

RECONSTRUÇÃO DE IMAGENS DE RESSONÂNCIA MAGNÉTICA DE FLUXO COM IMAGEAMENTO PARALELO

DAVI MARCO LYRA LEITE*, JOÃO LUIZ AZEVEDO DE CARVALHO*

**Departamento de Engenharia Elétrica
Universidade de Brasília
Brasília, DF, Brasil*

Emails: davi@ieee.org, joaoluiz@pgea.unb.br

Abstract— This paper presents a review of magnetic resonance imaging (MRI) and its applications in parallel imaging reconstruction. It presents studies and algorithms used in parallel MRI and how they can improve data acquisition time in order to perform a correct image reconstruction. Parallel MRI techniques such as SENSE and GRAPPA were reviewed and a SENSE algorithm was constructed using previous works by Fa-Hsuan. The result is a set of algorithms that will be used in later works. These later works will be performed using SPIRiT method with spiral FVE.

Keywords— magnetic resonance, parallel imaging, SENSE, gridding, undersampling, spiral FVE

Resumo— Esse artigo apresenta uma revisão sobre aspectos relacionados com o imageamento por ressonância magnética e a sua aplicação à reconstrução em imageamento paralelo. Ele apresenta estudos e algoritmos utilizados de imageamento paralelo e como eles podem melhorar o tempo de aquisição de dados com o objetivo de permitir uma correta reconstrução de imagens. Técnicas de imageamento paralelo como SENSE e GRAPPA foram revisadas e um algoritmo de SENSE foi desenvolvido usando trabalhos prévios de Fa-Hsuan. O resultado é um bom grupo de algoritmos que será utilizado em trabalhos futuros, os quais serão realizados usando o método SPIRiT e espiral FVE.

Palavras-chave— ressonância magnética, imageamento paralelo, SENSE, gridding, subamostragem, spiral FVE

1 Introdução

O uso de imagens médicas vem sendo bem difundido desde o começo do século XX. Utilizadas amplamente em estudos, diagnósticos e pesquisas, elas consistem em formas pouco invasivas ou não invasivas de exame e permitem o avanço contínuo de tratamentos e do conhecimento sobre anatomia e fisiologia humanas. Trabalhos nessa área, permitem o surgimento de técnicas cada vez mais precisas, que fornecem um maior número de informações e que são menos estressantes aos pacientes, visto que reduzem o tempo de exposição a uma máquina, o intervalo em que ele deve segurar a respiração, permanecer imóvel ou mesmo de espera.

Os desenvolvimentos nessa área começaram no século XIX, com o advento do raio-X, descoberto por Wilhelm Röntgen. Essa tecnologia permitiu estudos avançados sobre anatomia, com um entendimento maior da conformação do esqueleto humano, além de ter sido muito utilizada em exames que envolviam materiais mais rígidos - possibilitando o diagnóstico de doenças respiratórias (como a tuberculose, edemas pulmonares), de anomalias no trato gastrointestinal (como elementos que não foram corretamente digeridos e que estão a obstruir o intestino).

Posteriormente, utilizando a tecnologia do raio-X, de emissões energéticas de alta frequência da eletrosfera, desenvolveu-se o aparato de tomografia computadorizada. Também utilizado em exames clínicos de características parecidas com as

chapas 2D do raio-X, essa tecnologia permitiu o estudo de seções diferenciadas do corpo humano, visto que trabalha colhendo dados axialmente ao esqueleto, ao invés de colocar elementos de uma conformação espacial em uma chapa 2D, como fazia o seu predecessor. Todavia, esse exame ainda tem a desvantagem de utilizar radiação ionizante, que a longo prazo pode provocar o surgimento de tumores e, por essa razão, leva a limitações em sua aplicação.

Além dessas duas e bem difundidas técnicas, existem ainda os exames da chamada medicina nuclear, que envolvem a ingestão de radioisótopos que emitirão partículas as quais, quando detectadas, transmitem informações sobre o funcionamento metabólico de uma determinada região do corpo. Assim como os exames baseados em raio-X, essas técnicas (cintilografia planar, SPECT e PET) apresentam a desvantagem de trabalhar com radiações ionizantes e, dessa forma, não podem ser utilizadas com uma grande frequência, a fim de evitar danos posteriores ao paciente. Um exemplo de imagem de PET scan pode ser visto na figura 1.

Há, todavia, duas modalidades de exames médicos por imagem que consistem em técnicas não-invasivas e que fazem uso de elementos não-ionizantes e desse modo podem ser utilizadas sem maiores ressalvas pelos médicos, são: a ultrassonografia e a ressonância magnética. O primeiro faz uso de um feixe de ondas de ultrassom, de frequência superior àquela audível pelo ser humano, as

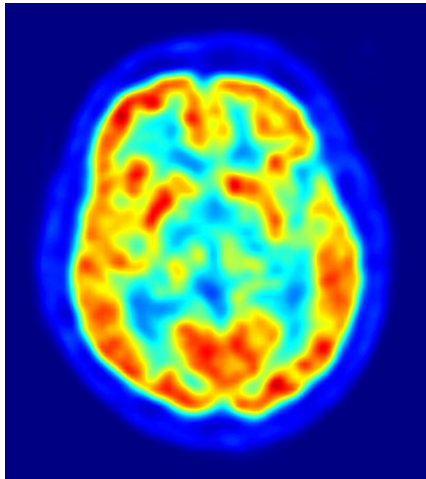


Figura 1: Imagem de *PET scan* do cérebro humano.

quais quando refletidas trazem informações sobre a distância do seu refletor e a sua composição - como num sistema de radar convencional. Ele é muito utilizado por médicos, principalmente para exames em regiões ocas do corpo, sendo a sua aplicação mais conhecida a ultrassonografia do feto em gestação, que permite analisar o desenvolvimento do bebê presente no ventre de uma mulher grávida, conforme ilustrado na figura 2. Além disso, existem as ecografias cardíacas, abdominais, entre outras. Todavia, esse exame apresenta algumas limitações técnicas que podem levar a imprecisões nos diagnósticos, além de só proporcionar um estudo anatômico do corpo humano.



Figura 2: Imagem de ultrassonografia.

Posteriormente, na década de 1980, a ressonância magnética (RM) começou a ser trabalhada como ferramenta para auxílio na investigação de doenças e estudos do corpo humano. A técnica foi descoberta nos anos 1940 e inicialmente utilizada para análises químicas e biológicas. Teve a primeira imagem em vivo obtida na década de 1970. Ela faz uso de radiação não-ionizante, visto que trabalha com campos magnéticos e pulsos de rádio-frequência, não danosos ao ser humano.

Vem sendo utilizada principalmente para a coleta de dados anatômicos sobre regiões moles do corpo humano (como músculos, ligamentos, gordura, sangue). Todavia, apresenta a capacidade de ser utilizada em exames sobre o funcionamento de sistemas (como, por exemplo, a técnica *functional MRI* ou *fMRI*, técnica de aquisição de dados sobre o funcionamento de regiões do cérebro). Um outro ponto importante desse tipo de exame é a flexibilidade com respeito ao plano de aquisição de imagens. Elas podem ser obtidas em planos axiais, longitudinais, coronais ou oblíquos, fato que permite uma aquisição maior de dados e, conseqüentemente, uma gama maior de exames.

Por ser uma área de pesquisa ainda muito nova quando comparada às outras técnicas, muitos desenvolvimentos vem sendo implementados na ressonância magnética. Desde o estudo de novos padrões de pulsos de rádio frequência, ao desenvolvimento de novos conjuntos de ímãs ou rotinas computacionais para o processamento dos dados adquiridos. Desse modo, é um campo profícuo de estudo e análise, para posterior pesquisa, desenvolvimento e inovação.

Um dos campos de pesquisa é o imageamento paralelo (*parallel imaging* em inglês), em que se trabalha com a aquisição de dados por múltiplas bobinas a fim de reduzir o tempo do exame. Posteriormente, desenvolvem-se algoritmos que objetivarão reunir esses elementos em uma única imagem, a qual será utilizada pelo especialista para estudo ou para o diagnóstico de doenças.

O projeto realizado objetivou investigar o uso de imageamento paralelo (PI) para aumentar o fator de aceleração da aquisição de dados de RM cardiovascular de fluxo adquiridos usando a técnica *spiral Fourier velocity encoding* ou *spiral FVE*. O uso do PI objetiva a redução de erros observados nas imagens reconstruídas a partir de dados subamostrados. Dessa forma, o PI permite uma reconstrução que resulte em uma imagem o mais fidedigna possível e que permita observar todos os aspectos relevantes para o estudo do fluxo sanguíneo no coração. Foram estudadas, também, técnicas para a reconstrução da imagem e para o trabalho com dados subamostrados, as quais serão melhor explicadas posteriormente.

O algoritmo de reconstrução de imagem desenvolvido usando PI trabalha com a técnica *SENSE* (*sensitivity encoding*), primeiramente descrita por Pruessman et al. [4], utilizando um algoritmo desenvolvido por Fa-Hsuan Lin (Harvard University) e posteriormente adaptado para trabalhar com outros conjuntos de dados. Testes foram realizados com elementos reais previamente colhidos. Os trabalhos posteriores serão realizados usando a técnica *SPIRiT* (*iterative self-consistent parallel imaging reconstruction from arbitrary k-space*), desenvolvido por Michael Lustig e John Pauly [5].

O presente artigo se divide da seguinte forma: a seção 2 trata da revisão bibliográfica bem como da fundamentação teórica para o estudo de ressonância magnética e PI. A seção 3 apresenta a metodologia utilizada para o estudo do tópico e o desenvolvimento de soluções, enquanto a seção 4 apresenta os resultados já obtidos. Por fim, as conclusões são apresentadas na seção 5.

2 Revisão Bibliográfica

Nessa seção são apresentados alguns aspectos importantes para a compreensão do trabalho realizado e como eles estão relacionados com os tópicos abordados posteriormente, além do estado da arte na pesquisa e desenvolvimento de algoritmos para reconstrução de imagens em ressonância magnética.

2.1 Estado da Arte

O uso dos aparelhos de ressonância magnética foi muito difundido desde a sua comercialização nos anos 90. As pesquisas nesse campo, desde então, cresceram enormemente, objetivando diminuir o tempo de aquisição de dados e permitir exames mais precisos. Seguindo essa linha, os estudos em PI também vem sendo bem difundidos e equipamentos que contam com essa tecnologia já estão presentes no mercado.

Para trabalhar com algoritmos de imageamento paralelo, é necessário, primeiramente, escolher qual a abordagem será tomada. Primeiramente, deve-se escolher entre métodos auto-calibrativos ou métodos que necessitem de calibração prévia. Mais aspectos sobre essa diferença serão explicados posteriormente.

Além disso, o algoritmo de processamento de dados deve ser selecionado para se trabalhar no domínio da imagem ou no domínio das frequências (espaço-k). De acordo com a literatura [2-5], as mais diversas técnicas podem ser utilizadas nesse campo, sendo que as duas mais comuns são a SENSE e a GRAPPA. Todavia, as pesquisas mais modernas tendem a um avanço no trabalho com técnicas auto-calibrativas, levando ao desenvolvimento da metodologia SPIRiT, a qual pode trabalhar com reconstruções em ambos domínios (frequência e imagem).

Cada algoritmo estudado apresenta as suas vantagens e desvantagens, sendo trabalho da pesquisa implementar algoritmos mais robustos que utilizem as técnicas já desenvolvidas de forma mais eficiente e trabalhando com sistemas anexos, os quais levarão a uma melhor qualidade de imagem e permitirão diagnósticos mais corretos.

Outro ponto que deve ser estudado é o padrão de subamostragem dos dados, isto é, se eles serão colhidos em sua totalidade ou se não serão

tomadas linhas, colunas, ou se serão amostrados em trajetórias não Cartesianas como espirais [2,5].

Por fim, existem as técnicas de aquisição de dados que permitem avaliar a dinâmica de fluxo sanguíneo, traçar perfis de velocidade e identificar problemas cardiovasculares [9].

2.2 Transformada de Fourier

A transformada de Fourier é uma operação matemática que permite alterar o domínio em que um sinal está sendo analisado. Com ela, exprime-se o sinal em termos de funções de base senoidal, podendo-se assim analisar as suas componentes em frequência. No caso de uma imagem, trabalha-se com a transformada discreta de Fourier bidimensional (2DFT):

$$F(u, v) = \sum_{m=0}^{M-1} \sum_{n=0}^{N-1} f[m, n] e^{-j2\pi(\frac{u}{M}m + \frac{v}{N}n)}$$

Quando aplicada a uma imagem, a 2DFT leva os dados do domínio espacial (m, n) para o domínio das frequências espaciais, aqui representado por u e v . Em ressonância magnética, esses dados, na frequência, estarão no domínio chamado espaço-k, que será explicado posteriormente. A figura 3 apresenta o gráfico de uma função $f(x)$ no domínio x (que pode representar tempo, espaço). Já a figura 4 apresenta a representação do espectro da transformada de Fourier da função $f(x)$. Esse espectro contém apenas as informações de amplitude do sinal, conforme os seus componentes em frequência.

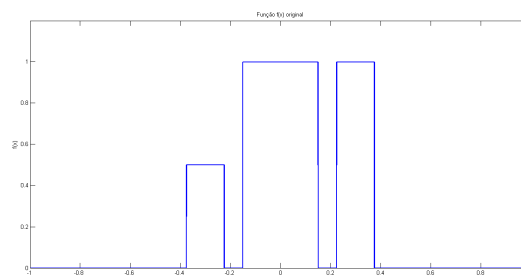


Figura 3: Função $f(x)$ no domínio x .

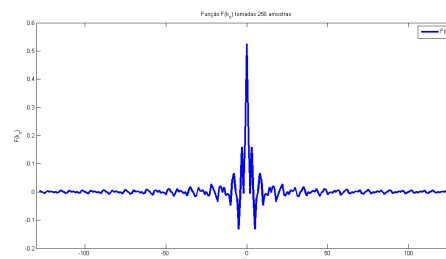


Figura 4: Função $F(k_x)$, ou seja, o espectro da transformada de Fourier de $f(x)$.

Para obtenção dessas figuras, foi utilizado o *software* MATLAB, sendo que a representação da transformada de Fourier foi tirada com 256 amostras. Outras informações sobre a 2DFT e a transformada de Fourier podem ser obtidas em livros de equações diferenciais parciais, processamento de sinais e telecomunicações, além do site Two-Dimensional Fourier Transform (2DFT).

2.3 Teorema da Amostragem

O teorema da amostragem ou teorema de Nyquist-Shannon dá a idéia da frequência mínima na qual um sinal limitado em banda deve ser amostrado a fim de que possa ser totalmente reconstruído a partir de suas amostras. Segundo o teorema, deve-se ter $f_s \geq 2f_{max}$, onde f_s é a taxa de amostragem do sinal e f_{max} é a frequência da componente de maior taxa de repetição do sinal. Desse modo, para que o sinal seja completamente reconstruído, ele deve ser amostrado com pelo menos o dobro da sua maior componente em frequência.

Caso não seja respeitada a frequência mínima de amostragem, será observado o fenômeno conhecido como *aliasing* ou dobramento, em que parte do sinal será rebatido sobre os componentes corretamente reconstruídos, como ilustrado na figura 5, que representa a imagem presente na figura 6 quando subamostrada com fator de 2 (em que são apagadas as linhas pares do espaço-k). Mais informações sobre esse fenômeno podem ser encontrados em Diniz et al. [6] e Lathi [7], ou em outros livros específicos de processamento de sinais e telecomunicações.

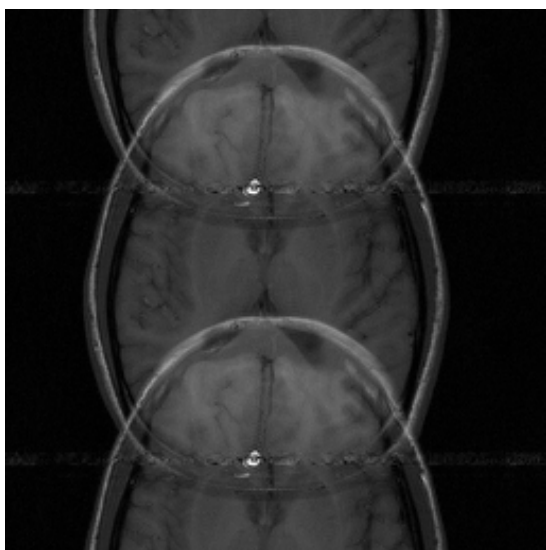


Figura 5: Reconstrução da imagem subamostrada, gerando *aliasing*.

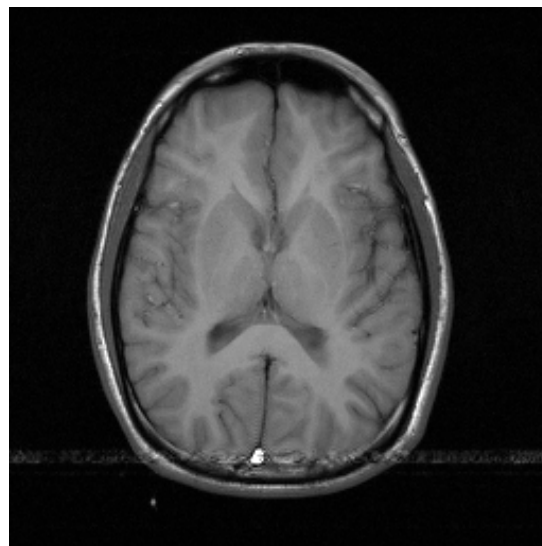


Figura 6: Imagem Original.

2.4 Ressonância Magnética

Um aparelho de ressonância magnética atua alinhando os *spins* presentes nos átomos que compõem o corpo humano, em especial os átomos de hidrogênio. Esses elementos ressoarão de acordo com uma frequência, chamada de frequência de Larmor, dada por $\omega = \gamma B$, onde ω representa a frequência de precessão, γ é a constante giromagnética e B o campo magnético aplicado.

A magnitude do sinal de ressonância será proporcional ao campo magnético aplicado para o alinhamento dos *spins*, mas decai com o passar do tempo de acordo com o tipo de tecido excitado e o tempo que demorará para que seja enviado outro pulso (TR) e o tempo para que seja detectado o sinal após a excitação. Resumidamente, ela pode ser apresentada na seguinte equação [1-2]:

$$S = S_{o3}(1 - e^{-\frac{TR}{T_1}})e^{-\frac{TE}{T_2}}$$

As constantes T_1 e T_2 são relacionadas às propriedades do tecido, número de *spins* e sua capacidade de alinhamento.

Além disso, são aplicados gradientes que serão utilizados para a identificação dos elementos conforme a sua posição espacial. Esses gradientes são colocados nos três eixos: G_x , G_y e G_z , sendo que, usualmente, o gradiente em G_z é utilizado para selecionar a área de corte no corpo (*slice selection*), enquanto o gradiente em G_x é denominado *frequency encoding* e o gradiente em G_y é o de *phase encoding*. A combinação desses três gradientes consegue fornecer os dados suficientes para a reconstrução das imagens de ressonância, visto que permite percorrer o espaço-k em sua totalidade e adquirir as magnitudes de sinal em cada região.

2.4.1 Espaço-k

O espaço-k (ou *k-space*) é o domínio em que os dados em fase e frequência da imagem de ressonância magnética são representados. Similar ao espaço de frequências utilizado em telecomunicações e ao espaço de frequências 2D utilizado em processamento de imagens, o espaço k é o ambiente no qual são colhidos os dados de RM, visto que as bobinas receptoras captam sinais eletromagnéticos resultantes do relaxamento dos *spins*.

A transformada 2DFT dos elementos no espaço-k conduzem à imagem de ressonância magnética. Um exemplo de conjunto de dados no espaço-k pode ser visto na figura 7. Os elementos mais centrais são aqueles de menor frequência — que trazem as informações acerca do formato da imagem, das cores dos seus elementos, etc. —, enquanto os mais afastados são os de maiores componentes frequenciais, responsáveis pelas bordas e detalhes finos dos objetos.

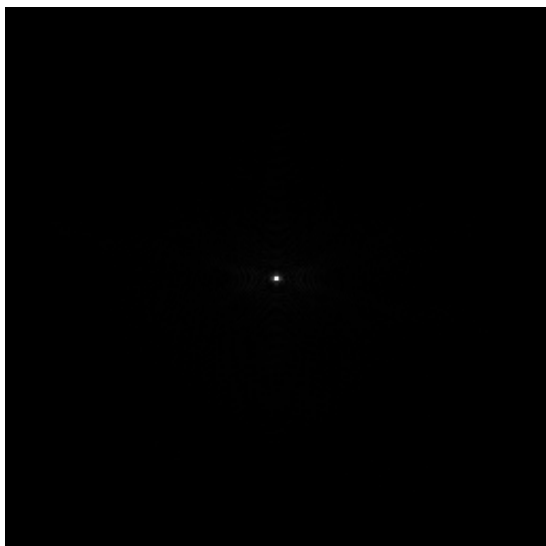


Figura 7: Imagem original no espaço-k.

Os eixos no espaço-k, bem como a sua simetria, podem ser vistos na figura 8, em que N_{PE} é o eixo de *phase encoding* e N_{FE} o de *frequency encoding*.

Os dados de ressonância magnética são captados inicialmente no domínio da frequência, ou seja, no espaço-k. Posteriormente, essas informações são trabalhadas e reconstruídas como imagens. Desse modo, cada bobina utilizada no PI será responsável por colher um conjunto de dados diferentes. Além disso, as subamostragens, quando realizadas são, feitas pela escolha correta dos padrões de pulso, que colherão mais ou menos dados nos eixos de fase e frequência e fornecerão essas informações para o sistema reconstruir a imagem.

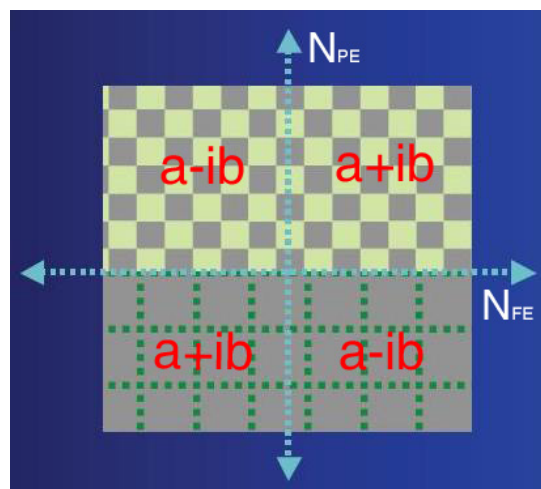


Figura 8: Simetria no espaço-k.

2.4.2 Reconstrução de Imagens

O processo de reconstrução das imagens consiste em tomar as informações presentes no espaço-k e convertê-las em uma figura que possa ser interpretada e que represente a anatomia ou fisiologia do corpo humano. No caso de amostragem não Cartesiana, podem ser utilizadas diversas técnicas como a reconstrução usando a *direct Fourier transform* (DrFT), a *non-uniform fast Fourier transform* (nuFFT) [8] ou um algoritmo de *gridding*.

A idéia principal é trazer os dados presentes no domínio das frequências para o domínio espacial a fim de que eles formem a imagem desejada. Todavia, deve-se fazer uma escolha entre o tempo de processamento desejado para essa etapa e a qualidade dos dados obtidos após a reconstrução. Dentre os três algoritmos citados — DrFT, nuFFT e *gridding* — existem diferenças de tempo e qualidade de reconstrução, que podem ser minimizadas a fim de obter a imagem final com a melhor qualidade e no menor tempo possível.

Os três algoritmos foram estudados, comparando-se os seus resultados pelos quesitos de razão sinal-erro (SER) e tempo de demora para a reconstrução. A partir dos dados, escolheu-se como algoritmo padrão para os processos de reconstrução de imagens que não utilizassem códigos específicos a metodologia da nuFFT, proposta por Fessler e Sutton em [8]. Ela apresenta excelentes resultados quando comparada com a DrFT — que é a solução analítica —, além de realizar os procedimentos de composição das imagens em um tempo bem inferior.

2.4.3 Parallel Imaging

O imageamento paralelo consiste no uso de múltiplas bobinas para a aquisição dos dados de ressonância magnética e redução do tempo de exame

[2,3]. As informações em frequência, originárias da resposta do corpo aos pulsos de RF, são colhidas por esses elementos e posteriormente reconstruídas segundo as mais variadas técnicas. O presente trabalho fez um estudo sobre a metodologia SENSE (*sensitivity encoding*) [4], seguindo um algoritmo implementado por Fa-Hsuan Lin, professor da Universidade de Harvard. Os trabalhos posteriores, como já comentado na Introdução, farão uso da metodologia SPIRiT, de Lustig e Pauly.

O uso das múltiplas bobinas como receptoras dos sinais de RF serve para reduzir a duração do exame de ressonância magnética e permitir avanços em exames em tempo real e exames que exijam que o paciente prenda a respiração, ou que trabalhem analisando o coração e os seus batimentos [2]. Também pode ser usada para aumentar a resolução espacial e/ou temporal do exame. Um exemplo de reconstrução de imagem obtida com PI pode ser visto na figura 9, obtida no site do *The Image and Video Processing Laboratory*, da Universidade de *Northwestern*.

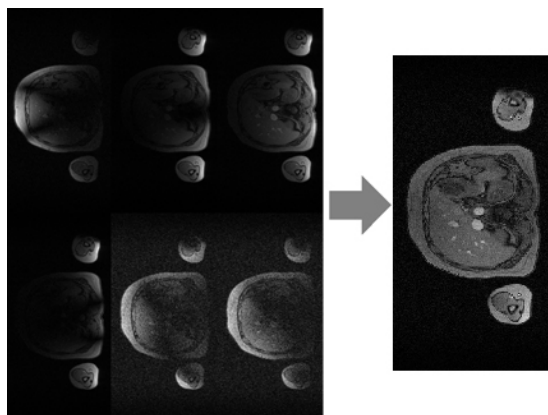


Figura 9: Reconstrução de imagem usando parallel imaging.

O processo, normalmente, é feito subamostrando a coleta de dados, recuperando um menor conjunto de linhas, colunas ou outras trajetórias. Dessa forma, reduz-se o tempo de aquisição dos dados necessários para a caracterização e a reconstrução da imagem médica. Isso ocorre visto que dados de uma mesma fonte são captados por várias antenas ao mesmo tempo, o que traz mais informações acerca dela.

Atualmente, a grande maioria dos equipamentos comercializados de ressonância magnética já contam com algum aparato de PI e usam os mais diversos métodos para a aquisição e reconstrução, sendo os mais comuns para a reconstrução o SENSE e o GRAPPA. O primeiro trabalha no domínio da imagem, obtendo os perfis de sensibilidade das bobinas a partir dos dados coletados e permitindo que uma interpolação possa ser feita para recuperar as informações subamostradas e reduzir o *aliasing*. Como desvantagem, ele exige um

primeiro passo de calibração, em que são coletados dados plenamente amostrados.

Já o segundo trabalha no espaço-k fazendo uso de uma técnica auto-calibrativa, em que uma dada região do espaço é completamente amostrada, enquanto as suas vizinhanças são colhidas de forma subamostrada. Desse modo, é possível traçar o perfil de calibração a cada dado colhido, o que reduz a presença de artefatos por movimento do paciente, respiração, batimentos cardíacos, e reconstruir os dados em falta com base nas informações presentes nos pontos colhidos. Todavia, como desvantagem, os passos de colheita são mais demorados, visto que parte dos dados deve ser completamente amostrada.

O próximo algoritmo a ser trabalho, o SPIRiT [5], faz uso de um método auto-calibrativo como o GRAPPA e trabalha com todos os dados coletados para gerar os elementos que estão faltando. Além disso, ele permite que o trabalho de reconstrução seja realizado no espaço-k ou no domínio da imagem e possibilita o uso de estratégias para a redução de artefatos de *off-resonance* e regularização de dados usando outras técnicas. Consequentemente, ele apresenta melhores resultados e por ser um algoritmo que tem se mostrado mais robusto, será utilizado nas fases posteriores do projeto, em que serão utilizados dados amostrados em trajetórias não Cartesianas e a técnica *spiral Fourier velocity encoding*.

3 Metodologia

O trabalho foi dividido em três etapas distintas: estudo dirigido, estudo específico e desenvolvimento. Durante o estudo dirigido, foram revisados aspectos gerais nos campos de processamento de imagens e ressonância magnética. Em seguida, na etapa de estudo específico, foram realizados estudos sobre imageamento paralelo, com a resolução de exercícios que trabalhavam com dados já coletados e modelos computacionais. Os trabalhos foram realizados com elementos amostrados de forma Cartesiana. Na etapa de desenvolvimento, trabalhou-se com a aplicação do imageamento paralelo, fazendo uso da técnica SENSE para a reconstrução de imagens de duas origens: um *phantom* numérico, que consiste em um elemento simulado em computador, e um conjunto de dados de RM de um cérebro humano, coletados previamente.

3.1 Estudo Dirigido

A etapa de estudo dirigido contou com a revisão de aspectos relacionados à matemática do tema, revisão de princípios de programação em MATLAB, além de estudos específicos sobre anatomia e fisiologia humana. Foram cobertos os seguintes pontos:

- álgebra linear;
- teoria de transformadas;
- programação em MATLAB;
- fisiologia cardiovascular;
- imageamento por ressonância magnética;
- reconstrução de dados de ressonância magnética.

Cada um desses aspectos foi revisado com leitura de livros específicos ou participação em disciplinas voltadas ao entendimento e aprofundamento nessas áreas (como Sinais e Sistemas Discretos no Tempo e Fisiologia Humana para Engenharia). Dessa forma, foi possível obter os pré-requisitos para o bom andamento do projeto e para a proposição de aspectos mais detalhados de estudo, bem como foi possível incentivar o desenvolvimento de habilidades que são utilizadas nessa linha de estudo.

3.2 Estudo Específico

Nessa etapa de trabalho, o foco do estudo era em algoritmos de processamento de imagens e reconstrução de imagens de ressonância magnética. Primeiramente, analisou-se os fenômenos de *aliasing* resultantes da subamostragem de dados de RM, do *zero padding* e de outras ações comuns em processamento de imagens. Exemplos de resultados desses estudos podem ser vistos nas figuras 5 e 6, já apresentadas.

Nas figuras 11, 12 e 10 está demonstrado o efeito da multiplicação da imagem por um elemento quadrado de valor unitário, ou seja, um processo de filtragem passa-baixas. Vê-se que a figura 10 não apresenta muitas perdas de informação em relação à imagem original. Todavia, quando se reduz o lado do quadrado, percebe-se que as informações sobre as bordas ficam deturpadas, devido à perda das componentes de alta frequência. Como os dados não são subamostrados, o efeito é apenas uma imagem borrada, o que pode ser visto nas figuras 11 e 12. Quanto maior a largura do quadrado, mais informação é mantida. Desse modo, a imagem permanece com a forma da original, mas sofrendo um efeito de anelamento (efeito de Gibbs) e perda de informação nas bordas, que são oriundos da falta das componentes de alta frequência.

Além dos estudos sobre os elementos, foi realizado um estudo sobre os algoritmos de reconstrução de imagem em que analisaram-se parâmetros relacionados à reconstrução de um sinal não uniformemente amostrado, usando *gridding*. Os resultados estão presentes nas Tabelas 1 e 2. Nelas foi estudado o uso de um *kernel* piramidal, da técnica nuFFT e da DrFT.

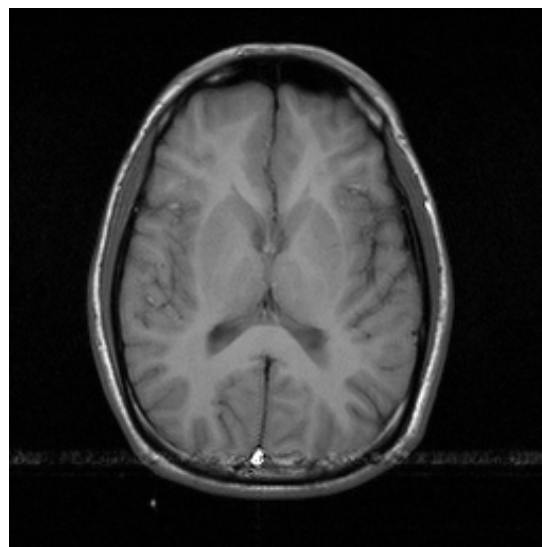


Figura 10: Imagem resultante da multiplicação no espaço-k entre um quadrado de lado 200 e a imagem original.

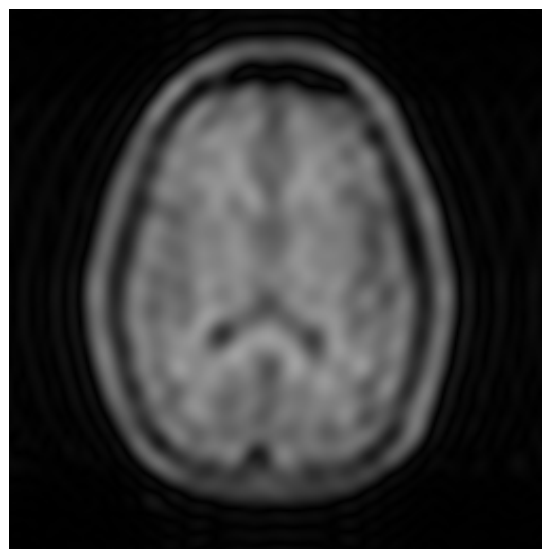


Figura 11: Imagem resultante da multiplicação no espaço-k entre um quadrado de lado 32 e a imagem original.

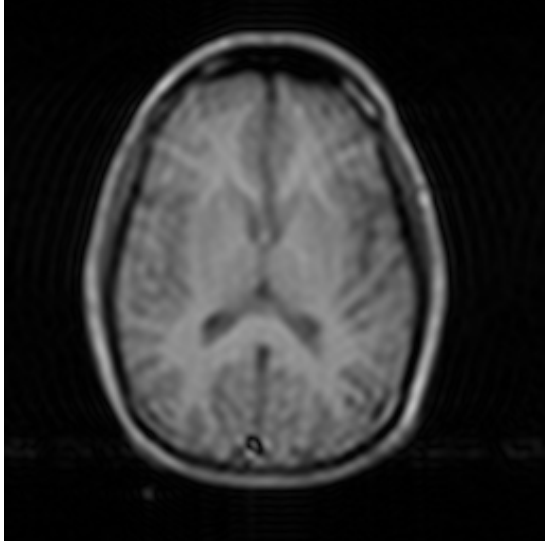


Figura 12: Imagem resultante da multiplicação no espaço-k entre um quadrado de lado 64 e a imagem original.

Nelas, é possível perceber a semelhança muito grande da reconstrução utilizando a NuFFT e a solução analítica, que é aquela obtida com a DrFT. Além disso, percebe-se que a reconstrução usando o *gridding* é uma técnica extremamente rápida, entretanto a sua comparação com a NuFFT mostra que o resultado não é tão preciso. Assim, buscando uma solução de compromisso entre tempo e qualidade de reconstrução para selecionar a técnica utilizada em posteriores fases do projeto, foi definido que será feito o uso da nuFFT nos casos em que os algoritmos de PI não apresentem suas próprias funções de reconstrução. Além disso, essa técnica já é utilizada pelo algoritmo SPIRiT, de Lustig e Pauly, o que economizará um passo na implementação dessa metodologia.

Nas figuras 13 e 14 é possível analisar a reconstrução usando DrFT e nuFFT, respectivamente, de um *phantom* numérico. Comparando os gráficos, vê-se a grande semelhança entre as reconstruções, bem como as suas crossecções (seção média da imagem). Essa semelhança é ressaltada pela alta SER, como vistos na tabela 2.

Com esses dados em mãos, foi possível partir para a etapa da desenvolvimento, em que o objetivo era implementar um algoritmo funcional de PI, para, posteriormente, usá-lo com os dados de spiral FVE a fim de reconstruir as imagens de fluxo sanguíneo e poder reduzir o seu tempo de aquisição.

3.3 Desenvolvimento

Tendo como base os resultados das etapas de estudos, foi possível iniciar o desenvolvimento do algoritmo de reconstrução de imagens utilizando imageamento paralelo. A partir dos códigos disponi-

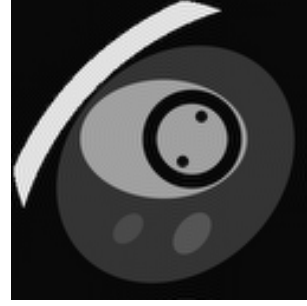


Figura 15: Quadro temporal de número 23 do *phantom* numérico cardíaco.

bilizados por Fa-Hsuan Lin foi possível escrever-se funções em MATLAB que têm como entrada imagens coletadas com PI e a saída é a imagem resultante da reconstrução segundo a técnica SENSE.

A reconstrução foi feita para imagens de um *phantom* numérico que simula o funcionamento do coração. Esse *phantom* estava na forma de um vídeo de curta duração, do qual foram extraídos 90 quadros temporais. O 23º quadro pode ser visto na figura 15. Tendo esse elemento como base, foi simulada a atuação das bobinas de PI e em seguida foi realizada a reconstrução da imagem segundo duas técnicas: SENSE e *sum of squares* (SOS).

A reconstrução SOS trabalha apenas ressaltando os dados de cada bobina, de modo análogo à operação de módulo da soma de vetores. Isto é, somam-se os quadrados das suas amplitudes e toma-se a raiz quadrada do resultado, conforme à seguinte equação:

$$SOS(x, y) = \sqrt{\sum_{i=1}^n |S_i(x, y)|^2} \quad (1)$$

$$= \sqrt{\sum_{i=1}^n |C_i(x, y) M_i(x, y)|^2}, \quad (2)$$

onde $S_i(x, y)$ representa o valor dos dados de imagem coletados com a i -ésima bobina, $M_i(x, y)$ são as respectivas imagens originais (antes dos efeitos das bobinas) e $C_i(x, y)$ representa o efeito de cada bobina. A reconstrução usando a SOS pode ser vista na figura 16.

Por fim, também é possível ver o erro entre a reconstrução com SOS e a imagem original na figura 17. Nela percebe-se que a reconstrução usando SOS não é totalmente perfeita, apresentando erros principalmente nas laterais (no caso, na faixa branca que representa a costela na frente do coração e na extremidade mais interior do coração).

Os padrões de bobinas testados eram curvas Gaussianas de desvio padrão em 35 unidades e médias variáveis, de forma a ter todas as áreas

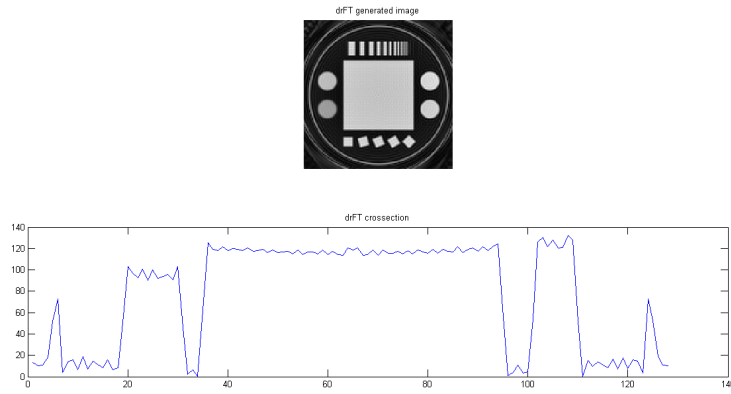


Figura 13: Reconstrução de imagem usando DrFT e a sua crosseccção.

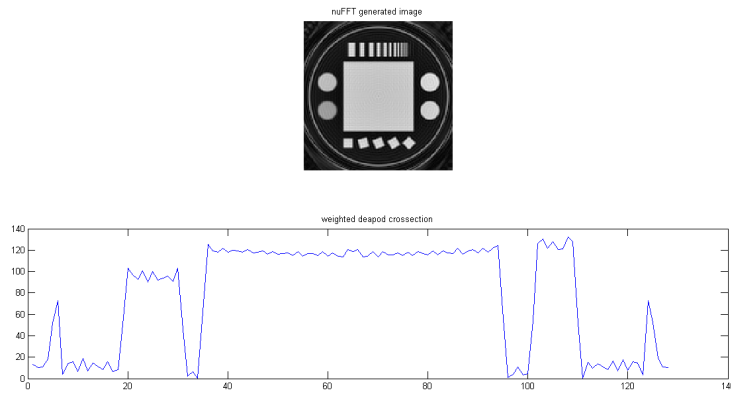


Figura 14: Reconstrução de imagem usando NuFFT e a sua crosseccção

Tabela 1: Tempo de reconstrução com cada técnica.

técnica	tempo gasto (s)
grid 1× piramidal	0.02
grid 2× piramidal	0.20
nuFFT 1×	0.46
nuFFT 2×	0.35
DrFT 1×	9.36
DrFT 2×	37.97

Tabela 2: Estimativas de erro para as reconstruções usando *gridding*, nuFFT e DrFT.

	SER (dB)
nuFFT 1× versus DrFT 1×	110.8
nuFFT 2× versus DrFT 2×	107.0
grid 1× versus nuFFT 1×	13.2
grid 2× versus nuFFT 2×	8.8

do frame corretamente representas por pelo menos uma bobina. O tamanho das imagens é 128×128 pixels. Além disso, o padrão de subamostragem era simples, retirando-se as linhas pares das matrizes no espaço-k das imagens de cada bobina. A mesma abordagem foi usada com os dados de RM do cérebro, apresentados na figura 6, a fim de verificar a qualidade da reconstrução para dados

reais.

Na continuação do trabalho, experimentos serão realizados com o algoritmo SPIRiT para a reconstrução das imagens. Os códigos base já foram obtidos com o professor Michael Lustig, da Universidade da Califórnia em Berkeley, e serão aplicados a dados reais de FVE obtidos durante o doutoramento do orientador deste trabalho.



Figura 16: Reconstrução usando SOS para uma simulação com 6 bobinas.

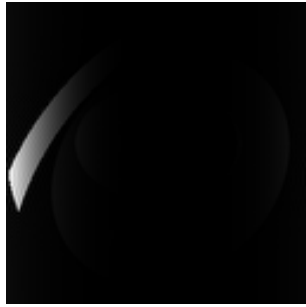


Figura 17: Erro da reconstrução usando SOS para a simulação com 6 bobinas.

4 Resultados

A base conceitual do problema foi bem trabalhada, com todos os tópicos necessários sendo estudados ou revisados. Os exercícios e trabalhos propostos de reconstrução de imagens, subamostragem de dados e análise das imagens reconstruídas foram realizados sem maiores problemas. Também foram desenvolvidas rotinas em MATLAB para a reconstrução de imagens, para o trabalho com elementos subamostrados, fazendo uso de *gridding* e da nuFFT, e foi desenvolvido um código de reconstrução utilizando imageamento paralelo com a técnica SENSE.

Alguns dos resultados das etapas de estudo já foram apresentados nas figuras 5, 6, 10, 11, 12, 13, 14, 16 e 17, além das Tabelas 1 e 2. Com isso, é possível verificar o desenvolvimento de algumas rotinas computacionais úteis para o projeto em questão.

Além dessas imagens, é possível ver o efeito da simulação das bobinas nas figuras 18 e 19, em que estão apresentados os padrões das Gaussianas utilizadas para defini-las. A escolha da função Gaussiana se deve a sua similaridade com elementos reais, em que há uma distribuição relativamente regular dos dados ao redor de um valor médio. Por causa desse padrão, parte dos dados de cada imagem fica bem nítida, enquanto outros elementos estarão escurecidos. Todavia, como o valor da Gaussiana nunca é nulo, todos os dados estarão presentes em cada imagem, possibilitando a reconstrução com imageamento paralelo. Entre-

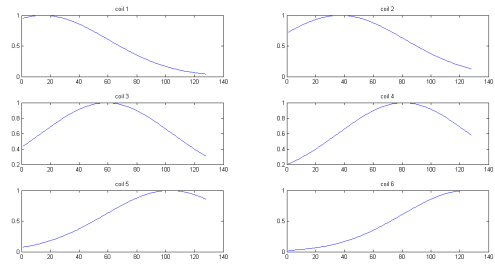


Figura 18: Padrão das 6 bobinas usadas em uma das reconstruções.

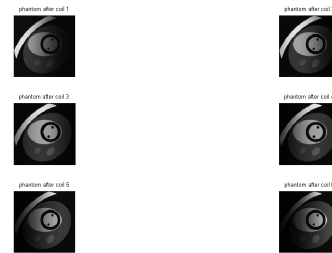


Figura 19: Imagens na entrada do sistema SENSE após o efeito de 6 bobinas

tanto, como o elemento de teste apresenta transições bruscas de valores — elementos brancos, cinzas e fundo totalmente negro —, a técnica SENSE não apresenta uma boa reconstrução, o que pode ser visto na figura 20.

Usando um conjunto de dados real, que apresenta transições mais suaves, a reconstrução fica melhor, apesar de ainda se verificar a presença de *aliasing*. Os resultados, usando como entrada do sistema de simulação os dados presentes na figura 6, podem ser vistos na figura 21, em que é exibida a reconstrução usando o SENSE, e na figura 22, em que é exibida a reconstrução usando SOS.

Mesmo na reconstrução com a SOS a imagem recuperada não é perfeita, como pode ser visto em 22. Os dados no interior da cavidade craniana ficam com uma qualidade pior que da imagem original. Todavia, a reconstrução utilizando SENSE apresenta excelentes resultados, embora seja visto



Figura 20: Imagem da reconstrução usando SENSE para o frame 23 e usando 6 bobinas

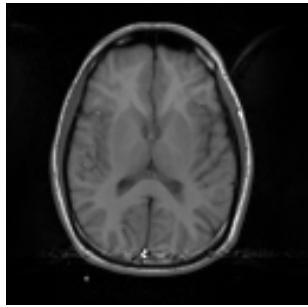


Figura 21: Imagem da reconstrução usando SENSE para os dados de uma imagem cerebral, trabalhando com 6 bobinas simuladas.

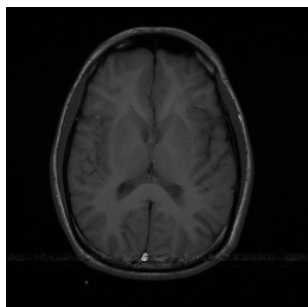


Figura 22: Imagem da reconstrução usando SOS para os dados de uma imagem cerebral, trabalhando com 6 bobinas.

um pouco de *aliasing*, como citado anteriormente. O dobramento se percebe na presença de repetições da cabeça à direita e à esquerda da figura original. Isso é resultado da subamostragem dos dados realizada em uma das etapas do algoritmo para simular o efeito real do processo de PI, no qual nem todas as linhas ou colunas são coletadas).

Desse modo, tendo testes que comprovam o correto funcionamento das funções já trabalhadas para o algoritmo SENSE, uma das etapas do projeto está concluída. As reconstruções propostas nesta etapa de pesquisa foram realizadas, a técnica de imageamento se provou eficiente, especialmente para a reconstrução de dados reais. Além disso, o trabalho possibilitou o uso de metodologias diferentes de reconstrução de dados subamostrados seja usando a nuFFT, o *gridding* ou a DrFT, cada qual escolhido conforme o objetivo da reconstrução (tempo ou fidelidade).

Todavia, como a técnica SENSE não se mostra plenamente capaz de realizar a reconstrução de imagens com transições bruscas, ela não será mais utilizada nas etapas posteriores do trabalho. Portanto, procurou-se uma outra forma de reconstruir a imagem e foi escolhida a técnica SPIRiT para essa finalidade, que representa o estado da arte nas atuais pesquisas em PI.

5 Conclusões

Os estudos realizados foram essenciais para desenvolver uma base conceitual forte e bem fundamentada. Os tópicos escolhidos para trabalho seguiram uma ordem estruturada, o que permitiu o desenvolvimento das habilidades necessárias para os trabalhos futuros. Os códigos gerados na plataforma MATLAB são úteis para trabalhos com imagens e sinais de diferentes características, além de já terem sido bem aplicados nos exercícios propostos. Mesmo os algoritmos que não tiveram o desempenho totalmente esperado já se mostram excelentes ferramentas de trabalho e estudo.

Os próximos passos da pesquisa já estão definidos, com a utilização de uma nova metodologia de reconstrução das imagens de ressonância magnética e com as novas etapas de estudo. Além disso, os dados a serem utilizados nas etapas seguintes já foram colhidos e estão prontos para serem trabalhados.

Agradecimentos

Os autores agradecem ao apoio dos membros do Grupo de Processamento Digital de Sinais. Ainda agradecem ao aluno George Andrew Brindeiro, do Laboratório de Robótica e Automação, por sua contribuição com os códigos e idéias a serem utilizadas para desenvolver os algoritmos.

6 Bibliografia

1. R. H. Hashemi, W. G. Bradley Jr. e C. J. Lisanti, *MRI: The Basics*, Second Edition, Lippincott Williams & Wilkins, Estados Unidos da América, 2004.
2. D. J. Larkman e R. G. Nunes, *Parallel Magnetic Resonance Imaging*, Invited Topical Review, Physics in Medicine and Biology, IOP Publishing, 9 de Março de 2007.
3. R. M. Heideman, Ö. Özsarlak, P. M. Parizel, J. Michiels, B. Kiefer, V. Jellus, M. Müller, F. Breuer, M. Blaimer, M. A. Griswold e P. M. Jakob, *A brief review of parallel magnetic resonance imaging*, Eur Radiol, 2003.
4. K. P. Pruessmann, M. Weiger, M. B. Scheidegger e P. Boesiger, *SENSE: Sensitivity Encoding for Fast MRI*, Magnetic Resonance in Medicine 42, 1999.
5. M. Lustig e J. Pauly, *SPIRiT: Iterative Self-consistent Parallel Imaging Reconstruction from Arbitrary k-Space*, Magnetic Resonance in Medicine, 1º de Junho de 2010.
6. P. S. R. Diniz, E. A. B. da Silva e S. L. Netto, *Digital Singal Processing: System Analysis*

and Design, Second Edition, Cambridge University Press, Estados Unidos da América, 13 de Setembro de 2010.

7. B. P. Lathi, *Modern Digital and Analog Communication Systems*, Third Edition, Oxford University Press, Estados Unidos da América, 26 de Março de 1998.
8. J. Fessler e B. Sutton, *Nonuniform fast fourier transforms using min-max interpolation*, IEEE Transactions on Signal Processing, 2003.
9. J.L.A. Carvalho (2008), *Velocity-encoded magnetic resonance imaging: acquisition, reconstruction and applications*, Ph.D. Thesis, Record ID: usctheses-m1249, Department of Electrical Engineering, University of Southern California.