

Revista da Graduação

Vol. 4

No. 2

2011

17

Seção: FACULDADE DE FÍSICA

Título: Influência do fator de aceleração de técnicas de imagens paralelas nos exames de Ressonância Magnética para Avaliação Quantitativa de Fluxo Liquórico

Autor: Bruna Bressan Valentini

Este trabalho está publicado na Revista da Graduação.

ISSN 1983-1374

<http://revistaseletronicas.pucrs.br/ojs/index.php/graduacao/article/view/10083/7113>

PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DO RIO GRANDE DO SUL
FACULDADE DE FÍSICA
CURSO DE BACHARELADO EM FÍSICA MÉDICA

BRUNA BRESSAN VALENTINI

**INFLUÊNCIA DO FATOR DE ACELERAÇÃO DE TÉCNICAS DE IMAGENS
PARALELAS NOS EXAMES DE RESSONÂNCIA MAGNÉTICA PARA AVALIAÇÃO
QUANTITATIVA DE FLUXO LIQUÓRICO**

Porto Alegre

2011

BRUNA BRESSAN VALENTINI

**INFLUÊNCIA DO FATOR DE ACELERAÇÃO DE TÉCNICAS DE IMAGENS
PARALELAS NOS EXAMES DE RESSONÂNCIA MAGNÉTICA PARA AVALIAÇÃO
QUANTITATIVA DE FLUXO LIQUÓRICO**

Trabalho de conclusão de curso de graduação, apresentado à Faculdade de Física da Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul, como requisito parcial à obtenção do título de Bacharel em Física Médica.

Orientadora: Prof^ª. Dr^ª. Elaine Evaní Streck

Porto Alegre

2011

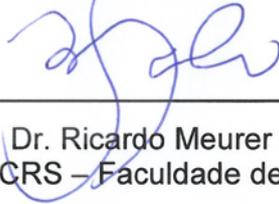
BRUNA BRESSAN VALENTINI

**INFLUÊNCIA DO FATOR DE ACELERAÇÃO DE TÉCNICAS DE IMAGENS
PARALELAS NOS EXAMES DE RESSONÂNCIA MAGNÉTICA PARA AVALIAÇÃO
QUANTITATIVA DE FLUXO LIQUÓRICO**

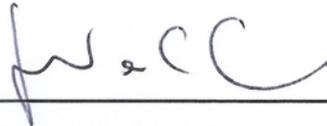
Trabalho de conclusão de curso de graduação apresentado à Faculdade de Física da Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul, como requisito parcial para obtenção do grau de Bacharel em Física Médica.

Aprovada em 06 de Julho de 2011.

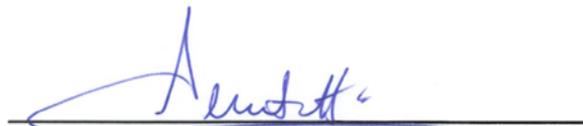
BANCA EXAMINADORA:



Prof. Dr. Ricardo Meurer Papaléo
(PUCRS – Faculdade de Física)



Dr. Leonardo Vedolin
(HMV – Hospital Moinhos de Vento)



Me. Alessandro André Mazzola
(HMV – Hospital Moinho de Vento)

RESUMO

O exame de Ressonância Magnética (RM) para avaliação de fluxo liquorico é realizado em casos de suspeita de alterações na dinâmica do líquido cefalorraquidiano (LCR). Dentre suas aplicações, a mais utilizada é a avaliação pré cirúrgica para derivação ventrículo peritoneal (DVP) em pacientes com Hidrocefalia de Pressão Normal (HPN). É realizada uma aquisição de contraste de fase no plano do aqueduto do quarto ventrículo com sincronia cardíaca. Como é dependente do batimento cardíaco, pode levar vários minutos para ser realizada. A técnica de imagens paralelas (TIP) pode diminuir este tempo, reduzindo as etapas de codificação de fase, mas com perda na razão sinal ruído (RSR). O objetivo deste trabalho foi comparar os parâmetros quantitativos de volume crânio caudal (VCrC), volume caudo cranial (VCCr), volume resultante (VR), volume total (VT), velocidade de pico (VP) e área (A) do aqueduto entre as aquisições sem e com o fator de aceleração; analisar a RSR e a redução no tempo entre as aquisições. Um total de 25 pacientes foi analisado por dois observadores independentes. Verificou-se uma redução de 47% no tempo entre as aquisições, e uma perda na RSR na aquisição com fator de aceleração de 18% em relação à aquisição sem fator de aceleração. Os parâmetros de VCrC, VCCr, VR, VT e VP não sofreram alterações significativas entre as aquisições para os três testes estatísticos, com CCP acima de 0,88 e R2 acima de 0,784, e um máximo de dois pontos fora dos limites de Bland Altman. A área foi o parâmetro de menor correlação, com CCP abaixo de 0,89 e R2 abaixo de 0,793. A TIP pode ser utilizada na aquisição de contraste de fase, pois diminui o tempo em aproximadamente metade da aquisição sem o fator de aceleração. Apesar de diminuir a RSR, não há variações significativas nos parâmetros quantitativos.

ABSTRACT

The magnetic resonance imaging (MRI) for evaluation of the cerebrospinal fluid (CSF) flow is performed in cases of suspected changes in the dynamics of CSF. Among its applications, the most widely used is the pre surgical evaluation for ventricular peritoneal shunt (VPS) in patients with normal pressure hydrocephalus (NPH). It is performed a phase contrast acquisition perpendicular to the aqueduct of the fourth ventricle with cardiac synchrony. Because it is heart rate dependent, it may take several minutes to complete. The parallel imaging technique (PIT) can reduce this time by reducing the steps of encoding phase, but with some loss in signal to noise ratio (SNR). The objective of this study was to compare the quantitative parameters of craniocaudal volume (CrCV), caudo cranial volume (CCrV), resulting volume (RV), stroke volume (SV), peak velocity (PV) and area (A) of the aqueduct between acquisitions with and without the acceleration factor; analyze the SNR and the reduction in time between acquisitions. A total of 25 patients was analyzed by two independent observers. There was a 47% reduction in time between acquisitions and a loss in SNR in acquisition with acceleration factor of 18% in relation to the acquisition without acceleration factor. Parameters CrCV, CCrV, RV, SV and PV did not significantly change between acquisitions for the three statistical tests, with Pearson's correlation coefficient (CCP) above 0,88 and R^2 above 0,784 and a maximum of two points outside the limits of Bland Altman . The area was the parameter with lowest correlation, with CCP below 0,89 and R^2 below 0.793. The PIT can be used in the phase contrast acquisition, for it decreases approximately by half the acquisition time. Although reducing the SNR, no significant changes in the quantitative parameters were observed.

LISTA DE FIGURAS

- Figura 1 Analogia entre o spin do próton com um imã. 19
- Figura 2 Orientação dos momentos de dipolo magnético (a) sem campo externo, e (b) com aplicação de campo externo. 20
- Figura 3 Separação entre os níveis de energia de prótons sob ação de um campo magnético estático externo. 21
- Figura 4 Efeito dos pulsos de RF sobre M_z . À esquerda, efeito do pulso de 90° , efeito do pulso de 180° no centro e efeito do pulso α à direita. 23
- Figura 5 Surgimento do DLI após um pulso de RF de 90° . A coluna da esquerda representa a posição de M_0 e a coluna da direita o comportamento do sinal com o tempo. Na primeira linha, a M_0 encontra-se alinhada no com o eixo z, e não há sinal. Com a aplicação de um pulso de 90° levada ao eixo xy, e há presença de sinal, visto na segunda linha. Na terceira linha, observa-se o retorno de M_0 ao eixo z e o decaimento do sinal. Na quarta linha, o DLI é formado, e após o retorno M_0 ao eixo z, não há mais sinal para ser detectado. 24
- Figura 6 Retorno da magnetização longitudinal ao equilíbrio. Magnetização no plano transversal em (a), spins começam a defasar e retornar ao plano longitudinal em (b) (c), spins perdem a coerência no plano transversal e continua o retorno ao plano longitudinal em (c) e (d), magnetização retorna ao eixo longitudinal em (f). 25
- Figura 7 Gráfico da magnetização longitudinal em função do tempo após um pulso de 90° 26
- Figura 8 Decaimento da magnetização transversal em função do tempo. 27
- Figura 9 Aplicação do gradiente de campo magnético no eixo z do equipamento. Em (a), sem aplicação de um gradiente, todos os spins do paciente precessam na mesma frequência, de 63,855 MHz. Em (b), com a aplicação do gradiente de 45 mT/m, os spins irão precessar com frequência dependente da sua posição. 29
- Figura 10 Relação entre a amplitude do gradiente e a largura de banda ($\Delta\omega$) na espessura de corte. A reta A representa um gradiente mais forte que a reta B, portanto, para uma mesma LB, a espessura de corte correspondente ao gradiente A (Δz_A) é menor que a espessura correspondente ao gradiente B (Δz_B). 30
- Figura 11 Espaço k e a imagem correspondente, após aplicação da Transformada de Fourier. 32
- Figura 12 Formas de preenchimento do espaço k. 33

Figura 13	Esquema de uma sequência SE.	34
Figura 14	Esquema de uma sequência GRE.	35
Figura 15	Esquema da técnica SENSE. As linhas pontilhadas representam as linhas do espaço k que não foram amostradas.	39
Figura 16	Esquema da técnica SMASH. As linhas pontilhadas representam as linhas do espaço k que não foram amostradas.	40
Figura 17	Spins de um tecido estacionário movendo-se num campo magnético e spins sob ação de um gradiente de campo magnético, para tecido estacionário (esquerda) e tecido com fluxo, por exemplo, sangue dentro de um vaso (direita).	41
Figura 18	Diagrama de pulso de uma sequência gradiente eco de contraste de fase.	43
Figura 19	Spins de um tecido estacionário e de um tecido com fluxo sob ação do gradiente bipolar codificador de velocidade.	44
Figura 20	Spins movendo-se na direção positiva acumulam fase positiva (A), spins movendo-se na direção negativa acumulam fase negativa (B). Em (A) e (B) os spins movem-se numa velocidade tal que não acumulam fase maior que $\pm 180^\circ$. O spin em (C) está movendo-se na direção negativa com velocidade que resulta em um acúmulo de fase de -190°. Como o algoritmo de reconstrução prevê um acúmulo de fase de até 180°, ao spin em (C) é atribuída uma fase incorreta de $+170^\circ$, fazendo com que aparece como um ponto branco ao invés de preto na imagem.	44
Figura 21	Para eliminar as diferenças de fase causada por outros fatores que não o fluxo no tecido, duas imagens são geradas com o gradiente aplicado com lobos contrários de uma aquisição para outra: imagem com aplicação do lobo positivo primeiro em (A), e com a inversão dos lobos do gradiente em (B). A imagem de contraste de fase (C) é a diferença entre as duas imagens do gradiente.	46
Figura 22	Ventrículos cerebrais.	48
Figura 23	Esquema da circulação do líquido pelo sistema nervoso central.	50
Figura 24	Esquema da dinâmica do LCR sincronizada com o batimento cardíaco.	51
Figura 25	Aquisição CF axial perpendicular ao aqueduto (A), e aquisição CF sagital no plano do quarto ventrículo (B).	52
Figura 26	Representação da expansão cerebral sistólica em pacientes normais (A) e portadores de HC e HPN precoce (B).	54

- Figura 27** Aquisição CISS sagital mostrando a localização do aqueduto do quarto ventrículo pela linha pontilhada. A partir desta série é feita a programação da aquisição CF, perpendicular ao aqueduto..... 56
- Figura 28** Posição dos eletrodos para sincronia cardíaca no exame de RM para avaliação de fluxo liquórico.....57
- Figura 29** RDI 1 no tecido cerebral e RDI 2 no canto inferior esquerdo da imagem. Estas duas regiões de interesse serão utilizadas para encontrar a RSR da imagem.....58
- Figura 30** Interface com o usuário do software Argus e criação da RDI no aqueduto e RDI de referência em tecido estacionário vizinho, propagados para todos os cortes. 59
- Figura 31** Resultados obtidos da análise do Argus para o paciente 1. Primeira linha: velocidade pelo tempo, fluxo resultante pelo tempo e tabela resumo. Segunda linha: fluxo pelo tempo, área pelo tempo e velocidade de pico pelo tempo. A linha vermelha nos gráficos representam os dados obtidos a partir da RDI no aqueduto, e a linha rosa os dados da RDI de referência..... 60
- Figura 32** Resultados obtidos da análise por Bland Altman, diferença entre métodos em função da média entre eles. As linhas sólidas em cada gráfico representam os limites da média $\pm 2DP$ e a média para os resultados dos observadores. 67
- Figura 33** Resultados obtidos da análise por Bland Altman, diferença entre métodos em função da média entre eles. As linhas sólidas em cada gráfico representam os limites da média $\pm 2DP$ e a média para os resultados sem fator de aceleração e com fator de aceleração.....68

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 Tempos de relaxação T1 e T2 aproximados de diversos tecidos do corpo humano a 1,5T.....	28
Tabela 2 Ponderação da imagem de uma aquisição SE	34
Tabela 3 Coeficiente de correlação de Pearson para os parâmetros derivados.....	64
Tabela 4 Valor de R ² obtido da regressão linear para os parâmetros derivados.....	65
Tabela 5 Limite superior e inferior de aceitação para os parâmetros derivados.....	65

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

A: área do aqueduto.

AD: ângulo de desvio.

B_0 : campo magnético estático do equipamento.

B_1 : campo magnético de curta duração, na faixa da radiofrequência.

BD: braço direito.

BE: braço esquerdo.

CCP: coeficiente de correlação de Pearson.

CDV: campo de visão.

CF: contraste de fase.

CISS: do inglês *Constructive Interference in the Steady State*, série gradiente eco baseada no estado estável da precessão da magnetização.

DLI: decaimento livre da indução.

DP: desvio padrão.

DVP: derivação ventrículo peritoneal.

ECG: eletrocardiograma.

FLASH: do inglês *Fast Low Angle Shot*, série gradiente eco com gradientes destruidores (denominados *Spoillers*).

FT: fator turbo.

GRAPPA: técnica de imagens paralelas, versão baseada na técnica SMASH.

GRE: gradiente eco.

HC: hidrocefalia comunicante.

HPN: hidrocefalia de pressão normal.

IRM: imagem por ressonância magnética.

LB: largura de banda.

LCR: líquido cefalorraquidiano.

M_0 : magnetização inicial.

M_{xy} : magnetização no eixo transversal do equipamento.

M_z : magnetização no eixo longitudinal do equipamento.

N_y : número total de amostragem.

NEX: número de excitações.

PE: perna esquerda.

RDI: região de interesse.

RF: radiofrequência.

RL: regressão linear.

RM: ressonância magnética.

RMN: ressonância magnética nuclear.

RSR: razão sinal ruído.

SE: spin eco.

SENSE: do inglês *SENSitivity Encoding*, técnica de imagens paralelas.

SMASH: do inglês *SiMultaneous Acquisition of Spatial Harmonics*, técnica de imagens paralelas.

SNC: sistema nervoso central.

TA: tempo de aquisição.

TE: tempo de eco.

TF: transformada de Fourier.

TIP: técnica de imagens paralelas.

TR: tempo de repetição.

TSE: turbo spin eco.

TVF: taxa do volume de fluxo.

VCCr: volume caudo cranial.

VCrC: volume crânio caudal.

VENC: do inglês *velocity encoding*, codificação de velocidade.

VP: velocidade de pico.

VR: volume resultante.

VT: volume total.

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	14
1.1 Justificativa.....	15
1.2 Problema.....	16
1.3 Hipótese	16
1.4 Objetivos	16
1.4.1 Objetivo Geral	16
1.4.2 Objetivos Específicos	17
2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	18
2.1 Histórico da Imagem por Ressonância Magnética.....	18
2.2 Princípios Físicos da Ressonância Magnética.....	18
2.2.1 Magnetismo Nuclear	19
2.2.2 Ressonância	22
2.2.3 Decaimento Livre da Indução (DLI).....	23
2.2.4 Mecanismos de Relaxação: Longitudinal e Transversal	25
2.3 Formação de Imagem por Ressonância Magnética	28
2.3.1 Seleção de corte	30
2.3.2 Codificação de fase.....	31
2.3.3 Codificação de frequência.....	31
2.3.4 Transformada de Fourier e Espaço k.....	31
2.3.5 Sequência Spin Eco	33
2.3.6 Sequência Gradiente Eco	35
2.3.7 Sincronia Cardíaca.....	36
2.4 A Técnica de Imagens Paralelas	36
2.4.1 O algoritmo SENSE.....	38
2.4.2 O algoritmo SMASH	39
2.4.3 O algoritmo GRAPPA.....	40
2.5 A Sequência de Contraste de Fase.....	41
2.5.1 Quantificação de Fluxo.....	46
2.6 Bases Anatômicas do Sistema Ventricular e Dinâmica do Líquor	48
2.6.1 Ventrículos Cerebrais.....	48
2.6.2 Dinâmica do Líquor	49

2.7 O Exame de Ressonância Magnética do Encéfalo para Avaliação de Fluxo Liquórico	52
3 MATERIAIS E MÉTODOS	55
3.1 Amostra	55
3.2 Aquisição de Imagens	55
3.3 Avaliação da razão sinal ruído	57
3.4 Derivação dos parâmetros quantitativos	58
3.5 Tratamento e Análise dos Dados	61
3.6 Limitações do Método	61
4 RESULTADOS E DISCUSSÃO	63
5 CONCLUSÕES E SUGESTÕES	70
REFERÊNCIAS	72

1 INTRODUÇÃO

O exame de Ressonância Magnética (RM) para avaliação de fluxo liquorico é realizado nos casos em que há suspeita de distúrbios na dinâmica do líquido cefalorraquidiano (LCR). São diversas as condições que podem resultar em algum distúrbio, destacando-se a Hidrocefalia de Pressão Normal (HPN), doença descrita primeiramente em 1964 por Hakim e Adams¹, e sua causa até hoje permanece desconhecida. Esta doença caracteriza-se por uma tríade de sintomas bem definida: ataxia de marcha, demência e incontinência urinária. A Imagem por Ressonância Magnética (IRM) foi proposta como um método seguro e não invasivo para quantificação do fluxo do LCR no aqueduto do quarto ventrículo.^{2,3}

Para estes casos, além das imagens convencionais adquiridas em um exame de encéfalo, utiliza-se uma série de contraste de fase (CF) bidimensional com uso de sincronia cardíaca, adquirida no plano do Aqueduto de Sylvius. A partir desta série, é realizado o pós processamento para a obtenção dos valores quantitativos dos parâmetros que serão analisados pela equipe médica: velocidade de pico (VP), volume crânio caudal (VCrC), volume caudo cranial (VCCr), volume resultante (VR), volume total (VT) e área (A) do aqueduto. A análise destes parâmetros quantitativos, em conjunto com as imagens convencionais de RM e informações clínicas, permite à equipe médica o entendimento necessário para a tomada de decisão em relação à melhor conduta a ser adotada para o paciente. Um exemplo é o auxílio na tomada de decisão quanto à colocação de uma válvula para derivação ventrículo peritoneal (DVP). Esta decisão é baseada no trabalho clássico de Bradley, de 1996, que estudou a resposta de pacientes à derivação a através de informações do volume total no aqueduto cerebral. Seus resultados mostram que pacientes com VT acima de 42 μ L teriam maior probabilidade de melhor resposta a DVP, e seu trabalho permanece até a atualidade como referência no estudo e cuidado de pacientes com HPN.² Importante ressaltar que o valor de 42 μ L não pode ser tratado como um parâmetro quantitativo para outros equipamentos de RM. Cada serviço deve obter os seus parâmetros de referência.

Com o advento de imagens paralelas em RM, o tempo de aquisição do exame pode ser diminuído consideravelmente. Existem diversas técnicas de obtenção de imagens paralelas e todas baseiam-se na utilização de bobinas com

elementos distribuídos em um arranjo matricial com perfis de sensibilidade distintos. Os elementos da bobina são ativados simultaneamente, diminuindo o processo de codificação de fase e por consequência, o tempo necessário para formar uma imagem. O fator de aceleração empregado na obtenção das imagens paralelas é definido pelo operador. A introdução desta técnica, contudo, pode alterar alguns parâmetros da imagem, como a razão sinal ruído (RSR), denegrindo a qualidade da mesma.^{4,5} Particularmente, em casos de análise quantitativa, os valores obtidos dependem do fator de aceleração utilizado.

1.1 Justificativa

O exame de RM para avaliação de fluxo liquórico é de extrema importância para pacientes que apresentam distúrbios na movimentação do LCR, pois seu resultado quantitativo ajuda na decisão de intervenção cirúrgica, e consequentemente tem implicações na qualidade de vida do paciente. Como os pacientes que realizam este tipo de exame geralmente se encontram em condições debilitantes, é preferível que o exame seja realizado de forma rápida, mas sem perda de qualidade. A redução no tempo de exame, além de beneficiar o paciente, pode aumentar a produtividade do serviço, pois possibilita a realização de um maior número de exames.

Na unidade de diagnóstico por imagem onde este trabalho foi realizado, atualmente, nos exames para avaliação de fluxo liquórico, a aquisição de CF é realizada tanto com como sem a utilização da técnica de imagens paralelas (TIP). A aquisição sem o fator de aceleração leva em média 6 minutos, mas há variações de paciente para paciente, pois o processo é dependente do batimento cardíaco. A introdução de um fator de aceleração 2 na aquisição reduziria o tempo aproximadamente pela metade, mas como esta série é utilizada para análise quantitativa, não se sabe qual seria a influência nos valores obtidos. Ainda não foi descrito pela literatura se a introdução do fator de aceleração altera os parâmetros quantitativos extraídos na aquisição de contraste de fase para avaliação de fluxo liquórico. Existe, no entanto, estudo na literatura descrevendo o uso da TIP aplicada na sequência de CF para análise do fluxo da aorta torácica e tronco pulmonar. Este estudo mostrou que a utilização do fator de aceleração não comprometeu de forma significativa os dados quantitativos extraídos do

exame.⁶ Se o mesmo resultado for encontrado na análise quantitativa da aquisição de CF para estudo do LCR, pode-se melhorar o processo de realização do exame, uma vez que reduz o tempo total de aquisição. Além disso, é importante ressaltar que a redução no tempo de exame diminui a probabilidade de movimentação do paciente, diminuindo assim artefatos na imagem.

1.2 Problema

Os problemas que se pretendeu investigar neste trabalho foram:

- a) Qual a influência da TIP nos parâmetros quantitativos extraídos da aquisição de CF para a avaliação de fluxo liquorico?
- b) Qual é a redução no tempo de aquisição utilizando a TIP?
- c) Qual a redução na RSR quando utilizada a TIP?

1.3 Hipótese

Sabe-se que a técnica de imagens paralelas altera o valor da RSR da imagem. O estudo de Calvin *et al*⁶ demonstrou que a introdução da técnica não afetou os parâmetros quantitativos de forma a comprometer a avaliação médica do exame. Mas ainda não foi estudado se a alteração na RSR será significativa na análise quantitativa resultante da imagem de contraste de fase utilizada na avaliação do fluxo liquorico. Estima-se que, do mesmo modo que o estudo de Calvin *et al*⁶, a introdução do fator de aceleração da TIP não irá influenciar significativamente os parâmetros quantitativos de VP, VCrC, VCCr, VR, VT e A; e irá reduzir aproximadamente pela metade o tempo de aquisição da série de CF.

1.4 Objetivos

1.4.1 Objetivo Geral

O objetivo geral é comparar os valores de VP, VCrC, VCCr, VR, VT e A do aqueduto sem e com a utilização do fator de aceleração da TIP.

1.4.2 Objetivos Específicos

Os objetivos específicos são:

- a) Estudar a alteração nos valores de VP, VCrC, VCCr, VR, VT e A do aqueduto sem e com aplicação da técnica de imagens paralelas.
- b) Avaliar a RSR entre as duas aquisições.
- c) Verificar a redução no tempo de aquisição.

2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

2.1 Histórico da Imagem por Ressonância Magnética

O conceito de Ressonância Magnética Nuclear (RMN) baseia-se na propriedade do momento angular intrínseco (o spin) do próton. Na década de 1930, Isidor Isaac Rabi e colaboradores (Universidade da Columbia) continuaram o trabalho de Stern e Gerlach, feito na década de 1920, sobre o spin do elétron e sua interação com o campo magnético. Baseados nestes fundamentos, Felix Bloch (Universidade de Stanford) e Edward Purcell (Universidade de Harvard) estenderam os conceitos da mecânica quântica para o efeito da precessão dos spins de prótons num campo magnético, em 1946.^{9,10} Por seus trabalhos, Bloch e Purcell dividiram o Prêmio Nobel em 1952.⁷

Pode ser dito que a Imagem por Ressonância Magnética (IRM) surgiu por volta de 1973, com a publicação de trabalhos independentes de Paul Lauterbur e Peter Mansfield, entre outros.^{7,8} A precessão na frequência de Larmor de um spin de um próton de hidrogênio posicionado num campo magnético já era conhecida, e a ideia deles era bastante simples. Com a aplicação de um campo magnético que varia espacialmente, a frequência dos spins também irá variar. Eles demonstraram que componentes do sinal de frequência diferentes podiam ser separadas para fornecer informação espacial sobre o objeto. Em 1975, Richard Ernst introduziu a codificação de fase e frequência na IRM, e a Transformada de Fourier para formação da imagem, ao invés da retroprojeção utilizada por Lauterbur.¹¹ A ideia da codificação espacial proposta abriu as portas para a evolução da IRM.

2.2 Princípios Físicos da Ressonância Magnética

Como mencionado por Bloch: “O método da Ressonância Magnética (...) tem como característica principal a observação de transições causadas por ressonância de um campo de radiofrequência com a precessão de Larmor dos momentos magnéticos em torno de um campo magnético constante”.⁹

A ideia básica da IRM é a interação do spin nuclear com um campo magnético externo estático (B_0). Dentre os diversos elementos que compõe o corpo humano, o núcleo do átomo de hidrogênio, que contém apenas um próton, é o principal formador de imagem em Ressonância Magnética (RM),⁷ por três motivos básicos: é o mais abundante no corpo humano, as características de RMN do hidrogênio em tecidos saudáveis e doentes diferem bastante, e possui o maior momento magnético nuclear dentre os núcleos presentes no corpo humano. Por estas razões, a partir daqui, todas as descrições que levem em consideração o momento magnético ou spin nuclear serão apenas para o próton do hidrogênio.

2.2.1 Magnetismo Nuclear

Segundo o postulado de Pauli, sabe-se que um átomo com número ímpar de prótons ou nêutrons possuem spin não nulo, e apresentam momento de dipolo magnético μ .¹² Quando colocados em um campo magnético, esses núcleos tendem a se alinhar a este campo. Em uma analogia simples, este momento de dipolo pode ser entendido como um ímã em barra¹, como visualizado na Figura 1.

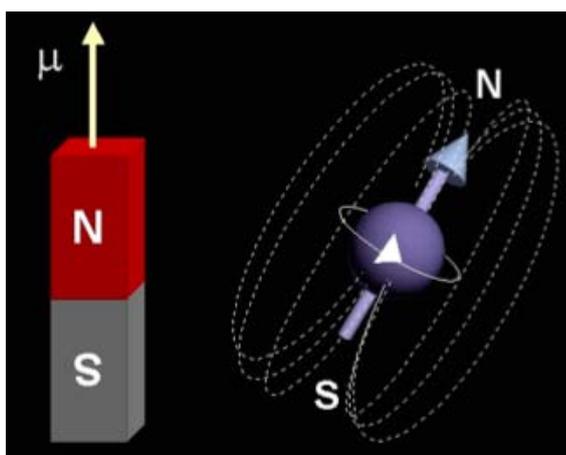


Figura 1 Analogia entre o spin do próton com um ímã.
Fonte: MAZZOLA (2002).¹³

Sem a influência de um campo magnético externo, e na temperatura no corpo humano (aproximadamente 36,5°C), os dipolos magnéticos encontram-se orientados randomicamente, gerando, num volume, uma magnetização resultante

igual a zero, como pode ser visto na Figura 2. Quanto expostos a um campo magnético estático, no entanto, três efeitos são percebidos:⁷

- Os momentos de dipolo magnético orientam-se em relação ao campo.
- Ocorre a separação dos níveis de energia nucleares pelo efeito Zeeman,
- Os momentos de dipolo magnético precessam em torno do eixo do campo.

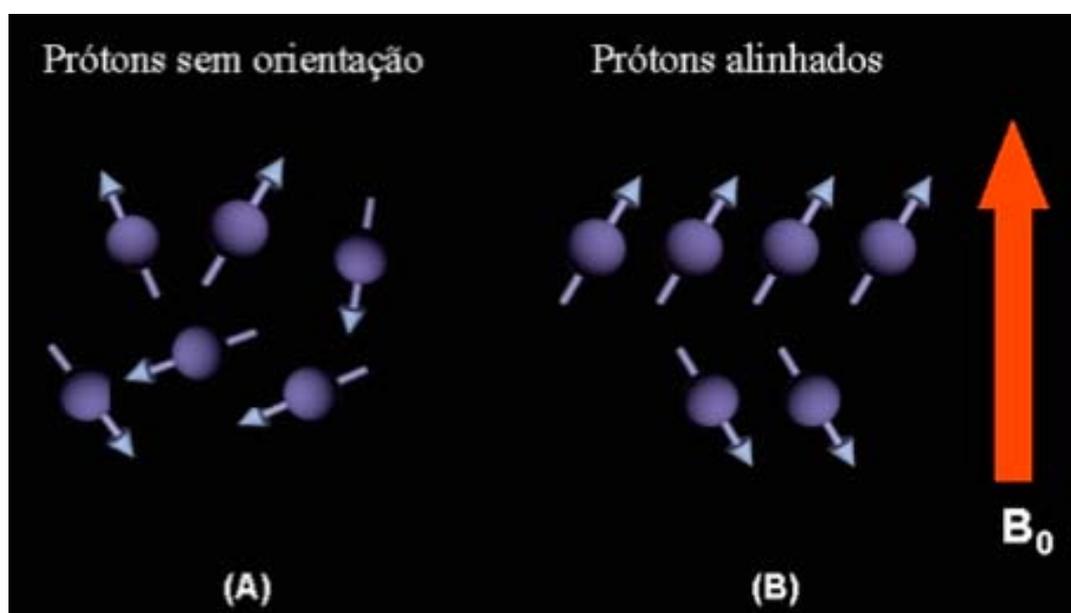


Figura 2 Orientação dos momentos de dipolo magnético (a) sem campo externo, e (b) com aplicação de campo externo.

Fonte: MAZZOLA, 2002.¹³

Os dipolos tendem a se alinhar com o campo, em decorrência do número quântico de spin do núcleo. Um próton de hidrogênio colocado em um campo magnético estático externo B_0 , pode ocupar dois estados quânticos possíveis, relativos ao número quântico de spin I , que no caso do próton de hidrogênio podem ser $I = \pm 1/2$. O estado $I = 1/2$ representa o estado de menor energia, quando os prótons estão alinhados paralelamente ao campo. Já no estado $I = -1/2$ os prótons ocupam um estado de maior energia e alinham-se em direção contrária ao campo. A separação entre os níveis nucleares de energia ΔE é dependente do campo magnético externo aplicado, como visto na Figura 3, e pode ser quantificada através da Equação 1, onde γ representa a

razão giromagnética, que tem valor específico para cada núcleo, e no caso do hidrogênio é de 42,58 MHz/T.^{1,8}

$$\Delta E = h \frac{\gamma}{2\pi} B_0. \quad \text{Equação 1}$$

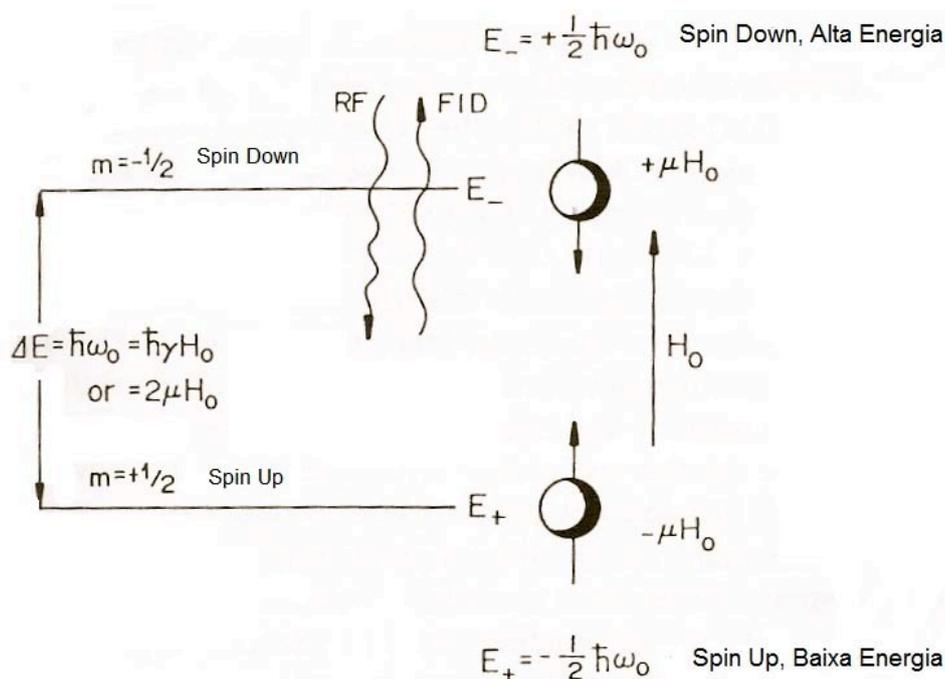


Figura 3 Separação entre os níveis de energia de prótons sob ação de um campo magnético estático externo.

Fonte: CHO; JONES; SINGH, 1993.¹²

A soma vetorial dos spins presentes nos dois estados de energia gera uma magnetização resultante, e pode ser expressa pela Equação 2.

$$M_0 = \frac{N(-\hbar)^2 H_0 I(I+1)}{3kT_0}. \quad \text{Equação 2}$$

Um maior número de prótons irá ocupar o estado de $I=1/2$ por se tratar do estado de menor energia. A magnetização resultante segue a estatística de Boltzmann e a população de cada estado é dada pela Equação 3. Assim sendo, existe um saldo positivo para os prótons que ocupam o estado de menor energia, e este número é dependente do campo magnético externo aplicado B_0 , como mostrada na Equação 3,

onde k é a constante de Boltzmann ($k=1,38 \times 10^{-23}$ joules/kelvin) e T é a temperatura absoluta em kelvin. Para um campo de 1,5 T, a fração em excesso no estado de menor energia dos prótons de hidrogênio é de aproximadamente 5 para 1 milhão. São esses 5 spins resultantes que formam a magnetização de equilíbrio M_0 que irá gerar o sinal detectável na RM.^{1,7,8} O eixo do campo com o qual M_0 se alinha é definido como o eixo z , e o plano transversal é formado pelos eixos xy . No estado de equilíbrio, a magnetização inicial, ou magnetização de equilíbrio M_0 , é igual a magnetização longitudinal (M_z), e a magnetização no plano transversal (M_{xy}) é nula.

$$\frac{N^-}{N^+} = e^{-\frac{\Delta E}{kT}}. \quad \text{Equação 3}$$

Na tentativa de alinhamento com B_0 , e devido ao spin do núcleo, surge um movimento de precessão do núcleo em torno do campo aplicado. Pode-se dizer que a magnetização resultante experimenta um torque do campo magnético, e precessa em torno do eixo do campo com uma frequência ω bem definida, conhecida por frequência de Larmor, identificada na Equação 4:

$$\omega = \gamma B_0. \quad \text{Equação 4}$$

2.2.2 Ressonância

Em IRM, no estado de equilíbrio, não há sinal para ser detectado, pois B_0 é muito mais intenso que M_z , tornando difícil a detecção deste último. Além disso, M_z é uma magnetização estática, e segundo a lei de indução de Faraday, apenas uma magnetização dependente do tempo pode induzir sinal numa bobina receptora. Portanto, a M_z deve ser levada ao plano xy em fase, e assim, gerar M_{xy} . Como a M_{xy} não é um estado estável, tende retornar ao eixo longitudinal de equilíbrio, e neste processo os spins emitem radiofrequência (RF) detectável na bobina.

A magnetização transversal é criada aplicando-se um segundo campo magnético de curta duração (B_1) na mesma frequência da precessão de Larmor dos spins, que no caso da IRM recai na faixa da RF. Nesta condição, os spins de M_z entram em ressonância e absorvem a energia do pulso, saindo do seu estado de equilíbrio e precessando em fase. A quantidade de M_z que é levada para o plano xy

depende da amplitude de B_1 e do tempo de aplicação do pulso, podendo ser suficiente para conduzir M_z ao plano transversal (pulso de RF de 90°), inverter a magnetização (pulso de RF de 180°) ou fazer com que parte de M_z vá ao plano transversal (pulso α). O ângulo que define a quantidade de M_z que irá para o plano transversal é conhecido como ângulo de desvio (AD). A relação entre B_1 e AD está mostrada na Equação 5.^{1,7,8}

$$AD = 2\pi\gamma B_1 t, \quad \text{Equação 5}$$

onde t é o tempo de duração do pulso de RF. O efeito dos pulsos de RF utilizados em IRM sobre a magnetização de equilíbrio podem ser vistos na Figura 4.

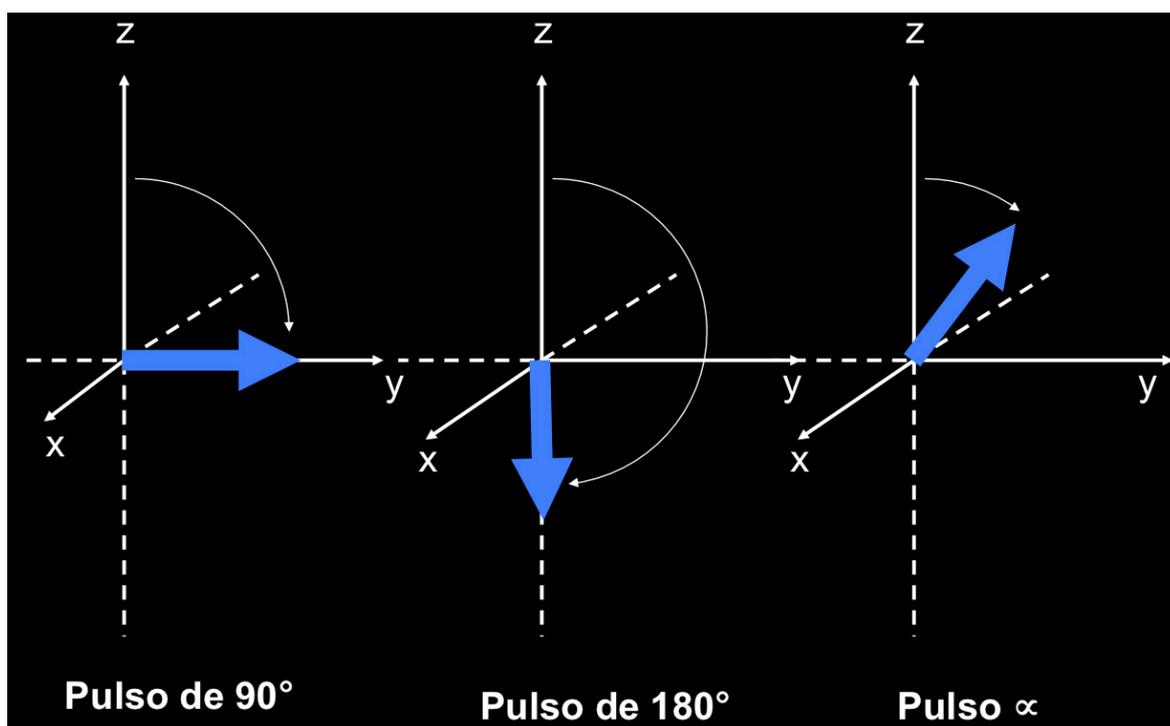


Figura 4 Efeito dos pulsos de RF sobre M_z . À esquerda, efeito do pulso de 90° , efeito do pulso de 180° no centro e efeito do pulso α à direita.
Fonte: MAZZOLA, 2009.⁸

2.2.3 Decaimento Livre da Indução (DLI)

Quando um pulso de RF de 90° é aplicado, toda a magnetização no eixo longitudinal vai para o plano transversal. Assim que cessa a aplicação do pulso, os

spins presentes no plano, por não se encontrarem em um estado estável de energia, tendem a retornar ao equilíbrio, emitindo RF. Esse retorno produz uma tensão elétrica que varia no tempo com frequência (sinal de RM) e pode ser detectada por uma bobina receptora. A tensão induzida apresenta a forma de uma função seno amortecida, e representa o sinal de decaimento livre da indução (DLI) e pode ser visto na Figura 5.

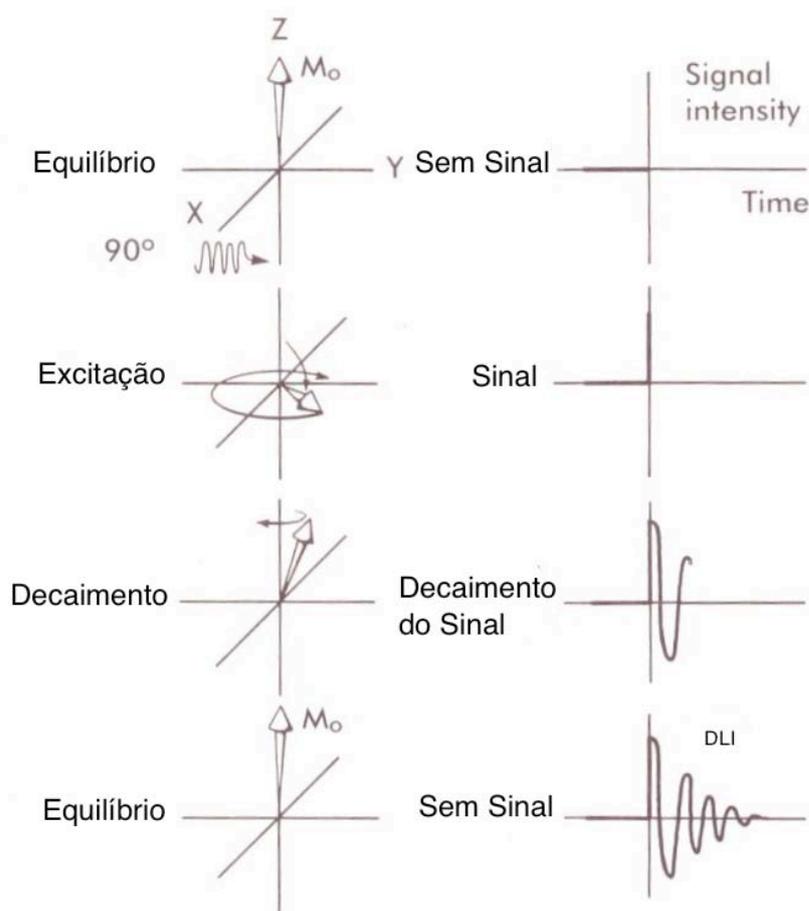


Figura 5 Surgimento do DLI após um pulso de RF de 90° . A coluna da esquerda representa a posição de M_0 e a coluna da direita o comportamento do sinal com o tempo. Na primeira linha, a M_0 encontra-se alinhada com o eixo z, e não há sinal.

Com a aplicação de um pulso de 90° , M_0 é levada ao eixo xy, e há presença de sinal, visto na segunda linha. Na terceira linha, observa-se o retorno de M_0 ao eixo z e o decaimento do sinal. Na quarta linha, o DLI é formado, e após o retorno M_0 ao eixo z, não há mais sinal para ser detectado.

Fonte: BUSHONG, 1995.¹⁴

2.2.4 Mecanismos de Relaxação: Longitudinal e Transversal

Após a aplicação do pulso de RF, dois mecanismos agem sobre a magnetização para que esta retorne ao equilíbrio: a relaxação spin rede, caracterizada pelo tempo T1; e a relaxação spin spin, caracterizada pelo tempo T2. O retorno da magnetização ao eixo longitudinal é mostrado na Figura 6.^{1,8}

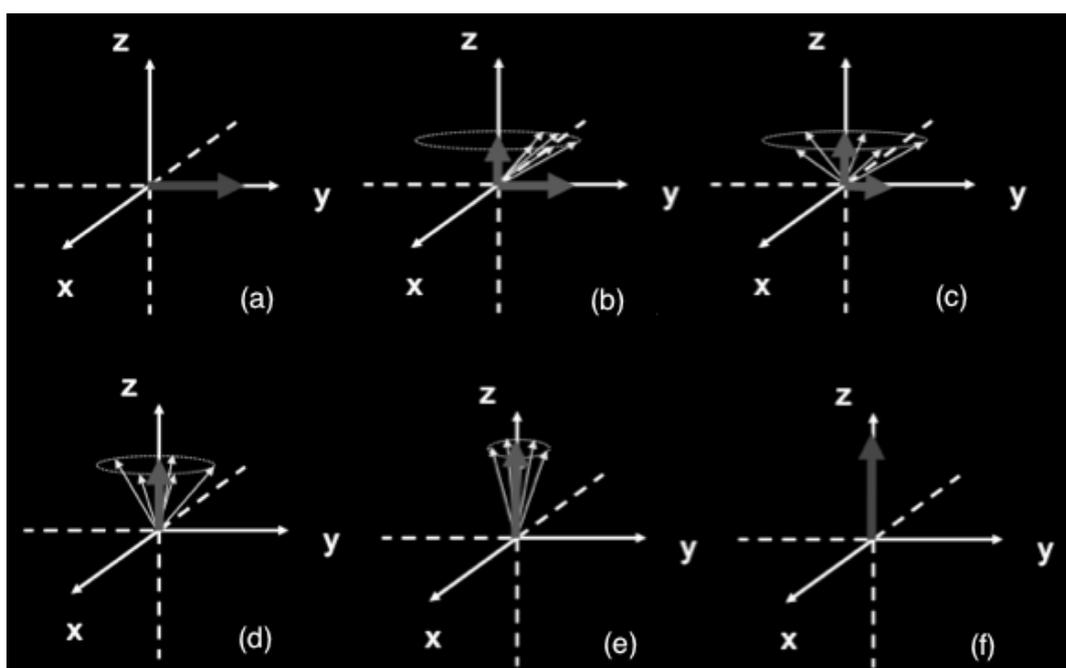


Figura 6 Retorno da magnetização longitudinal ao equilíbrio. Magnetização no plano transversal em (a), spins começam a defasar e retornar ao plano longitudinal em (b) (c), spins perdem a coerência no plano transversal e continua o retorno ao plano longitudinal em (c) e (d), magnetização retorna ao eixo longitudinal em (f).

Fonte: MAZZOLA, 2009.⁸

a) Relaxação Longitudinal – T1

O pulso de RF faz com que os spins absorvam energia e saiam do seu estado de equilíbrio, indo para o plano transversal. Para que retornem ao estado fundamental devem perder a energia que ganharam, e o fazem através da interação com os seus arredores. A relaxação spin rede ocorre devido a interações dos momentos de dipolo magnético com o campo magnético flutuante do material circundante, e é um processo de recuperação estimulada.¹ Este processo chama-se relaxamento spin rede. A Figura 7 mostra o retorno da magnetização ao eixo longitudinal. O tempo T1, que caracteriza este processo, é definido como o tempo necessário para que a

magnetização longitudinal atinja 63% do seu valor inicial, e é descrito pela Equação 6.^{1,7,8}

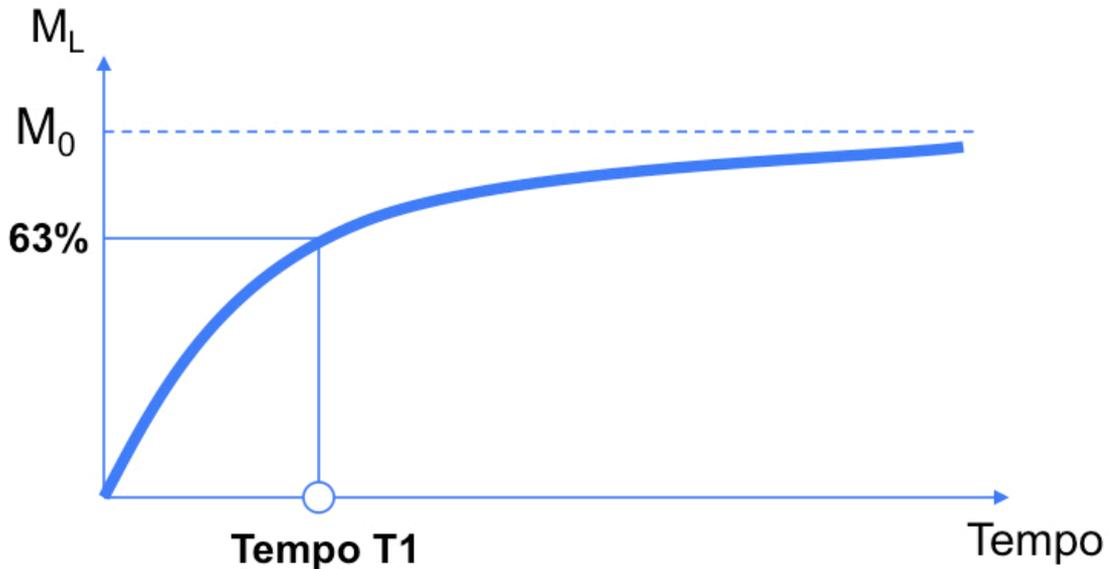


Figura 7 Gráfico da magnetização longitudinal em função do tempo após um pulso de 90°.

Fonte: MAZZOLA, 2009.⁸

O tempo $T1$ descreve a taxa pela qual uma distribuição de spins fora do equilíbrio se aproxima exponencialmente do equilíbrio após a absorção de um pulso de RF.

$$M_Z = M_L = M_0 \left(1 - e^{-\frac{t}{T1}} \right) + M_z(0) e^{-\frac{t}{T1}}. \quad \text{Equação 6}$$

b) Relaxação Transversal – $T2$

Após o pulso excitador, as interações entre os spins fazem com que estes percam a coerência de fase entre si, anulando progressivamente a M_{xy} . Ao contrário da relaxação longitudinal, o processo de relaxação transversal não envolve perdas de energia para o ambiente circundante, reflete apenas o tempo que o conjunto de spins leva para se tornar desorganizado e resultar na queda da intensidade de M_{xy} ¹ como está mostrado na Equação 7 e representado na Figura 8. O tempo $T2$, que caracteriza este processo, é definido como o tempo necessário para que M_{xy} chegue a 37% do seu valor inicial.^{1,7,8}

$$M_{XY} = M_T = M_0 e^{-\frac{t}{T2}}. \quad \text{Equação 7}$$

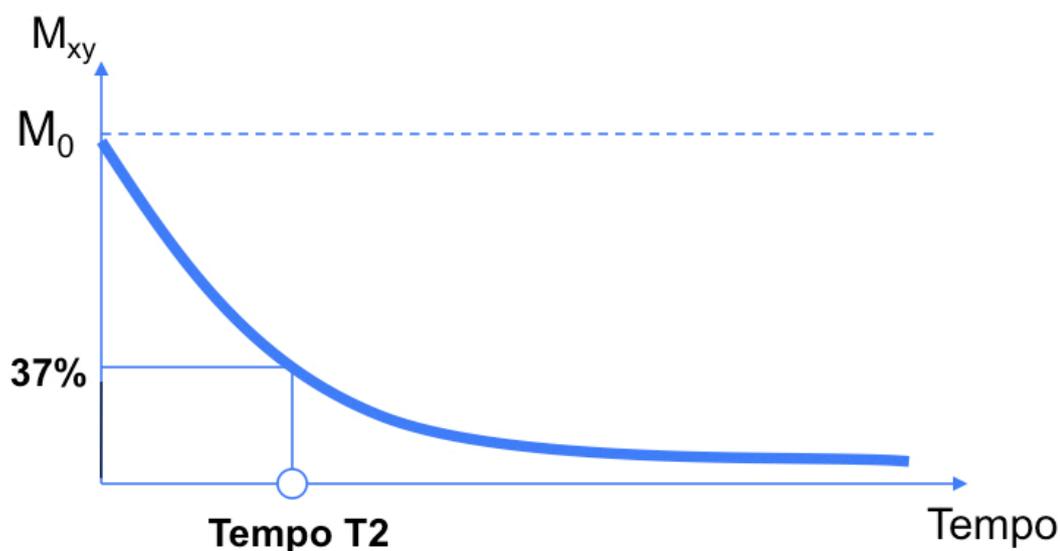


Figura 8 Decaimento da magnetização transversal em função do tempo.
Fonte: MAZZOLA, 2009.⁸

Os tempos T1 e T2 são característicos de cada tecido. Devido a interação dos spins com o campo magnético flutuante da rede, o tempo T1 apresenta uma dependência com o campo magnético externo B_0 . Como o processo de perda de coerência entre os spins é rápido, o tempo T2 é usualmente mais curto que o tempo T1.

É conveniente salientar que imperfeições no campo magnético externo B_0 fazem com que o processo de defasagem entre os spins no plano transversal acelere, acelerando também o decaimento do DLI. É necessário, portanto, introduzir uma nova constante de tempo, $T2^*$, que está definida na Equação 8

$$\frac{1}{T2^*} = \frac{1}{T2} + \frac{1}{T2_{inhomog}}, \quad \text{Equação 8}$$

onde $T2_{inhomog}$ ressalta o decaimento adicional devido as inhomogeneidades de B_0 . A Tabela 1 mostra tempos T1 e T2 típicos para diversos tecidos do corpo humano, para um campo magnético externo de 1,5 T.

Tabela 1 Tempos de relaxação T1 e T2 aproximados de diversos tecidos do corpo humano a 1,5T.

Tecido	T1 (ms)	T2 (ms)
Substância branca	790	90
Substância cinzenta	920	100
Líquido cefalorraquidiano (LCR)	4000	2000
Sangue (arterial)	1200	50
Parênquima hepático	490	40
Miocárdio	870	60
Músculo	870	50
Lipídios (gordura)	260	80

Fonte: STARK, BRADLEY, 2005.¹

2.3 Formação de Imagem por Ressonância Magnética

Em condições normais, os prótons dos átomos de hidrogênio do corpo humano orientam-se randomicamente, e não apresentam magnetização líquida. Uma vez que um paciente entra no equipamento de RM, esses prótons de hidrogênio, por terem spin não nulo, orientam-se em relação ao campo magnético, em duas direções possíveis: paralelamente ou anti paralelamente, e agora pode-se dizer que o corpo do paciente apresenta uma magnetização líquida não nula.

Aplicando um pulso de RF que leve esta magnetização ao plano transversal, cria-se uma condição de equilíbrio instável, e a magnetização tende a retornar ao eixo longitudinal, mais estável. Neste processo, dependente do tempo, ocorre o DLI. Devido ao mecanismo de relaxação T2*, o DLI desaparece muito rapidamente. Portanto, na imagem de RM, o sinal que será amostrado é um eco do DLI, que pode ser produzido por um pulso de RF de 180, gerando um eco de spin; ou por gradientes de campo magnético, que produzem o eco de gradiente. Estes dois métodos fazem com que os spins no plano transversal entrem em fase novamente, pois perderam a coerência devido à interação com os campos magnéticos flutuantes entre eles, e resultam no sinal que será amostrado e irá gerar a imagem de RM.^{1,7,8,14} O fenômeno de formação de ecos de spin foi descrito pela primeira vez em 1950 por Hahn.¹ O que ele percebeu foi

que, se após um tempo t da aplicação do pulso de RF de 90° , for aplicado um pulso de 180° nos spins que se encontram no plano transversal, após um tempo $2t$ pode ser observada a recuperação máxima de fase dos spins neste plano e a consequente formação de um eco do DLI numa bobina receptora. O seu trabalho foi a base para o desenvolvimento das seqüências de pulso utilizadas na IRM.¹⁵

Como pressupõem-se que o magneto do equipamento mantém um valor constante de campo magnético, se for enviado um pulso de RF ao corpo do paciente com a mesma frequência de precessão dos spins de hidrogênio (63,87 MHz para 1,5 T) todo o volume é excitado, e não se pode distinguir espacialmente o sinal coletado pela bobina. O que Lauterbur propôs, em 1973, foi a utilização de gradientes de campo magnético para codificar espacialmente o sinal.¹⁶ Um exemplo do funcionamento de um gradiente pode ser visto na Figura 9.

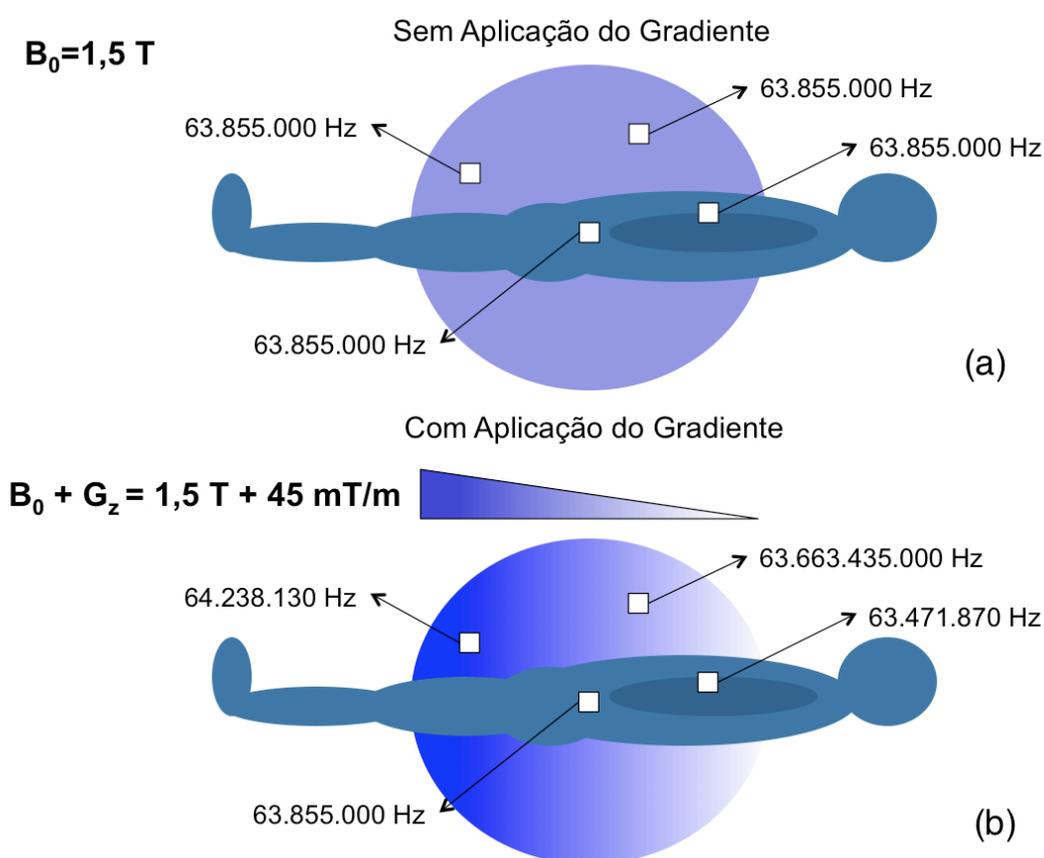


Figura 9 Aplicação do gradiente de campo magnético no eixo z do equipamento. Em (a), sem aplicação de um gradiente, todos os spins do paciente precessam na mesma frequência, de 63,855 MHz. Em (b), com a aplicação do gradiente de 45 mT/m, os spins irão precessar com frequência dependente da sua posição.

Fonte: MAZZOLA, 2009.⁸

O gradiente introduz uma variação espacial local do campo magnético, dependente da sua amplitude. Os novos valores de campo magnético fazem com que a frequência de precessão dos spins mude proporcionalmente ao campo, como mostrado na Equação 4. O acionamento dos gradientes também altera a fase dos spins. A combinação do acionamento dos gradientes nos três planos (x, y e z do equipamento), sua amplitude, tempo de duração e momento da aplicação faz com que agora os sinais provenientes de determinada região do corpo possam ser identificados espacialmente na imagem. Diz-se que os gradientes de campo magnético codificam espacialmente o sinal.

2.3.1 Seleção de corte

A seleção de corte combina a aplicação de um gradiente de campo magnético e um pulso de RF simultaneamente. Este processo restringe o sinal a uma região e não mais a todo volume excitado pela bobina transmissora de RF. A variação nas frequências de precessão induzidas pelo gradiente faz com que o envelope de RF, a largura de banda (LB), contido no pulso de RF afete apenas uma região limitada no corpo do paciente. Os cortes estão localizados onde a frequência de Larmor é igual à frequência do pulso de RF. Tanto a largura de banda do pulso de RF quanto à amplitude do gradiente irão determinar a espessura de corte, como observado na Figura 10.

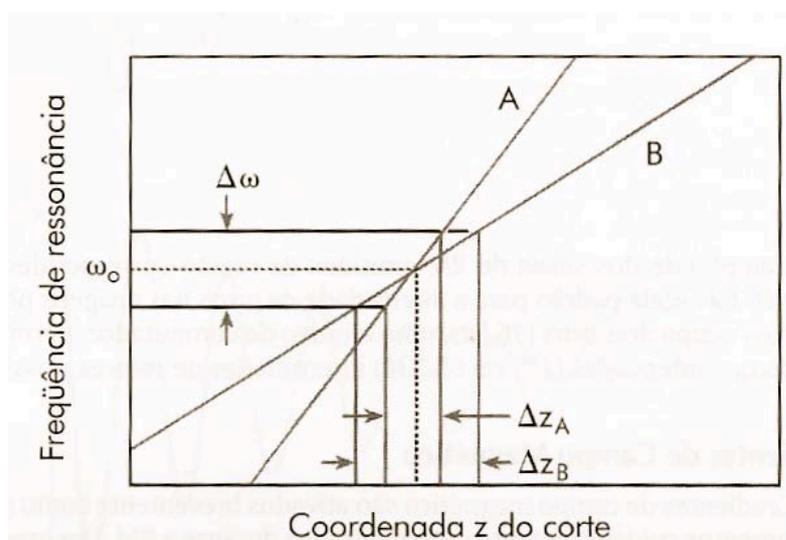


Figura 10 Relação entre a amplitude do gradiente e a largura de banda ($\Delta\omega$) na espessura de corte. A reta A representa um gradiente mais forte que a reta B, portanto, para uma mesma LB, a espessura de corte correspondente ao gradiente A (Δz_A) é menor que a espessura correspondente ao gradiente B (Δz_B).

Fonte: STARK; BRADLEY, 2005.¹

A orientação do corte dependerá de qual gradiente do equipamento é acionado, e pode resultar em cortes axiais, sagitais ou coronais; ou ainda, é possível obter um corte orientado para uma estrutura anatômica de interesse utilizando uma combinação dos gradientes.

2.3.2 Codificação de fase

Depois que o gradiente de seleção de corte é desligado, é aplicado o gradiente de codificação de fase, num dos planos de corte. Este é aplicado num curto espaço de tempo (de 1 ms a 5 ms) e induz um acúmulo de fase nos spins.¹ As alterações na fase causadas pelo gradiente dependerão da amplitude e da duração do pulso de gradiente. Ele é repetido diversas vezes, com magnitudes diferentes, para formar uma única imagem, pois a cada aplicação do gradiente de codificação de fase, o sinal coletado preenche uma linha do espaço k, que será descrito adiante.

2.3.3 Codificação de frequência

O último gradiente a ser aplicado é o gradiente de codificação de frequência, e é aplicado na dimensão restante do plano de corte. Este gradiente é ligado assim que a codificação de fase termina, e mantido durante a amostragem do eco (sinal de RM), e por isso, também é chamado de gradiente de leitura.

Os spins que acumularam fase pela aplicação do gradiente de codificação de fase, agora também precessam com frequências distintas pela ação do gradiente de codificação de leitura. Esse processo faz com que, durante a amostragem do sinal, cada spin no corte seja caracterizado por uma frequência de Larmor e uma fase distintas, sendo possível assinalar uma posição espacial na imagem.

2.3.4 Transformada de Fourier e Espaço k

No século XIX, o matemático francês Jean Baptiste Joseph Fourier desenvolveu um método para decompor uma função contínua em suas componentes de oscilação e amplitude, que hoje é conhecido como Transformada

de Fourier (TF).⁸ Este princípio é atualmente utilizado para decompor o sinal de RM em suas amplitudes e frequência, assinalando uma posição espacial na imagem.¹⁷

O sinal proveniente de cada corte da imagem é um mapa das fases e frequências dos spins e contém informações sobre o tecido da imagem. Após coletar o sinal de 64, 128, 256 ou mais ecos (etapa de codificação de fase) e armazená-los no espaço k, a TF é aplicada, passando a informação do espaço k do domínio do tempo para o domínio da frequência e resultando na imagem de RM.⁸

O espaço k pode ser visualizado como uma matriz, e cada eco coletado preencherá uma linha desta matriz. A cada elemento desta matriz está associada uma intensidade de sinal e uma posição no tempo. Os eixos dessa matriz correspondem aos gradientes de codificação de fase e frequência, como mostrado na Figura 11.¹⁷

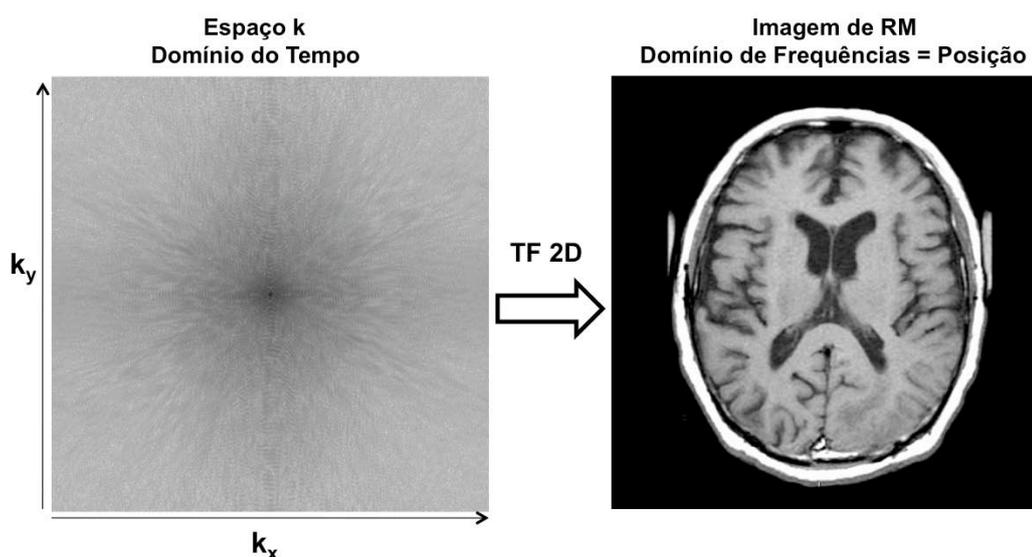


Figura 11 Espaço k e a imagem correspondente, após aplicação da Transformada de Fourier.

Fonte: MAZZOLA, 2009.⁸

De modo geral, as linhas centrais do espaço k serão responsáveis pelo contraste da imagem, pois contêm as frequências mais baixas. Já as linhas na periferia contêm as frequências mais altas e estão relacionadas com a resolução espacial da imagem. Quanto maior o número de linhas do espaço k, maior o tempo de aquisição e maior a quantidade de sinal coletado. Uma imagem pode ser formada por mais de um espaço k, o que aumenta em 40% a relação sinal ruído na imagem. A quantidade de espaços k amostrados por imagem é um parâmetro que pode ser controlado pelo

operador do equipamento e é chamado de número de aquisições ou excitações (NEX). Existem diversas maneiras de preenchimento do espaço k, otimizadas para sequências de pulsos distintas, como mostra a Figura 12. É importante ressaltar que não existe uma correlação entre um ponto do espaço k e um ponto da imagem. Cada ponto do espaço k contém informações de toda a imagem.¹⁷

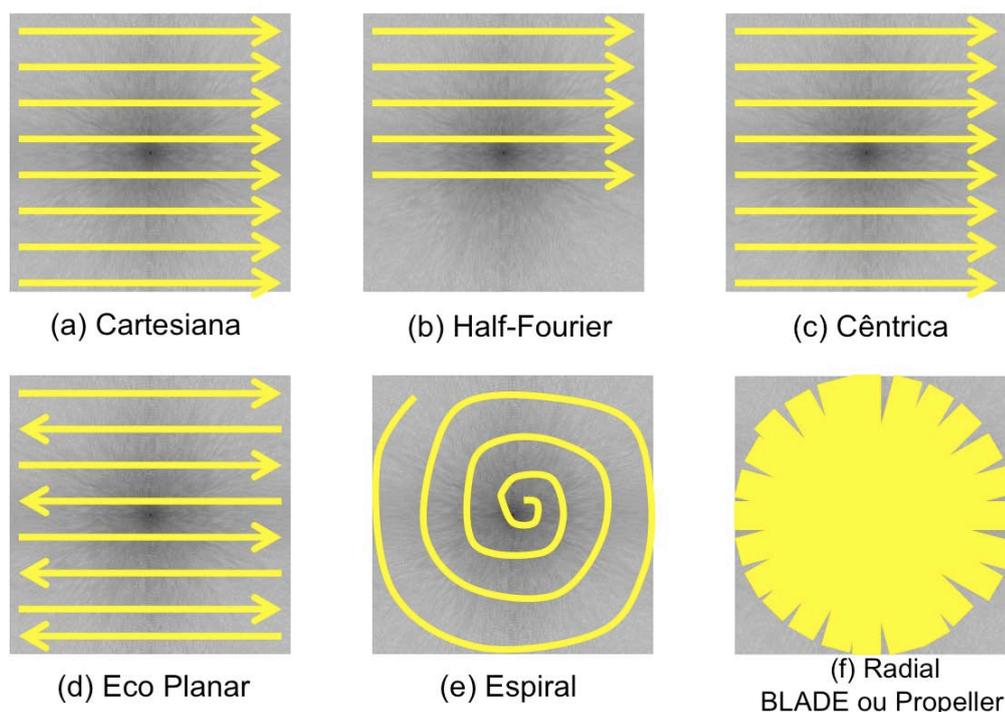


Figura 12 Formas de preenchimento do espaço k.
Fonte: MAZZOLA, 2009.⁸

2.3.5 Sequência Spin Eco

A sequência spin eco é a sequência de pulso mais utilizada na IRM. Foi descrita por Hahn em 1950¹ e consiste da aplicação de um pulso de RF de 90° , que leva a magnetização para o plano transversal, e de um pulso de RF de 180° , que faz com que os spins no eixo xy recuperem a coerência e gera o eco. O tempo entre a aplicação do pulso de 90° e a coleta do eco é chamado tempo de eco (TE) e o tempo entre a aplicação de dois pulsos de 90° é o tempo de repetição (TR). O diagrama de pulso para uma sequência spin eco (SE) pode ser visto na Figura 13, que identifica os tempos de aplicação dos pulsos e de acionamento dos gradientes, bem como o de coleta do eco.

Uma linha do espaço k é preenchida a cada TR, e a ponderação na imagem dependerá do TR e TE. Um exemplo pode ser visto na Tabela 2.

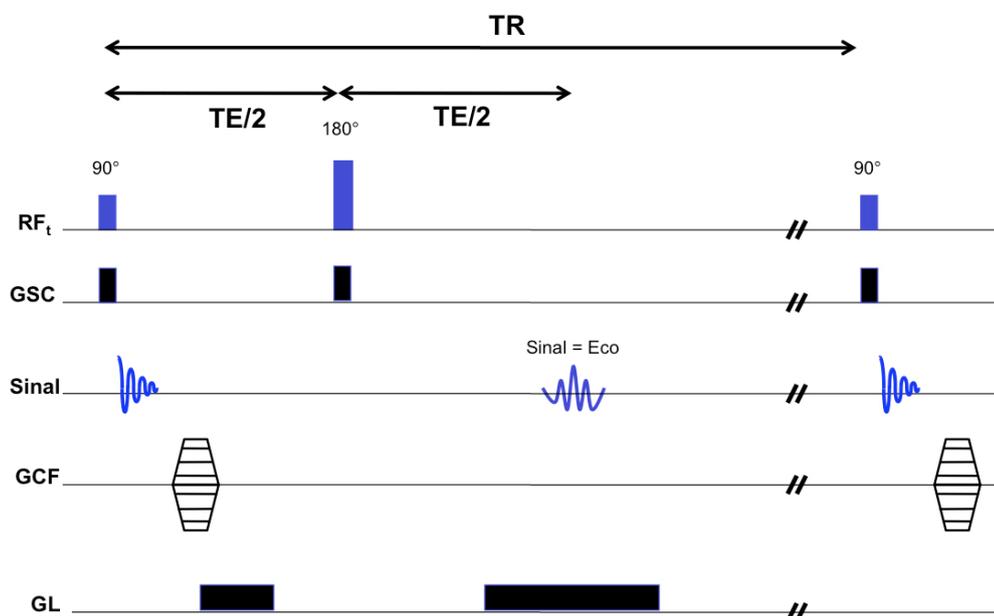


Figura 13 Esquema de uma sequência SE.
Fonte: MAZZOLA, 2009.⁸

Tabela 2 Ponderação da imagem de uma aquisição SE

Tempo de repetição (TR)	Tempo de eco (TE)	Ponderação
< 500ms (curto)	5 a 25ms (curto)	T1
> 1500ms (longo)	> 90ms (longo)	T2
> 1500ms (longo)	5 a 25ms (curto)	Densidade de prótons (DP)

Fonte: MAZZOLA, 2009.⁸

O tempo de aquisição (TA) de uma imagem na sequência SE é descrito na Equação 9, onde TR é o tempo de repetição, NEX é o número de excitações e NCF é o número de codificações de fase¹⁷

$$TA = TR * NCF * NEX. \quad \text{Equação 9}$$

Uma variação de aquisição SE é a sequência Turbo Spin Eco (TSE), em que múltiplos pulsos de RF de 180° são enviados dentro de um mesmo TR. Isto cria um trem

de pulsos, e o número de ecos gerados será igual ao número de linhas preenchidas no espaço k. A quantidade de pulsos de 180° é chamada de fator turbo (FT), e o tempo de aquisição para um TSE é o tempo de aquisição de uma SE, dividida pelo FT.

2.3.6 Sequência Gradiente Eco

A sequência de pulso gradiente eco (GRE) foi introduzida em 1985 por Haase *et al.*¹ O princípio de uma GRE é não mais utilizar pulsos de 180° para recuperar a fase dos spins no plano transversal, mas aplicar um gradiente reverso. O lobo negativo do gradiente de codificação de frequência desfaz a magnetização transversa, enquanto que o lobo positivo restitui a fase da magnetização no plano transversal, e conseqüentemente, gera o eco.⁴ Um diagrama de pulso está exemplificado na Figura 14. Como o eco é gerado pela ação dos gradientes, é possível reduzir o tempo de aquisição da imagem reduzindo os TR e TE, juntamente com o ângulo de desvio do pulso de RF.

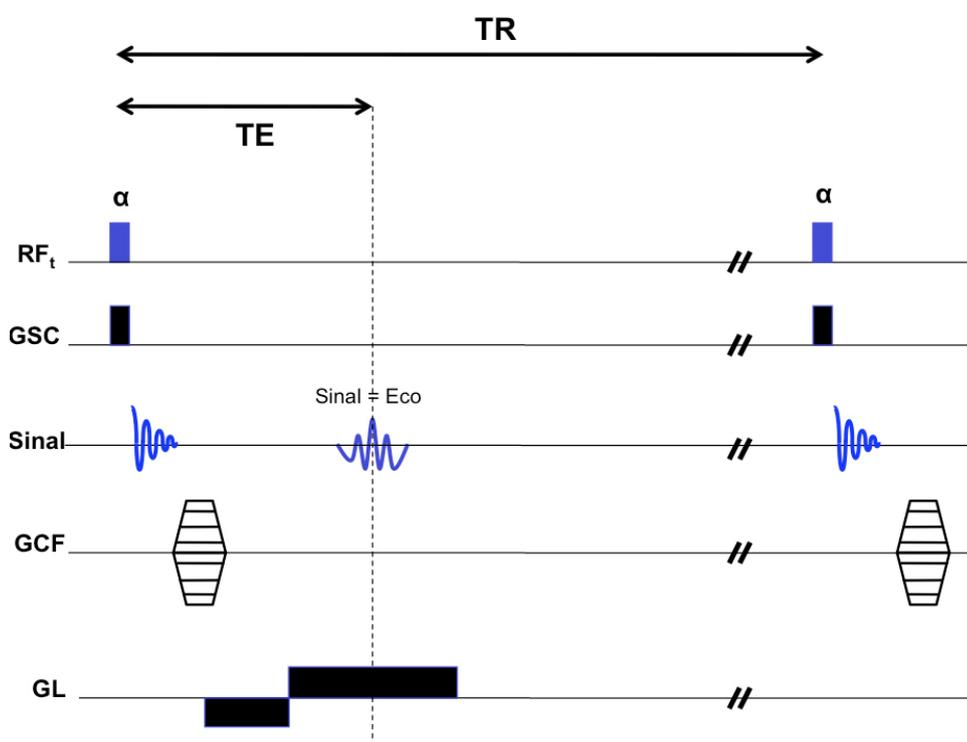


Figura 14 Esquema de uma sequência GRE.
Fonte: MAZZOLA, 2009.⁸

Dentre as sequências GRE, pode-se destacar as sequências CISS (do inglês, *Constructive Interference in the Steady State*) e FLASH (do inglês, *Fast Low Angle Shot*). A sequência CISS é uma série baseada no estado estável da precessão da magnetização e apresenta contraste baseado em T2/T1, enquanto a sequência FLASH é uma série que utiliza gradientes destruidores (denominados *Spoilers*) para destruir a magnetização transversal a cada novo TR.⁴

2.3.7 Sincronia Cardíaca

As aquisições de RM podem ser sincronizadas com o batimento cardíaco do paciente, para possibilitar imagens de cada fase do ciclo cardíaco. Existem duas técnicas de sincronia cardíaca: prospectiva e retrospectiva. Estas técnicas podem ser realizadas tanto através do sinal do eletrocardiograma (ECG) do paciente, quanto do sinal do pulso periférico. Para utilizar o ECG, são posicionados três eletrodos no paciente, e representam o braço direito (BD), o braço esquerdo (BE) e a perna esquerda (PE). Destes eletrodos são obtidas medidas de diferença potencial, conhecidas por ligações. As medidas obtida entre BD e BE representa a ligação I, entre BD e PE a ligação II e entre BE e PE a ligação III.⁴

Na sincronia cardíaca prospectiva, a aquisição é disparada por um sinal derivado do sinal fisiológico do paciente. Ela inicia na onda R do ECG ou pela “onda prematura de pulso”, que corresponde à pressão sanguínea sistólica, quando utilizado a sincronia periférica. Na sincronia cardíaca retrospectiva, os dados são coletados de maneira contínua. O sinal do ECG é gravado e os dados são realocados no espaço k posteriormente.¹⁸

2.4 A Técnica de Imagens Paralelas

O processo de codificação espacial do sinal de RM para formação da imagem torna o tempo necessário para um exame de RM muito longo, chegando a se tornar proibitivo em determinadas situações como, por exemplo, em aquisições volumétricas spin eco. Devido à quantidade de codificações de fase o tempo total pode ser superior a quinze minutos, sendo considerado um dos pontos fracos da

técnica. Os altos tempos de aquisição são desconfortáveis para o paciente, geram artefatos de movimento e limitam os dados que podem ser adquiridos.

Ao invés de utilizar gradientes mais rápidos e potentes para diminuir o tempo de aquisição, os perfis de sensibilidade espacial de um arranjo de bobinas pode prover informações espaciais da imagem. Estas informações espaciais podem ser usadas para poupar codificações de fase que requerem acionamento de gradientes e ocupam tempo dentro das sequências de pulso. Um arranjo de bobina matricial constitui-se de pequenas bobinas, com alta razão sinal ruído (RSR) individual, combinadas para formar uma imagem. Cada pequena bobina, ou elemento da bobina como um todo tem um canal de recepção de RF exclusivo, isto permite que o ruído entre elas seja não correlacionado e garante uma razão RSR otimizada, ao contrário das bobinas mais antigas de um elemento, que apresentam apenas um canal, que pode tanto transmitir quanto receber RF.¹

Essa conformação de bobinas em arranjo matricial foi desenvolvida inicialmente para aumentar a RSR. O ruído detectado por uma bobina é induzido por fontes provenientes de todo o paciente, mas é ponderado pelo perfil de sensibilidade espacial da bobina. Reduzindo o tamanho das bobinas, e por consequência, o volume de sensibilidade, reduz-se também a amplitude do ruído detectado. Quando combinadas múltiplas bobinas num arranjo, e seus perfis de sensibilidades levemente sobrepostos, pode-se cobrir o mesmo volume que uma única grande bobina. Este arranjo leva a um sinal com aproximadamente a mesma amplitude que uma bobina única cobrindo todo o volume, mas o ruído é reduzido, aumentando a RSR.^{4,5}

Não demorou muito até que fosse reconhecido que esta geometria de bobinas poderia ser utilizada para diminuir o tempo de aquisição, amostrando o sinal de RM de forma paralela. A técnica de imagens paralelas (TIP) diminui o tempo de aquisição das imagens reduzindo a densidade de amostragem na direção de codificação de fase, o que provoca artefato de dobra. Para contornar este problema, diversos elementos de bobinas com perfis de sensibilidade distintos são utilizados para adquirir o sinal. Estes perfis de sensibilidades são utilizados para adquirir a informação faltante do espaço k, removendo os artefatos de dobra.¹⁹ Conhecendo-se a sensibilidade da bobina pode-se saber a origem do sinal detectado. Portanto, amostras com informações distintas podem ser obtidas de uma única vez utilizando elementos de

bobina em paralelo. Cada pixel na imagem com artefato de dobra é uma combinação linear de vários pixels com a mesma coordenada, multiplicados pela sensibilidade C_i do elemento da bobina i na posição correspondente. A TIP consiste em encontrar o perfil de sensibilidade do elemento da bobina e o melhor meio de transformar esta informação na imagem.

Considerando que a formação da imagem é dependente do preenchimento do espaço k , a TIP encurta o tempo de aquisição realizando uma subamostragem do espaço k na direção de codificação de fase, reduzindo esta etapa por um fator de aceleração R .⁴ A variação de valores do gradiente de codificação de fase determina a resolução espacial naquele eixo (por exemplo, k_y). Conforme o número total de amostragem (N_y) é realizado, frequências mais altas são adquiridas, aumentando a resolução espacial. A separação entre as linhas de k_y determinam o campo de visão (CDV) da imagem.⁵

Existem duas técnicas importantes de imagens paralelas: SENSE (*SENSitivity Encodng*) e SMASH (*SiMultaneous Acquisition of Spatial Harmonics*). A SENSE trabalha no domínio da imagem, e a SMASH no domínio da frequência. Cada uma será descrita brevemente.^{4,5,19}

2.4.1 O algoritmo SENSE

No algoritmo SENSE, N_y é diminuído pelo fator R , enquanto os valores de k_y permanecem intactos, e cada elemento da bobina registra uma imagem com o CDV diminuído. Como o CDV é inversamente proporcional à k_y , a introdução da técnica causa o artefato de dobra na imagem. A próxima etapa é criar uma imagem de CDV inteiro a partir do conjunto das imagens adquiridas de cada elemento da bobina. Esta imagem é criada utilizando a informação dos perfis de sensibilidade de cada elemento da bobina. Estes são encontrados numa calibração do equipamento prévia à aquisição. Uma vez conhecidos estes perfis, cada diferença de intensidade de sinal entre os elementos em qualquer pixel da imagem pode ser relacionado à posição espacial daquele ponto. Esta relação é utilizada para restaurar a imagem com o artefato de dobra. Um esquema do funcionamento do algoritmo SENSE pode ser visto na Figura 15.^{4,5,20,21}

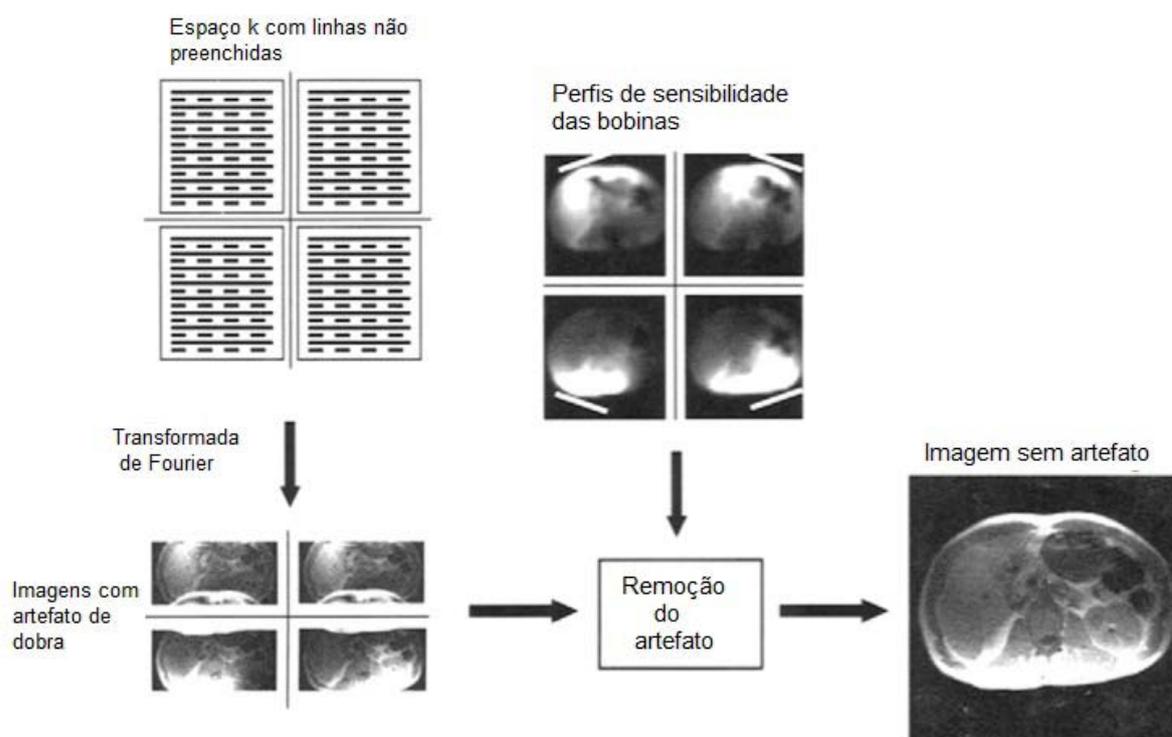


Figura 15 Esquema da técnica SENSE. As linhas pontilhadas representam as linhas do espaço k que não foram amostradas.
 Fonte: BERNSTEIN, KING, ZHOU, 2004.⁴

2.4.2 O algoritmo SMASH

A técnica SMASH opera no domínio de frequência da imagem, ao contrário da técnica SENSE. O algoritmo opera utilizando combinações lineares de sinais adquiridos simultaneamente de múltiplas bobinas com sensibilidade espacial diferentes.

A aquisição de dados para o algoritmo SMASH pode ser a mesma que a aquisição para o SENSE. Da mesma forma que o algoritmo SENSE, o SMASH reduz o tempo de aquisição reduzindo as etapas de codificação de fase pelo fator R , e por consequência, o CDV. Mas, diferentemente do descrito anteriormente, esta técnica não forma imagens de cada elemento de bobina com os artefatos descritos. Os sinais coletados dos elementos das bobinas são combinados com pesos adequados para produzir dois ou mais sinais compostos, que se aproximam de uma função senoidal, ou seja, são aproximadas por harmônicos espaciais. Estes harmônicos são introduzidos para reconstruir os sinais nas etapas de codificação de

fase não realizadas. Uma ilustração de como o método funciona está mostrado na Figura 16.^{4,22,23}

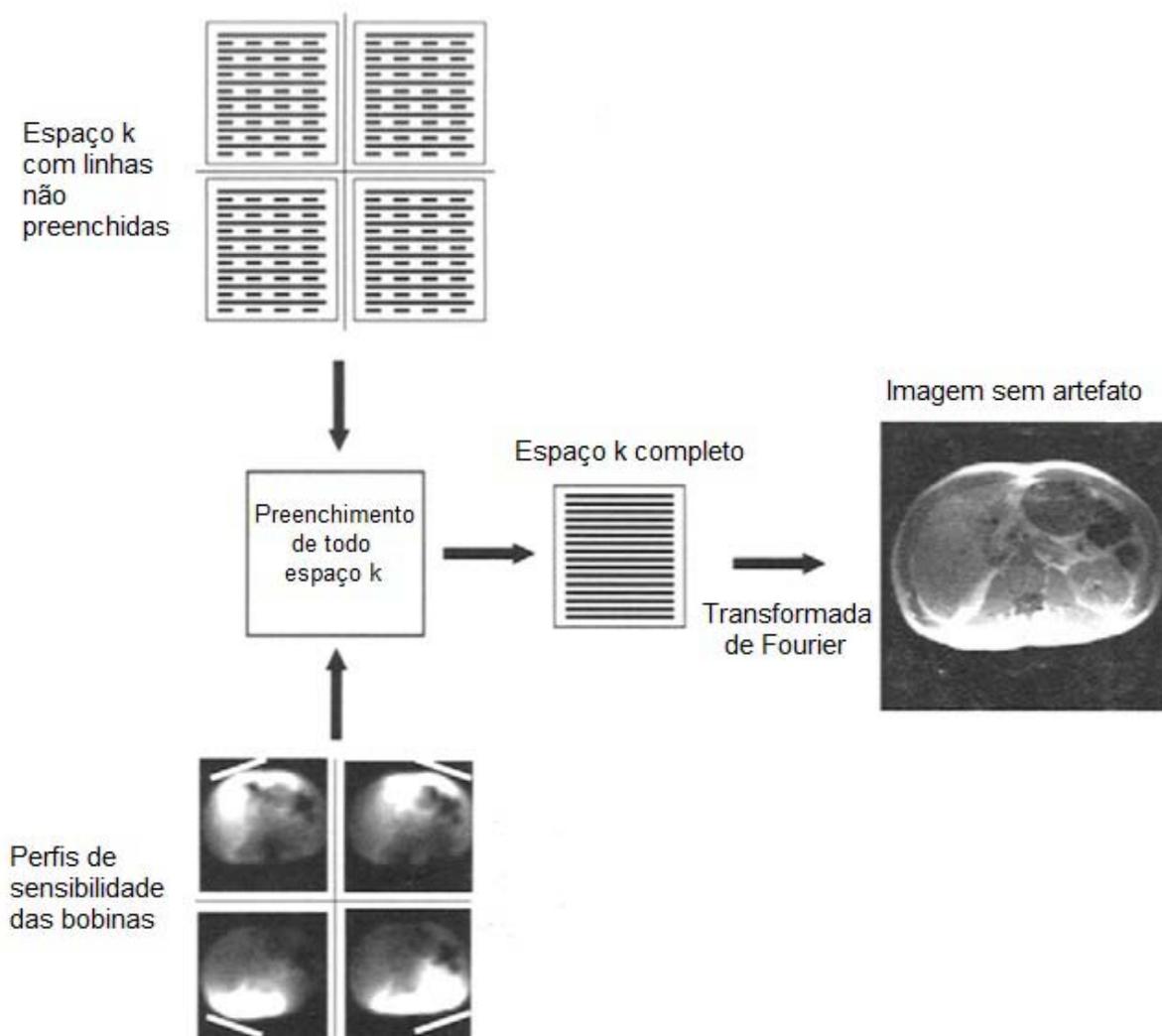


Figura 16 Esquema da técnica SMASH. As linhas pontilhadas representam as linhas do espaço k que não foram amostradas.
Fonte: BERNSTEIN, KING, ZHOU, 2004.⁴

2.4.3 O algoritmo GRAPPA

GRAPPA é uma versão melhorada do SMASH. Nesta técnica, uma ou mais linhas do espaço k são adquiridas perto do centro. Estes dados extras são usados para determinar fatores de ponderação para estimar as linhas do espaço k não preenchidas. Um grupo de linhas medidas é utilizado para determinar uma linha não preenchida, e este grupo muda conforme a posição da linha que será

determinada. As imagens são reconstruídas bobina por bobina através do perfil de sensibilidade das bobinas, e são combinadas utilizando o algoritmo de soma dos quadrados.⁴

Em princípio, o fator R pode ser tão grande quanto o número de elementos de bobina. Mas usualmente não é utilizado um fator maior que 3, devido a queda na RSR. A relação da RSR com R é mostrada na Equação 10, onde g é definido como um fator dependente da geometria da bobina e é a medida de quão bem um arranjo de bobinas pode retirar o artefato de dobra da imagem.^{4,21}

$$RSR \approx \frac{1}{g\sqrt{R}}. \quad \text{Equação 10}$$

2.5 A Sequência de Contraste de Fase

Na IRM convencional, a imagem representa a magnitude da magnetização transversal em cada ponto do objeto, e é chamada de imagem de magnitude. O contraste dessa imagem é alterado conforme os parâmetros da sequência, como foi descrito anteriormente.

Os momentos magnéticos, ou spins, por sua vez, quando sob a ação de um gradiente de campo magnético, adquirem uma diferença de fase entre si, como pode ser visualizado na Figura 17.



Figura 17 Spins de um tecido estacionário movendo-se num campo magnético e spins sob ação de um gradiente de campo magnético, para tecido estacionário (esquerda) e tecido com fluxo, por exemplo, sangue dentro de um vaso (direita).

Fonte: LOTZ, MEIER, LEPPERT e GALANSKI, 2002.²⁴

Para os spins dentro de um tecido estacionário, a fase acumulada pode ser compensada com a aplicação de um gradiente bipolar, com um lobo positivo e

outro negativo. Já nos tecidos que apresentam movimentação, como fluxo de sangue dentro de um vaso, os spins movendo-se ao longo do gradiente de campo magnético adquirem fases diferentes, as quais variam entre ± 180 . Esta informação da fase adquirida é descartada na imagem de magnitude, pois é arbitrária dentro de um voxel. Portanto, a imagem de contraste de fase produz imagens da magnetização em movimento, através da aplicação de gradientes codificadores de velocidade, uma vez que a fase acumulada é proporcional à velocidade dos prótons de hidrogênio em movimento.⁴

Na imagem por contraste de fase (CF) a informação pode ser utilizada para calcular parâmetros como velocidade em cada voxel. A diferença entre a imagem de magnitude e a imagem de CF é a aplicação de um gradiente codificador bipolar de velocidade com um lobo positivo e outro negativo, no eixo de seleção de corte, mostrado na Figura 18. Este gradiente, por ser bipolar, não afeta a magnetização resultante dos tecidos estacionários, pois a fase é compensada posteriormente, visto na Figura 19, mas altera a fase dos spins em movimento. Como estes se deslocam durante a aplicação do gradiente, experimentam diferentes valores de campo magnético durante a aplicação dos lobos positivo e negativo do gradiente. A aplicação do lobo positivo faz com que o spin na posição X acumule uma fase θ . Quando o lobo negativo é acionado, este mesmo spin agora está na posição X $+\Delta X$, portanto, numa região de campo magnético diferente da anterior e precisa em um novo ângulo θ' . Como resultado, a magnetização não volta à sua posição original, ao contrário, o spin agora acumulou uma fase de $\theta - \theta'$, diferenciando-o do tecido estacionário ao seu redor. A intensidade de sinal na imagem adquirida representa a fase dos spins no plano transversal.²⁵

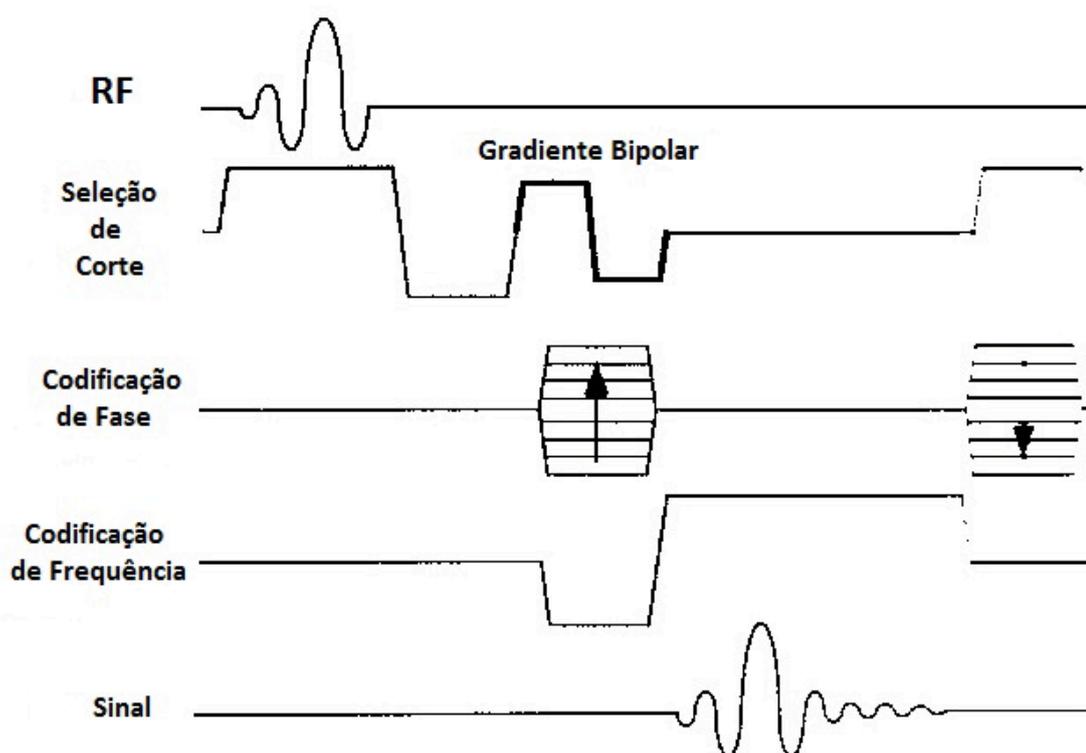


Figura 18 Diagrama de pulso de uma sequência gradiente eco de contraste de fase.
 Fonte: KOROSEC, TURSKI, 1997.²⁵

Quando o gradiente de codificação de frequência é acionado, os spins precessam de acordo com sua posição, conforme uma imagem de RM convencional, e os sinais coletados são colocados numa posição da imagem baseado na sua frequência de precessão. Se a imagem reconstruída for de magnitude, não será vista nenhuma diferença das outras imagens convencionais. Mas se a reconstrução for de fase, a intensidade do sinal da imagem será proporcional à fase acumulada pelos spins, portanto, proporcional à sua velocidade. A expressão que descreve a relação entre o gradiente de codificação de velocidade e a fase acumulada está demonstrada na Equação 11

$$\theta \propto AtV, \quad \text{Equação 11}$$

em que θ representa a fase acumulada, A é a área de um lobo do gradiente bipolar (dada pela amplitude multiplicada da duração de aplicação), t é o tempo entre as aplicações dos lobos do gradiente e V é a velocidade média de deslocamento dos spins no voxel em questão.²⁵

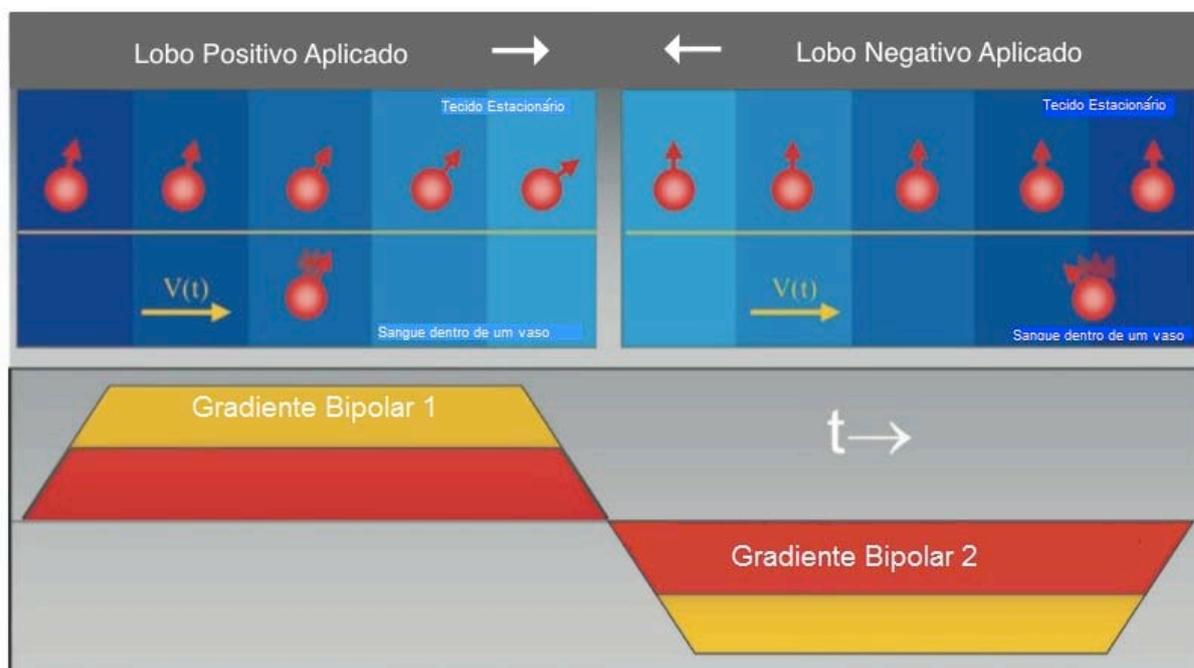


Figura 19 Spins de um tecido estacionário e de um tecido com fluxo sob ação do gradiente bipolar codificador de velocidade.

Fonte: LOTZ, MEIER, LEPPERT e GALANSKI, 2002.²⁴

A Equação 11 prediz a velocidade dos spins, contanto que a fase acumulada não ultrapasse 180° . Quando isto acontece, o algoritmo de reconstrução não mais representa a fase corretamente, e a velocidade não pode mais ser determinada de forma precisa, como é exemplificado na Figura 20. Os spins que acumulam fase maior que 180° são reconstruídos como tendo fase contrária à original. Isto porque o algoritmo deve ser capaz de representar velocidades positivas e negativas. Para isso, as fases entre 0 e 180° representam as velocidades positivas, e um sinal hiperintenso na imagem; e as fases entre 0 e -180° representam as velocidades negativas, e um sinal hipointenso na imagem.

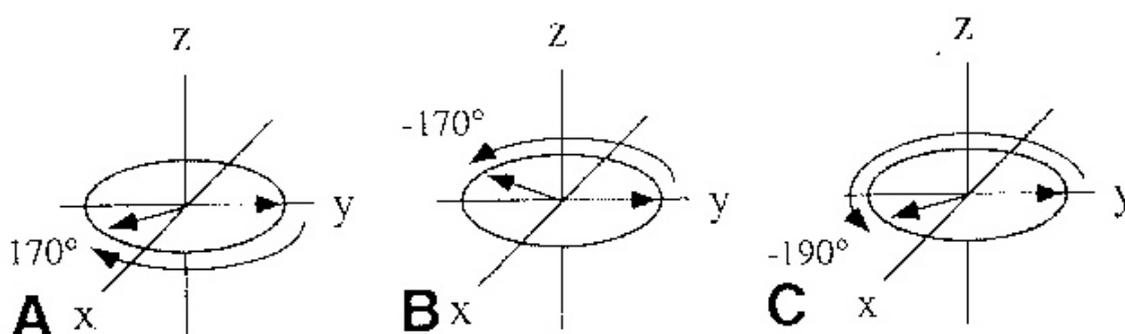


Figura 20 Spins movendo-se na direção positiva acumulam fase positiva (A), spins movendo-se na direção negativa acumulam fase negativa (B). Em (A) e (B) os spins

movem-se numa velocidade tal que não acumulam fase maior que $\pm 180^\circ$. O spin em (C) está movendo-se na direção negativa com velocidade que resulta em um acúmulo de fase de -190° . Como o algoritmo de reconstrução prevê um acúmulo de fase de até 180° , ao spin em (C) é atribuída uma fase incorreta de $+170^\circ$, fazendo com que aparece como um ponto branco ao invés de preto na imagem.

Fonte: KOROSEC, TURSKI, 1997.²⁵

A velocidade máxima do gradiente de codificação de velocidade, que será responsável pela correta reconstrução de fase é conhecida por VENC (do inglês, *velocity encoding*) e é um parâmetro selecionável no equipamento. O VENC deve corresponder à velocidade máxima do spin no tecido, caso contrário a fase do spin com velocidade maior que o VENC será codificada de maneira incorreta, causando o artefato de dobra. Para aplicações em neurorradiologia, o valor de VENC varia usualmente de 10 a 20 cm/s.²⁵ Através da Equação 12, pode-se visualizar a relação do VENC com a aplicação do gradiente bipolar.

$$VENC = \frac{\pi}{|\gamma \Delta m_1|}, \quad \text{Equação 12}$$

onde que γ é a razão giromagnética Δm_1 representa a diferença de primeiro momento na curva de tempo do gradiente. No caso de um gradiente bipolar retangular, Δm_1 é o produto da área do gradiente pelo tempo entre os dois lobos do gradiente.^{4,24}

Os dois lobos do gradiente de codificação de velocidade são aplicados para evitar mudanças de fase por outros motivos que não o fluxo de líquido no tecido. Uma imagem é adquirida com o gradiente de codificação de velocidade conforme mostrado na Figura 18, e outra com os gradientes invertidos, e a subtração das duas gera uma imagem final que demonstra apenas a fase resultante induzida pelo gradiente, denominada de imagem de diferença de fase. A RSR desta imagem é dependente do VENC e da velocidade do fluxo (v), como pode ser visto na Equação 13. Nessa equação, a RSR_{mag} é a RSR da imagem de magnitude, que pode ser reconstruída a partir dos mesmos dados da aquisição de contraste de fase.⁴

$$RSR_{\Delta\phi} \propto RSR_{mag} \left(\frac{|v|}{VENC} \right). \quad \text{Equação 13}$$

Mudanças de fase ocasionadas por desvio químico, inhomogeneidade de campo magnético e de radiofrequência, ou susceptibilidade são eliminadas. O processo é mostrado na Figura 21. Na imagem resultante, áreas sem magnetização são mostradas como um salpicado preto e branco devido ao ruído.

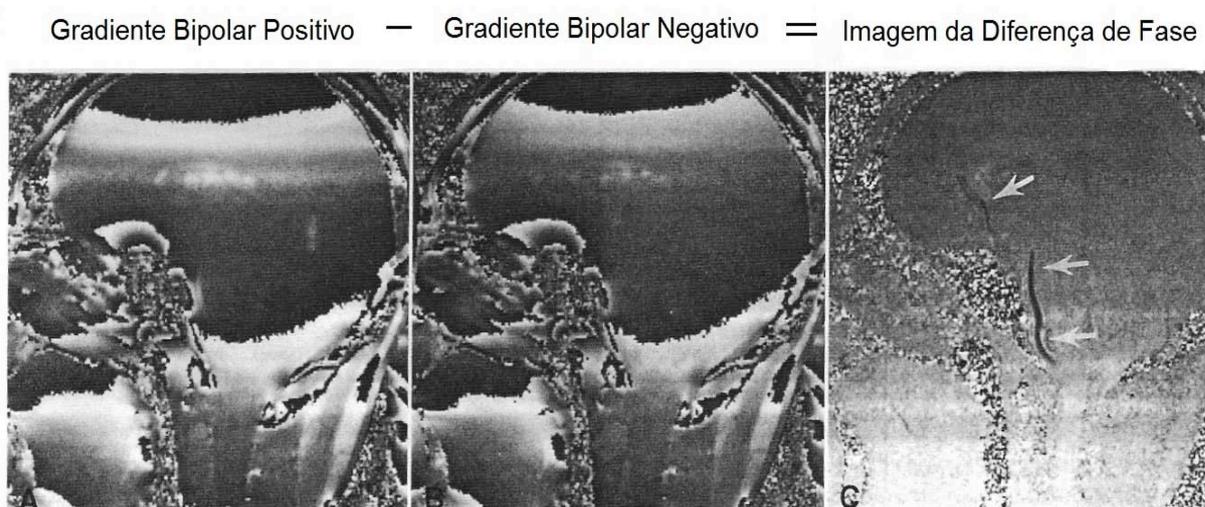


Figura 21 Para eliminar as diferenças de fase causada por outros fatores que não o fluxo no tecido, duas imagens são geradas com o gradiente aplicado com lobos contrários de uma aquisição para outra: imagem com aplicação do lobo positivo primeiro em (A), e com a inversão dos lobos do gradiente em (B). A imagem de contraste de fase (C) é a diferença entre as duas imagens do gradiente.

Fonte: KOROSSEC, TURSKI, 1997.²⁵

2.5.1 Quantificação de Fluxo

Parâmetros quantitativos de análise podem ser extraídos através de pós processamento das imagens de CF. A velocidade do fluxo pode ser quantificada pela Equação 14.⁴

$$v = \left(\frac{\Delta\phi}{\pi} \right) VENC. \quad \text{Equação 14}$$

A taxa do volume de fluxo (TVF) que passa por um pixel é definida como o produto da área do pixel (em cm^2) pela velocidade média do fluxo (em cm/s), como mostra a Equação 15:^{4,25}

$$TVF = 60av, \quad \text{Equação 15}$$

onde o fator 60 converte de segundos para minutos. Para encontrar a TVF que passa por um vaso, ou determinada região, uma região de interesse (RDI) deve ser colocada no ponto de escolha, manualmente ou automaticamente. A TVF é então somada em todos os pixels que cobrem a RDI. Como todos os pixels tem a mesma área, a referida taxa é dada pela Equação 16^{4,25}

$$TVF_{tot} = \sum_{i_pixels} 60a_i v_i = 60a \sum_{i_pixels} v_i. \quad \text{Equação 16}$$

Na imagem por RM, a TVF pode ser determinada adquirindo uma imagem de contraste de fase orientada perpendicularmente ao fluxo que se deseja medir, e aplicando o gradiente codificador de velocidade ao longo do eixo de seleção de corte.^{4,25}

Se a sequência de imagens não for sincronizada com o batimento cardíaco, o resultado que se obtém é uma média da TVF no tempo. Quando a aquisição é sincronizada com o ciclo cardíaco, as imagens adquiridas correspondem às faixas do ciclo cardíaco. Uma vez que a frequência cardíaca é conhecida, a TVF pode ser calculada para cada ponto do ciclo.^{4,25}

A determinação exata dos limites da região onde o fluxo será medido pode ser complexa, devido aos efeitos de volume parcial. A TVF nessa região pode ser superestimada porque a área do pixel utilizada no cálculo corresponde a área total, quando apenas uma parte do pixel contém fluxo. A utilização de imagens com alta resolução espacial reduz esse erro. A não linearidade espacial dos gradientes também pode introduzir erros, mas são usualmente desprezíveis, pois a cabeça do paciente está no isocentro do equipamento.⁴

O acionamento rápido dos gradientes induz correntes próximas às bobinas de gradiente, que são conhecidas por correntes de *eddy*. A fase induzida por correntes de *eddy* soma-se com a fase resultante do movimento dos spins, e a diferença de fase resultante não pode ser eliminada por subtração, pois diferentes gradientes de codificação de velocidade são utilizados para obter os dois conjuntos de dados (dos lobos positivo e negativo dos gradientes). Estes dois conjuntos são subtraídos entre si, e portanto as correntes de *eddy* induzidas pelos gradientes não são idênticas, e a subtração resulta num valor diferente de zero. Se a fase adicional não for levada em conta, as medidas não serão acuradas. Devido a sua natureza, a fase induzida pelas correntes de *eddy* varia lentamente através das imagens, portanto seus valores são próximos dentro da região de fluxo e fora dela. Consequentemente, uma medida no tecido estacionário adjacente à região a ser estudada dá uma estimativa de como as correntes de *eddy* estão induzindo fase nos spins dentro da mesma. Esta informação pode ser utilizada para ajustar as medidas de valores quantitativos da região de interesse.²⁵

2.6 Bases Anatômicas do Sistema Ventricular e Dinâmica do Líquor

O sistema nervoso central (SNC) é composto pela medula espinhal e pelo encéfalo, sendo que este se divide em três partes: cérebro, cerebelo e tronco encefálico. Envolvendo o SNC encontram-se as meninges, que se dividem em três camadas: a dura máter, mais superficial e espessa; a aracnoide, mais delicada e justaposta à dura máter, o espaço que separa as duas é conhecido por espaço subdural; e a pia máter, membrana mais interna aderida à superfície do encéfalo. O espaço que separa a pia máter da aracnoide é o espaço subaracnoideo, e é por onde circula o líquido cefalorraquidiano (LCR), ou líquor.²⁶

2.6.1 Ventriculos Cerebrais

Dentro do encéfalo encontram-se estruturas distintas onde há movimentação do LCR, os ventrículos cerebrais, que são: ventrículos laterais, terceiro ventrículo e quarto ventrículo. A Figura 22 mostra a visualização dos ventrículos e sua relação com o encéfalo.

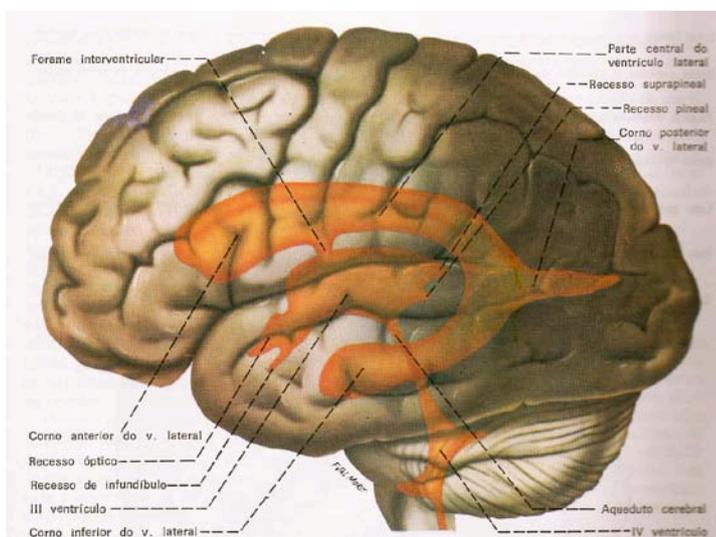


Figura 22 Ventriculos cerebrais.
Fonte: MACHADO, 2005.²⁶

Os ventrículos laterais representam duas cavidades de circulação liquórica, uma posicionada em cada hemisfério cerebral. À exceção do forâmen interventricular, que faz a comunicação com o terceiro ventrículo, os ventrículos laterais são cavidades

completamente fechadas. São formados por uma parte central e três cornos que correspondem aos três pólos dos hemisférios cerebrais, que podem ser vistos na Figura 22.^{26,27}

O terceiro ventrículo é uma cavidade situada na região mediana do cérebro, e relaciona-se com estruturas cerebrais que formam o diencéfalo: tálamo, hipotálamo, epitálamo e subtálamo. O terceiro ventrículo comunica-se com os ventrículos laterais através dos forâmens interventriculares (ou de Monro) e com o quarto ventrículo através do aqueduto cerebral ou aqueduto de Sylvius. Esta relação também pode ser vista na Figura 22.²⁶

A cavidade situada entre o bulbo, a ponte e o cerebelo denomina-se quarto ventrículo. Comunica-se com o terceiro ventrículo através do aqueduto cerebral. Da sua cavidade surgem prolongamentos laterais que formam os recessos laterais, meio de comunicação com o espaço subaracnoideo através do forâmen de Luschka. O forâmen de Magendie é uma abertura mediana situada no teto do ventrículo. Através destes forâmens o LCR que preenche o ventrículo passa para o espaço subaracnoideo. A disposição do quarto ventrículo pode ser vista na Figura 22.^{26,27}

2.6.2 Dinâmica do Líquor

O LCR é um líquido aquoso e incolor que preenche o espaço subaracnoideo e as cavidades ventriculares. Sua função principal é a proteção mecânica do SNC, funcionando como um amortecedor líquido entre o cérebro e a calota craniana. A variação de pressão resultante de qualquer choque em um ponto da calota craniana é distribuída igualmente, através do Princípio de Pascal.²⁶

O LCR normal de um adulto é incolor e límpido, apresenta uma contagem de quatro leucócitos por mm^3 e uma pressão de 5 a 20 cm de água na região lombar. O volume total varia entre 100 e 150 cm^3 e apresenta um ciclo de renovação de 8 horas.²⁶

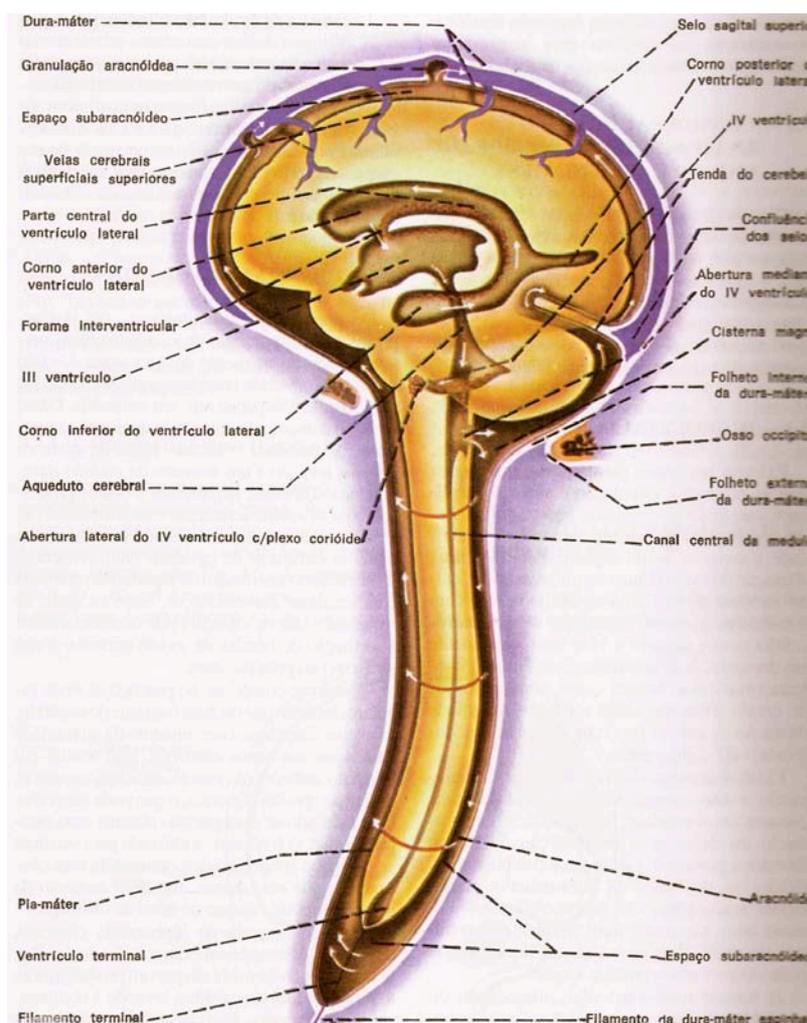


Figura 23 Esquema da circulação do líquido pelo sistema nervoso central.

Fonte: MACHADO, 2005.²⁶

O LCR forma-se principalmente nos plexos coróides presentes nos ventrículos, mas também nas paredes ventriculares e vasos da meninge. Este líquido circula entre os ventrículos e através da abertura do quarto ventrículo passa para o espaço subaracnoideo, onde é reabsorvido pelas granulações aracnoideas. Esta movimentação pode ser acompanhada na Figura 23. Como essas granulações predominam no seio sagital superior, o movimento de LCR neste espaço é no sentido caudal cranial. Já no espaço subaracnoideo da medula, o líquido desce e é em parte reabsorvido por granulações presentes nos prolongamentos da dura máter que acompanham as raízes dos nervos espinais.

A circulação do LCR é em geral lenta e seus mecanismos determinantes ainda não são bem conhecidos. O movimento do LCR tem duas componentes: o fluxo estacionário resultante dos ventrículos para o espaço subaracnoideo e para os

locais de absorção e o fluxo pulsátil superposto ao primeiro movimento. O movimento pulsátil é resultante da expansão da vascularização cerebral durante o ciclo cardíaco. O cérebro recebe 20% do fluxo cardíaco, e conforme o sangue entra nas artérias cranianas, durante a sístole, elas expandem. Este impulso continua nas arteríolas e sistema capilar do cérebro, o que leva a expansão desses vasos no tecido cerebral. Isto força a saída do LCR do sistema ventricular e dos espaços subaracnoideos, e para o canal espinhal. Este padrão é revertido na diástole cardíaca. O movimento como um todo apresenta uma pequena componente resultante na direção crânio caudal.^{2,28} A dinâmica da movimentação do LCR está demonstrada na Figura 24.

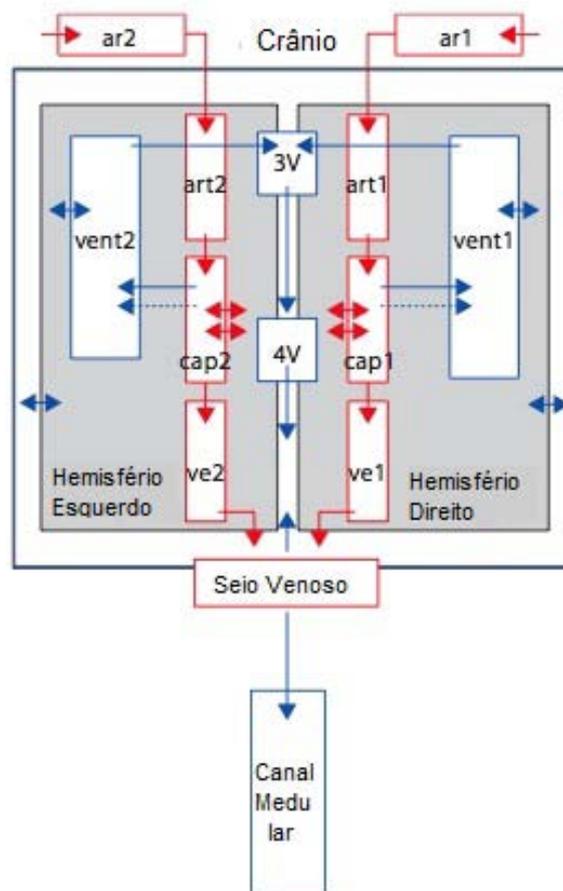


Figura 24 Esquema da dinâmica do LCR sincronizada com o batimento cardíaco.
Fonte: PENN, LINNINGER, 2009.²⁸

2.7 O Exame de Ressonância Magnética do Encéfalo para Avaliação de Fluxo Liquórico

No exame de RM para avaliação de fluxo liquórico, além das imagens convencionais de RM, aquisições de contraste de fase podem ser feitas e melhoram a acurácia do diagnóstico. Uma aquisição de CF sagital no plano do quarto ventrículo pode auxiliar na identificação da presença ou não de fluxo no aqueduto. A partir desta imagem pode ser feita uma análise qualitativa do fluxo. Já a aquisição de contraste de fase axial perpendicular ao aqueduto pode ser utilizada para gerar os parâmetros quantitativos de fluxo. Estas duas imagens podem ser vistas na Figura 25.

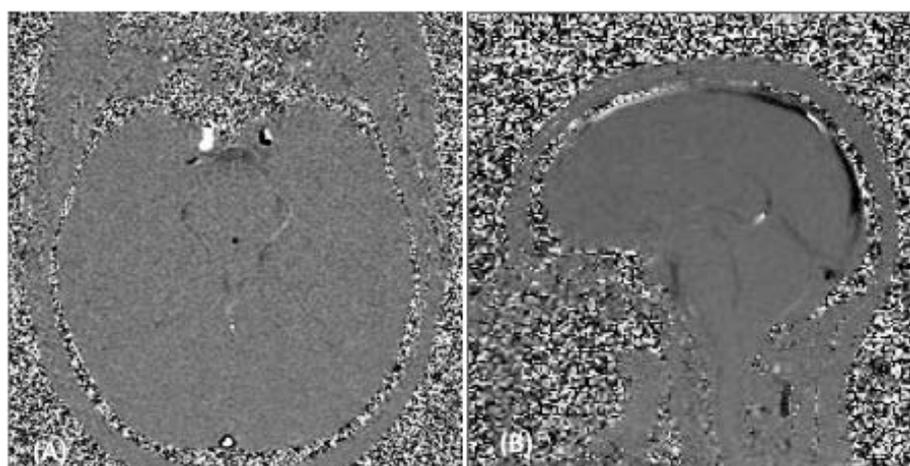


Figura 25 Aquisição CF axial perpendicular ao aqueduto (A), e aquisição CF sagital no plano do quarto ventrículo (B).

O uso desta técnica resulta em parâmetros como velocidade de pico, volume nas direções caudo cranial e crânio caudal, volume total e volume resultante, e área do aqueduto cerebral. É conhecida a existência de diversas doenças que acometem a circulação liquórica e a análise dos resultados obtidos com a técnica de contraste de fase é uma ferramenta a mais para o auxílio no diagnóstico dessas doenças, bem como no prognóstico das mesmas.

Entre as aplicações possíveis, pode-se destacar o uso da técnica na avaliação de estenose de aqueduto, cisto aracnoideo, avaliação de derivação ventrículo peritoneal (DVP), e hidrocefalias. A hidrocefalia pode surgir de diversas

condições, que podem ser comunicantes ou obstrutivas, decorrentes de tumores, meningite, hipertensão venosa, hemorragia subaracnoidea, entre outras.^{1,18,29}

A aplicação mais descrita e pesquisada pela literatura, entretanto, talvez seja na hidrocefalia de pressão normal (HPN). Esta condição é uma forma crônica de hidrocefalia comunicante e caracteriza-se por três sintomas: demência, distúrbio da marcha e incontinência urinária. Foi primeiramente descrita em 1964 por Hakim e Adams e é prevalente em pessoas idosas.¹ Os achados de imagem caracterizam-se por ventriculomegalia, ou seja, ventrículos fora de proporção com o alargamento dos sulcos corticais. Uma representação do mecanismo da doença pode ser visto na Figura 26, que mostra a diferença da expansão sistólica cerebral entre pacientes normais e portadores de hidrocefalia comunicante (HC) e HPN precoce. Em pacientes normais, a expansão sistólica dos hemisférios cerebrais dá-se para fora, comprimindo as veias corticais, e em menor grau para dentro, comprimindo os ventrículos laterais. Na HC e na HPN precoce, o cérebro se encontra expandido contra a tábua interna do crânio, comprimindo os ventrículos laterais e as veias corticais. Como a expansão externa do cérebro não é mais possível, o aumento do volume hemisférico durante a sístole ocorre para dentro, comprimindo os ventrículos laterais. A combinação deste deslocamento interno aumentado com o ligeiro alargamento aquedutal que ocorre na HC leva a um fluxo hiperdinâmico do LCR enquanto não houver alteração do influxo de sangue durante a sístole cardíaca.^{1,2,18,25-29}

A RM para avaliação do fluxo de LCR é útil na seleção de pacientes com HPN para colocação de DVP, através dos parâmetros obtidos com a imagem de contraste de fase, principalmente o volume total. O trabalho de Bradley *et al*, publicado em 1996², foi o pioneiro em identificar um valor de corte para o volume total em que a possibilidade de resposta positiva do paciente à DVP fosse maior. O valor encontrado para a amostra estudada no seu trabalho foi de $42\mu\text{L}^2$, embora haja variações entre equipamentos, devido à técnica de aquisição e o próprio equipamento.³ Estudos seguintes ao de Bradley, e conduzidos até hoje, baseiam-se na sua técnica e nos seus resultados, ressaltando a importância deste exame na decisão conjunta tomada entre neurorradiologistas, neurologistas e neurocirurgiões para melhorar a qualidade de vida e reverter alguns sintomas dos pacientes acometidos por esta doença.

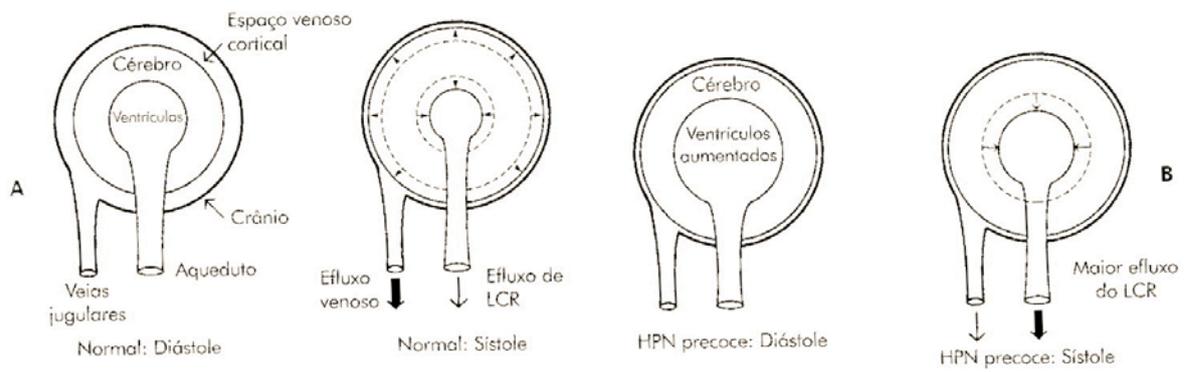


Figura 26 Representação da expansão cerebral sistólica em pacientes normais (A) e portadores de HC e HPN precoce (B).
 Fonte: STARK; BRADLEY, 2005.¹

3 MATERIAIS E MÉTODOS

Para esta pesquisa, foram analisados os parâmetros obtidos a partir do exame de Ressonância Magnética (RM): velocidade de pico (VP), volume crânio caudal (VCrC), volume caudo cranial (VCCr), volume total (VT) e área (A) da região de interesse (RDI) no aqueduto do quarto ventrículo. Estes parâmetros foram calculados, através de um software específico para o equipamento utilizado fornecido pelo fabricante, para as séries adquiridas com e sem o uso da técnica de imagens paralelas (TIP).

3.1 Amostra

Os dados utilizados nesse trabalho são provenientes de pacientes que submeteram a exames de RM para avaliação de fluxo liquórico na Unidade de Diagnóstico por Imagem do Hospital Moinhos de Vento, no período de outubro de 2010 a abril de 2011.

Um total de 25 casos foi analisado. A idade média da amostra foi de 74 anos (mínima de 54 e máxima de 89 anos), sendo 13 mulheres e 12 homens. Por se tratar de um estudo de comparação entre os resultados obtidos entre duas séries distintas de aquisição de imagem, não há nenhuma restrição em relação ao histórico médico do paciente, e este não foi levado em conta na análise. O nome e quaisquer dados pessoais foram retirados das imagens e deste trabalho para preservar a privacidade dos pacientes envolvidos neste estudo.

3.2 Aquisição de Imagens

As imagens deste estudo foram adquiridas em um equipamento de ressonância magnética modelo Avanto (Siemens Medical Systems, Erlangen, Alemanha), de 1,5 T, situado na Unidade de Diagnóstico por Imagem do Hospital Moinhos de Vento de Porto Alegre. As aquisições com e sem o uso de imagens paralelas foram feitas conforme o protocolo utilizado no serviço, e o uso de meio de contraste não se fez necessário.

As aquisições de contraste de fase foram adquiridas perpendicularmente ao aqueduto do quarto ventrículo, localizado através da sequência CISS (do inglês, *Constructive Interference in the Steady State*), que evidencia os limites entre o tecido cerebral e líquido, como pode ser visto na Figura 27.

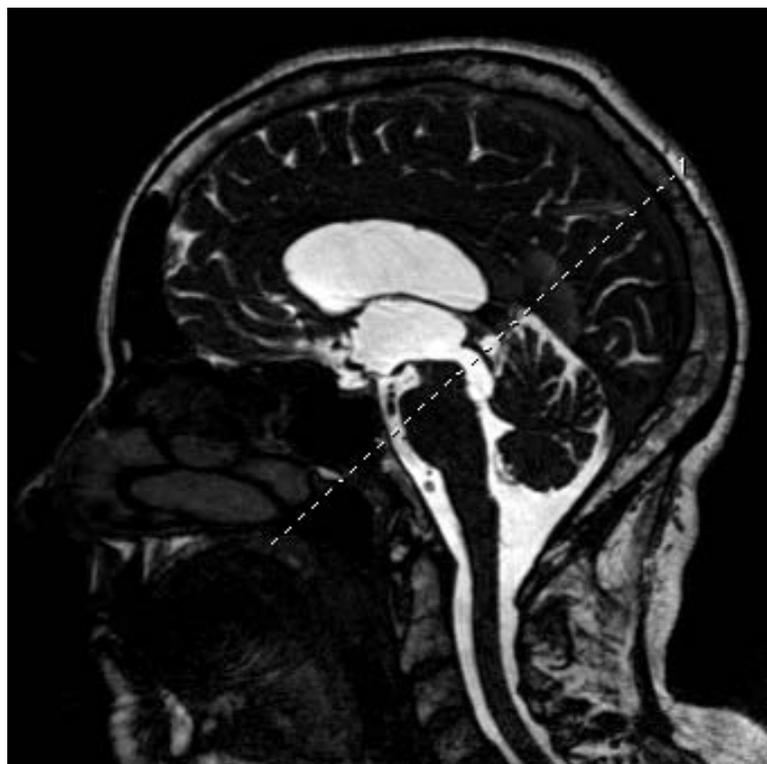


Figura 27 Aquisição CISS sagital mostrando a localização do aqueduto do quarto ventrículo pela linha pontilhada. A partir desta série é feita a programação da aquisição CF, perpendicular ao aqueduto.

A aquisição de contraste de fase (CF) utilizada para gerar os dados quantitativos foi a sequência FLASH (do inglês, *Fast Low Angle Shot*) com sincronia cardíaca e gradientes de codificação de velocidade de fluxo. A matriz utilizada foi de 256x256, um campo de visão (CDV) de 16 cm e uma espessura de corte de 4,5 mm. Os tempos foram de 32 e 8,9 ms (tempo de repetição TR e tempo de eco TE, respectivamente), com um ângulo de desvio (AD) de 10°.

Uma bobina de crânio de doze elementos foi utilizada para realizar o exame, e o paciente foi posicionado com a cabeça centralizada na bobina. Para a sincronia com o movimento cardíaco, eletrodos próprios para o ambiente de RM foram utilizados, e posicionados no paciente conforme a orientação do fabricante, como pode ser visto na Figura 28. A sincronia com o movimento cardíaco do paciente foi feita de maneira prospectiva. A coleta do sinal de RM foi sincronizada

com cada parte do ECG, criando assim imagens da movimentação do LCR em cada momento do ciclo cardíaco.

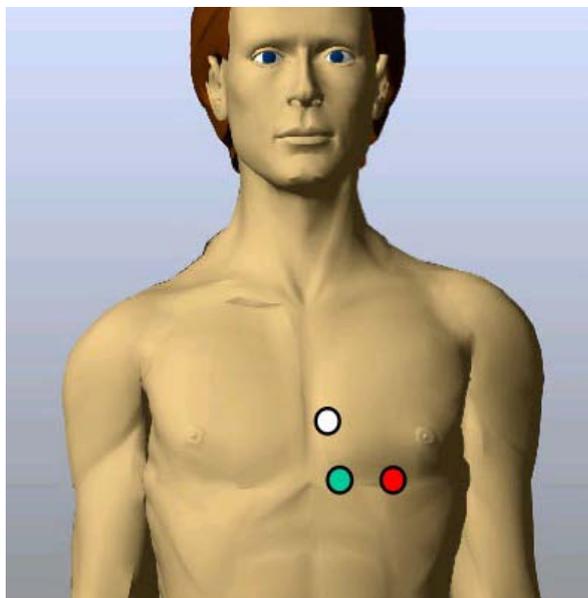


Figura 28 Posição dos eletrodos para sincronia cardíaca no exame de RM para avaliação de fluxo líquórico.

Fonte: Siemens Medical Systems, 2009.³⁰

A velocidade máxima do gradiente de codificação de velocidade (VENC, do inglês *velocity encoding*) padrão no protocolo do serviço é de 20 cm/s, e este valor foi alterado apenas nos casos de ocorrências de artefatos nas imagens, como descrito anteriormente. Na aquisição com imagem paralela, a técnica GRAPPA foi utilizada, com um fator de aceleração foi 2. Nenhum outro parâmetro da aquisição foi modificado.

3.3 Avaliação da razão sinal ruído

Para encontrar a RSR das aquisições, foram desenhadas duas RDIs, uma no tecido estacionário adjacente ao aqueduto e outra no canto esquerdo inferior da imagem como pode ser visto na **Error! Reference source not found.** A RSR sinal ruído foi encontrada através da divisão da intensidade de sinal média da RDI no tecido estacionário pela intensidade de sinal média da RDI no plano de fundo.



Figura 29 RDI 1 no tecido cerebral e RDI 2 no canto inferior esquerdo da imagem. Estas duas regiões de interesse serão utilizadas para encontrar a RSR da imagem.

3.4 Derivação dos parâmetros quantitativos

A aquisição das imagens de ressonância magnética de contraste de fase foi feito segundo protocolo utilizado no serviço, conforme mostrado na seção 3.2, com e sem fator de aceleração. O pós processamento para obtenção dos parâmetros descritos previamente foi feito independentemente por duas pessoas treinadas, a autora (observador 1) e um físico (observador 2). Este protocolo foi validado no setor e está baseado no artigo de Bradley de 1996.²

Os parâmetros quantitativos foram calculados através do software Argus (Siemens Medical Systems, Erlangen, Alemanha). O processamento consiste em desenhar uma RDI no aqueduto, em forma de desenho livre. A RDI foi então propagada para todos os cortes da aquisição. Teve-se o cuidado de analisar cada imagem após a propagação da RDI, para certificar-se de que esta englobasse todo o aqueduto em todos os cortes. O motivo do cuidado deve-se ao fato de que uma subestimação da RDI, e por consequência, da área do aqueduto, pode introduzir erros nas medidas. O mesmo não ocorre no caso de uma superestimação da área, pois os pixels da vizinhança incluídos na RDI tem fase próxima a zero, e os erros introduzidos são mínimos.

Para eliminar os erros induzidos pelas correntes de *eddy* foi criada uma RDI de referência na região adjacente ao aqueduto, e a propagação da mesma para todos os cortes. O cuidado nesta etapa é na certificação de que a RDI de referência não esteja incluindo pixels que contenham fluxo. O uso da ferramenta de compensação da linha de base elimina fases residuais decorrentes das correntes de *eddy*. A interface com o usuário do software utilizado e o processo de criação e propagação das regiões de interesse é mostrada na Figura 30.

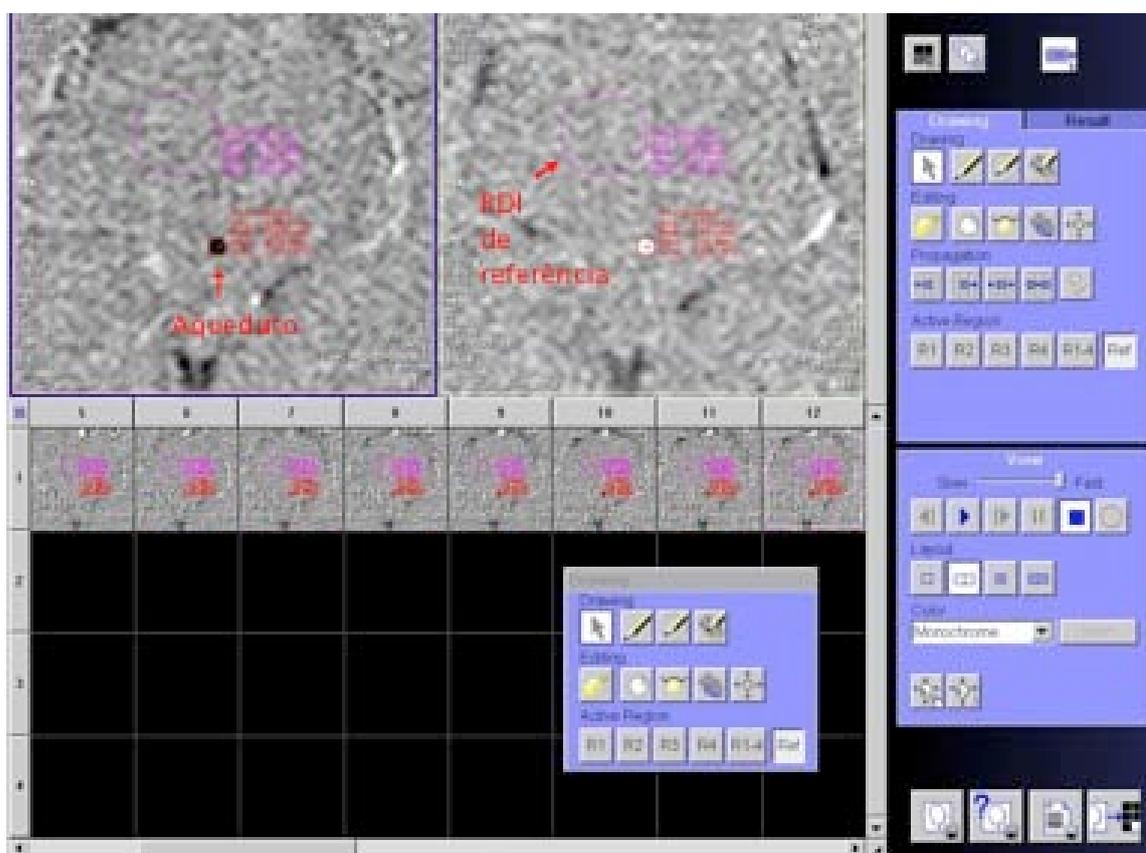


Figura 30 Interface com o usuário do software Argus e criação da RDI no aqueduto e RDI de referência em tecido estacionário vizinho, propagados para todos os cortes.

A etapa seguinte foi o cálculo das variáveis quantitativas, que é feito automaticamente pelo Argus. O programa apresenta gráficos de cada parâmetro em função do tempo resultantes da análise, e uma tabela resumo com as informações do paciente e dados obtidos. A Figura 31 mostra o resultado de um paciente.

O processo acima descrito foi realizado para todos os pacientes e nas duas aquisições. Os valores obtidos foram armazenados em tabelas do Excel para posterior análise estatística.

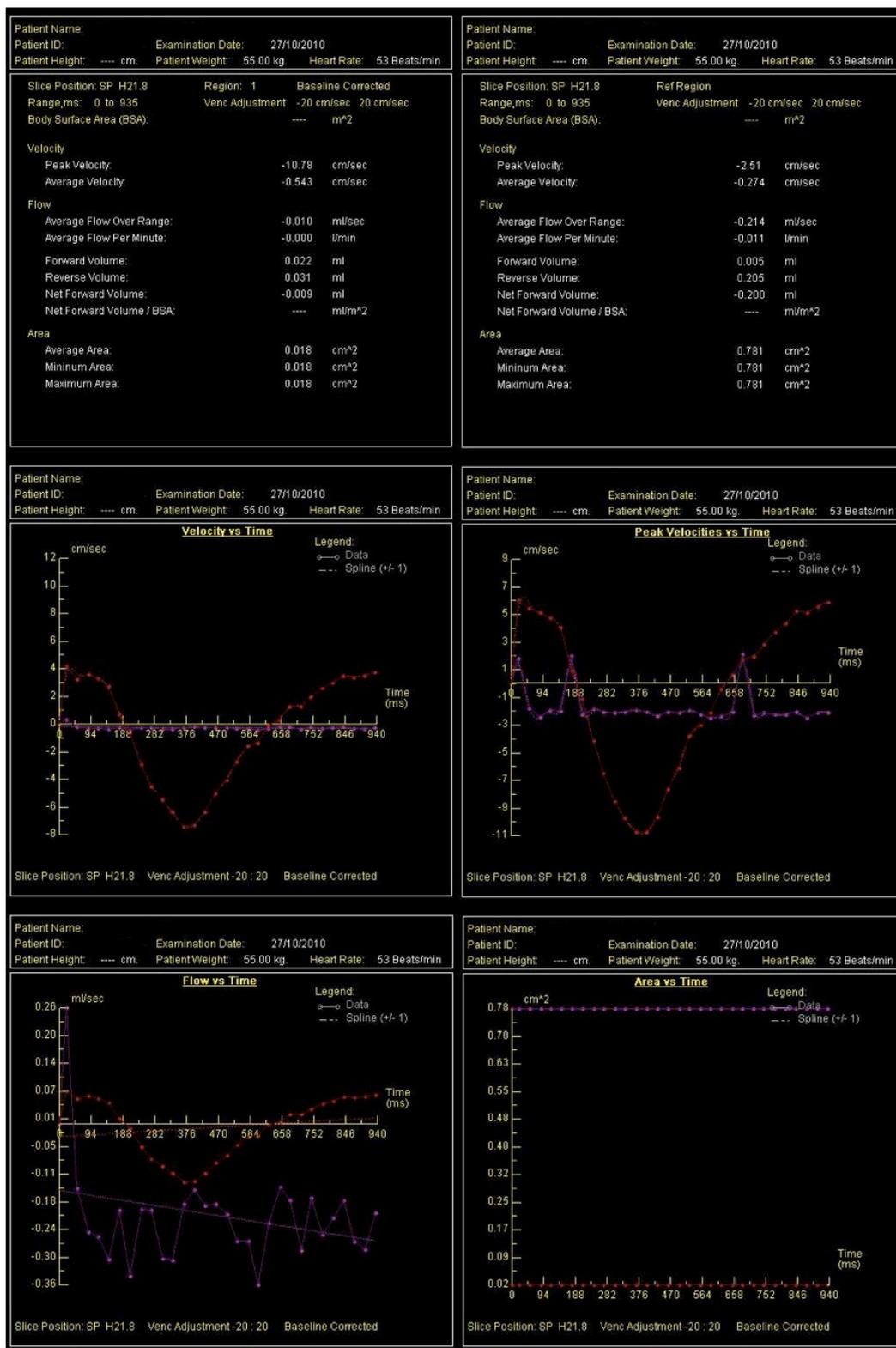


Figura 31 Resultados obtidos da análise do Argus para o paciente 1. Primeira linha: velocidade pelo tempo, fluxo resultante pelo tempo e tabela resumo. Segunda linha: fluxo pelo tempo, área pelo tempo e velocidade de pico pelo tempo. A linha vermelha nos gráficos representam os dados obtidos a partir da RDI no aqueduto, e a linha rosa os dados da RDI de referência.

3.5 Tratamento e Análise dos Dados

Os dados registrados foram analisados de forma comparativa entre os dois tipos de aquisição e entre os dois observadores do estudo. A análise estatística foi realizada no software Excel. A informação na redução no tempo de aquisição e na RSR foram avaliados por média simples. O teste do coeficiente de correlação de Pearson (CCP) e a análise por regressão linear (RL) foram utilizados para avaliar a correlação entre os parâmetros medidos.

Para estabelecer a acurácia na implementação da aquisição de CF, a estatística de Bland Altman foi utilizada para as diferenças entre as aquisições de ressonância magnética com contraste de fase com e sem o uso do fator de aceleração, separadamente para cada parâmetro analisado. Este método é baseado nas diferenças entre medidas de um mesmo parâmetro obtidas por dois métodos distintos, sendo essa diferença avaliada em relação à média obtida dos dois resultados.³¹ Este tipo de análise é especialmente indicado em estudos de comparação de métodos em medicina, pois demonstra melhor nível de concordância entre os dois métodos. Os resultados serão mostrados, no próximo capítulo, em gráficos da diferença pela média, e os limites de aceitação foram calculados como a média ± 2 desvios padrão (DP).³²

A comparação de Bland Altman, baseada nas diferenças absolutas das medidas, é apropriada porque o erro na fase da aquisição de CF não aumenta com o valor de fase medido, ou seja, se houver diferenças de velocidades medidas não haverá propagação do erro. O ruído na reconstrução das imagens é independente da fase desde que o ruído nos canais real e imaginário não se correlacione. Portanto, os erros nas medidas não devem mudar com a medida de velocidade. Este método de análise estatística foi utilizado previamente em estudo de fundamentação próxima ao que se propõe aqui e está relatado na literatura.⁶

3.6 Limitações do Método

A amostra analisada é relativamente pequena, pois este tipo de exame não é tão frequente na rotina do serviço onde foi realizado.

O pós processamento das imagens é um método dependente da pessoa que o realiza, e esta dependência pode induzir alguns erros, embora pequenos. De todos os parâmetros resultantes do processamento, a área da RDI desenhada no aqueduto tende a ter maior variação entre os observadores, pois é realizada de maneira manual e pode apresentar uma subjetividade resultante da análise dos observadores.

4 RESULTADOS E DISCUSSÃO

O tempo médio de aquisição para a série sem fator de aceleração foi de 6 minutos e 25 segundos (mínimo de 3 minutos e 58 segundos, e máximo de 12 minutos e 37 segundos), enquanto para a série com fator de aceleração foi de 3 minutos e 34 segundos (mínimo de 2 minutos e 7 segundos, e máximo de 5 minutos e 10 segundos). O uso da Técnica de Imagens Paralelas (TIP) portanto levou a uma redução de 47% no tempo de aquisição as imagens. Essa redução no tempo de aquisição em aproximadamente metade permite maior conforto do paciente e comodidade tanto para paciente quanto para o tecnólogo que realiza o exame, em casos de pacientes não colaborativos, sejam eles claustrofóbicos ou debilitados por condição médica. O tempo mais curto também diminui a chance de aparecerem artefatos por movimentação por parte do paciente.

Por outro lado, a introdução do fator de aceleração ocasionou uma perda de 18% na razão sinal ruído (RSR), que passou de 14,73 (máximo de 19,04 e mínimo de 5,20) na aquisição sem fator de aceleração para 12,11 (máximo de 17,70 e mínimo de 9,08) na aquisição com fator de aceleração.

O coeficiente de correlação de Pearson (CCP) para cada variável e cada grupo de análise está demonstrado na Tabela 3. Para todos os grupos, a área foi o parâmetro que apresentou menor correlação, sendo a correlação entre os observadores para a aquisição sem fator de aceleração a menor encontrada (CCP = 0,61). Os valores próximos de 1 indicam forte correlação de todos os parâmetros entre as aquisições, e todos os outros parâmetros se correlacionam fortemente (CCP acima de 0,88), indicando não haver muita variação entre as aquisições sem e com fator de aceleração. Como a área é desenhada de maneira subjetiva pela pessoa que processa o exame, sendo que a única regra é o cuidado para não deixar nenhuma parte do aqueduto fora da região de interesse (RDI), torna-se mais fortemente dependente do observador do que os outros parâmetros, e uma maior variação já era esperada. Apesar deste fator, a grande variação encontrada na área não afeta de maneira significativa os demais parâmetros.

Tabela 3 Coeficiente de correlação de Pearson para os parâmetros derivados

Coeficiente de Correlação de Pearson	VP (cm/s)	VCrC (μ L)	VCCr (μ L)	VR (μ L)	VT (μ L)	A (cm^2)
Observador 1	0,96	0,98	0,97	0,88	0,98	0,75
Observador 2	0,96	0,98	0,96	0,89	0,98	0,89
Sem fator de aceleração entre observadores	1,0	0,98	0,96	0,98	0,97	0,61
Com fator de aceleração entre observadores	1,0	0,99	0,97	0,99	0,98	0,67

O teste de regressão linear foi realizado separadamente para os dados obtidos pelo observador 1 (sem e com fator de aceleração), pelo observador 2 (sem e com fator de aceleração), pela comparação entre os dados dos observadores (sem e com fator de aceleração). Para cada grupo, o valor de R^2 foi encontrado e está exposto na Tabela 4. Através destes resultados, percebe-se a forte correlação dos parâmetros velocidade de pico (VP, com R^2 acima de 0,916), volume crânio caudal (VCrC, com R^2 acima de 0,959), volume caudo cranial (VCCr, com R^2 acima de 0,914) e volume total (VT, com R^2 acima de 0,950) para os quatro grupos, apresentando valores sempre acima de 0,914. O volume resultante (VR) apresentou uma correlação inferior, mas não menos significativa, tanto para os dados do observador 1 como para os do observador 2 (R^2 igual a 0,784 e 0,799, respectivamente). Avaliando-se os dados entre as duas pessoas, a correlação torna-se forte novamente, acima de 0,96. A área (A) foi o parâmetro que apresentou maior variação, e baixa correlação em quase todos os grupos, com R^2 abaixo de 0,793. É importante salientar que, apesar do resultado encontrado, a grande variação na área do aqueduto não influenciou nos resultados dos outros parâmetros, de maior importância médica, que apresentaram boa correlação.

Tabela 4 Valor de R^2 obtido da regressão linear para os parâmetros derivados.

R^2	VP	VCrC	VCCr	VR	VT	A
Observador 1	0,916	0,959	0,937	0,784	0,966	0,568
Observador 2	0,924	0,962	0,914	0,799	0,963	0,793
Sem fator de aceleração entre observadores	0,998	0,966	0,922	0,960	0,950	0,369
Com fator de aceleração entre observadores	0,999	0,974	0,934	0,983	0,959	0,445

No caso dos resultados obtidos pelos observadores, comparando as aquisições sem e com fator de aceleração, a Tabela 5 mostra a média e o limite superior e inferior de aceitação, que representam ± 2 desvios padrão (DP), encontrados através da análise por Bland Altman, para todos os parâmetros estudados.

Tabela 5 Limite superior e inferior de aceitação para os parâmetros derivados

		VP (cm/s)	VCrC (μ L)	VCCr (μ L)	VR (μ L)	VT (μ L)	A (cm^2)
Média	Observador 1	0,025	2,32	2,8	-9,44	5,32	0,0048
	Observador 2	0,073	1,88	2,48	0,2	4,36	0,0010
Limite superior	Observador 1	1,91	19,51	21,34	16,12	35,02	0,035
	Observador 2	1,85	17,72	20,86	21,98	30,89	0,025
Limite inferior	Observador 1	-1,86	-14,87	-15,75	-35	-24,39	-0,025
	Observador 2	-1,71	-13,96	-15,90	-21,56	-22,17	-0,023

A Figura 32 mostra os resultados gráficos do método de Bland Altman para todos os parâmetros, para os observadores. As linhas sólidas indicam os limites de aceitação da média $\pm 2DP$ e a média da diferença. Os gráficos gerados facilitam a análise da variação dos parâmetros e sua correlação, ao mostrar a diferença entre os dois métodos distribuída pela média dos mesmos, em comparação com os resultados gerados por regressão linear. Para todos os parâmetros observa-se uma distribuição dos resultados dentro dos limites de aceitação, e no máximo dois pontos fora dos limites, o que indica uma boa correlação entre as aquisições sem e com fator de aceleração. Pode-se também observar que o volume resultante e a área, os dois parâmetros que apresentaram pior correlação pela regressão linear, pela análise por Bland Altman mostram uma correlação mais forte.

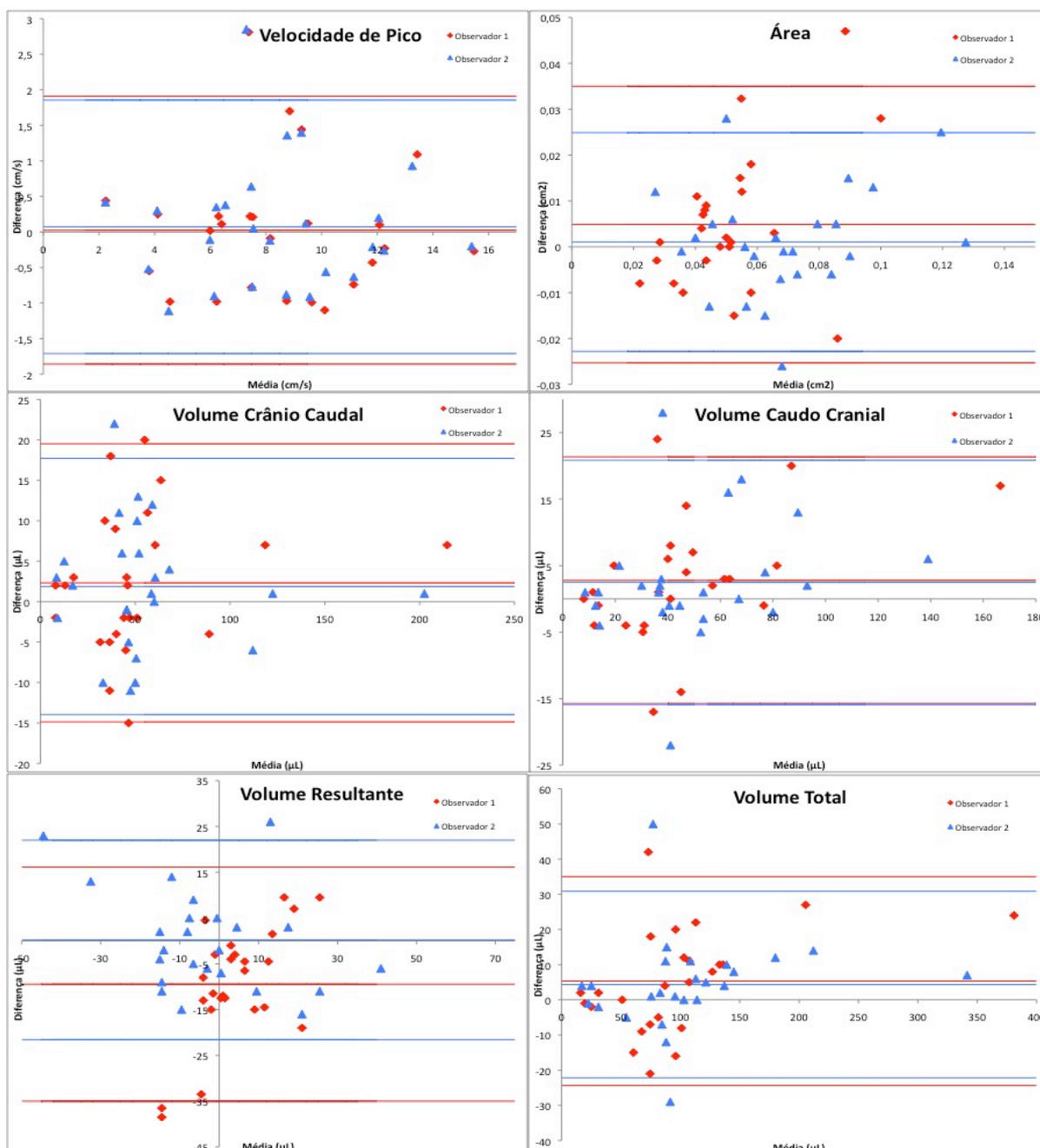


Figura 32 Resultados obtidos da análise por Bland Altman, diferença entre métodos em função da média entre eles. As linhas sólidas em cada gráfico representam os limites da média $\pm 2DP$ e a média para os resultados dos observadores.

A Figura 33 mostra os resultados do método de Bland Altman comparando-se os valores obtidos entre os observadores na aquisição sem fator de aceleração, e na aquisição com fator de aceleração. Como comentado acima, igualmente aqui observa-se uma distribuição dos resultados dentro dos limites de aceitação percebe-se no máximo 2 pontos fora dos limites, para todos os parâmetros. Novamente se percebe boa correlação entre os parâmetros estudados. A área, que apresentou os piores

resultados na análise por regressão linear, na análise por Bland Altman mostra que há boa correlação entre os dados. Os outros parâmetros reproduzem os bons resultados do método de regressão linear.

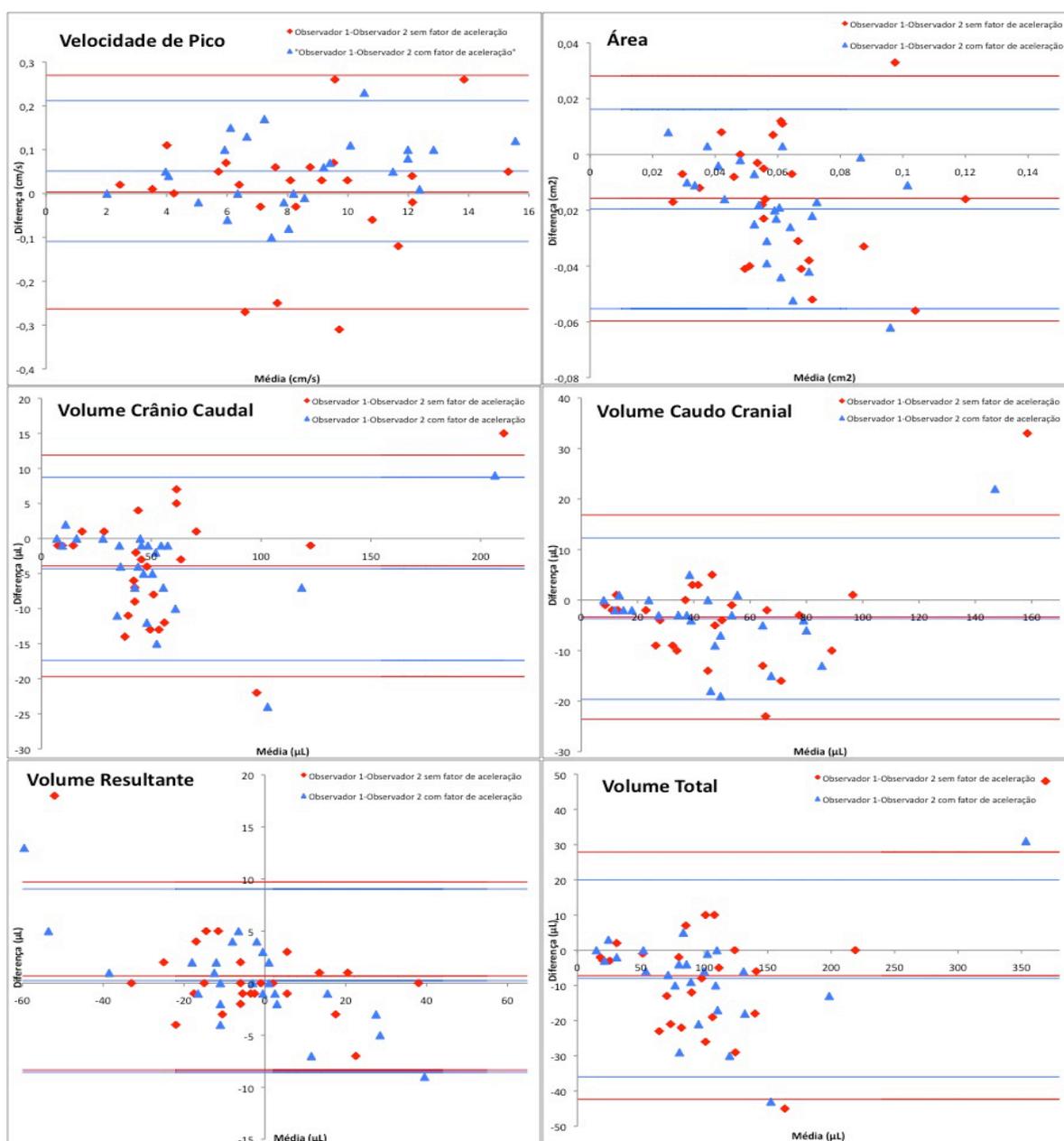


Figura 33 Resultados obtidos da análise por Bland Altman, diferença entre métodos em função da média entre eles. As linhas sólidas em cada gráfico representam os limites da média $\pm 2DP$ e a média para os resultados sem fator de aceleração e com fator de aceleração.

O trabalho Lew *et al*⁶ avaliou os dados quantitativos extraídos da aquisição de CF convencional e com a utilização do algoritmo SENSE, para avaliação de fluxo na aorta torácica e tronco pulmonar. Seu estudo demonstrou não

haver alteração significativa nesses dados quantitativos obtidos das duas aquisições. O presente trabalho também não encontrou diferença significativa entre os valores quantitativos das aquisições de CF convencional e com a utilização do algoritmo GRAPPA para avaliação de fluxo liquórico. Portanto, os resultados encontrados neste estudo corroboram os resultados presentes na literatura.

Deve-se ressaltar que o menor tempo de aquisição, além de ser mais confortável para o paciente, aumenta a produtividade do serviço. Considerando-se um serviço que realize anualmente, em média, 70 exames de RM para avaliação de fluxo liquórico, com tempo médio de 20 minutos e preço médio de R\$ 600,00, totalizando receita de R\$ 42.000,00 por ano, a troca da aquisição convencional por aquisição com uso de TIP resultará em uma redução média de 4 minutos por exame no tempo de exame, correspondendo a um total de 280 minutos por ano, ou aumento de 14 exames por ano, gerando um aumento de receita anual de R\$ 8.400,00. Pode-se imaginar que a aplicação da TIP em outras aquisições convencionais irá reduzir de maneira significativa o tempo de exame e aumentará a produtividade do serviço .

5 CONCLUSÕES E SUGESTÕES

A redução no tempo de 47% entre as aquisições sem e com fator de aceleração mostra a vantagem de se utilizar a Técnica de Imagens Paralelas (TIP). Apesar de afetar a qualidade da imagem, reduzindo a razão sinal ruído (RSR) em 18%, o menor tempo permite que o paciente debilitado por uma das diversas doenças que acometem a dinâmica da movimentação do líquido cefalorraquidiano (LCR) consigam realizar o exame de modo mais confortável, aliviando a tensão dentro da máquina e possíveis movimentos que interfeririam na qualidade do diagnóstico através da imagem e dos dados quantitativos extraídos do exame. O tempo reduzido de exame também aumenta a produtividade do serviço. Contudo, a redução no tempo em nada beneficia no exame se a variação nos dados quantitativos for muito significativa, e este foi o principal motivo de investigação deste trabalho.

Foram analisados os valores quantitativos dos parâmetros propostos para estudo, e pode-se afirmar que existe uma boa concordância entre os valores quantitativos obtidos dos seis parâmetros analisados: velocidade de pico (VP), volume crânio caudal (VCrC), volume caudo cranial (VCCr), volume resultante (VR), volume total (VT) e área (A). Os três testes estatísticos utilizados neste estudo (coeficiente de correlação de Pearson, regressão linear e Bland Altman), revelaram haver forte correlação entre os parâmetros para as aquisições sem e com fator de aceleração nos dados dos observadores, e também nas comparações entre os dois observadores para as duas aquisições separadamente, com valores de Coeficiente de Correlação de Pearson acima de 0,88, valores de R^2 acima de 0,784 e no máximo dois pontos fora dos limites de Bland Altman.

A área do aqueduto mostrou ser o parâmetro de maior variação, para os testes do coeficiente de correlação de Pearson, com valores abaixo de 0,89 e a análise por regressão linear, com valores abaixo de 0,793 entre os quatro grupos de análise. A alta variação deve-se ao caráter subjetivo do método de definir a área do aqueduto. Embora esta variação seja mais alta do que o desejável, não influencia significativamente nos resultados dos outros parâmetros. Pela análise de Bland Altman, a área não apresentou grande variação, com no máximo dois pontos fora dos limites.

Conclui-se que, apesar da queda na RSR e na maior variação observada na área do aqueduto, os parâmetros de maior relevância médica não sofreram alterações significativas.

Como sugestão, propõe-se utilizar a sequência gradiente eco CISS (do inglês, *Constructive Interference in the Steady State*) angulada no aqueduto e adquirida de maneira axial ao mesmo, para servir como referência no desenho da região de interesse (RDI), que resultará na área do aqueduto. A criação da RDI a partir desta série numa próxima etapa do trabalho será para estudar o impacto da TIP nos dados quantitativos retirando-se a influência da área.

Devido aos seus bons resultados, a etapa seguinte deste estudo será a implementação da aquisição com uso da TIP como protocolo nos exames de Ressonância Magnética (RM) para avaliação do fluxo líquórico na rotina clínica do serviço.

REFERÊNCIAS

AGGARWAL, N; BRESLER, Y. **Accelerated parallel magnetic resonance imaging by adaptive k-space sampling**. IEEE International Symposium on Biomedical Imaging: Nano to Macro. Washington DC, 2004.

ALTMAN, DG; BLAND, JM. Measurement in medicine: the analyses of method comparison studies. **The Statistician**, v. 32, p. 307-317, 1983.

BERNSTEIN, MA; KING, KF; ZHOU, XJ. **Handbook of MRI Pulse Sequences**. Amsterdam: Elsevier, 2004, 1040 p., ISBN 0-120-92861-2.

BLAND, JM; ALTMAN, DG. Comparing methods of measurements: why plotting difference against standard method is misleading. **Lancet**, v. 346, p. 1085-1087, 1995.

BLOCK, F. Nuclear induction. **Physics Review**, v. 7, p. 460-474, 1946.

BRADLEY JR, WG; SCALZO, D; QUERALT, J; NITZ, WN; ATKINSON, DJ; WONG, P. Normal-pressure hydrocephalus: evaluation with cerebrospinal fluid flow measurements at MR imaging. **Radiology**, v.198. p. 523-529, 1996.

BUSHONG, S. C. **Magnetic resonance imaging: physical and biological principles**. St Louis: Mosby, 1995, 497 p., ISBN 0-8151-1342-0.

CHO, ZH; JONES, JP; SINGH, M. **Foundations of medical imaging**. New York: John Wiley & Sons, 1993, 600 p., ISBN 0-471-54573-2.

GALLAGHER, TA; NEMETH, AJ; HACEIN-BEY, L. An introduction to the Fourier Transform: relationship to MRI. **American Journal of Roentgenology**, v. 190, p. 1396-1405, 2008.

GLOCKNER, JF, HOUCHUN, HH, STANLEY, DW, ANGELOS, L, KING, K. Parallel Imaging: a user's guide. **Radio Graphics**, v. 35, n. 5, p. 1279-1297, 2005.

HAACKE, EM; BROWN, RW; THOMPSON, MR; VENKATESAN, R. **Magnetic resonance imaging: physical principles and sequence design**. New York: Wiley-Liss, 1999, 944 p., ISBN 0-471-35128-8.

HAHN, E. L. Spin echoes. **Physics Review**, v. 8, n. 4, p. 580-594, 1950.

KATSCHER, U; BÖRNERT, P; LEUSSLER, C; VAN DER BRINK, JS. Transmit SENSE. **Magnetic resonance in medicine**, v. 49, p, 144-150, 2003.

KLAAS, P; PRUESSMANN, MW; SCHEIDEGGER, MB, BOESIGER, P. SENSE: sensitivity encoding for fast MRI. **Magnetic resonance in medicine**, v. 42, p. 952-962, 1999.

KOROSEK, F; TURSKI, PA. Velocity and volume flow rate measurements using phase contrast magnetic resonance imaging. **Internacional Journal of Neuroradiology**, v. 3, n.4, p. 293-318, 1997.

LAUTERBUR, P. C. Imagem formation by induced local interactions: examples employing nuclear magnetic resonance. **Nature**, v. 242, p. 190-191, 1973.

LEW, CD; ALLEY, MT; BAMMER, R; SPIELMAN, DM; CHAN, FR. Peak velocity and flow quantification validation for sensitivity-encoded phase-contrast MR imaging. **Academic Radiology**, v. 14, p. 258-289, 2007.

LOTZ, J; MEIER, C; LEPPERT, A; GALANSKI, M. Cardiovascular flow measurements with phase-contrast MR imaging: basic facts and implementation. **Radiographics**, v. 22, p. 651-671, 2002.

MACHADO, A. **Neuroanatomia funcional**. São Paulo: Atheneu, 2005, 363 p., ISBN 85-7379-069-5.

Magnetic Resonance – Technology Information Portal, SoftWays' Medical Imaging Group. **MRI History**. Disponível em: <http://www.mr-tip.com/serv1/php?type=db1&db=MRI%20History>, último acesso em 19 de março de 2011.

MAZZOLA, AA. **Implementação de um Controle de Qualidade em Imagem por Ressonância Magnética**. 2002. Dissertação (Mestrado em Medicina) – Faculdade de Medicina, Universidade Federal do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro.

MAZZOLA, AA. Ressonância Magnética: princípios de formação de imagem e aplicações em imagem funcional. **Revista Brasileira de Física Médica**, v. 3, n. 1, p. 117-129, 2009.

MCKENZIE, CA; OHLIGER, MA; YEH, EN; PRICE, MD; SODICKSON, DK. Coil by coil image reconstruction with SMASH. **Magnetic Resonance in Medicine**, v. 46, p. 619-623, 2001.

MOORE, AJ; NEWELL, DW. **Neurosurgery: Principles and Practice**. Londres: Springer, 2005, 687 p., ISBN 1-85233-522-X.

NITZ, WR; BRADLEY JR, WG; WATANABE, AS; LEE, RR; BURGOYNE, B; O'SULLIVAN, RM; HERBST, MD. Flow dynamics of cerebrospinal fluid: assesment with phase contrast velocity MR imaging perfomed with retrospective cardiac gating. **Radiology**, v. 183, p. 395-405, 1992.

OSBORN, AG; BLASER, SI; SALZMAN, KL; KATZMAN, GL; PROVENZALE, J; CASTILLO, M; HEDLUND, GL; ILLNER, A; HARNSBERGER, HR; COOPER, AC; JONES, BV; HAMILTON, BE. **Diagnostic Imaging: Brain**. Salt Lake City: Amrisys Inc, 2004, 1057 p., ISBN 0-7216-2905-9.

PENN, RD; LINNINGER, A. The physics of hidrocephalus. **Pediatric Neurosurgery**, v. 45, p. 161-174, 2009.

PURCELL, EM; TORREY, HC; POUND, RV. Resonance absorption by nuclear magnetic moments in a solid. **Physics Review**, v. 69, p. 37-38, 1946.

Siemens Medical Systems. **Operator Manual**. Erlangen, Alemanha, 2009.

SCOLLATO, A; TENENBAUM, R; BAHL, G; CELERINI, M; SALANI, B; Di LORENZO, N. Change in aqueductal CSF stroke volume and progression of symptoms in patients with unshunted idiopathic normal pressure hydrocephalus. **Radiology**, v. 29, p. 192-197, 2008.

SODICKSON, DK; MANNING, WJ. Simultaneous acquisition of spatial harmonics (SMASH): ultra fast imaging with radiofrequency coil arrays. **Magnetic Resonance in Medicine**, v. 38, p.591-603, 1997.

STARK, D. D.; BRADLEY Jr., W. G. **Ressonância magnética**. Rio de Janeiro: Revinter, 2005, 1142 p., ISBN 85-7309-941-0.

FACULDADE DE FÍSICA

**Influência do fator de aceleração de técnica de imagens
paralelas nos exames de ressonância magnética para
avaliação quantitativa de fluxo liquorico**

Bruna Bressan Valentini

Trabalho de Conclusão do Bacharelado em Física:
Ênfase em Física Médica

Porto Alegre, julho de 2011.