

科学研究費助成事業 研究成果報告書

平成 26 年 5 月 28 日現在

機関番号：22604

研究種目：基盤研究(C)

研究期間：2009～2013

課題番号：21591571

研究課題名(和文) 3次元計測によるMRIの動き補正

研究課題名(英文) Computer simulation study on Motion correction of MRI by Three dimensional data acquisition

研究代表者

篠原 廣行 (SHINOHARA, HIROYUKI)

首都大学東京・人間健康科学研究科・名誉教授

研究者番号：90138488

交付決定額(研究期間全体)：(直接経費) 3,600,000円、(間接経費) 1,080,000円

研究成果の概要(和文)：MRI撮像中における被験者の動きを補正するため、k空間の3次元計測法と画像再構成法を計算機シミュレーション実験で研究した。3次元Shepp-LoganファントムとBrain Web MRI Database から取得した3次元頭部T2WI画像を実験データとし、3次元k空間中を直方体が原点を中心に回転するデータ収集を考案した。高速スピンエコー法を想定し128×128×128画素の3次元画像を49の直方体(1つの直方体に含まれるエコートレイン数は40×40)でデータ収集する。1番目の直方体には動きが含まれないとし、残りの48の直方体の平行回転移動を補正することでスライス間の動きを補正できた。

研究成果の概要(英文)：A computer simulation study of a three dimensional (3D) motion correction technique was carried out to suppress through-plane motion artifacts in MRI. The 3D data acquisition sampled spherical space successively within a rectangular block that rotated around the center of k-space. Low spatial resolution images were reconstructed with rectangular block data misaligned by 3D displacement of three translations and three rotations. Misalignments of rectangular block data were measured by correlation coefficient between these low spatial resolution images and one reconstructed with rectangular block data without 3D displacement. It was assumed that the object was stationary during data acquisition of the echo train length (ETL) and object motion occurred only during the quiescent period between each data-sampling period and the following excitation radio frequency (RF) pulse. A 3D motion correction is effective for both in-plane and through-plane object motion in MRI.

研究分野：医歯薬学

科研費の分科・細目：内科系臨床医学・放射線科学

キーワード：MRI 3次元計測 動き補正 画像再構成

1. 研究開始当初の背景

MRI の撮像において、被験者の動きは大きな問題であり、モーションアーチファクトにつながる。複数のエコーを周期的に回転しながら収集し画像再構成を行う PROPELLER (Periodically rotated overlapping parallel lines with enhanced reconstruction) は被験者の動きを補正する手法の1つである¹⁾。PROPELLER法は、Fig. 1 のように帯状の Blade が原点中心に回転しながら2次元 k 空間をスキャンしデータ収集する。1つの Blade に含まれるエコーの数は First Spin Echo 法 (FSE 法) における echo train length (ETL) にあたる。各 Blade は繰り返し時間 (TR) の間に発生した被験者の平行回転移動の情報を含んでいる。各 Blade を平均したものを基準 Blade とし各 Blade との間で相関係数から、被験者の平行移動量と回転角度を推定する。PROPELLER は同一スライスにおける、首を左右にふる動きを補正することに成功したが、首のうなずき運動のような他のスライスにまたがる3次元の動き補正に応用した報告はない。

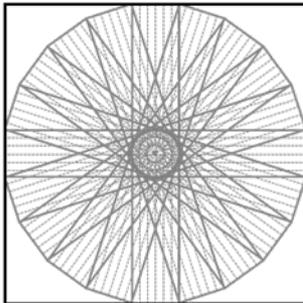


Fig. 1 Illustration of 2D motion correction using blade acquisition of k -space. The number of blades was 10 and each blade was composed of 20 phase-encoded lines having a length of 128 pixels in the present simulation study. Blades filled in k -space with rotating around the k -space origin in radial pattern.

2. 研究の目的

本研究では PROPELLER のアルゴリズムを3次元へ拡張し、うなずき運動のようなスライス間にまたがる動きにも対応した3次元データ収集による動き補正法を開発する。楕円体の集まりから構成される3次元頭部 Shepp-Logan phantom²⁾、Cocosco により作成された Brain Web Database³⁾ より取得した3次元頭部 T2WI を用いた計算機シミュレーション実験により提案手法の有効性を検証する。また、3次元のうなずき運動に対して、2次元補正と3次元補正を比較検討する。

3. 研究の方法

(1) 3次元計測

3次元ボリュームデータ収集は、Fig. 2 のように、1回の励起で複数のエコー信号を収集する高速スピネコー法 (3D-FSE) を仮定した。1回の励起で複数エコーの集まりである直方体状のデータ (直方体と略) を収集し、

TR ごとに3次元 k 空間を回転しながらデータを収集する。各励起で得られるエコーの数は FSE 法における ETL と同様である。直方体は3次元の k 空間を原点中心に回転するため、 k 空間の表面は球状となる。各直方体から一度、ぼけた MR 画像を再構成し、1番目の直方体のデータには動きがないと仮定し、各直方体の平行回転移動量を推定し動きを補正する。動き補正した各直方体を3次元 k 空間へ充填し、3次元フーリエ逆変換によって MRI 画像を再構成する。

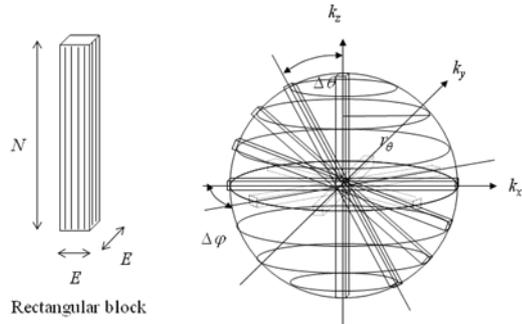


Fig. 2 Schematic representation of 3D data acquisition that samples 3D k -space within a rectangular block filled with phase-encoded lines (ETL). The rectangular block with 128 pixels in height, 40 pixels in width and 40 pixels in length including 40×40 phase-encoded lines rotates around k_z axis like a precession movement and samples sphere k -space successively. Except the first rectangular block, each rectangular block was not correctly aligned in k -space due to 3D displacement of three translations and three rotations. This misalignment was corrected using a low spatial resolution image reconstructed with the rectangular block data.

1番目の直方体は k_z 軸上に収集される。2番目の直方体は k_z 軸から k_x - k_z 平面において $\Delta\theta$ 傾いた位置で収集される。3番目の直方体は2番目の位置から k_z 軸を中心に k_x - k_y 平面において $\Delta\phi$ 傾いた位置で収集される。以降の直方体は k_z 軸を中心に $\Delta\phi$ ごとに 360° 回転して収集される。 360° 回転の収集が終われば2番目の直方体から k_x - k_z 平面において $\Delta\theta$ 傾いた位置でエコー収集を行い、また 360° の回転収集を行う。3次元 k 空間の1辺の画素数を N とし、ETL を $E \times E$ とすると、 $\Delta\theta$ の角度分布は k_x - k_z 平面における k 空間の円周の4分の1を埋める角度から計算される。

$$\Delta\theta = \frac{\pi/2}{n1_{block}} \quad (1)$$

ここで $n1_{block}$ は $0^\circ, 90^\circ$ を含め次式で与えられる。

$$n1_{block} = \frac{N\pi}{4} \times \frac{1}{E} + 2 \quad (2)$$

(2) 式から $\Delta\theta$ は次式で表される .

$$\Delta\theta = \frac{2E\pi}{8E + N\pi} \quad (3)$$

3次元 k 空間の1辺の画素数を N とし, ETLを $E \times E$ $kx-kz$ における傾きを θ とすると $\Delta\varphi$ は $0^\circ, 90^\circ, 180^\circ, 270^\circ$ を含めた各 θ の $kx-ky$ 平面における半径 r_θ の k 空間の円周を埋めるのに必要な直方体数 $n2_{block}$ から計算される .

$$\Delta\varphi = \frac{2\pi r_\theta}{n2_{block}} \quad (4)$$

$$n2_{block} = \frac{2\pi r_\theta}{E} + 4 \quad (5)$$

ここで r_θ は次式で表される .

$$r_\theta = \frac{\sin(n\Delta\theta)N}{2}, \quad (n=0,1,\dots,5) \quad (6)$$

なお, $\Delta\theta, \Delta\varphi$ の間隔を調節することで, 収集する直方体数が変化するため, 撮像時間の調節が可能となる .

(2) 動き補正

基準となる直方体と動きを含む直方体から平行回転移動量を検出するには, 2つの画像の類似度を求める必要がある. 本研究では回転移動量の推定にのみ類似度を用いた処理を行った. 一方の直方体から得られた画像をランダムに回転移動させ, 最も高い類似度における角度を回転量とした. 類似度の尺度として相関, 相互情報量, 相関係数などがあるが, これらについて検討した結果, 相関係数を用いた. 1番目の直方体を基準直方体とし, 以降の各直方体との間でデータ収集時に発生した動きを検出する. 初めに平行移動補正を行う. 基準直方体と以降の各直方体からそれぞれMR画像を再構成し, それぞれ画像の重心を求める. 重心位置の差が平行移動量として推定されるので補正を行う.

次に回転移動補正を行う. 平行移動補正後の画像を3次元空間で kx 軸, ky 軸, kz 軸に対して画像をそれぞれランダムに回転させ, 回転移動量を推定する. 回転移動量の推定には2つの画像から相関係数を求め, 最も相関値の高い角度が回転移動量となる. 最大値の推定には Simplex 法を用いた. 最後に, 回転移動量を補正した後, 再び画像の重心を求めて平行移動の補正を行う. 補正後の直方体を3次元 k 空間に充填し, 補正後の3次元 k 空間を作成する.

(3) 計算機シミュレーション実験

本研究では3次元 Shepp-Logan phantom, Brain Web Database から取得した3次元頭部 T2WI を用いて計算機シミュレーション実験

で補正効果を定量評価した. 動きなし, 動きありの場合においてそれぞれ実験を行った. 開発環境には Microsoft Visual Studio .NET 2010 C++を使用した. 3次元画像を3次元フーリエ変換したものを k 空間とし, そこから直方体のデータを抽出した. 動きのあるデータは各直方体作成時に3次元空間上にランダムな平行回転移動を加えて作成した. ファントム画像は $128 \times 128 \times 128$ 画素, 1画素=1mm, 直方体に占めるエコー数を決める ETL は 40×40 , 直方体数は 87 個, 49 個とした.

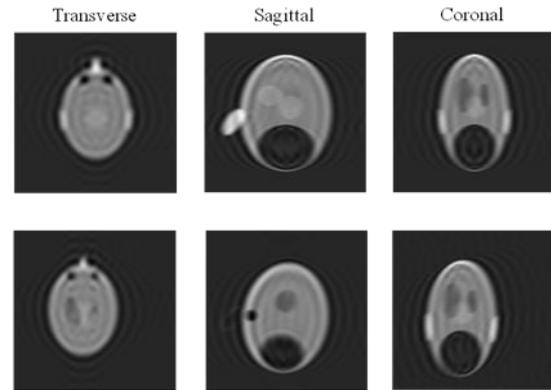


Fig. 3 A low spatial resolution image of Shepp-Logan phantom reconstructed with rectangular block data: upper row shows the reference image reconstructed with the first rectangular block data without 3D motion; lower row shows the floating image misaligned by 3D displacement of three translations and three rotations. This misalignment was detected by correlation coefficient between the reference image and the floating image.

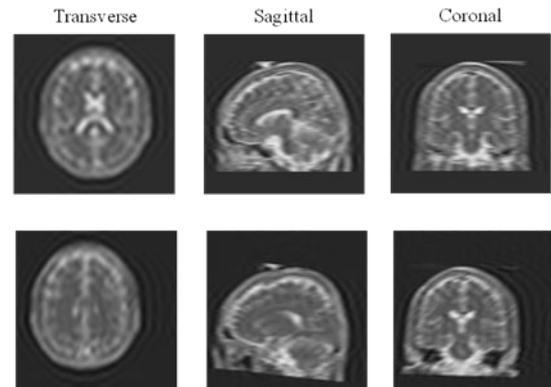


Fig. 4 A low spatial resolution image of simulated T2-weighted image (T2WI) reconstructed with rectangular block data: upper row shows the reference image reconstructed with the first rectangular block data without 3D motion; lower row shows the floating image misaligned by 3D displacement of three translations and three rotations. This misalignment was detected by correlation coefficient between the reference image and the floating image.

付加する動きとして, 平行移動量は kx 軸,

k_y 軸, k_z 軸方向へそれぞれ ± 5 ボクセル, 回転移動量は k_x 軸, k_y 軸, k_z 軸に対してそれぞれ ± 10 度を限度とした. 各実験はそれぞれ 20 回行った. 補正効果の評価は原画像と処理後の画像との相対誤差 ($RE3D(\%)$) で評価した.

$$RE3D(\%) = 100 \times \frac{\sum_{i=1}^M |A_i - B_i|}{\sum_{i=1}^M A_i} \quad (7)$$

A_i は原画像の画素値, B_i は再構成後の画素値, M は総画素数 $128 \times 128 \times 128$ である.

本研究で提案した 3 次元補正と 2 次元補正を比較した. 2 次元補正は, 3 次元画像を 3 次元空間にて平行回転移動させ, 任意の 2 次元スライスにおけるデータを用いた. 計算機シミュレーション実験における画素数は $128 \times 128 \times 128$, 1 画素=1mm, 2 次元データ収集における画素数は 128×128 , 2 次元収集に占めるエコー数の ETL は 20, Blade 数は 10 本とした.

4. 研究成果

Fig. 3 に Shepp-Logan ファントムの 3 次元計測からの再構成像を示す. 1 行は動きを含まないとした 1 番目の直方体からの再構成像 (基準画像), 2 行は動きを含む直方体からの再構成像である. いずれもぼけた画像であるが, これらの相関から平行移動量と回転移動量の推定を行う. Fig. 4 は 3 次元頭部 T2WI の基準画像と動きを含む画像を示す.

3 次元 Shepp-Logan phantom を用いた補正なし, 補正ありの画像を Fig. 5 に示す.

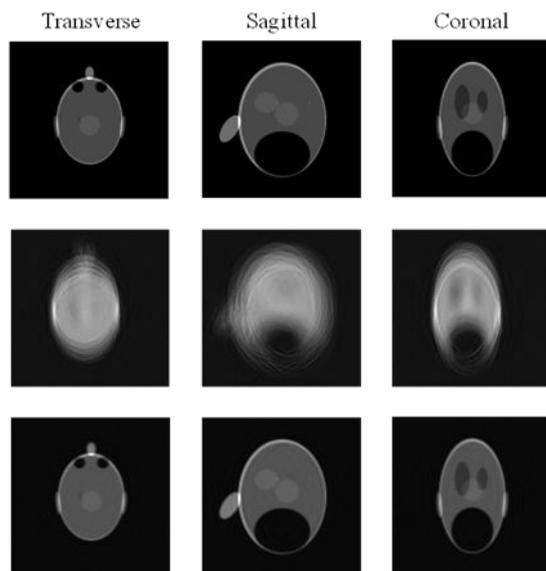


Fig. 5 The 3D motion-corrected images for Shepp-Logan phantom. First row: original object of transverse, sagittal, and coronal plane; second row: reconstructed image without motion correction; third row: reconstructed image with motion correction.

3 次元頭部 T2WI を用いた補正なし, 補正ありの画像を Fig.6 に示す.

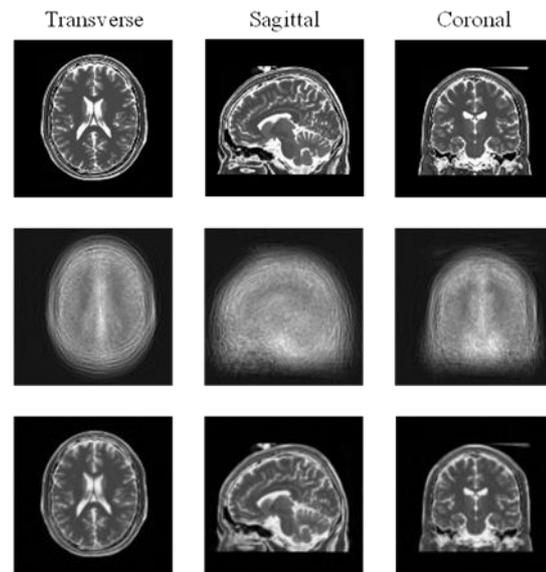


Fig. 6 The 3D motion-corrected images of T2WI. First row: original object of transverse, sagittal, and coronal plane; second row: reconstructed image without motion correction; third row: reconstructed image with motion correction.

Fig.7 に 3 次元 Shepp-Logan phantom について, 3D 補正画像と 2D 補正画像を示す.

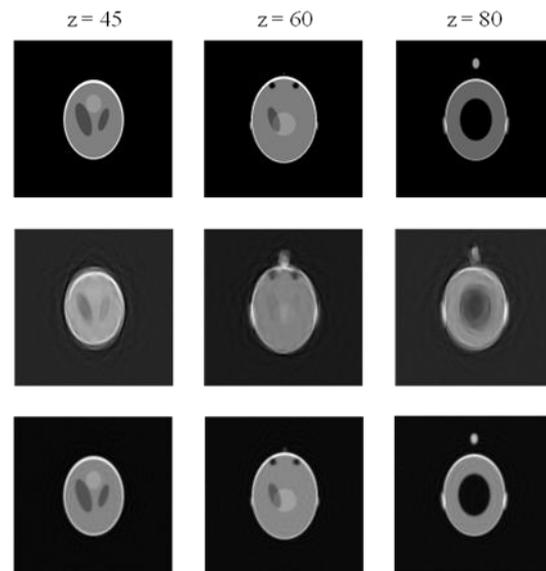


Fig. 7 Comparison of 3D motion-corrected image with 2D motion-corrected image for Shepp-Logan phantom. First row: original object; second row: 2D motion correction; third row: 3D motion correction. The results of transverse plane $z = 45, 60,$ and 80 are shown. The number of rectangular blocks was 49.

Fig.8 に 3 次元頭部 T2WI について, 3D 補正画像と 2D 補正画像を示す.

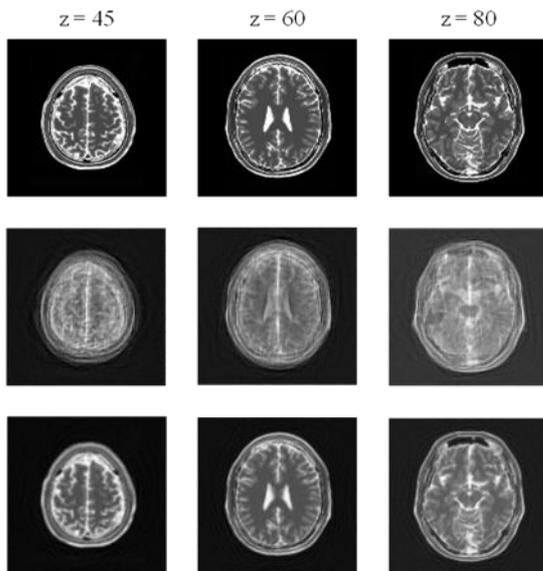


Fig. 8 Comparison of 3D motion-corrected image with 2D motion-corrected image for T2WI. First row: original object; second row: 2D motion correction; third row: 3D motion correction. The results of transverse plane $z = 45, 60,$ and 80 are shown. The number of rectangular blocks was 49.

3次元 Shepp-Logan ファントムの3つの横断面について、3次元補正の相対誤差は $11.38 \pm 0.27\%$, $10.26 \pm 0.23\%$, and $14.84 \pm 0.31\%$ であった。2次元補正の相対誤差は $25.99 \pm 2.89\%$, $18.86 \pm 1.40\%$, and $45.17 \pm 2.78\%$ であった。3次元頭部 T2WI の3つの横断面について、3次元補正の相対誤差は $21.18 \pm 0.17\%$, $19.76 \pm 0.24\%$, and $19.73 \pm 0.30\%$ であった。2次元補正の相対誤差は $45.62 \pm 2.29\%$, $38.88 \pm 1.07\%$, and $36.34 \pm 1.02\%$ であった。

まとめ

3次元の動きに対し、3次元補正を行った結果、誤差の値は顕著に低くなり、良好な補正効果が得られた。3次元補正を行わない場合、直方体数が多い程、誤差の値は大きく画質が劣化する。これは補正を行っていないデータ数に画像劣化が直接比例していることによると考えられる。一方、動き補正を行った結果、直方体数が多い場合に誤差の値は小さく、画質が向上する。補正後の直方体データを用いて画像再構成を行っているため、データ量が多い程、画質が向上したと考えられる。

2次元補正は動きによる内部構造の不鮮明さを補正することはできなかった。3次元補正ではスライス間の動きに対し、頑健であり内部構造を認識することができた。

本研究で明らかになった重要な点は、動きを補正するための基準直方体画像として、動きを含む各直方体画像の平均画像を用いることはできなかったことである。そのため、1番目の直方体画像には動きはないとしてこれを基準画像に用いた。本研究の今後の展開

として、撮像時間を短縮するため、直方体数を減らし k 空間を充填する手法の開発が必要になる。

参考文献

- 1) Pipe JG: Motion correction with PROPELLER MRI: application to head motion and free-breathing cardiac imaging. *Magn. Reson. Med.* **42**: 963–969, 1999
- 2) Shepp LA: Computerized tomography and nuclear magnetic resonance. *J Comput Assist Tomogr* **4**: 94–107, 1980
- 3) Cocosco CA, Kollokian V, Kwan RK.S, et al.: Brainweb: Online interface to a 3D MRI simulated brain database. *NeuroImage*. **5**: S425–S441, 1997 (Available at <http://www.bic.mni.mcgill.ca/brainweb>).

5. 主な発表論文等

(研究代表者、研究分担者及び連携研究者には下線)

〔雑誌論文〕(計 2 件)

- 1) Kojima S, Hirata M, Shinohara H, Ueno E: Reproducibility of scan prescription in follow-up brain MRI: manual versus automatic determination. *Radiol Phys Technol* **6**: 375–384, 2013 DOI 10.1007/s12194-013-0211-8 査読有
- 2) 橘 篤志, 橋本雄幸, 坂口和也, 小島隆行, 篠原廣行: k 空間データの極座標変換を用いた MRI 画像再構成法. *日本放射線技術学会雑誌* **68**: 413–421, 2012 査読有

〔学会発表〕(計 4 件)

- 1) 橘 篤志, 橋本雄幸, 坂口和也, 小島隆行, 篠原廣行: 逐次近似画像再構成によるラジアルスキャン MRI の動き補正に関する研究. 第 40 回日本磁気共鳴医学会大会 2012 年 9 月 7 日, 京都国際会館
- 2) Tachibana A, Shinohara H, Hashimoto T: Motion Correction for MRI with Three Dimensional Data Acquisition. *International Forum on Medical Imaging in Asia 2011*, 2011 年 1 月 18 日, 那覇市ぶんかテンブス館
- 3) 橘 篤志, 篠原廣行, 橋本雄幸: 3次元計測による MRI の動き補正 計算機シミュレーションによる検討. 第 38 回日本放射線技術学会秋季学術大会. 2010 年 10 月 15 日, 仙台国際センター
- 4) 橘 篤志, 篠原廣行, 橋本雄幸: MAP-EM(MRP)法を用いた MRI 逐次近似画像再構成法. 第 38 回日本放射線技術学会秋季学術大会. 2010 年 10 月 15 日, 仙台国際センター

〔図書〕(計 0 件)

〔産業財産権〕

出願状況（計 0 件）

取得状況（計 0 件）

〔その他〕
ホームページ等
なし

6. 研究組織

(1) 研究代表者

篠原 廣行 (SHINOHARA HIROYUKI)
首都大学東京・人間健康科学研究科・名誉
教授
研究者番号：90138488

(2) 研究分担者

なし

(3) 連携研究者

橋本 雄幸 (HASHIMOTO TAKEYUKI)
横浜創英大学・こども教育学部・教授
研究者番号：30269542