplicação do SAR se todos os outros fatores forem mantidos constantes. Isso levanta preocupações sobre a segurança fetal e a deposição de energia no feto, resultando em um aumento da temperatura corporal (9,84).

2.8.7 Segurança em RM Fetal

Logo após o início da aplicação clínica da RM começaram a surgir preocupações sobre a segurança da técnica, nomeadamente relacionada com a paciente grávida.

Como já descrito anteriormente, os primeiros estudos de RM fetal foram efetuados em 1982 em pacientes internadas para interrupção da gravidez. As orientações fornecidas pelo *National Radiological Protection Board* não permitiam a realização do exame RM de rotina na gravidez (71). Em setembro de 1984 foram publicadas recomendações pela mesma entidade, que permitiam que o exame fosse efetuado durante o segundo e terceiro trimestre da gravidez (69).

Em 1985 é relatado que o *Human Investigations Committee at the University of California, San Francisco* (UCSF), aprova a realização de RM em gestações classificadas de alto risco, cujo exame de US demonstrasse crescimento anormal e/ou dismorfologia fetal (72).

Atualmente, várias sociedades elaboraram as suas recomendações e diretrizes práticas sobre o uso da ressonância magnética durante a gravidez, e promovem atualizações conforme surgem novas evidências científicas: *American College of Obstetricians and Gynecologists* (ACOG) (85); *International Society of Ultrasound in Obstetrics and Gynecology* (ISUOG) (68); *American College of Radiology* (ACR) (64); *Canadian Association of Radiologists* (CAR) (9).

Por questões éticas, não é possível realizar estudos de intervenção que examinem os efeitos nocivos da Ressonância Magnética para o feto. As evidências devem ser extrapoladas a partir de estudos em modelos animais, experiências in vitro e em estudos observacionais à população.

Estudos em animais

Estudos usando vários modelos animais mostraram que a hipertermia durante a gravidez pode estar associada à reabsorção do embrião, expulsão do feto em um estágio inviável da gestação, morte fetal, defeitos do sistema nervoso central e malformações cardiovasculares. O limiar do efeito em muitas espécies começa em cerca de 1,5 °C acima da temperatura normal do corpo; no entanto, as determinações precisas do limiar da dose térmica (em termos de temperatura e duração) para o efeito são escassas (86).

Foi examinada a potencial teratogenicidade da exposição ao campo de ressonância magnética 1,5 T no desenvolvimento inicial do embrião de galinha. Os ovos foram expostos durante as primeiras 42 h de incubação. Os embriões que foram sacrificados com ± 53 horas de incubação não apresentaram grandes diferenças nas taxas de anormalidade e mortalidade para o grupo controle. Os embriões que foram sacrificados

no 6º dia de incubação, mostraram uma tendência a maiores taxas de anormalidade e mortalidade nos expostos do que os não expostos (87).

Um outro estudo pretendia determinar se a variação do campo magnético (1 T, 1,5 T e 3 T) durante a ressonância magnética afetaria o encerramento do tubo neural e o desenvolvimento de embriões de galinha. Em comparação com os embriões não expostos, houve um aumento estatisticamente significativo na incidência de defeitos de encerramento do tubo neural e atraso no crescimento nos embriões expostos a campos magnéticos. O atraso no crescimento era maior à medida que a intensidade de campo aumentava, mas os defeitos de encerramento do tubo neural tiveram uma taxa maior em 1,5 T. Com base neste estudo, os investigadores colocaram a hipótese de a RM provocar também alterações no desenvolvimento dos embriões humanos, recomendando o seu uso apenas em casos de extrema necessidade para mãe e feto (88).

Um estudo efetuado em porcas grávidas, avaliou a mudança de temperatura no tecido materno e fetal durante a aquisição de imagens T2 com técnicas ultrarrápidas (Haste). As temperaturas foram medidas com fibra ótica que demonstrou que nenhum aquecimento ocorreu nos tecidos fetais ou no líquido amniótico. O exame teve uma duração de 3 a 5 minutos (81).

Um outro estudo efetuado com porcas grávidas em um equipamento de 3 T demonstrou que para imagens diagnósticas de RM com regimes SAR normais não existiam aumentos de temperatura acima de 1°C se o tempo de exame for mantido abaixo de 30 minutos. Tempos de exame mais longos pode levar a um aumento de temperatura de até 2,5 °C (89).

É difícil a extrapolação de modelos animais para humanos. A temperatura corporal de um ser humano normal e saudável é de 36,8 °C. A temperatura corporal normal varia em vários graus entre as espécies e o mesmo aumento da temperatura pode representar um stress térmico diferente, porque as espécies têm capacidades termorreguladoras diferentes (90).

Estudos em animais são insuficientes na medida em que o desenvolvimento da espécie humana difere do de outros mamíferos pela curta duração da gravidez em comparação ao período compreendido entre o nascimento e a idade adulta (91).

Apesar dos estudos em animais não serem aplicáveis em humanos, levantam preocupações. A RM fetal só deve ser realizada quando os benefícios superam os potenciais riscos mesmo quando os efeitos a longo prazo não tenham sido demonstrados (67).

Estudos Observacionais

A ressonância magnética fetal tem sido usada rotineiramente como ferramenta diagnóstica não invasiva durante as últimas décadas; no entanto, há uma escassez de estudos de acompanhamento examinando os efeitos da exposição pré-natal à Ressonância Magnética.

Em 1993 foi abordada a questão de possíveis efeitos do campo magnético estático em trabalhadoras grávidas. Foi aplicado um questionário à população de técnicas e enfermeiras que trabalhavam em RM nos EUA, e que estavam responsáveis pelo posicionamento, tratamento de imagem e administração de contraste endovenoso. O estudo tentava relacionar taxa de aborto espontâneo, parto prematuro, infertilidade e peso ao nascer com o trabalho na RM. Os dados não revelaram associações estatisticamente significativas de que o fato de ser trabalhadora na RM pudesse aumentar a incidência destes achados (92).

Existem poucos estudos sobre a segurança da exposição a RM de mulheres grávidas durante o 1º trimestre. Foram acompanhadas prospectivamente 15 mulheres expostas de forma inadvertida durante o primeiro trimestre da gravidez a RM 1,5 T até ao final da gravidez. Nenhuma anormalidade foi considerada relacionada com a exposição (93).

Um estudo de caso controle retrospectivo avaliou os efeitos da exposição à ressonância magnética 1,5 T no crescimento fetal e na função auditiva neonatal. Foram avaliados durante 2 anos, 751 neonatos expostos durante a gravidez e um grupo controle composto por 10042 neonatos não expostos. Este estudo não mostrou efeitos adversos da exposição in útero à RM na função auditiva neonatal ou nos percentis de peso ao nascer (94).

Um outro estudo semelhante, mas com uma amostra mais pequena, avaliou recém-nascidos saudáveis expostos a RM 3 T por indicação materna ou fetal e controlou com recém-nascidos saudáveis não expostos. O estudo não revelou diferença significativa no peso ao nascer nem na prevalência de deficiência auditiva em ambos os grupos (95).

Um estudo observacional prospetivo avaliou o efeito da exposição pré-natal à ressonância magnética de 1,5 T durante o segundo ou terceiro trimestre de gravidez em uma coorte de fetos saudáveis. Todas as crianças passaram no rastreio auditivo neonatal e os resultados funcionais em idade pré-escolar, foram avaliados através da escala Vineland II. A Escala de Comportamento Adaptativo Vineland-II avalia comunicação, habilidades de vida diária, socialização e habilidades motoras. A exposição in útero destas crianças não foi associada a resultados funcionais adversos ou deficiência auditiva (96).

Um estudo coorte prospetivo avaliou os resultados a longo prazo do neurodesenvolvimento, através da escala Vineland II, de crianças expostas à ressonância magnética durante a gravidez. Foram incluídas 131 crianças expostas, com imagens de RM normal, e 771 crianças de mulheres não expostas na mesma faixa etária com idades entre os 2,5 e os 6 anos. Não foram observadas diferenças comportamentais entre as crianças dos 2 grupos (97).

Em um estudo coorte de base populacional, foram estudadas mais de 1,4 milhão de gestantes. A exposição à ressonância magnética durante o primeiro trimestre da gravidez, em comparação com a não exposição, não foi associada ao aumento do risco de danos ao feto ou na primeira infância. A ressonância magnética com gadolínio em qualquer momento durante a gravidez foi associada a um risco aumentado de um amplo conjunto de condições reumatológicas, inflamatórias ou infiltrativas da pele e risco de natimorto ou neonatal. De entre os bebés excluídos, a taxa de nado-mortos era maior para mães expostas a RM no 1º trimestre ou RM com gadolínio do que os não expostos (98).

Estudos em modelos corporais

Devido a questões éticas de estudos invasivos de medição de SAR fetal, uma parte dos estudos sobre segurança de RF em mulheres grávidas e feita utilizando modelos de corpos de grávidas.

Os modelos corporais são uma ferramenta muito importante na avaliação de SAR local e na avaliação da distribuição da temperatura no tecido por exposição à RF.

Para alcançar resultados generalizáveis, as simulações devem ser realizadas para um conjunto de modelos corporais que devem representar a distribuição tecidual de um ser humano, cobrindo toda a gama de corpos físicos.

Os estudos (99–103) efetuados em modelos anatómicos sugerem que para exames de RM fetal realizados em modo de funcionamento normal, o SAR fetal é inferior aos limites de 2W/Kg, definidos pela IEC.

Os mesmos estudos, referem que diferentes modelos corporais de grávidas que cobrem uma população com diferentes métricas corporais, posições maternas e fetais, localização da placenta e idade gestacional precisam ser investigados, para obter uma avaliação segura e confiável e para entender melhor a variação de SAR local na população de pacientes, pois os modelos disponíveis ainda são limitados.

Outra questão importante é a de que a estimativa da temperatura é efetuada com base num modelo estático, mas numa paciente grávida o feto está em constante movimento (99–103).

2.8.8 Exposição ao campo magnético estático na gravidez

Durante um exame de RM o feto é exposto a um campo magnético muito superior ao campo magnético da Terra, podendo chegar a ± 10.000 vezes superior. Os potenciais riscos ligados à exposição do embrião ou feto ao campo magnético estático da RM, são os possíveis danos biológicos relacionados com migração, proliferação e diferenciação celular, podendo levar ao aborto. Apesar da lista de efeitos ser extensa, ainda não foram confirmados cientificamente (11,40,104,105).

2.8.9 Administração de Agentes de Contraste à Base de Gadolínio na gravidez

Porque a toxicidade do gadolínio é um potencial risco ao realizar uma RM com contraste na gravidez, há consenso de que não deve ser administrado contraste por rotina em pacientes grávidas (32).

Na gravidez, os agentes de contraste à base de gadolínio podem atravessar a barreira placentária e entrar na circulação fetal e líquido amniótico. A incerteza existe, porque a duração da exposição fetal não é conhecida. O contraste presente no líquido amniótico é engolido pelo feto e entra novamente na circulação fetal, passa pelos rins do feto e é excretado para o líquido amniótico. Quanto mais tempo os produtos à base de gadolínio permanecerem no líquido amniótico, maior o potencial de dissociação do quelato e maior o risco de causar danos ao feto (61,62).

Num estudo coorte de base populacional, a ressonância magnética com gadolínio em qualquer momento durante a gravidez foi associada a um risco aumentado de natimorto ou morte neonatal, e risco de um amplo conjunto de condições reumatológicas, inflamatórias ou infiltrativas da pele da prole (98).

A administração de agentes de contraste à base de Gadolínio em mulheres grávidas, apenas deve ser ponderada se melhorar significativamente o diagnóstico materno ou fetal e se os benefícios superarem o potencial risco para o feto (65,107).

2.8.10. Ruído acústico na gravidez

O ruído acústico produzido pelo equipamento de RM durante a aquisição da imagem ocorre como resultado das forças de Lorentz, que são geradas pelas alterações rápidas de corrente nas bobinas de gradiente. As forças de Lorentz são proporcionais à intensidade do campo magnético principal e à potência do gradiente.

Com o uso de equipamentos com intensidades de campo superiores a 1,5 T e sistemas de gradientes mais potentes, os níveis de ruído podem exceder os 110 dB. Para além de dependerem do hardware, os níveis de ruído também dependem da localização em relação ao equipamento (são mais altos à entrada do túnel) e das sequências usadas (gradiente de eco e EPI).

A preocupação principal da exposição fetal aos altos níveis de ruído gerados pelo equipamento de RM é o risco potencial de danificar a audição fetal, particularmente nos estágios iniciais, quando as estruturas do ouvido estão em desenvolvimento. Muito ruído é atenuado pelo tecido materno e pelo líquido amniótico, a quantificação exata é difícil de definir, estima-se que a atenuação à passagem pelo abdómen materno seja de 30dB mas o risco permanece incerto. *American Academy of Pediatrics* indica os 90dB como o limite acima do qual poderá ocorrer dano para a audição (9,104)

2.8.11. Risco da exposição a impulsos de RF na grávida

Uma preocupação de segurança com a ressonância magnética na gravidez é que a energia será depositada nos tecidos maternos e fetais devido à exposição a impulsos de radiofrequência (RF). O crescimento fetal é o resultado de sequências altamente organizadas de proliferação, diferenciação, migração e apoptose que são sensíveis a mudanças na temperatura. A deposição de energia pode aumentar a temperatura fetal, e um aquecimento fetal superior a 2°C pode ser teratogénico (108).

A gravidez induz inúmeras alterações fisiológicas na mulher, além de mudanças na massa corporal. As alterações cardiovasculares ocorrem gradualmente ao longo da gravidez. A mulher grávida tem um aumento do débito cardíaco, inicialmente devido ao aumento do volume sistólico, no final do segundo trimestre, devido a uma frequência cardíaca elevada. O fluxo sanguíneo placentário atinge 600–700 ml/min no final da gravidez e não é autorregulado, é dependente do débito cardíaco e varia com a pressão arterial.

As mudanças fisiológicas da gravidez incluem adaptações que afetam a termorregulação e permitem que as mulheres grávidas mantenham a temperatura dentro dos limites normais. As medidas adaptativas de proteção incluem uma redução na temperatura central, um limiar da sudorese mais baixo, um aumento no volume plasmático e no fluxo sanguíneo da pele. Teoricamente, esses mecanismos protetores podem ser sobrecarregados durante a exposição a calor extremo e representar um risco para a mãe e para o feto (109).

A temperatura central do feto é mantida em aproximadamente 0,5 °C acima da temperatura central materna e depende da temperatura materna, fluxo sanguíneo e metabolismo fetal. A maior parte da dissipação de calor fetal ocorre através da placenta e uma menor quantidade através do líquido amniótico e da parede uterina. Um aumento na temperatura central materna afetará o gradiente de temperatura materno-fetal e influenciará a transferência de calor para o feto (109).

Durante a aquisição de imagens médicas de RM é possível que ocorra acumulação de calor no útero grávido e consequentemente no feto. A principal preocupação é que a SAR, que documenta a quantidade de energia depositada ao longo do tempo, é ajustado para o peso da grávida. No entanto, o objeto de estudo é o feto, um paciente muito menor, imerso em líquido amniótico que é altamente condutor. Outra questão preocupante é que no terceiro trimestre o útero grávido, geralmente, preenche todo o túnel do equipamento, o que limita a quantidade de fluxo de ar através do orifício e em redor da paciente, diminuindo potencialmente a capacidade da paciente de emitir calor depositado para o ambiente (81,109).

O ICNIRP defende que os efeitos adversos no desenvolvimento embrionário ou fetal serão evitados se a temperatura do feto não exceder 38°C e a temperatura corporal das mulheres grávidas não subir mais de 0,5°C.

A temperatura e a SAR fetal não podem ser medidas diretamente. A SAR materna é usada para estimar a potência de RF absorvida por unidade de peso corporal e é medida em W/kg. Embora a SAR possa ser calculada para regiões específicas, a medida aceita na paciente grávida é a SAR média de corpo inteiro. Um aumento da SAR materna representa um aumento na temperatura fetal e representa um potencial risco para o desenvolvimento embrionário.

Como referido anteriormente, o cálculo da SAR depende de vários fatores, como a condutividade elétrica do tecido, peso e forma do paciente, intensidade do campo, ângulo de inclinação e duração do impulso de RF. A SAR é, portanto, dependente da sequência de impulso. Sequências com longos trens de impulsos de RF (SSFP, SSFSE)

têm valores de SAR mais altos, mas constituem a maior parte da ressonância magnética fetal.

Procedimentos de RM fetal realizados em condições de modo de funcionamento normal, nos quais a SAR de corpo inteiro materna tem um valor limite de 2 W/kg está associado a SAR fetal que está em conformidade com os limites das normas IEC e ICNIRP.

2.9 Questões de investigação e objetivos

Como referido anteriormente, nas normas e orientações internacionais, as pacientes grávidas merecem especial atenção durante a realização de exames de imagem por RM devido a alterações na sua capacidade de dissipar o calor, especialmente o calor acumulado a nível fetal.

Deste modo, torna-se necessário monitorizar a absorção de RF no corpo das pacientes grávidas, utilizando a taxa de absorção específica (SAR) definida como a energia total absorvida por unidade de massa de tecido, medida em W/Kg.

O SCENIHR defende que os valores de SAR podem ser medidas úteis para estudos epidemiológicos em casos de exposição RF de curto prazo, como nos exames de RM.

Os profissionais que realizam estes exames, médicos e técnicos de radiologia, devem ter conhecimento das questões de segurança em RM, dos valores limite de referência e tomar medidas que previnam o potencial aumento da temperatura.

No âmbito desta problemática, o presente trabalho pretende efetuar um levantamento dos valores de SAR reportados pelos equipamentos e armazenados em metadados de imagens DICOM associados a exames de RM fetal.

Durante a pesquisa bibliográfica, não foram encontrados estudos semelhantes associados a exames de imagem de RM fetal realizados em Portugal.

O presente trabalho pretende contribuir para uma melhor avaliação da segurança do doente no panorama nacional, nomeadamente da paciente grávida e feto, em exames de RM fetal.

Assim, o objetivo principal desta dissertação é o levantamento, caracterização e análise de valores de SAR reportados pelo equipamento, associados a exames de RM fetal craniano.

Os objetivos específicos desta dissertação são:

1. Comparar dados entre equipamentos de 1,5 T e 3 T;

2. Avaliar se existem correlações dos valores de SAR com as diferentes sequências de impulso e IMC da paciente;
3. Procurar justificar as diferenças encontradas tendo em conta parâmetros técnicos de aquisição e imagem;
4. Recomendar medidas corretivas, e implementação de Boas Práticas que permitam reduzir ou minimizar os valores de SAR em exames de RM fetal.

3. Metodologia

3.1 Delineamento metodológico

No início do estudo, foi realizada uma revisão da literatura científica através de artigos pesquisados nos arquivos Pubmed e Google Scholar, utilizando termos relacionados com o estudo e verificando se existiria material suficiente que suportasse o tema.

Tendo em conta a necessidade de recolha de metadados existentes nos ficheiros das imagens de RM fetal, contactaram-se algumas instituições hospitalares públicas (3 na área metropolitana de Lisboa e 1 na cidade do Porto) as quais, devido ao facto de terem maternidade, foi julgado que realizariam este tipo de exame. Em 3 das entidades o número de exames de RM fetal não era significativo - cerca de 1 exame mensal. De qualquer forma, foi entregue pedido escrito de recolha de dados nas 3 instituições de Lisboa, excluindo-se o hospital do Porto.

Em 2 das instituições não foi obtida resposta, por isso, a recolha de dados acabou por ser efetuada num único Centro Hospitalar da área metropolitana de Lisboa caracterizado como centro de nível III de diferenciação hospitalar em cuidados de saúde na preconceção, gravidez e puerpério. Os responsáveis pelo serviço (técnico coordenador e médico diretor da neurorradiologia) autorizaram a recolha de dados e classificaram o mesmo como de extremo interesse.

As recomendações existentes de boas práticas para os centros que realizam RM fetal indicam que estes devem ter profissionais com treino especializado na área e com número suficiente de casos, que permita ao médico e técnico realizar o exame de RM fetal com habilidade. Os atributos desejáveis de um centro incluem:

1. reuniões multidisciplinares de discussão de casos, incluindo, mas não se limitando a, especialistas materno-fetais, radiologistas e obstetras;
2. experiência institucional, com um total de pelo menos 500 exames de ressonância magnética fetal e pelo menos dois realizados por semana;
3. publicação de pesquisas científicas ou material de referência na área (68).

A transferência de dados é cada vez mais realizada usando o padrão de imagem DICOM (*Digital Imaging and Communications in Medicine*), o qual especifica não só o formato de dados de imagem, mas também os protocolos de transferência. É devido a este

padrão DICOM que as imagens podem ser trocadas entre sistemas de diferentes fornecedores e pode ser partilhado entre diferentes modalidades.

O método de estudo foi descritivo de natureza retrospectiva, a recolha de dados foi efetuada pela consulta no sistema de arquivo digital de imagens (PACS) da instituição, de informação armazenada em metadados DICOM. Após a exploração e formatação dos dados, recorreu-se a ilustrações gráficas para apresentação de resultados. A ilustração gráfica de dados referentes às sequências de impulso *versus* intensidade de campo magnético, fez-se recorrendo a diagrama de caixa.

O diagrama de caixa é uma técnica estatística de análise exploratória de dados, que resume visualmente e compara grupos de dados, serve para identificar tendências e detetar valores discrepantes. Utiliza a mediana, os quartis e os extremos para transmitir a propagação e simetria de uma distribuição de valores de dados (110,111).

A estrutura básica de um diagrama de caixa é uma caixa, habitualmente de formato retangular, a mediana, desenhada como uma linha dentro da caixa, e uma haste representativa dos valores compreendidos entre a caixa e os valores mínimos e máximos.

Assim, para cada equipamento foram efetuados diagramas de caixa (SAR vs. Sql 1,5 T e SAR vs. Sql 3 T), com o objetivo de comparar valores de SAR entre diferentes sequências. Com o objetivo de comparar sequências iguais com intensidades de campo diferentes, foram elaborados novos diagramas de caixa (valores de SAR em Sql HASTE vs. Intensidade de campo, valores de SAR em Sql TRUFI vs. intensidade de campo, valores de SAR em Sql T1 vs. intensidade de campo, valores de SAR em Sql T2 FLASH vs. intensidade de campo, valores de SAR em Sql Difusão vs. intensidade de campo).

Cada diagrama de caixa está acompanhado de uma tabela com os seguintes descritores:

- Valor máximo do conjunto de dados;
- Quartil superior ou terceiro quartil (Q3), onde se localizam 75% dos valores maiores, representado pela linha do limite superior da caixa;
- Mediana (me) ou o percentil 50%, divide a metade superior e inferior da amostra, representada por uma linha dentro da caixa;
- Quartil inferior ou 1º quartil (Q1), onde se localizam 25% dos menores valores, representado pela linha do limite inferior da caixa;
- Intervalo interquartil (Q3 - Q1 ou IIQ), é a diferença entre Q3 e Q1, representado pela dimensão da caixa;

- Valor mínimo do conjunto de dados;
- Gama de valores (G), calculada pela subtração dos valores mínimo pelo máximo;
- Valores Discrepantes (VD), valores a cima ou a baixo do diagrama, mas que entram para o cálculo do valor da média (X).

Na figura em baixo, exemplifica-se um diagrama de caixa e a respetiva tabela explicativa.

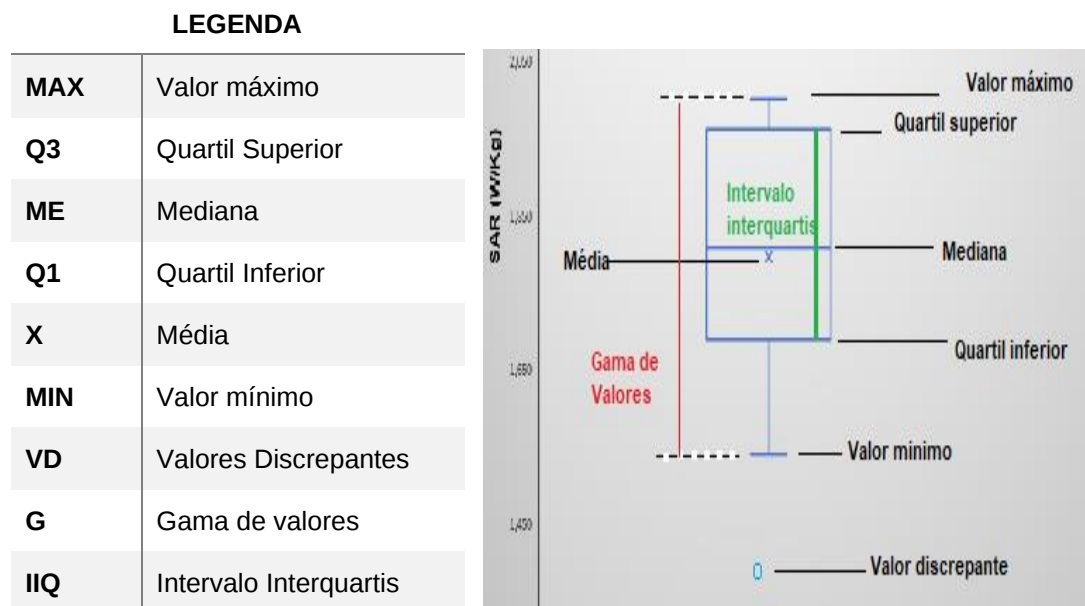


Figura 11. Exemplo um diagrama de caixa e a respetiva tabela explicativa.

Para a avaliação da relação da SAR com o IMC materno, recorreu-se à representação gráfica de um diagrama de dispersão num sistema de eixos coordenadas (X,Y). Este tipo de representação permite realçar a associação entre dois dados.

3.2 População e amostra

A população do estudo são todas as pacientes grávidas que realizam exames de imagem de RM fetal num Centro Hospital da área metropolitana de Lisboa caracterizado como centro de nível III de diferenciação hospitalar em cuidados de saúde na preconceção, gravidez e puerpério.

De 1 de janeiro de 2015 até 31 de dezembro de 2022 foram efetuados 676 exames de imagem de RM fetal a 555 pacientes, o que faz com que este centro tenha experiência institucional, como recomendado pelas boas práticas do ISUOG.

Foram excluídos os exames de RM fetal de corpo, pois o protocolo base é constituído apenas por 2 sequências (Haste e T1 GRE) e os exames foram efetuados apenas no equipamento de intensidade de campo magnético de 3 T, não permitindo fazer comparações entre intensidades de campo nem avaliar diferenças entre sequências.

A amostra final totaliza 65 pacientes que efetuaram 80 exames de RM fetal de crânio durante o ano de 2022 em equipamentos com intensidade de campo magnético de 1,5 T e 3 T – Figura 12.

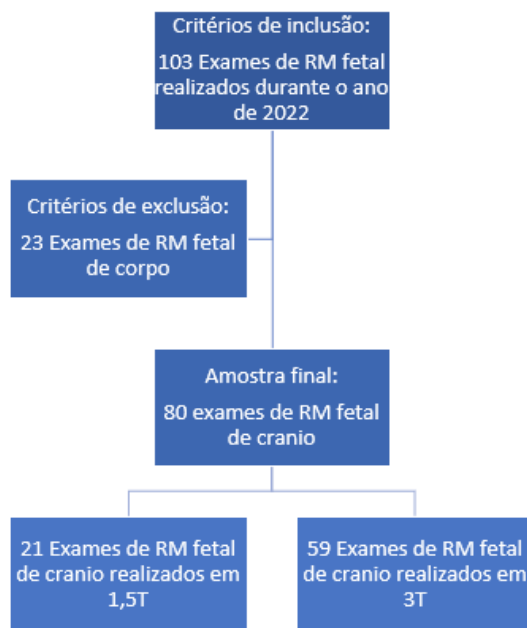


Figura 12. Fluxograma com o número de exames incluídos na amostra.

3.3 Instrumentos de recolha de dados

Como já descrito anteriormente, a recolha de dados foi efetuada pela consulta no sistema de arquivo digital de imagens (PACS) da instituição, de informação armazenada em metadados DICOM.

Para pesquisarmos e selecionarmos apenas os exames de RM fetal arquivados no sistema PACS, foi aplicado um filtro denominado “*descrição de exames*” a todos os exames de RM fetal efetuados naquele centro e arquivados no sistema PACS. Seguidamente foi aplicado um segundo filtro denominado “*data do exame*” onde foi definido um intervalo de tempo entre 01-01-2022 e 31-12-2022.

O instrumento de recolha de dados é constituído por uma tabela de observações em formato de Excel (Anexo A). Para além dos valores de SAR associados a cada

sequência de impulso, foram também registados dados demográficos maternos (idade, idade gestacional, peso, altura, IMC, posicionamento materno) distribuídos por intensidades de campo magnético.

Durante a recolha de dados foi ainda efetuada a caracterização técnica dos 2 equipamentos onde os exames de imagem de RM fetal são efetuados, bem como dos protocolos técnicos do estudo de RM fetal craniano.

As principais limitações do estudo são:

- O tamanho da amostra, no desenho inicial seria um estudo multicêntrico, para que existisse uma maior perceção do panorama nacional, mas como referido anteriormente, não se obteve resposta ao pedido de recolha de dados em algumas instituições contactadas;
- O facto de ser um estudo de natureza retrospectiva, contribui para algumas falhas na informação recolhida: alguns exames realizados no equipamento de 1,5 T não possuíam a altura do doente, o que impediu o cálculo do IMC em alguns exames; Em ambos os equipamentos em alguns exames não foi enviado para o sistema de arquivo de imagens as sequências localizadoras e apenas foram enviadas as sequências com qualidade diagnóstica, perdendo-se a informação sobre o número total de sequências realizadas para cada exame e tempo total de exame;
- Existirem poucos estudos semelhantes a nível internacional, reforça a importância da realização de mais estudos, mas limita a comparação de dados e resultados.

4. Resultados

Neste capítulo serão apresentados os resultados da análise retrospectiva dos valores de Taxa de Absorção Específica (SAR) de corpo inteiro em relação a diversas variáveis em exames de RM fetal de crânio.

4.1 Caracterização Demográfica

Da análise de dados referentes à informação sobre as gestantes examinadas durante o ano de 2022, efetuou-se uma caracterização demográfica materna. De entre as 65 mulheres grávidas incluídas no estudo, a idade materna média foi 32 anos, com um desvio padrão de 5 anos (variando de 16 a 42 anos). A idade gestacional média foi de 29 semanas, com um desvio padrão de 4 semanas (variando entre as 22 e 38 semanas de gestação). Já o peso materno médio foi de 72 Kg, com um desvio padrão de 12 Kg (variando de 50 a 117 Kg) e a altura materna média registada foi de 1,65 m, com um desvio padrão de 0,06 m (variando entre 1,50 m e 1,76 m de altura). O índice de massa corporal médio foi de 26 kg/m² com um desvio padrão de 4 kg/m² (variando entre 18 a 40 kg/m²). O índice de massa corporal foi calculado de acordo com a fórmula:

$$IMC = \frac{m}{h^2}$$

em que m é a massa do paciente (expressa em kg) e h a altura, expressa em metros.

A tabela resumida é apresentada em baixo. A idade gestacional foi registada em semanas e dias, e foi posteriormente arredondada para semanas. Nestes casos, valores decimais até 3 dias eram arredondados para baixo, enquanto valores decimais a partir de 4 dias eram arredondados para cima.

Variável	Média*	Intervalo
Idade Materna (anos)	32 ± 5	16-42
Tempo gestacional (semanas)	29 ± 4	22-38
Peso (Kg)	72 ± 12	50-117
Altura (m)	1,65 ± 0,06	1,50-1,76
Índice de Massa Corporal (Kg/m ²)	26 ± 4	18-40

* Média ± desvio padrão

Tabela 3. Informação demográfica materna.

4.2 Caracterização dos equipamentos e descrição dos protocolos de exame

A caracterização dos 2 equipamentos de RM utilizados na aquisição dos exames e a descrição dos protocolos de exame desempenham um papel fundamental na interpretação e compreensão dos resultados obtidos em estudos relacionados com a Taxa de Absorção Específica (SAR). A informação obtida encontra-se sumarizada nas Tabelas 4 a 6.

A descrição das diferenças nos equipamentos de RM, sequências de Impulso e outras configurações, permite identificar variáveis ou variações introduzidas que possam influenciar os resultados. Dessa forma, é possível realizar a padronização dos procedimentos e repetibilidade dos resultados. Permite ainda comparar os resultados e verificar se existe concordância ou discrepância com outros estudos, e pode significar que em cenários clínicos semelhantes os resultados serão semelhantes também.



<i>Equipamento</i>	Siemens Magnetom Avanto	Siemens Magnetom Skyra
<i>Intensidade de Campo</i>	1,5 T	3 T
<i>Amplitude máxima dos gradientes</i>	45 mT/m	45 mT/m
<i>Slew Rate máxima</i>	200 T/m/s	200 T/m/s
<i>Frequência Utilizada</i>	63,68 MHz	123,24 MHz
<i>Diâmetro de entrada do magneto</i>	60 cm	70 cm
<i>Comprimento do magneto</i>	160 cm	163 cm

Tabela 4. Descrição dos Equipamentos de RM.

<i>Protocolo de RM fetal crânio 1,5T</i>	<i>Localizador</i>	<i>HASTE</i>	<i>TRUFI</i>	<i>T1 GRE Flash</i>	<i>FLAIR</i>	<i>T2 GRE Flash</i>	<i>DIFUSÃO</i>
<i>FOV (mm)</i>	500	270	281	380	250	400	330
<i>Matriz</i>	224×320	192×256	256×256	256×200	192×192	125×256	118×128
<i>Espessura de corte (mm)</i>	6	3	6	5	5	4	4
<i>TR (ms)</i>	1000	1230	801,07	183	9000	520	2500
<i>TE (ms)</i>	108	116	1,58	476	105	26	76
<i>flip angle (°)</i>	150	150	71	70	150	20	

Tabela 5. Protocolo de RM fetal crânio Equipamento Siemens Magnetom Avanto.

<i>Protocolo de RM fetal crânio 3T</i>	<i>Localizador</i>	<i>HASTE</i>	<i>TRUFI</i>	<i>VIBE T1</i>	<i>T2 GRE Flash</i>	<i>DIFUSÃO</i>	<i>EPI Short TE</i>	<i>EPI HR</i>
<i>FOV (mm)</i>	420	256	300	300	300	300	300	256
<i>Matriz</i>	260×320	256×256	320×320	216×288	77×128	136×160	160×100	250×100
<i>Espessura de corte (mm)</i>	6	2,5	2,5	2,5	3	3	3	2
<i>TR (ms)</i>	507	1400	4,25	3,64	664	3700	4000	11250
<i>TE (ms)</i>	113	99	1,81	1,35	25	82	24	81
<i>flip angle</i>	90	160	69	9	70		90	90

Tabela 6. Protocolo de RM fetal crânio Equipamento Siemens Magnetom Skyra.

4.3 Distribuição do valor de SAR por Intensidade de Campo Magnético

A análise da distribuição do valor de SAR em relação à Intensidade de Campo Magnético é fundamental na interpretação dos resultados do estudo e comparação com estudos semelhantes. Essa análise é realizada recorrendo a diagramas de caixa, os quais permitem visualizar e comparar a distribuição dos valores de SAR para cada sequência de impulso para cada um dos equipamentos (1,5 T e 3 T).

Os valores mais altos de SAR em ambos os equipamentos pertencem às sequências de impulso HASTE (*Half-Fourier Acquisition with Single Shot Turbo Spin Echo*) e TRUFI (*Fast Imaging with Steady State Precession*). A Sqi do localizador é uma HASTE, e são estas sequências (HASTE e TRUFI) que, em conjunto, possuem ocorrências acima dos valores limite de referência para o exame em questão.

Ao explorarmos a base de dados (apresentada no anexo do trabalho), é possível verificar que esta passagem para o primeiro nível de funcionamento controlado- valores acima de 2W/Kg - ocorreu em 3 pacientes com gravidez gemelar, num total de 6 exames (2 pacientes, 4 exames em 1,5 T, e 1 paciente, 2 exames em 3 T).

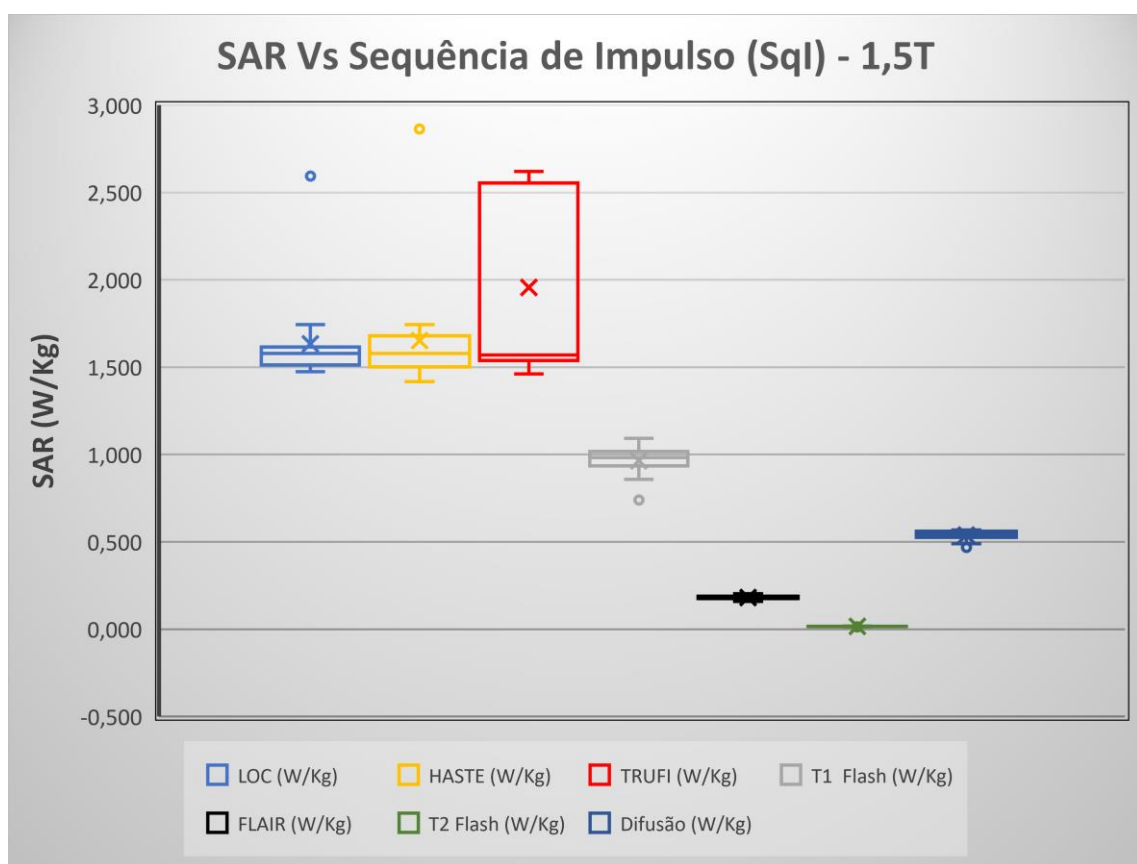


Figura 13. Diagrama de caixa SAR vs. Sql 1,5 T

1,5T	MAX	Q3	Me	Q1	X	MIN	VD	G	IIQ
LOC	1,744	1,614	1,579	1,513	1,634	1,474	2,594	0,270	0,101
HASTE	1,744	1,680	1,579	1,502	1,651	1,417	2,863	0,327	0,178
TRUFI	2,620	2,555	1,570	1,538	1,957	1,460		1,160	1,017
T1 FLASH	1,093	1,018	0,983	0,935	0,965	0,859	0,740	0,234	0,083
FLAIR	0,203	0,188	0,184	0,176	0,182	0,159		0,044	0,012
T2 FLASH	0,017	0,016	0,015	0,014	0,015	0,013	0,013	0,004	0,002
DIFUSÃO	0,569	0,561	0,544	0,525	0,539	0,488	0,469	0,081	0,036

Tabela 7. Valores estatísticos SAR vs. Sql 1,5 T

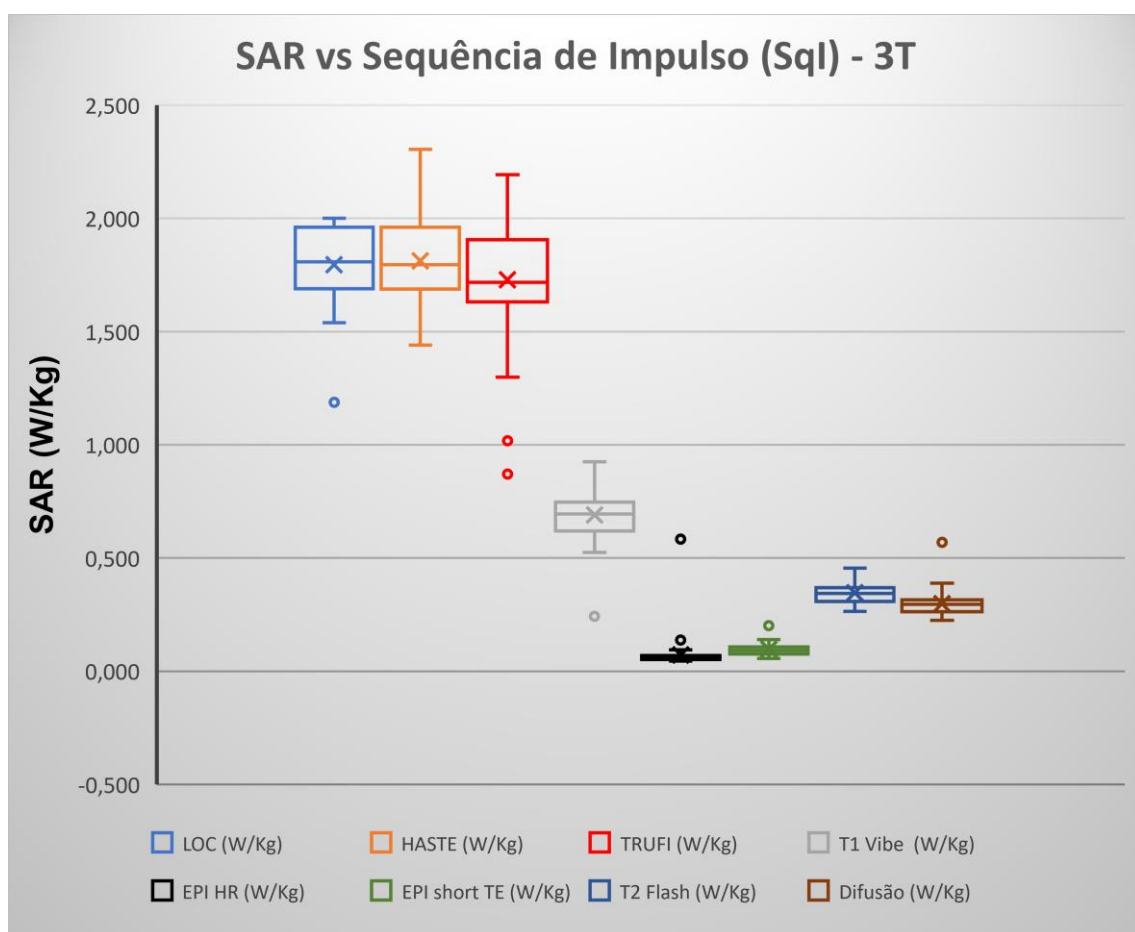


Figura 14. Diagrama de caixa SAR vs. Sql 3 T

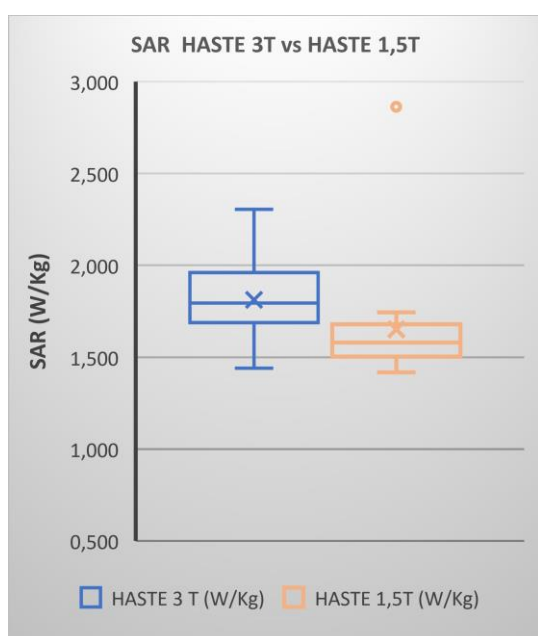
3T	MAX	Q3	ME	Q1	X	MIN	VD	G	IIQ
LOC	1,999	1,961	1,808	1,689	1,796	1,539	1,188	0,460	0,272
HASTE	2,304	1,961	1,795	1,688	1,812	1,440		0,864	0,273
TRUFI	2,193	1,906	1,718	1,631	1,729	1,299	0,871/1,018	0,894	0,275
T1 VIBE	0,925	0,746	0,695	0,619	0,690	0,525	0,242	0,400	0,127
EPI HR	0,095	0,069	0,060	0,052	0,072	0,045	0,583/0,137	0,050	0,017
EPI SHORT TE	0,139	0,107	0,092	0,076	0,097	0,056	0,202	0,083	0,031
T2 FLASH	0,455	0,369	0,344	0,308	0,346	0,264		0,191	0,061
DIFUSÃO	0,388	0,315	0,295	0,263	0,298	0,224	0,569	0,164	0,052

Tabela 8. Valores estatísticos SAR vs. Sql 3 T

Existem pequenas diferenças no protocolo de estudo entre equipamentos 1,5 T e 3 T. Em seguida faremos a análise gráfica apenas entre sequências de impulso que são efetuadas em ambos os equipamentos.

Na maior parte dos exames, não foi enviada para o sistema de arquivo a sequência localizadora por isso a amostra é pequena. Tendo em conta que a Sqi é uma sequência Haste, não vamos comparar os seus valores individualmente.

No diagrama de caixa que traduz os valores de SAR para a Sqi HASTE vs. intensidade de campo, -Figura 15 - verificamos que, no geral, os valores mais altos de SAR ocorreram no equipamento com intensidade de campo magnético de 3 T, apesar da ocorrência de um valor discrepante muito alto no equipamento 1,5 T.



	HASTE 3T	HASTE 1,5T
MAX	2,304	1,744
Q3	1,961	1,68
ME	1,795	1,579
Q1	1,688	1,502
X	1,812	1,651
MIN	1,440	1,417
VD		2,863
G	0,864	0,327
IIQ	0,273	0,178

Figura 15. Diagrama de caixa SAR HASTE 3 T vs. SAR HASTE 1,5 T.

No diagrama de caixa que traduz os valores de SAR para a Sql TRUFI vs. intensidade de campo, - Figura 16- verificamos que, os valores mais altos de SAR ocorreram no equipamento com intensidade de campo magnético de 1,5T, e que é também este equipamento que apresenta uma maior dispersão de valores de SAR para esta Sql.

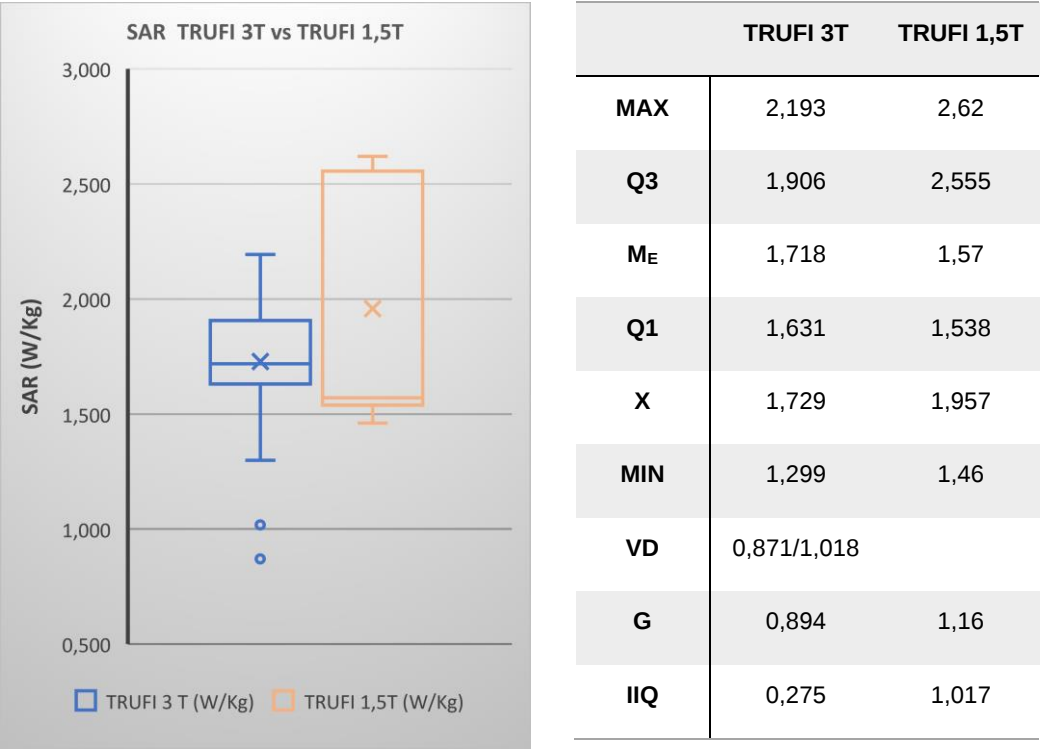


Figura 16. Diagrama de caixa SAR TRUFI 3 T vs. SAR TRUFI 1,5 T.

No diagrama de caixa que traduz os valores de SAR para a Sqi ponderada T1 vs. intensidade de campo - Figura 17-, verificamos que, no geral, os valores mais altos de SAR ocorreram no equipamento com intensidade de campo magnético de 1,5 T. Ambas as sequências de impulso são gradiente de eco, mas com ligeiras alterações de parâmetros. Nenhum valor de SAR excedeu os valores limite de referência.

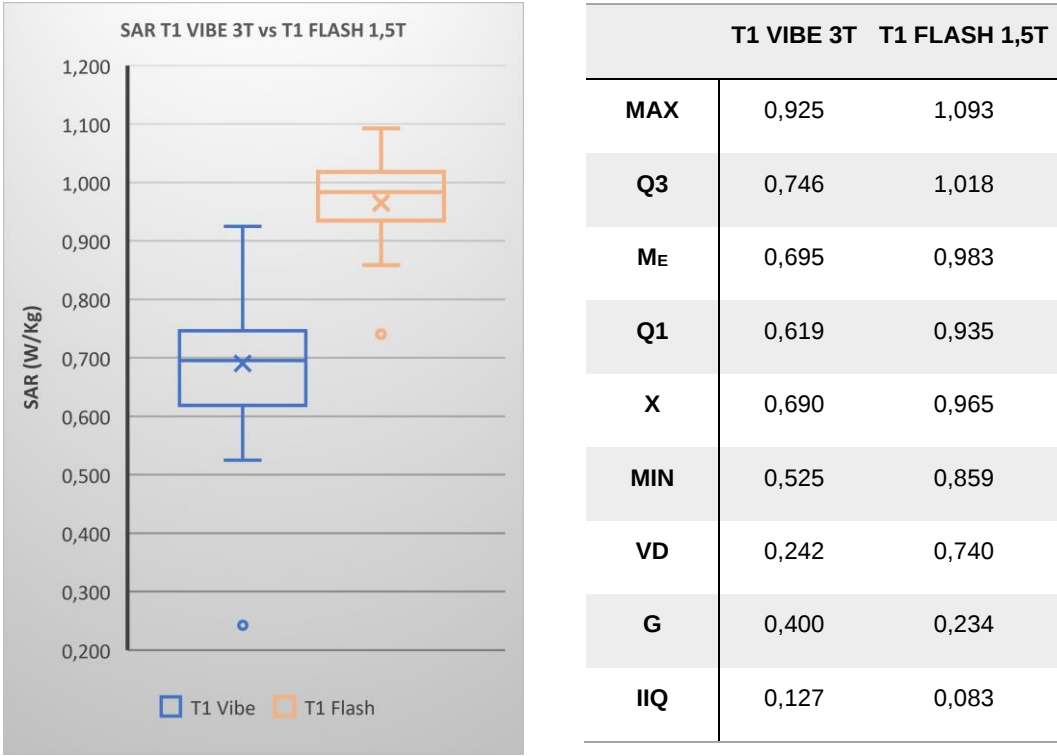


Figura 17. Diagrama de caixa SAR T1 VIBE 3 T vs. SAR T1 FLASH 1,5 T.

No diagrama de caixa que traduz os valores de SAR para a Sqi Difusão vs. intensidade de campo, - Figura 18- verificamos que, no geral, os valores mais altos de SAR ocorreram no equipamento com intensidade de campo magnético 1,5 T, mas com maior dispersão de resultados no equipamento 3 T. Todos os valores de SAR estão muito abaixo do valor máximo recomendado.

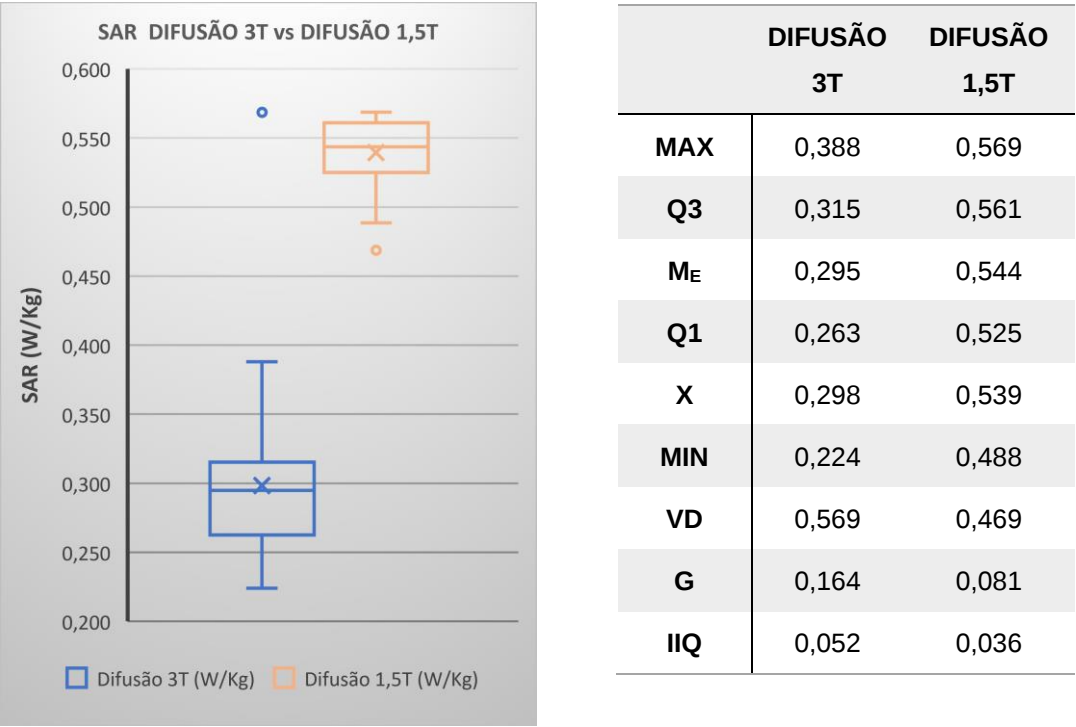
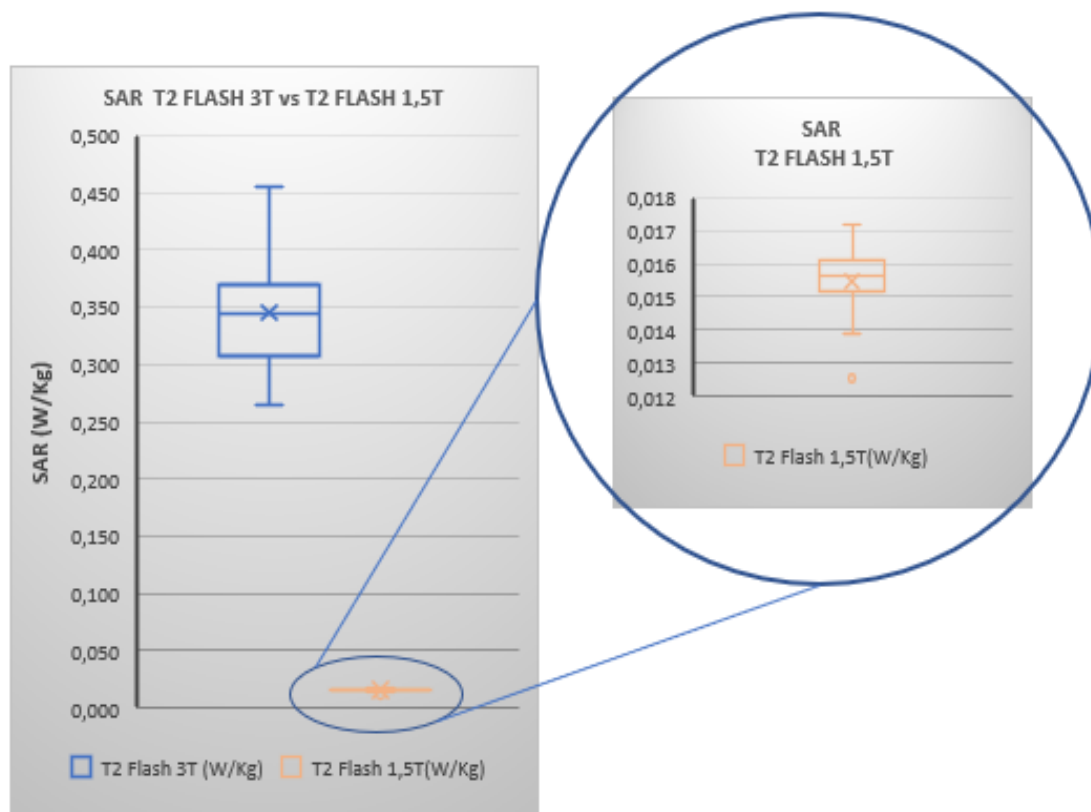


Figura 18. Diagrama de caixa SAR DIFUSÃO 3 T vs. SAR DIFUSÃO 1,5 T.

No diagrama de caixa que traduz os valores de SAR para a Sqi T2 Flash ou como comumente é chamada T2* vs. intensidade de campo, - Figura 19- verificamos que, os valores mais altos de SAR ocorreram no equipamento com intensidade de campo magnético de 3 T. Os valores de SAR em ambos os equipamentos foram muito baixos, e no equipamento 1,5 T, estiveram próximos do zero.



	T2 FLASH 3T	T2 FLASH 1,5T
MAX	0,455	0,017
Q3	0,369	0,016
M_E	0,344	0,015
Q1	0,308	0,014
X	0,346	0,015
MIN	0,264	0,013
VD		0,013
G	0,191	0,004
IIQ	0,061	0,002

Figura 19. Diagrama de caixa SAR T2 FLASH 3 T vs. SAR T2 FLASH 1,5 T.

4.4 Relação entre o valor SAR e o IMC materno

O IMC é um indicador da composição corporal do indivíduo. A análise da relação entre os valores de SAR e de IMC materna pode fornecer informação sobre a absorção de energia pelos tecidos corporais.

Na representação gráfica - diagrama de dispersão - utilizada para a avaliação da relação dos valores de SAR com o IMC materno, apenas foram utilizadas as Sql que excederam os valores limite de referência (HASTE e TRUFI). Nos gráficos apresentados não parece ser possível realçar qualquer associação positiva ou negativa de IMC com valores mais altos ou baixos de SAR- ver Figura 20.

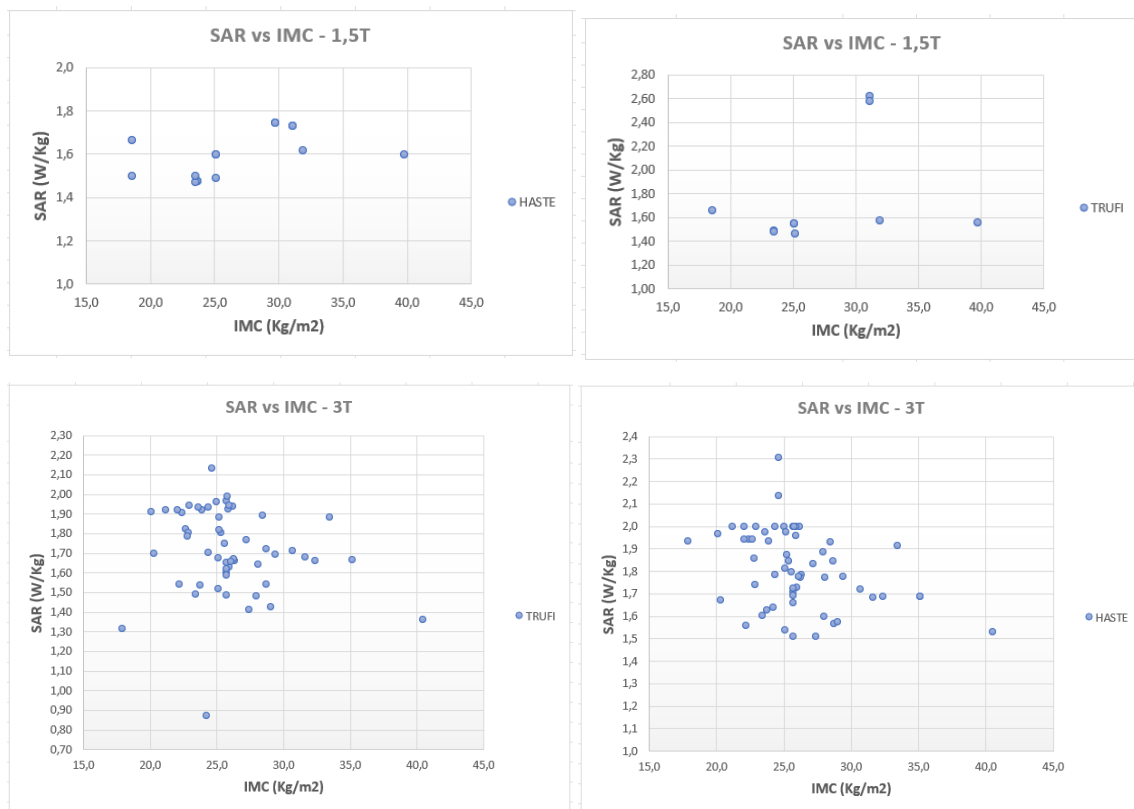


Figura 20. Gráficos de dispersão de valores de SAR vs. IMC.

5. Discussão

Os exames de imagem desempenham um papel importante na investigação de muitas condições na gravidez, mas também podem causar danos. Preocupações sobre danos ao feto e à mãe podem dificultar as decisões de imagem para pacientes e médicos. No entanto, o risco costuma ser menor do que o esperado e, especialmente em muitas situações agudas, é superado pelo benefício (17,67,104).

A principal vantagem da RM na mulher grávida é a ausência de radiação ionizante, no entanto a utilização da RM requer uma cultura de segurança em conformidade com as normas e diretrizes. É necessário um controle cuidadoso da deposição de energia dos campos de RF aplicados à paciente examinada, para evitar aumentos de temperatura que possam causar stress térmico e consequentemente dano tecidual (108,109).

A principal preocupação de segurança com a ressonância magnética na gravidez é a energia depositada nos tecidos maternos e fetais devido à exposição a impulsos de radiofrequência.

A SAR descreve o potencial de aquecimento do tecido de um paciente, é usada para estimar a potência de radiofrequência absorvida por unidade de peso corporal e é medida em W/kg, é diretamente proporcional ao ângulo de inversão do impulso de RF (*flip angle*), e inversamente proporcional à duração do impulso de RF e ao TR da sequência de impulso (11,53).

Nesta secção de discussão, exploramos os resultados obtidos no presente estudo, que investigou as relações entre os valores de SAR em exames de RM fetal de crânio e variáveis-chave, como a Intensidade de Campo Magnético e o Índice de Massa Corporal. A análise detalhada dessas relações permite extrair informação sobre a influência das características do equipamento e parâmetros dos protocolos nos resultados, bem como compreender as implicações clínicas e científicas das descobertas. De seguida, discutimos os principais achados e contextualizamos as implicações práticas e teóricas desses resultados.

5.1 Distribuição do valor de SAR por Intensidade de Campo Magnético e por Sqi

A aquisição de imagens por RM utiliza vários tipos de sequências de impulso que geram diferentes imagens, cada uma dessas sequências tem um funcionamento diferente e logo um nível de SAR diferente.

Como referido nos resultados, existem pequenas diferenças no protocolo de estudo entre equipamentos, mas em ambos os equipamentos os valores mais altos de SAR pertencem às sequências de impulso HASTE e TRUFI. Em ambos os equipamentos, são estas sequências que possuem ocorrências acima dos valores limite de exposição para o exame de RM fetal -figura 13 e 14.

Conforme descrito anteriormente, a sequência HASTE, aplica um único impulso de excitação de 90°, seguido de um grande número de impulsos de 180° e requer um longo trem de ecos de refocalização. Esses ecos de refocalização têm o potencial de depositar muito mais calor do que a imagem tradicional spin-eco (81).

A sequência TRUFI envolve a aplicação repetida de impulsos de excitação de RF usando valores de TR muito curtos. Como o valor de TR é mais curto que os tempos de relaxamento T1 ou T2 dos tecidos, há uma acumulação de magnetização transversal em períodos de TR sucessivos. Esta magnetização transversal residual é refasada pelo impulso RF seguinte e produz eco. Como não há tempo suficiente entre os impulsos de excitação de RF para a magnetização transversal se realinhar com o B0, há um aumento de energia depositada (20).

Apesar das características e parâmetros destas sequências de impulso fazerem com que apresentem valores de SAR tendencialmente mais altos que os valores de SAR das restantes sequências de impulso do protocolo, a passagem para o primeiro nível controlado de funcionamento só ocorreu, porque o técnico de radiologia não modificou nenhum parâmetro base e aceitou essa passagem, ignorando a norma IEC que limita a SAR de corpo inteiro a 2W/Kg na paciente grávida e feto.

No estudo desenvolvido por Barrera, também foi nestas Sqi que existiram valores de SAR superiores a 2W/Kg (54). A questão mais grave, é que este aumento ocorreu em 3 pacientes grávidas de gémeos (6 exames). O feto 1 e o feto 2 nos 3 casos, foram expostos 2 vezes. Apesar de estarmos a avaliar o feto 1, o feto 2 também foi exposto, e quando avaliamos o feto 2, também o feto1 foi exposto.

No Centro Hospitalar em questão, a principal indicação para realização de RM fetal utilizando um campo magnético externo de 1,5 T é a gravidez gemelar, por teoricamente, ser o equipamento que produz menor SAR, pressuposto, que não se verifica na amostra selecionada.

No diagrama de caixa que traduz os valores de SAR para a Sql HASTE vs. intensidade de campo -figura 15, verificamos que, no geral, os valores mais altos de SAR ocorreram no equipamento com intensidade de campo magnético 3 T. Este aumento não traduz linearmente o pressuposto teórico de que a passagem de 1,5 T para 3T quadruplica o valor de SAR. Existem estudos em que por modificação de parâmetros da Sql o valor da SAR é equivalente ou menor em 3 T do que em 1,5 T (53,84).

Nos protocolos de estudo o equipamento 1,5 T tem um TR 1230ms e um *flip angle* 150°, enquanto que no equipamento de 3 T, tem um TR de 1400 ms e um *Flip angle* de 160°. Uma modificação sugerida por Krishnamurthy para diminuir o valor de SAR, para além de aumentar o TR e diminuir o *flip angle*, é aumentar a duração do impulso de RF (opção *low SAR*) e selecionar a opção *hypereco* (53).

No diagrama de caixa que traduz os valores de SAR para a Sql TRUFI vs intensidade de campo -figura 16, verificamos que, os valores mais altos de SAR ocorreram no equipamento com intensidade de campo magnético 1,5 T. Foi também este equipamento que apresentou uma maior dispersão e assimetria de dados nesta Sql. Apesar da mediana ser maior no equipamento 3 T 1,718W/Kg, contra (1,570W/Kg no equipamento 1,5 T), os valores máximos são mais elevados para o equipamento de 1,5 T e o IIQ é maior em 1,5 T(1,017W/Kg) do que no equipamento 3 T (0,275W/Kg). Esta ocorrência deve-se ao fato de 4 exames (2 pacientes grávidas) numa amostra de 21 exames, terem sido realizados no modo de funcionamento controlado de 1º nível, excedendo o limite recomendado de 2W/Kg.

Os estudos desenvolvidos por Hand, sugerem que para exames de RM realizados em modo de funcionamento normal com valores de SAR materna de corpo inteiro até 2W/Kg, o valor de SAR fetal é inferior aos limites definidos pela IEC. O maior valor de SAR local está na mãe, pelo que conclui que o feto é exposto a um pico entre 40 e 60% do valor de SAR materno para campos de 1,5 T, e entre 50 e 70% para campo de 3 T (86,101).

No diagrama de caixa que traduz os valores de SAR para Sql ponderada T1 vs. intensidade de campo -figura 17, verificamos que, no geral, os valores mais altos de SAR ocorreram no equipamento com intensidade de campo magnético 1,5 T.

Ambas as sequências de impulso são gradiente de eco, mas no equipamento 3 T é utilizada uma sequência VIBE (*Volume Interpolated Breathhold Examination*), com aquisição de imagens rápida de gradiente de eco 3D (TR 3,64ms e *flip angle* 9°) e no equipamento 1,5T é utilizada uma sequência FLASH (*fast low angle shot*), uma sequência de gradiente de eco 2D (TR 183ms e *flip angle* 70°). A principal sugestão é passar a realizar a Sqi VIBE também no equipamento 1,5T, para valores de SAR mais baixos associados à ponderação T1.

No diagrama de caixa que traduz os valores de SAR para a Sqi Difusão vs. intensidade de campo -figura 18, verificamos que todos os valores de SAR estão muito abaixo do valor máximo recomendado, mas os valores mais altos de SAR ocorreram no equipamento com intensidade de campo magnético 1,5 T. No equipamento de 1,5 T o valor de TR é 2500ms enquanto que no equipamento de 3 T, o TR é de 11250ms com aumento de duração do impulso de RF (*low SAR*). Partindo do pressuposto de que o valor de SAR é inversamente proporcional à duração do pulso de RF e ao valor de TR da sequência, faz todo o sentido que os valores mais baixos de SAR associados à sequência de Difusão se verifiquem no equipamento 3 T. Podemos assim sugerir uma alteração na duração do impulso de RF em todas as Sqi realizadas no estudo da RM fetal, alterando o tipo de impulso de RF para *low SAR*.

No diagrama de caixa que traduz os valores de SAR para Sqi T2 FLASH ou como comumente é chamada T2* vs. intensidade de campo -figura 19, verificamos que, os valores mais altos de SAR ocorreram no equipamento com intensidade de campo magnético 3 T. Os valores de SAR em ambos os equipamentos foram muito baixos, e no equipamento 1,5 T, estiveram próximos do zero. Tendo em conta que o *flip angle* em 3 T é de 70° e em 1,5 T é de 20°, e que o valor de SAR é diretamente proporcional ao ângulo de inversão do impulso de RF (*flip angle*), torna-se expectável a diferença de valores.

Segundo a ISUOG, as sequências Gradiente de eco ponderadas em T2 ou as sequências ecoplanar gradiente de eco são usadas para visualizar estruturas ósseas, calcificações e produtos de degradação do sangue (68). No equipamento de 3 T, existem 3 sequências para este objetivo (T2 FLASH, EPI Short TE e EPI HR). De entre estas 3 opções, a Sqi que apresenta menor valor de SAR é a EPI HR. O valor da mediana em T2 FLASH é 0,344W/Kg, enquanto que em EPI Short TE é 0,092W/Kg e em EPI HR é de 0,060 W/Kg; o valor máximo em T2 FLASH é de 0,455W/Kg, em EPI Short TE é 0,139W/Kg e em EPI HR 0,095 W/Kg.

A colocação destas 3 Sqi no protocolo, segundo recolha oral junto do serviço, destinava-se a avaliar a qualidade da imagem e escolher a melhor opção de diagnóstico, mas essa investigação nunca foi realizada. Para além da avaliação da qualidade diagnóstica, o centro tem agora a opção de efetuar a sua escolha com base em critérios de segurança. Apesar das 3 Sqi apresentarem valores de SAR relativamente baixos, a realização das 3, contribui para um aumento do tempo total de exame.

Em relação à diferença de protocolos entre equipamentos, no equipamento de 1,5 T é realizada a Sqi IR, FLAIR. Esta é uma Sqi classificada como opcional pela ACR (64) e embora apresente valores máximos de SAR de 0,203 W/Kg, e mediana de 0,184W/Kg, contribui para o aumento do tempo total do exame, por isso sugerimos que seja eliminada do protocolo.

5.2 Relação do valor de SAR com o IMC materno

Conforme já descrito nos resultados, na avaliação da relação da SAR com o IMC materno, apenas foram utilizadas as Sqi que excederam os valores limite de referência (HASTE e TRUFI). Os gráficos de dispersão apresentados não demonstram qualquer tendência, logo não existe qualquer relação entre as variáveis (SAR associado às Sqi HASTE e TRUFI em intensidades de campo magnético de 1,5 T e 3 T vs. IMC materna) da amostra.

Num estudo de simulação de SAR em modelos corporais realizado por Turk, também não se encontrou uma correlação entre os valores de IMC materno e de pSAR10g (pico de SAR local por 10gramas de tecido) no feto, líquido amniótico ou cérebro fetal, concluindo que é improvável que o IMC materno tenha um efeito independentemente significativo na distribuição do SAR fetal (100). O mesmo ocorreu no estudo efetuado por Levine em porcas grávidas, em que no pior cenário de IMC, simulação de uma grávida no 3º trimestre, não houve registos de aumento da temperatura em relação a outros modelos (81).

6. Considerações finais e Conclusão

A aquisição de Imagem por Ressonância Magnética, apesar de descrita como uma técnica segura por não utilizar radiação ionizante, acarreta vários riscos e efeitos associados à exposição a campos magnéticos e eletromagnéticos. A segurança dos procedimentos de imagem médica, deve ser uma preocupação de Saúde Pública, especialmente em populações vulneráveis como mulheres grávidas e fetos. Acredita-se que o feto em desenvolvimento é muito sensível a exposições a campos eletromagnéticos, nomeadamente ao aumento de temperatura associado a essa exposição e deposição de energia. Sendo a SAR a medida que descreve o potencial de aquecimento do tecido exposto a um exame de RM, é do interesse da Saúde Pública, que os níveis de SAR sejam mantidos dentro de limites seguros para evitar quaisquer efeitos adversos no desenvolvimento do feto e garantir a promoção da saúde no nascimento e ao longo da vida.

O fato de alguns efeitos serem apenas teóricos ou controversos, realça a importância da realização de estudos na área da segurança em RM, nomeadamente na segurança em relação ao feto, e aos cuidados perinatais. A segurança do doente é uma questão de Saúde Pública e deve ser sempre uma prioridade quando são prestados cuidados de saúde. A pesquisa contínua para avaliar os potenciais riscos e benefícios da RM fetal, nomeadamente, estudos de efeitos a longo prazo na saúde dos fetos expostos à RM, bem como a avaliação de novas tecnologias e abordagens que possam melhorar a segurança dos exames, é também uma questão de Saúde Pública.

Apesar de existirem normas e orientações internacionais em matéria de segurança em RM, existe pouca documentação transposta para a lei portuguesa e existe algum desconhecimento por parte de alguns profissionais que executam a técnica. Seria importante, publicar normas legais de segurança em Ressonância Magnética em unidades de saúde e mecanismos de avaliação da sua implementação. A Saúde Pública deve trabalhar para definir limites seguros e implementar regulamentos que garantam que os exames de RM fetal sejam realizados com segurança.

É de extrema importância que os profissionais que trabalham em Ressonância Magnética, nomeadamente os técnicos de radiologia, conheçam todos os aspetos relacionados com a segurança em RM e quais os melhores métodos para evitar ou diminuir os riscos e efeitos associados à exposição a campos magnéticos (campo magnético estático e campo magnético variável no tempo), e campos eletromagnéticos (campo de radiofrequência).

A Saúde Pública deve desempenhar um papel importante na educação e consciencialização dos profissionais de saúde e dos pais sobre os procedimentos de imagem médica, incluindo os riscos e benefícios da RM fetal. Isso ajuda a garantir que sejam tomadas decisões informadas em relação à realização desses exames. Os profissionais de saúde envolvidos, em especial o técnico de radiologia, deve ter conhecimento dos valores limite de exposição recomendados, e dos limites de SAR, bem como da manipulação e seleção das sequências de impulso usadas durante a realização de um exame de imagem por RM, de forma a minimizar os efeitos sobre a mãe e sobre o feto.

Em suma, a Saúde Pública deve assegurar que os procedimentos de imagem sejam realizados de maneira segura, dentro dos limites estabelecidos pelas normas e diretrizes, para proteger a saúde das gestantes e dos fetos. Isso requer uma combinação de pesquisa, regulamentação, educação e consciencialização de todos os intervenientes para garantir o bem-estar da população.

Com base nos resultados apresentados, podemos retirar algumas conclusões:

- Impacto das Sequências de Impulso: Os resultados indicam que diferentes sequências de impulso utilizadas na aquisição de imagens de RM fetal influenciam significativamente os valores de SAR. As sequências de impulso HASTE e TRUFI foram identificadas como as que apresentaram os valores mais altos de SAR. Isso realça a importância de considerar as características das sequências de impulso ao avaliar a exposição de energia nos procedimentos de RM fetal.

- Limites de Exposição: Verificou-se que tanto a sequência de impulso HASTE quanto a TRUFI excederam, em alguns casos, os valores limite de exposição recomendados. Isso realça a necessidade de uma monitorização rigorosa dos níveis de SAR e a adoção de práticas que garantam que os procedimentos de RM fetal estejam dentro dos limites de segurança.

- Influência da Intensidade do Campo Magnético: Embora as sequências de impulso HASTE e TRUFI tenham apresentado valores de SAR mais altos em ambos os equipamentos, não houve uma relação linear direta entre a intensidade de campo magnético (1,5 T vs. 3 T) e o aumento proporcional do SAR. Essa complexidade destaca a importância de avaliar a relação entre SAR e intensidade de campo magnético em um contexto mais amplo, levando em consideração outros parâmetros.

- Índice de Massa Corporal: No que respeita à relação entre SAR e IMC materno, não foram observadas tendências claras nos gráficos de dispersão. Isso sugere que o IMC

materno não possui uma correlação direta e significativa com os níveis de SAR em exames de RM fetal. Essa conclusão é suportada por outros estudos que não encontraram uma relação entre o IMC materno e a distribuição dos valores de SAR fetal.

- Otimização dos Protocolos: Os resultados indicam oportunidades de otimização dos protocolos de exame de RM fetal. Sugestões incluem ajustar a duração do impulso de RF, escolher sequências de impulso com menor valor de SAR e reavaliar a inclusão de sequências opcionais que possam aumentar o tempo total do exame sem benefícios significativos.

- Considerações de Segurança: Os achados realçam a importância dos profissionais de saúde seguirem as normas e diretrizes publicadas de forma a garantir a segurança dos procedimentos de RM fetal. A compreensão das características das sequências de impulso e a monitorização dos níveis de SAR são cruciais para proteger a saúde da mãe e do feto.

Conclui-se que estabelecer uma relação entre SAR e algum parâmetro isolado é muito difícil pois existe uma grande variedade nas condições de aquisição.

Pelo acima exposto, conclui-se que os objetivo principal proposto para este trabalho “levantamento, caracterização e análise de valores de SAR reportados pelos equipamentos, associados a exames de RM fetal craniano” foi atingido.

No que respeita aos objetivos específicos, foi possível comparar dados entre equipamentos de 1,5 T e 3 T e avaliar correlações dos valores de SAR com as diferentes sequências de impulso e com o valor de IMC materno. Foi ainda possível justificar as diferenças encontradas nos valores de SAR com os diferentes parâmetros técnicos de aquisição e imagem. No final do trabalho, foram recomendadas algumas medidas corretivas e sugestões para as boas práticas que permitirão reduzir ou minimizar os valores de SAR em exames de RM fetal.

7. Recomendações para Estudos Futuros

Como sugestão de boas práticas é importante que os profissionais envolvidos na realização de exames de RM fetal conheçam quais os valores limite de SAR e quais as medidas corretivas que devem ser efetuadas para que esse limite não seja excedido. Desta forma, sugerimos apresentar os resultados deste estudo para que os médicos e técnicos de radiologia que realizam os exames de RM fetal possam verificar ou otimizar os protocolos e efetuar os exames RM fetal em total segurança.

Tendo em conta os resultados encontrados na amostra, as recomendações de medidas corretivas para diminuição dos valores de SAR nos protocolos existentes são:

- Aumentar a duração do impulso de RF, selecionando em todas as Sqi a opção *low SAR*;
- Aumentar o valor TR e diminuir o ângulo de inversão do impulso de RF, sempre que possível;
- Substituir a Sqi ponderada em T1 FLASH pela VIBE no equipamento 1,5 T;
- Eliminar a Sqi FLAIR no equipamento 1,5 T;
- Escolher uma das 3 Sqi para avaliação de estruturas ósseas, calcificações e produtos de degradação do sangue, de preferência a EPI HR, a qual que apresentou valores mais baixos de SAR.

Após a implementação das sugestões efetuadas aos protocolos, seria interessante, repetir o estudo, para confirmar a redução dos valores de SAR. Para que existissem menos limitações na compilação dos dados, poderia ser criada uma tabela de observações em formato de Excel – ou *online* -, semelhante à utilizada no estudo, mas que registasse a janela temporal de aquisição do exame (início e fim do exame), e com o registo total de todas as sequências efetuadas (as com qualidade diagnóstica e as com necessidade de repetição por presença de artefactos associados ao movimento fetal).

De igual forma interessante, no panorama nacional, seria a realização um estudo coortes de trabalhadoras de RM, o qual tentasse correlacionar a taxa de aborto espontâneo, parto prematuro, infertilidade e peso ao nascer com o desempenho de funções na RM, algo semelhante ao estudo realizado nos EUA em 1993 (92), sendo que nessa altura os campos magnéticos estáticos eram muito inferiores aos presentes no parque tecnológico atual.

Devido ao longo período de gestação em humanos e à complexa interação de diferentes exposições ao longo da gravidez, pode ser difícil discernir as exposições de alto risco, incluindo o momento da exposição, que causam resultados adversos no nascimento e na saúde do recém nascido (109).

As normas e diretrizes não abordam os presumíveis efeitos a longo prazo da exposição a campos magnéticos e eletromagnéticos por não existirem provas científicas sólidas no sentido de uma relação causal. Os estudos em humanos disponíveis são limitados devido à sua natureza retrospectiva e à falta de dados de longo prazo (5), pois a maioria dos estudos utiliza modelos animais de difícil extrapolação para os seres humanos (108).

Seria do máximo interesse efetuar um estudo prospetivo para avaliar os fetos expostos. Neste, apenas seriam incluídos os fetos que nos exames de avaliação fetal não apresentassem patologia, para não existir viés associado a patologia pré-existente.

8. Referências Bibliográficas

1. Euro-Peristat Project. EUROPEAN PERINATAL HEALTH REPORT. Core indicators of the health and care of pregnant women and babies in Europe from 2015 to 2019. 2020. Available from: www.europeristat.com
2. Assembleia da República. Lei nº 110/2019 de 9 de setembro. Diário da República, 1ª. série - Nº172 2019 p. 94–101. Available from: <https://dre.pt/application/conteudo/124539905>
3. Wiles R, Hankinson B, Benbow E, Sharp A. Making decisions about radiological imaging in pregnancy. *BMJ*. 2022;377. Available from: <https://www.bmj.com/lookup/doi/10.1136/bmj-2022-070486>
4. Europeias Jornal Oficial das Comunidades. Recomendação do conselho de 12 de julho de 1999. 1999;59–70.
5. Gatta G, Di Grezia G, Cuccurullo V, Sardu C, Iovino F, Comune R, et al. MRI in Pregnancy and Precision Medicine: A Review from Literature. *J Pers Med*. 2021 Dec 23;12(1):9. Available from: <https://www.mdpi.com/2075-4426/12/1/9>
6. Bourgioti C, Konidari M, Gourtsoyianni S, Mouloupoulos LA. Imaging during pregnancy: What the radiologist needs to know. *Diagn Interv Imaging*. 2021;102(10):593–603. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.diii.2021.05.003>
7. Masselli G, Derchi L, McHugo J, Rockall A, Vock P, Weston M, et al. Acute abdominal and pelvic pain in pregnancy: ESUR recommendations. *Eur Radiol*. 2013;23(12):3485–500.
8. Masselli G, Cozzi D, Ceccanti S, Laghi F, Giancotti A, Brunelli R. Fetal body MRI for fetal and perinatal management. *Clin Radiol*. 2021;76(9). Available from: <https://doi.org/10.1016/j.crad.2021.05.006>
9. Jabejdar Maralani P, Kapadia A, Liu G, Moretti F, Ghandehari H, Clarke SE, et al. Canadian Association of Radiologists Recommendations for the Safe Use of MRI During Pregnancy. *Can Assoc Radiol J*. 2022 Feb 17;73(1):56–67. Available from: <http://journals.sagepub.com/doi/10.1177/08465371211015657>
10. Ayasrah M. MRI Safety Practice Observations in MRI Facilities Within the Kingdom of Jordan, Compared to the 2020 Manual on MR Safety of the American College of Radiology. *Med Devices Evid Res*. 2022;15(May):131–42.
11. Plunk MR, Chapman T. The Fundamentals of Fetal MR Imaging: Part 1. *Curr Probl Diagn Radiol*. 2014 Nov;43(6):331–46. Available from: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0363018814000644>
12. Scenih. Scientific Committee on Emerging and Newly Identified Health Risks SCENIHR Health Effects of Artificial Light. Report. 2015. 1–288 p.
13. Europeu P, Europeu P, Europeia C. DIRECTIVA 2004/40/CE. 2004 p. 1–26.
14. Comissão Europeia, Direção-Geral do Emprego dos AS e da I. Guia não vinculativo de boas práticas para a aplicação da Diretiva 2013/35/UE «Campos eletromagnéticos». Vol. 1. 2016.
15. Stafford RJ. The Physics of Magnetic Resonance Imaging Safety. *Magn Reson Imaging Clin N Am*. 2020 Nov;28(4):517–36. Available from: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1064968920300519>

16. OECD. Magnetic resonance imaging (MRI). 2023.
17. Woźniak MM. What are the risks of ultrasound and MRI to the fetus? *Imaging Med.* 2012 Oct;4(5):565–72. Available from: <http://www.futuremedicine.com/doi/abs/10.2217/iim.12.42>
18. Vijayalaxmi, Fatahi M, Speck O. Magnetic resonance imaging (MRI): A review of genetic damage investigations. *Mutat Res Mutat Res.* 2015 Apr;764:51–63. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.mrrev.2015.02.002>
19. Mazzola AA. Ressonância magnética: princípios de formação da imagem e aplicações em imagem funcional. *Rev Bras Física Médica.* 2009;3(1):117–29.
20. Westbrook C, Talbot J. *MRI in Practice.* fifth edit. United Kingdom: Wiley Blackwell; 2019. 1–418 p.
21. Schild H. *MRI made easy.* Berlim: Bayer Pharma AG; 2012. 1–102 p.
22. Brix G, Kolem H, Nitz WR, Bock M, Huppertz A, Zech CJ, et al. Basics of Magnetic Resonance Imaging and Magnetic Resonance Spectroscopy. In: *Magnetic Resonance Tomography.* Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg; 2008. p. 3–167. Available from: http://link.springer.com/10.1007/978-3-540-29355-2_2
23. Brown M, Semelka R. *MRI Basic Principles and Applications.* 3rd ed. New Jersey: Wiley-liss; 2003. 280 p.
24. Westbrook C. *MRI at a Glance.* 3rd ed. wiley; 2015.
25. Liney G. *MRI in Clinical Practice.* London: Springer; 2006.
26. Weishaupt D, Kochli VD, Marincek B, Kim EE. *How Does MRI Work?.* second edi. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg; 2006. Available from: <http://link.springer.com/10.1007/978-3-540-37845-7>
27. Westbrook C. *Manual de técnicas de Ressonância Magnética.* Ed Guaranara Koogan Ltda. 2016;4:371.
28. Mazzola AA, Stieven KI, Neto GH, Cardoso G de M. Segurança em Imagem por Ressonância Magnética. *Rev Bras Física Médica.* 2019 Sep 1;13(1):76. Available from: <http://www.rbfn.org.br/rbfn/article/view/519>
29. Bontrager KL, Lampignano JP. *Tratado de Posicionamento Radiográfico e Anatomia Associada.* 6th ed. Elsevier Ltd; 2006.
30. Serai SD, Ho M-L, Artunduaga M, Chan SS, Chavhan GB. Components of a magnetic resonance imaging system and their relationship to safety and image quality. *Pediatr Radiol.* 2021 May 19;51(5):716–23. Available from: <https://link.springer.com/10.1007/s00247-020-04894-9>
31. Mittendorff L, Young A, Sim J. A narrative review of current and emerging MRI safety issues: What every MRI technologist (radiographer) needs to know. *J Med Radiat Sci.* 2022 Jun 9;69(2):250–60. Available from: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1002/jmrs.546>
32. Committee ACR, Safety ON. *ACR Manual on MR Safety.* 2020;
33. MHRA. *Safety Guidelines for Magnetic Resonance Equipment in Clinical Use.* Mhra. 2021;(December):1–86. Available from: https://assets.publishing.service.gov.uk/government/uploads/system/uploads/attachment_data/file/958486/MRI_guidance_2021-4-03c.pdf

34. RANZCR. RANZCR MRI Safety Guidelines | RANZCR. 2021;
35. Ministério da Saúde. Despacho nº 258/2003. Diário da República. 2003;(6):259–67.
36. República D da. Portaria n.º 35/2014. 2014;
37. Assembleia Republica. Lei nº64/2017. 2017 p. 4511–20.
38. Souza RN, Muhlen SS. Estudo Comparativo da Eficácia dos Materiais Metálicos Utilizados para Blindagens de Salas de Ressonância Magnética no Brasil. Springer Berlin Heidelberg. 2013;256–9.
39. The British Institute of Radiology. MR Safety advice 2022. BIR. 2022; Available from: www.bir.org.uk
40. Shellock FG, Crues J V. MR Procedures: Biologic Effects, Safety, and Patient Care. Radiology. 2004 Sep;232(3):635–52. Available from: <http://pubs.rsna.org/doi/10.1148/radiol.2323030830>
41. ASTM International. ASTM F2503-13 Standard Practice for Marking Medical Devices and Other Items for Safety in the Magnetic Resonance Environment. 2020. 9 p.
42. U.S. Food and Drug Administration. Testing and Labeling Medical Devices for Safety in the Magnetic Resonance (MR) Environment: Guidance for Industry and Food and Drug Administration Staff. 2021;(May 20, 2021):1–26. Available from: <https://www.fda.gov/regulatory-information/search-fda-guidance-documents/testing-and-labeling-medical-devices-safety-magnetic-resonance-mr-environment>
43. Gilk T, Kanal E. MRI safety considerations associated with low-field MRI: mostly good news. Magn Reson Mater Physics, Biol Med. 2023;(0123456789):3–4. Available from: <https://doi.org/10.1007/s10334-023-01079-x>
44. European Medicines Agency. Gadolinium-containing contrast agents. 2017. Available from: <https://www.ema.europa.eu/en/medicines/human/referrals/gadolinium-containing-contrast-agents>
45. Contrast Media Safety Committee. ESUR Guidelines on Contrast Agents v10.0. Eur Soc Urogenit Radiol. 2018;0–45. Available from: http://www.esur.org/fileadmin/content/2019/ESUR_Guidelines_10.0_Final_Version.pdf
46. Pedro M. Agentes de contraste que contêm gadolínio : restrição de utilização. Bol Farm Vigilância. 2018;22.
47. Mittendorf L, Young A, Sim J. A narrative review of current and emerging MRI safety issues: What every MRI technologist (radiographer) needs to know. J Med Radiat Sci. 2022 Jun 9;69(2):250–60. Available from: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1002/jmrs.546>
48. Siemens Healthineers. MAGNETOM Skyra. 2015;1–175.
49. International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection. Amendment to the ICNIRP Statement on Medical Magnetic Resonance (MR) Procedures: Protection of Patients. Health Phys. 2009;97(3):259–61.
50. Hartwig V, Giovannetti G, Vanello N, Lombardi M, Landini L, Simi S. Biological Effects and Safety in Magnetic Resonance Imaging: A Review. Int J Environ Res

- Public Health. 2009 Jun 10;6(6):1778–98. Available from: <http://www.mdpi.com/1660-4601/6/6/1778>
51. ICNIRP. ICNIRP Statement on the “ Guidelines for Limiting Exposure To. Health Phys. 2009;97(3):257–8.
 52. Ziegelberger G, Croft R, Feychting M, Green AC, Hirata A, D’Inzeo G, et al. Guidelines for Limiting Exposure to Electromagnetic Fields (100 kHz to 300 GHz). Health Phys. 2020 May;118(5):483–524. Available from: <https://journals.lww.com/10.1097/HP.0000000000001210>
 53. Krishnamurthy U, Neelavalli J, Mody S, Yeo L, Jella PK, Saleem S, et al. MR imaging of the fetal brain at 1.5T and 3.0T field strengths: Comparing specific absorption rate (SAR) and image quality. J Perinat Med. 2015;43(2):209–20.
 54. Barrera CA, Francavilla ML, Serai SD, Edgar JC, Jaimes C, Gee MS, et al. Specific Absorption Rate and Specific Energy Dose: Comparison of 1.5-T versus 3.0-T Fetal MRI. Radiology. 2020 Jun;295(3):664–74. Available from: <http://pubs.rsna.org/doi/10.1148/radiol.2020191550>
 55. Victoria T, Jaramillo D, Roberts TPL, Zarnow D, Johnson AM, Delgado J, et al. Fetal magnetic resonance imaging: jumping from 1.5 to 3 tesla (preliminary experience). Pediatr Radiol. 2014 Apr 27;44(4):376–86. Available from: <http://link.springer.com/10.1007/s00247-013-2857-0>
 56. Victoria T, Johnson AM, Edgar JC, Zarnow DM, Vossough A, Jaramillo D. Comparison Between 1.5-T and 3-T MRI for Fetal Imaging: Is There an Advantage to Imaging With a Higher Field Strength? Am J Roentgenol. 2016 Jan;206(1):195–201. Available from: <https://www.ajronline.org/doi/10.2214/AJR.14.14205>
 57. Internacional Electrotechnical Commission. IEC 60601-2-33. 2022;(4).
 58. ICNIRP. ICNIRP Statement. Health Phys. 2022;122(5):625–8.
 59. ICNIRP. Guidelines on limiting exposure to non-ionizing radiation : a reference book based on the guidelines on limiting exposure to non-ionizing radiation and statements on special applications. Health Phys. 1998;74(4):375.
 60. Europeu OP, Da EOC, Europeia U. 29.6.2013. 2013;2013:1–21.
 61. Salomon LJ, Alfirevic Z, Bilardo CM, Chalouhi GE, Ghi T, Kagan KO, Lau TK, Papageorgiou AT, Raine-Fenning NJ, Stirnemann J, Suresh S, Tabor A, Timor-Tritsch IE, Toi A YG. ISUOG Practice Guidelines: performance of first-trimester fetal ultrasound scan. Ultrasound Obstet Gynecol. 2013;41(1):102–13.
 62. Salomon LJ, Alfirevic Z, Berghella V, Bilardo CM, Chalouhi GE, Da Silva Costa F, et al. ISUOG Practice Guidelines (updated): performance of the routine mid-trimester fetal ultrasound scan. Ultrasound Obstet Gynecol. 2022;59(6):840–56.
 63. Prayer D, Malinge G, Brugger PC, Cassady C, De Catte L, De Keersmaecker B, et al. ISUOG Practice Guidelines: performance of fetal magnetic resonance imaging. Ultrasound Obstet Gynecol. 2017 May 6;49(5):671–80. Available from: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1002/uog.17412>
 64. American College of Radiology. ACR – SPR PRACTICE PARAMETER FOR THE SAFE AND OPTIMAL PERFORMANCE OF FETAL MAGNETIC RESONANCE IMAGING (MRI). 2020;1076:1–14. Available from: <https://www.acr.org/-/media/ACR/Files/Practice-Parameters/mr-fetal.pdf>
 65. Reiser, Maximilian; Semmler, Wolfhard; Hricak H. Magnetic Resonance

Tomography. Springer; 2008.

66. Ximenes RL da S, Szejnfeld J, Ximenes AR da S, Zanderigo V. Avaliação crítica dos benefícios e limitações da ressonância magnética como método complementar no diagnóstico das malformações fetais. *Radiol Bras.* 2008 Oct;41(5):313–8. Available from: http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0100-39842008000500009&lng=pt&tlng=pt
67. Bulas D, Egloff A. Benefits and risks of MRI in pregnancy. *Semin Perinatol.* 2013 Oct;37(5):301–4. Available from: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0146000513000700>
68. Prayer D, Malinge G, De Catte L, De Keersmaecker B, Gonçalves LF, Kasprian G, et al. ISUOG Practice Guidelines (updated): performance of fetal magnetic resonance imaging. *Ultrasound Obstet Gynecol.* 2023 Feb;61(2):278–87. Available from: <https://obgyn.onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1002/uog.26129>
69. Smith FW. The potential use of nuclear magnetic resonance imaging in pregnancy. *J Perinat Med.* 1985 Jan;13(6):265–76. Available from: <https://www.degruyter.com/document/doi/10.1515/jpme.1985.13.6.265/html>
70. SMITH F. NMR IMAGING IN PREGNANCY. *Lancet.* 1983 Jan;321(8314–8315):61–2. Available from: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S014067368391588X>
71. Smith FW, MacLennan F, Abramovich DR, MacGilivray I, Hutchison JMS. NMR imaging in human pregnancy: A preliminary study. *Magn Reson Imaging.* 1984 Jan;2(1):57–64. Available from: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/0730725X84901267>
72. McCarthy S, Filly R, Stark D, Callen P, Golbus M, Hricak H. Magnetic resonance imaging of fetal anomalies in utero: early experience. *Am J Roentgenol.* 1985 Oct 1;145(4):677–82. Available from: <https://www.ajronline.org/doi/10.2214/ajr.145.4.677>
73. Weinreb C, Cohen JM, Kutler M. Human Fetal Anatomy : MR Imaging. *Radiology.* 1985;157(3):715–20.
74. Yuh WT, Nguyen HD, Fisher DJ, Tali ET, Gao F, Simonson TM, Kao SC WC. MR of Fetal Central Nervous System Abnormalities. *AJNR Am J Neuroradiol.* 1994;15(3):459–64.
75. Stehling MK, Mansfield P, Ordidge RJ, Coxon R, Chapman B, Blamire A, et al. Echo-planar imaging of the human fetus in utero. *Magn Reson Med.* 1990 Feb;13(2):314–8. Available from: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1002/mrm.1910130214>
76. Baker PN, Johnson IR, Gowland PA, Hykin J, Harvey PR, Freeman A, Adams V, Worthington BS MP. Fetal weight estimation by echo-planar magnetic resonance imaging. *Lancet.* 1994;343:644–5.
77. Levine D, Barnes PD, Sher S, Semelka RC, Li W, McArdle CR, et al. Fetal fast MR imaging: reproducibility, technical quality, and conspicuity of anatomy. *Radiology.* 1998 Feb;206(2):549–54. Available from: <http://pubs.rsna.org/doi/10.1148/radiology.206.2.9457211>
78. De Wilde JP, Rivers AW, Price DL. A review of the current use of magnetic resonance imaging in pregnancy and safety implications for the fetus. *Prog Biophys Mol Biol.* 2005;87(2-3 SPEC. ISS.):335–53.

79. Saleem SN. Fetal MRI: An approach to practice: A review. *J Adv Res.* 2014;5(5):507–23. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jare.2013.06.001>
80. Coakley F V, Glenn OA, Qayyum A, Barkovich AJ, Goldstein R, Filly RA. Fetal MRI: A Developing Technique for the Developing Patient. *Am J Roentgenol.* 2004 Jan;182(1):243–52. Available from: <https://www.ajronline.org/doi/10.2214/ajr.182.1.1820243>
81. Levine D, Zuo C, Faro CB, Chen Q. Potential heating effect in the gravid uterus during MR HASTE imaging. *J Magn Reson Imaging.* 2001 Jun;13(6):856–61. Available from: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1002/jmri.1122>
82. Bulas D, Levine D, Barth R, Cassady C. ACR-SPR Practice Parameter for the safe and optimal performance of fetal MRI. *Am Coll Radiol.* 2015;1076(3):1–14. Available from: https://www.acr.org/~media/ACR/Documents/PGTS/guidelines/MRI_Fetal.pdf
83. Weisstanner C, Gruber GM, Brugger PC, Mitter C, Diogo MC, Kasprian G, et al. Fetal MRI at 3T—ready for routine use? *Br J Radiol.* 2017. Available from: <http://www.birpublications.org/doi/10.1259/bjr.20160362>
84. da Silva NA, Vassallo J, Sarian LO, Cognard C, Sevely A. Magnetic resonance imaging of the fetal brain at 3 Tesla. *Medicine (Baltimore).* 2018. Available from: <https://journals.lww.com/00005792-201810050-00045>
85. El-sayed Y, Heine RP, Wharton KR. Acog committee opinion. 2017;130(4):210–6.
86. Hand JW, Li Y, Thomas EL, Rutherford MA, Hajnal JV. Prediction of specific absorption rate in mother and fetus associated with MRI examinations during pregnancy. *Magn Reson Med.* 2006 Apr;55(4):883–93. Available from: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1002/mrm.20824>
87. Yip YP, Capriotti C, Talagala SL, Yip JW. Effects of MR exposure at 1.5 T on early embryonic development of the chick. *J Magn Reson Imaging.* 1994 Sep;4(5):742–8. Available from: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1002/jmri.1880040518>
88. Kantarcioglu E, Kahilogullari G, Zaimoglu M, Atmis EO, Peker E, Yigman Z, et al. The effect of magnetic resonance imaging on neural tube development in an early chicken embryo model. *Child's Nerv Syst.* 2018 May 1;34(5):933–8. Available from: <http://link.springer.com/10.1007/s00381-018-3734-9>
89. Cannie MM, De Keyzer F, Van Laere S, Leus A, de Mey J, Fourneau C, et al. Potential Heating Effect in the Gravid Uterus by Using 3-T MR Imaging Protocols: Experimental Study in Miniature Pigs. *Radiology.* 2016 Jun;279(3):754–61. Available from: <http://pubs.rsna.org/doi/10.1148/radiol.2015151258>
90. Ziskin MC, Morrissey J. Thermal thresholds for teratogenicity, reproduction, and development. *Int J Hyperth.* 2011 Jun 18;27(4):374–87. Available from: <http://www.tandfonline.com/doi/full/10.3109/02656736.2011.553769>
91. Dubois J, Alison M, Counsell SJ, Hertz-Pannier L, Hüppi PS, Benders MJNL. MRI of the Neonatal Brain: A Review of Methodological Challenges and Neuroscientific Advances. *J Magn Reson Imaging.* 2021 May 18;53(5):1318–43. Available from: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1002/jmri.27192>
92. Kanal E, Gillen J, Evans JA, Savitz DA, Shellock FG. Survey of reproductive health among female MR workers. *Radiology.* 1993 May;187(2):395–9. Available from: <http://pubs.rsna.org/doi/10.1148/radiology.187.2.8475280>

93. Choi JS, Ahn HK, Han JY, Han YJ, Kwak DO, Velazquez-Armenta EY, et al. A case series of 15 women inadvertently exposed to magnetic resonance imaging in the first trimester of pregnancy. *J Obstet Gynaecol (Lahore)*. 2015 Nov 17;35(8):871–2. Available from: <http://www.tandfonline.com/doi/full/10.3109/01443615.2015.1017559>
94. Strizek B, Jani JC, Mucyo E, De Keyzer F, Pauwels I, Ziane S, et al. Safety of MR Imaging at 1.5 T in Fetuses: A Retrospective Case-Control Study of Birth Weights and the Effects of Acoustic Noise. *Radiology*. 2015 May;275(2):530–7. Available from: <http://pubs.rsna.org/doi/10.1148/radiol.14141382>
95. Chartier AL, Bouvier MJ, McPherson DR, Stepenosky JE, Taysom DA, Marks RM. The Safety of Maternal and Fetal MRI at 3 T. *Am J Roentgenol*. 2019 Nov;213(5):1170–3. Available from: <https://www.ajronline.org/doi/10.2214/AJR.19.21400>
96. Bouyssi-Kobar M, du Plessis AJ, Robertson RL, Limperopoulos C. Fetal magnetic resonance imaging: exposure times and functional outcomes at preschool age. *Pediatr Radiol*. 2015 Nov 9;45(12):1823–30. Available from: <http://link.springer.com/10.1007/s00247-015-3408-7>
97. Zvi E, Shemer A, Toussia-Cohen S, Zvi D, Bashan Y, Hirschfeld-dicker L, et al. Fetal Exposure to MR Imaging: Long-Term Neurodevelopmental Outcome. *Am J Neuroradiol*. 2020 Nov;41(11):1989–92. Available from: <http://www.ajnr.org/lookup/doi/10.3174/ajnr.A6771>
98. Ray JG, Vermeulen MJ, Bharatha A, Montanera WJ, Park AL. Association Between MRI Exposure During Pregnancy and Fetal and Childhood Outcomes. *JAMA*. 2016 Sep 6;316(9):952. Available from: <http://jama.jamanetwork.com/article.aspx?doi=10.1001/jama.2016.12126>
99. Gemert J, Brink W, Remis R, Webb A. A simulation study on the effect of optimized high permittivity materials on fetal imaging at 3T. *Magn Reson Med*. 2019 Nov 14;82(5):1822–31. Available from: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1002/mrm.27849>
100. Abaci Turk E, Yetisir F, Adalsteinsson E, Gagoski B, Guerin B, Grant PE, et al. Individual variation in simulated fetal SAR assessed in multiple body models. *Magn Reson Med*. 2020 Apr 18;83(4):1418–28. Available from: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1002/mrm.28006>
101. Hand JW, Li Y, Hajnal J V. Numerical study of RF exposure and the resulting temperature rise in the foetus during a magnetic resonance procedure. *Phys Med Biol*. 2010 Feb 21;55(4):913–30. Available from: <https://iopscience.iop.org/article/10.1088/0031-9155/55/4/001>
102. Murbach M, Neufeld E, Samaras T, Córcoles J, Robb FJ, Kainz W, et al. Pregnant women models analyzed for RF exposure and temperature increase in 3T RF shimmed birdcages. *Magn Reson Med*. 2017 May 13;77(5):2048–56. Available from: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1002/mrm.26268>
103. Fiedler TM, Ladd ME, Bitz AK. SAR Simulations & Safety. *Neuroimage*. 2018 Mar;168:33–58. Available from: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1053811917302434>
104. Baptista E, Domingues AP, Duarte H, Vasco E, Moura P. Segurança dos exames imagiológicos na gravidez. *Acta Obs e Ginecológica Port*. 2014;8(2):176–85.
105. Little JT, Bookwalter CA. Magnetic Resonance Safety. *Magn Reson Imaging Clin*

- N Am. 2020 Nov;28(4):509–16. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.mric.2020.06.002>
106. American College of Radiology. ACR Manual On Contrast Media ACR Manual on Contrast Media. 2022.
 107. American College of Radiology. ACR PRACTICE PARAMETER FOR PERFORMING AND INTERPRETING MAGNETIC RESONANCE IMAGING (MRI). 2022;1076:1–9.
 108. Rosas DB, López H, Fernández N. Is magnetic resonance imaging teratogenic during pregnancy? Literature review. Urol Colomb. 2017 Sep;26(3):219–28. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.uroco.2017.09.007>
 109. Samuels L, Nakstad B, Roos N, Bonell A, Chersich M, Havenith G. Physiological mechanisms of the impact of heat during pregnancy and the clinical implications : review of the evidence from an expert group meeting. Int J Biometeorol. 2022;1505–13. Available from: <https://doi.org/10.1007/s00484-022-02301-6>
 110. Williamson DF. The Box Plot: A Simple Visual Method to Interpret Data. Ann Intern Med. 1989 Jun 1;110(11):916. Available from: <http://annals.org/article.aspx?doi=10.7326/0003-4819-110-11-916>
 111. Capela MV, Capela JM V. Elaboração de Gráficos Box-Plot em Planilhas de Cálculo. An do Congr Matemática Apl e Comput. 2011;1:361–4.

9. Anexo

ID	Idade materna (anos)	Idade Gestacional (semanas)	Tipo de Equipamento	Posição do Feto	Altura (m)	Peso (kg)	IMC (kg/m²)	LOC (W/kg)	HASTE (W/kg)	HASTE (W/kg)	HASTE (W/kg)	HASTE Médula (W/kg)	TRUIR (W/kg)	TRUIR (W/kg)	TRUIR (W/kg)	TRUIR médio (W/kg)	TE _u (W/kg)	FLAIR (W/kg)	EPH HR (W/kg)	EPH short TE (W/kg)	T2* (W/kg)	Difusão (W/kg)
1	22	30	1,5T	FFS	1,67	70	25	1,597	1,597	1,597	1,597	1,60	1,549				1,55	0,939	0,175		0,034	0,518
2	40	38+1	1,5T	FFS	1,62	66	25	1,488	1,488	1,488	1,488	1,49	1,460				1,46	0,930			0,036	0,550
3	29	35+1	3T	HFS	1,69	80	28	1,769	1,665	1,553	1,553	1,59				MDV/01						
4	36	33+5	3T	HFS	1,60	67	26		1,999	1,999	1,999	1,999	1,987	1,849	1,987	1,94	0,830			0,092	0,431	0,345
5	32	30+3	3T	HFOL	1,53	57	24		1,999	1,999	1,999	1,999	1,936	1,936		1,94	0,767		0,070	0,079	0,433	0,323
6	30	32+3	3T	HFS	1,58	71	28	1,946	1,922	1,946	1,922	1,93	1,905	1,879		1,89	0,682		0,076	0,076	0,356	0,284
7	26	29+2	3T	HFS	1,70	75	26		1,728	1,728	1,734	1,73	1,631	1,623		1,63	0,609		0,052	0,074	0,304	0,260
8	31	32+2	1,5T	FFS	1,67	89	32	1,634	1,634	1,634	1,634	1,61	1,571			1,57	1,024			0,036	0,564	
9	34	26+5	3T	HFS	1,56	68	28	1,999	1,998	1,984	1,681	1,89	1,949	1,018		1,48	0,925		0,071		0,434	0,353
10	27	23	1,5T	FFS	1,64	50	19	1,500	1,500	1,500	1,500	1,50				MDV/01	1,093	0,203		0,037	0,515	
10	27	23+1	1,5T	FFOL	1,64	50	19		1,663	1,663	1,663	1,66	1,658			1,66	0,740	0,159		0,033	0,469	
8	31	26	3T	HFS	1,67	80	29	1,844	1,844	1,843	1,844	1,84	1,720			1,72	0,642		0,055	0,069	0,331	0,269
11	26	28+2	3T	HFS	1,50	57	25	1,845	1,845	1,845	1,845	1,85	1,807	1,807	1,807	1,81	0,687		0,070		0,350	0,303
12	38	28+2	1,5T	FFS		80		1,577	1,577	1,577	1,577	1,58	2,532			2,52	0,986	0,184			0,035	0,544
13	27	22+6	3T	HFS	1,65	70	26	1,699	1,699	1,712	1,712	1,71	1,654			1,65				0,059	0,328	0,276
14	31	31+2	3T	HFS	1,71	77	26	1,806	1,783	1,783	1,784	1,78	1,663			1,66	0,637		0,095	0,095	0,310	0,271
15	30	23+3	3T	HFS	1,65	61	22	1,999	1,941	1,941	1,941	1,94	1,907			1,91	0,743		0,050	0,076	0,356	0,311
16	37	24+5	3T	HFS	1,65	60	22	1,961	1,943	1,943	1,943	1,94	1,922			1,92	0,738		0,063	0,079	0,369	0,302
17	36	22+1	3T	HFS	1,63	86	32		1,687	1,687	1,687	1,69	1,663			1,66	0,820		0,070	0,088	0,430	0,350
18	33	29+4	3T	HFS	1,65	70	26		1,663	1,667	1,667	1,66	1,601			1,60	0,598		0,052	0,064	0,299	0,255
19	25	26+5	3T	HFOL	1,57	67	27		1,836	1,838	1,828	1,83	1,733	1,789	1,794	1,77	0,607		0,051	0,092	0,403	0,255
20	25	24+1	3T	FFS	1,63	54	20	1,670	1,670	1,670	1,670	1,67	1,663	1,718	1,718	1,70	0,834		0,054	0,086	0,400	0,347
21	37	26+5	3T	HFS	1,64	90	33		1,921	1,907	1,907	1,91	1,893	1,877	1,877	1,88	0,751		0,060	0,076		0,312
22	37	26+5	3T	HFS	1,60	58	23		1,965	1,891	1,966	1,94	1,833	1,807	1,824	1,82	0,684		0,056	0,077	0,342	0,292
22	37	35	3T	FFS	1,60	62	24	1,638	1,638	1,638	1,638	1,64	0,871			0,87	0,840		0,073	0,135		0,358
22	37	31+5	3T	HFS	1,60	60	23		1,603	1,603	1,603	1,60	1,492			1,49	0,242		0,049	0,076	0,285	0,569
24	26	27+2	1,5T	FFS	1,63	63	24	1,474	1,474	1,474	1,474	1,47				MDV/01	0,886	0,165			0,034	0,488
24	26	27+2	1,5T	FFS	1,63	63	24	1,474	1,474	1,474	1,474	1,47				MDV/01	0,983	0,183			0,036	0,533
25	26	32	3T	HFS	1,67	70	25	1,539	1,539	1,539	1,539	1,54	1,521	1,514		1,52	0,603		0,051	0,069	0,301	0,257
26	35	25+4	1,5T	FFS		78		1,579	1,579	1,579	1,579	1,58	1,569			1,57	0,859	0,184			0,035	0,544
26	35	25+4	1,5T	FFS		78		1,579	1,579	1,579	1,579	1,58	1,569			1,57	0,859	0,184			0,035	0,544

ID	Idade materna (anos)	Idade Gestacional (semanas)	Tipo de Equipamento	Posição do Feto	Altura (m)	Peso (kg)	IMC (kg/m²)	LOC (W/kg)	HASTE (W/kg)	HASTE (W/kg)	HASTE (W/kg)	HASTE Médio (W/kg)	TRUFI (W/kg)	TRUFI (W/kg)	TRUFI (W/kg)	TRUFI médio (W/kg)	T _{RE} (W/kg)	FLAIR (W/kg)	EPH (W/kg)	EPH short TE (W/kg)	T2+ (W/kg)	Dilatação (W/kg)	
27	37	28+3	3T	HFS	1,60	63	25	1,999	1,999	2,272		2,34	2,029	2,193	2,182	2,13	0,873		0,074	0,093		0,373	
27	37	28+3	3T	HFS	1,60	63	25		2,304	2,304						ADW/01							
28	39	29	1,5T	FFS	1,74	90	30	1,744	1,744	1,744	1,744	1,74				ADW/01	1,010	0,188			0,016	0,557	
28	39	29	1,5T	FFS	1,74	90	30	1,744	1,744	1,744	1,744	1,74				ADW/01	1,010	0,188			0,016	0,557	
29	32	28+6	3T	HFDL	1,68	67	24	1,620	1,620	1,637		1,63	1,511	1,563		1,54	0,564		0,048	0,060	0,282	0,253	
30	24	24+2	3T	HFS	1,65	70	26		1,503	1,515		1,51	1,491	1,485	1,478	1,48	0,738		0,059	0,074	0,345	0,315	
31	32	32	3T	HFS	1,61	68	26		1,763	1,777	1,777	1,77	1,668	1,668	1,672	1,67	0,622		0,064	0,103	0,311	0,279	
32	29	27+3	3T	HFS	1,65	70	26	1,999	1,999	1,999	1,999	1,99	1,965				1,96	0,754		0,065	0,101	0,372	0,316
33	30	33	3T	HFDL	1,75	70	23	1,915	1,771	1,651	1,803	1,74	1,803				1,80	0,739		0,064	0,113	0,369	0,314
34	39	35+6	3T	HFS	1,74	79	26	1,862	1,776	1,776	1,776	1,78	1,657	1,657	1,657	1,66	0,631		0,053	0,090	0,307	0,263	
35	39	30	3T	FFS	1,60	90	35	1,689	1,689	1,689	1,689	1,69	1,673	1,655	1,655		1,66	0,849		0,077	0,091		
35	39	30	3T	FFS	1,60	90	35	1,689	1,689	1,689	1,689	1,69				ADW/01							
36	33	28	3T	HFS	1,67	56	20		1,999	1,961	1,938	1,97	1,973	1,856	1,899	1,89	1,91	0,745		0,064	0,079		0,318
37	33	29+6	3T	HFS	1,70	117	40	1,188	1,448	1,449	1,688	1,53	1,344	1,299	1,443		1,36	0,527		0,045	0,056	0,264	0,225
38	30	30+5	1,5T	FFS		76		1,565	1,565	1,565			1,56	1,535			1,54	0,964	0,180			0,015	0,532
38	30	30+5	1,5T	FFS		76			1,565	1,565							1,54	0,964	0,180			0,015	0,532
39	36	25+5	3T	HFS	1,56	63	26	1,999	1,999	1,999	1,999	1,99	1,951	1,951	1,877	1,93	0,711		0,062	0,067		0,261	
40	29	22+3	3T	HFS	1,75	90	29	1,808	1,771	1,771	1,793	1,78	1,705	1,697	1,676	1,69	0,631		0,053	0,102	0,309	0,278	
41	33	28+6	3T	HFS	1,59	71	28	1,945	1,741	1,789	1,789	1,77	1,668	1,668	1,588	1,64	0,622		0,069	0,125	0,317	0,279	
42	34	29+6	3T	HFS	1,65	62	23	1,999	1,824	1,825	1,920	1,86	1,701	1,875			1,79	0,666		0,057	0,094	0,332	0,284
43	33	32+3	3T	HFS	1,65	70	26	1,742	1,691	1,691	1,691	1,69	1,630	1,608			1,62	0,600		0,052	0,084	0,304	0,254
44	33	31+5	3T	HFS	1,65	65	24	1,962	1,933	1,933	1,933	1,93	1,921	1,921	1,921	1,92	0,707		0,064	0,107		0,299	
45	33	32+6	1,5T	FFS	1,50	70	31	1,731	1,731	1,731	1,731	1,73	2,619	2,619	2,620	2,62	1,024				0,016	0,565	
45	33	32+6	1,5T	FFS	1,50	70	31		1,731	1,731	1,731	1,73	2,619	2,619	2,620	2,62	1,024				0,016	0,565	
46	31	28+1	3T	HFS	1,62	64	24	1,851	1,839	1,761	1,761	1,79	1,705	1,705	1,705	1,71	0,625		0,056	0,095	0,318	0,267	
47	36	27	3T	FFS	1,56	54	22	1,560	1,560	1,560	1,560	1,56	1,527	1,549	1,549		1,54	0,909		0,079	0,139	0,455	0,388
48	23	25+5	3T	HFS	1,62	62	24		1,960	1,960	1,999	1,97	1,935				1,93	0,682		0,583	0,104	0,342	0,291
49	28	33	3T	HFS	1,76	95	31		1,719	1,719	1,719	1,72	1,712				1,71	0,584		0,051	0,098	0,308	0,249
50	29	30+5	1,5T	FFS	1,65	64	24	1,513	1,417	1,417	1,417	1,47	1,486				1,49	1,083	0,176			0,017	0,564
50	29	30+5	1,5T	FFS	1,65	64	24	1,513	1,503	1,503	1,493	1,50	1,480				1,48	0,939	0,176			0,017	0,564
51	34	30+4	3T	HFS	1,65	70	26	1,725	1,725	1,725	1,725	1,72	1,567	1,567	1,636		1,59	0,599		0,052	0,104	0,296	0,255
52	35	25+4	3T	HFS	1,58	79	32	1,737	1,695	1,737	1,621	1,68	1,687	1,676			1,68	0,663		0,058	0,101		0,281
53	32	33	3T	HFS	1,70	83	29	1,666	1,567	1,567	1,567	1,57	1,544				1,54	0,577		0,046	0,083	0,273	0,246

