



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

Avaliação da Técnica de Compressed Sense em Imagens de Ressonância Magnética

Autor: Daniel Branco Pereira

Orientador: Professor Doutor Luís Manuel Carvalho Freire

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

Lisboa, abril 2022

-Título-

**Avaliação da Técnica de *Compressed Sense* em
Imagens de Ressonância Magnética**

Dissertação submetida no âmbito do Mestrado em Radiações Aplicadas às Tecnologias da Saúde, 12^a Edição, no ramo de especialização em Imagem por Ressonância Magnética

Autor

Daniel Branco Pereira

-Orientador-

Luís Manuel Carvalho Freire, PhD

Lisboa, abril de 2022

Avaliação da Técnica de Compressed Sense em Imagens de Ressonância Magnética

***Mestrado em Radiações Aplicadas às Tecnologias da
Saúde***

A Escola Superior de Tecnologia da Saúde de Lisboa tem o direito de arquivar e publicar esta dissertação de mestrado, através de exemplares impressos ou de forma digital e de a divulgar através de repositórios científicos e admitir a sua cópia e distribuição com objetivos educacionais ou de investigação, não comerciais, desde que seja dado crédito ao autor e que tal não viole nenhuma restrição imposta por artigos publicados que nela tenham sido incluídos.

AGRADECIMENTOS

Expressar os sentimentos de gratidão aos que nos beneficiaram não é mero dever de justiça é, sobretudo, uma riqueza que se incorpora à nossa vida. Agradecer é estampar encontros e lições de solidariedade humana de uma forma confortadora e feliz. Uma das nobrezas da existência humana é a conjugação de forças em prol de uma meta, particularmente notada no campo científico, onde a contribuição individual resulta do avanço global. Dentro deste contexto, um trabalho de pesquisa é mais um grão de areia, que por sua vez depende de um conjunto de competências, da mesma forma que uma apresentação sinfónica depende de um conjunto orquestral. Com a satisfação de poder contar com o auxílio de muitos, numa experiência de fraternidade deixo aqui registados os meus mais profundos agradecimentos.

Ao professor Luís Manuel Freire, orientador, pela manifestação contínua do senso crítico a esta pesquisa, como exercícios para meu desenvolvimento e formação como pesquisador.

À instituição Kantonsspital Graubünden por me disponibilizarem o local para estudo, fornecendo equipamento e recursos para a realização do mesmo.

Aos funcionários do serviço de radiologia do Kantonsspital Graubünden, em especial à técnica coordenadora Cláudia Mozer e aos técnicos, Ana Pequito e Boris Bagnara, por dispor de todas as facilidades e infraestruturas para a execução do trabalho em todas as fases.

Aos meus colegas de curso, pelo apoio, amizade e confiança, em especial à Técnica Carla Pedra.

Um especial agradecimento com muito carinho aos meus familiares e amigos e em especial, ao Bruno Monteiro.

Enfim a todos, que, de forma direta ou indireta, deram a sua contribuição para a concretização deste trabalho, pelas extremas cordialidade e colaboração.

*“O gosto é a qualidade fundamental:
soma todas as outras, é o ápice da inteligência”.*

Conde de Lautréamon

RESUMO

Objetivos: Avaliar a *performance* da técnica de *Compressed Sense* em imagens de RM relativamente à variação nos tempos de aquisição das diferentes sequências utilizadas nos protocolos de RM destinados a estudar 3 regiões anatómicas (crânio, joelho e coluna lombar).

Métodos: Foi elaborada uma análise numérica dos parâmetros de tempo (tempo de *scan*, tempo necessário para o processamento de imagem e tempo de aquisição total) em 18 sequências para praticamente todos os contrastes de imagem e para sequências 2D e 3D com o uso da técnica *Compressed Sense* utilizando como grupo de controle sequências sem a técnica referida. A recolha de dados, sistematização, anonimização e tratamento estatístico realizou-se no período compreendido entre fevereiro de 2022 a abril de 2022 e todas as imagens e registos foram exclusivamente obtidos através de um *scanner* Ingenia Elition MR (Philips Healthcare) de 3 T. A análise estatística envolveu medidas de estatística descritiva e inferencial, com valores considerados significativos para $p < 0,05$.

Resultados: A utilização da técnica *Compressed Sense* permitiu reduzir o tempo total por exame (crânio, joelho e coluna lombar), respetivamente, 26%, 17% e 14%, obtendo-se uma aceleração média de 19%, no conjunto dos exames realizados no estudo. Por tipo de sequência, foi obtida uma aceleração média de 29% para as sequências híbridas 3D e de 15% para sequências 2D.

Conclusões: A técnica de *Compressed Sense* permitiu uma aceleração significativa dos exames em RM para as 3 regiões anatómicas em estudo sem alteração assinalável na qualidade de imagem.

Palavras Chave: Compressed Sense, Tempo de Aquisição, 3D, Qualidade da Imagem

ABSTRACT

Objectives: To evaluate the performance of the Compressed Sense technique on MRI images, regarding the variation in the acquisition times of the different sequences, using MRI protocols in 3 different anatomical regions (cranium, knee and lumbar spine).

Methods: A numerical analysis of the time parameters (scan time, time required in image processing and total acquisition time), was elaborated in 18 sequences for practically all image contrasts as well as for 2D and 3D sequences using the Compressed Sense technique, using sequences without acquisition of the referred technique as a control group.

Data collection, systematization, anonymization and statistical treatment took place in the period from February 2022 to April 2022 and all images and records were exclusively obtained through a 3-Tesla Ingenia Elition MR (Philips Healthcare) scanner. Statistical analysis involved measures of descriptive statistics and inferential statistics, with values considered significant for $p < 0.05$.

Results: The total time gains per exam (cranium, knee and lumbar spine) were 26%, 17% and 14%, respectively, obtaining an average acceleration of 19%, in the set of tests performed in the study, after the introduction of the Compressed Sense technique. In the use of 3D hybrid sequences, an average acceleration of 29% was obtained and for 2D sequences the average acceleration was 15%.

Conclusions: Compressed Sense allowed a significant acceleration of MRI examinations for the 3 anatomical regions under study without significant change in image quality.

Keywords: *Compressed Sense, Acquisition Time, 3D, Image Quality*

ÍNDICE GERAL

AGRADECIMENTOS	VII
RESUMO	IX
ABSTRACT	X
ÍNDICE GERAL	XI
ÍNDICE DE FIGURAS	XIII
ÍNDICE DE TABELAS	XIV
LISTA DE ABREVIATURAS	XVI
1 INTRODUÇÃO	1
1.1 JUSTIFICAÇÃO DO TEMA.....	1
1.2 OBJETIVO GERAL E OBJETIVOS ESPECÍFICOS.....	2
1.3 ORGANIZAÇÃO DA INVESTIGAÇÃO.....	2
PARTE I	4
2 FÍSICA DA RESSONÂNCIA MAGNÉTICA	5
2.1 CONCEITOS FUNDAMENTAIS.....	5
2.1.1 <i>Ressonância</i>	6
2.1.2 <i>Relaxação</i>	7
2.2 EQUIPAMENTO E INSTRUMENTAÇÃO EM RM.....	8
2.2.1 <i>Campo Magnético Estático (B_0)</i>	8
2.2.2 <i>Bobinas de Radiofrequência (B_1)</i>	9
2.2.3 <i>Bobinas de Gradiente (G)</i>	10
2.3 ESPAÇO K.....	13
2.3.1 <i>Reconstrução de Imagem em RM</i>	13
2.3.2 <i>Trajétórias do Espaço K</i>	14
2.3.3 <i>Aquisição Parcial do Espaço K</i>	15
2.4 SEQUÊNCIAS EM RM.....	17
2.4.1 <i>Eco de Spin (SE)</i>	17
2.4.2 <i>Gradiente Eco (GE)</i>	21
2.4.3 <i>Difusão (DWI) e Mapa ADC</i>	23

3	TÉCNICAS RÁPIDAS DE AQUISIÇÃO DE IMAGEM EM RM	25
3.1	IMAGEM PARALELA (PI).....	25
3.1.1	<i>GRAPPA</i>	27
3.1.2	<i>SENSE</i>	28
3.2	COMPRESSED SENSE (CS)	29
3.2.1	<i>Subamostragem Incoerente</i>	30
3.2.2	<i>Transformação Esparsa</i>	31
3.2.3	<i>Reconstrução Iterativa não Linear</i>	32
3.2.4	<i>Estudos Realizados após a Implementação de CS</i>	33
	PARTE II	37
4	METODOLOGIA DO ESTUDO	38
4.1	DESENHO DO ESTUDO	39
4.2	HIPÓTESES DA INVESTIGAÇÃO	39
4.3	AMOSTRA	40
4.4	PROCEDIMENTO DE RECOLHA DE DADOS	41
4.4.1	<i>Equipamento</i>	42
4.4.2	<i>Otimização de Protocolos</i>	43
4.5	DEFINIÇÃO DAS VARIÁVEIS	46
4.6	ANÁLISE ESTATÍSTICA	47
5	RESULTADOS E DISCUSSÃO	48
5.1	CARACTERIZAÇÃO DA AMOSTRA	48
5.2	VERIFICAÇÃO DA 1º HIPÓTESE	49
5.3	VERIFICAÇÃO DA 2º HIPÓTESE	51
5.4	VERIFICAÇÃO DA 3º HIPÓTESE	53
5.5	ANÁLISE DA IMAGEM	56
5.6	LIMITAÇÕES DO ESTUDO	59
6	CONCLUSÃO	60
	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	61
	ANEXOS	65

ÍNDICE DE FIGURAS

FIGURA 1- VETOR DE MAGNETIZAÇÃO RESULTANTE DA APLICAÇÃO DO CAMPO MAGNÉTICO EXTERNO B_0	6
FIGURA 2-DIAGRAMAS REPRESENTATIVOS DE TEMPOS DE RELAXAÇÃO T1 E T2.	8
FIGURA 3-DIAGRAMA CORRESPONDENTE A UM PAR DE BOBINAS PARA PRODUIR CAMPO MAGNÉTICO GRADIENTE NA DIREÇÃO Z].	11
FIGURA 4- ESPAÇO K CODIFICADO ESPACIALMENTE NO DOMÍNIO DAS FREQUÊNCIAS CONVERTIDO EM IMAGEM DE MAGNITUDE APÓS APLICAÇÃO DA IFFT. FIGURA ADAPTADA DE [11].	13
FIGURA 5-TRAJETÓRIAS DE PREENCHIMENTO NÃO CARTESIANO DO ESPAÇO K.	14
FIGURA 6-CONJUGADO SIMÉTRICO HERMITIANO DO ESPAÇO K.	15
FIGURA 7-DIAGRAMA DE UMA SEQUÊNCIA TSE EM IMAGEM DE RM.	19
FIGURA 8-DIAGRAMA DE SEQUÊNCIA DE IMAGEM GE CLÁSSICA.	21
FIGURA 9-DIAGRAMA DE SEQUÊNCIA DE IMAGEM DWI. FIGURA ADAPTADA DE [11].	23
FIGURA 10-EXEMPLO DE UM PHASED ARRAY DE OITO BOBINAS INDEPENDENTES.	25
FIGURA 11-ESQUEMA REPRESENTATIVO DE UM ALGORITMO DE RECONSTRUÇÃO GRAPPA.	27
FIGURA 12-ILUSTRAÇÃO BÁSICA DE UM ALGORITMO DE RECONSTRUÇÃO SENSE.	28
FIGURA 13-DIFERENTES TIPOS DE AMOSTRAGENS DO ESPAÇO K COM IMAGENS RESULTANTES.	30
FIGURA 14-REPRESENTAÇÃO DA QUANTIDADE DE PÍXEIS QUE CONTÊM INFORMAÇÕES RELEVANTES (MÉTODO DE AQUISIÇÃO NORMAL / DOMÍNIO WAVELET) FIGURA ADAPTADA DE [35].	31
FIGURA 15- BOXPLOT REPRESENTATIVO DO NÚMERO DE PACIENTES REALIZADOS POR DIA ANTES E DEPOIS DA IMPLEMENTAÇÃO DA TÉCNICA CS. FIGURA ADAPTADA DE [41].	33
FIGURA 16 – IMAGENS DE CRANIO ADQUIRIDAS EM RM DE 3T COM E SEM A TÉCNICA CS.	34
FIGURA 17- SEQUÊNCIA 3D VIEW MRCP CONVENCIONAL.	35
FIGURA 18- IMAGENS DA SEQUÊNCIA 3D T2 PELVIS VIEW COM E SEM A TÉCNICA CS.	36
FIGURA 19- - SCANNER INGENIA ELITION MR-PHILIPS HEALTHCARE DE 3T.	42
FIGURA 20- - FANTOMA DE ÁGUA DE CALIBRAÇÃO.	43
FIGURA 21- REPRESENTAÇÃO GRÁFICA DOS PARÂMETROS DE TEMPO NA AQUISIÇÃO INDIVIDUAL DA SEQUÊNCIA.	46
FIGURA 22- DIAGRAMA DE CAIXAS DE BIGODES NA COMPARAÇÃO DA ACELERAÇÃO PERCENTUAL POR ESTRUTURA ANATÓMICA ENTRE A INSTITUIÇÃO E O FABRICANTE PHILIPS.	54
FIGURA 23- PROTOCOLO DE CRÂNIO UTILIZADO PELA INSTITUIÇÃO.	56
FIGURA 24- PROTOCOLO DE JOELHO UTILIZADO PELA INSTITUIÇÃO.	57
FIGURA 25- PROTOCOLO DE COLUNA LOMBAR UTILIZADO PELA INSTITUIÇÃO.	57
FIGURA 26- ARTEFACTOS DE ALIASING PRESENTE NA AQUISIÇÃO COM SENSE, REMOVIDOS NA AQUISIÇÃO COM CS.	58

ÍNDICE DE TABELAS

TABELA 1- PARÂMETROS DA SEQUÊNCIA SE CLÁSSICA	18
TABELA 2-PARÂMETROS DE SEQUÊNCIAS IR (STIR/FLAIR)	20
TABELA 3-PARÂMETROS DA SEQUÊNCIA ECO DE GRADIENTE CLÁSSICA	22
TABELA 4- RESUMO DOS PARÂMETROS TÉCNICOS DAS SEQUÊNCIAS EM ESTUDO SEM E COM CS.....	45
TABELA 5- DISTRIBUIÇÃO DAS SEQUÊNCIAS POR ESTRUTURA ANATÓMICA	48
TABELA 6 – DISTRIBUIÇÃO DAS SEQUÊNCIAS POR MÉTODO DE AQUISIÇÃO.....	48
TABELA 7- ANÁLISE COMPARATIVA DOS DIFERENTES PARÂMETROS DE TEMPO MEDIDOS DAS SEQUÊNCIAS UTILIZADAS NO ESTUDO SEM E COM CS.....	49
TABELA 8- RESUMO DOS DADOS OBTIDOS NO ESTUDO RELATIVAMENTE AOS TEMPOS DE AQUISIÇÃO INDIVIDUAIS DAS SEQUÊNCIAS E DOS EXAMES ANTES E DEPOIS DA INTRODUÇÃO DA TÉCNICA CS.	51
TABELA 9-COMPARAÇÃO DE RESULTADOS RELATIVOS À REDUÇÃO DO TEMPO DE AQUISIÇÃO APÓS A INTRODUÇÃO DE CS ENTRE SEQUÊNCIAS 2D E 3D.....	52
TABELA 10- COMPARAÇÃO DE RESULTADOS RELATIVOS À REDUÇÃO PERCENTUAL NO TEMPO DE AQUISIÇÃO APÓS A INTRODUÇÃO DE CS ENTRE A INSTITUIÇÃO EM ESTUDO E OS SUGERIDOS PELO FABRICANTE	53

ÍNDICE DE EQUAÇÕES

EQUAÇÃO (2.1) CÁLCULO DA FREQUÊNCIA DE LARMOR.....	6
EQUAÇÃO (2.2) CÁLCULO DO VALOR (b).....	24
EQUAÇÃO (3.1) CÁLCULO DO VALOR DA RELAÇÃO SINAL RÚIDO EM PI... ..	26
EQUAÇÃO (3.2) CÁLCULO DA IMAGEM FINAL EM CS.....	32

LISTA DE ABREVIATURAS

2D Bidimensional

3D Tridimensional

A _____

ADC Coeficiente de Difusão Aparente (*Apparent Diffusion Coefficient*)

B _____

B₀ Campo Magnético Estático

B₁ Campo Magnético de Radiofrequências

C _____

CS (*Compressed Sense*)

D _____

DP Densidade Protónica

DWI Imagem Ponderada em Difusão (*Diffusion Weighted Imaging*)

E _____

EPI Imagem Eco-planar (*Echo-planar Imaging*)

ETL (*Echo Train Lengths*)

F _____

FA Ângulo de Magnetização (*Flip Angle*)

FID Sinal de Decaimento por Indução Livre (*Free Induction Decay Signal*)

FFE (*Fast Field Echo*).

FLAIR (*Fluid attenuated inversion recovery*)

FOV Campo de Visão (*Field of View*)

G

G₀ Campo Magnético de Gradientes

GE Eco de Gradiente (*Gradient Echo*)

GRAPPA (*Generalized Autocalibrating Partially Parallel Acquisition*)

G_x Gradiente de campo magnético segundo eixo X

G_y Gradiente de campo magnético segundo eixo Y

G_z Gradiente de campo magnético segundo eixo Z

I

IFFT (*Inverse Fast Fourier Transform*)

IR Inversão Recuperação (*Inversion Recovery*)

M

MPR Reformatação Multiplanar (*Multiplanar Reformation*)

MRA (*Magnetic Resonance Angiography*)

N

NSA (*Signal Averages/Acquisitions*)

P

PI (*Parallel Imaging*)

PIB (Produto Interno Bruto)

R

R Factor de Aceleração

RF Radiofrequência

RM Ressonância Magnética (*MRI Magnetic Resonance Imaging*)

S

SE Eco de Spin (*Spin Echo*)

SENSE (*Sensitivity Encoding*)

SNR Relação Sinal-Ruído (*Signal to Noise Ratio*)

SPAIR (*Spectral Selection Attenuated Inversion Recovery*)

SS Estado Estacionário ou de Equilíbrio (*Steady State*)

STIR Inversão-Recuperação com Tempo de Inversão Curto (*Short-TI Inversion Recovery*)

T

TA Tempo de Aquisição

TE Tempo de Eco (*Echo Time*)

TI Tempo de Inversão (*Inversion Time*)

TR Tempo de Repetição (*Repetition Time*)

TSE Turbo Spin eco (*Turbo Spin Echo*)

V

VISTA (*Volume ISotropic Turbo spin echo Acquisition*)

1 Introdução

1.1 Justificação do Tema

Uma das principais limitações relativamente à realização de exames em Ressonância Magnética (RM) prende-se com o elevado tempo de aquisição decorrente do somatório das diferentes sequências, levando por vezes o paciente a situações de *stress* e angústia, limitando em muitos casos a finalização do exame¹. Por outro lado, o elevado tempo relacionado com a aquisição do exame é um fator desfavorável à economia das instituições de saúde^{1,2}. Nos Estados Unidos estima-se que os custos com a saúde devem atingir 20% do seu produto interno bruto (PIB) até 2025, enquanto que na China houve um aumento anual de 15% no período 2010-2015². Esta tendência relativamente ao aumento de custos tem vindo a promover novas abordagens visando um atendimento mais eficaz ao paciente com custos mais baixos.

Considera-se que um exame de RM em média poderá demorar entre 15 e 60 minutos dependendo da zona anatómica em estudo^{1,3}. Hoje em dia, novas abordagens são utilizadas de forma a potenciar uma redução nos tempos de aquisição das imagens, destacando-se aquelas baseadas em preenchimentos parciais do espaço-K de forma a permitir uma diminuição do número de codificações em fase e conseqüentemente uma redução nos tempos de aquisição^{4,5}, e na alteração da trajetória desses mesmos preenchimentos do espaço K, tais como o preenchimento radial e espiral, em detrimento de preenchimentos de forma linear ou cartesiana.^{4,6}

Na década de 90, foi criado um modelo de bobina de múltiplo canal ou em série (*phased array*), onde os vários canais funcionam de forma simultânea permitindo novos avanços na aquisição de áreas anatómicas mais longas. Este aparecimento de bobina de múltiplo canal utilizando um conjunto de elementos receptores de sinal foi preponderante para o aparecimento da aquisição de imagem paralela^{5,7}. Os avanços registados nesta tecnologia (imagem paralela) possibilitaram o aparecimento de uma nova técnica de aquisição, denominada "*Compressed Sense* (CS)", cujo pressuposto assenta na aplicação de um algoritmo de reconstrução dos sinais subamostrados, provenientes da bobina recetora, para preenchimento do espaço K^{1,8,9}.

Segundo diversos autores, a técnica de CS poderá ser responsável pela redução de até 45% nos tempos de aquisição relativos a algumas estruturas anatómicas em imagens de RM, sem afetar a qualidade destas^{1,3,10}. Deste modo, o problema em estudo e os seus resultados têm em vista oferecer um conhecimento técnico e tecnológico mais vasto sobre a técnica CS, com vista à sua disseminação pelas instituições que possuem equipamentos de RM a nível nacional, visto ser escassa a sua comercialização e utilização em Portugal.

1.2 Objetivo Geral e Objetivos Específicos

Com a realização deste trabalho, pretende-se avaliar a *performance* da técnica CS em imagens de RM relativamente à variação nos tempos de aquisição para diferentes sequências utilizadas em protocolos de RM destinadas a estudar 3 regiões anatómicas diferentes (crânio, joelho e coluna lombar). Este trabalho tem ainda como objetivos específicos:

1. Comparar os tempos de aquisição nas diferentes sequências com e sem a aplicação da técnica CS;
2. Validar os tempos de aquisição de cada uma das sequências, com a técnica CS em relação aos mesmos parâmetros mencionadas pelos fabricantes dos equipamentos.

1.3 Organização da Investigação

O presente trabalho de investigação está organizado em 7 capítulos principais, subdivididos em várias secções de forma a proporcionar uma leitura organizada e de fácil compreensão sobre conceitos básicos e estruturantes relativamente a este trabalho.

No presente capítulo 1, é apresentada uma breve justificação do tema escolhido e ainda os objetivos gerais e específicos do trabalho realizado.

No Capítulo 2 é apresentado de maneira sucinta, utilizando os princípios da Física Clássica, o fenómeno de ressonância magnética.

O objetivo deste capítulo visa oferecer ao leitor uma compreensão da mecânica por trás da formação da imagem descrevendo aspetos tais como *hardware* relacionado aos diferentes campos magnéticos, processo de reconstrução de imagem em RM, bem como uma breve descrição relativamente às principais sequências de pulsos alvo de estudo nesta investigação.

Relativamente ao Capítulo 3 situado também no enquadramento teórico, é proporcionado tendo em vista a apresentação de uma base teórica sucinta e organizada relativamente a técnicas avançadas de aceleração de imagem em RM.

O Capítulo 4 destina-se à apresentação da metodologia, ou seja, dos passos para a elaboração da investigação tais como: amostra utilizada, descrição do equipamento em uso, otimização de protocolos, bem como uma breve descrição analítica e estatística de como será feito o levantamento dos dados obtidos.

Os resultados e a discussão dos mesmos são apresentados em conjunto no Capítulo 5 de forma a simplificar a compressão dos mesmos.

No Capítulo 6 são apresentadas as conclusões deste trabalho de investigação, referidas as limitações do mesmo e novas abordagens futuras relativamente ao uso da técnica CS.

Parte I

Enquadramento Teórico

2 Física da Ressonância Magnética

2.1 Conceitos fundamentais

Grande parte dos fenômenos observados pela natureza podem-se entender sob forma de “interação de forças” como é o caso do eletromagnetismo. A carga elétrica é uma propriedade intrínseca e fundamental das partículas elementares que formam a matéria^{11,12}. O átomo é formado por três partículas elementares prótons (carga positiva) e nêutrons localizados na sua região central denominada como núcleo e elétrons (carga negativa) que giram em torno do núcleo através de uma eletrosfera denominada por nuvem eletrônica¹¹

A Ressonância Magnética (RM) é uma modalidade de imagem baseada num fenômeno físico relacionado com as propriedades mecânico-quânticas dos núcleos atômicos. Ocorre ao submeter núcleos com número ímpar de prótons e/ou nêutrons a um potente campo magnético externo¹¹, conferindo-lhes a capacidade destes absorverem energia eletromagnética de forma seletiva, caso esta tenha uma frequência bem definida – que a coloca na região do espectro eletromagnético correspondente às ondas de rádio (8 a 130 MHz)⁵.

O número de prótons existentes no núcleo irá determinar o número atômico, sendo o hidrogénio (¹H) o elemento mais simples formado por um único próton. Outra das propriedades intrínsecas ao átomo de hidrogénio é a sua capacidade de girar em torno do seu próprio eixo atuando desta forma como uma carga elétrica em continuo movimento. A esse movimento intrínseco do próton dá-se a designação de *spin*^{5,11}, característica importante para a magnetização do seu núcleo.

Na obtenção em imagens de RM o átomo de hidrogénio é o mais utilizado devido à sua abundância no corpo humano e ao elevado valor da sua razão giromagnética⁴. Quando o átomo de hidrogénio não é submetido a um campo magnético externo, a orientação do seu eixo de rotação é totalmente aleatória⁵, havendo desta forma um cancelamento dos vetores de magnetização individuais. Ao submeter os núcleos de hidrogénio a um forte campo magnético (B_0) fixo e uniforme, é produzida uma magnetização (M) orientada na direção de (B_0)^{4,6}.

Alguns desses núcleos atômicos alinham-se ao campo magnético aplicado (estado de menor energia) enquanto uma menor quantidade de núcleos se alinham na direção oposta a B_0 (estado de maior energia) (Figura/1).

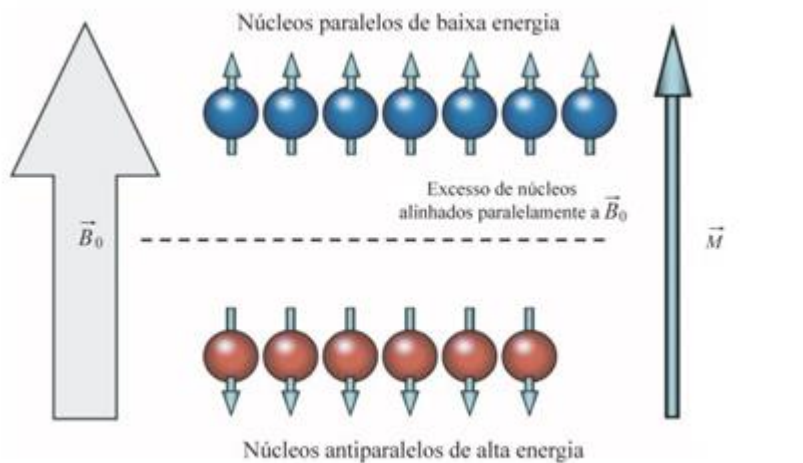


Figura 1- Vetor de magnetização resultante da aplicação do campo magnético externo B_0 .

Figura adaptada de [4].

Este processo de alinhamento com (B_0) é acompanhado de um movimento de precessão, similar ao movimento de um pião quando roda sob ação do campo gravítico terrestre⁵. O movimento de precessão é quantificado através do seu valor de frequência angular, o qual é definido de acordo com a equação de Larmor⁴:

$$\omega = \gamma \cdot B_0 \quad (2.1)$$

Em que B_0 é a intensidade do campo magnético externo aplicado e γ é a razão giromagnética do núcleo em causa.

2.1.1 Ressonância

Para se produzir sinal em RM vai ser necessário o contributo de um novo campo magnético denominado por B_1 (onda de radio frequência), no qual interfere com os spins sob ação de B_0 . Deste modo para que exista troca de energia entre o emissor B_1 e um recetor M_0 , é exigível a igualdade entre a frequência de B_1 e a frequência de precessão em torno de B_0 ^{5,12}.

É esta igualdade que corresponde ao fenômeno de ressonância¹². Diz-se então que a troca de energia só é possível à frequência de ressonância, ou seja, atinge-se ressonância quando há igualdade entre a frequência de B_1 e a frequência de Larmor^{11,12}. A cedência de energia entre B_1 e M_0 só vai ser possível se o campo magnético B_1 e o B_0 atuarem perpendicularmente entre si. Como por convenção se coloca o B_0 num plano Z, então o B_1 atua somente no plano XY. Deste modo, uma excitação de $M_0=B_0$ por um impulso de excitação de 90° vai provocar um deslocamento do vetor, inicialmente colocado num plano Z, para o plano XY^{6,12}. O impulso de excitação de 90° vai colocar em fase os spins em precessão.

2.1.2 Relaxação

O fenômeno de relaxação é necessário para que haja captação de sinal em RM. A energia cedida por B_1 a M_0 , para que se desloque de um plano Z para XY, é a mesma que é libertada pela magnetização XY^{12,13} quando existe uma interrupção do impulso de radiofrequência reequilibrando o sistema com B_0 . A esta fase de retorno denomina-se de relaxação^{4,5,12,13}. É na relaxação que o sinal emitido pode ser captado por uma bobina recetora. Os mecanismos de retorno da magnetização (relaxação) não são os mesmos para o plano Z (plano vertical do espaço) e no plano XY (plano transversal do espaço). No plano Z, a libertação da energia dos spins excitados é devida a troca molecular térmica com o meio envolvente dos tecidos¹¹. A esta relaxação denomina-se como spin rede ou T1, que corresponde ao tempo no qual o realinhamento protónico atinge 63% da M_0 ¹¹. No plano XY do espaço a relaxação é atribuível à interação dos spins entre si e às inhomogeneidades dos campos magnéticos locais, que causam uma dispersão protónica. A esta tipo de relaxação é designado por spin-spin, onde na sua curva de evolução se mede T2, que corresponde a 37% do decaimento da magnetização transversal^{4,11,12}.

Desta forma em T1, existe um crescimento exponencial do sinal, ou seja, uma remagnetização. Em T2 há o decaimento de sinal, ou seja, há desmagnetização¹².

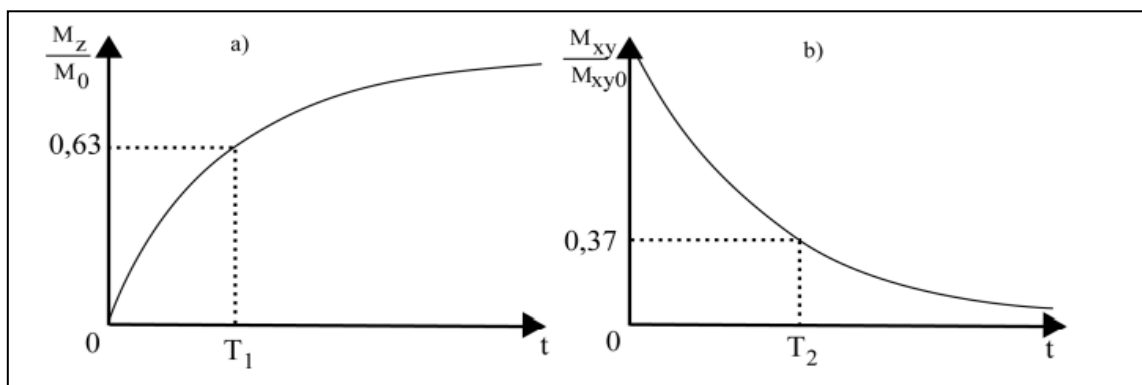


Figura 2-Diagramas representativos de tempos de relaxação T1 e T2.

a) Recuperação da magnetização M_z com tempo característico T_1 após impulso de RF de 90° .

b) Decaimento da magnetização M_{xy} com tempo característico T_2 após impulso de RF de 90° . Onde M_{xy0} representa a magnetização no plano transversal e ao longo do eixo z imediatamente após a aplicação de impulso de RF. Figura adaptada de [13].

2.2 Equipamento e Instrumentação em RM

A componente chave da RM é a sua capacidade de medir a interação da magnetização transversal utilizando para isso três componentes essenciais, o campo magnético estático principal do scanner (B_0), que aponta na direção longitudinal e determina a frequência de ressonância a ser detectada pela bobina, o campo gradiente (G), que é um conjunto de campos magnéticos que variam espacialmente e o campo magnético rotacional em radiofrequência (B_1)⁵.

A interação entre os diferentes campos magnéticos pode ser descrita em seqüências de pulsos e o seu propósito é manipular a magnetização de forma a produzir e adquirir o desejado sinal em RM^{5,14}.

2.2.1 Campo Magnético Estático (B_0)

O campo magnético estático B_0 é produzido pelo magneto do scanner e todo o restante hardware do equipamento é construído ao seu redor.

Atualmente, na maioria dos scanners, B_0 é gerado usando um magneto supercondutor, constituído por ligas de nióbio e titânio^{5,15}. A sua intensidade varia entre os 0.5T a 3T na sua aplicação clínica, utiliza hélio líquido situado externamente ao íman de forma a atuar como criogénio, capacitando o mesmo de produzir uma condução elétrica permanente⁵. Porém é preciso ter em conta que todo o material de refrigeração e as medidas de segurança que o envolvem apresentam elevados custos. Tem como grandes vantagens um alto desempenho possibilitando altas intensidades do campo magnético factor preponderante no contraste de imagem em RM, e a produção de campos magnéticos extremamente homogêneos sendo considerado um dos fatores mais importantes na imagem final. Embora cerca de 85% dos ímanes⁵ presentes no mercado atual serem supercondutores, é importante referir que ainda existe a utilização de ímanes permanentes ou de material resistivo.

O íman permanente é composto por material ferromagnético (ferro e níquel)^{4,5,15} e produz de forma continua um campo magnético perpendicular ao paciente. Não necessita de um sistema de arrefecimento o que não vai implicar custos adicionais em material ou em medidas de segurança associadas a este. Tem como grandes desvantagens a produção de campos magnéticos de baixa intensidade até (0.5T), e de baixa homogeneidade do campo magnético^{4,6}.

O íman resistivo é um electro magneto criado por uma corrente elétrica que flui através de um material (lei do eletromagnetismo de *Maxwell*), ou seja, o campo magnético forma-se através de um condutor elétrico ao seu redor, produzindo desta forma calor. Tem como principais desvantagens a necessidade de um sistema de refrigeração e de energia continua elevando os custos, apresenta um campo magnético de baixa intensidade e pouco homogêneo⁵.

2.2.2 Bobinas de Radiofrequência (B_1)

As bobinas de radiofrequência são fundamentais na produção de sinal em RM. Estas são responsáveis pela transmissão de energia aos prótons dos tecidos biológicos, produzindo excitação sobre spins num determinado campo magnético^{4,5}. Têm como função a transmissão de impulsos de radiofrequência, podendo também funcionar como recetoras de sinal proveniente dos tecidos biológicos⁴.

O desenho atual das bobinas de radiofrequência é muito complexo. Hoje em dia são compostas por muitos elementos individuais que podem chegar aos 1500, existe assim uma necessidade de estarem todos integrados corretamente, e no caso de avaria de um desses elementos está posto em causa o funcionamento total da bobina. Para além desses elementos as bobinas de radiofrequência possuem canais que vão ser responsáveis pela amplificação do sinal e pela conversão quer seja analógica para digital do sinal ou vice-versa ^{5,15}.

As bobinas de radiofrequência podem ser divididas em:

- Antenas de volume que normalmente têm a função de ser transmissoras e recetoras de sinal, utilizadas normalmente para grandes estruturas que se encontrem mais afastadas do objeto em estudo.
- Antenas de superfície com função predominantemente recetora, localizadas mais próximas do objeto oferecendo maior relação sinal-ruído (SNR) e com boa capacidade de adaptação morfológica à estrutura em estudo. Apresenta como maior limitação aquisições de imagens com campos de visão (FOV) pequenos.

Devido a este tipo de limitações foi criado um modelo de bobina múltipla ou em série denominada de (phased-array) ¹⁵, onde os vários elementos e canais funcionam de forma simultânea.

Quanto maior for o número de canais maior é a capacidade de informação recolhida. O número de canais é ativado consoante as necessidades inerentes à aquisição da imagem ^{4-6,15}.

2.2.3 Bobinas de Gradiente (G)

De forma geral a bobine de radiofrequência na frequência de ressonância vai excitar o volume como um todo, já o uso de apenas um gradiente (G) vai servir de forma seletiva para selecionar uma pequena porção do volume em estudo¹⁵. A ideia geral é que somente a magnetização que precesse próximo à frequência de ressonância seja afetada pelo impulso de RF de forma a não afetar frequências distantes. Resumidamente pode-se entender que a principal função das bobines de gradiente é fazer a localização espacial do sinal em ressonância, devido à sua capacidade de ativação e desativação da intensidade do campo local de maneira linear ao longo de B_0 ^{5,15}.

Cada par de bobinas de gradiente são constituídas por electro magnetos cilíndricos e individuais separadamente por correntes de direções opostas para produzir campos magnéticos de diferentes polaridades. As forças do campo magnético das bobinas de gradiente diminuem à medida que se afastam do seu centro. Quando combinadas, as bobinas formam entre si um campo magnético variável produzindo entre si um campo magnético gradiente linear⁴ (Figura 3).

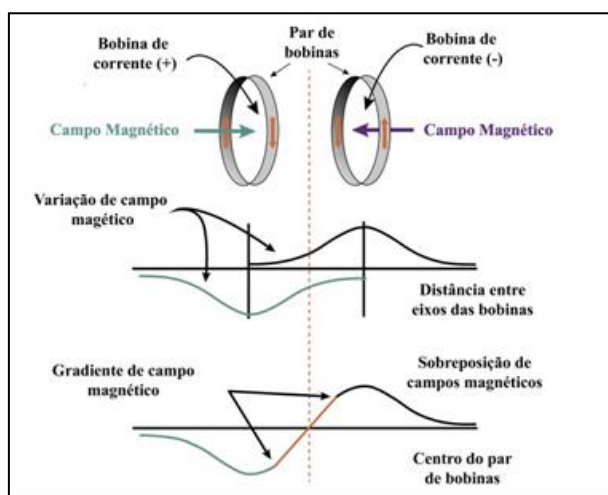


Figura 3-Diagrama correspondente a um par de bobinas para produzir campo magnético gradiente na direção Z. Figura adaptada de [15].

Existem 3 parâmetros que definem o desempenho de um gradiente: a amplitude, o tempo de subida (slew rate) e a velocidade de subida. A amplitude ou a força do gradiente pode ser definida como a intensidade do campo magnético que é gerado dentro do íman principal a uma determinada distância. O tempo de subida é designado pelo tempo que demora o gradiente ao alcançar a sua intensidade máxima. Relativamente à velocidade de subida está relacionada com a rapidez com que é alcançada a amplitude máxima dentro do gradiente. Estes 3 parâmetros determinam a potência e a eficácia de um equipamento de RM, permitindo deste modo a realização de imagens com cortes mais finos^{4,5,6,11}.

A codificação do sinal em RM geralmente é feita por três pares de bobinas de gradiente localizados dentro do campo magnético principal. Um par de bobinas de gradiente designado de seleção de corte (G_z), o segundo par de bobinas de gradiente são de codificação de fase (G_y) e por último, um par de bobinas de gradiente de codificação de frequência (G_x)⁵. O gradiente de seleção de corte (G_z) vai determinar a espessura de corte na qual será excitado o volume pelo impulso de radiofrequência, gradientes muito potentes vão permitir a realização de cortes muito finos^{4,6}. O gradiente de codificação de frequência (G_x) é responsável pela leitura ou codificação do espectro de frequências de ressonância dos prótons localizados no eixo x, sendo aplicado perpendicularmente ao gradiente de seleção de corte, antes e depois da formação do eco¹⁵. Relativamente ao gradiente de codificação de fase (G_y) é aplicado depois do gradiente de seleção de corte e antes da leitura das frequências, induz uma variação linear na fase dos prótons ao longo de B_0 , com ativação depois da fase de excitação provocada por B_1 . Este processo é mais demorado que os anteriores, e devido a este facto é na codificação de fase onde se produzem mais artefactos nas imagens de RM^{4,5}.

Quando falamos em imagens volumétricas (3D), a aplicação de um gradiente de codificação de fase vai ser selecionado ao longo do eixo da seleção de corte⁴. Este facto vai permitir uma resolução equiparada em todos os planos e ângulos de obliquidade, proporcionando um voxel simétrico (isotrópico) de dimensões iguais para todo o volume de aquisição.

2.3 Espaço K

2.3.1 Reconstrução de Imagem em RM

Com a codificação espacial estabelecida pelos diferentes gradientes, onde cada próton de hidrogénio precessa com fase e frequência distinta será possível localizar a proveniência do sinal em RM. O armazenamento dos sinais de frequências espaciais adquiridos durante a evolução e o decaimento do sinal de eco é feita através de uma matriz codificada denominada por espaço K (ou domínio das frequências)^{11,13}. O espaço K, após totalmente adquirido, é codificado numa matriz de domínio espacial (ou domínio da imagem) por intermédio de um processo matemático designado de inversa da Transformada de Fourier (iFFT)¹¹.

A transformada é aplicada aos dados da matriz do espaço K de forma sequencial ao longo de cada linha e de cada coluna (codificação fase x codificação frequência). O resultado final é uma imagem complexa com partes real e imaginária, usualmente apresentada apenas como uma imagem de magnitude¹¹.

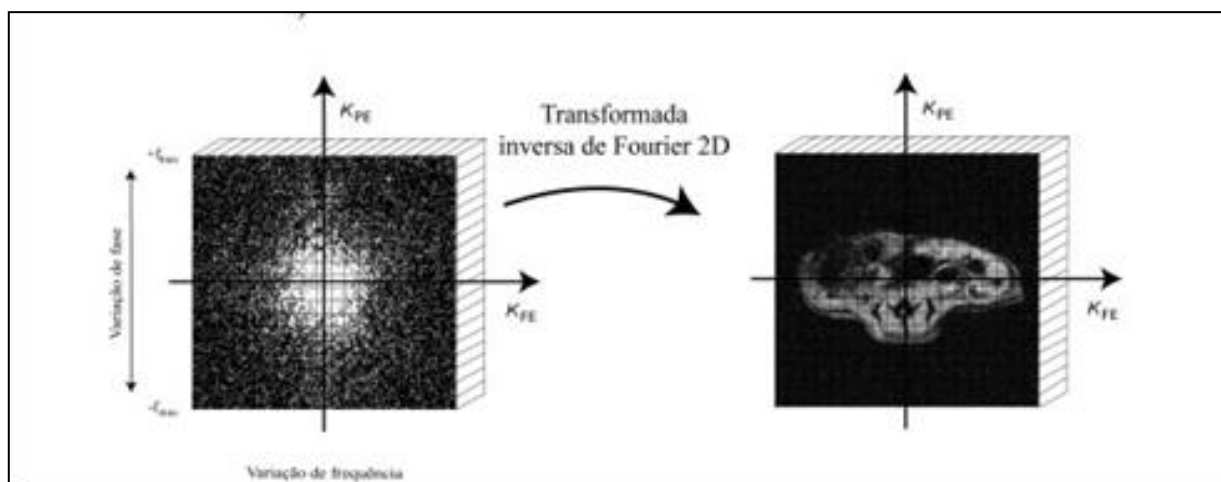


figura 4- Espaço K codificado espacialmente no domínio das frequências convertido em imagem de magnitude após aplicação da iFFT. Figura adaptada de [11].

2.3.2 Trajetórias do Espaço K

Atualmente existe uma grande liberdade em projetar a trajetória de preenchimento do espaço k para cada aquisição. A trajetória cartesiana é feita com espaçamento regular, apresentando-se robusta para muitas fontes de imperfeições do sistema, e não necessita de um algoritmo específico podendo ser diretamente colocada na matriz para se poder realizar a FFT⁴. Sendo a trajetória cartesiana a mais popular, existem outras trajetórias em uso tais como, trajetória radial e trajetória espiral, todas elas com potenciais vantagens e desvantagens.

Trajetoórias radiais de preenchimento do espaço K são menos suscetíveis a artefactos de movimento em comparação com a trajetória cartesiana, uma vez que o seu preenchimento não tem uma direção específica de codificação em fase ou frequência, podendo seus dados serem significativamente subamostrados e distribuídos de forma uniforme por toda a matriz¹⁶(Figura.4/a).

Trajetoórias espirais apresentam um preenchimento central do espaço K maior que na periferia. Estes tornam eficiente o uso do hardware de gradiente e são usadas em imagens de tempo real e aplicações cardíacas para aquisição rápida¹⁷(Figura.4/b)).

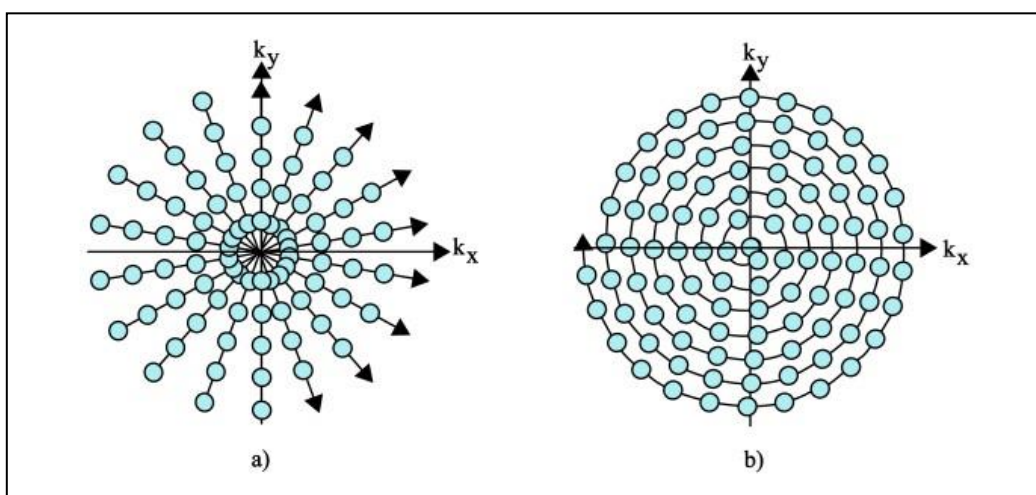


Figura 5-Trajetoórias de preenchimento não cartesiano do espaço K.

a) trajetória radial e b) trajetória espiral. Figura adaptada de [16].

2.3.3 Aquisição Parcial do Espaço K

A aquisição parcial do espaço K é um método muito utilizado para reduzir o número de codificações de fase e consequentemente reduzir o tempo de aquisição em RM de forma a manter a mesma resolução espacial na imagem¹¹.

A técnica baseia-se no facto de que se uma imagem do objeto adquirido é composta por uma parte real e outra imaginária¹⁸, a sua transformada de Fourier do espaço k tem uma simetria particular que reflete a relação entre as componentes real e imaginária denominada como conjugado simétrico Hermitiano^{18,19}. Os dados localizados na origem do espaço K apresentam amplitudes idênticas com fases de aquisição opostas (Figura.6/a)), - “o ponto A e o ponto B encontram-se simetricamente tendo como ponto de referência o centro do espaço K”. Teoricamente, para a reconstrução de uma imagem em RM somente metade dos dados do espaço k serão necessários, enquanto a outra metade pode ser obtida baseada numa simetria de interpolação de dados⁴.

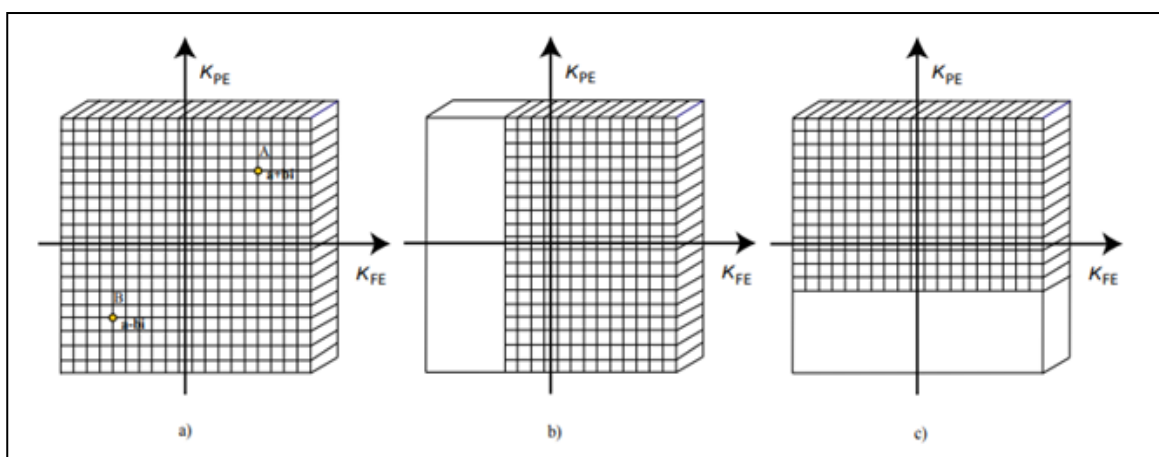


Figura 6—Conjugado simétrico Hermitiano do espaço K

- a) K_{PE} e K_{FE} representam, respetivamente, a codificação de frequência e de fase. Pontos A e B estão localizados de forma simétrica relativamente ao centro do espaço K. Desta forma se o ponto A é um número complexo com seu valor do tipo $a + bi$, em que a é a parte real e b a parte imaginária, o conjugado simétrico Hermitiano no ponto B vai corresponder $a - bi$.
- b) Aquisição parcial do espaço K na direção K_{FE} .
- c) Aquisição parcial do espaço K na direção K_{PE} . Figura adaptada de [18].

A aquisição parcial dos dados do espaço K pode ser implementada tanto na direção da codificação de frequência, quanto na codificação de fase^{4,19}.

Entretanto, nas imagens de RM mudanças na codificação de fase provocadas pelo movimento do objeto adquirido, falta de homogeneidade dos campos magnéticos ou atrasos na aquisição devido a limitações de hardware podem causar uma reconstrução inadequada da imagem e, portanto, o conjugado simétrico pode não ser considerado o mais adequado.⁴ A resolução máxima, a qual é determinada pela máxima extensão do espaço K, não é comprometida e é equivalente à aquisição completa dos dados, embora a relação sinal ruído seja reduzida e alguns artefactos de imagem possam ser introduzidos^{4,18,19}.

2.4 Sequências em RM

As sequências em RM são produto entre a combinação de impulsos de radiofrequência com a localização espacial feita através dos gradientes, aplicados ao longo de tempo de forma ordenada e repetida.⁵ O sinal proveniente dos tecidos orgânicos após a aplicação das sequências vão ser os responsáveis pela imagem em RM. Sequências de imagem em RM podem dividir-se em dois grupos fundamentais:

- Spin-eco (SE), gerada por múltiplos impulsos de RF;
- Gradiente-eco (GE), formadas pela reversão dos campos gradientes^{4,5,11}.

2.4.1 Eco de Spin (SE)

A sequência eco de spin clássica descrita por Hahn em 1950⁵, serviu como base para a descoberta de novas sequências utilizadas hoje em dia na prática clínica. Atualmente está em desuso devido ao seu elevado tempo de aquisição (TA).

Tem como principais vantagens apresentar baixa suscetibilidade a artefactos provados por inhomogeneidades do campo magnético e alta resolução em imagens ponderadas em T1 e T2²⁰. É caracterizada por um impulso de radiofrequência inicial de FA = 90°, de forma a colocar os spins dos prótons em coerência de fase originando uma magnetização global, orientada ao plano transversal. Ao ser retirado o impulso de RF de 90° é produzido um decaimento de indução livre do sinal (FID), provocando um desfasamento na coerência de fase nos núcleos atômicos, ou seja, provoca posições diferentes na trajetória precessional em um dado tempo no plano transversal (fora de fase)^{4,11}. Após um determinado tempo denominado por Tempo de eco/2, um novo impulso de refocalização com FA = 180° é atribuído de modo a transferir energia suficiente para provocar uma magnetização transversa em fase e por consequência é gerado um sinal máximo na bobina de radiofrequência denominado por *spin-eco*⁵.

Os tipos de contrastes obtidos na imagem nas sequências SE diferem consoante a sua ponderação (T1, T2 e densidade protónica (DP)) estando condicionados por fatores técnicos tais como¹⁴:

- Tempo de Eco (TE) (período de tempo que decorre desde a aplicação de um impulso de radiofrequência até à leitura do seu sinal)⁶;

- Tempo de Repetição (TR) (período de tempo que decorre entre dois impulsos consecutivos de radiofrequência dentro de uma sequência)^{5,6}.

Tabela 1- Parâmetros da sequência SE clássica⁵

	TR	TE
T1	300-700ms	10-25ms
T2	1500-3000ms	80-100ms
DP	1500-3000ms	10-20ms

Valores de referência para equipamentos de 1.5T

2.4.1.1 Turbo Spin Eco (TSE)

Na sequência TSE tal como na sequência SE clássica é aplicado um impulso inicial de radiofrequência com $FA= 90^\circ$ com o mesmo propósito de inclinar o vetor de uma magnetização longitudinal para o plano transversal. Múltiplos impulsos de radiofrequência de $FA=180^\circ$ conhecidos por *Echo Train Length(ETL)* ou *Turbo Factor(FT)*, geram múltiplos ecos preenchendo várias linhas do espaço K em um único intervalo TR, de forma a reduzir o TA na sequência²¹.

O espaço K vai ser preenchido de forma segmentada, os ecos são gerados em diferentes TE e portanto, os dados adquiridos por esses mesmos ecos terão amplitudes diferentes^{5,21}. As linhas de preenchimento central do espaço K vão ser responsáveis pela ponderação na sequência, que serão preenchidas por um tempo de eco específico determinado pelo operador denominado por TE efetivo.

O sistema organiza as codificações de fase da seguinte maneira: sinais de alta amplitude são centralizadas no TE efetivo selecionado, os sinais de baixa amplitude serão colocados longe do TE efetivo.

A imagem resultante contém a informação de todos os ecos adquiridos pelo ETL, onde amplitudes de sinal maiores vão preencher a zona central do espaço K responsável pelo contraste da imagem, e as amplitudes de menor sinal vão preencher linhas periféricas do espaço K responsáveis pela resolução espacial da imagem final.^{4,5}

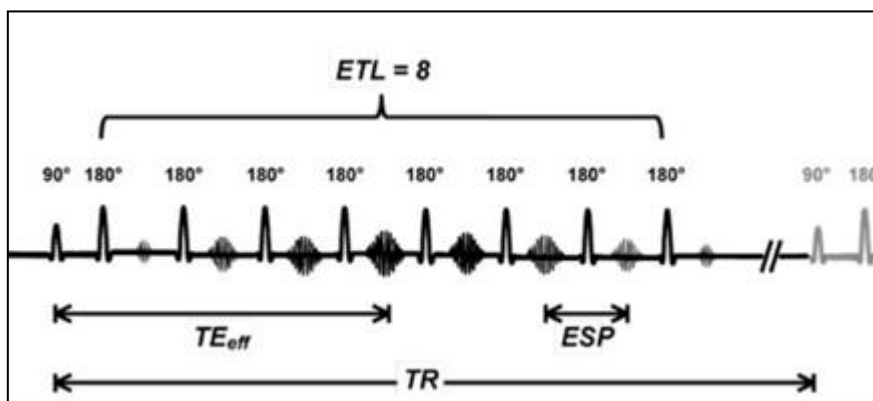


Figura 7-Diagrama de uma sequência TSE em imagem de RM

Reprodução de 8 ecos (ETL=8) de spin gerados num único intervalo TR. TE_{eff} representa o tempo de eco efetivo e ESP define o tempo entre dois ecos. Figura adaptada de [4].

2.4.1.2 Inversão Recuperação (IR)

As sequências de IR têm como objetivo principal a supressão de determinados tecidos na imagem em RM. É iniciada com um impulso de radiofrequência de $FA=180^\circ$ denominado como (impulso de inversão) com o intuito de inverter a magnetização M_0 em 180° até atingir a saturação total nos spins dos núcleos atômicos. Quando o impulso de inversão é removido os núcleos atômicos iniciam um processo de relaxação em torno de B_0 , um novo impulso de excitação de 90° é aplicado a partir de um intervalo relativo ao impulso de inversão conhecido como tempo de inversão (TI). A perda de sinal resultante é estimulada através da aplicação de um conjunto de novos impulsos de $FA=180^\circ$ com o objetivo na reprodução de ecos.⁵ O contraste resultante na imagem nas sequências IR irá depender fundamentalmente do TI.

Na prática clínica as sequências IR são subdivididas em duas categorias: *STIR* (*short time inversion recovery*) e *FLAIR* (*fluid attenuated inversion recovery*)¹⁹. Na sequência STIR o impulso de inversão de 180° apresenta um TI relativamente curto de forma a não permitir a recuperação longitudinal da gordura.

O impulso de radiofrequência de 90° aplicado após o impulso de inversão terá como função suprimir a magnetização transversal da gordura, de forma a eliminar o sinal correspondente á gordura, com a particularidade de provocar efeitos aditivos nos tempos T1 e T2, aumentando desta forma o sinal em tecidos patológicos^{4,6}.

Na sequência FLAIR é considerado um impulso de inversão de 180° com um largo TI (tempo necessário á saturação do líquido cefalorraquidiano na imagem).

O impulso de radiofrequência de 90° estabelecido, não vai permitir uma magnetização transversa do próprio líquido cefalorraquidiano, de forma a suprimir o seu sinal^{4,5,11}.

Tabela 2-Parâmetros de sequências IR (STIR/FLAIR)⁵

	TR	TE	TI
STIR	+4000ms	+50ms	150-175ms
FLAIR	+6000ms	+70ms	1700- 2200ms

Valores de referência para equipamentos de 1.5T

2.4.2 Gradiente Eco (GE)

As seqüências GE surgem como alternativa às seqüências SE pela necessidade de diminuir os TA. A sua rápida aquisição é consequência da utilização de um FA inicial tipicamente inferior a 90° , estabelecendo um TR mais curto. Por outro lado, a aplicação de impulsos de radiofrequência de 180° vão ser substituídos por impulsos de desfaseamento e refasamento provocados por gradientes bipolares na direção de codificação de frequências de modo a obter ecos com TA muito mais curtos em relação às seqüências SE¹¹. Deve-se ter em consideração que a velocidade de aquisição dos dados é influenciada por diversos fatores, tais como: características do *hardware*, menor relação sinal/ruído (SNR), suscetibilidade magnética e menor imunidade à falta de homogeneidade dos campos magnéticos¹¹.

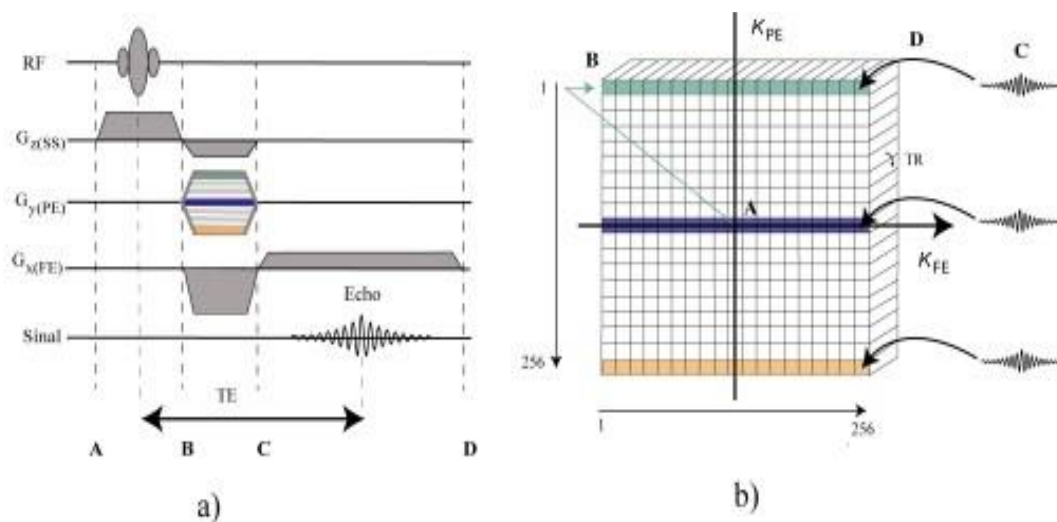


Figura 8-Diagrama de seqüência de imagem GE clássica.

a) Impulso de RF com FA θ variável com gradiente de codificação de frequências bipolar ($G_x(FE)$) responsável pela produção de eco.

b) Preenchimento com trajetória cartesiana do espaço K (Fase K_{pe} x Frequência K_{fe}) de matriz 256x256.

Figura adaptada de [11].

Neste tipo de sequências as heterogeneidades dos campos magnéticos favorecem um contraste T2* (em SE seria T2), mas pode ser compensado com a utilização de TE muito curtos de forma a provocar um decaimento rápido do sinal.

O parâmetro que condiciona fortemente o tipo de contraste na imagem é o FA utilizado^{4,5}, ou seja quanto maior for o FA maior será a magnetização transversal e consequentemente maior será o sinal. É de ressaltar que nas sequências GE os tempos de recepção são mais curtos que os tempos de relaxação dos prótons atômicos nos tecidos, provocando desta forma uma situação de coexistência de magnetização longitudinal e transversal denominado como estado estacionário ou de equilíbrio (Steady State (SS))¹. O estado estacionário irá produzir dois tipos de sinais, um designado como queda livre de indução (FID) na magnetização M_{xz} criada pela relaxação transversal, e outro denominado como eco estimulado pela magnetização M_{xy} residual. A relevância deste facto tem preponderância quando os TR na sequência são menores que os tempos de T2 nos tecidos^{5,6}. Desta forma o FA o TR e o TE irão condicionar as diferentes ponderações (T1, T2 e DP)⁵.

Tabela 3-Parâmetros da sequência eco de gradiente clássica⁵

	TR	TE	FA
T1	-50ms	1-5ms	45°-90°ms
T2*	+200ms	15-25ms	5°-20°ms
DP	+200ms	5-10ms	5°-20°ms

Valores de referência para equipamentos de 1,5 T.

2.4.3 Difusão (DWI) e Mapa ADC

A imagem ponderada em difusão (DWI) é aplicada com o objetivo de estudar o movimento aleatório das moléculas de água presentes nos tecidos (movimento Browniano) no qual permite diferenciar um tecido normal de um patológico. A capacidade de movimentação livre das moléculas de água pode ser limitada por fatores tais como: tecidos com capacidade de divisão celular descontrolada, ou tecidos danificados por isquemias onde bombas iônicas de Na^+/K^+ das membranas celulares estão alteradas afetando desta forma a troca de iões e por consequência a circulação de água livre no espaço extracelular^{5,11}.

De forma a potenciar a sequência em DWI, ou seja, a capacidade de sensibilização do sinal de RM à difusão, são aplicados um par de gradientes designados por gradientes de difusão em dois momentos distintos na sequência (simétricos ao impulso de radiofrequência de $\text{FA}=180^\circ$), com uma amplitude de gradiente G (mT/m), tempo de duração da aplicação δ (ms) e intervalo de aplicação Δ (ms) entre ambos os gradientes^{4,5,11}.

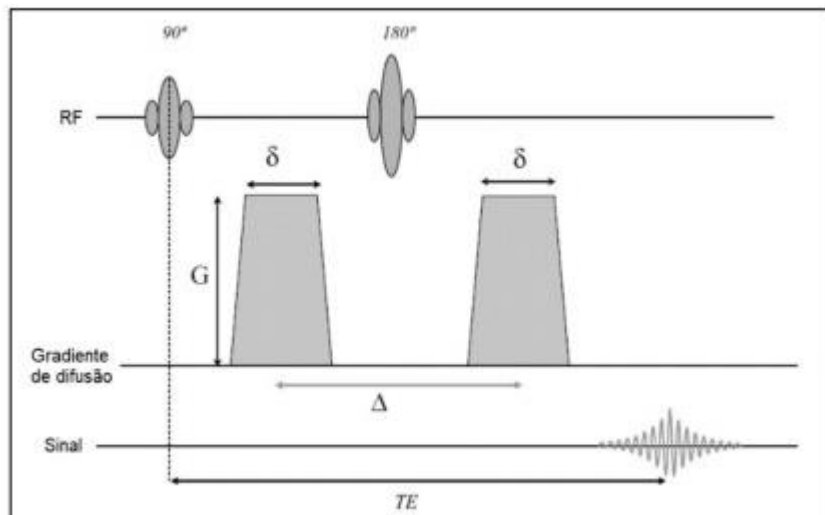


Figura 9-Diagrama de sequência de imagem DWI. Figura adaptada de [11].

O valor de b (fator de sensibilização à difusão expresso em s/mm^2) relaciona a intensidade (G), duração (δ) e intervalo (Δ) entre a aplicação dos dois gradientes. Se o valor de b aplicado for elevado, maior será a sensibilidade à difusão de uma sequência de DWI¹¹.

$$b = \gamma^2 \times G^2 \times \delta^2 \times \left(\Delta - \frac{\delta}{3} \right) \quad (2.2)$$

Por consequência é possível adquirir várias imagens caracterizadas por diferentes ponderações relacionadas com os diferentes valores de (b), desta forma uma imagem com uma ponderação de (b) próximo de zero traduz uma imagem de características semelhantes à T2 (ausência de influência dos gradientes de difusão), enquanto uma imagem de valor (b) elevado traduz efetivamente uma DWI e oferece informação qualitativa sobre os locais de maior restrição à difusão, apresentando-os com hipersinal. Os valores de (b) intermédios irão servir para validar o valor (b) mais elevado para servir de base para o cálculo do mapa do Coeficiente de Difusão Aparente (ADC). O mapa ADC é uma ferramenta de pós-processamento de imagem no qual é invertida a imagem das sequências ponderadas em difusão. Este permite quantificar em cada pixel o valor absoluto de restrição à difusão⁴⁻⁶. As zonas de alta restrição das moléculas de água aparecem hipointensas no mapa ADC⁴.

São diversas as aplicações clínicas inerentes à sequência DWI tais como:

- Localização do ponto de biopsia de RM prostática ou mamária;
- Caracterização de tumores segundo as suas categorias;
- Resposta ao tratamento tumoral através de quimioterapia;
- Identificação traumática ou tumoral em fraturas

3 Técnicas Rápidas de Aquisição de Imagem em RM

3.1 Imagem Paralela (PI)

O incremento de canais de transmissão e da tecnologia phased array possibilitaram a exploração de novas técnicas de aquisição com o objetivo na redução dos TA da imagem em RM ²². Na aquisição da imagem paralela (PI) existe combinação do sinal recolhido pelas bobinas de radiofrequência em série para se construir a imagem final. São processos matemáticos que preenchem o espaço K, substituindo codificações em fase e reduzindo assim os TA. Podemos dizer que por cada linha de preenchimento do espaço K na codificação em fase, com a técnica PI preenchem-se várias linhas em simultâneo ^{1,23}. A imagem final vai ser resultado dos preenchimentos dos dados recolhidos pelos vários elementos das bobinas de radiofrequência denominado como perfil de sensibilidade. Fatores tais como percentagem de sinal recolhido por antena, localização do *voxel* e geometria da antena vão servir de referência para o cálculo da imagem final^{24,25}

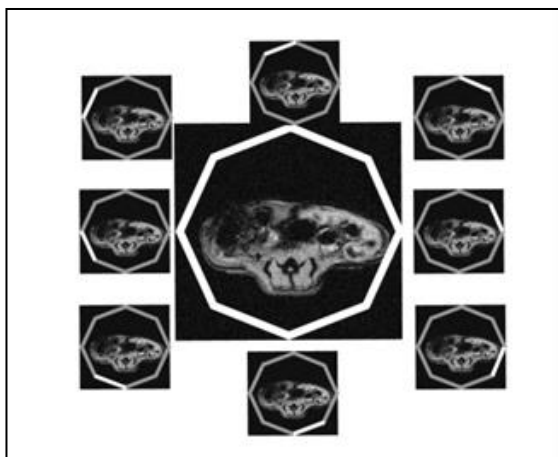


Figura 10-Exemplo de um phased array de oito bobinas independentes.

Cada bobina é mais sensível ao sinal originário proveniente do tecido mais próximo de forma a gerar uma imagem para cada bobina (imagens menores). A sensibilidade de cada bobina pode ser combinada para formar uma única imagem com sensibilidade uniforme (imagem maior no centro). Figura adaptada de [24].

A utilização desta técnica tem como objetivo reduzir o TA na sequência, quantificado por um fator denominado fator de aceleração (R). Por exemplo, se utilizarmos um fator de aceleração R2 com tempos de aquisição relativos a uma sequência com uma matriz de 256, poderemos obter uma sequência de matriz de 512 no mesmo tempo de aquisição, obtendo assim um aumento da resolução espacial ^{1,24}.

Em resumo as técnicas PI vão oferecer:

- TA curtos;
- Aumento da resolução espacial;
- Correção de diferentes artefactos tais como: movimento, geométricos o de suscetibilidade magnética.
- Capacidade de associação à maioria das sequências utilizadas em RM, sendo de extrema importância o seu uso em sequências de imagem eco planar (EPI) ⁵.

As grandes limitações relativamente ao uso desta técnica (PI), estão relacionadas com uma redução da SNR, que para um fator de aceleração R2 a redução da SNR será cerca de 40%, sendo menos significativo em scanners de alto campo magnético. A SNR na imagem paralela é condicionada da seguinte forma dada pela seguinte expressão²⁴:

$$SNR_{PI} = \frac{SNR}{g\sqrt{R}} \quad (3.1)$$

Onde R é o fator de aceleração que é inversamente proporcional á SNR na imagem paralela; multiplicado pelo fator geométrico (g), que está relacionado com a localização e dimensão dos diversos elementos nas bobinas de radiofrequência^{7,22,24}

3.1.1 GRAPPA

É um algoritmo de reconstrução da técnica PI efetuada no espaço K (domínio das frequências)⁷. O método de reconstrução *GRAPPA* usa parcelas do património adquirido dentro do espaço K para calcular as zonas que não foram preenchidas. Deste modo existe uma aquisição parcial do espaço K (matriz subamostrada) com preenchimento total na zona central²².

A intensidade do sinal em cada ponto na imagem adquirida usando uma matriz recetora é multiplicada pelo perfil de sensibilidade da bobina de radiofrequência. Com essa informação é possível estimar as linhas em falta no preenchimento periférico do espaço-K, ou seja, qualquer zona de ausência de dados é recuperada através da combinação dos sinais gerados pelos elementos das bobinas de radiofrequências^{24,25}.

A imagem final é consequência de um restauro das linhas do espaço K ausentes na sua aquisição inicial a partir da combinação feita através dos diversos elementos presentes nas bobinas de radiofrequência⁷.

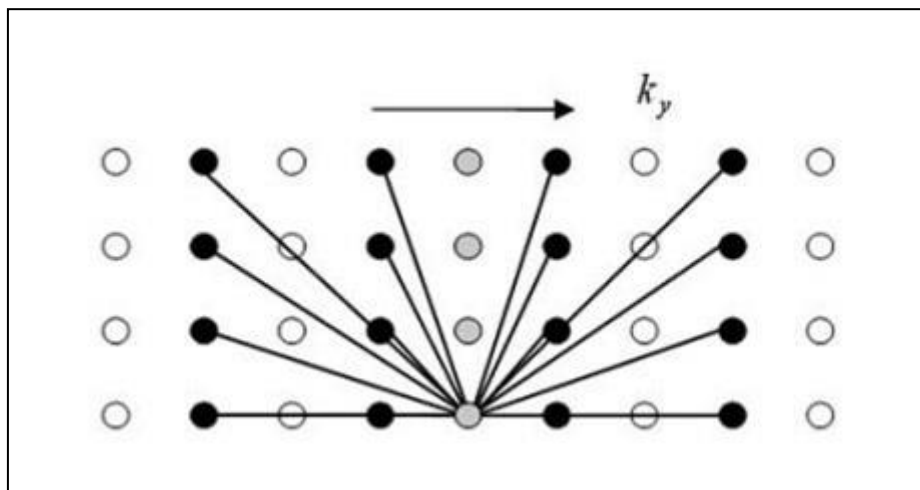


Figura 11-Esquema representativo de um algoritmo de reconstrução *GRAPPA*.

Cada ponto representa uma linha do espaço K em uma única bobina recetora (pontos negros linhas preenchidas/ pontos brancos linhas não preenchidas e pontos cinzentos linhas representativas do centro do espaço K com total preenchimento). São estimadas as linhas em falta no espaço k, utilizando a informação da parte central (pontos cinzas), para determinar os fatores de ponderação utilizados por de cada bobina. Figura adaptada de [22].

3.1.2 SENSE

É um algoritmo de reconstrução da técnica PI, efetuada no domínio espacial da imagem²⁴. No algoritmo *SENSE*, o número total de amostragens é reduzido pelo fator R , e cada elemento de bobina registra uma imagem de campo de visão (FOV) reduzido^{23,24}. O FOV neste caso será inferior à zona anatómica localizada dentro dos limites da bobina recetora em estudo provocando um tipo de artefacto designado por aliasing (Figura 12/a))¹⁰.

Deste modo o objetivo será criar uma imagem de FOV inteiro a partir de um conjunto de imagens criadas através de cada elemento da bobina de radiofrequência. Esta imagem é adquirida utilizando a informação proveniente do perfil de sensibilidade de cada elemento de bobina. O perfil de sensibilidade é encontrado na calibração previa do equipamento à aquisição da imagem. Uma vez conhecidos estes perfis, cada diferença de intensidade de sinal entre os elementos em qualquer pixel da imagem pode ser relacionada à posição espacial naquele ponto. Essa relação é utilizada para eliminar artefactos de aliasing na imagem (Figura.12/b))²⁴.

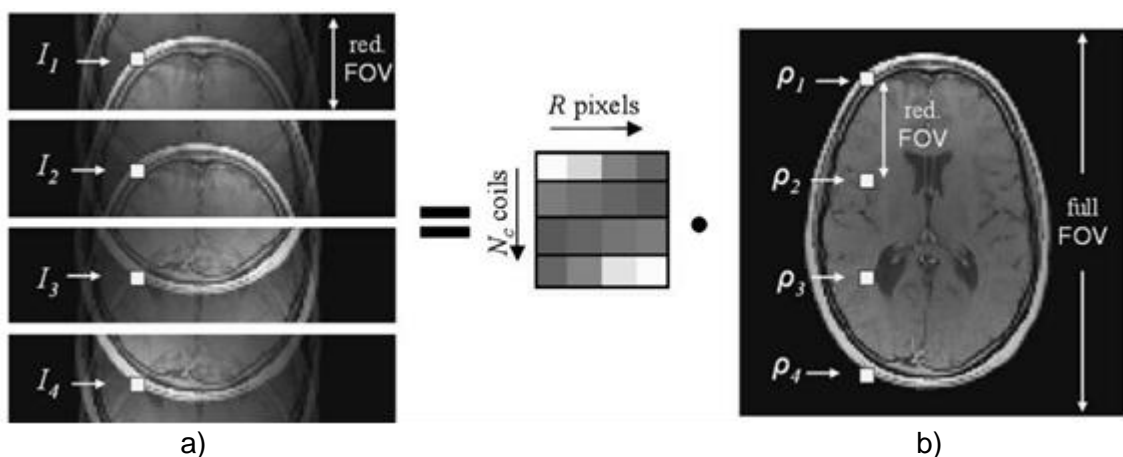


Figura 12-Illustração básica de um algoritmo de reconstrução *SENSE*.

a) Usa um fator de aceleração $R=4$ com 4 bobinas recetoras (N_c coils), onde ($I_{1,2,3\&4}$) representa posição de pixéis com Aliasing nas imagens de FOV reduzido.

b) A matriz de sensibilidade (R pixels \times N_c coils) corresponde aos valores dos pixéis (P) da imagem de FOV completo provenientes do perfil de sensibilidade das bobinas recetoras de $R=4$

Figura adaptada de [22].

3.2 Compressed Sense (CS)

O conceito de CS foi originalmente proposto no início dos anos 2000 por Donoho e Candès e parte da fotografia digital, onde os dados de uma imagem digital poderiam ser compactados. Deste modo, questões relativamente ao armazenamento de grandes arquivos sem perda de detalhes na imagem poderiam ser resolvidos^{26,27}. A constatação relativamente à compressão da imagem sem perda de detalhes levou a uma intrigante questão: se todos os dados não são necessários para armazenar as informações relevantes porque deveriam ser adquiridos?

Mais tarde é aplicado à RM por Lustig, através de uma nova abordagem com vista a aumentar a velocidade de scan nas sequências em RM explorando a redundância das informações contidas na imagem¹⁸.

No algoritmo de reconstrução *SENSE* são usadas estratégias uniformes de subamostragem no domínio do espaço K permitindo assim reduzir a quantidade de dados amostrados, e conseqüentemente uma redução dos TA das sequências^{3,9,28}. As informações dos diferentes elementos na bobina de receção são usadas para criar uma imagem a partir dos dados subamostrados^{23,29}. No entanto, a redução do TA é restrita por um factor de R entre 2 a 4, devido à geometria e a um número restrito de bobinas recetoras²⁹. A técnica CS visa superar essa limitação, permitindo aquisições com uma subamostragem aleatória de forma incoerente, adquirindo desta forma menos dados que em *SENSE*. Devido a este facto, padrões de ruído estruturado podem ser removidos, através de uma transformação na imagem de representação esparsa designado por domínio *Wavelet*³⁰. No domínio *wavelet* as informações esparsas de estruturas relevantes podem ser facilmente separadas do ruído (*denoising*).^{28,31}

A técnica CS envolve toda uma cadeia de estratégia de aquisição, processamento de sinal e reconstrução da imagem (Forman, 2016), apresentando três requisitos fundamentais^{3,9,28,32}:

1. Subamostragem incoerente (aleatória);
2. Transformação esparsa de dados;
3. Reconstrução iterativa não linear.

3.2.1 Subamostragem Incoerente

Quando os dados de uma imagem são completamente amostrados, todas as informações estão disponíveis para a reconstrução de uma imagem, o que proporciona TA mais elevados, mas livres de artefactos de *aliasing* (Figura 13/a)).^{16,32}

Em SENSE a utilização de um preenchimento cartesiano convencional com uma subamostragem regular do espaço K demonstra ser vantajoso uma vez que o gradiente de codificação de fase aumenta linearmente durante a medição, sendo uma mais valia devido às limitações impostas pelo hardware do equipamento em RM²². Também esse tipo de amostragem favorece, TA mais curtos devido ao um preenchimento parcial do espaço K. No entanto, viola um princípio de amostragem denominado de *Nyquist* resultando uma sobreposição de replicas deslocadas do sinal original (artefacto de *aliasing*) (Figura 13/b))¹⁰. Esse número de replicas vai ser igual à taxa de subamostragem escolhida, porém será corrigido utilizando recursos de codificação espacial da matriz das bobinas recetoras de radiofrequência²².

Em contraste com *SENSE* a técnica de CS apresenta um tipo de subamostragem irregular e incoerente de dados (Figura 13/c)), no qual os artefactos produzidos na imagem vão ser distribuídos de forma não uniforme.^{1,9,33} A amostragem do sinal é ajustada de modo a que o centro do espaço K tenha maior amostragem que na periferia, convertendo artefactos de *aliasing* em ruído na imagem.

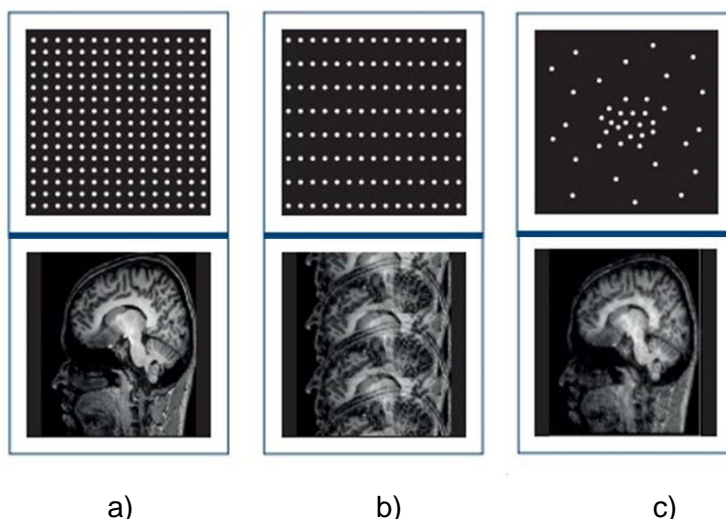


Figura 13-Diferentes tipos de amostragens do espaço K com imagens resultantes.

- a) Aquisição total do espaço K (aquisição cartesiana).
- b) Subamostragem uniforme (utilizada em SENSE) imagem resultante com artefactos de *aliasing*.
- c) Subamostragem incoerente de densidade variável (utilizada em CS) sem artefactos de *aliasing*, mas com ruído distribuído de forma uniforme por toda a imagem. Figura adaptada de [29].

3.2.2 Transformação Esparsa

Uma imagem é considerada esparsa quando o seu conteúdo informativo é representado pela existência de muitos píxeis de valor 0 (píxeis pretos), e poucos píxeis com variadas escalas de cinza ou brancos (imagem de angiografia por ressonância magnética MRA)^{18,34}. Em CS existe a necessidade da informação adquirida ser feita de modo esparsa, porque num ambiente esparsa é relativamente fácil reconhecer as informações relevantes na imagem ignorando a informação desnecessária.^{28,30} No entanto, em RM a maioria das imagens não se apresentam inerentemente esparsas, necessitando deste modo de uma transformação nesse domínio (domínio wavelet) no qual é fornecido um mapeamento invertível de uma imagem para uma representação esparsa. Neste tipo de domínio, o conteúdo que representa a imagem é definido por apenas alguns píxeis brilhantes, uma vez que píxeis situados abaixo de um certo limite na escala de tons de cinza serão ajustados para o valor 0 (Figura 14/b)), facilitando desta forma a compressão do sinal^{1,18,29}. A percentagem de píxeis brilhantes em relação ao número total de píxeis imagem vai definir a dispersão na imagem³⁴. No domínio wavelet, a informação da imagem é representada em diferentes escalas espaciais, ou seja, da mesma forma que uma imagem pode ser filtrada com a utilização de vários filtros. Em CS o conteúdo na imagem deve ser esparsa, com o intuito de as informações relevantes da imagem serem capturadas com muito mais eficiência³².

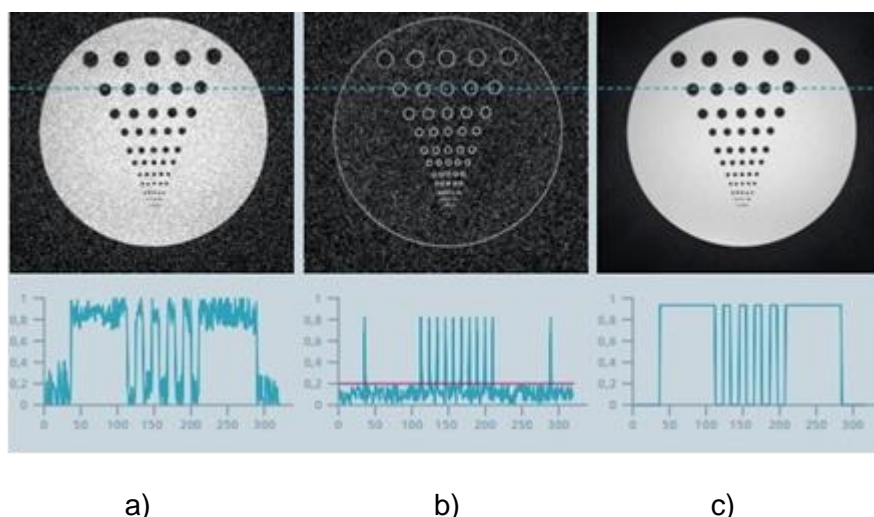


Figura 14-Representação da quantidade de píxeis que contêm informações relevantes (Método de aquisição normal / domínio Wavelet) Figura adaptada de [35].

- Imagem de fantoma adquirido com uma subamostragem incoerente de densidade de sinal.
- Imagem inicial transformada por domínio wavelet para ambiente esparsa.
- Homogeneidade da imagem restaurada por denoising transformada na imagem inicial.

3.2.3 Reconstrução Iterativa não Linear

Os requisitos de subamostragem incoerente e transformação ou aquisição esparsa da informação forem contemplados, a imagem pode ser recuperada através da reconstrução iterativa não linear^{28,35}. O objetivo desta fase é encontrar uma solução ideal em termos de equilíbrio entre a transformação esparsa e a imagem inicial adquirida com ruído, garantindo que a imagem final seja consistente relativamente aos dados medidos³¹. A relação em CS entre um esquema de aquisição de subamostragem incoerente de densidade variável balanceada e a reconstrução iterativa para resolver um problema de restrição de esparsidade relativamente aos dados medidos podem ser deduzidos pela seguinte equação²⁸:

$$\min = \|Ax - y\|_2^2 + \lambda \|Wx\|_1^1 \quad (3.2)$$

O termo de fidelidade dos dados ($\| \cdot \|_2$) é minimizado pela diferença entre a imagem estimada(x) e os dados do espaço K adquiridos(y). O processo de aquisição de dados é descrito por (A) utilizando os mapas de sensibilidade dos elementos individuais da bobina recetora, e a transformada de Fourier aplicada na aquisição de dados subamostrados de forma incoerente. A imagem é transformada em uma representação esparsa (Φ) usando o domínio wavelet. Nesse termo, a soma dos valores absolutos dos píxeis no domínio da transformação irá minimizar ($\| \cdot \|_1$). O processo de otimização na equação procura encontrar uma solução entre dois critérios, consistência dos dados adquiridos e transformação da esparsidade. O equilíbrio feito entre estes dois critérios é feito através de um ajuste de um parâmetro de regulação (λ) que geralmente é encontrado de forma empírica. Valores baixos de (λ) levam a uma reprodução de imagem mais próxima dos dados adquiridos inicialmente, mas apresentando mais ruído, no entanto, um aumento de (λ) tende a reproduzir uma imagem mais favorável a uma solução esparsa, tendo como consequência uma aparência fortemente filtrada. Deste modo, a equação acima descrita é minimizada iterativamente até que um critério de convergência seja atendido ou que um número fixo de iterações seja alcançado^{28,35}.

3.2.4 Estudos Realizados após a Implementação de CS

Este capítulo aborda alguns dos estudos realizados sobre a técnica de CS. Tratando-se de uma técnica relativamente recente, foram tidos só em consideração estudos desenvolvidos entre 2016 e 2020. Os estudos em consideração foram estudos relativos à variação da produtividade em alguns serviços de saúde.

Tanaka em (2016), publicou um artigo relativamente a um estudo realizado num centro ortopédico de reabilitação no Japão sobre o impacto da técnica CS no número de exames realizados diariamente, antes e depois da implementação de CS. O autor refere ainda, baseando-se num artigo de Uchida¹, que “com a adição da técnica de CS foi possível aumentar a taxa de 2.4 pacientes por dia, o que aumenta a produtividade diária de 15%”.

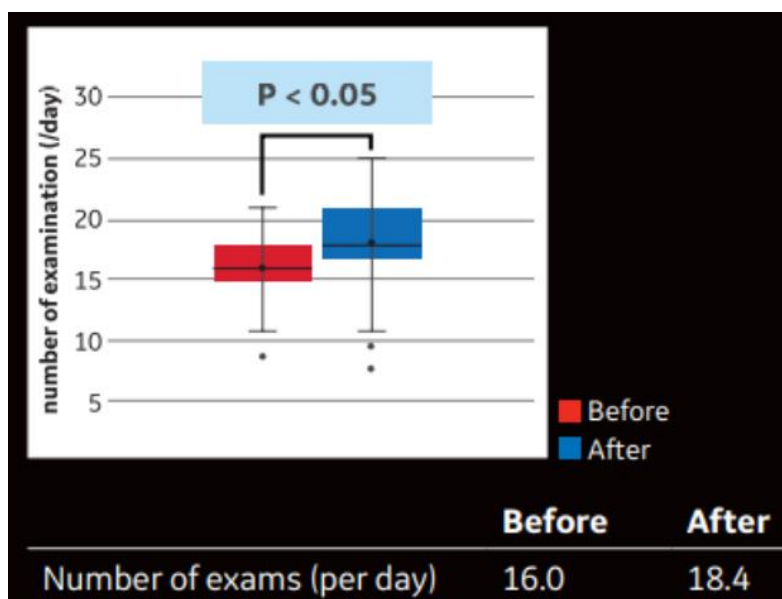


Figura 15- Boxplot representativo do número de pacientes realizados por dia antes e depois da implementação da técnica CS. Figura adaptada de [41].

¹ Koji Uchida, RT, Assistant Director, PICTORU Izumo Imaging Center, Eda Clinic Orthopedics Surgery and Rehabilitation, Japão.

Outro estudo realizado sobre o impacto nos tempos de aquisição da técnica CS por Sartoretti E em (2019) na Suíça; demonstra a variação do tempo de aquisição nas diferentes fases de uma sequência, realizado em 6 regiões anatómicas diferentes, numa jornada de trabalho de 12.5 horas³. Como resultado final foi possível um aumento médio de 3.6 pacientes diários após a implementação da técnica CS³.

Baseado em outro estudo realizado por Sartoretti S em (2018) foi avaliado os tempos de aquisição em exames crânio encefálicos com e sem a utilização da técnica CS. Neste estudo foi tido em consideração parâmetros técnicos iguais dentro das diferentes sequências comparando tempos de aquisição antes e depois da aplicação de CS, verificando-se uma redução no tempo de aquisição de até 45% em exames crânio encefálicos com CS.

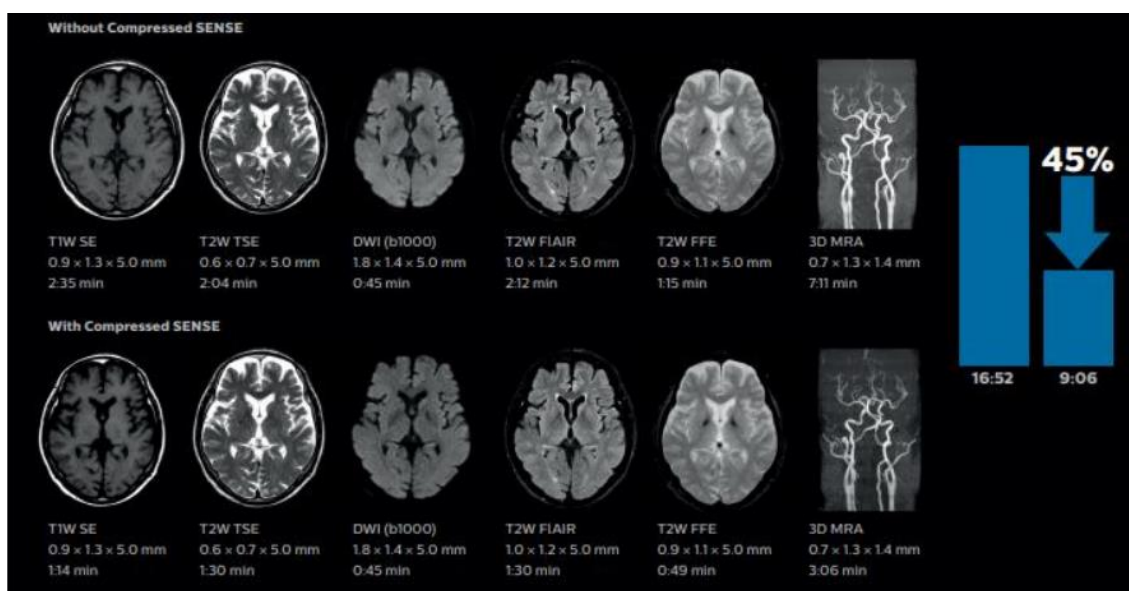


Figura 16 - Imagens adquiridas em RM de 3T antes e depois da técnica CS. . Figura adaptada de [1].

Em 2016 Tanaka e seus colaboradores, publicaram dados apresentados pelo Dr. Paul Malcolm relativos à sequência 3D View MRCP demonstrando que o tempo de digitalização da sequência sem a técnica CS era de 6:10 min (Figura 17-A) em comparação da mesma sequência utilizada com a técnica CS (Figura 17-B) (tempo de digitalização de 3:33min) apresentando assim redução de tempo de aquisição na ordem dos 45%.

O autor refere ainda nesse mesmo estudo que “Quando comparamos as duas imagens a sua qualidade é semelhante, porém numa imagem adquirida com CS o paciente tolera melhor a aquisição devido aos seus baixos tempos de aquisição, apresentando (breath-hold), mais curto. Desta forma vai-se obter resultados que anteriormente não eram possíveis”

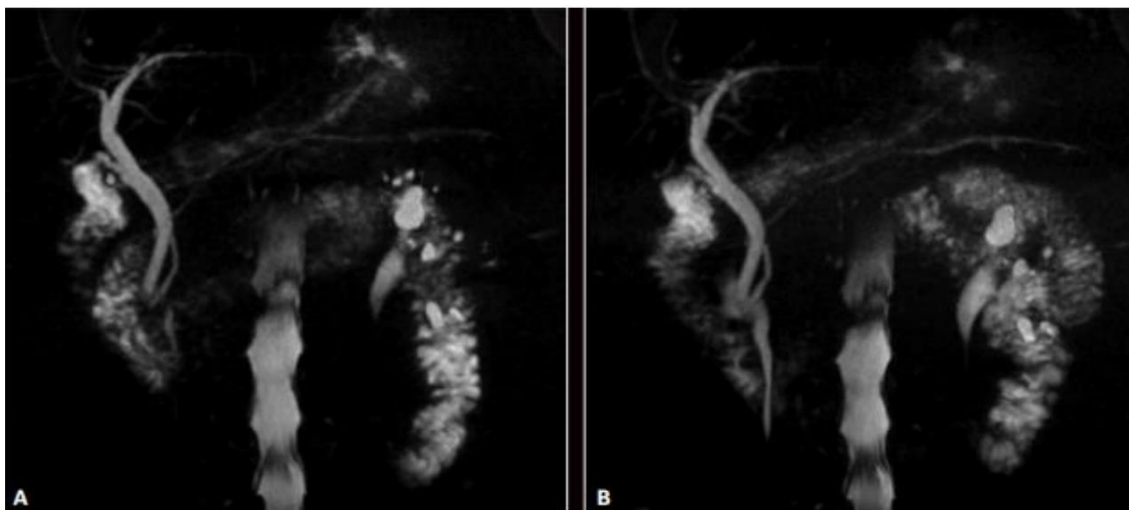


Figura 17- Sequência 3D View MRCP convencional (A) e sequência 3D View MRCP com utilização da técnica CS (B). Figura adaptada de [41].

Relatos sobre a qualidade da imagem, Namimoto afirma que é possível obter-se uma imagem de qualidade idêntica reduzindo a espessura de corte para metade na técnica CS utilizando o mesmo tempo de aquisição em sequências 3D. O autor refere que “O *Compressed Sense* permite maior resolução na sequência *3D Pelvis View* (reduzindo a espessura de corte em 2 mm). Com o *MPR*, é possível ver claramente estruturas anatómicas e lesões detalhadas “

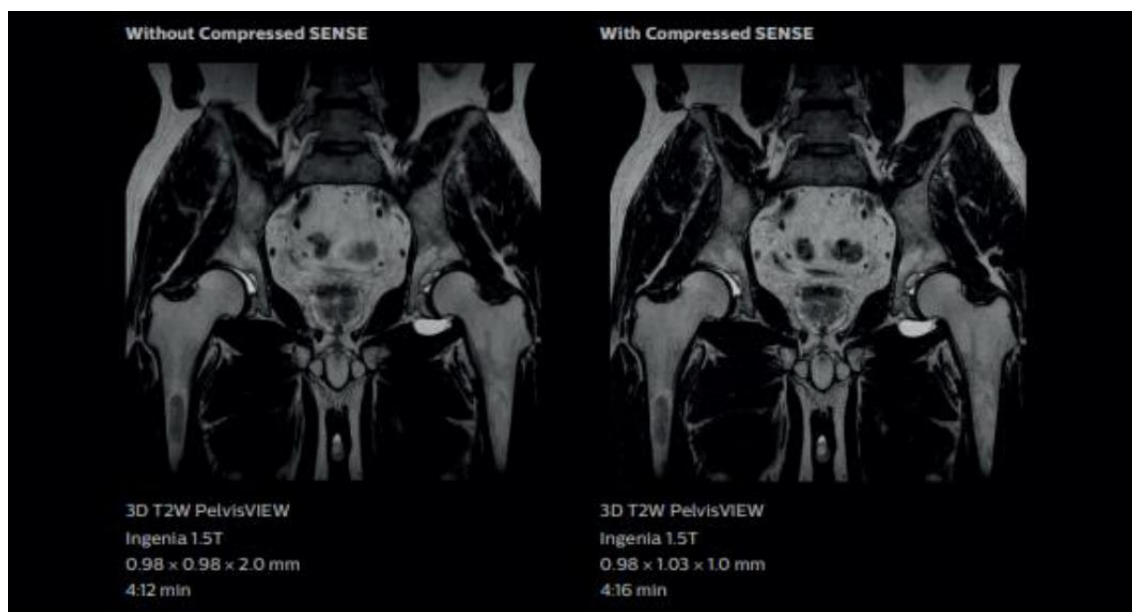


Figura 18- Sequência 3D T2 *Pelvis View* com e sem a técnica CS.

Imagem semelhante, apresentando uma redução na espessura de corte de 1mm na imagem com CS. Figura adaptada de [1].

Parte II

Investigação

4 METODOLOGIA DO ESTUDO

Para a realização do estudo de investigação procedeu-se inicialmente a uma revisão de literatura entre abril de 2021 a junho do mesmo ano com a realização de um State of Art, feito com recurso a diversas bases de dados de artigos científicos, tais como: Scielo, European Society of Radiology, Google Scholar e PubMed.

Após autorização por parte da Comissão de Ética da Escola Superior de Tecnologia da Saúde de Lisboa e com a respetiva autorização feita por parte do conselho de ética de revisão institucional do (Kantonsspital Graubünden na Suíça), procedeu-se a uma otimização de protocolos e ao levantamento da informação relativamente ao tempo de aquisição e parâmetros técnicos estabelecidos para as sequências em estudo. A recolha da informação foi efetuada entre fevereiro de 2022 até abril do mesmo ano. Após a recolha de informação, procedeu-se à sua sistematização, anonimização e tratamento estatístico.

Todas as questões éticas neste estudo de investigação foram salvaguardadas, tendo o investigador informado todas as entidades envolvidas no processo e prestado todo o tipo de informações ao participante no que à aquisição das imagens e tratamentos das mesmas concerne. Para tal, foi atribuídos um consentimento informado e um formulário de segurança (modelo institucional, presente em anexo) ao individuo voluntário.

4.1 Desenho do Estudo

O estudo apresentado é de carácter descritivo-correlacional, transversal e observacional no qual foi feito um tratamento inferencial procurando uma relação de causalidade entre as co variáveis em estudo.

4.2 Hipóteses da Investigação

“A questão base para a realização deste trabalho, foi saber o impacto que oferece a técnica CS na redução do TA nas diferentes sequências mantendo a qualidade de imagem”

H1: Existe redução substancial nos parâmetros de tempo medidos na sequência após a introdução da técnica CS.

H2: A redução do tempo de aquisição relativamente às imagens 2D é proporcional à redução do tempo de aquisição em imagens 3D com a utilização de CS.

H3: Existe relação entre os tempos de aquisição medidos nas diferentes áreas anatómicas na instituição em estudo relativamente aos tempos de aquisição dos exames fornecidos pelo fabricante *Philips*.

4.3 Amostra

A amostragem é de conveniência não probabilística, onde a unidade amostral foi cada uma das sequências na qual foi aplicada a técnica CS, tendo como grupo de controle as imagens obtidas sem a técnica referida. Os exames às estruturas anatómicas (Crânio-Encefálico, Coluna lombar e Joelho) foram os preferencialmente selecionados para realização deste trabalho, devido à sua alta representação nos exames digitalizados por parte do equipamento em estudo. Deste modo, foram tidas em consideração as seguintes sequências para as respectivas zonas anatómicas:

Exames de aquisição 2D com respetivas sequências:

- **Crânio-Encefálico:** (T2 Flair, T1 FFE, DWI (b=1000) no plano axial e T2 TSE no plano coronal);
- **Joelho** (PD TSE e PD SPAIR no plano sagital, T1 TSE e PD SPAIR no plano coronal e PD SPAIR no plano axial).
- **Coluna lombar:** (T1 TSE, T2 TSE no plano sagital, STIR coronal e T1 e T2 TSE no plano axial);

Sequências com aquisição 3D neste estudo:

- **Crânio** (T1 FFE 3D, T2 Flair 3D).
- **Joelho** (PD SPAIR 3D);
- **Coluna Lombar** (T2 TSE 3D);

4.4 Procedimento de Recolha de dados

Os registros inerentes ao tempo de aquisição das diferentes sequências em estudo e todos os fatores técnicos para a aquisição das mesmas foram feitos através de grelhas em suporte de papel e informático. As imagens durante o estudo foram armazenadas em CD. Todas as imagens adquiridas com e sem a técnica CS, foram realizadas no momento do estudo, sem recorrer a arquivos de pacientes com exames já realizados, de forma a que a seleção dos fatores técnicos inerentes às várias sequências não fossem alterados relativamente a parâmetros entre as digitalizações feitas sem e com CS. Para tal, foi escolhido um indivíduo saudável, voluntário e com idade superior a 18 anos, sem apresentar contra-indicações à realização de exames de RM propostos e descritos neste mesmo trabalho de investigação tais como: gestação; presença de material cirúrgico implantado, ainda que não contra-indicado para RM (ex.: próteses metálicas da anca); claustrofobia ou que necessite de sedação e/ou anestesia geral. Foi também obrigatório o preenchimento de um formulário de segurança (modelo apresentado pela instituição, disponibilizado em anexo) e de um consentimento informado para a realização do mesmo, no qual este confirme que está de acordo com a sua participação voluntária e com possibilidade de desistência a qualquer momento durante a recolha de dados.

Para a recolha de dados neste estudo de investigação, para além do voluntário participante do estudo foi também necessária a presença de um supervisor na instituição e um técnico superior de radiologia responsável pela aquisição e otimização das imagens.

Não foi contemplado nenhum apoio financeiro para a realização deste trabalho, onde todo o equipamento e recursos utilizados foram disponibilizados pela instituição onde foi realizado o estudo.

4.4.1 Equipamento

Todas as imagens obtidas e todos os registros efetuados relativamente ao tempo de aquisição e fatores técnicos associados às diversas sequências utilizadas neste estudo de investigação foram exclusivamente obtidos através de um Scanner Ingenia Elition MR-Philips Healthcare . Trata-se de um equipamento de última geração, supercondutor de elevado fluxo de campo magnético de 3Teslas. O sistema de gradientes, apresenta uma amplitude máxima de 45mT/m em operação com taxa de variação máxima de 220 T/m/s^{36,37}. Neste estudo recorreu-se ainda ao recurso de bobinas de radiofrequência específicas para as diferentes áreas anatómicas. No estudo do crânio e do joelho foram utilizadas bobinas de volume (Head Coil e dKnee Coil) respetivamente com capacidade transmissora e recetora de sinal composta por 16 elementos de canal^{29,38}. O estudo da região lombar foi efetuado com o recurso de duas bobinas de radiofrequência (XL Torso de 32 elementos e Total Spine de 44 elementos) esta ultima com função emissora e recetora de sinal combinadas em arranjo de fase (phased array)³⁸. Na última atualização de software feita em março de 2020 foi implementado o algoritmo de reconstrução *Compressed Sense*, compatível com hardware descrito anteriormente.



Figura 19- - Scanner Ingenia Elition MR-Philips Healthcare de 3T. Imagem original do estudo

4.4.2 Otimização de Protocolos

A recolha dos dados relativamente ao estudo de investigação consistiu em duas fases distintas. Numa primeira fase, houve a necessidade de otimizar as sequências (T1 TSE, T2 TSE no plano sagital e STIR coronal) relativamente à região lombar, uma vez que não foram otimizadas após a implementação da técnica CS por parte da instituição. Numa segunda fase, foram adquiridas imagens com CS, recorrendo aos protocolos já otimizados por parte da instituição, e sem CS utilizando os protocolos já existentes no equipamento em estudo antes da implementação do CS.

Para a otimização individual das sequências foi utilizado um fantoma de água de calibração existente no serviço. As sequências em questão no qual foi necessária uma otimização por parte de um fantoma foi realizado utilizando um procedimento uniforme de marcação entre o protocolo já existente sem CS e um novo criado com a técnica CS para se proceder posteriormente ao levantamento de dados, na mesma sessão, utilizando o mesmo posicionamento do fantoma e das bobinas de RF, por forma a minimizar diferenças entre as duas séries de imagens obtidas.



Figura 20- - Fantoma de água de calibração. Imagem original do estudo.

Na otimização das sequências em falta para a elaboração do estudo foram necessários ajustar 3 parâmetros:

1. Ativação da função *Compressed Sense*;
2. Seleção do factor de aceleração CS (redução do tempo de aquisição desejado escalado de 1-32);
3. Seleção do parâmetro (denoising) referente ao nível de eliminação de ruído pretendido (fraco, médio, forte, ou automático dado pelo sistema).

O factor de aceleração CS é considerado como a razão entre o número de linhas do espaço K de uma imagem totalmente adquirida e de uma imagem adquirida com CS. A estratégia ideal de amostragem segundo o fabricante Philips é projetada com base nos parâmetros de entrada na sequência (TR, TE, Vóxel, NSA, entre outros parâmetros e no factor de aceleração CS^{1,29}.

O nível de eliminação de ruído adjacente à imagem define o parâmetro de regulação (λ) que equilibra a consistência dos dados e a restrição à transformação da esparsidade. Esta opção permite a que os usuários selecionem a aparência final da imagem.^{1,29}

Desta forma, para todas as sequências das quais não se encontravam otimizadas no equipamento com CS e que foram necessárias para a elaboração deste estudo de investigação, o factor de aceleração CS e a eliminação de ruído foram cuidadosamente selecionados de forma a se obter uma impressão de imagens idêntica às aquisições obtidas sem a técnica. Cada sequência foi adquirida várias vezes, aumentando o fator de aceleração em aproximadamente uma unidade até um máximo de 10 unidades. As imagens foram avaliadas de forma independente, comparando-as sempre com as imagens base digitalizadas sem CS. A seleção da imagem recaiu sobre a aquisição feita de fator de aceleração CS mais elevado com qualidade idêntica à aquisição de linha de base sem CS. Após ser estabelecido o factor de aceleração CS para cada sequência, o mesmo método foi aplicado para determinar o nível de eliminação de ruído por sequência. Este procedimento foi repetido várias vezes até que as imagens referentes a cada sequência com CS fossem praticamente indistinguíveis da sequência de linha base sem CS.

Os parâmetros técnicos estabelecidos foram iguais para ambas as aquisições, e encontram-se resumidos na tabela 4.

Tabela 4- Resumo dos Parâmetros Técnicos das Sequências em estudo sem e com CS

	Sequências RM	FOV (mm) (X, Y, Z)	Vóxel (mm) (X, Y, Z)	Matrix (mm)	Nº de Cortes	Flip Angle (degree)	TR/TE (ms/ms)	Largura de Banda (HZ/pixel)
Crânio-Encefálico	<u>T2 Flair Tra</u>	230x183x139	0.65x0.87x4	352x157	30	40	11000/125	223.
	<u>T1 FFE Tra</u>	230x183x139	0.6x0.72x4	400x255	30	80	328/46	217
	<u>DWI b"1000"</u>	230x183x139	0.85x0.85x2	152x122	30	20	3920/88	18
	<u>T2 TSE Cor</u>	220x183x154	0.55x0.7x4	400x258	35	90	3000/80	158
	<u>T1 FFE 3D Sag</u>	250x250x190	1x1x1	250x250	190	8	9.8/3	271
Joelho	<u>PD TSE Sag</u>	160x160x99	0.4x0.4x3	400x397	30	90	2000/37	292.
	<u>PD SPAIR Sag</u>	160x160x99	0.4x0.4x3	356x339	30	90	2741/37	231
	<u>PD SPAIR Cor</u>	160x160x105	0.35x0.45x3	456x351	32	90	3283/37	207
	<u>T1 TSE Cor</u>	160x160x105	0.35x0.45x3	484x405	32	90	587/79	290
	<u>PD SPAIR Tra</u>	160x160x137	0.35x0.45x2.5	456x362	50	90	2511/37	209
Coluna Lombar	<u>T2 TSE SAG</u>	160x281x62	0.7x0.8x3	228x317	20	90	2598/100	336.
	<u>T1TSE SAG</u>	160x281x62	0.7x0.8x3	228x317	20	90	685/6.7	577
	<u>STIR COR</u>	280x192x66	1x1.2x3	280x154	20	90	3408/60	376
	<u>T2 TSE TRA</u>	200x180x118	0.6x0.8x3	252x181	36	90	5545/100	179
	<u>T1 TSE TRA</u>	200x180x118	0.6x0.8x3	252x181	36	90	625/6.4	576
3D vista	<u>T2 FLAIR SAG CRÂNIO</u>	250x250x200	1x1x1	252x252	400	40	4800/340	806
	<u>3D PD MSK VIEW (JOELHO)</u>	160x160x160	0.7x0.7x0.7	228x228	457	90	1100/88	360
	<u>3D SPINE VIEW (LOMBAR)</u>	200x302x60	0.8x0.8x0.8	252x368	108	90	1300/110	290

4.5 Definição das Variáveis

Qualquer protocolo de RM consiste no somatório de várias sequências digitalizadas consecutivamente. O tempo necessário para a aquisição individual de uma sequência é denominado como tempo de aquisição. O tempo de aquisição individual na sequência é obtido através de 3 momentos distintos:

1. Tempo relacionado com o Pré-Scan na sequência (otimização das características intrínsecas do transmissor e recetor de RF de modo a determinar uma intensidade de RF igual à frequência de Larmor de modo a ser passível a escolha acertada do corte a ser excitado)³⁹.
2. Tempo de Scan da sequência onde o equipamento de RM adquire as imagens em tempo real.
3. Tempo de processamento da imagem (feito através de um modulo de computação dedicado ao processamento e cálculo de dados relativos às imagens)³⁹.

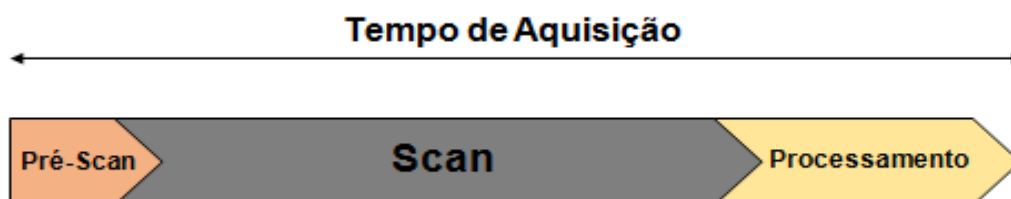


Figura 21- Representação gráfica dos parâmetros de tempo na aquisição individual da sequência.

Desta forma e tendo em consideração o estudo, as variáveis associadas ao tempo de aquisição para este estudo foram:

Tempo de aquisição por sequência:

- Tempo de Scan na sequência;
- Tempo de processamento da imagem.

***O tempo de pré- scan não foi estabelecido como variável no estudo, visto não apresentar qualquer tipo de variação entre os dois tipos de Aquisição**

4.6 Análise Estatística

A análise estatística foi feita através do programa estatístico *IBM SPSS* versão 26.0 (*Statistical Package for the Social Science*). Esta envolveu medidas de estatística descritiva e estatística inferencial. Os métodos descritivos permitiram descrever os dados recolhidos envolvendo essencialmente tabelas de frequências, contagens e proporções. Foram também utilizados como medida descritiva percentuais e diagramas de caixas (*boxplots*). Com a análise dos *boxplots* foi possível visualizar cinco estatísticas resumidas: a mediana, valores externos aos *boxplots* de forma individual, e primeiro e terceiro quartis (percentil 25 e 75).

Na estatística inferencial, dada a reduzida dimensão das amostras ($n \leq 30$)⁴⁰, foi avaliada a normalidade das distribuições através do teste *Shapiro-Wilk*. Foram também utilizados testes paramétricos *T-Student* entre amostras independentes. No caso de amostras emparelhadas como alternativa não paramétrica ao teste de *t-Student* quando o pressuposto da distribuição normal da variável nas duas medições não se verificou e/ou no caso de amostras pequenas, foi utilizado um teste não paramétrico para amostras emparelhadas concretamente o teste de *Wilcoxon*.

O nível de significância para rejeitar a hipótese nula foi fixado em $(p) \leq .05$.

5 RESULTADOS E DISCUSSÃO

5.1 Caracterização da Amostra

Na apresentação dos resultados e discussão, é relatado passo a passo os dados obtidos, iniciando-se com a caracterização da amostra e descrição dos dados.

Foram recolhidas variáveis, para três grupos distintos (crânio, joelho e coluna), para digitalizações feitas sem e com a técnica CS.

Tabela 5- Distribuição das sequências por estrutura anatômica

Estrutura Anatômica	Amostra (n)	Percentagem %
Crânio	6	33,33
Joelho	6	33,33
Coluna Lombar	6	33,33
Total	18	100

Para todas as estruturas anatômicas foram adquiridas sequências 2D ($n=14$; 77,8%) e sequências híbridas 3D ($n=4$; 22,2%).

Tabela 6 – Distribuição das sequências por método de aquisição

Estrutura Anatômica	2D (n)/%	3D (n)/%
Crânio	4/28,6	2/50
Joelho	5/35,7	1/25
Coluna Lombar	5/35,7	1/25
Total	14/77,8	4/22,2

5.2 Verificação da 1ª Hipótese

“Existe redução substancial nos parâmetros de tempo medidos na sequência após a introdução da técnica CS”.

Os parâmetros de tempo medidos na sequência utilizados no estudo foram: tempo de scan, tempo necessário no processamento de imagem e o tempo de aquisição total por sequência. O tempo de pré Scan estabelecido na sequência não foi considerado, visto não ter sofrido qualquer tipo de variação em toda a amostra do estudo entre a aquisição sem CS relativamente à aquisição com CS. Na análise desta hipótese, os parâmetros de tempo associados às sequências foram analisados de forma individual.

Tabela 7- Análise comparativa dos diferentes parâmetros de tempo medidos das sequências utilizadas no estudo sem e com CS.

Parâmetros de Tempo na Sequência	S/CS		C/CS		Variação M %	Significância Valor p
	Média (mm:ss)	DP (mm:ss)	Média (mm:ss)	DP (mm:ss)		
Tempo de Scan	4,38	1,56	3,21	1,12	27%	<0,0001*
TA do Processamento	0,12	0,076	0,28	0,27	57%	0,001*
TA total na Sequência	4,50	1,57	3,50	1,24	22%	<0,0001*

* $p \leq .05$ n- Amostra DP – Desvio padrão

Tempo de Scan

O tempo de scan é significativamente mais elevado sem a utilização de CS ($4,38 \pm 1,56$ vs $3,21 \pm 1,12$) ($p < 0,0001$). Em linha com as expectativas, existe uma aceleração média significativa no tempo de scan das imagens com CS de 27%, este resultado é obtido por consequência da utilização de uma subamostragem incoerente de densidade variável do espaço K fundamentada no processo físico de aquisição realizado com CS em comparação a outros métodos de preenchimentos do espaço K tais como: preenchimentos cartesianos ou por uma subamostragem coerente onde o factor de aceleração (R) está limitado entre 2 a 4 devido às limitações físicas do equipamento utilizado em algoritmos de reconstrução relativos à imagem paralela^{1,3,25,27,41}.

Tempo de Aquisição no Processamento de Imagem

O Tempo de Aquisição no Processamento de Imagem é significativamente mais elevado com a introdução do CS ($0,28 \pm 0,27$ vs $0,12 \pm 0,076$) ($p = 0,001$). Este resultado obtido pode ser fundamentado pela necessidade de utilização permanente de um módulo de processamento de imagem^{39,42} na necessidade constante da transformação da imagem em um ambiente esparso, recuperada através de várias reconstruções iterativas não lineares tornando o seu tempo de reconstrução mais demorado e complexo^{1,42}.

Tempo de Aquisição total na Sequência

O tempo de aquisição total na sequência é significativamente mais elevado sem a introdução do *Compressed Sense* ($4,50 \pm 1,57$ vs $3,50 \pm 1,24$) ($p < 0,0001$).

O tempo de aquisição total na sequência foi considerado como o somatório de tempo de pré-scan, scan e processamento de imagem. O tempo de pré-scan manteve-se inalterado entre os dois tipos de aquisição (S/CS e C/CS), no conjunto da variação entre o somatório das variáveis de tempo de scan e no processamento da imagem o resultado foi favorável em uma aceleração média de 22% do tempo de aquisição com a técnica CS em detrimento da não introdução da referida técnica.

5.3 Verificação da 2ª Hipótese

“A redução do tempo de aquisição relativamente às imagens 2D é proporcional à redução do tempo de aquisição em imagens 3D com a utilização de CS”.

Tabela 8- Resumo dos dados obtidos no estudo relativamente aos tempos de aquisição individuais das sequências e dos exames antes e depois da introdução da técnica CS.

	Sequências RM	TA sem CS (mm: ss)	Factor de aceleração CS	TA com CS (mm: ss)	Aceleração
Crânio-Encefálico	<i>T2 Flair Tra</i>	05:00	1,8	03:59	20%
	<i>T1 FFE Tra</i>	02:39	1,5	01:56	27%
	<i>DWI b"1000"</i>	00:58	NA	00:58	0%
	<i>T2 TSE Cor</i>	02:29	2	02:03	13%
	<i>T1 FFE 3D</i>	05:55	3,5	03:40	38%
	TA do Exame	17:01	-----	12:36	26%
Joelho	<i>PD TSE Sag</i>	05:43	2	05:02	12%
	<i>PD SPAIR Sag</i>	05:45	1,5	03:55	32%
	<i>PD SPAIR Cor</i>	05:42	1,6	04:51	15%
	<i>T1 TSE Cor</i>	03:44	4	01:56	48%
	<i>PD SPAIR Tra</i>	05:03	2,2	04:50	4%
	TA do Exame	25:57	-----	21:34	17%
Coluna Lombar	<i>T2 TSE SAG</i>	03:48	3,4	03:42	3%
	<i>T1TSE SAG</i>	03:16	2,3	03:02	7%
	<i>STIR COR</i>	04:14	2,1	02:28	42%
	<i>T2 TSE TRA</i>	05:03	2	04:32	10%
	<i>T1 TSE TRA</i>	02:35	1,4	02:31	2%
	TA do Exame	18:56	-----	16:15	14%
3D VIISTA	<i>T2 FLAIR 3D Crânio</i>	05:05	9	03:32	31%
	<i>PD SPAIR 3D Joelho</i>	06:05	9	04:28	27%
	<i>T2 TSE 3D Coluna Lombar</i>	06:57	7	05:24	20%

Após uma análise pormenorizada da Tabela 9 é possível constatar que a redução no tempo de aquisição individual das sequências varia de 2%-48% em aquisições 2D e de 20-38% em sequências 3D. Os ganhos de tempo total por exame crânio, joelho e coluna lombar são respetivamente 26, 17 e 14%, obtendo-se desta forma uma aceleração média de $19 \pm 6,25\%$ no conjunto dos exames realizados no estudo.

Tabela 9-Comparação de resultados relativos à redução do tempo de aquisição após a introdução de CS entre sequências 2D e 3D.

Tipo de Sequência	n	Redução do Tempo de Aquisição com CS em %		Significância
		Média %	DP%	Valor p
2D	13	14,90	13,86	0,025*
3D	4	28,88	7,39	

* $p \leq .05$ n– Amostra DP – Desvio padrão

Na verificação da 2ª hipótese de investigação, foi tido em consideração todas as sequências adquiridas que apresentaram aceleração. Foi retirado da amostra a sequência DWI, visto não apresentar qualquer tipo de aceleração por impossibilidade de aplicação da técnica CS. Observou-se então que a redução do tempo de aquisição com CS em sequências 3D é significativamente mais elevada em relação às digitalizações obtidas em 2D ($28,88 \pm 7,38\%$ vs $14,90 \pm 13,86\%$) ($p=0,025$), através destes resultados impele-se a rejeição da segunda hipótese de investigação.

Os resultados obtidos são consequência da possibilidade de utilização de factores de aceleração CS mais elevados em sequências 3D, até 9 unidades em comparação com aquisições 2D (valor máximo utilizado de 4). Factores de aceleração mais elevados foram possíveis em aquisições 3D visto apresentarem mais espaço para uma subamostragem agressiva devido à sua natureza isotrópica em comparação com às aquisições 2D^{1,3}.

5.4 Verificação da 3ª Hipótese

“Existe relação entre a redução tempos de aquisição medidos nas diferentes áreas anatómicas na instituição em estudo relativamente aos tempos de aquisição dos exames fornecidos pelo fabricante Philips”.

Na verificação da hipótese foi comparada uma aceleração percentual relativamente aos tempos de aquisição das sequências após a introdução da técnica CS entre a instituição (Kantonsspital) e o fabricante Philips, para as estruturas anatómicas (crânio, joelho e coluna lombar). Na análise comparativa foi tido sempre em consideração o uso das mesmas sequências quer por parte da instituição e do fabricante.

Tabela 10- Comparação de resultados relativos à redução percentual no tempo de aquisição após a introdução de CS entre a instituição em estudo e os sugeridos pelo fabricante

Estrutura Anatómica	Kantonsspital		Philips		Significância Valor p
	Média%	DP%	Média%	DP%	
Crânio	19,67	14,38	46,60	13,49	0,002*
Joelho	22,19	17,60	30,02	17,38	0,483
Coluna Lombar	12,83	16,55	30,12	9,52	0,043*

* $p \leq .05$ DP – Desvio padrão

Através da análise dos resultados é possível observar diferenças significativas entre a aceleração no tempo de aquisição divulgados pelo fabricante vs Kantonsspital. Em algumas estruturas anatómicas não foi possível atingir a aceleração proposta pelo fabricante, tais como nas digitalizações de crânio ($19,67 \pm 14,38\%$ vs $46,60 \pm 13,49\%$) ($p=0,002$), e de coluna lombar ($12,83 \pm 16,55\%$ vs $30,12 \pm 9,52\%$) ($p=0,043$). É de referir, que no caso do joelho não existiram diferenças significativas entre a instituição e o fabricante Philips ($p=0,483$).

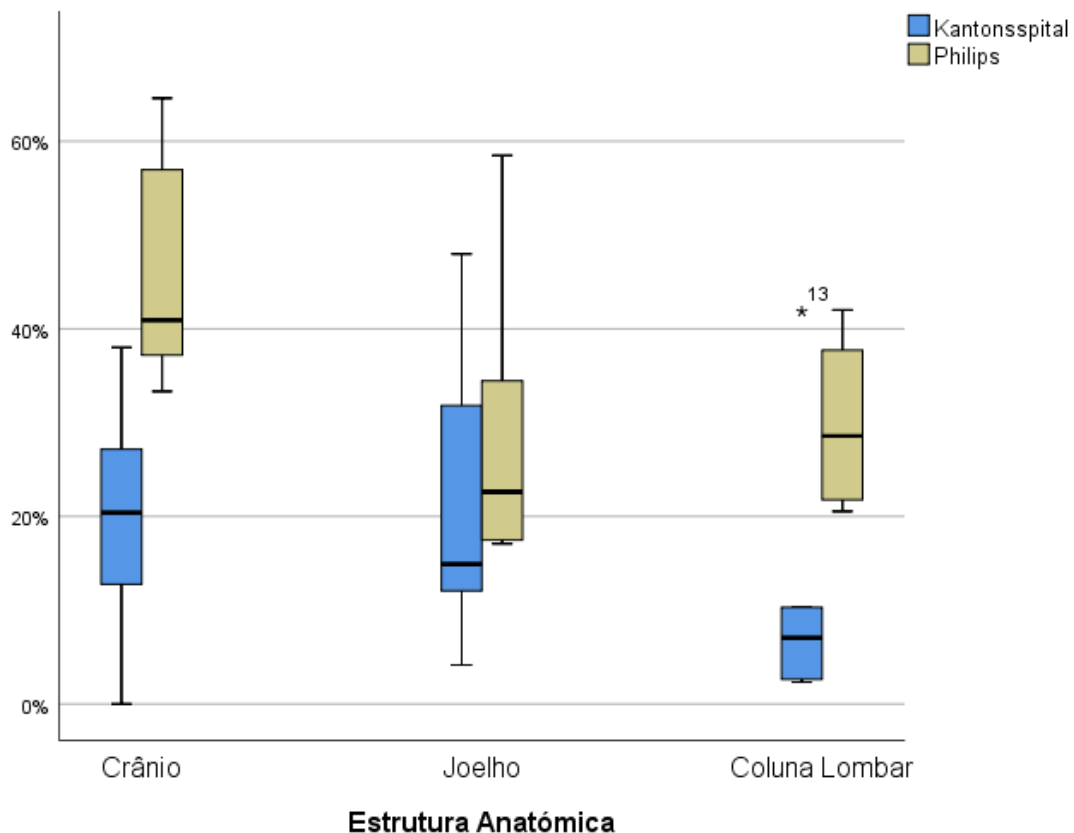


Figura 22- Diagrama de caixas de bigodes na comparação da aceleração percentual por estrutura anatômica entre a instituição e o fabricante Philips.

Para a discussão dos resultados obtidos através da tabela-10 foi necessária uma análise de carácter individual das sequências na comparação entre os dois grupos (*Kantonsspital Vs Philips*), e para tal procedeu-se à utilização de um diagrama de caixa de bigodes, onde a variabilidade de valores, mediana e valores máximos e mínimos foram utilizados para uma análise mais pormenorizada.

Crânio

Após uma análise pormenorizada relativamente ao diagrama de caixas é possível constatar que a variação percentual na redução do tempo de aquisição varia de 0%-38% na instituição (*Kantonsspital*) contra 33-65% no caso do fabricante. A impossibilidade de aceleração na sequência DWI (0%) no estudo, foi um factor determinante para uma variação da mediana entre os dois grupos (20,40 vs 40,91).

A impossibilidade de aceleração na sequência DWI é explicada pelo facto da subamostragem do espaço K obtida por parte da instituição ser de uma sequência eco planar (EPI), apresentando incompatibilidade com o uso de CS, neste tipo de aquisição.

Coluna Lombar

A variação percentual na redução do tempo de aquisição foi de 2-42% na instituição e de mediana 7% em comparação de 21-42% de mediana de 29% relativamente aos dados fornecidos pelo fabricante *Philips*. Estes resultados podem ser explicados devido à falta de tempo para uma correcta otimização das sequências (T1 TSE, T2 TSE no plano sagital, *STIR* coronal), uma vez que a sua otimização foi feita no momento do estudo. O *outlier* 13* representa a sequência *STIR* coronal no estudo. Numa análise individual relativamente à sequência, feita através da Tabela/8 verificou-se uma aceleração idêntica entre os dois grupos (41,84% *Kantonsspital* VS 42,01% *Philips*).

5.5 Análise da Imagem

A análise relativa à qualidade das imagens foi feita de modo subjetivo pela equipa clínica do Kantonsspital após a implementação da técnica CS em 2020. A qualidade das imagens, foram descritas como comparáveis em relação às imagens adquiridas sem a técnica CS sem prejudicar a confiabilidade do diagnóstico. Para além da aceitação das imagens por parte dos clínicos da instituição em estudo, outros autores apontam nesse sentido^{10,31}, sendo apenas necessária uma correta seleção do parâmetro (denoising) e factor de aceleração CS de forma a obter-se digitalizações idênticas entre os dois tipos de aquisição^{10,31}. Neste estudo foram adquiridas as seguintes imagens para as diferentes estruturas anatómicas:

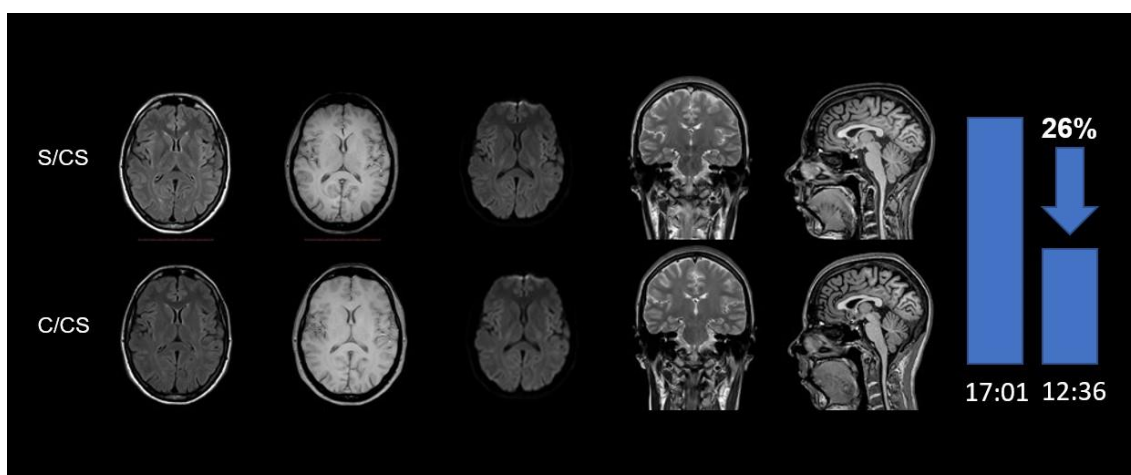


Figura 23- Protocolo de crânio utilizado pela instituição. Linha superior, imagens adquiridas sem utilização da técnica CS, linha inferior imagens adquiridas com aceleração CS. Imagens originais do estudo.

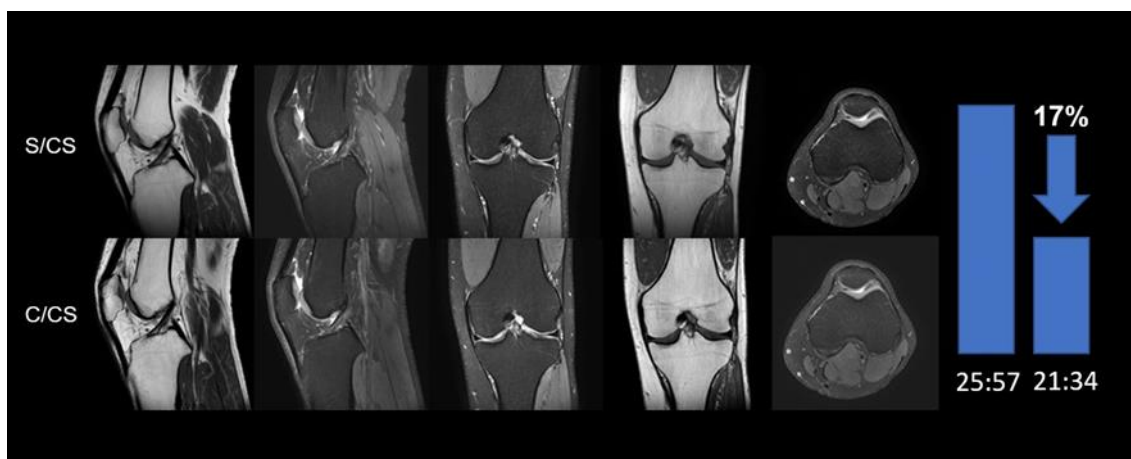


Figura 24- Protocolo de joelho utilizado pela instituição. Linha superior, imagens adquiridas sem utilização da técnica CS, linha inferior imagens adquiridas com aceleração CS. Imagens originais do estudo.

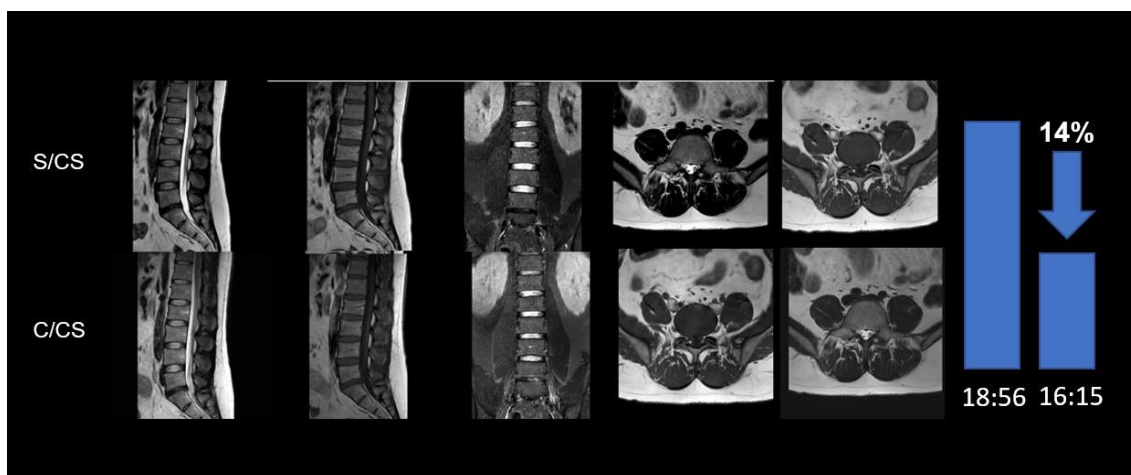


Figura 25- Protocolo de coluna lombar utilizado pela instituição. Linha superior, imagens adquiridas sem utilização da técnica CS, linha inferior imagens adquiridas com aceleração CS. Imagens originais do estudo.

Neste estudo foi possível identificar um “*outlier*”, relacionado com a sequência T2 FLAIR de crânio com TR longo. Os factores de aceleração utilizados foram de 1.5 para a imagem adquirida com SENSE e de 1.8 para a imagem adquirida com CS.

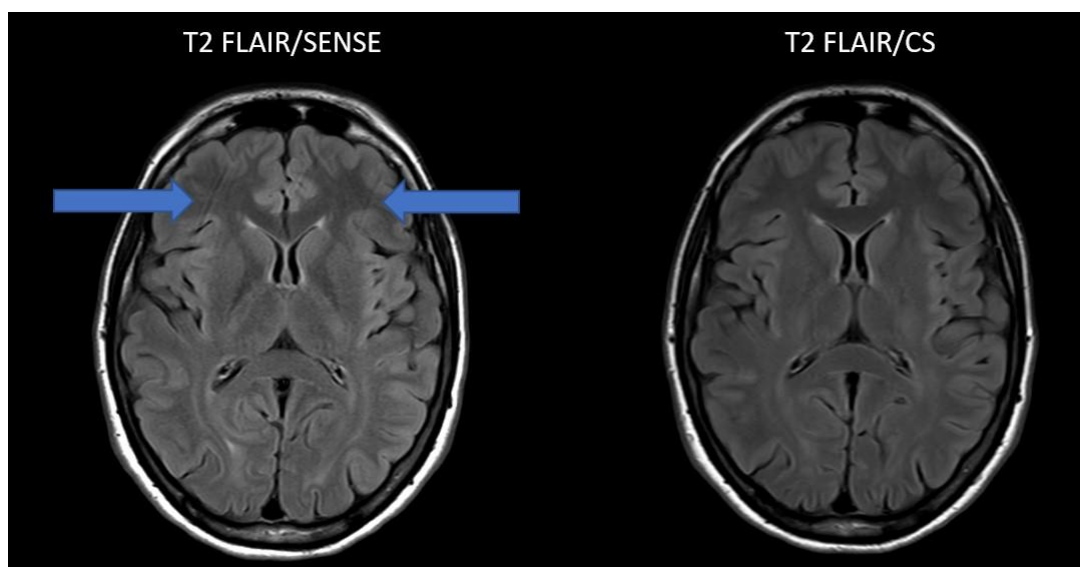


Figura 26- Artefactos de Aliasing presente na aquisição com SENSE, removidos na aquisição com CS. Imagem original do estudo.

É possível observar na imagem com aquisição SENSE pequenos artefatos de *motion* dos quais não são visualizados na aquisição efetuada pela técnica CS. Estes resultados apresentaram-se consistentes em relação a outros estudos⁴³⁻⁴⁵.

O tipo de subamostragem incoerente de densidade variável utilizado pela aquisição CS é responsável pela remoção do artefacto, convertendo este tipo de artefacto em ruído. A cadeia que envolve o processamento de sinal e a reconstrução da imagem final em CS tem a capacidade de suprimir o ruído indesejado na imagem através de reconstruções iterativas não lineares.

5.6 Limitações do Estudo

No decurso da projeção e realização do presente estudo, foram identificadas algumas limitações:

1. A dimensão da amostra, apesar de permitir obter resultados estatisticamente significativos, foi pequena (apenas de 18 sequências),
2. Estudo restrito a três zonas anatómicas (crânio, joelho e coluna lombar), não foi aplicada a técnica sobre zonas anatómicas que implicavam gating respiratório ou cardíaco como abdómen e tórax;
3. Necessidade de otimização de algumas sequências *in situ*, visto ainda não possuírem CS na última atualização de *software*;
4. Ausência de dados relativos aos tempos de aquisição a sequências híbridas 3D por parte do fabricante *Philips*, impossibilitando comparar os dados medidos no estudo;
5. Escassez de instituições a nível nacional com passível de utilização da técnica CS, remetendo o estudo de investigação para o exterior do país;

6 CONCLUSÃO

A técnica CS apresenta grande flexibilidade, visto ser utilizada nas diversas regiões anatómicas sem restrições em aquisições 2D e 3D para todo o tipo de contraste ou ponderações de sequências existentes em RM. Com a implementação da técnica de CS foi possível reduzir significativamente o tempo de aquisição por exame para as 3 regiões anatómicas em estudo. Desta forma a técnica CS poderá criar uma mudança no paradigma da produtividade relativamente aos exames de RM, demonstrando ser uma mais valia na realização de maior quantidade de exames e por conseguinte, numa redução nas listas de espera por parte dos pacientes. Também uma diminuição do tempo de execução de determinadas sequências poderá ser responsável pela diminuição de artefactos de movimento e na melhoria do bem-estar do paciente.

É importante referir, que a técnica CS tem a capacidade de criar imagens de igual resolução, que em alguns casos pode até permitir a remoção de alguns artefactos de imagem encontrados em aquisições feitas por algoritmos de reconstrução *SENSE* aumentando assim a confiança no diagnóstico clínico por parte do médico radiologista.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Geerts-Ossevoort L, De Weerdt E, Duijndam A, et al. *Compressed SENSE Speed Done Right. Every Time.*; 2018.
2. OECD. Health care use - Magnetic resonance imaging (MRI) exams - OECD Data. Published 2019. Accessed February 1, 2022. <https://data.oecd.org/healthcare/magnetic-resonance-imaging-mri-exams.htm>
3. Sartoretti E, Sartoretti T, Binkert C, et al. Reduction of procedure times in routine clinical practice with Compressed SENSE magnetic resonance imaging technique. *PLoS One*. 2019;14(4). doi:10.1371/journal.pone.0214887
4. Westbrook C, Talbot J. *MRI in Practice*. Vol 393. 4th ed. Wiley-Blackwell; 2014. doi:10.1148/radiology.193.1.202
5. Costa J, Soria J. *Resonancia Magnética Dirigida a Tecnicos Superiores En Imagen Para El Diagnostico*. 1.^a Edició. Elsevier; 2015.
6. Westbrook C. *Handbook of MRI Technique, 2nd Edn*. Vol 10. 1st ed. (Wiley-Blackwell, ed.). 2014; 2014.
7. Griswold MA, Jakob PM, Heidemann RM, et al. Generalized Autocalibrating Partially Parallel Acquisitions (GRAPPA). *Magn Reson Med*. 2002;47(6):1202-1210. doi:10.1002/mrm.10171
8. Graff CG, Sidky EY. *Compressive Sensing in Medical Imaging*. Vol 54.; 2015. doi:10.1364/ao.54.000c23
9. Altmann S, Halfmann MC, Abidoye I, et al. Compressed sensing acceleration of cardiac cine imaging allows reliable and reproducible assessment of volumetric and functional parameters of the left and right atrium. *Eur Radiol*. 2021;31(10):7219-7230. doi:10.1007/s00330-021-07830-z
10. Sartoretti T, Reischauer C, Sartoretti E, Binkert C, Najafi A, Sartoretti-Schefer S. Common artefacts encountered on images acquired with combined compressed sensing and SENSE. *Insights Imaging*. 2018;9(6):1107-1115. doi:10.1007/s13244-018-0668-4
11. McRobbie DW, Moore EA, Graves MJ. *MRI from Picture to Proton*. 3rd editio. (Cambridge University Press, ed.); 2017. doi:10.2214/ajr.182.3.1820592

12. Maurício JC. Tomografia computadorizada e ressonância magnética em ORL. Published online 2003:250. Accessed February 1, 2022. <https://www.bertrand.pt/livro/tomografia-computadorizada-e-ressonancia-magnetica-j-cruz-mauricio/75420>
13. Candès, Emmanuel J.; Romberg, Justin K.; Tao, Terence (2006). "Robust Uncertainty Principles : Exact Signal Reconstruction from Highly Incomplete Fourier Information" . *IEEE-Trans. Inf. Theory*. 52 (8): 489–509
14. Bernstein MA, King KF, Zhou XJ. *Handbook of MRI Pulse Sequences.*; 2004. doi:10.1016/B978-0-12-092861-3.X5000-6
15. Bushberg JT, Seibert JA, Leidholdt EM, Boone JM, Goldschmidt EJ. The Essential Physics of Medical Imaging. *Med Phys*. 2003;30(7):1936-1936. doi:10.1118/1.1585033
16. Bydder M, Ali F, Saucedo A, et al. A study of 3D radial density adapted trajectories for sodium imaging. *Magn Reson Imaging*. 2021;83:89-95. doi:10.1016/J.MRI.2021.07.004
17. Scheffler K, Hennig J. Reduced circular field-of-view imaging. *Magn Reson Med*. 1998;40(3):474-480. doi:10.1002/MRM.1910400319
18. Lustig M, Donoho D, Pauly JM. Sparse MRI: The Application of Compressed Sensing for Rapid MR Imaging. *Magn Reson Med*. 2007;58:1182-1195. doi:10.1002/mrm.21391
19. Santa-Marta C, Lafuente J, Vaquero JJ, Garcia-Barreno P, Desco M. Resolution recovery in Turbo Spin Echo using segmented Half Fourier acquisition. *Magn Reson Imaging*. 2004;22(3):369-378. doi:10.1016/J.MRI.2004.01.009
20. Hayden M, Nacher P-J. History and physical principles of MRI. Luca SABA. *Magnetic Resonance Imaging Handbook*. 2016;1. Accessed February 2, 2022. <https://hal.archives-ouvertes.fr/hal-01191404>
21. Hennig J, Nauerth A, Friedburg H. RARE imaging: a fast imaging method for clinical MR. *Magn Reson Med*. 1986;3(6):823-833. doi:10.1002/MRM.1910030602
22. Blaimer M, Breuer F, Mueller M, Heidemann RM, Griswold MA, Jakob PM. *How to Choose the Optimal Method*. Vol 15.; 2004.
23. Wu B, Millane RP, Watts R, Bones PJ. Prior estimate-based compressed sensing in parallel MRI. *Magn Reson Med*. 2011;65(1):83-95. doi:10.1002/mrm.22545.

24. Deshmane A, Gulani V, Griswold MA, Seiberlich N. Parallel MR imaging. *J Magn Reson Imaging*. 2012;36(1):55-72. doi:10.1002/jmri.23639
25. Tsao J, Kozerke S. MRI temporal acceleration techniques. *J Magn Reson Imaging*. 2012;36(3):543-560. doi:10.1002/jmri.23640
26. Donoho DL. Compressed Sensing. *IEEE Trans Inf THEORY*. 2006;52(4):1289. doi:10.1109/TIT.2006.871582
27. Peeters H, et al. Next generation parallel imaging with dS SENSE technology. The Netherlands: Philips Healthcare; 2017 Mar. Report No: 4522 991 13591.
28. Blasche M, Forman C. *Compressed Sensing—the Flowchart*. Vol 66.; 2016. http://mriquestions.com/uploads/3/4/5/7/34572113/siemens_mri_magnetom-world_compressed-sensing_compressed-sensing-flowchart_blasche-03520147.pdf
29. MRI Compressed Sensing - MRI software | Philips Healthcare. Accessed February 4, 2022. <https://www.philips.co.uk/healthcare/resources/landing/the-next-mr-wave/compressed-sense>
30. Blasche M. Compressed Sensing – a Metaphor. Siemens. 2016;(66):14-15 www.siemens.com/magnetom-world
31. Vranic JE, Cross NM, Wang Y, Hippe DS, De Weerd E, Mossa-Basha MMD. Compressed sensing-sensitivity encoding (CS-SENSe) accelerated brain imaging: Reduced scan time without reduced image quality. *Am J Neuroradiol*. 2019;40(1):92-98. doi:10.3174/ajnr.A5905
32. Hollingsworth KG. Reducing acquisition time in clinical MRI by data undersampling and compressed sensing reconstruction. *Phys Med Biol*. 2015;60(21):R297-R322. doi:10.1088/0031-9155/60/21/R297
33. McGarry BL, Rogers HJ, Knight MJ, et al. *Stroke Onset Time Estimation from Multispectral Quantitative Magnetic Resonance Imaging in a Rat Model of Focal Permanent Cerebral Ischemia*. Vol 11.; 2016. doi:10.1177/1747493016641124
34. A. Lima J, J. Miosso C, C. Farias M. Avaliação de filtros de decomposição wavelet para reconstrução de imagens de Ressonância Magnética com Base em Compressive Sensing com Pré-Filtragem. In: *Even3*; 2018. doi:10.29327/cobecseb.78889
35. Forman C. *Compressed Sensing: A Paradigm Shift in MRI*.; 2016. http://www.medical.siemens.com/siemens/en_GLOBAL/gg_mr_FBAs/files/MAGNETOM_world/MAGNETOM_Flash/MAGNETOMFlash_37_WomensHealth.pdf

36. MRI Systems Comparison Chart | Amber Diagnostics. Accessed March 10, 2022. <https://www.amberusa.com/blog/mri-systems-comparison-chart-philips-ingenia-3t-vs-toshiba-vantage-titan-3t/>.
37. MR Ingenia Elition 3.0T | Philips Healthcare. Accessed March 10, 2022. <https://www.philips.nl/healthcare/middelen/landing/the-next-mr-wave/ingenia-elition>.
38. 3 T/70 cm Philips Ingenia Elition X » Advanced Magnetic Resonance Imaging and Spectroscopy (AMRIS) Facility » McKnight Brain Institute » University of Florida. Accessed March 10, 2022. <https://amris.mbi.ufl.edu/mri-systems/3t-philips-elition/>
39. Alves S. Mestrado em Radiações Aplicadas às Tecnologias da Saúde (R ATeS) U . C . – Tecnologias e Equipamentos Clínicos em RM Riscos associados à realização de exames de RM. Published online 2020.
40. Statistics IBMS. Guia rápido do IBM SPSS Statistics 25.
41. Tanaka T. Compressed sensing. *J Inst Electron Inf Commun Eng*. 2016;99(5):381-385.
42. Siddiqui MF, Shafique A, Javed YR, et al. Real-time SENSE reconstruction using pre-scan and E-maps sensitivities Real-time SENSE reconstruction using pre-scan and E-maps sensitivities. 2016;(July):1-2.
43. Jang JS, Lee HB, Suh CH, Lee MH. Image quality and acquisition time assessments for phase oversampling in compressed sensing sensitivity encoding: Comparison with conventional SENSE. *J Appl Clin Med Phys*. Published online 2021. doi:10.1002/ACM2.13509
44. Yoshida T, Urikura A, Shirata K, Nakaya Y, Terashima S, Hosokawa Y. Image quality assessment of single-shot turbo spin echo diffusion-weighted imaging with parallel imaging technique: a phantom study. *Br J Radiol*. 2016;89. doi:10.1259/bjr.20160512
45. Jang JS, Lee HB, Lee KB, Jeon H, Yang HJ. Comparison of the Signal-to-Noise Ratio and the Geometric Accuracy between Conventional-Magnetic Bore and Wide-Magnetic Bore 3-T Magnetic Resonance Imaging. *J Korean Phys Soc* 2020 761. 2020;76(1):59-65. doi:10.3938/JKPS.76.59.

Anexos

Apêndice 1- Acrônimos estabelecidos pelo fabricante

Sequências de pulsos (nomenclatura universal)	Philips
Eco de Spin (SE)	SE
Fast spin eco (FSE)	TSE
Eco de gradiente coerente	FFE
Eco de gradiente incoerente	T1 FFE
Precessão livre em equilíbrio dinâmico	T2 FFE
Inversão – Recuperação	IR
STIR	STIR
Flair	FLAIR
Difusão	DWI

Apêndice 2 - Autorização do Estudo

Bei uns sind Sie in besten Händen



Kantonsspital Graubünden
Departement Institute
Zentrales Röntgeninstitut
Chefarzt Prof. Dr. med. Th. Böhm
Loëstrasse 170
CH-7000 Chur

Tel. +41 (0)81 256 64 50
Fax +41 (0)81 256 66 56
thomas.boehm@ksgr.ch
www.ksgr.ch

Chur, 14.02.2022

Confirmation

I confirm, that our Institute of Radiology provides Mr. Daniel Branco Pereira with anonymised MRI image data for his master's thesis. The data will be acquired in our Institute of Radiology between 19.2.2022 and 31.05.2022.

With my signature I confirm, that I take full responsibility for the receipt and anonymisation of the data, and that I abide by national legislation, in particular with data protection.

Best regards

Claudia Moser
Dipl. Radiologiefachfrau HF, Leitung MTP

Chefarzt
Prof. Dr. med. Thomas Böhm
thomas.boehm@ksgr.ch

Leitende Ärzte
Dr. med. Tobias Freyholdt
tobias.freyholdt@ksgr.ch

Dr. med. Patrick Knüsel
patrick.knuesel@ksgr.ch

Dr. med. Alexander Rieke
alexander.rieko@ksgr.ch

PD Dr. med. Nadine Kewel-Böhm
nadine.kewel@ksgr.ch

Dr. med. Dirk Müller
dirk.mueller@ksgr.ch

PD Dr. med. Christoph Schäffeler
christoph.schaeffeler@ksgr.ch

PD Dr. med. Guido M. Kukuk
guido.kukuk@ksgr.ch

Dr. med. Claude Nauer
claudenauer@ksgr.ch

stv. Leitende Ärzte
Dr. med. Robert Rau
robert.rau@ksgr.ch

Apêndice 3 - Consentimento Informado **(Modelo utilizado pela Instituição)**



Information zur Weiterverwendung gesundheitsbezogener Daten zu Forschungszwecken

Sehr geehrte – Name-

Die Erkennung und Behandlung von Krankheiten hat in den letzten Jahrzehnten enorme Fortschritte gemacht. Diese Entwicklung ist das Ergebnis langjähriger Forschung, an der Ärzte, Wissenschaftler und Patienten verschiedener Generationen aktiv beteiligt sind.

Die Forschung ist dabei wesentlich auf Daten aus Krankengeschichten von Patientinnen und Patienten angewiesen. Diese umfassen bei Ihrem Kind insbesondere Bilddaten aus dem bei Ihrem Kind durchgeführten MRI des Schädels.

Diese Information erklärt, wie Sie als Patientin oder Patient zum medizinischen Fortschritt beitragen können und zeigt auf, wie Ihre Patientendaten und -rechte geschützt werden.

Wir danken Ihnen herzlich für Ihr Interesse und Ihre Unterstützung.

Wie können Sie Ihren Beitrag zur Forschung leisten?

Wenn Sie das nachfolgende Einwilligungsformular mit «Ja» unterschreiben, stellen Sie Ihre gesundheitsbezogenen Daten der Forschung zur Verfügung. Die Einwilligung gilt für alle Daten, die bereits im Spital erhoben wurden. Es werden keine neuen Daten erhoben.

Ihre Einwilligung ist freiwillig. Sie gilt zeitlich unbegrenzt, falls sie nicht widerrufen (zurückgezogen) wird. Sie können Ihre Einwilligung jederzeit über die untenstehende Kontaktadresse widerrufen, ohne eine Begründung dafür abzugeben. Nach dem Widerruf werden Ihre Daten für neue Forschungsprojekte nicht mehr zur Verfügung gestellt. Ihre Entscheidung hat keinen Einfluss auf Ihre medizinische Behandlung.

Wie werden Ihre gesundheitsbezogenen Daten geschützt?

Ihre Daten werden im Spital gemäss den gesetzlichen Vorschriften bearbeitet und geschützt. Nur befugte Mitarbeiter des Spitals, wie beispielsweise Ärzte, haben Einsicht in die unverschlüsselten Daten aus Ihrer Krankengeschichte.

Für unser Forschungsprojekt werden die Daten verschlüsselt. Das bedeutet, dass alle personenbezogenen Daten wie Ihr Name oder Geburtsdatum durch einen Code ersetzt werden. Der Schlüssel, der zeigt, welcher Code zu welcher Person gehört, wird sicher verwahrt. Personen, die keinen Zugang zum Schlüssel haben, können Sie nicht identifizieren.

Wer darf Ihre gesundheitsbezogenen Daten verwenden?

Die behandelnde bzw. forschende Ärzteschaft des zentralen Röntgeninstituts am Kantonsspital Graubünden. Forschungsprojekte unterliegen generell einer Überprüfung der zuständigen Ethikkommission.

Werden Sie über Forschungsergebnisse informiert?

Wir rechnen bei unserem Forschungsprojekt nicht mit Informationen, die für die Gesundheit Ihres Kindes unmittelbar von Belang sind. Sollte dennoch ein für Sie bedeutendes Ergebnis gefunden werden, ist eine Kontaktaufnahme durch das Spital möglich.

**Einwilligungserklärung zur Weiterverwendung
von gesundheitsbezogenen Daten und Proben**

.....
Vor- und Nachname Patient/in

.....
Geburtsdatum

Ich stimme hiermit zu,
dass meine gesundheitsbezogenen Daten, die während meines ambulanten oder stationären
Spitalaufenthaltes erhoben bzw. entnommen wurden, der Forschung zur Verfügung stehen.

Ja Nein

Ich weiss, dass

- auf dem Informationsblatt (*Version x, Datum*) die Bestimmungen zur Weiterverwendung meiner Daten beschrieben sind. Ich habe diese Informationen gelesen und verstanden.
- meine persönlichen Daten geschützt sind.
- meine Daten in nationalen und internationalen Projekten, innerhalb öffentlicher und privater Institutionen, verwendet werden können.
- ich kontaktiert werden kann, falls für mich relevante Informationen gefunden werden.
- meine Entscheidung freiwillig ist und keinen Einfluss auf meine Behandlung hat.
- meine Entscheidung zeitlich unbegrenzt gilt.
- dass ich meine Zustimmung jederzeit ohne Begründung zurückziehen kann.

.....
Ort, Datum

.....
Unterschrift Patient/in, sofern urteilsfähig

.....
Ort, Datum

.....
Unterschrift gesetzlicher Vertreter, falls zutreffend
(Name und Bezug zu Patient/in)

Sie erhalten eine Kopie dieser Seite mit Unterschrift, wenn Sie dies wünschen. Bei
Fragen wenden Sie sich gerne an uns:

Apêndice 4-Questionário de Segurança **(Modelo utilizado pela Instituição)**

Dürfen wir Sie bitten, folgende Fragen gewissenhaft zu beantworten:

Name: _____

Vorname: _____

Geburtsdatum: _____

Grösse: _____ cm

Gewicht ca.: _____ kg

- | | | |
|---|-----------------------------|-------------------------------|
| 1. Wurden Sie am zu untersuchenden Organ operiert? | <input type="checkbox"/> ja | <input type="checkbox"/> nein |
| 2. Sind Sie je am Herzen operiert worden? | <input type="checkbox"/> ja | <input type="checkbox"/> nein |
| 3. Tragen Sie einen Herzschrittmacher? | <input type="checkbox"/> ja | <input type="checkbox"/> nein |
| 4. Sind Sie je am Kopf operiert worden? | <input type="checkbox"/> ja | <input type="checkbox"/> nein |
| 5. Tragen Sie ein Hörgerät, Gehörimplantat oder Neurostimulator? | <input type="checkbox"/> ja | <input type="checkbox"/> nein |
| 6. Tragen Sie eine Zahnprothese?
(Sie sollten diese für die Untersuchung herausnehmen) | <input type="checkbox"/> ja | <input type="checkbox"/> nein |
| 7. Sind in/an Ihrem Körper evtl. Metallteile?
(Prothesen, Metallsplitterverletzungen, Schusswunden, Granatsplitter,
Clips nach Operationen, Piercing, Tätowierungen, Expander etc.) | <input type="checkbox"/> ja | <input type="checkbox"/> nein |
| Hatten Sie je einen Metallsplitter im Auge? | <input type="checkbox"/> ja | <input type="checkbox"/> nein |
| Wurde dieser vom Augenarzt entfernt? | <input type="checkbox"/> ja | <input type="checkbox"/> nein |
| 8. Sind Sie in der metallverarbeitenden Branche tätig? | <input type="checkbox"/> ja | <input type="checkbox"/> nein |
| 9. Sind Sie anticoaguliert (nehmen Sie blutverdünnende Medikamente)? | <input type="checkbox"/> ja | <input type="checkbox"/> nein |
| 10. Für Frauen: sind Sie schwanger? | <input type="checkbox"/> ja | <input type="checkbox"/> nein |
| sind Sie an der Brust operiert? | <input type="checkbox"/> ja | <input type="checkbox"/> nein |
| tragen Sie Silicon oder einen Expander? | <input type="checkbox"/> ja | <input type="checkbox"/> nein |

11. Zusätzliche Bemerkungen: _____

Ich bestätige hiermit, obige Fragen gewissenhaft beantwortet zu haben.

Datum: _____

Unterschrift: _____

**Bitte achten Sie darauf, dass Sie beim Betreten des MR-Untersuchungsraumes
– Uhren und Schmuck
– Checkkarten mit Magnetstreifen (diese würden gelöscht)
– alle Metallgegenstände
abgelegt haben.**

Kantonsspital Graubünden
Departement Institute
Institut für Radiologie
Tel. 081 256 64 80



Information über die Magnet Resonanz Imaging - Untersuchung

Was ist MRI?

Ein **Magnet Resonanz Imager** (Imaging = Abbildung) ist ein Untersuchungsgerät, äusserlich ähnlich wie ein ComputerTomograf (= CT), mit dem praktisch alle Organe des menschlichen Körpers untersucht werden können. Im Gegensatz zum CT, welcher mit Röntgenstrahlen arbeitet, werden bei der MRI-Untersuchung Bilder mit einem starken Magnetfeld und Radiowellen erzeugt, was für den Menschen völlig **ungefährlich** und **schmerzlos** ist.

Die Vorbereitung:

Vor der Untersuchung können Sie normal essen und trinken und Ihre Medikamente wie üblich einnehmen. Wegen des starken Magnetfeldes müssen alle metallischen Gegenstände wie Schmuck, Uhren, Schlüssel, Geld, Metallteile an Kleidern, Gebissprothesen und auch empfindliche Sachen wie Magnetkarten und elektronische Geräte, z.B. Hörapparate etc. vorher abgelegt werden. Auch sollten Sie auf Make-up und Haarlack verzichten, da diese metallhaltig sind. Eine MRI-Untersuchung kann **nicht durchgeführt** werden bei:

Herzschrittmacher (Gefahr, dass er vollständig aussetzt)

Gefäss-Clipse (Klammern an Hirngefässen) nach Operationen vor 1990. Gefäss-Clipse nach 1990 sind aus nicht magnetischem Material.

Metallteilen im Körper nach Schussverletzungen, Kriegsverletzungen, Unfällen, Expander etc. (Gefahr der Verlagerung)

Einer Schwangerschaft in den ersten drei Monaten

Bei Platzangst sind besondere Vorkehrungen möglich, z.B. Gerätbesichtigung, Beruhigungsmittel (erfordert eine Begleitperson und Sie dürfen nicht mehr selber Auto fahren) etc. Selbstverständlich gehen wir vor der Untersuchung alles mit Ihnen durch.

Beantworten Sie deshalb bitte alle Fragen auf der Rückseite gewissenhaft!

Die Untersuchung:

Die Untersuchungsdauer beträgt 20 – 40 Minuten und Sie müssen dabei ruhig liegen, insbesondere sollten Sie Beine, Arme und den Kopf nicht bewegen, nicht sprechen, das Gesicht nicht verziehen und die Augen nicht bewegen.

Bitte gehen Sie vorher auf die Toilette, damit Sie auf dem Untersuchungstisch möglichst bequem liegen. Wegen des stark klopfenden Geräusches der Maschine wird Ihnen ein Gehörschutz oder Kopfhörer mit Musik zur Verfügung gestellt.

In gewissen Fällen werden wir Ihnen ein Kontrastmittel in eine Armvene spritzen, weshalb wir Ihnen eventuell vor der Untersuchung schon einen Zugang legen.

Während der Untersuchung werden Sie vom Personal überwacht.

Die Auswertung:

Anders als in einem Privatinstitut werden in unserem Zentrum Ihre Aufnahmen von einem ganzen Ärzteteam ausgewertet. Der definitive Bericht wird Ihrem Arzt per Fax oder Post zugeschickt.

Mit freundlichen Grüssen

Prof. Dr. med. Th. Böhm, Chefarzt