

# 位相拡散フーリエ変換法と超解像法的手法による MRI 測定時間の短縮

伊藤 聡志<sup>1</sup>, 劉 娜<sup>2</sup>, 山田 芳文<sup>1</sup>

<sup>1</sup>宇都宮大学工学部情報工学科 <sup>2</sup>同大学院工学研究科情報制御システム科学専攻

## はじめに

磁気共鳴を利用した生体断層像撮像法 (MRI) は, その誕生以来データ収集時間の短縮が課題であり, 多くの方法が提案されている. その中でも信号のエルミート対称性を仮定し, 信号空間の半平面のみ収集するハーフ・フーリエ法<sup>1)</sup>は簡便かつ実用的な方法として, これまで極めて多くの実用事例がある. ハーフ・フーリエ法では被写体関数が実関数である場合に成立するが, 実際には主磁界強度の不均一性等により, 実関数とはならず複素関数となるために位相補正が必要である. 位相補正には空間的な位相分布を求める必要があり, 信号空間の原点付近のデータを収集する必要があるために信号空間の半平面以上のデータ収集が必要となる. また, 信号空間のデータ収集が非対称であることからあらかじめハーフ・フーリエ法の撮像を計画しておく必要がある.

本研究では汎用のフーリエ変換映像法の変法である位相拡散フーリエ変換法<sup>2),3)</sup>を利用した新たなデータ収集時間短縮法を提案する. 位相拡散フーリエ変換法は, 信号のダイナミックレンジを低減するために, Maudslay と Wedeen らによって, それぞれ独立に提案された方法である. この方法はフーリエ変換映像法のパルスシーケンスの位相エンコードに同期して被写体

のスピンの 2 次の振幅変調を与え, すべてのスピンの同相になる時相を排除する. その結果, 信号空間において大振幅信号の出現を回避することができ, 信号のダイナミックレンジを大幅に低減できる. この位相拡散フーリエ変換法の信号は光や音波の回折式として知られるフレネル変換式に変形することができ, フレネル変換処理による画像再生が利用できる<sup>4)</sup>. 本研究ではフレネル変換処理は使用しないが, 位相拡散フーリエ変換法の信号にはフーリエ変換再構成とフレネル変換再構成の 2 通りの画像再生が可能である特徴を利用した雑音除去処理<sup>5)</sup>や, 通常のフーリエ変換再構成では折り返しアーチファクトが生じるようなサンプリング定理を満足しない信号においても, フレネル変換処理のスケーリング画像再生効果によりアーチファクトを回避した画像を再生できるアンチエイリアス画像再生法<sup>6)</sup>, 局所的にフーリエ変換再生の分解能を上回る画像再生が可能な画像再構成法<sup>7)</sup>などフーリエ変換映像法にはない特徴を有する.

本研究では位相拡散フーリエ変換法を利用し, ハーフ・フーリエ法のように信号空間のサンプリングが原点に関して非対称ではなく, 信号空間の原点を中心とした通常の MRI 信号収集軌道を取りながら分解能の改善が可能な新たな方法を提案する. 提案法の画像再生処理は

キーワード MRI, spatial resolution, super resolution, phase-scrambling Fourier imaging technique, fast scan

ハーフ・フーリエ法とは異なるが、未収集信号の復元に被写体を実数値という拘束条件を利用する点ではハーフ・フーリエ法と原理を同じくし、MRI のデータ収集時間短縮を可能にする方法である。本方法の第 1 の利点として信号空間データ収集軌跡が通常のフーリエ法と同じく原点对称であるので、撮像後に本法の適用の選択が可能である。第 2 の利点として原点对称の信号収集を行うので位相分布のために余分な信号収集を行う必要がないことが挙げられる。本研究では分解能の改善処理は Gerchberg の超解像アルゴリズム<sup>8)</sup>と類似の反復アルゴリズムを使用した。シミュレーションと実験により、分解能の改善程度について評価と検討を行った。

### 位相拡散フーリエ変換法

位相拡散フーリエ変換法 (phase-scrambling Fourier transform : PSFT) は、位相エンコードに同期して 2 次関数状の磁界を発生コイルにより 2 次関数状磁界を一定の期間印加するか、あるいは線形勾配磁界の印加のもと周波数変調された RF 励起パルスを照射する方法により、被写体内のスピンの位相を拡散させた後に、読み出し用の勾配磁界によりエコー信号を読み出す方法である<sup>1),2)</sup>。Fig. 1 は、 $x$ - $y$  平面を撮像する場合の位相拡散フーリエ変換法のパルスシーケンスを示したものである。読み出し用勾配磁界  $G_x$  の反転時刻からの時間を  $t$  とし、 $t_{xr}$  を  $G_x$  の反転時間、 $t_x$  を  $t-t_{xr}$ 、として、 $t_x$  の中心を NMR 信号 (勾配エコー信号) の中心に設定する。緩和による減衰を無視するとエコー信号式は式(1)で与えられる。

$$v(\gamma G_x t_x, \gamma G_y t_y) = \iint_{-\infty}^{\infty} \{\rho(x, y) e^{-j\gamma b\tau(x^2+y^2)}\} \times e^{-j(\gamma G_x t_x x + \gamma G_y t_y y)} dx dy \dots\dots\dots (1)$$

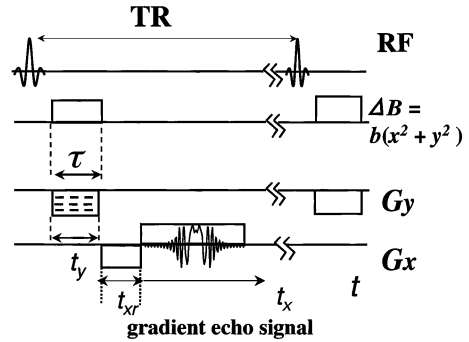


Fig. 1. Pulse sequence for phase-scrambling Fourier imaging. The quadratic field gradient is applied for a fixed time  $\tau$  to produce a nonlinear phase scrambling in the  $x$  and  $y$  directions. The gradient echo signal appearing at the reversal of  $G_x$  is sampled as a data.

ここで、 $\rho(x, y)$  は  $xy$  平面のスピン密度分布であり、 $b$  は 2 次関数状磁界の係数、 $\tau$  はその印加時間、 $G_x$  と  $G_y$  はそれぞれ  $x$  方向と  $y$  方向の線形勾配磁界の係数である。また、 $t_y$  を  $G_y$  の印加時間、 $\gamma$  を核磁気回転比とした。

式(1)は  $k_x = \gamma G_x t_x$ ,  $k_y = \gamma G_y t_y$  と変数変換することにより、式(2)のように位相変調を施したスピン密度関数のフーリエ変換式に変形することができる。

$$v(k_x, k_y) = \iint_{-\infty}^{\infty} \{\rho(x, y) e^{-j\gamma b\tau(x^2+y^2)}\} \times e^{-j(k_x x + k_y y)} dx dy \dots\dots\dots (2)$$

PSFT 信号からの画像再構成は、式(2)の信号を逆フーリエ変換した後に、与えた 2 次の位相変調効果の逆位相を有する関数を乗じればよい。

$$\rho(x, y) = e^{j\gamma b\tau(x^2+y^2)} \mathcal{F}^{-1}[v(k_x, k_y)] \dots\dots\dots (3)$$

PSFT 信号の信号帯域の拡張

1. 振幅変調信号の帯域復元

PSFT 信号の信号帯域拡張処理を説明する前に、振幅変調された信号に対し、被写体関数が実数値である拘束条件を与えた場合に得られる再生像について考える。説明の簡単化のために一次元信号を扱うことにする。スピン密度分布関数を  $\rho(x)$  とし、そのフーリエ変換信号を  $R(k)$  とする。いま、Fig. 2(a) に示すように  $\rho(x)$  に対し空間周波数  $k_0$  で振幅変調を行った場合を考える。このときの被写体関数は  $\rho(x) \exp(jk_0x)$  となり、そのフーリエ変換信号はフーリエ変換の変調則により  $R(k-k_0)$  として記述できる (Fig. 2(b))。ここで、(c) に示すように有限のサンプリング長  $k_w$  による効果として矩形関数  $\text{rect}(k/k_w)$  による信号帯域の制限を与える。この帯域制限を受けた信号は  $\text{rect}(k/k_w)R(k-k_0)$  で表記でき、その信号を逆フーリエ変換し復調処理を施した像を  $\rho(x, y)_{band}$  とすると  $\rho(x, y)_{band}$  は式(4)で与えられる (Fig. 2(d))。

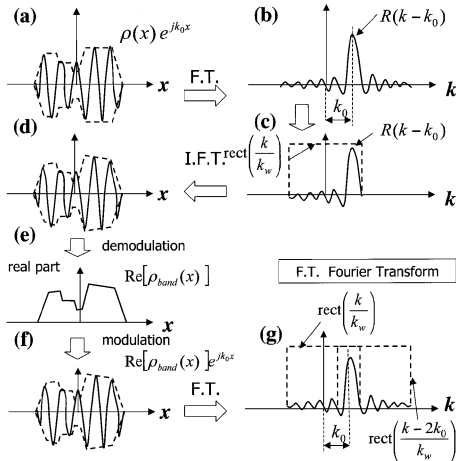


Fig. 2. Schematic of frequency band width retrieval of amplitude modulated image by supposing the object function as a real-image.

$$\rho(x, y)_{band} = e^{-jk_0x} \mathcal{F}^{-1} \left[ \text{rect} \left( \frac{k}{k_w} \right) R(k-k_0) \right] = e^{-jk_0x} [\rho(x, y) e^{jk_0x} * \text{sinc}(k_w x)] \dots (4)$$

先見情報として被写体の実数値関数である性質を利用し、式(4)の再生像の実数部を計算すると式(5)が得られる (Fig. 2(e))。

$$\begin{aligned} \text{Re}[\rho(x, y)_{band}] &= \frac{1}{2} [e^{-jk_0x} \{\rho(x, y) e^{jk_0x} * \text{sinc}(k_w x)\} \\ &\quad + e^{jk_0x} \{\rho(x, y) e^{-jk_0x} * \text{sinc}(k_w x)\}] \dots (5) \end{aligned}$$

式(5)の信号に再び位相変調関数  $\exp(jk_0x)$  を与えフーリエ変換を行い、信号を再計算する (Fig. 2(f))。

$$\begin{aligned} \mathcal{F}[\text{Re}[\rho(x, y)_{band}] e^{jk_0x}] &= \frac{1}{2} [\mathcal{F}[\rho(x, y) e^{jk_0x} * \text{sinc}(k_w x)] \\ &\quad + \mathcal{F}[e^{j2k_0x} \{\rho(x, y) e^{-jk_0x} * \text{sinc}(k_w x)\}]] \dots (6) \\ &= \frac{1}{2} \left[ \text{rect} \left( \frac{k}{k_w} \right) R(k-k_0) \right. \\ &\quad \left. + \text{rect} \left( \frac{k-2k_0}{k_w} \right) R(k-k_0) \right] \dots (7) \end{aligned}$$

式(7)は二つの  $\text{rect}$  関数が重複している部分の信号振幅を 1/2 倍にすれば、信号の帯域幅が  $k_w$  から信号の中心  $k_0$  を対称にして  $k_w + 2k_0$  に拡張したことを意味する (Fig. 2(g))。そして、帯域拡張によって分解能は  $(k_w + 2k_0)/2k_w$  だけ改善する。  $k_0 = k_w/2$  とした場合は、いわゆるハーフ・フーリエ法に相当する。

2. PSFT 信号の帯域拡張処理

PSFT 信号は被写体の位相が空間  $x, y$  の 2 乗に比例して変化する。この位相変調を受けた被写体関数は式(6)のように振幅変調の周波数が空間座標に比例して変化すると思われる。

$$\rho(x, y) e^{-j\gamma b\tau(x^2+y^2)} = \rho(x, y) e^{j\gamma b\tau(\omega(x)x + \omega(y)y)} \dots (8)$$

ただし、 $\omega(x) = \gamma b \tau x$ ,  $\omega(y) = \gamma b \tau y$  である。よって、PSFT 信号は局所的に周波数が変化する関数として前節で説明した信号帯域の拡張処理が適用可能である。このとき振幅変調の周波数が  $x, y$  の空間座標に比例して大きくなるので、帯域幅の拡大とそれに伴う分解能の改善は空間的に一様ではなく、2 次関数状磁界の中心からの距離に比例して大きくなると見積もることができる。2 次関数状磁界の中心を視野の原点に置くとき、分解能は視野原点からの距離に応じて高くなることになる。

再生像に与えられる最大の位相変化量はサンプリング定理より、再生像上で隣接する画素間の位相変化量が  $\pi$  となるときである。いま、 $x$  方向で考えた場合に再生像上において中心からの距離が最大になる位置を  $m\Delta x$  とすると、 $\gamma b \tau$  は条件式 (9) を満足する必要がある。

$$\Delta x \left. \frac{\partial(\gamma b \tau x^2)}{\partial x} \right|_{x=m\Delta x} \leq \pi \quad \dots\dots\dots (9)$$

ここで、 $\gamma b \tau$  の基準として被写体のサイズ  $m\Delta x$  によらない条件として被写体幅が視野幅に等しい  $m\Delta x = N\Delta x/2$  の場合を与える。このとき式 (9) を満足する値を  $\overline{\gamma b \tau}$  とすると式 (10) の関係が得られる。

$$\gamma b \tau \leq \frac{\pi}{N\Delta x^2} (= \overline{\gamma b \tau}) \quad \dots\dots\dots (10)$$

撮像パラメータ  $\gamma b \tau$  は、この  $\overline{\gamma b \tau}$  を基準とすると、係数  $h$  を利用し  $h\overline{\gamma b \tau}$  と表現することができる。スピン密度関数に与えられる振幅変調の周波数は空間座標により異なるので、式 (7) のように解析的に帯域を拡張することは困難である。本研究では超解像の手法として知られる Gerchberg の反復処理を利用した<sup>8)</sup>。Fig. 3 に反復的な帯域拡張処理手順を示す。反復処理に入る前に信号のフーリエ変換再構成像から装置誤差により生じた再生像上の位相分布関数  $\phi(x, y)$  を求めておく。

(Step 1) 画像からみた周波数帯域、すなわち

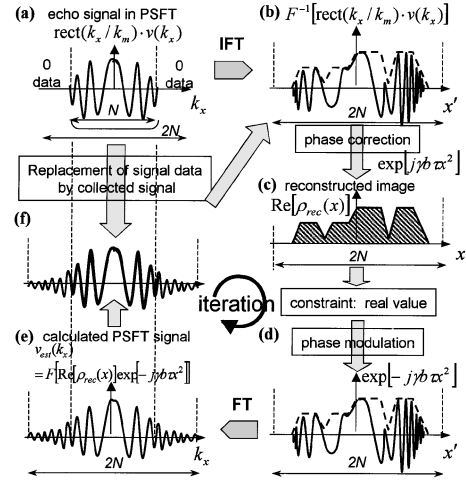


Fig. 3. Schematic of iteration algorithm for obtaining high-resolution image ; (a) PSFT echo signal with zero data filled, (b) Fourier transform of signal (a), (c) reconstructed image by demodulating the quadratic phase, (d) quadratic phase modulating the real part of the image (c), (f) inversely Fourier transform of amplitude modulated image (d), central data of  $N$  points are replaced by the collected PSFT signal.

PSFT 信号のサンプリング長を拡大するために (a) の PSFT 信号 ( $N$  点) の外側にゼロデータを補充して  $2N$  点とし、逆フーリエ変換を行う。[(a)→(b)]

(Step 2) (b)の再生像に対し実験的に与えた 2 次の位相変調の逆位相項  $\exp [j\gamma b \tau x^2]$  を乗じて再構成像を求める。[(b)→(c)]

(Step 3) 再構成像の位相歪を位相分布関数  $\phi(x, y)$  により補正し、その実数部を再生像とする。この再生像に対し再び位相変調  $\exp [-j\gamma b \tau x^2]$  を与えフーリエ変換処理を行い PSFT 信号を計算する。[(c)→(d)→(e)]

(Step 4) 計算された PSFT 信号のうち、収集した帯域幅については真値とわかっているので、中央の  $N$  点は (a) の収集信号で置換する。[(e)→(f)]

(Step 5) (f) の PSFT 信号の逆フーリエ変換再

構成を行う. [(f)→(b)]

以降は, (Step 2) から (Step 5) の処理を繰り返す.

## 分解能改善評価

### 1. 数値シミュレーション

提案法の有効性と分解能の改善程度を調べるために分解能評価用の数値モデルを使用したシミュレーションを実施した. 信号データ数  $N$  は  $128 \times 128$ , 画像データ数は  $256 \times 256$  とした. フーリエ変換再構成像の分解能  $\Delta x$  は  $0.2$  cm, 撮像パラメータ  $\gamma b\tau$  を  $0.49$  rad/cm<sup>2</sup> ( $= 0.8\gamma b\tau$ ) とした結果を Fig. 4 と Fig. 5 に示す.

Fig. 4(a)は通常フーリエ変換映像法の信号からの再生像, (b)はPSFT信号からの再生像である. (a)と(b)の画像は(c)の像とデータ点を同条件にして比較を行うためにエコー信号の外側にゼロデータを充填し, 等価的な補間処理を行っている. (c)はPSFT法の信号に帯域拡張処理を適用した信号からの再生像である. 各図の上段には再生像の中央部を, 下段には(a)図のA-A'線上のプロファイルを示す. また, Fig. 5には本法により信号帯域が拡張した信号の中央行データを示す. (a)は提案法処理前のPSFT信号, (b)は提案法処理後の信号である. 縦軸の振幅は小振幅の信号を強調するために対数表示としている. 同図(c)には信号データ数を  $256 \times 256$  として広帯域でサンプリングした信号データと(b)に使用した帯域拡張信号の実数部を比較した.

次に撮像パラメータ  $\gamma b\tau$  と分解能の改善程度との関係を調べた. 横軸は空間座標に対応する再生像のデータインデックスであり, 画像空間の中心を原点としている.  $\overline{\gamma b\tau}$  は  $0.61$  rad/cm<sup>2</sup> となる. この値を基準として  $h=0.6, 0.8, 1.0, 1.2$  倍となる  $0.37, 0.49, 0.61, 0.73$  rad/cm<sup>2</sup> を与えて評価を行った. 結果を Fig. 6 に示す.

次に, 雑音による分解能改善効果の影響を調べるために, 信号に雑音を付加し提案法による

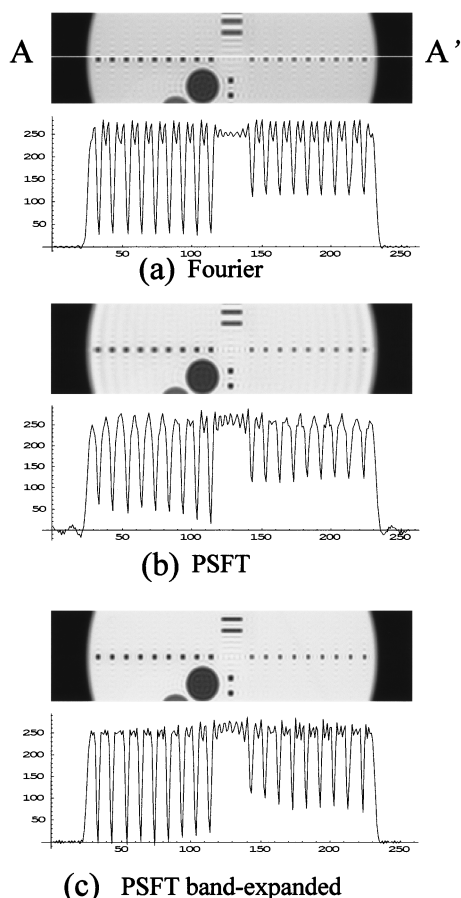


Fig. 4. Simulation results of reconstructed images and its profile on the A-A' line (a) Fourier reconstructed image, (b) reconstructed image using PSFT signal, (c) reconstructed image using PSFT band expanded signal (proposed method).

分解能改善効果を調べた. 雑音はガウス分布白色雑音とし, 信号に与える雑音量は, 再生像空間における雑音の標準偏差が最大振幅に対して5%と10%になる量を与えた. 結果を Fig. 7 に示す. また, 雑音量を5%とした場合に提案法の適用前後の雑音量の変化を調べた.  $h=1.0$  として Fig. 4 と同様の数値ファントムを使用した結果を Fig. 8 に示す.

Fig. 4 の一次元プロファイルを見ると, (c)

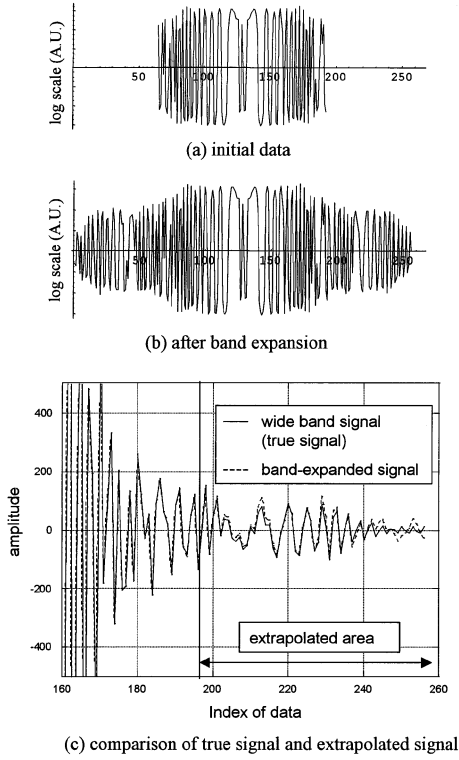


Fig. 5. Simulation results of band expansion by iterative algorithm, (a) initial signal data, (b) signal after band expansion, (c) comparison of band-expanded signal and wide-band signal.

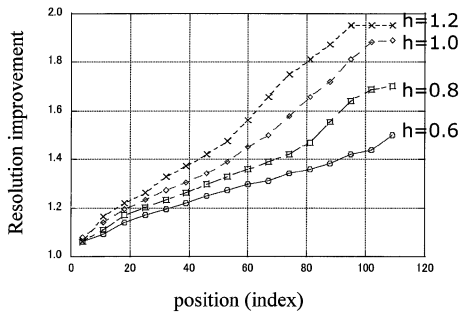


Fig. 6. Simulation results of resolution improvement as a function of spatial coordinate.

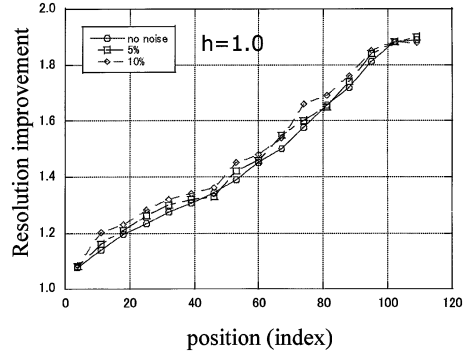


Fig. 7. Simulation results of resolution improvement using a noisy signal.

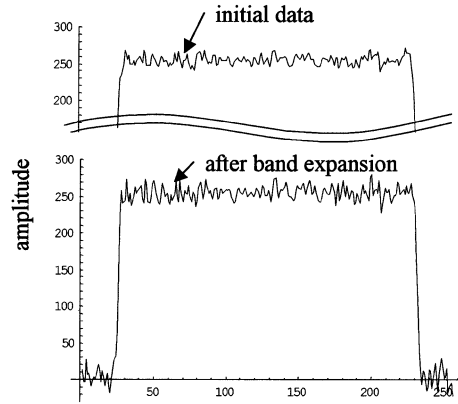


Fig. 8. Inhomogeneous noise amplification in the proposed iterative algorithm.

の提案法による再生像は(a)のフーリエ変換再構成像に比べて小孔部の谷の振幅が低下していることから、分解能が改善されていることがわかる。この分解能改善は(a)と(b)の像が、信号の外側にゼロデータを充填し帯域を拡張したデータからの補間再構成像であることから考えても、ゼロデータ充填によるみかけの帯域拡張に起因するものではなく、帯域拡張処理により打ち切りによって失われた信号の高域が一部復元され、等価的に帯域幅が拡張しているためであると考えられる。小孔の谷の振幅

は、像の周辺部ほど小さくなっていることから、分解能の改善が空間では一様ではなく、前節2.で説明したように像の周辺部ほど信号帯域の拡張効果が高く、結果的に高分解能になることが示されている。次に反復処理前後で比較すると、(b)のPSFT信号からの逆フーリエ変換再構成像は、周辺部において振幅がやや低下している。これは、サンプリング長が有限長である効果と等価と考えられる sinc 関数との畳み込み演算が、振幅変調を受けた再生像  $\rho(x, y) \exp\{-jybt(x^2+y^2)\}$  との間で行われるため、位相変調の大きい周辺部では sinc 関数の主ローブ内での平均化により情報を失い、その結果として“けられ”が生じるものと解釈できる。しかしながら、(c)の反復処理後の画像では信号帯域の復元により“けられ”が回復した像になっている。

Fig. 5は、ゼロデータを充填した領域に信号が外挿され、信号の帯域幅が拡大していることを示している。(c)より、192点以降の信号外挿部を見ると外挿データ(破線)が広帯域信号(実線)に近い値をなっており、高い精度で復元がなされていることがわかる。ただし、提案法は全周波数帯域を一様に回復する方法ではないので、目標とする広帯域信号と完全に一致することはない。

Fig. 6では、おおむね像空間の中心からの座標に比例して分解能が改善されること、 $\gamma bt$  が大きいほど高い分解能の改善効果が得られることなど、前節2.での検討結果と符合する結果が得られている。また、 $1.2\gamma b\tau$ の結果より $\gamma bt$ が大きくしても分解能の改善は最大で2倍までに留まることがわかる。これは、再生像においてサンプリング定理を満足しなくなることが原因と考える。Fig. 7からは再生像のS/N比が10%までであれば雑音量によらず雑音がない場合と同等の分解能の改善効果が得られることが示されている。一般に、超解像処理は雑音の混入によりその性能を大きく変えることが知られている<sup>9)</sup>。本方法の信号帯域拡張は、原理

的に前節1.で説明したように解析的に得られる性質があるので、帯域拡張の手法として超解像的な処理手順を利用しているが、雑音の混入によって帯域拡張の性能が低下することはないと考える。一方、信号帯域の拡張に伴う分解能改善により再生像のS/N比は低下する。ハーフ・フーリエ法では帯域を2倍に拡大し、分解能が2倍に改善される見返りに画像S/N比は理論的に帯域の拡張幅の比の平方根だけ低下する。この関係は分解能の改善が帯域幅拡大によって得られる点でハーフ・フーリエ法と原理を同じくする提案法でも同様である。ただし、ハーフ・フーリエ法のように画像のS/N比が画像空間で一様ではなく、帯域幅の拡大が画像空間の位置に依存するので、画像S/N比は位置により異なる値をとる。本研究で使用したパラメータ  $h$  と空間座標  $x$  ( $0 \leq x \leq N\Delta x$ ) を使用すると、位置  $x$  の分解能は  $1+xh/(N\Delta x)$  だけ改善されるので、再生像のS/N比は提案法処理前に比べて  $\sqrt{1+\{xh/(N\Delta x)\}}$  だけ低下すると考えることができる。Fig. 8の再生像では提案法の適用により雑音が画像中央部より周辺部の方が増幅されるような傾向が示されており、理論と符合する結果が得られている。

Fig. 9は、前述の数値モデルシミュレーションと同条件を使用しMR画像の再生シミュレーションを実施した結果である。信号データ数が  $128 \times 128$  のPSFT信号を計算し、提案法の適用による分解能の改善を試みた。 $h=1.0$  とし、 $\gamma b\tau=0.61 \text{ rad/cm}^2$  として計算したPSFT信号に対し提案法を適用した。(a)は通常のフーリエ変換法による再生像、(b)はPSFT信号に帯域拡張処理を適用した結果である。提案法の適用により、通常のフーリエ変換再構成像に比べて、特に周辺部において高い分解能が得られている。

## 2. 撮像実験データへの適用

0.018T 試作超低磁界MRIを使用し、PSFT法のパルスシーケンスでファントムを使用した撮像実験を行った。実験システムは超低磁界で

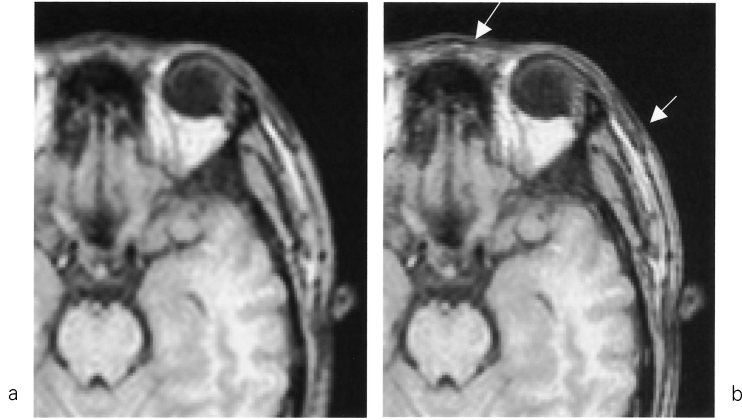


Fig. 9. Simulation results using an MR image model. (a) reconstructed image using PSFT signal, (b) reconstructed image using PSFT band-expanded signal.

信号の S/N 比が小さいため、多数回の積算を行っている。直径 30 mm の円形ファントムに硫酸銅水溶液を充填し、0.3 mm のアクリル板を等間隔で配置した Fig. 10(a)に示す水ファントムを被写体とした。信号データ数は  $64 \times 64$ ,  $\Delta x = \Delta y = 0.07$  cm とした。この条件では  $\overline{\gamma b \tau} = 10.0$  rad/cm<sup>2</sup> となる  $h = 0.8, 1.0, 1.2$  とする  $\gamma b \tau = 8.0, 10.0, 12.0$  rad/cm<sup>2</sup> の場合で撮像実験を行い、信号データに対して提案法の適用を行った。Fig. 10 に  $\gamma b \tau = 10.0$  rad/cm<sup>2</sup> とした場合の再生像と提案法の適用画像を示す。収集した PSFT 信号を (b) の破線内に、提案法により帯域を拡張した信号を (b) に、(b) の破線内の収集信号から直接的にフーリエ変換演算処理により求めた再生像を (c) に、帯域拡張信号からの再生像を (d) に、(c) の再生像上から求めた空間的な位相分布を示す再生像の実数部像を (e) にそれぞれ示す。また、汎用のフーリエ変換映像法により撮像した結果を (f) に示す。なお、(e) の像から位相分布を求める際に、静磁界の不均一などが原因による位相分布関数は滑らかな分布関数となることを前提として、画像の低周波成分のみを利用して得られた像より位相分布を求めた。Fig. 11 には、 $h$

$= 0.8, 1.0, 1.2$  として再生像上の 0.3 mm スリット像平均振幅から求めた分解能改善効果を示す。

Fig. 10(b) より、実験的に収集したデータにおいてもゼロデータを補った領域に信号が同心円状に広く拡散し、帯域が拡張されていることがわかる。再生像 (d) より、画像の輪郭が鮮明になり、またスリット部分をみるとスリット部の振幅が周辺部で低下し、周辺部において特に分解能が改善する結果が得られている。また、分解能改善に伴って雑音が増幅する様子もシミュレーションと符合した結果が得られた。本実験結果より静磁界の不均一性などの装置誤差により再生像に位相ひずみが生じた場合でも、再生像から得られた位相分布を用いて再生像の位相補正処理を行えば分解能の改善が可能であることが示された。また、Fig. 11 の分解能評価結果から原点からの距離に比例して分解能が改善される点、 $h$  に比例して分解能が改善される点で理論とシミュレーションの妥当性が示された。



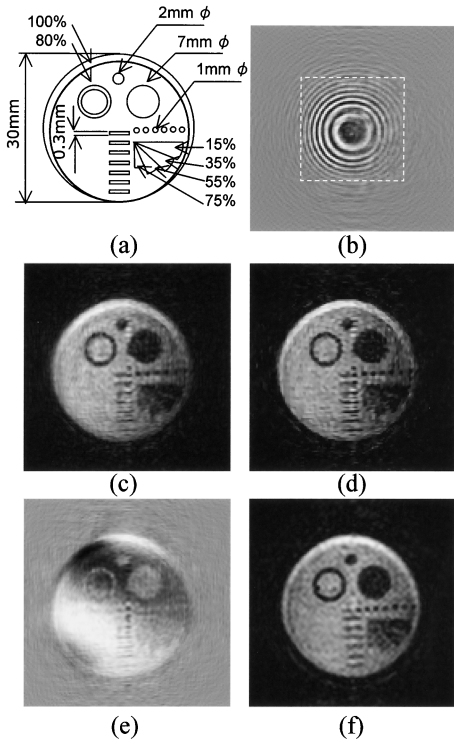


Fig. 10. Experimental results using water phantom. (a) PSFT signal, (b) band-expanded PSFT signal, (c) reconstructed image using PSFT signal (a), (d) reconstructed image using PSFT band-expanded signal (b), (e) real part of smoothed image (c) which was used for phase map on the image, (f) reconstructed image using Fourier method.

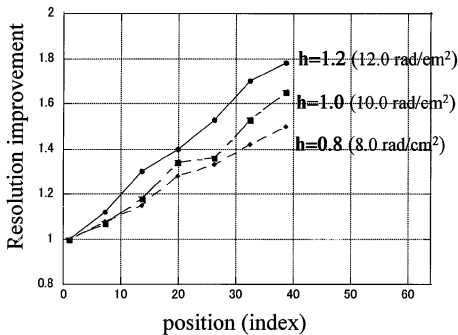


Fig. 11. Experimental results of resolution improvement as a function of spatial coordinate.

### 考 察

提案法は少数データから高分解能画像を再生する点、および帯域を拡張する原理的な面からみてもハーフ・フーリエ法と類似点がある。ハーフ・フーリエ法は理論的には信号データ数比にして位相エンコード方向の分解能を2倍に改善する。一方、提案法では最大の改善度が得られる場合を考えると、分解能の改善度は中心からの距離に比例して高くなり、画像端において最大で2倍に改善される。1次元方向の分解能の改善は平均的に1.5倍になるが、2次元方向に分解能の改善が可能であるため、全体ではハーフ・フーリエ法と同等であると考えられる。

提案法は信号空間のサンプリングが原点に関して対称であり通常のフーリエ変換映像法と同じ軌道上の信号を収集する。この通常法と変わらない信号収集法の利点として第1にハーフ・フーリエ法のように位相分布関数を求めるために余分に信号収集を行う必要はないことが挙げられる。第2に位相情報を有する標準的な分解能画像と、位相情報はもたないが高分解能な2種の画像再生が可能なる点がある。ハーフ・フーリエ法では、一般に位相分布を取得しないと再生像を得ることができない。また、このとき、位相分布は $k$ 空間信号の中央部の信号から求められるので、局所的な空間上のごく狭い範囲で位相が変化するような画像の再生には誤差が生じる。一方、提案法では標準的な分解能画像は位相分布を必要とせずに逆フーリエ変換再構成処理で求めることができるので局所の位相情報を有した画像を再生することも可能である。ただし、この場合に分解能の改善程度を大きく取ろうとすると、Fig. 4(b)に示すように画像の周辺に“けられ”が現れる問題がある。

提案法を利用するには撮像法として位相拡散フーリエ変換法を利用する必要がある。位相拡散フーリエ変換法を利用すると汎用のフーリエ変換映像法を使用したときに信号空間の原点付近に集中する信号を信号空間の広い領域に分散

させることができる．この効果の利点として信号のダイナミックレンジ低減に伴う AD 変換量子化誤差の減少が挙げられる．最近の MRI では 16 ビット程度の AD 変換器が使用されるので，2 次元イメージングの場合は信号の AD 変換による量子化誤差はほとんど問題にならないが，3 次元イメージングの場合には信号ダイナミックレンジは極めて大きくなるために量子化誤差は無視できない値となる．この場合に位相拡散フーリエ変換法を使用すると信号ダイナミックレンジが大幅に低減されるので量子化誤差を軽減することができる．一方，信号が分散される欠点として位相を問題とするイメージングへの不適応と信号エネルギーの損失が挙げられる．被写体内のスピンの位相を規則的に乱してしまうので，スピンの移動による位相変化から流速測定を行う血流イメージングなどへの応用は困難になることが予想される．また，位相拡散パラメータが大きくなると信号の分散量が大きくなるので，信号の打ち切りによる信号エネルギーの損失量が大きくなり，その結果として再生像の周辺部が“けられ”て像振幅が低下する問題がある．この“けられ”は被写体に与えられた位相変調により被写体周辺部像の周波数スペクトルがシフトし，信号の打ち切りによりスペクトルの一部が Fig. 2(c) のように失われたことが原因と考えることができる．ハーフ・フーリエ法では周波数の測定をスペクトルの片側半分だけ行い，ポスト処理により測定を行っていない帯域を復元する場合に最大の分解能改善効果が得られ，同時に最大の撮像時間の短縮化が達成される．提案法でも被写体の周辺部では位相変調程度が大きくなるために周波数スペクトルのシフト量が大きくなり，その中心は測定可能なスペクトル帯域の最大値付近まで達する．このときスペクトルのほぼ片側半分を失うことにより再生像には顕著な“けられ”が生じるが，提案法により失われたスペクトルが回復されると同時に分解能は部分的に 2 倍に改善される．よって，分解能の改善効果が大き

い条件においてフーリエ変換再生像には“けられ”が生じることになる．この意味から位相拡散フーリエ変換法からフーリエ変換再構成を行う場合において“けられ”は欠点となるが，提案法を利用する場合においては“けられ”現象は分解能を改善する重要な意味をもっている．この関係から位相変調された信号を有限なサンプリング長で収集した信号データに対し提案法は有効であり，フーリエ変換映像法の信号から再構成した画像データを利用し，式(2)に従って位相拡散フーリエ変換法相当の信号を数値的に計算しても，既に帯域制限されている画像データであるので分解能の改善は得られないことが理解できる．

位相拡散フーリエ変換法を実現するためにスピン密度関数に対し 2 次の位相変調を与える操作が必要となる．この方法には本研究のように 2 次関数状磁界を使用する方法と，RF 励起パルスによる方法とがある<sup>2)</sup>．本研究では  $\Delta B = b(x^2 + y^2)$  となる 2 次関数状磁界を使用した<sup>9)</sup>が，Nazarov らが設計した円筒面上に形成する  $\Delta B = b(x^2 - y^2)$  なる 2 次関数状磁界でも適用可能である<sup>10)</sup>．2 次関数状磁界は主磁界の補正として使用されることが多く，これらの補正コイルを使用する方法も可能と考える．RF 励起パルスによる方法では，2 次関数状磁界の発生は必要なく，2 次の位相変調と波形整形を行った RF パルスを  $G_x$  (あるいは  $G_y$ ) 勾配磁界下で印加する．パルスシーケンスなどの具体的な方法については Maudslay の論文に記述されている<sup>2)</sup>．

## 結 論

位相拡散フーリエ変換法の信号に対し，被写体を実関数であるとの先見情報に基づいた反復的な分解能改善法について検討を行った．シミュレーションと撮像実験に適用した結果，分解能の改善度は画像空間原点からの距離に比例して大きくなり，画像の周辺部において最大で

2倍に達成すること、雑音の付加により分解能の改善特性は変化しないが、再生像のS/N比は分解能の改善の見返りとして低下し、空間によって異なる値を取ることで、位相変調係数に応じて分解能の改善効果が大きくなることなどが示された。また、位相情報を有する標準的な分解能画像と位相情報をもたない高分解能画像の2種の画像を再生できる可能性が示された。提案法は同一撮像時間比にして汎用のフーリエ変換映像法に比べて高分解能画像が得られるので一種の高速映像法と考えることもできる。

### 謝 辞

本研究は、科学研究費補助金（基盤研究(C)：課題番号19560416）と宇都宮大学重点領域研究の研究助成のもとに行われた。また、研究の遂行にあたっては宇都宮大学工学部情報工学科の上村佳嗣先生のご助言をいただきました。ここに深謝いたします。

### 文 献

- 1) Feinberg DA, Hale JD, Watts JC, Kaufman L, Mark A : Halving MR imaging time by conjugation : demonstration at 3.5 kG. *Radiology* 1986 ; 161 : 527-531
- 2) Maudsley AA : Dynamic range improvement in NMR imaging using phase scrambling. *J Magn*

*Reson* 1988 ; 76 : 287-305

- 3) Wedeen VJ, Chao YS, Ackerman JL : Dynamic range compression in MRI by means of a non-linear gradient pulse. *Magn Reson Med* 1988 ; 6 : 287-295
- 4) Ito S, Sato O, Yamada Y, Kamimura Y : On-line holographic reconstruction of NMR images by means of a liquid crystal spatial light modulator. In : *IEEE International Conference on Image Processing 96* 1996 ; Lausanne, Switzerland, vol. III, 531-534
- 5) 神崎修大, 伊藤聡志, 上村佳嗣, 山田芳文 : NMR位相拡散フーリエ変換映像法による画像S/N改善法. *電子情報通信学会論文誌* 2001 ; J84-D-II : 2140-2149
- 6) 伊藤聡志, 中村 俊, 劉 娜, 山田芳文 : 位相拡散フーリエ法を用いたMRアンチエイリアス画像再構成. *電子情報通信学会論文誌D* 2007 ; J-90-D : 1149-1157
- 7) 劉 娜, 伊藤聡志, 山田芳文, 田中邦雄, 春日正男 : 位相拡散フーリエ変換映像法による並列画像再生を利用した分解能の改善法. *日磁医誌* 2006 ; 26 : 31-43
- 8) Gerchberg RW : Super-resolution through error energy reduction. *Optica Acta* 1974 ; 21 : 709-720
- 9) Castleman KR. *DIGITAL IMAGE PROCESSING*. Englewood Cliffs, New Jersey, Prentice Hall, 1996
- 10) Nazarov NB, Zabrodin VA, Krainskii IS, et al. : Compensations for non-uniformity of the magnetic field of a superconducting solenoids. *Cryogenics* 1972 ; 12 : 470

## **A New Fast Scan Technique Using a Super-resolution Algorithm in Phase-Scrambling Fourier Imaging**

Satoshi ITO<sup>1</sup>, Na LIU<sup>2</sup>, Yoshifumi YAMADA<sup>1</sup>

<sup>1</sup>*Department of Information Sciences, Faculty of Engineering, and*

<sup>2</sup>*Graduate School of Engineering, Utsunomiya University  
7-1-2 Yoto, Utsunomiya 321-8585*

We propose a new fast scan, phase-scrambling Fourier imaging technique (PSFT) that acquires data similarly to the standard Fourier technique. The local spatial frequency of phase modulation of the Fourier-transformed image in PSFT increases with distance from the center so that the PSFT signal can be lengthened under the condition that the reconstructed image is a real-value object in the super-resolution algorithm.

We performed simulation and experimental studies using a 0.0187T MR scanner and the new method to improve image resolution. Spatial resolution improved in proportion to the distance from the center of the quadratic phase modulation function, irrespective of amount of noise. The improvement of resolution depends on the phase modulation parameter and the maximum of it was twice that using standard imaging.

The proposed method has 2 advantages over the half Fourier imaging method ; additional data acquisition is not required to obtain phase mapping, and 2 kinds of image data are obtained, i.e., standard resolution with phase information and high resolution image without phase information.