

Reconstrução de Imagens de Ressonância Magnética de Fluxo com Imageamento Paralelo

Davi M. Lyra-Leite e Joao L. A. Carvalho

Abstract— O presente trabalho estuda a aceleração por imageamento paralelo de exames de ressonância magnética (RM) usando *spiral Fourier velocity encoded* usando o algoritmo *iterative self-consistent parallel imaging reconstruction* (SPIRiT). O foco foi o estudo e desenvolvimento de algoritmos em MATLAB para reconstruir dados de RM do pescoço de um voluntário saudável a partir de conjuntos completamente amostrados e subamostrados. Imagens de magnitude espacial e distribuições tempo-velocidade obtidas usando id-SPIRiT e *sum-of-squares* foram comparadas para subamostragem por fator 2 e 4. Foram implementadas e avaliadas quatro técnicas diferentes de reconstrução para verificar aplicabilidade da aceleração por imageamento paralelo em *spiral FVE*. Foram obtidos resultados qualitativa e quantitativa bons para o algoritmo de imageamento paralelo com subamostragem por um fator 2 e moderadamente bons para subfator 4. Desse modo, a técnica de imageamento paralelo se mostra interessante para aplicação em RM de fluxo.

I. INTRODUÇÃO

O trabalho com imagens médicas vem sendo bem difundido desde o começo do século XX, com o advento do exame por Raios-X [1]. Elas são utilizadas amplamente em estudos, diagnósticos e pesquisas, visto que consistem em formas pouco ou não invasivas de exames e permitem o avanço contínuo de tratamentos e do conhecimento sobre anatomia e fisiologia humanas.

Estudos sobre doenças crônicas não transmissíveis (DCNTs) no Brasil vem sendo feitos, resultando em publicações internacionais [2] e em ações do Ministério da Saúde [3]. De acordo com a publicação Saúde Brasil de 2008 [4], da Secretaria de Vigilância em Saúde de Ministério da Saúde, no Brasil, aproximadamente 10% das internações e 30% dos óbitos são causados por doenças cardiovasculares — como infartos e acidentes vasculares.

Um componente importante na avaliação de doenças cardiovasculares é a visualização e quantificação de fluxo cardiovascular [5], [6], [7], analisando, indiretamente, se há problemas nas paredes dos vasos sanguíneos — como perda de tônus muscular (o que também pode ser associado a problemas de pressão), formação de placas de gordura (o que reduz a luz do vaso sanguíneo) ou coágulos. Usualmente o exame utilizado para estudos com essa finalidade é a ultrassonografia Doppler. Todavia a ressonância magnética (RM) também pode ser aplicada nesse propósito [5] e tem a vantagem de permitir um correto exame em casos que existe ar, osso ou cicatrizes cirúrgicas na direção em que está sendo feita a análise ou em pacientes obesos (nos quais o apropriado uso de ultrassom é difícil). Nesse sentido, é interessante procurar dentro dos tipos de exame possíveis com RM uma forma de realizar estudos de fluxo como os obtidos com a ecografia. Para tanto, a técnica de RM denominada *spiral FVE* é capaz de oferecer informações equivalentes às obtidas com ultrassonografia Doppler, também operando de forma não invasiva e sem a utilização de contrastes [5], [8].

*Esse trabalho recebeu apoio financeiro do Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq).

D. M. Lyra-Leite e J. L. A. Carvalho são membros do Departamento de Engenharia Elétrica, Universidade de Brasília, Brasília, DF, Brasil davi@ieee.org e joaoluiz@pgea.unb.br

Um dos problemas técnicos da *spiral FVE* é o longo tempo de aquisição, visto que múltiplos dados devem ser obtidos com a finalidade de se ter o exame completo. Entretanto, é possível reduzir o período de aquisição de dados usando *spiral FVE* em 6 vezes utilizando filtragem multidimensional, o que resulta em perda de resolução temporal e/ou presença de *aliasing* [5]. Tais prejuízos podem ser reduzidos utilizando-se técnicas de imageamento paralelo (IP).

O imageamento paralelo (*parallel imaging* em inglês) é uma técnica utilizada em RM, em que se trabalha com a aquisição de dados por múltiplas bobinas com o objetivo de reduzir o tempo demandado pelo exame [9], [10], [11]. 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. Essa técnica já é comercialmente difundida, sendo implementada em praticamente todas as máquinas de ressonância magnética presentes no mercado [10]. Dessa forma, não é necessária uma mudança de *hardware* para que o exame possa ser realizado, apenas se faz premente a correta programação e o desenvolvimento de algoritmos que realizem a devida reconstrução dos dados. Com isso, podem-se combinar as duas técnicas — *spiral FVE* e imageamento paralelo — a fim de se obter um exame completo para o estudo do fluxo sanguíneo, em um tempo menor do que o atualmente demandado.

II. DEFINIÇÃO DO PROBLEMA E OBJETIVOS DO PROJETO

A ressonância magnética de fluxo usando *spiral FVE* pode ser acelerada com diversas técnicas usando o imageamento paralelo — que permite a redução dos dados adquiridos e, com uma reconstrução correta, fornece a mesma informação do exame convencional [12], [13]. Para tanto diferentes abordagens podem ser utilizadas, todavia elas devem lidar com o problema de reconstruir dados adquiridos em trajetórias espirais, além de trabalhar corretamente na manutenção das informações de fase (necessárias para a obtenção dos dados de fluxo).

O uso do IP tem por finalidade a redução de erros observados nas imagens reconstruídas a partir de dados subamostrados espacial e temporalmente. Dessa forma, o IP 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. Assim, o presente projeto objetivou investigar o uso de imageamento paralelo — especificamente da técnica *iterative self-consistent parallel imaging reconstruction from arbitrary k-space* (SPIRiT) — para aumentar o fator de aceleração da aquisição de dados de RM cardiovascular de fluxo adquiridos usando a técnica *spiral FVE*.

III. MEDIÇÃO DE FLUXO

Exames que visem a medição do fluxo sanguíneo são especialmente úteis para a identificação de DCNTs cardiovasculares, como a aterosclerose, chagas e cardiomiopatias (como HCM). Existem alguns tipos de exames que podem ser realizados com o propósito

de identificar essas disfunções, entre eles a técnica tida como padrão é a Ultrassonografia Doppler. No campo da RM existem duas modalidades que também permitem a quantificação de fluxo, as quais serão melhor explicadas adiante, são elas: a *phase contrast* e o *FVE*.

A. Ultrassonografia Doppler

O atual padrão em exames de fluxo sanguíneo, a ultrassonografia Doppler utiliza de emissões em frequência de ultrassom que são refletidas pelas paredes dos órgãos humanos e voltam ao emissor — como em um radar comum. A grande vantagem é o pequeno tamanho e o preço baixo do equipamento, que o tornam uma tecnologia portátil e acessível para uso em todas as regiões do país.

Essa tecnologia apresenta outra vantagem de que as medições são usualmente obtidas em tempo-real e com alta resolução temporal, sendo que as técnicas mais difundidas para estudo de fluxo são o Doppler a cores (*color Doppler*) e o Doppler espectral (*spectral Doppler*). Na primeira, uma imagem colorida é sobreposta à imagem do vaso de interesse — indicando desse modo as velocidades medidas em cada posição como pode ser visto na Figura 1 (a). Na segunda forma de exame, um histograma é usado para apresentar a distribuição de velocidades dentro de uma região, como função do tempo, vide Figura 1 (b).

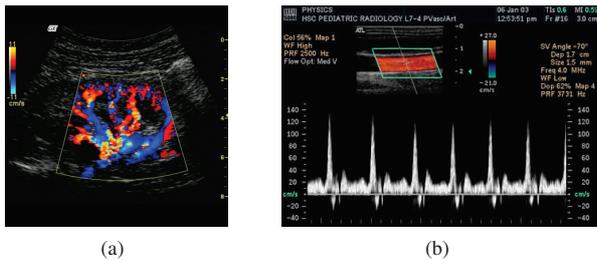


Fig. 1. Exemplo de exame usando: (a) ultrassonografia Doppler a cores; (b) ultrassonografia Doppler espectral.

O grande problema das análises com ultrassom é que, assim como nos casos de barreiras físicas que impedem a transmissão de um sinal de sonar, as ondas utilizadas no exame podem ter seu caminho obstruído por determinadas partes do corpo como ossos ou bolhas de ar, ou apresentar incorreções na sua reflexão quando no caso de contato com cicatrizes cirúrgicas. Além disso, esse tipo de exame depende da correta angulação do emissor, que deve estar alinhado com o eixo dos vasos a serem analisados [14], [15]. Ou seja, adiciona-se um fator humano aos resultados, o que pode levar a imprecisões nas medições de velocidade de pico [8].

B. Ressonância Magnética

Diferentemente da ultrassonografia, a ressonância magnética pode ser utilizada para analisar o fluxo sanguíneo em todas as trajetórias e pacientes, não sendo bloqueada por ossos, cicatrizes e bolhas de ar. Desse modo, ela se mostra como uma promissora técnica para o completo estudo cardiovascular e potencialmente a mais apropriada para uso nesse propósito. Outra vantagem é que os exames de ressonância dependem menos da atuação do operador que a ultrassonografia, consequentemente, a correta direção e os valores precisos de fluxo pode ser sempre obtidos. O exame de ressonância magnética, bem como as duas técnicas de análise fluxo serão melhor abordados nas próximas seções.

IV. PRINCÍPIOS BÁSICOS DE RM

A ressonância magnética é uma técnica de imageamento desenvolvida inicialmente na década de 1940, por Bloch e Purcell [1], com o propósito de realizar análises químicas e biológicas. Em 1973, Paul Lauterbur propôs o uso de gradientes magnéticos para a localização espacial dos núcleos e com isso possibilitou o início do imageamento *in vivo*. No ano seguinte, Peter Mansfield formulou a teoria matemática para a aquisição e reconstrução das imagens [1]. Com esses desenvolvimentos, a técnica alcançou a dimensão de uso clínico na década de 1980 e atualmente é bem difundida, apresentando diversas aplicações.

A ressonância magnética faz uso de campos magnéticos e pulsos de radiofrequência (ou seja, de radiações não ionizantes), sendo assim uma técnica não invasiva e inofensiva ao paciente, para mais informações consultar [16]. Em RM o usual é realizar o imageamento a partir da análise da presença dos núcleos de hidrogênio em um determinado material (ou paciente). A escolha desse objeto de análise se dá devido à abundância desses elementos no corpo humano, visto que estão presentes na água, gordura e grande parte das outras moléculas orgânicas que compõe os tecidos humanos [1], [17].

Cargas elétricas em movimento de rotação, como núcleos atômicos (daqui pra frente chamadas de *spins*), podem ser comparadas a pequenos dipolos magnéticos que apresentam um polo sul magnético e outro norte — essa analogia está demonstrada na Figura 2. Em condições normais, os *spins* estarão aleatoriamente orientados, gerando uma magnetização de rede nula. Entretanto, quando se coloca um campo magnético externo ao corpo eles se alinharão a esse campo.

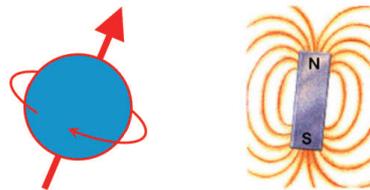


Fig. 2. Analogia entre os *spins* e os dipolos magnéticos (adaptado de Carvalho, 2008).

Na presença de um campo magnético externo, os *spins* giram na direção do eixo que o contém e começam a precessar ao seu redor. Como B_0 — o principal campo magnético no sistema de RM — pode ser considerado aproximadamente uniforme (algo válido pelo menos na região de interesse do exame), todos os *spins* precessaram ao redor do eixo z (eixo da profundidade) com a mesma frequência — chamada frequência de Larmor —, dada por:

$$\omega_0 = \gamma B_0 \quad (1)$$

em que γ é a taxa giromagnética (para os prótons de hidrogênio $\gamma = 42.6$ MHz/Tesla) [17].

Nas principais componentes do *scanner* de RM, existe ainda a bobina de radiofrequência (RF). Usualmente tem-se uma bobina que atua com duas funções: emitir um pulso de excitação de RF ao corpo e também receber o sinal codificado advindo da parte excitada. Na prática, podem-se utilizar bobinas distintas com esse propósito — o que normalmente ocorre no caso de exames de partes específicas do corpo como cabeça, pescoço e algumas articulações — todavia para exames mais gerais, utiliza-se a mesma bobina para excitação e leitura, devido a razões econômicas.

O pulso de RF é usualmente modulado na frequência de Larmor [1], [17], sendo desenhado para ter um perfil no domínio de Fourier próximo ao retangular. Desse modo, ele atua em uma faixa (ou banda) de frequências, excitando todos os *spins* que originalmente estavam precessando nesse intervalo e jogando sua magnetização para o plano $x - y$. Fazendo a escolha adequada da amplitude e forma dos gradientes — campos magnéticos responsáveis pela localização espacial do imageamento —, bem como do pulso de RF, pode-se excitar apenas uma pequena faixa do corpo. Com isso, o perfil de excitação corresponderá à correta combinação desses dois elementos: gradientes e pulso de RF. Para mais informações a respeito disso, consulte [1], [17].

A fim de se codificar em frequência a informação espacial proveniente do sinal de RM, outros gradientes são utilizados durante a aquisição do sinal — sendo chamados de gradientes de leitura. Por exemplo, para se tomar uma imagem perpendicular ao eixo z , o gradiente G_z é ligado durante a excitação — para se fazer a seleção da região de corte —, enquanto apenas G_x e G_y serão ligados durante a leitura, permitindo que se adquira informações na região do corte selecionado. Os gradientes de leitura, quando ativados, geram variações de frequência em cada *spin* correspondente à região analisada, levando a obtenção de um sinal que é composto por diferentes componentes senoidais — cada qual correspondente a uma determinada localização espacial. No caso do corte axial citado anteriormente, o sinal demodulado equivale à amostra da transformada de Fourier $A(k_x, k_y)$ da imagem daquela cro-seção (imagem axial). Nele, ao se alterar a amplitude dos gradientes G_x e G_y durante a aquisição, podem-se obter diferentes amostras de $A(k_x, k_y)$ — ou seja, usando G_x e G_y é possível mover-se ao longo do plano $k_x - k_y$, correspondente às frequências espaciais (o qual é conhecido em RM como espaço- k). Quando um número suficiente de amostras foi adquirido, cobrindo-se idealmente todo o espaço- k , uma transformada inversa de Fourier da matriz que contém os elementos adquiridos produz a imagem correspondente àquela região.

Na Figura 3 tem-se duas imagens, uma no espaço- k (a) — que representa as informações frequenciais obtidas durante a aquisição dos dados — e outra reconstruída no domínio da imagem (b) — após o processo de reconstrução usando a transformada inversa de Fourier.

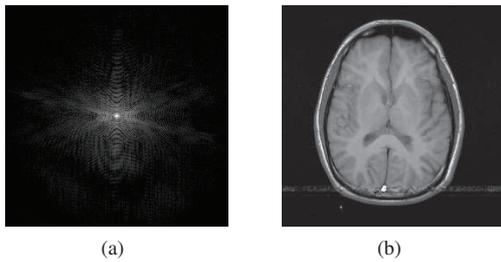


Fig. 3. Exemplo de sinal de RM para o caso bidimensional: (a) dados no espaço- k ; (b) imagem reconstruída a partir desses dados.

A definição da cobertura mínima requerida do espaço- k e consequentemente do número de amostras a serem adquiridas depende da resolução espacial desejada e do "campo de visão" (em inglês *field-of-view* ou FOV) requerido para a análise. Se o desejado é uma baixa resolução espacial, apenas a região central do espaço- k deve ser amostrada. Quando o que se deseja é uma alta-resolução, então todo o espaço deve ser adquirido.

O FOV por sua vez está relacionado com a distância entre as

amostras no espaço- k , sendo matematicamente definido como [17]:

$$FOV = \frac{BW}{\gamma \cdot G} \quad (2)$$

em que BW é a largura de banda do pulso RF, γ é a taxa giromagnética e G o gradiente no eixo analisado. Assim, a fim de se ter um FOV grande, o espaço- k deverá ser densamente amostrado. Caso contrário, o FOV não será grande o suficiente e, consequentemente, o objeto pode não ser totalmente coberto e surgirá um *aliasing*, observado por uma sobreposição de elementos no domínio espacial.

Deve-se pensar em como adquirir corretamente o espaço- k , visto que a amplitude do sinal decresce conforme a magnetização se realinha com B_0 (processo chamado de relaxamento). Desse modo, múltiplas aquisições podem ser necessárias a fim de se adquirir todas as amostras desejadas para uma imagem — ou utilizar-se uma trajetória de aquisição que cubra todo o espaço- k em uma única excitação. A escolha do tipo de trajetória será feita segundo o tipo de exame que se deseja realizar, o algoritmo de reconstrução disponível e a tolerância a artefatos na imagem, visto que algumas trajetórias, mesmo trabalhando com um grande número de amostras, já geram *aliasing* por sua própria forma e sua função de espalhamento de ponto (PSF) — como no caso das espirais. Então, quando do exame, deve-se tomar cuidado com a sequência de pulsos utilizada — combinação entre o pulso de RF e os gradientes — com o objetivo de se obter o resultado esperado.

A. Formulação Matemática do Sinal de RM

O sinal de ressonância magnética para um determinado instante do tempo corresponde amostra da Transformada de Fourier $A(k_x, k_y)$ da imagem da cro-seção $a(x, y)$:

$$A(k_x, k_y) = \int_x \int_y a(x, y) e^{-j2\pi(k_x x + k_y y)} dx dy. \quad (3)$$

Em que as coordenadas de Fourier (k_x, k_y) variando com o tempo são dadas por:

$$k_x(t) = \frac{\gamma}{2\pi} \int_0^t G_x(\tau) d\tau \quad (4)$$

$$k_y(t) = \frac{\gamma}{2\pi} \int_0^t G_y(\tau) d\tau, \quad (5)$$

em que γ corresponde à taxa giromagnética, $G_x(t)$ e $G_y(t)$ são os campos magnéticos variantes no tempo resultantes da aplicação de gradientes nos eixos x e y . Todavia, essa formulação pode ser generalizada para qualquer combinação dos gradientes G_x , G_y e G_z :

$$A(\vec{k}_r) = \int_{\vec{r}} a(\vec{r}) e^{-j2\pi(\vec{k}_r \cdot \vec{r})} d\vec{r}. \quad (6)$$

$$\vec{k}_r(t) = \frac{\gamma}{2\pi} \int_0^t \vec{G}_r(\tau) d\tau, \quad (7)$$

em que \vec{G}_r é o gradiente oblíquo resultante de uma combinação dos gradientes G_x , G_y e G_z e \vec{r} é o eixo correspondente, ao longo do qual a variação do campo magnético é percebida.

Dada a função da posição espacial $\vec{r}(t)$ e do campo magnético devido ao gradiente $\vec{G}_r(t)$, a fase de magnetização é dada por [1], [5]:

$$\phi(\vec{r}, t) = \gamma \int_0^t \vec{G}_r(\tau) \cdot \vec{r}(\tau) d\tau, \quad (8)$$

Para *spins* estáticos, o valor da posição $\vec{r}(t)$ é constante, podendo ser indicado por \vec{r} ; assim a equação se torna:

$$\phi(\vec{r}, t) = \gamma \vec{r} \cdot \int_0^t \vec{G}_r(\tau) d\tau, = 2\pi \vec{k}_r \cdot \vec{r} \quad (9)$$

como no expoente da equação 6.

B. 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 coletados os dados de RM, visto que as bobinas receptoras captam sinais eletromagnéticos resultantes do relaxamento dos *spins*, como abordado na Seção IV. Os dados posteriormente são trabalhados e reconstruídos como imagens, segundo diferentes técnicas e abordagens.

No espaço- k , os elementos mais centrais são aqueles de menor frequência — que trazem as informações acerca do formato da imagem, das intensidades dos seus elementos, etc. —, enquanto os mais afastados são os de maiores componentes frequenciais, responsáveis pelas bordas e detalhes finos dos objetos. Para mais detalhes sobre esses aspectos, consultar [1], [17], [16]. A transformada 2DFT (transformada bidimensional de Fourier) dos elementos no espaço- k conduz à imagem de ressonância magnética da parte do corpo analisada. Um exemplo de conjunto de dados no espaço- k , bem como a sua reconstrução para o domínio da imagem, pode ser visto na Figura 3 apresentada anteriormente.

No caso do imageamento paralelo, cada bobina utilizada será responsável por coletar um conjunto de dados diferentes no espaço- k , sendo que, como a imagem estará sendo adquirida por várias fontes diferentes, é possível subamostrar a aquisição e conseqüentemente acelerar o exame sem violar o teorema de Nyquist–Shannon, melhor explicado a seguir.

1) *Teorema da Amostragem*: O teorema da amostragem ou teorema de Nyquist–Shannon fornece a 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. De acordo com o teorema, deve-se ter $f_s \geq 2 f_{max}$, em que 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, a fim de 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.

A subamostragem também pode ser realizada através da escolha de alguma trajetória diferente no espaço- k , que não pegue pontos igualmente espaçados. A escolha dessas trajetórias é feita com o intuito de realizar a coleta de dados de uma grande porção do espaço- k em um intervalo menor, possibilitando um exame mais rápido. Entretanto, a desvantagem é que esse esquema de amostragem gera *aliasing*, mesmo que não sejam negligenciadas propositalmente regiões de coleta de dados.

Um exemplo de amostragem em espiral pode ser visto na Figuras 4 (a) e (b), no qual foi realizado o imageamento de um tórax utilizando trajetória espiral de densidade uniforme, com a aquisição de seis entrelaces. Vê-se em (a) a trajetória de amostragem no espaço- k , enquanto em (b) está apresentada a reconstrução dos dados e pode-se claramente perceber a presença do *aliasing* —

resultante da função de espalhamento de ponto da trajetória de amostragem considerada.

Usando espirais com densidade variável, é possível reduzir o número de entrelaces usados na amostragem, visto que o centro estará melhor coberto, entretanto a periferia tem a amostragem reduzida. Desse modo, consegue-se uma imagem que apresenta as principais características do conjunto de dados completamente adquirido, todavia com as bordas e transições pior definidas — ou seja, a imagem é mais borrada do que a original. Um exemplo de amostragem usando trajetórias espirais de densidade variável pode ser visto na Figuras 4 (c) e (d).

Dessa forma, os algoritmos de reconstrução de dados adquiridos em trajetórias não-Cartesianas devem ser escolhidos de forma a minimizar o efeito do *aliasing*, a fim de ter uma imagem que represente corretamente o corpo, sem a introdução de artefatos que podem ser erroneamente interpretados quando da avaliação pelo radiologista.

Comparando as Figuras 4 (a) e (b) com as Figuras 4 (c) e (d) é possível verificar-se que com ambas trajetórias as principais informações do tórax são obtidas. Nas duas primeiras, vê-se melhores bordas, visto que essa trajetória adquire mais componentes nas altas frequências. Enquanto isso, nas Figuras 4 (c) e (d), as bordas não estão bem definidas, visto que menos componentes de alta frequência foram adquiridas. A grande vantagem de utilizar um esquema de amostragem com densidade variável como no segundo caso é o menor tempo de aquisição de dados, visto que são necessárias apenas três leituras — uma para cada entrelace de densidade variável da espiral — ao invés das seis leituras iniciais, sendo que as duas imagens apresentam as mesmas características principais. Além disso, o *aliasing* obtido com uma trajetória em espiral com densidade variável é mais incoerente que aquele para trajetória espiral com densidade uniforme. Todavia, deve-se procurar combinar essas técnicas de aquisição de dados a alguma outra metodologia para se obter a correta reconstrução dos dados.

V. RESSONÂNCIA DE FLUXO

Atualmente, os métodos de imageamento de ressonância magnética de fluxo são baseados em *spins* que se movem a velocidades constantes e acumulam uma fase proporcional à velocidade vezes o primeiro momento da forma de onda do gradiente na direção em que eles estão se movendo [5], [8].

Para *spins* se movendo ao longo do eixo \vec{r} com velocidade constante \vec{v} e posição inicial \vec{r}_0 , pode-se escrever (da mecânica clássica) $\vec{r}(t) = \vec{r}_0 + \vec{v}t$. Assim, reescrevendo a equação 8:

$$\phi = \gamma \int_0^{t_0} \vec{G}_r(t) \cdot (\vec{r}_0 + \vec{v}t) dt \quad (10)$$

$$= \gamma \vec{r}_0 \cdot \int_0^{t_0} \vec{G}_r(t) dt + \gamma \vec{v} \cdot \int_0^{t_0} \vec{G}_r(t) t dt \quad (11)$$

$$= \gamma \vec{r}_0 \cdot \vec{M}_0 + \gamma \vec{v} \cdot \vec{M}_1, \quad (12)$$

em que \vec{M}_0 e \vec{M}_1 são o momento zero e o primeiro momento da forma de onda do gradiente em \vec{r} no tempo de eco, respectivamente. Então, se um gradiente com momento zero nulo é usado, por exemplo um gradiente bipolar alinhado com \vec{v} , a fase acumulada para *spin* de velocidade constante é $\phi = \gamma \vec{v} \cdot \vec{M}_1$.

Portanto, com o uso de uma forma de onda de gradiente bipolar entre excitação e leitura, a fase medida num pixel da imagem adquirida é diretamente proporcional à velocidade dos *spins* contidos no voxel correspondente. Entretanto, fatores outros além do

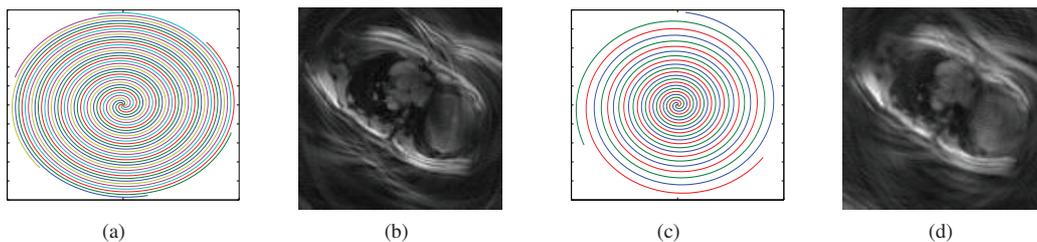


Fig. 4. Reconstrução de dados em trajetória espiral e a presença de *aliasing*. Em (a) vê-se a trajetória de amostragem, foram usados seis entrelaços de espiral com densidade uniforme; (b) reconstrução da imagem obtida segundo a trajetória proposta, vê-se que mesmo utilizando todos os entrelaços já existe a presença de um determinado *aliasing*, devido à distância entre dois pontos não ser constante; (c) vê-se a trajetória de amostragem, foram usados três entrelaços de espiral com densidade variável; (d) reconstrução da imagem obtida usando amostragem com densidade variável, percebe-se ainda a presença de *aliasing*, assim como em (b), todavia este é mais incoerente que no caso anterior.

fluxo (como heterogeneidades do campo magnético) podem causar variações adicionais de fase que acarretam em erro na interpretação da velocidade local [5], [8].

A. Phase Contrast

Essa técnica trabalha com o uso de um gradiente bipolar [18] (apresenta forma de onda cujo primeiro momento é nulo), alinhado com o eixo do fluxo que se está sendo estudado para se obter a medida de velocidade associada a cada pixel (ou voxel) da imagem. São usadas duas aquisições de dados e a velocidade é estimada pela diferença entre a fase de cada imagem. Normalmente, nos exames cardiovasculares, ela é combinada a gatilhos [19], [20] — que é a associação do exame de ressonância, em geral, a um eletrocardiograma, o que permite realizar a amostragem do sinal sempre nas mesmas fases do ciclo —, os quais permitem a correta análise do ciclo cardíaco e exames em tempo real.

A exibição de imagens *phase contrast* em tempo real é tipicamente implementada sobrepondo-se uma imagem de cor do fluxo (diferença de fases) à informação anatômica (magnitude), o que é chamado de fluxo às cores em tempo real [21], [22]. Esse tipo de exame, pode então, ser considerado um análogo à ultrassonografia Doppler a cores, visto apresentar apenas um valor de velocidade para cada voxel, o qual é apresentado em uma escala de cores junto à imagem. Um exemplo de exame utilizando o contraste de fase pode ser visto na Figura 5.

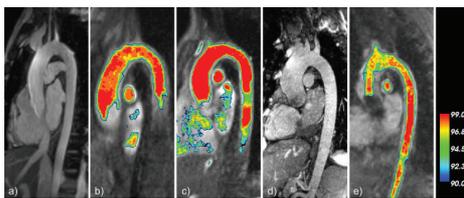


Fig. 5. Imagem de medição de fluxo via ressonância magnética usando *phase contrast* (copyright: Unterhinninghofen).

A metodologia *phase contrast* lida com o problema de medição da velocidade de fluxo ao usar duas aquisições de dados, em que o primeiro momento do gradiente bipolar é variado entre as medições [5]. A velocidade em cada voxel é medida como segue:

$$v(x, y) = \frac{\phi_a(x, y) - \phi_b(x, y)}{\gamma(M_1^a - M_1^b)}, \quad (13)$$

em que $\phi_a(x, y)$ e $\phi_b(x, y)$ são as fases das imagens adquiridas em cada aquisição e M_1^a e M_1^b são os primeiros momentos dos gradientes bipolares usados em cada aquisição.

Entretanto, como o *phase contrast* fornece apenas uma velocidade por pixel, ele pode apresentar estimativas imprecisas de velocidades em casos de fluxos mais complexos e/ou turbulentos — especialmente quando em uma dada porção da imagem existem mais elementos com velocidade, como no caso de capilares, ou em exames que usam um tamanho de voxel demasiadamente grande, além de situações em que num mesmo voxel existem diferentes tipos de tecido, como sangue e músculo ou gordura (esse sendo chamado de problema de volume parcial). Desse modo, fica impossibilitada uma medição acurada dos valores de pico [23], [24], o que inviabiliza seu uso em vasos estreitos e em valvas que apresentam estenose e/ou regurgitação.

B. Fourier Velocity Encoding

A técnica *Fourier velocity encoding* serve para resolver as limitações vistas no contraste de fase [25], pois ela mede a distribuição de velocidades em cada pixel, desse modo, para cada elemento da imagem, tem-se uma distribuição (histograma) tempo-velocidade (como ilustrado na Figura 6). Consequentemente, o efeito dos volumes parciais é reduzido [26] e pode-se obter uma medida precisa do valor de velocidade de pico, além de se estudar todas formas de fluxo sanguíneo — seja regular, turbulento ou complexo. Outra vantagem é que a técnica não necessita de imagens de alta resolução para fornecer as distribuições de velocidade [8].

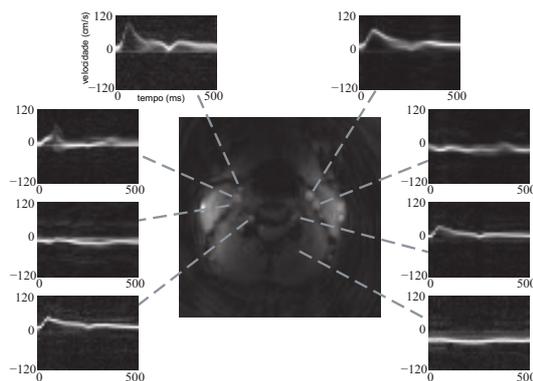


Fig. 6. Imagem de *Fourier velocity encoding*, indicando o histograma de tempo-velocidade para alguns pontos de interesse da imagem espacial de um peixeço — eles foram obtidos a partir de exame realizado com um voluntário saudável, para 256 batimentos cardíacos.

Devido à sua formulação, em que os histogramas de tempo-velocidade são obtidos para cada voxel, essa técnica pode ser considerada o equivalente em ressonância magnética ao Doppler espectral [7], [27]. Na Figura 7 pode-se ver um dos histogramas

de tempo-velocidade obtido na análise dos dados de uma carótida, para uma pessoa saudável.

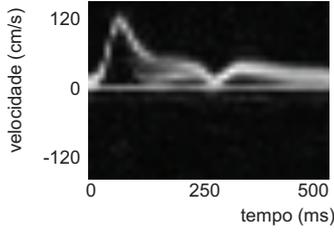


Fig. 7. Histograma de tempo-velocidade para artéria carótida externa direita obtido usando a técnica *Fourier velocity encoding*.

Como a cada voxel da imagem bidimensional, é associada uma distribuição de velocidades, obtém-se uma função tridimensional $a(x, y, v)$ que é relacionada com o espaço tridimensional de Fourier $M(k_x, k_y, k_v)$. Então uma dimensão extra é adicionada ao espaço- k e múltiplas aquisições são necessárias para cobri-lo inteiramente. Com a finalidade de mover ao longo de k_v , um gradiente bipolar com a amplitude correta (e um devido primeiro momento) é ligado antes dos gradientes de leitura de $k_x - k_y$ a cada aquisição.

Cada aquisição ao longo de k_v é chamada codificação de velocidade. O número de codificações de velocidade dependem da resolução em velocidade desejada, do campo de visão (FOV) para as velocidades (o máximo intervalo de velocidades medido sem que ocorra *aliasing*). Por exemplo, para obter uma resolução de velocidade de 25 cm/s num FOV de 600 cm/s, são necessárias 24 codificações em velocidade. As distribuições de velocidade ao longo da imagem cro-seccional $a(x, y, v)$ são obtidas pela transformada inversa de Fourier dos dados adquiridos $A(k_x, k_y, k_v)$. Se é usado o imageamento *cine* — ou aquisição gatilhada — [28], as medidas são resolvidas no tempo, resultando em um conjunto de dados tetradimensional: $a(x, y, v, t)$.

Para realizar a aquisição de dados de forma correta a fim de se obter um histograma de velocidades ao invés de um único valor, são realizadas várias aquisições de dados cada qual com um gradiente bipolar de amplitude (e primeiro momento) diferente. Desse modo, a Equação 11 pode ser reescrita como:

$$\phi(\vec{r}, \vec{v}, t) = 2\pi(\vec{k}_r \cdot \vec{r} + \vec{k}_v \cdot \vec{v}), \quad (14)$$

em que \vec{k}_v é a frequência variável de velocidades associada com \vec{v} e é proporcional ao primeiro momento de $\vec{G}_r(t)$:

$$\vec{k}_v = \frac{\gamma}{2\pi} \vec{M}_1. \quad (15)$$

O grande problema da abordagem FVE é que ela demanda mais tempo na etapa de aquisição que o *phase contrast*, pois são necessários vários *encodings* de velocidade e $k_x - k_y$ deve ser totalmente amostrado para cada valor de k_v . Com isso, seu uso clínico é reduzido e se fazem necessários estudos de outras técnicas com a finalidade de serem utilizadas para sua aceleração [5], [8]. Como citado na Introdução, diversas formas de aceleração foram propostas e aqui será trabalhado o uso da técnica *spiral FVE* e a sua combinação com o imageamento paralelo.

O uso de pulsos de leitura espirais — a chamada de *spiral FVE* [8], [5], [7] — permite que a imagem inteira seja adquirida usando menos excitações, reduzindo, assim, o tempo de aquisição de dados. Com isso, um novo problema surge que é a correta reconstrução dos elementos obtidos, visto que eles estão amostrados de forma não-Cartesiana (amostragem em trajetórias espirais). Dessa forma, se faz necessário o uso de uma transformada não-Cartesiana ao

longo dos eixos k_x, k_y — no espaço- k — a fim de se obter a informação espacial e surge o desafio de se trabalhar ou desenvolver algoritmos de imageamento paralelo que consigam corretamente lidar com trajetórias espirais.

1) *Spiral FVE*: A técnica *spiral FVE* [5], [8] faz uso da sequência de pulsos apresentada na Figura 8, formada por um excitação para selecionar a área de corte, seguida pela aplicação de gradientes bipolares para codificação de velocidade, leitura em espiral e gradientes de refoco e limpeza de excitação (*refocusing and spoiling gradients*).

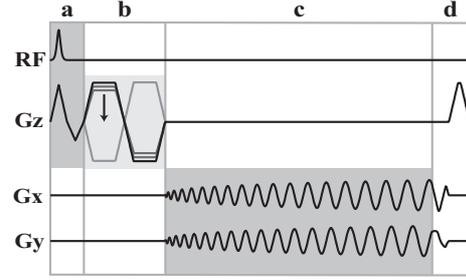


Fig. 8. Sequência de pulsos da *spiral FVE*. Ela consiste de (a) excitação seletora de corte, (b) gradiente bipolar de codificação de velocidades, (c) leitura em espiral, e (d) gradientes de refoco e limpeza.

O conjunto de trajetórias gerado por essa sequência de pulsos está presente na Figura 9, correspondendo a uma pilha de espirais no espaço $k_x - k_y - k_v$. Assim o gradiente bipolar efetivamente realiza a codificação de fase em k_v , enquanto cada leitura em espiral adquire um "disco" em $k_x - k_y$.

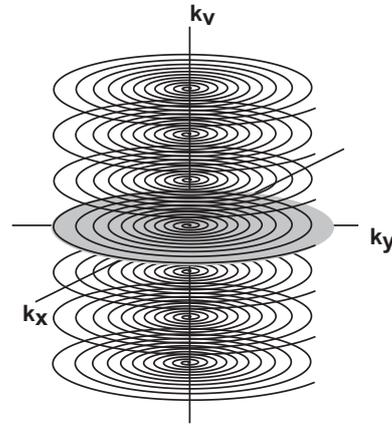


Fig. 9. Esquema de amostragem da técnica *spiral FVE* no espaço- k . O conjunto de dados correspondente a cada *frame* temporal corresponderá a uma pilha de espirais no espaço $k_x - k_y - k_v$. Cada espiral correspondendo a um nível diferente de codificação em k_v .

Desse modo, se faz necessária uma transformada não-Cartesiana ao longo do plano $k_x - k_y$ a fim de se fazer a reconstrução da imagem espacial. Além disso, quando da seleção do voxel de interesse, realiza-se a transformada inversa de Fourier ao longo do eixo k_v a fim de reconstruir os histogramas de velocidade.

VI. PRINCÍPIOS DE IMAGEAMENTO PARALELO

Como já ressaltado, uma das barreiras práticas de alguns tipos de exame de ressonância magnética é o tempo demandado para a aquisição de dados. Diversas técnicas tem sido desenvolvidas com

a finalidade de lidar com essa limitação e elas devem trabalhar de forma a adereçar os seguintes pontos [9]:

- ser aplicáveis a qualquer sequência de pulso, sem afetar o contraste da imagem;
- ser complementar a outras técnicas de aceleração já desenvolvidas;
- não adicionar artefatos ou afetar significativamente a razão sinal-ruído.

A codificação de bobinas — ou imageamento paralelo — se encaixa diretamente nos dois primeiros critérios. Todavia, embora não adicione artefatos significativos, ela pode reduzir a razão sinal-ruído (SNR), visto que diminui o tempo de exame (que é diretamente proporcional à SNR) — sendo essa sua fraqueza. Entretanto, com o correto algoritmo de reconstrução, os benefícios superam em muito a limitação apresentada.

O imageamento paralelo consiste no uso de múltiplas bobinas para a aquisição dos dados de ressonância magnética e redução do tempo de exame [9], [10]. As informações em frequência, originárias da resposta do corpo aos pulsos de RF, são coletadas por esses elementos e posteriormente reconstruídas segundo as mais variadas técnicas. Pode-se utilizar bobinas específicas para cada parte do corpo, que apresentarão um arranjo variado conforme o tipo de exame que se deseja realizar. Para mais informações, vide [16], [9], [10].

Para a correta reconstrução dos dados, são necessários algoritmos que compensem a subamostragem realizada na aquisição, o que pode ser feito completando os pontos vazios nas matrizes dos dados adquiridos no domínio da frequência, ou combinando corretamente as imagens que foram reconstruídas com *aliasing*. Dessa forma, tem-se as duas linhas gerais de atuação dos algoritmos: no espaço- k ou no domínio da imagem. Eles podem atuar exclusivamente em um desses campos ou combinar as duas atuações.

O imageamento paralelo parte do princípio de que cada bobina utilizada no arranjo específico receberá sinal de todas as partes excitadas na área de análise [9], [10], visto que a emissão de fótons quando do relaxamento dos *spins* não é unidirecional. Assim, é possível reduzir o número de dados coletados com cada receptor — ou seja, realizar uma subamostragem na aquisição —, visto que informações anatômicas completas chegarão a cada "antena" utilizada. Desse modo, define-se um sistema com mais (ou o mesmo número de) equações que variáveis, sendo portanto, possível de ser solucionado, permitindo recuperar as informações que não foram obtidas na amostragem. Com isso, os dados adquiridos de forma subamostrada são combinados a fim de gerar uma única imagem.

Com o uso de múltiplos receptores, mesmo realizando a subamostragem é possível se respeitar o critério de Nyquist, colhendo um número de amostras suficiente para a completa caracterização do sinal, ou mesmo obtendo-se mais componentes frequenciais do que o exigido pelo Teorema da Amostragem. Desse modo, tem-se um exame mais rápido, por necessitar de menos codificações.

A. SOS

A primeira técnica desenvolvida para trabalhar-se com dados de múltiplos receptores de ressonância magnética é a chamada *Sum-of-Squares* (SoS). Ela foi trabalhada por Roemer e é explicada em [29]. Durante as pesquisas realizadas por ele, verificou-se que a melhor fonte de sinal para um receptor é aquele emissor que está mais próximo e que, conforme a distância emissor-receptor cresce, menor a intensidade do sinal recebido — esse princípio, quando usando bobinas receptoras de RM, é chamado de sensibilidade de bobina (ou em inglês *coil sensitivity*), e é determinado pela quantidade de fluxo magnético emitido pela fonte e capturado pela bobina [9].

Segundo Roemer, quando trabalham-se os sinais advindos de diversos receptores, sua combinação ótima seria dada por [9], [29]:

$$S_{opt} = w_1 \frac{S_1}{C_1} + w_2 \frac{S_2}{C_2} + w_3 \frac{S_3}{C_3} + \dots \quad (16)$$

em que:

$$w_i = \frac{C_i^2}{\sum_{j=1}^n C_j^2} = \frac{C_i^* \cdot C_i}{\sum_{j=1}^n C_j^* \cdot C_j} \quad (17)$$

onde: n é o número de bobinas, S_i representa o sinal recebido no receptor i (bobina i), C_i a sensibilidade desse receptor e o asterisco denota o conjugado complexo do elemento. Todavia, essa formulação é complexa de se obter na prática, pois é necessário se obter o valor da sensibilidade dos receptores para cada ponto analisado na imagem (pixel ou voxel), o que torna muito onerosa a etapa de calibração e faz necessário a repetição desse procedimento para análises em cada diferente situação de imageamento.

Então, Roemer demonstrou, que para situações em que a SNR é intrinsecamente alta (ou seja, em que os receptores estão próximos o suficiente do elemento que deseja ser imageado ou em que há uma redução nas fontes de ruído), a reconstrução ótima pode ser aproximada pela Soma de Quadrados (*Sum-of-Squares*, ou SoS), dada por:

$$S_{recon} = \sqrt{\sum_{j=1}^n |S_j|^2} = \sqrt{\sum_{j=1}^n S_j^* \cdot S_j} \quad (18)$$

onde S_j representa o sinal recebido na bobina j .

Essa formulação é análoga à soma vetorial, para vetores ortogonais, e foi muito utilizada durante a década de 90, quando as primeiras pesquisas eram desenvolvidas na área de imageamento paralelo — visto que, à época, era muito difícil e computacionalmente caro medir as sensibilidades das bobinas. Ao final da década de 90 e começo dos anos 2000, quase dez anos após a publicação de Roemer, o uso da etapa de calibração passou a ser adotado, com o desenvolvimento de novas metodologias de imageamento paralelo, entre elas as técnicas SENSE ([30] de 1999) e GRAPPA ([31] de 2002), que são as mais comercialmente utilizadas, para mais informações a respeito de sua formulação, consultar os artigos citados ou [16].

B. SPIRiT

O algoritmo de IP foco do trabalho se chama *iterative self-consistent parallel imaging reconstruction from arbitrary k-space* ou simplesmente SPIRiT [32] e foi desenvolvido por Michael Lustig e Jonh Pauly, sendo publicado em 2010. Também um algoritmo auto-calibrativo baseado em GRAPPA [31], essa metodologia trabalha com a auto-consistência do processo de reconstrução — que deve respeitar duas restrições:

- 1) ser consistente com a calibração;
- 2) ser consistente com os dados adquiridos.

Sendo que elas são impostas a partir de conjuntos de equações lineares e a solução é aquela que satisfaz esses conjuntos de equações e melhor se encaixa nas condições de erro. Esse algoritmo possui implementações tanto no domínio da imagem (*image domain SPIRiT* ou id-SPIRiT), como no domínio das frequências (*k-space SPIRiT* ou ks-SPIRiT). Todavia, de acordo com o próprio Michael Lustig, a única implementação que funciona corretamente com dados amostrados em trajetórias não-Cartesianas e não aleatórias (como espirais) é o id-SPIRiT.

A abordagem geral do algoritmo consiste em definir uma grade de dados Cartesianos no espaço- k como as variáveis das equações,

o que torna a formulação bem geral. Diferentemente do GRAPPA, que força a consistência entre os pontos a serem recuperados e apenas os seus vizinhos amostrados (para todas as bobinas), o algoritmo SPIRiT define que todos os pontos dentro da vizinhança e em cada matriz obtida para as diversas bobinas — sejam eles pontos adquiridos ou não — devem ser consistentes entre si. Assim, tem-se que:

$$x_i(r) = \sum_j g_{ji}^*(R_r x_j). \quad (19)$$

onde r representa a posição do elemento $x_i(r)$ da bobina i , R_r é o operador que escolhe os pontos da vizinhança do ponto dentro dos dados para uma mesma bobina — sejam eles pontos adquiridos ou não —, x_j é a matriz que contém todos os pontos para a bobina j , e g_{ji} são os pesos para os pontos dentro do *kernel* escolhido dado o padrão de amostragem e é o mesmo para todas as posições no espaço- k [32]. Na Figura 10 está apresentada de forma resumida a relação entre os pontos da grade Cartesiana reconstruída e os dados adquiridos de forma não-Cartesiana para o SPIRiT.

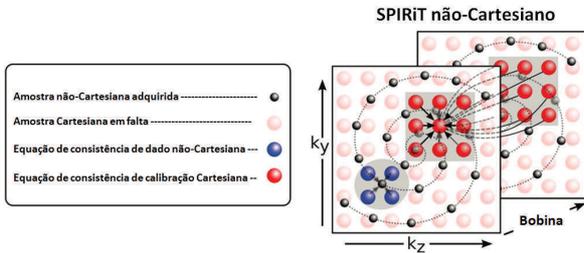


Fig. 10. Analogia em imagem da reconstrução de dados usando o SPIRiT para dados não-Cartesianos. Nele, a equação de consistência com os elementos de calibração é Cartesiana (pontos em vermelho). A relação de consistência de dados entre os pontos Cartesianos da grade e os não-Cartesianos que foram adquiridos é mostrada em azul. Essas relações definem um amplo conjunto de equações lineares que é suficiente para a reconstrução. Adaptado de Lustig, 2010.

Para a consistência de dados, toma-se um vetor y que contém os pontos correspondentes no espaço- k para todos os dados adquiridos e concatenados conforme o arranjo das bobinas. Sendo D o operador linear que relaciona o espaço- k reconstruído e x o vetor dos dados adquiridos. A equação de consistência com os dados adquiridos é dada por:

$$y = D x \quad (20)$$

Em aquisições não-Cartesianas o operador D representará uma matriz de interpolação — que leva elementos em uma grade de amostragem Cartesiana para as localizações não-Cartesianas no espaço- k em que os dados foram adquiridos.

Devido à presença de ruído e erros de calibração, não é possível obter a solução exata dessas equações, então usam-se metodologias iterativas para se atingir a solução desejada. Sendo que, para o caso do SPIRiT não-Cartesiano, a metodologia utilizada é baseada no algoritmo do Gradiente Conjugado, para mais informações, vide [32].

Os códigos que desenvolvem essas funções em MATLAB foram elaborados por Michael Lustig e estão disponíveis para download em <http://www.eecs.berkeley.edu/~mlustig/software/>. A partir deles foi desenvolvida uma função que realiza o id-SPIRiT dando como entradas:

- os dados no espaço- k ;
- os pesos dos pontos ao longo da trajetória de amostragem (para o caso de trajetórias com densidades variáveis);

- a trajetória de amostragem;
- o tamanho da imagem desejado (N);
- o tamanho do *kernel* para a calibração;

e com ela foram reconstruídos os conjuntos de dados a serem analisados e comparados com a reconstrução utilizando a metodologia SoS.

VII. METODOLOGIA

A fim de verificar a possibilidade de aceleração do exame de ressonância magnética de fluxo a partir do uso de técnicas de imageamento paralelo, foram realizados quatro experimentos diferentes e os resultados foram comparados quantitativamente — por meio da análise da razão sinal-erro (SER) de reconstrução — e qualitativamente — por inspeção visual das imagens obtidas no processo.

A coleta de dados foi realizada na University of Southern California, durante o doutoramento do Professor João Luiz. Os dados de *spiral FVE* foram adquiridos usando um sistema GE Signa 3T EXCITE HD system (com amplitude máxima de gradientes de 40 mT/m, máxima taxa de variação de gradientes de 150 T/m/s), usando uma bobina de 4 canais para carótida.

Os parâmetros do *scan* foram: resolução espacial de $1.4 \times 1.4 \times 5 \text{ mm}^3$ em um campo de visão de 16 cm, resolução de velocidade de 5 cm/s em um FOV para velocidades de 240 cm/s, oito leituras usando espirais de densidade variável de duração de 4 ms a cada quadro temporal e coordenada no eixo k_v , e uma resolução temporal de 12 ms. O tempo total de exame foi de 146 segundos (256 batimentos do coração a uma taxa de 105 bpm).

O comitê de ética da University of Southern California aprovou os protocolos de imageamento. Os pacientes foram advertidos dos riscos presentes em um exame de ressonância magnética e deram seu consentimento esclarecido para a realização dos testes, conforme o estabelecido pelas políticas institucionais.

A aceleração via imageamento paralelo foi avaliada usando conjuntos subamostrados no espaço- k em fator de 2 e 4 (ou seja, usando-se apenas quatro e dois entrelaces de espiral, respectivamente), obtidos a partir dos dados totalmente amostrados de *spiral FVE* [8], [12], [13], [16]. Os dados foram reconstruídos em MATLAB usando duas técnicas: *Sum-of-Squares* (SoS) [29] — que apenas combina as imagens obtidas dos dados subamostrados, sem reduzir o *aliasing* —, e a técnica SPIRiT não-Cartesiano aplicada ao domínio da imagem (id-SPIRiT) [32].

Os voxels de interesse, correspondentes aos vasos sanguíneos mais importantes no pescoço, foram selecionados manualmente em uma imagem axial obtida dos dados completamente amostrados. Os vasos estudados foram [33], [34]:

- Artéria carótida interna direita (ACID);
- Artéria carótida externa direita (ACED);
- Veias jugulares direita e esquerda (VJD e VJE, respectivamente);
- Bifurcação da artéria carótida comum esquerda (BACE); e
- Artérias vertebrais direita e esquerda (AVD e AVE, respectivamente).

As coordenadas espaciais desses voxels foram usadas para se obter as distribuições de velocidade-tempo associadas com cada um desses vasos. A posição do corte estudado está indicada na Figura 11.

As imagens de magnitude correspondentes aos cortes axiais do pescoço e os histogramas de tempo-velocidade para cada vaso sanguíneo foram reconstruídos usando as duas técnicas (SoS e SPIRiT)

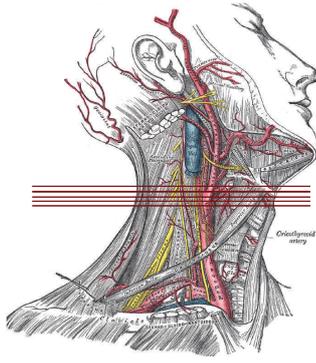


Fig. 11. Posição dos cinco cortes axiais obtidos para o pescoço. As imagens utilizadas correspondem ao quarto corte de baixo para cima, que é aquele indicado com uma linha mais forte. Adaptado de Gray, 2007.

e os resultados foram comparados quantitativamente (tomando-se a SER em relação ao resultado totalmente amostrado para a reconstrução via SoS) e qualitativamente (por inspeção visual).

Quatro tipos diferentes de algoritmos e propostas de reconstrução foram implementados e avaliados. O primeiro apenas compara a reconstrução da metodologia SoS com o id-SPIRiT para a técnica *spiral FVE* sem modificações (em que é realizada inicialmente a reconstrução dos dados espaciais, seguida então pela reconstrução dos histogramas). O segundo propõe uma inversão na ordem de aplicação das transformadas inversas de Fourier usadas na reconstrução de dados na metodologia *spiral FVE*, nessa inversão é realizada primeiramente a transformada inversa de Fourier ao longo de k_v e em seguida é desenvolvida a reconstrução dos dados em $k_x - k_y$. O terceiro trabalha a reconstrução de dados obtidos pelas bobinas de leitura mais próximas das carótidas, sendo que essa reconstrução segue a formulação proposta no segundo experimento — algoritmo com inversão das Transformadas. Por fim, o quarto experimento aborda a reconstrução dos dados para as bobinas de um único lado do pescoço, visando diminuir a quantidade de *aliasing* a partir da redução da área efetivamente ocupada na imagem pelos dados — também utilizando a inversão das Transformadas de Fourier.

VIII. RESULTADOS

Foram reconstruídas as imagens para o quarto corte axial do pescoço, o qual apresenta todos os vasos sanguíneos desejados para a análise. Então, os algoritmos e metodologias de reconstrução foram implementados e seus resultados comparados.

Deve-se notar, que todas as imagens espaciais apresentaram uma baixa resolução, inclusive aquelas oriundas dos conjuntos de dados totalmente amostrados — que representam as referências utilizadas nas análises (veja Figura 12 a imagem tomada como referência para o primeiro experimento) —, tendo em vista que: (i) a técnica *spiral FVE* é robusta a volumes parciais, desse modo, ela não requer alta resolução espacial para correta avaliação de fluxo; (ii) a resolução espacial foi penalizada durante o exame, visando obter alta resolução em velocidade e tempo com um tempo curto de *scan*; e (iii) os efeitos de *off-resonance* — que são sinais em frequências diferentes das esperadas para núcleos idealmente alinhados com uma campo magnético estático uniforme B_0 e gradientes perfeitamente lineares — obtidos a 3 T são duas vezes mais fortes que aqueles presentes em 1,5 T, isso causa um borramento das imagens espaciais em imageamento espiral (sendo que para reduzir esse efeito, foram utilizadas leituras rápidas).

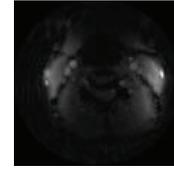


Fig. 12. Imagem obtida na reconstrução dos dados provenientes do quarto corte axial do pescoço, usando conjuntos de dados completamente amostrados. Nela é possível se identificar: as artérias carótidas interna e externa direita, as veias jugulares direita e esquerda, a bifurcação da artéria carótida comum esquerda e as artérias vertebrais direita e esquerda.

A. Comparação SPIRiT versus SoS

Os dados das imagens axiais (para k_x, k_y) foram reconstruídos usando as metodologias SoS e id-SPIRiT, em seguida foram obtidos os diagramas de fluxo para cada um dos voxels de interesse. As imagens espaciais foram reconstruídas para $k_v = 0$ e $t = 0$, enquanto os diagramas de velocidade são obtidos para os cinco voxels de interesse.

A seleção manual foi realizada para os 7 voxels de interesse, suas coordenadas foram salvas e aplicadas numa rotina de reconstrução para os diagramas de velocidade a partir de cada conjunto de dados reconstruído (SoS completamente amostrado, SoS e id-SPIRiT subamostrados). Com isso, foi possível se obter cada imagem espacial e cada um dos diagramas de tempo-velocidade desejado.

1) *Imagens Espaciais*: Vê-se que as imagens espaciais apresentam um padrão acinzentado nos voxels correspondentes aos vasos sanguíneos. Isso acontece, pois quando da reconstrução, faz-se uma média dos valores de velocidade apresentados para $k_v = 0$ e $t = 0$, que é diferente de zero, resultando portanto na presença de sinal nessa região. Pode-se perceber ainda, pelas imagens espaciais apresentadas na Figura 13, que a subamostragem usando a técnica SoS leva a reconstruções imprecisas, nas quais é praticamente impossível distinguir-se os vasos sanguíneos de interesse e outras características anatômicas do pescoço, devido à presença de um forte *aliasing*. Além disso, é possível verificar que a técnica id-SPIRiT consegue lidar muito bem com o *aliasing* para um fator de subamostragem 2, apresentando um imagem espacial qualitativamente muito boa quando comparada à imagem de referência. Enquanto para o fator 4 de subamostragem, a imagem reconstruída pelo id-SPIRiT não é tão boa, embora seja possível identificar os principais vasos sanguíneos — as artérias carótidas e as veias jugulares se mostram bem visíveis na parte superior da imagem apresentada —, mas ela já é bem melhor que aquela apresentada usando-se a reconstrução via SoS.

Os resultados para imagens espaciais usando id-SPIRiT se mostraram qualitativamente bons para uma subamostragem por um fator 2 e moderados para subamostragem por um fator 4. A reconstrução usando SoS foi qualitativamente ruim para os dois fatores de subamostragem, não sendo claramente visíveis os vasos sanguíneos que se deseja analisar.

2) *Imagens de Fluxo*: Os diagramas de fluxo estão presentes nas Figuras 14 e 15. Nelas pode-se ver a presença de muito sinal para a linha $v = 0$ cm/s, principalmente para as reconstruções com a técnica SoS. Isso é resultado de *aliasing* devido a material estático — ou seja, *spins* que não apresentam velocidade e que, quando da reconstrução dos dados, por causa da subamostragem, foram adicionados aos voxels correspondentes aos vasos com fluxo sanguíneo. Vê-se também a presença de alguns artefatos de reconstrução para as duas técnicas.

Na análise das imagens da reconstrução com o SoS, para um

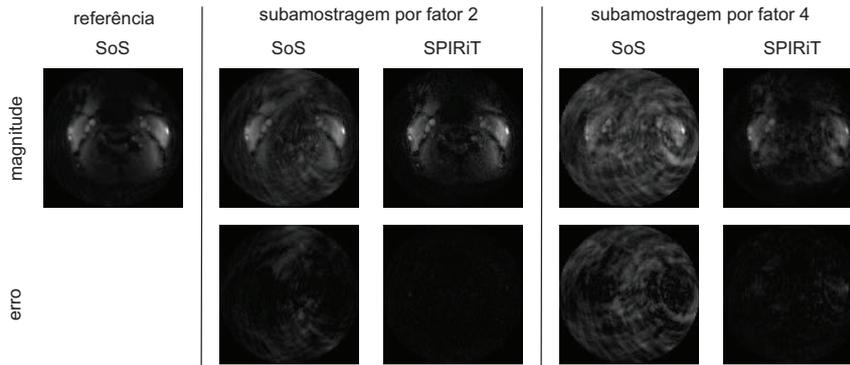


Fig. 13. Imagens de magnitude do pescoço (linha no topo), para o corte de número 4, obtidas usando SoS e id-SPIRiT, com diferentes fatores de aceleração (totalmente amostrado, aceleração por um fator de 2 e por um fator de 4) para o algoritmo original de reconstrução — inicialmente a reconstrução em k_x, k_y , seguida da reconstrução em k_v . A linha inferior, estão presentes as imagens de erro das reconstruções dos dados subamostrados para o SoS e o SPIRiT, tomando como referência a imagem os dados totalmente amostrados. Essas imagens foram reconstruídas a partir de $A(k_x, k_y, v, t)$ para $k_v = 0$ e $t = 0$.

fator de subamostragem 2, além da presença de sinal devido a *aliasing* por material estático, tem-se a presença de artefatos de reconstrução ao redor das curvas de velocidade, o que pode ser melhor observado a partir das curvas de erro. Com aumento do fator de subamostragem, há uma maior presença de sinal em $v = 0$ cm/s — levando a presença de linhas nessa velocidade e consequentemente um histograma incorreto de velocidades —, visto que o *aliasing* devido a material estático aumenta, além disso mais artefatos de reconstrução são observados (veja Figuras 14 e 15), devido a incorreções na amostragem dos *spins*.

O algoritmo de id-SPIRiT é capaz de reduzir o *aliasing* devido a material estático, consequentemente, reduzindo a presença de componentes no diagrama de velocidade sobre a reta $v = 0$ cm/s. Todavia, essa técnica adiciona outros artefatos de reconstrução que podem ser observado nas imagens de erro. Mesmo assim, os resultados para um fator de aceleração 2 são qualitativamente bons, visto que a curva de distribuição de velocidades apresentada é muito similar àquela tomada como referência (veja Figuras 14 e 15). Todavia, como no caso da reconstrução SoS, ao se aumentar o fator de subamostragem, a presença dos artefatos de reconstrução é maior, além disso, o *aliasing* estático aumenta — como pode ser visto na Figura 13 — e, consequentemente, se vê o surgimento da linha $v = 0$ cm/s para alguns dos diagramas de fluxo.

3) *Razão Sinal-Erro*: Na Tabela I está presente a razão sinal-erro para as reconstruções utilizando as duas técnicas e tomando como referência os dados reconstruídos para o conjunto totalmente amostrado. Com esses dados é possível fazer uma análise quantitativa das metodologias.

Vê-se que as reconstruções das imagens espaciais segundo a metodologia id-SPIRiT apresentam resultados melhores que aqueles para SoS. Tem-se que para um fator de subamostragem 2, o id-SPIRiT apresenta SER de 14,4 dB, enquanto a reconstrução via SoS tem SER de 5,1 dB (diferença de 9,3 dB). Enquanto para subamostragem com fator 4 a diferença é de 11,3 dB, sendo novamente a reconstrução via id-SPIRiT bem melhor que aquela via SoS.

Além disso, para um fator de subamostragem 2, vê-se na Tabela I que a reconstrução via id-SPIRiT apresenta SER maior do que 10 dB para quase todos os voxels analisados — excluindo-se as artérias vertebrais. Deve-se salientar que essas artérias estão localizadas em uma região para qual a sensibilidade das bobinas é baixa, o que pode ser visto pela tonalidade mais escura na imagem

espacial, significando que menos sinal chega desses pontos (consequentemente, elas apresentam originalmente uma menor razão sinal-ruído). Isso deve ter afetado a performance da aceleração por imageamento paralelo, o que leva a resultados equivocados na SER (como pode ser visto para a aceleração por uma subamostragem em um fator de 4, em que a SER dos diagramas de velocidade reconstruídos via id-SPIRiT para as artérias vertebrais é maior do que aquela na reconstrução com um fator de aceleração 2).

Nota-se também que as reconstruções pela técnica id-SPIRiT apresentam SER maior para quase todos os casos, excluindo-se aquelas para a artéria carótida direita e para a artéria vertebral esquerda, com subamostragem por um fator de 2, e também para a veia jugular direita quando da subamostragem por um fator 4. A SER para o id-SPIRiT é maior por pelo menos um fator de 3 dB para 8 dos 11 diagramas de fluxo apresentados, sendo em 4 deles superior por mais de 6 dB. Desse modo, o uso do algoritmo id-SPIRiT para reconstrução de dados de reconstrução por imageamento paralelo ao trabalhar-se com dados de RM de fluxo a partir da técnica *spiral FVE* mostra-se promissor.

B. Inversão no algoritmo de reconstrução da *spiral FVE*

No segundo experimento, foi analisada a inversão das etapas de reconstrução de dados em k_v e em k_x, k_y — levando-se em consideração que a segunda operação é não-linear, logo a modificação na ordem de sua aplicação pode levar a diferentes resultados na reconstrução. Vê-se nas imagens espaciais, como aquela presente na Figura 16, uma primeira variação: os vasos sanguíneos analisados se apresentam pretos, visto que essa reconstrução foi realizada para o valor $v = 0$ cm/s, diferentemente dos casos para reconstruções anteriores em que era usado $k_v = 0$.

1) *Imagens Espaciais*: Os resultados da Figura 16 apresentam as imagens espaciais obtidas com a reconstrução id-SPIRiT para conjuntos subamostrados por um fator de 2 e fator de 4, além da imagem referência obtida para os dados completamente amostrados. Vê-se que as imagens reconstruídas pela metodologia id-SPIRiT apresentam as principais características do pescoço, ou seja, é possível identificar-se os vasos sanguíneos desejados. Como explicado anteriormente, as veias e artérias se apresentam escuras, pois as imagens foram obtidas para o valor $v = 0$ cm/s — o que significa que este é o instante em que não havia fluxo sanguíneo pelo voxels analisados.

Nas imagens para a reconstrução com o id-SPIRiT é possível identificar as artérias e veias, mesmo que muito *aliasing* ainda esteja

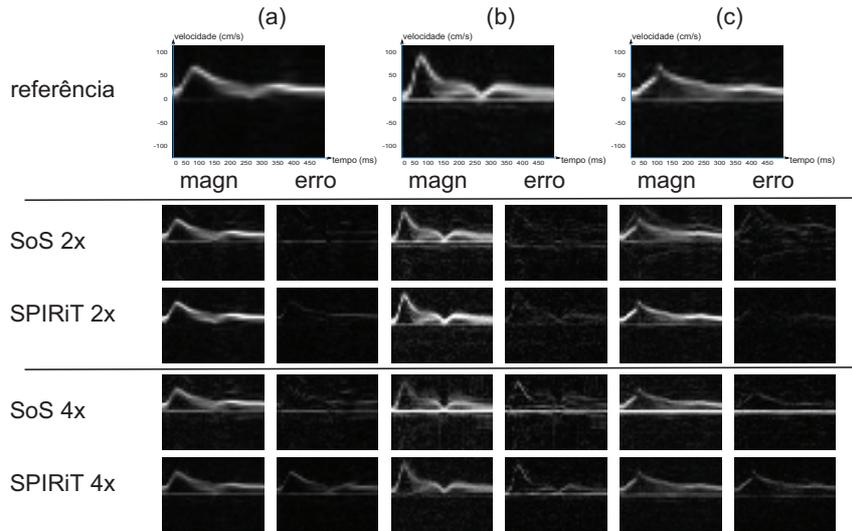


Fig. 14. Distribuições de tempo-velocidade para os voxels selecionados, reconstruídas utilizando SoS subamostrado por fator 2 e 4, e id-SPIRiT acelerado por fatores 2 e 4, em comparação com a referência completamente amostrada (linha ao topo) para: (a) bifurcação na artéria carótida comum esquerda; (b) artéria carótida externa direita; e (c) artéria carótida interna direita.

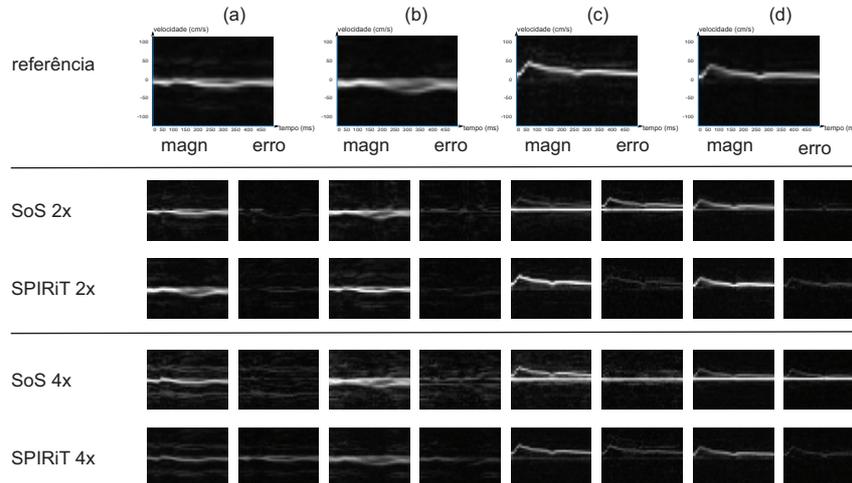


Fig. 15. Distribuições de tempo-velocidade para os voxels selecionados, reconstruídas utilizando SoS subamostrado por fator 2 e 4, e id-SPIRiT acelerado por fatores 2 e 4, em comparação com a referência completamente amostrada (linha ao topo) para: (a) veia jugular direita; (b) veia jugular esquerda; (c) artéria vertebral direita; e (d) artéria vertebral esquerda.

presente na imagem reconstruída para um fator de aceleração de 4. Em comparação, é praticamente impossível identificar ACID, ACED e os outros vasos importantes na imagem reconstruída com fator de aceleração 4 e utilizando a técnica SoS. Além disso, como já falado anteriormente, a resolução espacial das imagens espaciais é baixa — devido ao processo de aquisição [8], [13] —, todavia isso não é impedimento para a correta avaliação do fluxo sanguíneo pelos voxels de interesse.

As imagens de erro para a técnica id-SPIRiT apresentam-se majoritariamente escuras, visto que as reconstruções — principalmente aquela para um fator de aceleração 2 — são similares com a imagem referência. Enquanto isso, as reconstruções com a técnica SoS para ambos fatores de subamostragem levam a imagens espaciais com muito *aliasing* e imagens de erro com muito sinal, mostrando uma grande diferença entre elas e a referência.

2) *Diagramas de Fluxo*: Os resultados para as distribuições de tempo-velocidade estão presentes nas Figuras 17 e 18. Eles mostram

que o id-SPIRiT acelerado por um fator de 2 é capaz de remover significativamente o sinal devido ao *aliasing* e presente em $v = 0$ cm/s, o qual é observado na reconstrução usando SoS. Isso é um resultado importante, visto que deseja-se utilizar o id-SPIRiT para reduzir o *aliasing* e com isso permitir aumento de resolução temporal do *spiral FVE* temporalmente-acelerado [35].

Entretanto, assim como no caso anterior, a reconstrução com o id-SPIRiT adicionou artefatos nas curvas de fluxo, o que é algo indesejado. Esses artefatos de reconstrução não foram observados nos resultados obtidos com a técnica SoS para dados subamostrados por um fator de 2, nos quais o *aliasing* esteve predominantemente na linha $v = 0$ cm/s, como discutido anteriormente.

Para subamostragem por fator 4, SoS apresenta artefatos de *aliasing* mais fortes na linha $v = 0$ cm/s e alguns outros artefatos nas curvas de fluxo. Com esse fator de subamostragem, o id-SPIRiT é capaz de reduzir os artefatos em $v = 0$ cm/s, todavia novamente introduz artefatos nas curvas de fluxo.

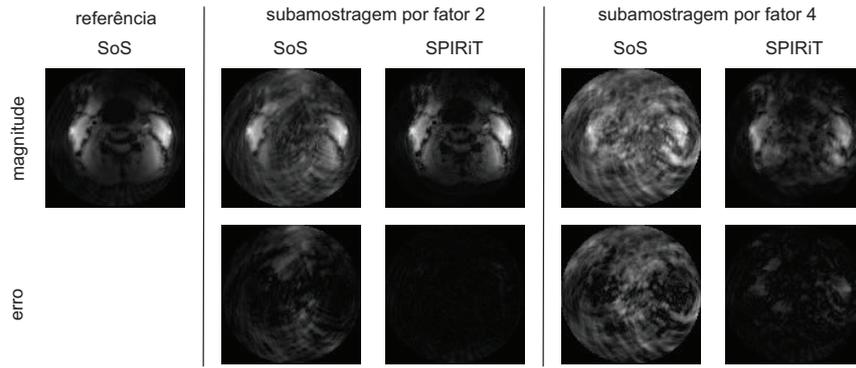


Fig. 16. Imagens de magnitude do pescoço (linha no topo), para o corte de número 4, obtidas usando SoS e id-SPIRiT, com diferentes fatores de aceleração (totalmente amostrado, aceleração por um fator de 2 e por um fator de 4), segundo a metodologia de inversão no algoritmo da *spiral FVE*. Imagens de erro das reconstruções para o SoS e o SPIRiT estão presentes na linha inferior e tem como base a figura referência, obtida para os dados completamente amostrados. Todas as imagens apresentadas foram reconstruídas a partir de $A(k_x, k_y, v, t)$ para $v = 0$ e $t = 0$.

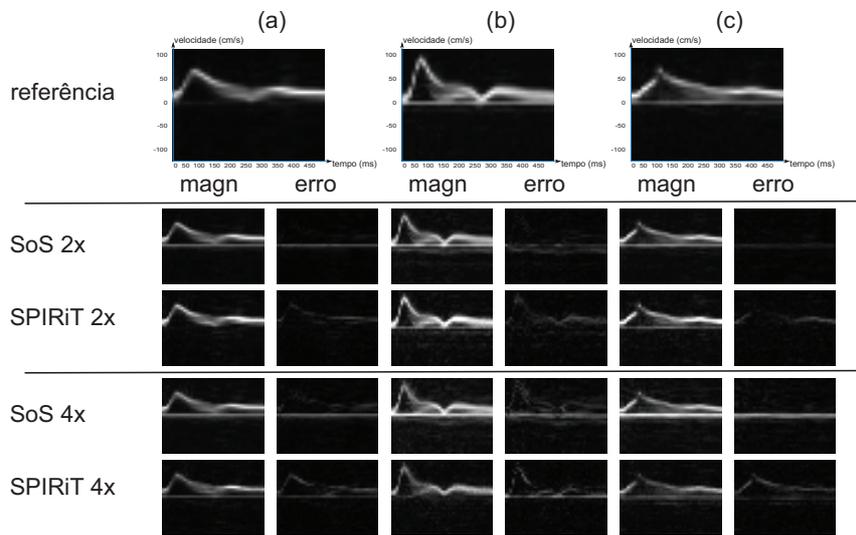


Fig. 17. Distribuições de tempo-velocidade para os voxels selecionados, reconstruídos segundo a metodologia de inversão na *spiral FVE* e utilizando SoS subamostrado por fator de 2 e 4, e id-SPIRiT acelerado com fatores 2 e 4, em comparação com a referência totalmente amostrada (apresentada na linha de topo) para: (a) bifurcação na artéria carótida comum esquerda; (b) artéria carótida externa direita; e (c) artéria carótida interna direita.

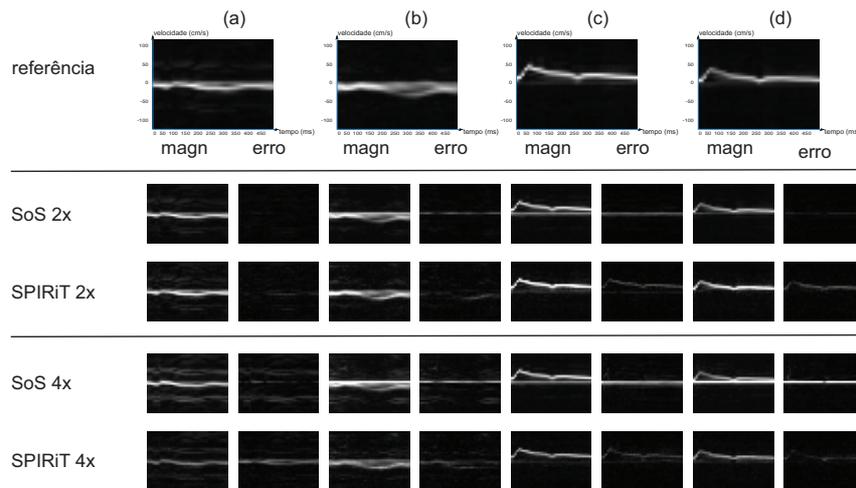


Fig. 18. Distribuições de tempo-velocidade para os voxels selecionados, reconstruídos segundo a metodologia de inversão na *spiral FVE* e utilizando SoS subamostrado por fator 2 e 4, e id-SPIRiT acelerado por fatores 2 e 4, em comparação com a referência completamente amostrada (linha ao topo) para: (a) veia jugular direita; (b) veia jugular esquerda; (c) artéria vertebral direita; e (d) artéria vertebral esquerda.

Os diagramas de tempo-velocidade obtidos a partir da metodologia de inversão apresentam menos artefatos de reconstrução que aqueles reconstruídos na Seção VIII-A. Desse modo, essa proposição se mostra qualitativamente mais eficaz que a original.

3) *Razão Sinal-Erro*: Uma avaliação quantitativa está presente na Tabela II. Para a imagem espacial de magnitude com $v = 0$ cm/s e $t = 0$ s (presente na Figura 16), a reconstrução com id-SPIRiT apresenta um aumento na SER em mais de 10 dB relativamente àquela obtida na reconstrução via SoS, para ambas taxas de subamostragem.

Quando se olha para as distribuições tempo-velocidade, vê-se que para os resultados com fator de subamostragem 2, o id-SPIRiT alcança razões sinal-erro maiores que 10 dB para todos os voxels analisados, à exceção daqueles referentes às artérias vertebrais — as quais, como já dito, estão em uma região com menor intensidade de sinal e, conseqüentemente, com menos SNR (vide a Figura 16). Assim como no caso anterior, esse fato afetou também a aceleração a partir do imageamento paralelo.

Vale-se notar que a reconstrução usando SoS apresenta valores de SER maiores que o id-SPIRiT em 4 dos 7 voxels analisados, quando do uso da subamostragem por um fator de 2. Isso acontece porque, com a reconstrução via SoS, os artefatos observados encontram-se praticamente sobre a linha $v = 0$ cm/s — os quais são removidos com a reconstrução via id-SPIRiT —, enquanto isso o algoritmo de imageamento paralelo adiciona outros artefatos ao longo da curva de fluxo [13].

Com o fator de subamostragem 4, os artefatos de *aliasing* são consideravelmente mais fortes. Nessas condições, a reconstrução com o id-SPIRiT apresenta valores de SER maiores que aqueles para a reconstrução usando SoS em 6 dos 7 voxels selecionados, com pelo menos 5,7 dB de melhoria em 4 desses voxels.

Realizando a comparação entre as abordagens e analisando as reconstruções com a metodologia SoS, vê-se que os resultados apresentados segundo o algoritmo com a inversão das Transformadas de Fourier são significativamente melhores que aqueles observados para o algoritmo original. Tem-se que com subamostragem por um fator de 2, apenas a imagem espacial e aquela para bifurcação da carótida esquerda apresentam melhor SER segundo o algoritmo original, enquanto todos os outros voxels analisados apresentam melhoria significativa com a inversão. Já usando-se a subamostragem por fator 4, o resultado é similar: a imagem de magnitude, a bifurcação da artéria carótida comum esquerda e a veia jugular esquerda apresentam maior SER segundo a primeira metodologia, enquanto os outros voxels apresentam maior SER usando-se a metodologia com inversão.

No caso da reconstrução usando-se o id-SPIRiT, para o fator de subamostragem 2 as reconstruções da imagem espacial e dos diagramas tempo-velocidade para ACED, VJD, AVD e AVE apresentam SER maior do que na abordagem tradicional (4 em 7 voxels, além da imagem espacial). Para subamostragem por um fator 4, tem-se que à exceção da imagem espacial e do diagrama de fluxo da veia jugular direita, todos os outros voxels são melhor reconstruídos segundo o algoritmo de inversão.

Desse modo, como apresentou resultados consistentes e melhores que a abordagem original, o algoritmo de inversão foi utilizado nas duas etapas restantes dos experimentos como forma padrão para a reconstrução.

C. Seleção de Bobinas 1

O terceiro experimento realizado visava estudar a reconstrução das imagens a partir dos dados coletados apenas pelas bobinas mais próximas das artérias e veias mais importantes (no caso as carótidas

e jugulares). Para tanto, primeiro foi realizada uma reconstrução de dados de cada bobina — usando conjunto de dados completamente amostrados e a metodologia SoS. Desse modo, verificou-se que os dois canais mais próximos das artérias eram os de número 2 e 3 — no tensor do conjunto de dados em MATLAB. Assim, foi realizada a reconstrução utilizando-se apenas o sinal que chegou a esses dois receptores. Essa reconstrução foi realizada, como dito anteriormente, utilizando-se a inversão no algoritmo da *spiral FVE*, logo, os dados trabalhados para as imagens espaciais são aqueles correspondentes a $v = 0$ cm/s e $t = 0$ s.

1) *Imagens Espaciais*: A Figura 19 apresenta os resultados para as reconstruções realizadas utilizando os algoritmos *Sum-of-Squares* e id-SPIRiT para os dois fatores de subamostragem, além da imagem de referência. Verifica-se, como nos casos anteriores, que as imagens reconstruídas utilizando-se o algoritmo de imageamento paralelo apresentam as principais características do pescoço — é possível se visualizar as duas artérias carótidas na direita, a bifurcação da carótida comum a esquerda e as veias jugulares esquerda e direita. Além disso, como foi utilizada a inversão no algoritmo *spiral FVE*, os vasos sanguíneos se apresentam com coloração preta, visto que a imagem foi reconstruída para $v = 0$ cm/s.

Entretanto, como um número menor de bobinas foi utilizado, a reconstrução do sinal não se dá de forma completa e mesmo o conjunto de dados completamente amostrado apresenta *aliasing*, como é possível se verificar na imagem de referência. Assim, tanto as imagens para SoS, como aquelas para o id-SPIRiT apresentam imperfeições na reconstrução, mesmo que o fator de subamostragem seja baixo — no caso, a imagem subamostrada por um fator 2 já está bem deteriorada em relação àquelas apresentadas nos outros dois experimentos.

Novamente, as imagens de erro para a técnica id-SPIRiT são bem melhores que aquelas utilizando a técnica SoS, isso se deve à característica do algoritmo de imageamento paralelo que trabalha para recuperar parte do sinal que não foi amostrado. Assim, a reconstrução do id-SPIRiT para uma subamostragem pelo fator 2 continua bem próxima à imagem de referência, embora apresente um pouco mais de *aliasing*. Ambas imagens obtidas na reconstrução de dados via SoS apresentam muito *aliasing* e nelas é quase impossível se visualizar os vasos de interesse — para a subamostragem por um fator 2 ainda é possível identificar claramente a via jugular direita, mas os outros vasos não estão bem representados.

2) *Diagramas de Fluxo*: As Figuras 20 e 21 apresentam os diagramas de tempo-velocidade para os voxels de interesse. Neles é possível se verificar que as imagens de referência já apresentam alguns artefatos de reconstrução, devido ao *aliasing* de material estático surgido pela falta redução do conjunto de dados ao se reconstruir as imagens com sinal coletado apenas em duas bobinas, além daqueles oriundos ao processo de reconstrução.

É possível ver que o algoritmo id-SPIRiT é capaz de eliminar em grande parte o *aliasing* devido ao material estático, retirando o sinal espúrio na reta $v = 0$ cm/s. Todavia, outros artefatos de reconstrução são adicionados, mesmo quando da subamostragem apenas pelo fator 2. A reconstrução nesse caso tem uma qualidade bem reduzida em relação àquela vista para as situações anteriores. Quando a subamostragem é feita num fator 4, o *aliasing* estático não é totalmente removido, bem como mais artefatos de reconstrução aparecem, resultando em diagramas de tempo-velocidade com uma qualidade de reconstrução apenas moderada.

Uma diferença em relação ao ocorrido nos experimentos anteriores é que ambas modalidades de reconstrução foram responsáveis por adicionar artefatos aos diagramas de fluxo para os dois fatores

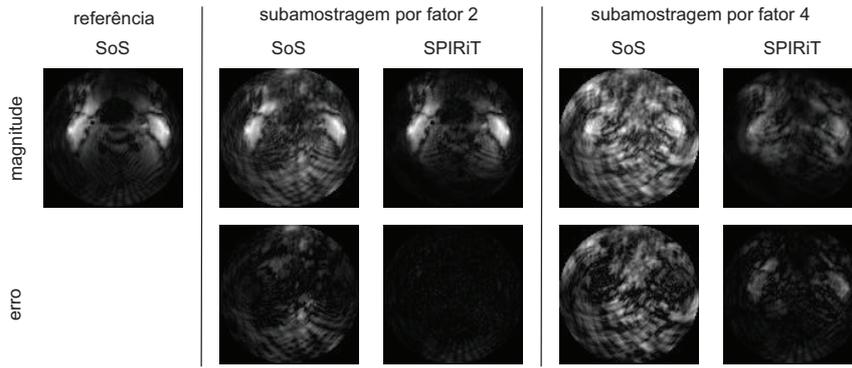


Fig. 19. Imagens de magnitude do pescoço (linha no topo), para o corte de número 4, reconstruídas a partir dos dados apenas dos canais mais próximos das artérias carótidas — canais 2 e 3 — e usando os algoritmos SoS e id-SPIRiT, com diferentes fatores de aceleração (totalmente amostrado, aceleração por um fator de 2 e por um fator de 4), segundo a metodologia de inversão no algoritmo da *spiral FVE*. Imagens de erro das reconstruções para o SoS e o SPIRiT estão presentes na linha inferior e tem como base a figura referência, obtida para os dados completamente amostrados. Todas as imagens apresentadas foram reconstruídas a partir de $A(k_x, k_y, v, t)$ para $v = 0$ e $t = 0$.

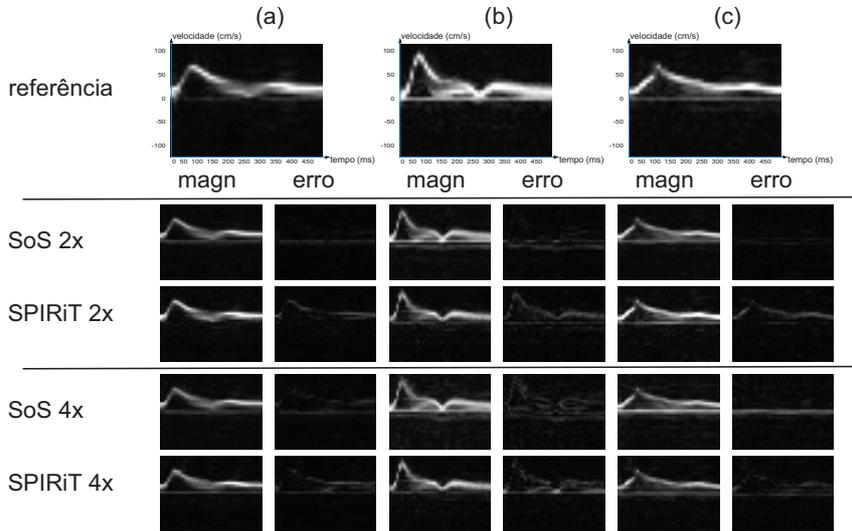


Fig. 20. Distribuições de tempo-velocidade para os voxels selecionados, reconstruídos segundo a metodologia de inversão na *spiral FVE* e seleção de bobinas, trabalhando com os algoritmos SoS para dados subamostrado por fator de 2 e 4, e id-SPIRiT acelerado com fatores 2 e 4, em comparação com a referência totalmente amostrada (apresentada na linha de topo) para: (a) bifurcação na artéria carótida comum esquerda; (b) artéria carótida externa direita; e (c) artéria carótida interna direita.

de subamostragem. Todavia, um resultado positivo da reconstrução com a seleção de bobinas é que ela reduz o *aliasing* estático, verificando-se que os dois algoritmos — SoS e id-SPIRiT — apresentam reduzida presença de sinal em $v = 0$ cm/s, quando comparados com os diagramas obtidos apenas com o algoritmo de inversão.

Assim como na reconstrução realizada no experimento anterior, com um fator de subamostragem 4, a reconstrução utilizando o algoritmo SoS apresenta artefatos de *aliasing* mais fortes na linha $v = 0$ cm/s que a imagem de referência e a reconstrução com fator 2 de subamostragem, além de apresentar outros artefatos nas curvas de fluxo. Para esse fator de subamostragem, o id-SPIRiT consegue reduzir um pouco do *aliasing* devido a material estático, todavia, os artefatos adicionados às curvas de fluxo são muito fortes, podendo resultar numa equivocada interpretação dos resultados.

3) *Razão Sinal-Erro*: A Tabela III apresenta a avaliação quantitativa para a reconstrução das imagens utilizando seleção de bobinas. Para as imagens espaciais, reconstruídas com $v = 0$ cm/s e $t = 0$ s

(presente na Figura 19), a reconstrução com id-SPIRiT apresenta um aumento na SER em mais de 8 dB relativamente àquela obtida na reconstrução via SoS, para ambas taxas de subamostragem. Sendo que a reconstrução com um fator de subamostragem 2 é melhor em mais de 10 dB.

A SER das reconstruções usando SoS para um fator de subamostragem 2 é melhor em todos os casos, quando comparada àquela obtida no experimento anterior. Enquanto para a subamostragem pelo fator 4, ela só não é superior para a imagem espacial e para a veia jugular direita. Além disso, para o id-SPIRiT a uma aceleração por um fator 2, a SER só é superior na reconstrução do diagrama de fluxo da AVE — que é um dos vasos mal amostrados —, já para subamostragem por um fator 4, a SER é melhor na reconstrução dos diagramas relativos à BCE, à ACID e à AVD.

Comparando-se os valores de SER para os diagramas reconstruídos das distribuições, à taxa de subamostragem 2, a reconstrução pelo método *Sum-of-Squares* apresenta resultados superiores àquelas para o id-SPIRiT em todos os voxels analisados — sendo a

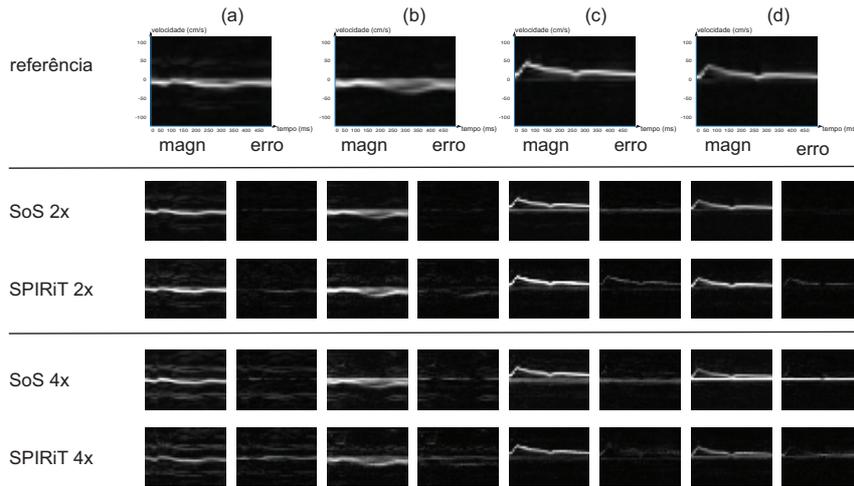


Fig. 21. Distribuições de tempo-velocidade para os voxels selecionados, reconstruídos segundo a metodologia de inversão na *spiral FVE* e seleção de bobinas, trabalhando com os algoritmos SoS para dados subamostrado por fator de 2 e 4, e id-SPIRiT acelerado com fatores 2 e 4, em comparação com a referência totalmente amostrada (apresentada na linha de topo) para: (a) veia jugular direita; (b) veia jugular esquerda; (c) artéria vertebral direita; e (d) artéria vertebral esquerda.

maior diferença 7,3 dB. Não trabalhar com os dados de todos os canais influenciou diretamente o funcionamento do algoritmo de imageamento paralelo para esse fator de subamostragem — visto que ele não conseguia obter informações completas para proceder a recomposição dos elementos não obtidos.

Para um fator de subamostragem 4, o id-SPIRiT apresenta melhores resultados em 4 dos 7 voxels analisados, sendo que a maior diferença entre os valores de SER é de 8,4 dB. Esse comportamento pode ser justificado pelos novos artefatos que são adicionados às imagens com a subamostragem maior pela técnica SoS — além disso, o algoritmo de imageamento paralelo não funcionou corretamente devido à falta de dados em sua entrada que seria utilizados para recuperar os pontos em falta.

Usando essa seleção de bobinas, o algoritmo de imageamento paralelo apresenta resultados significativamente piores que o algoritmo de inversão. Entretanto, para o fator de subamostragem 2, os resultados utilizando a metodologia SoS são melhores em valores de SER — o que não significa que essa metodologia é mais eficaz, apenas indica que a reconstrução é mais próxima daquela observada na referência (que usa a mesma seleção de bobinas e os dados completamente amostrados).

Nessa situação de seleção de bobinas, o algoritmo SoS apresentou um resultado melhor que o algoritmo de imageamento paralelo, o que pode ser justificado pelo pequeno número de dados a serem utilizados para completar os entrelaces em falta e tornar o algoritmo id-SPIRiT eficaz. Enquanto isso, como a metodologia SoS já apresentava um forte padrão de *aliasing* mesmo para os dados totalmente amostrados, a subamostragem por um fator de 2 não afetou em muito a reconstrução dos diagramas e, conseqüentemente, a SER foi alta.

D. Seleção de Bobinas 2

O quarto experimento realizado estudou a reconstrução dos dados a partir de um número reduzido de bobinas, assim como aquele presente na Subseção VIII-C. Todavia, nessa etapa as bobinas selecionadas estavam do mesmo lado do pescoço do voluntário, ao invés de estarem próximas a um vaso de interesse. Com isso, objetivava-se a redução da área efetivamente ocupada na imagem

pelos dados da pessoa e, conseqüentemente, a redução do *aliasing* observado na reconstrução.

Os dados foram reconstruídos segundo a metodologia de inversão, em que as imagens espaciais são obtidas para $v = 0$ cm/s e $t = 0$ s. Além disso, para a técnica SoS apenas os dados referentes às bobinas desejadas foram utilizados. Enquanto para o id-SPIRiT, foram usados os dados das quatro bobinas para a calibração e imageamento paralelo, entretanto apenas as informações referentes às bobinas de interesse foram combinadas. Com isso, tentou-se melhorar o funcionamento desse tipo de algoritmo.

1) *Imagens Espaciais*: Na Figura 22 estão presentes os resultados para as reconstruções das imagens espaciais de magnitude para o quarto corte axial do pescoço. Elas foram obtidas, como explicado anteriormente, utilizando-se as técnicas *Sum-of-Squares* e id-SPIRiT, seguindo a metodologia de inversão das Transformadas de Fourier no algoritmo da *spiral FVE*.

Verifica-se que qualitativamente as imagens espaciais obtidas utilizando-se o algoritmo de imageamento paralelo apresentam melhores resultados que aquelas com a técnica SoS — sendo possível identificar os vasos sanguíneos desejados na análise, bem como as principais características anatômicas do pescoço (como a região das vértebras e o canal correspondente à traqueia). Os vasos sanguíneos, como nos dois casos anteriores, se mostram em coloração negra — visto que a imagem espacial foi obtida para $v = 0$ cm/s e $t = 0$ s.

Como um número menor de bobinas foi utilizado na reconstrução, sendo elas escolhidas de forma a trabalhar apenas com o lado direito do pescoço — o que não é plenamente possível devido ao padrão de sensibilidade dos receptores, que captam um pouco de sinal da extremidade oposta —, as imagens apresentam o lado direito melhor reconstruído do que o esquerdo. Vê-se uma qualidade bem similar àquela observada na Figura 16 — reconstruída utilizando os dados de todos os canais. Entretanto, as imagens de erro obtidas nesse experimento (vide Figura 22) mostram menos sinal no lado direito que aquelas apresentadas no segundo experimento, isso ocorre pois o *aliasing* oriundo do lado esquerdo não interfere na região que está sendo analisada. As imagens com os dois fatores de subamostragem, para os algoritmos estudados, apresentam melhores resultados do que aquelas observadas utilizando apenas a inversão.

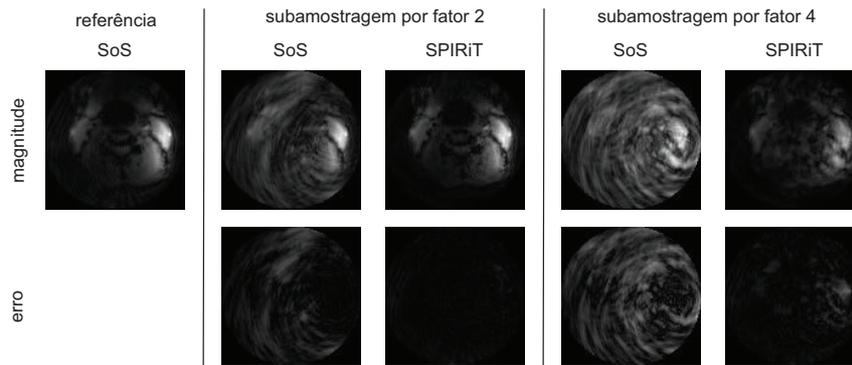


Fig. 22. Imagens de magnitude do pescoço (linha no topo), para o corte de número 4, reconstruídas a partir dos dados apenas dos canais presentes no lado direito do pescoço — canais 1 e 2 — e usando os algoritmos SoS e id-SPIRiT, com diferentes fatores de aceleração (totalmente amostrado, aceleração por um fator de 2 e por um fator de 4), segundo a metodologia de inversão no algoritmo da *spiral FVE*. Imagens de erro das reconstruções para o SoS e o SPIRiT estão presentes na linha inferior e tem como base a figura referência, obtida para os dados completamente amostrados. Todas as imagens apresentadas foram reconstruídas a partir de $A(k_x, k_y, v, t)$ para $v = 0$ e $t = 0$.

A imagem do id-SPIRiT para o fator de subamostragem 2 é qualitativamente muito parecida com aquela tomada como referência, visto que o algoritmo de imageamento paralelo é capaz de reduzir o *aliasing* ao sintetizar os pontos faltantes nas matrizes de dados e, consequentemente, parcialmente "recuperar" a informação desejada. Na imagem com o fator 4, ainda é possível se identificar os vasos sanguíneos, todavia a qualidade é bem inferior devido ao *aliasing* decorrente da subamostragem. Enquanto isso, ambas imagens reconstruídas com a técnica SoS se mostram pouco claras e nelas é difícil identificar as informações anatômicas e os vasos sanguíneos.

Por fim, é possível ver que as imagens de erro com a técnica id-SPIRiT são melhores que aquelas apresentadas para a técnica SoS. As figuras se mostram muito mais escuras, tendo apenas alguns pontos em que o sinal é consideravelmente diferente daquele apresentado na imagem de referência. Já nas imagens para SoS há a presença de muitos artefatos na reconstrução, que podem ser identificados nas figuras de erro. Assim, qualitativamente, a técnica de imageamento paralelo apresenta resultados bem melhores na reconstrução das imagens espaciais, para ambos fatores de aceleração.

2) *Diagramas de Fluxo*: Nas Figuras 23 e 24 estão presentes os diagramas de fluxo para os voxels analisados. Neles é possível ver o comportamento já identificado nos outros experimentos para o algoritmo de imageamento paralelo: a remoção dos elementos no histograma decorrentes da presença de *aliasing* devido a material estático. Vê-se que a técnica id-SPIRiT atua reduzindo o sinal presente na linha $v = 0$ cm/s em relação àqueles diagramas obtidos com a técnica SoS. Todavia, os artefatos de reconstrução ainda estão presentes nas reconstruções utilizando as duas abordagens.

Como esperado, as imagens correspondentes aos diagramas de fluxo dos vasos sanguíneos à esquerda apresentaram um pouco mais de *aliasing* estático e artefatos que aquelas correspondentes aos vasos do lado direito, tendo em vista que os dados foram reconstruídas utilizando apenas as bobinas presentes no lado direito do paciente.

Comparando-se as Figuras 23 e 24 resultantes desse experimento, com as Figuras 17 e 18, vê-se que os diagramas relativos à BCE, AVE e VJE tem mais sinal na linha $v = 0$ cm/s. Além disso, pode-se ver que, nas imagens relativas aos vasos da direita, a reconstrução em geral apresenta menos artefatos — mesmo que num grau pequeno. Além disso, é possível ver que as reconstruções

foram significativamente melhores com o fator de subamostragem 2, apresentando menos artefatos. Isso se deve à limitação do imageamento paralelo com o número de bobinas: a aceleração será possível para valores de subamostragem menores ou iguais ao número de bobinas utilizado — sendo que os resultados são mais precisos para menores fatores.

Assim como o ocorrido no primeiro experimento de seleção de bobinas, ambas modalidades de reconstrução foram responsáveis por inserir artefatos nos diagramas de fluxo, especialmente quando o fator de subamostragem utilizado foi 4. Todavia, como já falado anteriormente, os resultados para os histogramas referentes aos vasos sanguíneos à direita utilizando a seleção de bobinas sugerida nesse experimento são qualitativamente melhores que aqueles apresentados utilizando-se somente o algoritmo com a inversão, visto que apresentam uma quantidade reduzida de artefatos. Para as imagens relativas ao lado esquerdo do pescoço, a metodologia proposta não apresenta um resultado tão bom, todavia, pelo analisado, poder-se-ia realizar o mesmo procedimento no lado oposto visando obter uma reconstrução qualitativamente boa.

Os diagramas de fluxo então se comportaram conforme o esperado, melhorando a qualidade das imagens para os vasos correspondentes ao lado em que as bobinas foram selecionadas. Essa metodologia pode ser utilizada também para a outra região — lado esquerdo do pescoço —, levando a bons resultados em termos qualitativos como nesse caso.

3) *Razão Sinal-Erro*: A avaliação quantitativa do processo da reconstrução está presente na Tabela IV. Nela são apresentados os valores da SER para a reconstrução utilizando as duas bobinas do lado direito e tomando como referência as imagens obtidas para os dados totalmente amostrados — seja a imagem espacial, seja os diagramas de fluxo. Para as imagens de magnitude, a técnica id-SPIRiT apresenta SER superior à técnica SoS em mais de 10 dB para ambos fatores de subamostragem.

Como nos dos primeiros casos (Seções VIII-A e VIII-B), para um fator de subamostragem 2, a técnica id-SPIRiT apresenta SER superior a 10 dB para todos os voxels analisados, à exceção daqueles correspondentes às artérias vertebrais — pelos mesmos motivos já explicados anteriormente. Todavia, ela só apresenta valores de SER maiores que a técnica SoS para três dos sete voxels considerados (além da imagem espacial) — o que pode ser explicado pela presença dos diferentes artefatos de reconstrução adicionados pelo algoritmo e também pela retirada do sinal devido

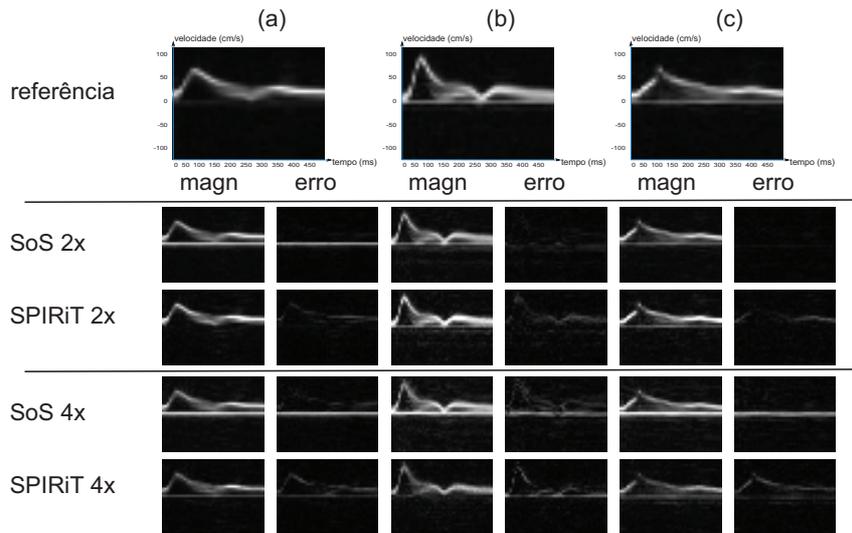


Fig. 23. Distribuições de tempo-velocidade para os voxels selecionados, reconstruídos segundo a metodologia de inversão na *spiral FVE* e seleção de bobinas — sendo usadas aquelas que estão próximas ao lado direito do pescoço —, trabalhando com os algoritmos SoS para dados subamostrado por fator de 2 e 4, e id-SPIRiT acelerado com fatores 2 e 4, em comparação com a referência totalmente amostrada (apresentada na linha de topo) para: (a) bifurcação na artéria carótida comum esquerda; (b) artéria carótida externa direita; e (c) artéria carótida interna direita.

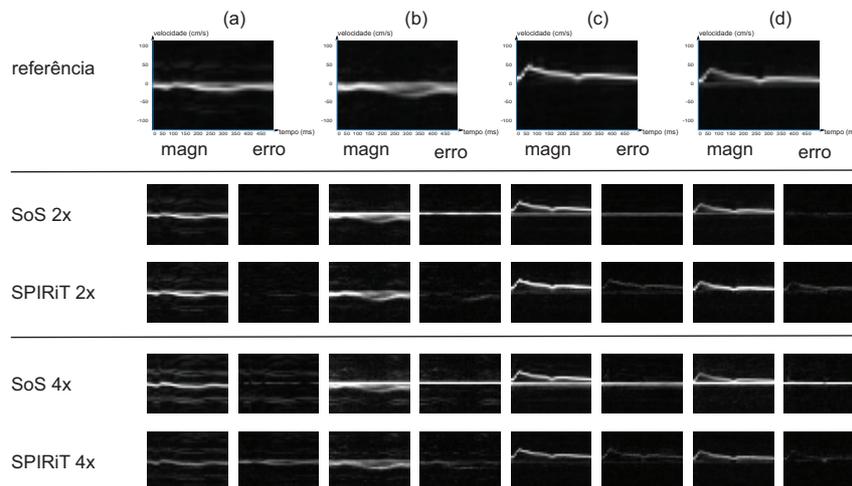


Fig. 24. Distribuições de tempo-velocidade para os voxels selecionados, reconstruídos segundo a metodologia de inversão na *spiral FVE* e seleção de bobinas — sendo usadas aquelas que estão próximas ao lado direito do pescoço —, trabalhando com os algoritmos SoS para dados subamostrado por fator de 2 e 4, e id-SPIRiT acelerado com fatores 2 e 4, em comparação com a referência totalmente amostrada (apresentada na linha de topo) para: (a) veia jugular direita; (b) veia jugular esquerda; (c) artéria vertebral direita; e (d) artéria vertebral esquerda.

a material estático, o qual estava presente nas imagens com os dados totalmente amostrados tomadas como referência. Vale-se notar que para os vasos que estão fora da região de maior sensibilidade das bobinas da direita e que apresentam bom sinal (BCE e VJD), a técnica id-SPIRiT apresentou bons resultados de SER, mais de 8 dB superiores à reconstrução via SoS.

Para um fator 4 de subamostragem, a técnica de imageamento paralelo apresenta SER maior para seis dos sete voxels, sendo a diferença superior a 5 dB para 5 dos seis voxels e superior a 13 dB em dois casos. Assim como nas análises anteriores, esses resultados foram moderadamente bons, sendo superiores à 5 dB. Todavia, em geral, eles foram bem inferiores àqueles apresentados para o fator 2 — para ambas as técnicas de reconstrução.

Comparando os dois casos de seleção de bobinas, tem-se resultados similares para as duas técnicas. Nessa segunda, todas as

quatro imagens espaciais apresentam SER superior. Além disso, comparando-se o desempenho para os diagramas de fluxo, a seleção lateral é melhor em 13 das 28 imagens analisadas — sendo que para o algoritmo de imageamento paralelo os resultados são melhores em 10 das 14 análises.

Quando se comparam os resultados com aqueles apresentados pelo algoritmo de inversão original, a SER é superior para apenas uma das imagens espaciais. Entretanto, na análise dos diagramas de fluxo, a técnica proposta nesse experimento apresenta SER igual ou superior em 11 dos 28 diagramas de velocidade — sendo que, para o id-SPIRiT 2 – *fold* e 4 – *fold*, três dos sete resultados são superiores.

Para esse caso de seleção de bobinas, o algoritmo de imageamento paralelo apresentou um ganho em relação àquele proposto na Seção VIII-C e melhorias também quando seu desempenho

é comparado à situação de inversão apenas — provavelmente, o melhor resultado pode ser obtido fazendo a combinação das SER para as reconstruções separadas para os dois lados (direito e esquerdo). Com isso, verifica-se que se faz necessário não só definir a técnica de reconstrução a ser utilizada, mas também a região em que se deseja fazer a análise, a fim de otimizar o processo a ser desenvolvido.

IX. DISCUSSÕES

Os resultados utilizando a metodologia id-SPIRiT para o algoritmo original e o de inversão com um fator de subamostragem 2 são similares àqueles apresentados para a reconstrução de dados tomada como referência. Além disso, eles são também parecidos com os da reconstrução para a técnica SoS com subamostragem 2 e consistentemente melhores que aqueles observados para subamostragem por um fator 4.

Vê-se que com um fator de aceleração 2, os resultados das reconstruções usando o algoritmo id-SPIRiT são bem consistentes e qualitativamente e quantitativamente bons em relação a reconstrução com dados totalmente amostrados — para as duas metodologias apresentadas inicialmente (algoritmo tradicional e algoritmo com inversão). Para uma aceleração em fator 4, a técnica SPIRiT tem resultados moderadamente bons, especialmente quando comparados com aqueles da reconstrução utilizando a técnica SoS para o fator de subamostragem 2.

Um elemento que prejudica os resultados para uma aceleração por fator 4 — como já citado anteriormente — é a quantidade de canais de leitura utilizados. No caso, como se trabalhou com a aquisição utilizando 4 canais, a aceleração teórica máxima pelo imageamento paralelo é 4, sendo que a própria teoria diz que os seus resultados não serão tão bons quanto aqueles apresentados para menores fatores — como observado durante os experimentos. Desse modo, em trabalhos futuros, pode-se trabalhar utilizando valores intermediários de subamostragem nos estudos nessa pesquisa, ou combinando-se a subamostragem dos entrelaces em espiral com alguma outra técnica como o *Compressed Sensing*.

Como resultado significativo, analisando os diagramas de fluxo, vê-se que a técnica de imageamento paralelo é capaz de reduzir os artefatos oriundos de *aliasing*, consequentemente removendo sinal falso que se apresenta para $v = 0$ cm/s. Em contrapartida, o algoritmo utilizado produz outros tipos de artefatos nas curvas de fluxo, fato que requer estudos futuros para validar o seu completo uso para aceleração de *spiral FVE*.

Os dois primeiros experimentos demonstraram que o imageamento paralelo pode ser utilizado em estudos de distribuição de fluxo a fim de acelerar a aquisição de dados e reduzir o tempo de exame — ao permitir que menos elementos sejam amostrados, os quais são estimados utilizando-se alguma a correta técnica de reconstrução. Todavia, novas análises devem ser feitas a fim de se escolher o fator de subamostragem ótimo (para o atual conjunto de dados e para exames similares) e também investigar metodologias a serem aplicadas com o intuito de reduzir os artefatos de reconstrução observados.

Na primeira análise da seleção de bobinas, viu-se que utilizando canais próximos às artérias — sem redução efetiva do tamanho do ente analisado e, consequentemente, sem modificação do padrão de *aliasing* — os resultados apresentados para técnica SoS foram mais consistentes que aqueles para o algoritmo de imageamento paralelo. Embora as imagens espaciais obtidas com o id-SPIRiT tenham sido melhores e essa técnica tenha sido capaz de reduzir em grande parte o *aliasing* estático, os diagramas de fluxo reconstruídos com ela

ainda apresentaram muitos artefatos, o que acarretou em menores valores para SER.

A segunda análise da seleção de canais mostrou que é efetivo trabalhar com as bobinas de apenas um lado do objeto analisado visando reduzir o tamanho efetivamente ocupado pelo elemento a ser reconstruído na imagem, o que leva a uma diminuição do *aliasing* e pode proporcionar uma melhoria no processo de reconstrução. Trabalhando-se com os dados para o lado direito do paciente, viu-se uma melhor performance do algoritmo de imageamento paralelo e resultados bem consistentes foram obtidos. Além disso, uma outra abordagem realizada que melhorou a reconstrução foi realizar a calibração do algoritmo de imageamento paralelo com os dados provenientes de todos os canais e não apenas daqueles que seriam combinados na reconstrução final.

Desse modo, o imageamento paralelo se mostrou uma potencial ferramenta de aplicação para a aceleração de exames usando a técnica *spiral FVE*. Entretanto, outros estudos se fazem necessários no tocante ao padrão de subamostragem, à escolha ótima de canais e de fator de aceleração, ao melhor algoritmo de imageamento paralelo para reconstrução de dados.

X. CONCLUSÕES

No presente trabalho, foi apresentada a possibilidade do uso do algoritmo de imageamento paralelo SPIRiT na reconstrução de dados de ressonância magnética de fluxo. Com ele é possível realizar a aceleração de exames usando a técnica *spiral FVE*. Os resultados mostram que o id-SPIRiT é capaz de reduzir consideravelmente o *aliasing* em conjuntos de dados subamostrados, diminuindo a presença de falso sinal na linha $v = 0$ cm/s nos diagramas de tempo-velocidade para o fluxo sanguíneo. A técnica apresenta bons resultados em termos quantitativos e qualitativos para um fator de aceleração 2 e resultados moderados para aceleração em fator 4.

A inversão proposta na técnica *spiral FVE* também apresentou bons resultados qualitativa e quantitativamente, mostrando-se promissora para análises futuras e sendo a base para os outros experimentos realizados na pesquisa desenvolvida. As reconstruções usando os algoritmos SoS e id-SPIRiT nesse caso foram bem consistentes, sendo que a rotina com a técnica SoS apresentou ganhos na razão sinal-erro de reconstrução tanto para as imagens espaciais, como para os diagramas de fluxo. Nas duas situações, mesmo o conjunto de dados subamostrado possibilitou uma reconstrução em que fosse possível analisar corretamente os diagramas de fluxo e verificar, com isso, a presença de algum problema de saúde.

A análise proposta com a seleção de canais próximos à fonte do sinal, ou à área de interesse, não apresentou resultados tão bons quanto esperado. Todavia, as reconstruções das imagens espaciais foram novamente consistentes utilizando a técnica de imageamento paralelo. Entretanto, os diagramas de fluxo reconstruídos apresentavam mais artefatos que nas situações iniciais, sendo esse um aspecto que deve ser adereçado em futuros estudos.

Quando da reconstrução de dados a partir dos canais presentes em apenas um dos lados do paciente, no segundo experimento de seleção de bobinas, os resultados obtidos foram consistentemente melhores que na análise anterior tanto para as imagens espaciais como para os diagramas de fluxo. Outro fator preponderante para esse resultado foi a utilização dos dados provenientes de todas as bobinas na etapa de calibração do id-SPIRiT, o que levou a imagens mais precisas. Além disso, nesse caso o algoritmo de imageamento paralelo apresentou uma boa performance, superando aquela presente no experimento anterior e, para alguns diagramas, até mesmo a reconstrução utilizando todos os canais. Um resultado mais completo pode ser obtido realizando a reconstrução em

separado para o lado esquerdo e combinando os resultados obtidos para a SER — para os vasos à esquerda, toma-se o valor obtido utilizando-se os canais desse lado, analogamente para a direita.

Para trabalhos futuros, alguns aspectos devem ser melhor investigados: (i) avaliar diferentes técnicas para combinar as imagens de fase a partir das múltiplas bobinas; (ii) avaliar outras abordagens de *view-ordering*; (iii) avaliar outras técnicas de imageamento paralelo e sua aplicação a *spiral FVE*, entre elas SENSE, CG-SENSE, TSENSE, GRAPPA e T-GRAPPA; (iv) analisar a possibilidade do uso de um filtro temporal para obter imagens suficientemente amostradas a serem utilizadas como elementos de calibração (ou auto-calibração) em algoritmos de imageamento paralelo; (v) combinar a subamostragem dos entrelaces de espiral com *Compressed sensing* para se obter maiores fatores de aceleração; (vi) usar implementações rápidas baseadas em CUDA para os algoritmos de reconstrução; e (vii) investigar o uso do imageamento paralelo para reduzir o *aliasing* espacial para a técnica *spiral FVE* temporalmente acelerada [35]. Essa última pesquisa vai permitir o uso de um filtro UNFOLD mais abrangente em exames temporalmente acelerados de *spiral FVE*, o que vai melhorar a resolução temporal para altas velocidades e tornará essa técnica mais geral.

AGRADECIMENTOS

Os autores agradecem ao apoio dos membros do Grupo de Processamento Digital de Sinais. Agradecem ainda ao suporte financeiro do Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq) e à Universidade de Brasília.

REFERENCES

- [1] P. Suetens, *Fundamentals of Medical Imaging*. Cambridge, Reino Unido: Cambridge University Press, 2009.
- [2] M. I. Schmidt, B. B. Duncan, G. A. e Silva, A. M. Menezes, C. A. Monteiro, S. M. Barreto, D. Chor, and P. R. Menezes, "Doenças crônicas não transmissíveis no Brasil: carga e desafios atuais," *The Lancet: Saúde no Brasil*, pp. 37–47, Maio 2011.
- [3] Diversos, *Plano de Ações Estratégicas para o Enfrentamento das Doenças Crônicas Não Transmissíveis (DCNT) no Brasil 2011-2022*. Brasília, Brasil: Ministério da Saúde, 2011.
- [4] Diversos, "Mortes por doenças cardiovasculares caem 20,5% no Brasil," tech. rep., Ministério da Saúde, Brasília, DF, Brasília, Brasil, 2011. Boletim da Secretaria de Vigilância em Saúde.
- [5] J. L. A. Carvalho and K. S. Nayak, "Rapid Quantitation of Aortic Valve Flow Using Spiral Fourier Velocity Encoded MRI," in *Aortic Valve* (M. Z. Nashed, ed.), pp. 3–28, Rijeka, Croatia: Ying-Fu Chen and Chwan-Yau Luo, 2011.
- [6] J. L. A. Carvalho and K. S. Nayak, "Rapid quantitation of cardiovascular flow using slice-selective Fourier velocity encoding with spiral readouts," *Magn Reson Imaging*, vol. 57(4), pp. 639–646, 2007.
- [7] J. A. Steeden, B. P. A. Jones, D. Atkinson, A. M. Taylor, and V. Muthurangu, "High-resolution slice-selective Fourier velocity encoding in congenital heart disease using spiral SENSE with velocity unwrap," *Magnetic Resonance in Medicine*, vol. 67(6), pp. 1538–1546, 2012.
- [8] J. L. A. Carvalho, *Velocity-encoded magnetic resonance imaging: acquisition, reconstruction and applications*. PhD thesis, University of Southern California, Magnetic Resonance Engineering Laboratory, Department of Electrical Engineering, 2008.
- [9] D. J. Larkman and R. G. Nunes, "Parallel Magnetic Resonance Imaging," *Physics in Medicine and Biology*, vol. 52, pp. 15–55, 2007.
- [10] R. M. Heideman, Ö. Özsarlak, P. M. Parizel, J. Michiels, B. Kiefer, V. Jellus, M. Müller, F. Breuer, M. Blaimer, M. A. Griswold, and P. M. Jakob, "A brief review of parallel magnetic resonance imaging," *Eur Radiol*, vol. 13, pp. 2323–2337, 2003.
- [11] D. M. Lyra-Leite and J. L. A. Carvalho, "Reconstrução de Imagens de Ressonância Magnética com Imageamento Paralelo," *IEEE R 9 Student Paper Contest*, 2011.
- [12] D. M. Lyra-Leite and J. L. A. Carvalho, "Accelerated spiral Fourier velocity encoded MRI using SPIRiT parallel imaging," in *Proceedings, ISMRM, 20th Annual Meeting*, (Melbourne, Australia), p. 1189, 2012.
- [13] D. M. Lyra-Leite and J. L. A. Carvalho, "Parallel imaging acceleration of spiral Fourier velocity encoded MRI using SPIRiT," in *Proceedings Engineering in Medicine and Biology Convention*, (San Diego, Estados Unidos da América), 2012.
- [14] P. R. Hoskins, "Accuracy of maximum velocity estimates made using Doppler ultra-sound systems," *Br J Radiol*, vol. 69(818), pp. 172–177, 1996.
- [15] A. J. Winkler and J. Wu, "Correction of intrinsic spectral broadening errors in Doppler peak velocity measurements made with phased sector and linear array transducers," *Ultrasound Med Biol*, vol. 21(8), pp. 1029–1035, 1995.
- [16] D. M. Lyra-Leite, "Reconstrução de imagens de ressonância magnética de fluxo utilizando imageamento paralelo." Universidade de Brasília, 2012. Undergraduate Thesis.
- [17] R. H. Hashemi, W. G. B. Jr., and C. J. Lisanti, *MRI: The Basics, Second Edition*. Filadélfia, Estados Unidos da América: Lippincott Williams & Wilkins, 2004.
- [18] M. O'Donnell, "NMR blood flow imaging using multiecho, phase contrast sequences," *Med Phys*, vol. 12(1), pp. 59–64, 1985.
- [19] G. L. Nayler, D. N. Firmin, and D. B. Longmore, "Blood flow imaging by cine magnetic resonance," *J Comput Assist Tomogr*, vol. 10, pp. 715–722, 1986.
- [20] S. J. Riederer, T. Tasciyan, F. Farzaneh, J. N. Lee, R. C. Wright, and R. J. Herfkens, "MR fluoroscopy: Technical feasibility," *Magnetic Resonance in Medicine*, vol. 8(1), pp. 1–15, 1988.
- [21] K. S. Nayak, J. M. Pauly, A. B. Kerr, B. S. Hu, and D. G. Nishimura, "Real-time color flow," *Magnetic Resonance in Medicine*, vol. 43, pp. 251–258, 2000.
- [22] S. J. Riederer, R. C. Wright, R. L. Ehman, P. J. Rossman, A. E. Holsinger-Bampton, N. J. Hangiangdreu, and R. C. Grimm, "Real-time interactive color flow MR imaging," *Radiology*, vol. 181, pp. 33–39, 1991.
- [23] G. D. Clarke, W. G. Hundley, R. W. McColl, D. S. R. Eckels, C. Chaney, H. F. Li, and R. M. Peshock, "Velocity-encoded, phase-difference cine MRI measurements of coronary artery flow: dependence of flow accuracy on the number of cine frames," *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, vol. 6(5), pp. 733–742, 1996.
- [24] C. Tang, D. D. Blatter, and D. L. Parker, "Accuracy of phase-contrast flow measurements in the presence of partial-volume effects," *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, vol. 3(3), pp. 377–385, 1993.
- [25] P. R. Moran, "A flow velocity zeugmatographic interlace for NMR imaging in humans," *Magn Reson Imaging*, vol. 1(4), pp. 197–203, 1983.
- [26] C.-M. Tsai, E. W. Olcott, and D. G. Nishimura, "Flow quantification using low-spatial-resolution and low-velocity-resolution velocity images," *Magnetic Resonance in Medicine*, vol. 42(4), pp. 682–690, 1999.
- [27] R. H. Mohiaddin, P. D. Gatehouse, M. Henien, and D. N. Firmin, "Cine MR Fourier velocimetry of blood flow through cardiac valves: comparison with Doppler echocardiography," *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, vol. 7(4), pp. 657–663, 1997.
- [28] G. H. Glover and N. J. Pelc, "A rapid-gated cine MRI technique," *Magn Reson Annu*, pp. 299–333, 1986.
- [29] P. B. Roemer, W. A. Edelstein, C. E. Hayes, S. P. Souza, and O. M. Mueller, "The NMR phased array," *Magnetic Resonance in Medicine*, vol. 16, pp. 192–225, 1990.
- [30] K. P. Pruessmann, M. Weiger, M. B. Scheidegger, and P. Boesiger, "SENSE: Sensitivity Encoding for Fast MRI," *Magnetic Resonance in Medicine*, vol. 42, pp. 952–962, 1999.
- [31] M. A. Griswold, P. M. Jakob, R. M. Heidemann, M. Nittka, V. Jellus, J. Wang, B. Kiefer, and A. Haase, "Generalized autocalibrating partially parallel acquisitions (GRAPPA)," *Magnetic Resonance in Medicine*, vol. 47, pp. 1202–1210, 2002.
- [32] M. Lustig and J. M. Pauly, "SPIRiT: Iterative self-consistent parallel imaging reconstruction from arbitrary k-space," *Magnetic Resonance in Medicine*, vol. 64(2), pp. 457–471, 2010.
- [33] C. B. Higgins and A. de Roos, *MRI and CT of the Cardiovascular System*. Filadélfia, Estados Unidos da América: Lippincott Williams & Wilkins, 2006.
- [34] R. Putz and R. Pabst, *Sobotta Atlas of Human Anatomy*. Ljubljana, Eslovênia: Elsevier Urban & Fischer, 2008.
- [35] J. L. A. Carvalho, J. F. Nielsen, and K. S. Nayak, "Feasibility of in vivo measurement of carotid wall shear rate using spiral Fourier velocity encoded MRI," *Magnetic Resonance in Medicine*, vol. 63(3), pp. 1537–1547, 2010.

TABLE I

RAZÃO SINAL-ERRO (EM dB) PARA OS RESULTADOS QUANDO DA SUBAMOSTRAGEM POR FATOR DE 2 E DE 4, COM RELAÇÃO À REFERÊNCIA — DADOS COMPLETAMENTE AMOSTRADOS — PARA O PRIMEIRO EXPERIMENTO DE RECONSTRUÇÃO REALIZADO.

fator de aceleração técnica de reconstrução	2-fold		4-fold	
	SoS	SPiRiT	SoS	SPiRiT
imagens espaciais	5,1	14,4	-1,2	10,1
bifurcação da artéria carótida comum esquerda	10,9	12,5	6,3	7,5
veia jugular esquerda	9,8	13,7	4,7	9,8
artéria carótida externa direita	10,3	10,3	3,2	6,6
artéria carótida interna direita	8,5	13,1	1,2	7,7
veia jugular direita	11,5	11,8	6,9	5,9
artéria vertebral direita	-1,2	9,8	-0,03	8,0
artéria vertebral esquerda	9,7	7,6	-3,8	10,4

TABLE II

RAZÃO SINAL-ERRO (EM dB) PARA OS RESULTADOS PARA SUBAMOSTRAGEM POR FATOR DE 2 E DE 4, COM RELAÇÃO À REFERÊNCIA — DADOS COMPLETAMENTE AMOSTRADOS — UTILIZANDO A INVERSÃO NO ALGORITMO *spiral FVE* PROPOSTA.

fator de aceleração técnica de reconstrução	2-fold		4-fold	
	SoS	SPiRiT	SoS	SPiRiT
imagens espaciais	5,03	16,7	-1,3	9,6
bifurcação da artéria carótida comum esquerda	9,0	11,6	6,1	8,7
veia jugular esquerda	11,3	12,0	4,3	10,0
artéria carótida externa direita	11,2	10,8	5,8	7,7
artéria carótida interna direita	15,1	11,4	3,0	9,3
veia jugular direita	17,5	13,0	7,6	5,8
artéria vertebral direita	8,0	9,9	1,8	10,1
artéria vertebral esquerda	16,5	7,8	-2,0	11,8

TABLE III

RAZÃO SINAL-ERRO (EM dB) PARA OS RESULTADOS QUANDO DA SUBAMOSTRAGEM POR FATOR DE 2 E DE 4, COM RELAÇÃO À REFERÊNCIA — DADOS COMPLETAMENTE AMOSTRADOS — FAZENDO USO DA INVERSÃO NO ALGORITMO *spiral FVE*, BEM COMO DA SELEÇÃO DE CANAIS PARA A RECONSTRUÇÃO.

fator de aceleração técnica de reconstrução	2-fold		4-fold	
	SoS	SPiRiT	SoS	SPiRiT
imagens espaciais	4,0	14,1	-2,1	6,6
bifurcação da artéria carótida comum esquerda	13,7	9,8	10,8	9,3
veia jugular esquerda	17,4	10,9	8,5	8,7
artéria carótida externa direita	11,8	9,5	9,0	7,6
artéria carótida interna direita	16,3	8,9	5,8	10,4
veia jugular direita	15,0	10,0	7,5	5,5
artéria vertebral direita	9,4	8,8	6,5	11,3
artéria vertebral esquerda	17,5	10,3	-1,4	7,0

TABLE IV

RAZÃO SINAL-ERRO (EM dB) PARA OS RESULTADOS QUANDO DA SUBAMOSTRAGEM POR FATOR DE 2 E DE 4, COM RELAÇÃO À REFERÊNCIA — DADOS COMPLETAMENTE AMOSTRADOS —, FAZENDO USO DA INVERSÃO NO ALGORITMO *spiral FVE*, BEM COMO DA SELEÇÃO DE CANAIS PARA A RECONSTRUÇÃO USANDO APENAS AS BOBINAS DO LADO DIREITO.

fator de aceleração técnica de reconstrução	2-fold		4-fold	
	SoS	SPiRiT	SoS	SPiRiT
imagens espaciais	4,7	15,9	-1,2	9,2
bifurcação da artéria carótida comum esquerda	3,0	11,3	1,1	8,6
veia jugular esquerda	2,1	12,1	-2,9	10,2
artéria carótida externa direita	13,8	10,6	5,1	7,9
artéria carótida interna direita	19,0	11,5	2,5	9,1
veia jugular direita	17,4	13,2	7,3	5,7
artéria vertebral direita	8,0	9,7	1,1	10,2
artéria vertebral esquerda	13,6	7,8	-1,8	11,6