

時系列画像診断のためのMRI高速撮像技術

Fast Magnetic Resonance Imaging Technology for Time-Series Image Diagnosis

竹島 秀則

齊藤 佳奈子

久原 重英

■ TAKESHIMA Hidenori

■ SAITO Kanako

■ KUHARA Shigehide

東芝グループは、MRI（磁気共鳴イメージング）検査の対象部位や用途を広げるため、時系列データを対象として、撮像速度を現行機種との2倍に高められる高速撮像技術を開発している。2次元の画像を対象とした高速撮像技術としては、現行機種で採用している、複数のコイルと画像処理技術を組み合わせて通常の2～3倍程度の速度で撮像するパラレルイメージング（PI）法が利用できる。しかし時系列データの撮像では、PI法を用いても時間分解能や空間分解能が不足することが多い。これに対し時系列のPI法が提案されているが、時系列マップスキャンと呼ばれる追加撮像を必要とするため、撮像速度向上の妨げとなっている。

そこで東芝グループでは、時系列データを対象としたPI法を時系列マップスキャンなしで実現する技術を開発している。この技術を用いれば、例えば心臓の拍動をより高い分解能で撮像できる。

To expand the range of applicability of magnetic resonance imaging (MRI) tests, the Toshiba Group is engaged in the development of a time-series imaging technology with the aim of achieving double the acquisition speed compared with the conventional parallel imaging (PI) method. Although the PI method, which is the principal method used in existing products, can provide acquired images with approximately two or three times the spatial and/or temporal resolution through the integration of multiple coils and image processing technologies, it is not sufficient for time-series image diagnosis. A time-series PI method to increase the acceleration factors of PI requires an additional time-series map scan for calibration, hindering the improvement of imaging speed.

In order to achieve a breakthrough in this situation, we are developing a fast MRI technology that can reconstruct images using the time-series PI method without the need for an additional time-series map scan. The resulting enhancement of the imaging speed will be useful in various areas, such as the acquisition of cardiac images with higher resolution.

1 まえがき

MRI装置は画像診断装置の一つとして、全身の様々な部位の多様な検査に利用されている。画像診断では、時間分解能や空間分解能などの画像診断情報が、検査で求められる質に達している必要がある。この画像診断情報の質を高めるため、複数のコイルと画像処理技術を組み合わせ、2次元の画像を通常の2～3倍の速度で撮像するPI法は重要な役割を果たしている。しかし、時系列データの撮像では、この方法を用いても時間分解能や空間分解能が不足することが多かった。時間分解能が不足すると、例えば投与された造影剤による信号強度の変化や、心臓の拍動、血流量などを正確に把握できなくなる。空間分解能が不足すると、対象部位での細部の診断が難しくなる。

ここでは、撮像速度を現行機種の2倍に向上させることを目的として開発中の、時系列データを対象としたPI法について、その最新の研究成果を述べる。

2 1枚の画像を撮像するためのPI法

MRI装置（図1）は、高磁場の下で体内の水素原子核に電磁

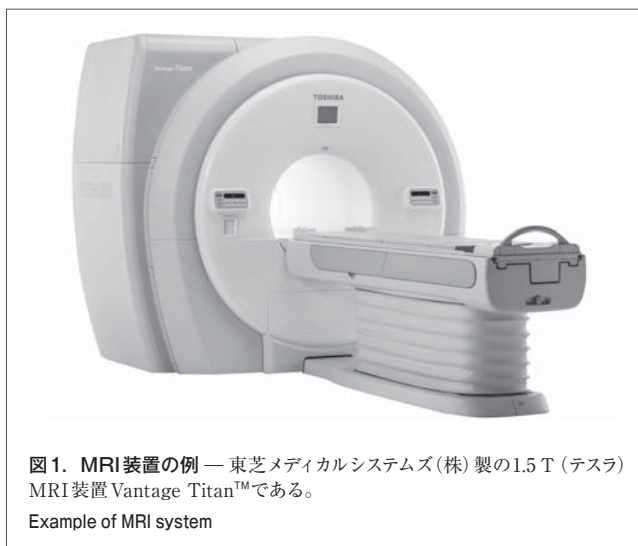


図1. MRI装置の例 — 東芝メディカルシステムズ(株)製の1.5 T (テスラ) MRI装置 Vantage Titan™である。
Example of MRI system

波を印加し、磁気共鳴現象によって水素原子核から発生する微弱な電磁波を、受信の高周波コイル（以下、受信コイルと呼ぶ）を利用して受信し、それを画像として再構成する装置である。体内からの信号を1次元の波形として繰り返し収集し、収集波形にフーリエ変換と呼ばれる変換を適用することで画像を再構成できる。波形を収集する空間はk空間と呼ばれる。

ここで、2次元の画像を撮像する場合のPI法を説明する。

k 空間上での波形収集 (Readout) を間引いて収集回数 (位相エンコード) を減らすことで撮像速度を高められる。これは、アンダーサンプリングと呼ばれているが、この方法だとMRIの再構成画像は、図2に示すように、左右に折り返された画像になる。

SPEEDER⁽¹⁾などのPI法は、複数の受信コイルのそれぞれでアンダーサンプリングされた波形データを同時に撮像し、得られる複数の折り返された画像から、折り返される前の画像を復元する技術である。折り返される前の復元には、受信コイルの感度 (以下、コイル感度と呼ぶ) が各受信コイルで異なることを利用する。

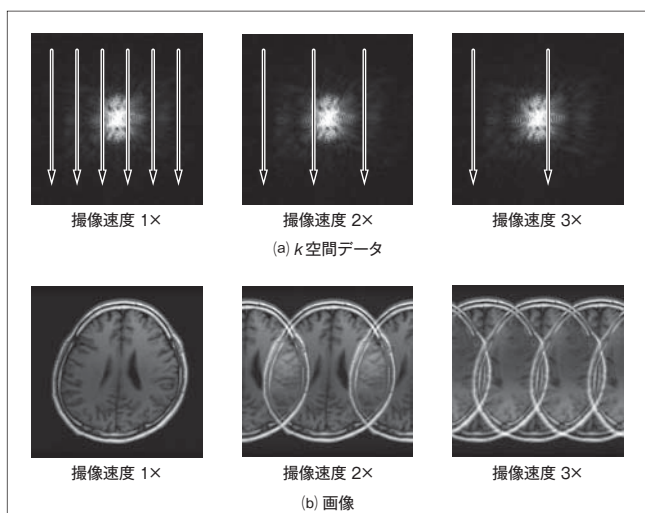


図2. アンダーサンプリングと折返し画像の発生例 — k 空間上での波形収集を間引いて収集回数を減らすと、フーリエ変換後の画像に折返しが生じる。

Examples of aliased images reconstructed from undersampling patterns

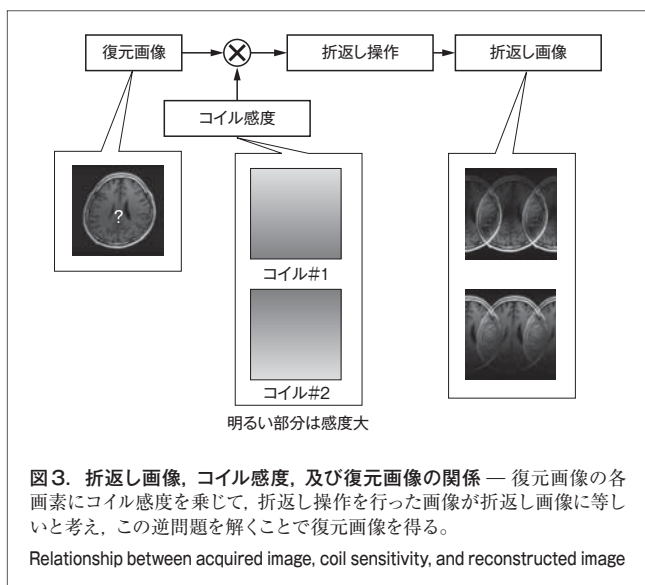


図3. 折返し画像、コイル感度、及び復元画像の関係 — 復元画像の各画素にコイル感度を乗じて、折返し操作を行った画像が折返し画像に等しいと考え、この逆問題を解くことで復元画像を得る。

Relationship between acquired image, coil sensitivity, and reconstructed image

コイル感度が既知であれば、図3に示すように、復元画像の各画素にコイル感度を乗じることで、受信コイルのそれぞれでアンダーサンプリングによって折り返された画像としてモデル化できる。復元画像は、この逆問題を解くことで得られる。

コイル感度は、受信コイルの形状や、体内の対象部位から受信コイルまでの距離などによって決まる。患者に受信コイルをセッティングした後は、検査が終わるまでコイル感度はあまり変化しないと考えられる。したがって、あらかじめコイル感度を求めておくことで、部位の撮像ごとにコイル感度を推定しなくてもPI法が利用できるようになる。MRI検査では、最初にマップスキャンと呼ばれる操作で1枚の低解像度画像を撮像し、それを利用してコイル感度を推定しておくことが多い。

3 時系列データを撮像するためのPI法

PI法では、アンダーサンプリングによる k 空間上での波形収集 (以下、アンダーサンプリング収集と呼ぶ) を行い、折返しによって重なった画像から復元画像を推定する。このとき、折り返された画像内で重なっている画素数が多いほど、画像の復元精度は低くなる。時系列データを対象とする場合には、時系列の k 空間データに対して空間及び時間の両方にフーリエ変換を適用すれば、画素の重なりが少なくなり、画像の復元精度を向上できることが知られている⁽²⁾。

k 空間上の同一位置で時系列のアンダーサンプリング収集をした場合には、フーリエ変換した後の折返し信号は、同一時間の空間上でずれた位置に現れる。しかし、 k 空間上での位置を周期的に変化させると、フーリエ変換後の折返し信号は時間と空間の両方でずれた位置に現れ、画素の重なりが少なくなる。その違いを図4に示す。図中で、 k は k 空間上の位

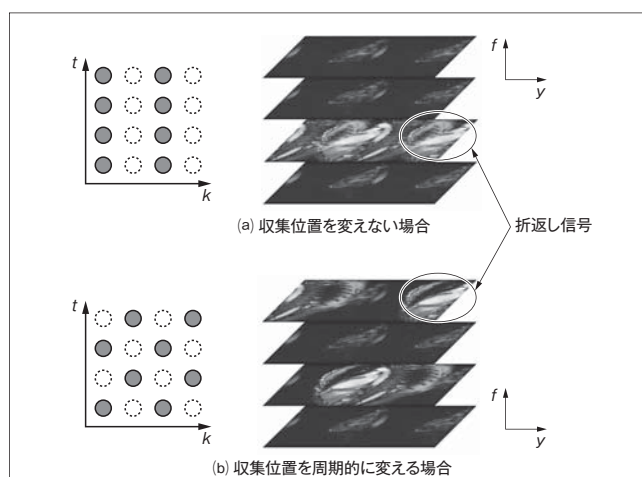


図4. k 空間上の収集位置と折返し信号の関係 — k 空間上の収集位置を各時刻で変化させることで、折返し信号が現れる位置が変化し、その重なりが少なくなる。

Relationship between undersampling patterns in k - t space and aliased images

置, t は時刻を表す。

k 空間と時間の両方にフーリエ変換を適用した空間を, 画像空間方向 y , 時間フーリエ変換(時間スペクトル)方向 f を組み合わせて $y-f$ 空間と呼ぶ。 $y-f$ 空間に対するコイル感度が既知であれば, 位置を周期的に変化させながらのアンダーサンプリング収集から, $y-f$ 空間上での折返し前データを復元できる。復元の際には, 位置が周期的に変化する収集データに対して, 2章で述べたPI法と同様の逆問題を解く。得られた復元データに時間方向のフーリエ逆変換を適用すれば, 時系列の復元画像が得られる。このように, k 空間と t の両方の情報を用いた方法を $k-t$ 法と呼ぶ。

$y-f$ 空間でのコイル感度は, 事前に低解像度の時系列データを撮像する時系列マップスキャンにより推定できる。あるいは, 検査用データの収集中にコイル感度推定用の時系列データを撮像してもよい。しかしこの方法では, いずれにしても時系列データを別途収集する必要がある。

4 時系列マップスキャンなしの $k-t$ 法

データ撮像速度が速くなるほど, 時系列マップスキャンの時間は相対的に大きくなる。撮像時間の内訳の一例を図5に示す。時系列マップスキャンを必要とする限り, データ撮像速度を上げても実効撮像速度はあまり上がらないことがわかる。

一般に時系列MRI画像では, 時間方向にフーリエ変換を適用した場合, その直流成分に比べ交流成分は弱いことが多い。したがって, 図4のように位置を周期的に変化させながらアンダーサンプリング収集を行った場合, 時間方向の直流成分に加わる折返し信号は相対的に弱いことが期待できる。また, 同様に直流成分に近い低周波成分についても, 加わる折返し信号は相対的に弱いと期待できる。

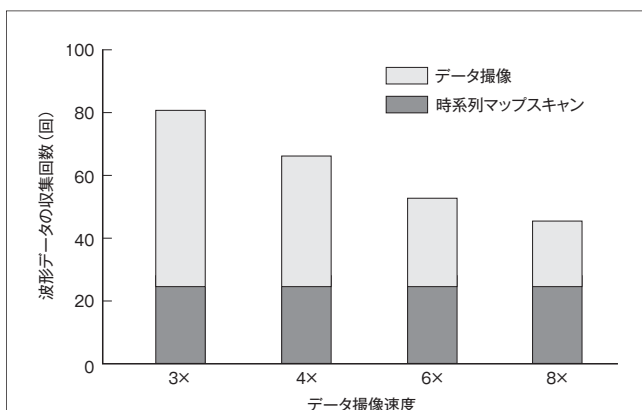
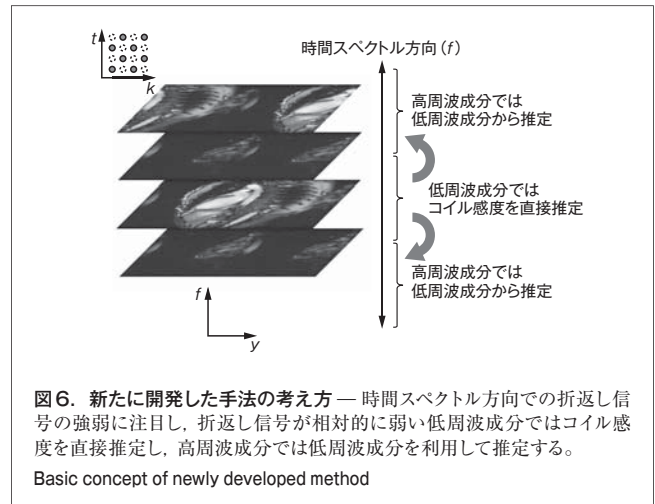


図5. データ撮像量と時系列マップスキャン量 — 波形データの収集回数を減らしてデータ撮像速度を上げるほど, 時系列マップスキャンに必要な時間は相対的に大きくなる。

Times required for data acquisition and time-series map scan for several acceleration factors



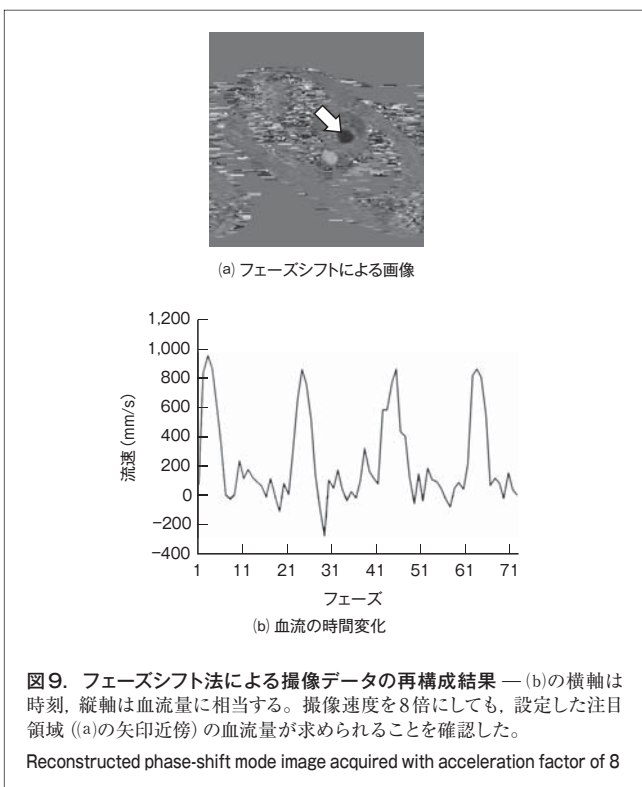
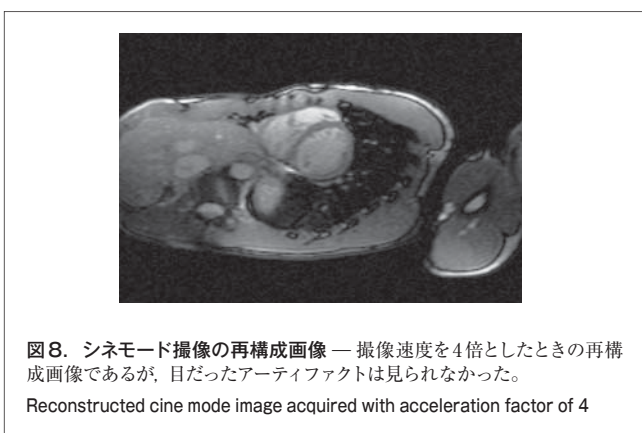
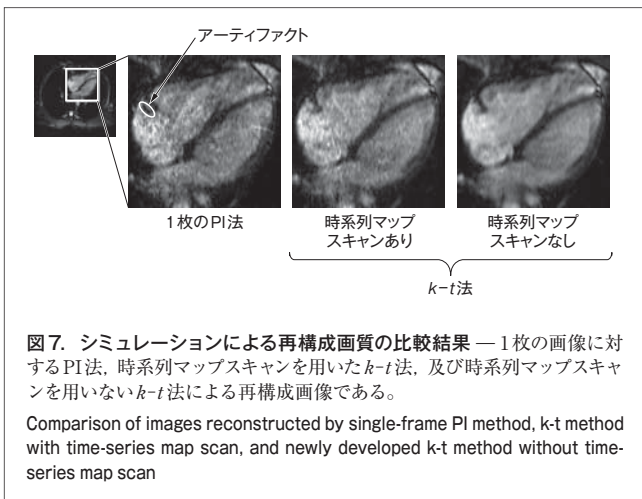
そこで東芝グループは, この特性を利用し, 時系列マップスキャンなしで $y-f$ 空間におけるコイル感度を推定する新しい $k-t$ 法を開発している⁽³⁾。その考え方を図6に示す。この手法では, 低解像度での時系列マップスキャンは行わず, 弱い折返し信号が加わった $y-f$ 空間上の低周波成分のデータから直接コイル感度を推定する。また, この手法では高周波成分を推定できないため, コイル感度の変動は小さいと仮定し, コイル感度の直接推定が可能な低周波成分を利用して推定する。

この手法は, 時系列マップスキャンを必要としないため, データ撮像速度と実効撮像速度が等しくなる。したがって, 現行機種との2倍の実効撮像速度で2次元の時系列画像を撮像できる。

5 時系列撮像された画像の例

まず, 心臓の拍動を撮像したデータに対してアンダーサンプリング収集のシミュレーションを行い, 1枚の画像に対するPI法, 時系列マップスキャンを用いた $k-t$ 法, 開発している時系列マップスキャンを用いない $k-t$ 法のそれぞれで画質を比較した。得られた画像を図7に示す。1枚の画像に対するPI法では, 実際には存在しない線が左上にアーティファクト(再構成誤り)として見られるなど, 再構成画質の低下を確認した。 $k-t$ 法では, 時系列マップスキャンの有無に関わらず, アーティファクトの混入なく再構成できることや心臓の動きを捉えられることを確認した。開発している手法により, 時系列マップスキャンを用いずに, 再構成に必要な $y-f$ 空間のコイル感度を推定できたと考えられる。

次に, 心臓の拍動を捉えるシネモード撮像及び注目領域での心臓の血流量を定量的に求めるフェーズシフト法による撮像のそれぞれに対し, アンダーサンプリング収集を行ったデータを開発している手法で再構成した。得られた画像を図8及び図9に示す。これらの画像についても, この手法を用いること



で, 時系列マップスキャンを用いなくても目だったアーティファクトのない再構成画像が得られることが確認できた。

6 あとがき

時系列データを対象としたPI法の最新の研究成果として, 時系列マップスキャンを必要としないk-t法について述べた。この手法により, 画質を落とすことなく, 時系列データの実効的な撮像速度を, 現行機種で採用されている1枚の画像に対するPI法の2倍まで高められることを示した。

ここで述べた技術は薬事法未承認であるため, 現時点ではその販売, 授与はできない。今後, この技術の実用化を目指し, 更に開発を進めていく。

文 献

- (1) 白井嘉行 他. 新しい高速撮像技術が拓くMRI診断. 東芝レビュー. 57, 2, 2002, p.17-20.
- (2) Tsao, J. et al. k-t BLAST and k-t SENSE: Dynamic MRI With High Frame Rate Exploiting Spatiotemporal Correlations. Magnetic Resonance in Medicine. 50, 5, 2003, p.1031-1042.
- (3) Takeshima, H. et al. "Method for Estimating K-T Sensitivity from Under-Sampled Data with No Training Scans". Proc. ISMRM (International Society for Magnetic Resonance in Medicine) 21st Annual Meeting, Salt Lake City, UT, USA, 2013-04, ISMRM. 2013, p.3839.



竹島 秀則 TAKESHIMA Hidenori

研究開発センター マルチメディアラボラトリー研究主務。
画像処理の研究・開発に従事。電子情報通信学会, 日本磁気共鳴医学会会員。
Multimedia Lab.



齊藤 佳奈子 SAITO Kanako, Ph.D.

研究開発センター マルチメディアラボラトリー研究主務, 博士 (工学)。映像の高画質化に関する研究・開発に従事。日本磁気共鳴医学会会員。
Multimedia Lab.



久原 重英 KUHARA Shigehide, Ph.D.

東芝メディカルシステムズ(株) 医用システム研究開発センター臨床アプリ研究開発部主幹, 博士 (工学)。MRIシステム及び臨床アプリの設計・開発に従事。日本磁気共鳴医学会会員。
Toshiba Medical Systems Corp.