

MODELAGEM E ANÁLISE DOS EFEITOS DA SUBAMOSTRAGEM ESPAÇO-TEMPORAL EM RESSONÂNCIA MAGNÉTICA DINÂMICA COM AQUISIÇÕES EM ESPIRAL

P. H. F. da Costa e J. L. A. de Carvalho

Departamento de Engenharia Elétrica, Universidade de Brasília, Brasília-DF, Brasil
e-mail: phfcosta03@gmail.com, joaoluiz@pgea.unb.br

Resumo: Em exames de ressonância magnética dinâmica, a aquisição de dados deve ser feita de forma rápida, de modo a evitar artefatos de movimento. Isso é feito subamostrando o chamado espaço $k-t$, o que resulta em artefatos de *aliasing*. Em aquisições dinâmicas, é comum se utilizar trajetórias em espiral, devido à possibilidade de se cobrir todo o espaço k com poucos *views*. As formas mais comuns de ordenação de *views* são a sequencial e a entrelaçada. Outra alternativa, ainda inexplorada em aplicações cardiovasculares, é a aquisição em espiral utilizando a proporção áurea, que possui potencial de espalhar o *aliasing* pela imagem de forma mais homogênea. Neste trabalho, avaliamos comparativamente as abordagens sequencial, entrelaçada e de proporção áurea para aquisição de imagens de ressonância magnética dinâmica usando trajetórias em espiral com subamostragem. As técnicas foram aplicadas a um fantoma numérico que modela o movimento do coração ao longo de um ciclo cardíaco. Avaliações qualitativas e quantitativas são apresentadas. Os resultados mostram que o uso da proporção áurea pode ser uma alternativa vantajosa quando se deseja trabalhar com melhor resolução temporal.

Palavras-chave: ressonância magnética dinâmica, subamostragem, espirais, proporção áurea.

Abstract: In dynamic MRI scans, data must be acquired quickly in order to avoid motion artifacts. This is accomplished by undersampling $k-t$ space, which results in aliasing artifacts. In dynamic acquisitions, spiral trajectories are commonly used, as they allow covering the entire k -space using only a few views. The most common view ordering schemes are the sequential and interleaved schemes. An alternative approach, still to be explored in cardiovascular applications, is to use golden ratio spiral acquisitions, which have the potential of more homogeneously spreading aliasing throughout the image. In this work, we evaluated and compared the sequential, interleaved, and golden ratio schemes for acquisition of dynamic magnetic resonance images using spiral trajectories with undersampling. The techniques were applied to a numerical phantom that models the motion of the heart during a cardiac cycle. Qualitative and quantitative assessments are presented. The results show that the golden ratio configuration can be an advantageous alternative for working with better temporal resolution.

Keywords: dynamic magnetic resonance imaging, undersampling, spirals, golden ratio.

Introdução

Exames de ressonância magnética dinâmica são aqueles em que se deseja observar o movimento de órgãos, adquirindo imagens resolvidas no tempo (vídeos). Nessas aplicações, a aquisição de dados deve ser feita de forma rápida, pois, caso o tempo de obtenção da imagem não seja curto o suficiente, o resultado será uma imagem distorcida por artefatos de movimento. Para se reduzir o tempo de aquisição, adquire-se menos amostras do que o mínimo necessário. Essa subamostragem, que acontece no domínio chamado $k-t$ (k se refere ao domínio de Fourier associado ao domínio espacial e t se refere ao domínio temporal), resulta em artefatos de *aliasing*.

Existem diferentes formas de se realizar a aquisição de dados no espaço k . A mais comum, é adquirir uma linha do espaço k a cada tempo de repetição (TR). Cada uma dessas aquisições é chamada de *view*. Para uma imagem de 256×256 , por exemplo, seriam necessários 256 *views*. Em aquisições dinâmicas, é comum se utilizar trajetórias em espiral, devido à possibilidade de se cobrir todo o espaço k com poucos *views* (32 ou menos). Em ressonância magnética cardiovascular, os diferentes *views* são adquiridos separadamente em diferentes batimentos cardíacos [1]. A aquisição de cada *view* é também repetida ao longo do ciclo cardíaco, formando os diferentes quadros temporais. A subamostragem, neste caso, consiste em adquirir menos *views* em cada quadro temporal, de modo a reduzir o número de batimentos cardíacos necessários e, conseqüentemente, a duração do exame [2,3]. A ordem com que os *views* são adquiridos em cada quadro temporal e em cada batimento cardíaco é chamada de ordenação de *views*. As formas mais comuns de ordenação de *views* são a sequencial e a entrelaçada.

Uma alternativa às ordenações sequencial e entrelaçada é a aquisição em espiral utilizando a proporção áurea [4,5]. Essa abordagem possui potencial de espalhar o *aliasing* pela imagem de forma mais homogênea, uma vez que sua função de espalhamento de ponto [6] possui lóbulos laterais mais espalhados. Esse padrão se dá devido às amostras ficarem uniformemente distribuídas pelo espaço k .

Uma distribuição homogênea do *aliasing* é vantajosa porque os artefatos serão de amplitude menor (e, possivelmente, negligenciáveis), além de ser um fator importante em técnicas de reconstrução não-linear como *compressed sensing* [7,8].

Neste trabalho, avaliamos comparativamente as abordagens sequencial, entrelaçada e a que utiliza a proporção áurea (aqui definida como configuração ângulo dourado), para aquisição de imagens de ressonância magnética dinâmica usando trajetórias em espiral com subamostragem. As técnicas são aplicadas a um fantoma numérico que modela o movimento do coração ao longo de um ciclo cardíaco. Avaliações qualitativas e quantitativas são apresentadas.

Teoria

As três configurações de ordenação de *views* avaliadas neste trabalho são: sequencial, entrelaçada e ângulo dourado. Essas configurações têm como objetivo ordenar os braços de espiral e distribuí-los igualmente entre os quadros temporais de acordo com o fator de subamostragem.

Caso sequencial – Para essa configuração, a distribuição das espirais é feita de forma a se manter o espaçamento sempre igual entre elas em todos os quadros temporais, sendo realizadas rotações consecutivas de φ_s graus em todas as espirais para a aquisição dos quadros seguintes (o ângulo de rotação é calculado como $\varphi_s = 360^\circ/N$, em que N é a quantidade total de braços de espiral).

Caso entrelaçado – Para este caso, a distribuição das espirais se dá dividindo-as em seções equivalentes do espaço k . O número de seções é igual ao valor do fator de subamostragem (M). O primeiro quadro será formado a partir das espirais pertencentes à primeira seção, sendo os quadros seguintes formados por rotações consecutivas das espirais por φ_e , calculado como $\varphi_e = 360^\circ/M$.

Caso ângulo dourado – De forma semelhante ao caso sequencial, as espirais são inicialmente distribuídas igualmente pelo espaço k do primeiro quando temporal. Os próximos quadros são adquiridos usando as espirais iniciais rotacionadas em φ_d graus consecutivamente, em que φ_d é determinado a partir da divisão de 180° pela proporção áurea: $\varphi_d = 180^\circ/(1 + \sqrt{5}/2)$.

Materiais e Métodos

Para a realização das simulações, foi utilizado o software Matlab. O código implementado utiliza um fantoma numérico que modela matematicamente o movimento do coração ao longo do ciclo cardíaco [6]. A Figura 1 ilustra o modelo em duas fases do ciclo cardíaco.

As trajetórias espirais foram projetadas utilizando o método descrito no trabalho [9]. Foram utilizadas $N = 32$ braços de espiral na amostragem do espaço k e um fator de subamostragem $M = 8$. Assim, são adquiridos

$N/M = 4$ *views* por quadro temporal, simulando uma aquisição segmentada ao longo de 4 batimentos cardíacos. A análise foi realizada para as três possíveis configurações de ordenação de *views*: sequencial ($\varphi_s = 11,25^\circ$), entrelaçada ($\varphi_e = 45^\circ$) e ângulo dourado ($\varphi_d \approx 11,25^\circ$). O intervalo de tempo especificado entre os quadros temporais foi de 10 ms, o que corresponde a um TR. Esses parâmetros específicos foram escolhidos de modo a permitir uma melhor visualização dos efeitos dos diferentes tipos de ordenação de *views*.

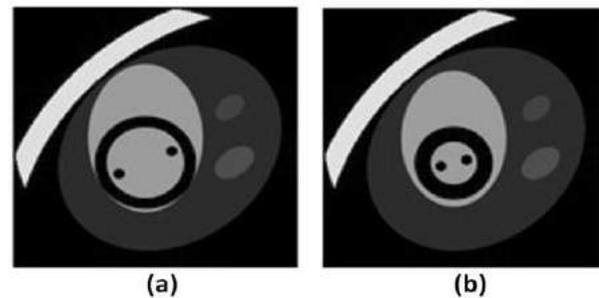


Figura 1: Fantoma numérico que modela o movimento do coração ao longo do ciclo cardíaco. São mostrados quadros temporais correspondentes às fases de diástole (a) e sístole (b).

As reconstruções são realizadas quadro a quadro utilizando o algoritmo NUFFT (*non-uniform fast Fourier transform*) [10]. A técnica de janela deslizante [11] foi utilizada para combinar *views* de quadros temporais adjacentes, com o objetivo de reduzir os artefatos de *aliasing* espacial devido à subamostragem. Essa técnica, entretanto, tem a desvantagem de causar borramento temporal. Um conjunto completo de dados (N *views*) é obtido quando se combinam as imagens reconstruídas em um número L de quadros adjacentes igual ao fator de subamostragem M , isto é, quando a janela deslizante tem comprimento igual a $M \times \text{TR}$ (neste caso, 80 ms). A resolução temporal é igual ao comprimento da janela deslizante: $\Delta t = L \times \text{TR}$. Quanto maior o L , mais se reduz o *aliasing* espacial, entretanto, pior é a resolução temporal e, conseqüentemente, o borramento temporal. Foram testados valores de Δt variando entre 10 e 80 ms, isto é, com L variando entre 1 e 8.

Os resultados foram comparados qualitativamente e quantitativamente com o resultado de referência, obtido usando $M = 1$ e $L = 1$. O resultado de referência é ilustrado nas Figuras 1 e 2. Para facilitar a visualização dos resultados, de modo a permitir uma análise qualitativa entre os diferentes tipos de ordenação de *views*, construíram-se imagens mostrando somente a coluna central de cada imagem (no eixo vertical) para os diferentes quadros temporais (no eixo horizontal), conforme ilustrado na Figura 2.

Para se analisar quantitativamente os resultados, foram calculadas imagens de erro, obtidas como a diferença absoluta entre a imagem de referência e a imagem obtida para cada configuração. A partir das imagens de erro de cada configuração: foi calculada a razão sinal-erro (SER); foi construído um histograma

das intensidades do erro; e foi calculado o desvio padrão do erro. A SER quantifica a energia do erro, isto é, a energia dos artefatos de *aliasing* e de borramento; quanto menor a SER, mais fidedigno é o resultado obtido. O histograma mostra quantos pixels se tem com erros de alta intensidade (focos com forte *aliasing* espacial), isto é, quanto mais compacto o histograma, mais espalhado (e com menos intensidade) é o *aliasing*. O desvio padrão quantifica a compactação do histograma; quanto menor o desvio padrão, mais compacto é o histograma.

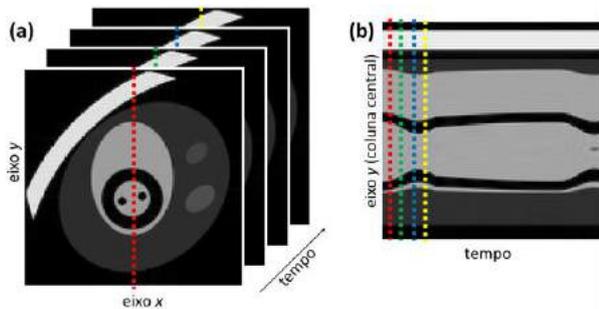


Figura 2: (a) imagem de referência (sem subamostragem) e (b) imagem mostrando somente a coluna central de cada imagem para os diferentes quadros temporais.

Resultados

Os resultados obtidos para os três padrões de ordenação de *views* e diferentes comprimentos de janela deslizante são apresentados na Figura 3. Assim, é possível avaliar qualitativamente os efeitos da perda de resolução temporal e dos artefatos de *aliasing* espacial. É possível notar nas imagens, para as três configurações, que, ao se diminuir o comprimento da janela deslizante, o borramento temporal diminui ao passo que o *aliasing* espacial aumenta. Quando a resolução temporal é boa (janela deslizante curta), é possível notar o aparecimento de focos com pixels de alta intensidade (muito claros) nas configurações sequencial e entrelaçada, enquanto que na configuração

ângulo dourado os artefatos de *aliasing* tem intensidade média menor (menos brilhantes).

A Tabela 1 apresenta a SER para as diferentes configurações de ordenação de *views* e comprimento da janela deslizante. Conforme esperado, a configuração ângulo dourado se mostrou a mais vantajosa (maior SER) nos casos em que se utiliza janela deslizante curta ($\Delta t \leq 40$ ms), com o objetivo de melhorar a resolução temporal. O caso entrelaçado se mostrou pior que o caso sequencial para todos os comprimentos de janela avaliados.

Tabela 1: Razão sinal-erro (em dB).

Δt (ms)	sequencial	entrelaçado	ângulo dourado
80	33,4	33,4	27,0
70	30,9	29,5	26,2
60	28,7	26,2	25,6
50	26,5	23,7	25,1
40	24,6	21,5	25,0
30	22,4	19,4	22,8
20	20,1	17,1	20,4
10	16,8	14,1	16,8

A Figura 4 apresenta os histogramas dos erros para as configurações sequencial e ângulo dourado para $\Delta t = 40$ ms. É possível observar que, para esse comprimento de janela deslizante, o erro se encontra distribuído mais uniformemente na configuração ângulo dourado. Para perceber isso, basta notar que o histograma está mais compacto para a configuração ângulo dourado, isto é, há mais ocorrências de erros de menor valor, e menos ocorrências de erros de maior valor. Portanto, o *aliasing* espacial está mais espalhado, o que é desejável.

A Tabela 2 apresenta o desvio padrão do erro para as diferentes configurações de ordenação de *views* e comprimento da janela deslizante. É possível perceber que, para os comprimentos de janela pequenos (de 20 a 40 ms, isto é, boa resolução temporal), a configuração

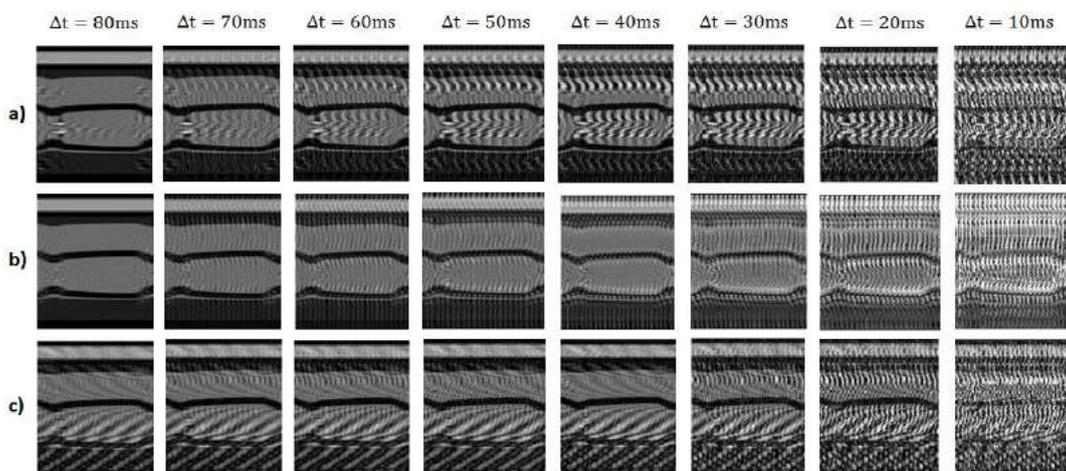


Figura 3: Resultados obtidos para os três padrões de ordenação de *views* e diferentes comprimentos de janela deslizante: (a) configuração sequencial; (b) configuração entrelaçada; e (c) configuração ângulo dourado.

ângulo dourado apresentou menor desvio padrão que as demais configurações. Isso mostra que, conforme esperado, o *aliasing* se encontra mais espalhado, resultando em menos focos brilhantes na imagem. O histograma do erro, nesses casos, fica mais compacto.

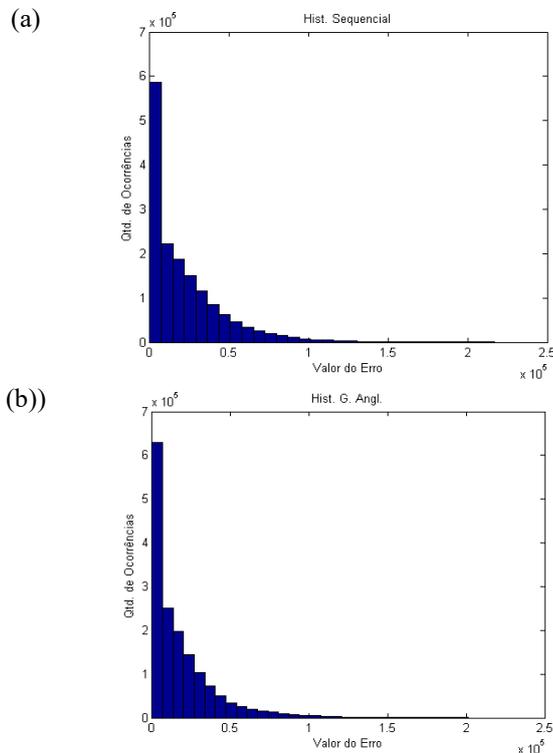


Figura 4: Histograma da intensidade do erro para as configurações sequencial (a) e ângulo dourado (b) para janela deslizante de 40 ms.

Tabela 2: Desvio padrão do erro (todos valores devem ser multiplicados por 10^4).

Δt (ms)	sequencial	entrelaçado	ângulo dourado
80	1,23	1,24	1,96
70	1,32	1,27	2,06
60	1,61	1,71	2,19
50	2,02	2,29	2,29
40	2,56	3,19	2,42
30	3,15	3,72	2,91
20	4,02	4,64	3,85
10	5,61	6,29	5,64

Discussão e Conclusões

Este trabalho apresentou uma avaliação comparativa entre as abordagens de ordenação de *views* sequencial, entrelaçada e ângulo dourado para aquisição de imagens de ressonância magnética dinâmica usando trajetórias em espiral com subamostragem. As simulações mostraram que a configuração utilizando ângulo dourado pode ser uma alternativa vantajosa quando se deseja melhorar a resolução temporal, pois resulta em imagens com menor concentração de artefatos de *aliasing*.

O trabalho [5] avaliou, de forma similar, o desempenho da proporção áurea utilizando aquisições radiais. Ao passo que o trabalho [4] utilizou aquisições em espiral com ângulo de $2\varphi_d$ para movimentos articulares vocais. Como propostas futuras, sugere-se avaliar o desempenho da proporção áurea em técnicas de *compressed sensing* [7,8].

Agradecimentos

Os pesquisadores agradecem Taehoon Shin por fornecer o código do fantoma numérico. P. H. F. da Costa recebeu bolsa de iniciação científica do CNPQ.

Referências

- [1] G. H. Glover, N. J. Pelc. A rapid-gated cine MRI technique. *Magn Reson Annu*, p. 299-333, 1988.
- [2] J. Tsao. On the UNFOLD method. *Magn Reson Med* 47(1):202-207, 2002.
- [3] B. Madore, G. H. Glover, and N. J. Pelc. Unaliasing by Fourier-encoding the overlaps using the temporal dimension (UNFOLD), applied to cardiac imaging and fMRI. *Magn Reson Med*, 42(5):813-828, 1999.
- [4] Y-C. Kim, S. S. Narayanan, K. S. Nayak. Flexible Retrospective Selection of Temporal Resolution in Real-Time Speech MRI Using a Golden-Ratio Spiral View Order. *Magn Reson Med* 65:1365-1371, 2011.
- [5] S. Winkelmann, T. Schaeffter, T. Koehler, H. Eggers, O. Doessel. An Optimal Radial Profile Order Based on the Golden Ratio for Time-Resolved MRI. *IEEE Trans Med Imaging* 26(1):68-76, 2007.
- [6] T. Shin, J-F. Nielsen, and K. S. Nayak. Accelerating dynamic spiral MRI by algebraic reconstruction from undersampled k-t space. *IEEE Trans Med Imaging* 26(7):917-924, 2007.
- [7] M. Lustig, D. L. Donoho, J. M. Pauly. Sparse MRI: The application of compressed sensing for rapid MR imaging. *Magn Reson Med* 58(6):1182-95, 2007.
- [8] U. Gamper, P. Boesiger, and S. Kozerke. Compressed sensing in dynamic MRI. *Magn Reson Med* 59(2):365-373, 2008.
- [9] B. A. Hargreaves. *Spin-Manipulation Methods for Efficient Magnetic Resonance Imaging*. PhD thesis, section 6.2.1, Stanford University, 2001.
- [10] J. A. Fessler and B. P. Sutton, Nonuniform fast Fourier transforms using min-max interpolation. *IEEE Trans Signal Proc* 51(2):560-574, 2003.
- [11] S. J. Riederer, T. Tasciyan, F. Farzaneh, J. N. Lee, R. C. Wright, and R. J. Herfkens. MR fluoroscopy: Technical feasibility. *Magn Reson Med* 8(1):1-15, 1988.