

位相拡散フーリエ変換法を使用した単一信号 PILS

伊藤 聡志¹, 山田 芳文²¹宇都宮大学大学院工学研究科知能情報研究部門 ²同名誉教授

はじめに

MRI では k 空間と呼ばれる被写体のフーリエ変換空間に位置する信号を収集し、逆フーリエ変換などにより画像再構成が行われる。 k 空間信号の周波数読み取り方向は高速に収集できるのに対し、位相エンコード方向は一般に緩和と呼ばれる現象のために、一定の待ち時間を必要とし、信号収集に時間がかかるという問題がある。

この問題に対し、近年、複数の受信コイルを使用し、信号を分割受信することにより撮像の高速化を図るパラレルイメージングの検討が盛んに行われるようになってきた。代表的な方法には、狭い感度分布を有する複数の受信コイルから得られた局所画像を合成する PILS¹⁾、データ点の不足により生じた像の折り返しを分離する SENSE^{2),3)}、信号空間で不足したデータ点を補う SMASH^{4),5)}、GRAPPA^{6),7)} などがある。原理的には受信コイルの数だけ撮像が短縮されるので、効果的に撮像の高速化を実現することができ、広く普及している。

一方、画像に何らかの変換処理を与えると、ごく一部の領域で信号振幅が大きくなり、それ以外では極めて小さな値となるスパース性を呈する場合がある。このスパース性を利用すると、少数の信号量から画像を再生することが可能となる。この圧縮センシング (compressed

sensing)^{8)~10)} と呼ばれる方法では、信号はサンプリング定理を満足しないので、 k 空間の信号をすべて充填した場合と比べて同品質の再生像を得ることは困難であるが、少量の信号から従来のフーリエ変換再構成では考えられない高品質の再生像が得られることが知られている。最近では、パラレルイメージングと圧縮センシングを組み合わせた方法も検討され、高速化への研究が進められている^{11),12)}。

パラレルイメージングと圧縮センシングともに有望な方法であるが、パラレルイメージングは、複数の受信チャンネルを有した MRI でのみ適用可能であり、従来機種では実現が困難である。また、圧縮センシングでは一般に反復演算の計算量が膨大となるため、計算コストが課題となっている。

この撮像の高速化に対し、我々は、被写体に二次の位相変調を与えた位相拡散フーリエ法 (phase-scrambling Fourier transform imaging; PSFT)^{13),14)} を使用した高速化法を検討してきた。撮像後に視野周辺部の分解能を改善する方法¹⁵⁾ や単一の信号のみを利用し撮像後に折り返しを回避した映像を得るエイリアスレス再構成^{16)~18)}などを提案した。特にエイリアスレス再構成では、単一の受信コイルで得られた信号であり、フーリエ変換再構成では折り返しを生じる場合でも、事前の学習や他のイメージデータを使用することなく折り返しのない画像を再

キーワード fast imaging, parallel imaging, aliasing, sampling theorem, phase scrambling

生できる方法である．しかしながら，この方法では与えられたデータマトリックスの中でみかけの視野を拡大し，被写体の全体像を映し出すため，折り返しを生じた状態の画像に比べて，再生像の分解能が低下する問題があった．そこで，本研究ではサンプリング定理を満足しない PSFT 信号から，画素幅を変えずに分解能の低下をより抑えた画像再生法を検討することにした．

PSFT 信号の振幅分布は，光や音波などの回折現象として知られるフレネル回折分布と同形である．すなわち，PSFT 信号は被写体のフーリエ変換空間に位置するが，同時に被写体をぼかしたフレネル変換空間の信号分布を呈しているため，被写体の空間分布を強く反映した分布となっている．よって，PSFT 信号空間において信号の分布に制限を与えると，信号空間に対応した局所的な映像再生が可能となる^{19),20)}．本研究では，PSFT 信号が有する局所映像再生の特徴を利用し，断片的な信号から映像再生を行うと像の折り返しを回避できる性質を利用して，パラレルイメージングの一種である PILS 法と類似した手法で画像再生を行う方法について検討を行った．

方 法

1. 位相拡散フーリエ法

位相拡散フーリエ法は，位相エンコード方向勾配磁界に同期して二次関数状の磁界を一定の期間印加するか，あるいは線形勾配磁界を印加のもと周波数変調された RF 励起パルスを照射するなどの方法により，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^{13),14)}．Fig. 1¹⁵⁾ に x - y 平面を撮像する場合の位相拡散フーリエ法のパルスシーケンスを示す．読み出し用勾配磁界 G_x の反転時刻からの時間を t と

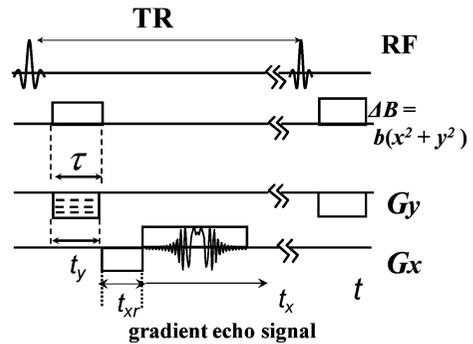


Fig. 1. Pulse sequence for Phase-scrambling Fourier imaging technique¹⁵⁾

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．

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

ここで， $\rho(x, y)$ は xy 平面のスピンドensity分布， b は 2 次関数状磁界の係数， τ 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， γ 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ドensity関数のフーリエ変換式に変換することができる．

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

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，与えた二次の位相変調効果の逆位相関数を乗じればよい．

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

ここで、 F^{-1} は逆フーリエ変換を示す。式(2)は数値的に二次の位相項を乗じる操作によりフレネル変換信号に変形することができる¹⁶⁾。式(4)の右辺は光や音波などの回折現象で知られるフレネル変換式と同形である。フレネル変換式は画像空間における被写体関数と二次の位相変調関数との畳み込み積分であり、被写体のぼけ画像とみなすこともできるので、フレネル変換信号は被写体が置かれた画像空間に位置すると考えることができる。このとき、フレネル変換信号空間で考えたサンプリングステップは、二次の位相変調関数の移動ステップ($\Delta x', \Delta y'$)として、式(5)の括弧内の値となる。二次の位相変調関数の係数 $\gamma b\tau$ は、波面の伝搬距離に関するパラメータであり、 $\gamma b\tau$ により回折の程度とサンプリングステップが変化する。このように、PSFTで得られる信号は被写体のフーリエ変換空間に存在する信号であるが、同時に被写体関数と同じ空間にあるとみなすこともできる二面性をもっている。

$$v(x', y') e^{-j\gamma b\tau(x'^2+y'^2)} = \iint_{-\infty}^{\infty} \rho(x, y) \times e^{-j\gamma b\tau\{(x'-x)^2+(y'-y)^2\}} dx dy \dots\dots\dots (4)$$

$$x' = -\frac{k_x}{2\gamma b\tau}, \quad y' = -\frac{k_y}{2\gamma b\tau},$$

$$\left(\Delta x' = \frac{\Delta k_x}{2\gamma b\tau}, \quad \Delta y' = \frac{\Delta k_y}{2\gamma b\tau} \right) \dots\dots\dots (5)$$

2. PSFT-PILS

式(4)のフレネル回折積分の積分範囲が被写体の物理的な幅よりも大きければ、被写体全体に関する情報が得られる。PSFT信号の振幅は、Fig. 2(a)の絶対値像のように被写体分布をフレネル回折によりぼかした分布になるから、被写体の空間的な分布を反映したものとなる。ここで、Fig. 2(a)のPSFT信号はサンプリング定理を満足せず、逆フーリエ変換再構成では、(b)のように折り返しが生じる場合を考える。すなわち、位相エンコード方向のデータ数を N_y 、フーリエ変換再構成による分解能を Δy 、被写体の最大幅を W_ρ としたときに、 $N_y \Delta y < W_\rho < N_y \Delta y'$ を満足する条件を考える。Fig. 2(c)と(d)は、それぞれ信号空間の下側半

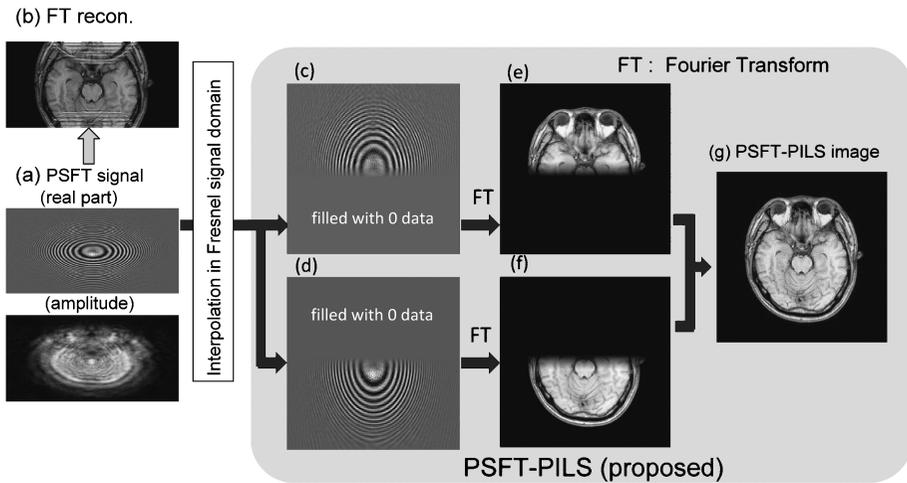


Fig. 2. Schematic of PSFT-PILS imaging using single set of signal

面と上側半面にゼロデータを充填した PSFT 信号である。これらの信号から逆フーリエ変換により再生される再生像 (e), (f) は、信号空間の片側半面にゼロデータを充填したため被写体の片側半面の情報が失われ、被写体の片側は映像化されない^{19),20)}。これによりエイリアシング成分が消失するので像の重なりはほとんど生じなくなり、被写体のほぼ半分の像が再生される形になる。よって、(f) と (g) の像を合成すると被写体の全体像を得ることができる。この方法は、狭い感度分布をもつ複数の受信コイルを使用して得られた断片像を合成して全体像を得る PILS¹⁾ に似た処理であるから、PSFT-PILS と称することにする。ただし、本方法では、単一の受信コイルから得られた単一信号を使用しながら、断片的な信号から部分像を再生し、最終的に折り返しの生じない全体像を再生する手法に大きな特徴がある。

3. 分解能の回復

位相エンコード方向の片側半面の信号をゼロデータで充填するため、位相エンコード方向の信号帯域は 1/2 になり、分解能は 1/2 に低下する。本研究では、分解能の低下を抑えるために PSFT 信号の帯域拡大による分解能改善手法¹⁵⁾を利用した。これは、被写体を実関数であるとの前提条件が利用できる時、ハーフフーリエ法と同様の原理で、信号帯域を回復できる手法である。理論的な説明は前著¹⁵⁾に記載されているので、ここでは基本原理のみを説明する。Fig. 3(a)には、被写体に二次の位相変調を与えた関数の実部を示す。ごく狭い断片像の中で考えると、位相変調の変調周波数は一定とみなすことができ、変調周波数は、 $d(\gamma b \tau x^2)/dx = 2\gamma b \tau x$ として空間座標 x に比例して増大する。フーリエ変換の変調定理により断片像のスペクトル中心は、空間座標 x に比例してシフトすることになる。ここで信号は波線で示された k_x の正領域のみ存在するものとし、被写体を実関数と仮定すると、このスペクトルはスペクトルのピークを中心としてエルミート対称性が確

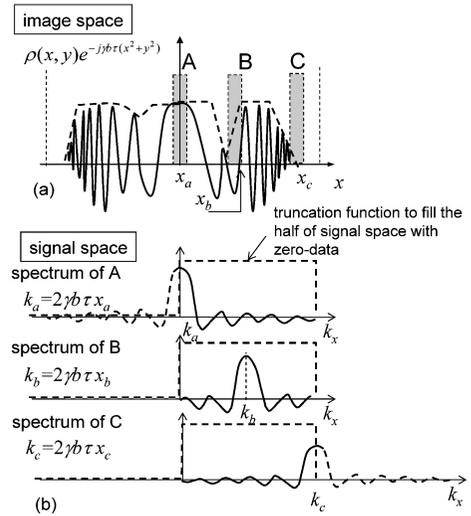


Fig. 3. Spectrum extrapolation of phase scrambled object when object function is supposed to be a real-valued function

保され、信号が収集した帯域を超えて外挿、復元される。この外挿処理は、画像空間で実部を画像とし、信号空間では収集軌跡上の信号は収集信号で置換する処理を反復適用することで得られる。この PSFT 信号の帯域拡大を本方法へ応用すると、信号は信号空間のほぼ半面のみ存在する形となるので、Fig. 3 に示す例ではスペクトル A に相当する断片像 A とスペクトル C に相当する断片像 C ではスペクトルが左右対称に折り返されることにより、理論的に帯域が 2 倍になり、分解能はフルデータ相当になる。一方、 k_x 正領域の中央部に位置する x_b では、スペクトル B は既にスペクトル中心に関して対称となっているので、信号帯域の拡大効果は得られない。このように断片像のスペクトルが非対称になる被写体中央部と周辺部において分解能は改善効果が最大となり、特に最適条件では理論的にフーリエ変換再生像と同等の分解能が得られる。

4. 信号の補間、外挿と振幅補正

Fig. 4 に提案法による画像再生処理手順を示す。まず、再生像の折り返しを回避するために

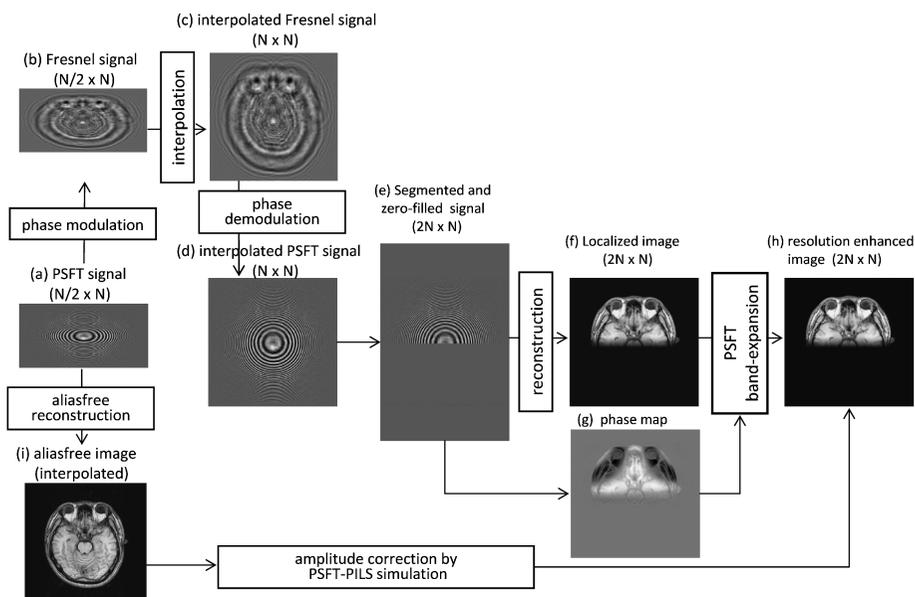


Fig. 4. Algorithm of localized image reconstruction (a) PSFT signal, (b) Fresnel signal obtained by signal (a), (c) interpolated Fresnel signal, (d) interpolated PSFT signal, (e) signal with zero-data extrapolation and zero-data filling, (f) localized image reconstruction using signal (e), (h) resolution enhanced image with amplitude correction

視野拡大を行う．そのために信号空間の内挿が必要である．折り返しを生じた信号からの内挿は，一般に困難であるが，PSFT 信号空間に 2 次の位相変調項 $\exp\{-jybr(x^2+y^2)\}$ を乗算して得られるフレネル変換空間においては，内挿処理が良好に行えることがわかっている²¹⁾．そこで，フレネル変換信号空間において補間処理を行った後に，逆位相変調処理を行い PSFT 信号に戻り，(d) の PSFT 補間信号を得る．次いで，PSFT 信号(d) のほぼ半面をゼロデータで置換し，かつ，PSFT 信号が外挿される空間を確保するために，信号の外側にゼロデータを充填する．データ数 $2N \times N$ となった信号(e) に対しフーリエ変換再構成を行い，(f) の再生像を得る．

PSFT-PILS では，信号空間においてほぼ半平面をゼロデータに置換して画像再構成を行うため，再生像上には信号打ち切りによるリングが生じる．リングの周期や振幅は，二

次の位相変調の係数，再生像振幅および打ち切り関数に依存する．本研究では，エイリアスレス再構成^{16)~18)}により得られた折り返しなし像を利用し，リングの補正を実施した．具体的には，(a) の信号から求められたエイリアスレス再構成像を $2N \times N$ サイズに補間し，その補間像から(a) に相当する PSFT 信号を数値的に計算する．この信号に対し前述した PSFT-PILS 再構成と同一の処理を行い，得られた(f) 相当の PILS 再生像の振幅を元画像のエイリアス再構成像(i) と比較し，振幅変動特性を求めた．ここで得られた振幅変動特性を用いて再生像(h) の振幅を校正した．

PSFT 信号の帯域外挿処理では，被写体を実関数であるとの条件を利用するが，一般に MRI では装置誤差や磁化率の相違などにより位相ひずみが生じ，再生像は実関数とはならない．そこで，再生像から位相分布を求め，位相補正処理を行った．再生像上の位相分布は，

(f)の再生像から得られる位相分布(g)を利用した。

評価実験

1. 局所映像の選択特性

再生像が打ち切られる境界では像振幅は急峻に減衰するが、再生像の折り返し像が実質的に重ならないためには、再生像の振幅減衰特性を知る必要がある。そこで、再生像の打ち切り部の振幅減衰特性を検討した。本研究では、均一な密度分布を有する数値ファントムにより振幅減衰特性を評価した。評価には画像のデータマトリックスが 512×512 画素からなる数値モデルを使用し、 $\gamma b \tau$ 値は、 x 方向と y 方向の視野と式(4)の積分範囲が一致する $N_y \Delta y' = 2N_y \Delta y (= 2N_x \Delta x)$ とする値 $\pi / (N_y \Delta y \Delta y')$ を基準値 $\gamma b \tau_0$ として使用し、基準値に対する比 $h (\gamma b \tau = h \gamma b \tau_0)$ として表現した。 h は 1.0 となるとき画像空間の端点における位相推移が π になる値であり、画像空間の位相回転量を正規化したパラメータである。前著¹⁵⁾から信号帯域拡大による分解能の回復程度は h に依存することがわかっている。PSFT 信号空間のほぼ半面はゼロ値に置換するが、像振幅のより良好な遮断特性を得るためには、打ち切り関数は境界において緩やかにゼロ値に漸近することが望ましい。ゼロ値に漸近する関数には線形関数と \cos 関数などの非線形関数を検討したが、予備的評価で大きな差がなかったので線形関数を利用した。本評価では、位相エンコード方向のデータ数に対し約 2% となる 10 データ点で信号がゼロ値に減衰する線形の打ち切り関数を利用した。Fig. 5 に h をパラメータとした評価結果を示す。ここで得られた振幅減衰特性から信号の存在分布に対応するように視野のほぼ半面が再生されることがわかる。振幅の減衰程度は h が大きい方が良好であるが、一方で、再生像のリングングは大きくなっている。

2. 分解能評価

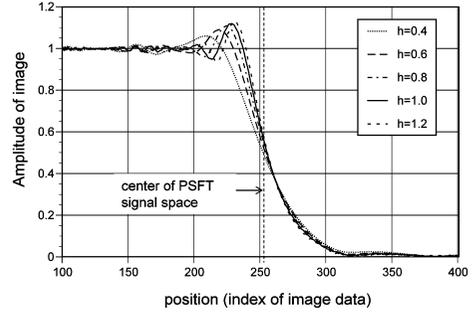


Fig. 5. Cut-off characteristics of image space when half of PSFT signal is replaced by zero data

再生像の分解能を評価す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実験を実施した。分解能評価では、分解能と信号帯域幅が逆比例の関係にあることを利用し、まず、細いスリットを設けた数値モデルから計算されたフーリエ法の信号に対し帯域を m ($m \leq 1$) 倍に制限し、得られた再生像のスリット部の振幅値を求めた。このとき得られた再生像のもつ分解能は理論的にフルデータ再生像の m 倍であるから、帯域幅 m とスリット谷部の振幅値との対応関係がわかれば、提案法による再生像のスリット谷部の振幅値から等価的な帯域幅すなわち分解能を推定できる。信号データを 128×256 とし、 h をパラメータとしてスリット評価から推定した分解能の空間分布特性を Fig. 6 に示す。この評価結果から、位相変調係数 h により Fig. 3 で示した断片像スペクトルの局所周波数が変化し、それに比例してスペクトルのシフト距離が変わるので、分解能の空間分布も h に依存する結果が得られている。画像の中央部ではパラメータによらずフルデータ相当の分解能が得られている。

3. 再生誤差評価

本法による再生像の誤差評価を行った。ここでは目安として位相ひずみがない画像モデルとし、10種のMR画像モデルを使用した。信号データマトリックスは 128×256 、再生誤差

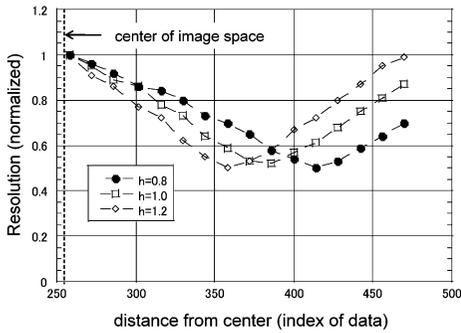


Fig. 6. Simulation results of resolution improvements as a function of spatial coordinate

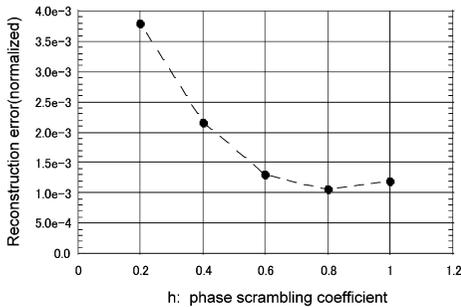


Fig. 7. Reconstruction error (R.M.S normalized by maximum intensity in the image space) with reference to quadratic field coefficient h

は、再生像の誤差エネルギーを画像モデルの全エネルギーで除した相対値とした。位相変調係数 h をパラメータとして得られた誤差エネルギーの平均値を Fig. 7 に示す。

4. 考察

Fig. 5 の再生像振幅の変動特性は、被写体分布と h 、および打ち切り関数に関連する。本研究では Fig. 4 に示すエイリアスレス再生像を使用した PILS シミュレーション再生により振幅の補正を行った。エイリアスレス画像は位相エンコード方向に分解能は低下しているが、被写体の大まかなプロトン密度分布を有し、かつ全体像が得られている。エイリアスレス再生像から数値的に作成した PSFT 信号に対し、信

号(a)に対して行った PILS 再構成処理を同条件で実施すると、再生像の振幅変動は Fig. 4 (f)に与えられている振幅変動と極めて近くなるため、この振幅の補正を行うことができ、実験においても良好な結果を得た。Fig. 5 から PSFT 信号が存在しない領域に対応する画像空間において再生像が十分に減衰するには、全信号量の 30% 程度の空間に相当する 150 点ほど必要となっている。後述するように位相ひずみの大きな画像では、再生像の遮断特性がさらに低下する場合がある。Fig. 4 において単に PSFT 信号の半面をゼロデータで置換するだけでは、再生像の折り返しが生じる場合があるので、本法では (b), (c) に示すフレネル変換信号空間を使用した信号の補間により視野拡大を図った。その結果、折り返しの影響を受けない再生像を得ることができた。

再生像の誤差評価結果では、 h が 0.6 から 1.0 の範囲で良好な結果が得られたが (Fig. 7)、これは h が小さい場合、すなわち位相変調が小さい場合は、位相拡散効果が弱まる結果、PSFT 信号の縞状の信号分布の広がる分布範囲が狭くなり、よりフーリエ変換法の信号に近づくため、本法の前提としている局所映像再生が成立しなくなること、および、フレネル変換信号空間における補間は h が大きいほど、良好に行える性質があることが理由である。 h が 0.8 より大きくなると再生誤差が増大傾向にあることは、信号の拡がりが大きくなった結果、有限の信号長により打ち切られた信号エネルギーが大きくなったことが原因と考えることができる。

撮像データへの適用実験

1. 画像再生実験

提案法の有効性を確認すべく、画像再生実験を行った。ここでは臨床 MRI で得られるような位相ひずみをもつ信号への適応可能性を評価するため、フーリエ変換法で得られた位相ひず

みを含む画像データを利用し、式(2)から数値的に PSFT 信号を生成し、提案手法を適用した。信号データは、実験の趣旨を説明し、承諾を得られた健常ボランティアを 1.5T 装置により撮像し、取得された画像を使用した。本データは絶対値処理等を施されていないので再生像は位相ひずみを有している。撮像パラメータは、フルデータ信号をダウンサンプリングし、信号データマトリックスが $N_x = 256$, $N_y = 128$, 分解能 $\Delta x = \Delta y = 0.1$ cm, $\Delta x' = 0.1$ cm, $\Delta y' = 0.2$ cm, $\gamma b \tau = 0.98$ rad/cm² ($h = 0.8$; $\gamma b \tau_0 = 1.227$ rad/cm²) である。最初に比較のために MR 画像モデルは位相ひずみをもたないものとしてシミュレーションを実施した結果を Fig. 8 に示す。(a)は PSFT 信号の実部、(b)はフーリエ変換再構成像、(c)は比較のために示すフルデータ再構成像、(d)は(a)の信号から得られたエイリアスレス再構成像、(e)は提

案法による再生像である。Fig. 8 の結果よりエイリアスレス画像再生に比べると提案法では高分解能画像が得られていることがわかる。また、位相エンコード方向の中央部では高分解能となり、中間領域では、やや分解能が低下する Fig. 6 の性質が現れている。

次に Fig. 9 には磁化率の相違と主磁界の不均一等によって生じた位相ひずみをもつ信号からの画像再生結果を示す。(a)は PSFT 信号の実部、(b)はフーリエ変換再構成像、(c)はフルデータ再構成像の実部であり、位相ひずみ分布を示す。(d)は提案法により得られた再生像の例であり、(e)は Fig. 4(b)~(d)の補間処理を行わない場合の再生像、(f)はフルデータ再生像、(g)は提案法による再生像である。

最後に実験的に得られた PSFT 信号への適用可能性を示すために、静磁場強度 0.195T の中磁界 MRI を使用した実験を実施した。PSFT を実現する二次関数状の磁界は、専用に設計されたコイルシステムを使用した。実験において、まず、信号マトリックスサイズ $N_x = 256$, $N_y = 256$, $\Delta x = \Delta y = 0.035$ cm, $\gamma b \tau = 10.0$ rad/cm² ($h = 1.0$; $\gamma b \tau_0 = 10.01$ rad/cm²) のサンプリング定理を満足するフルデータ信号を取得し、次いで位相エンコード方向に間引き処理を行い、データマトリックスサイズ $N_x = 256$, $N_y = 128$ の信号を得た。撮像対象にはみかんを使用した。Fig. 10 に結果を示す。なお、Fig. 8 から 10 の画像再生において信号帯域外挿処理に要した反復回数は 8 回から 10 回であった。

2. 考察

Fig. 9 の結果から、位相ひずみがある場合は、再生像の消失位置が一樣ではなく、中央部では上反面への浸み出しが大きい。これは位相ひずみがあるために PSFT 信号分布が Fig. 8 (a)の場合に比べてひずみ、その結果、本法が前提条件とする信号分布と像再生領域との対応関係がわずかに崩れることが原因と考えることができる。PSFT 信号空間を補間しない場合

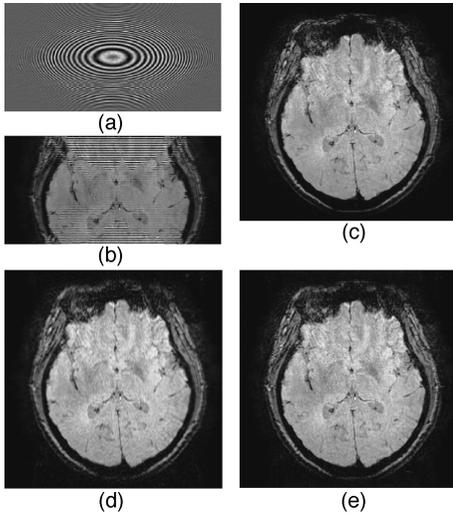


Fig. 8. Results of image reconstruction on condition that object is a real-valued function; (a) PSFT signal, (b) reconstructed image by Fourier transform, (c) fully scanned image for reference, (d) alias-free image by PSFT alias-less image reconstruction, (e) PSFT-PILS image (proposed)

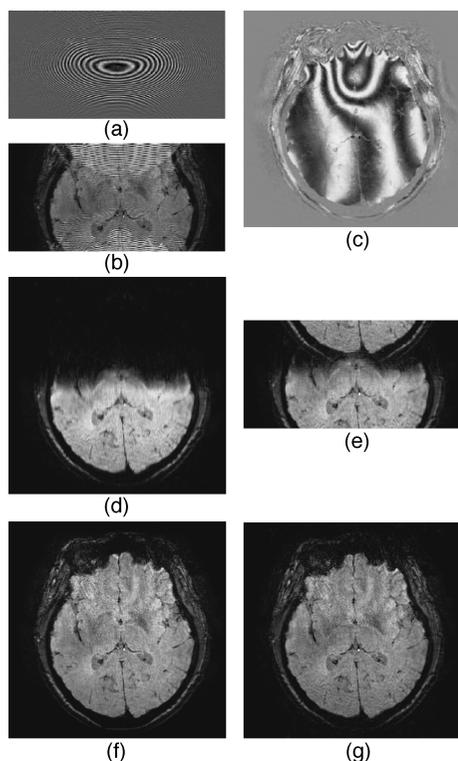


Fig. 9. Results of image reconstruction using the signal with phase variation ; (a) PSFT signal, (b) reconstructed image by Fourier transform, (c) real part of reconstructed image (phase variation), (d) localized image with signal interpolation, (e) localized image without signal interpolation, (f) fully scanned image for reference, (g) PSFT-PILS image (proposed)

は、(e)のように一部分で像の折り返しが生じてしまうが、フレネル変換領域における補間により、像の折り返しは良好に回避できている。

本実験で位相ひずみ分布は再生像から求めた。雑音などによる影響を受けない大域的な位相分布を精度よく求めるには、我々が提案する多重解像度解析に似た展開法である FREBAS 変換を利用した雑音除去法を利用した²²⁾。これは、メディアンフィルタを使用した場合に位相変化の大きい領域において位相分布に誤差が生じたためである。位相ひずみを含む信号の場

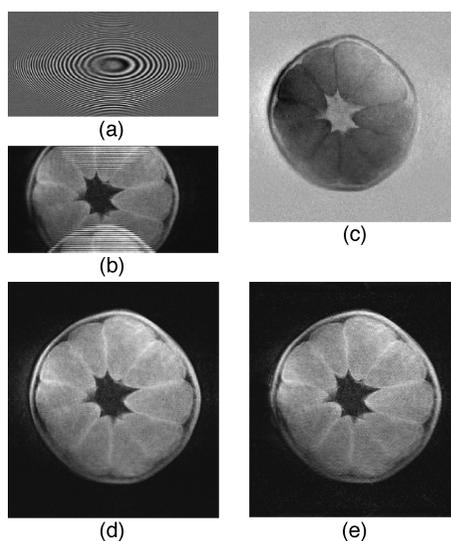


Fig. 10. Application to PSFT signal obtained by 0.195T MRI ; (a) PSFT signal, (b) reconstructed image by Fourier transform, (c) real part of reconstructed image, (d) fully scanned image for reference, (e) PSFT-PILS image (proposed)

合には、位相分布の計測精度が再生像の品質を左右するため、画像の構造を保持しながら平滑化が可能な方法が適している。本研究では FREBAS 変換を利用したが、ウェーブレット変換も適用可能性があると考える。Fig. 9 に示すように、位相ひずみを有する信号に対しても位相ひずみをもたない信号から再生した Fig. 8 に近い品質を得ることができた。このことから提案法が临床上で生じる位相ひずみに対しても適応可能性があることを示唆している。

再生像の S/N は、信号量が 1/2 であるため低下している。数値ファントムを利用したシミュレーション等からおおむね分解能に逆比例する性質があることが示唆された。再生像には Fig. 5 のような振幅変動があり、その補正処理を行っているので、再生像の S/N はさらに局所的に変化すると考えられる。また、本研究では、信号の片側半面をゼロデータに置換することにより被写体の半面を再生したが、信号は原

点を対象として1/2の帯域を選択して被写体中央を再生することも可能であり、その場合に得られる分解能は Fig. 6 とは異なることが予想される。再生像の S/N や信号の選択手法による分解能の変化などについては、今後の課題としたい。

提案法は信号データ数がフルデータの1/2という点でハーフフーリエ法と比較することができる。被写体が実関数と仮定する場合にはフルデータの1/2の信号量があれば画像再構成が可能であるが、位相ひずみを伴う場合には位相分布の計測のため信号空間の原点付近の信号を収集する。そのため、一般に信号空間の1/2以上のデータ量が必要となる。それに対し、提案法では、位相情報も同時に得られるので、1/2を超すデータ量は必要ない。近年、少数データから画像を再構成する圧縮センシング^{8)~10)}と呼ばれる方法の検討が進められているが、一般に反復処理のための計算量は膨大なものとなる。一方、提案法では10回程度の反復で済むので計算量を大幅に軽減することができる。実験において Intel Core2 Duo 3 GHz を搭載した計算機を使用して再構成処理を行ったところ、反復計算8回に要した計算時間は5.8sであった。再生像を2分割して再生する処理は並列化が可能であるので、並列処理を実装すればさらなる高速化は十分に可能である。提案法による高速化は2倍程度と圧縮センシングに比べると大きくないが、後述する位相拡散フーリエ法を実現できれば、実用に耐え得る時間で再構成処理が可能になると考える。

本研究で扱った PSFT 信号は、被写体のフーリエ変換空間に位置すると考えることができると同時に、フレネル変換信号に変換できるように被写体空間に位置するとみなすこともできる。このような信号空間の二面性がフーリエ変換空間ではサンプリング定理を満足しないために像の折り返しが生じる場合であっても、フレネル変換を基本とした再構成法によればエイリアスレス再構成のように折り返しのない柔軟

な画像再生を可能としている。本法も被写体分布と信号分布の相関関係を利用している点で信号空間の二面性を利用しており、新しい見地に立った画像再構成法を提案することができたと考える。

提案する PSFT-PILS を実現するには、撮像法としてフーリエ変換法の変法である位相拡散フーリエ法を利用が条件である。この方法には二次関数状磁界を使用し、位相エンコード方向勾配磁界に追加する方法と、RF 励起パルスによる方法とがある¹³⁾。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¹³⁾が、Nazarov らが設計した円筒面上に形成する $\Delta B = b(x^2 - y^2)$ なる二次関数状磁界²³⁾でも適用可能である。二次関数状磁界の発生には専用のコイルを設計するほかに、Zaitsev らにより主磁界の補正コイルを使用する例も報告されている¹⁸⁾。RF 励起パルスによる方法では、Maudslay らが具体的に報告しているように¹³⁾、理論的には二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手法により実現可能である。

ま と め

汎用のフーリエ変換法に変更を加えた位相拡散フーリエ変換法を利用し、サンプリング定理を満足しない信号から折り返しを生じない全視野像を再生する方法について検討を行った。信号振幅が被写体分布と相関関係があることを利用し、信号の存在分布を制限することにより再生される像の範囲を制限し、折り返される像を消失させる手法により折り返しを回避した。信号帯域の制限に伴う分解能の低下は、位相拡散フーリエ法の信号帯域拡大法を利用することにより、回復できることが示された。実験により像の折り返しは良好に回避することができ、また、同じ位相拡散フーリエ法から折り返しなし像を得るエイリアスレス再構成を上回る分解能を得ることができた。

謝 辞

本研究の一部は平成 21 年度科学研究費補助金 (基盤研究(C)課題番号 21560438), 宇都宮大学オプティクス教育センター公募研究および平成 21 年度宇都宮大学特定重点推進研究助成により実施された。また, MR 信号データの取得では東芝メディカルシステムズ社の木村徳典氏にご協力をいただいた。ここに感謝の意を表します。

文 献

- 1) Griswold MA, Jakob PM, Nittka M, et al. : Partially parallel imaging with localized sensitivities (PILS). *Magn Reson Med* 2000 ; 44 : 602-609
- 2) Pruessmann KP, Weiger M, Scheidegger MB, Boesiger P : SENSE : sensitivity encoding for fast MRI. *Magn Reson Med* 1999 ; 42 : 952-962
- 3) Weiger M, Pruessmann KP, Boesiger P : Cardiac real-time imaging using SENSE. SENSitivity encoding scheme. *Magn Reson Med* 2000 ; 43 : 177-184
- 4) Sodickson DK, Manning WJ : Simultaneous acquisition of spatial harmonics (SMASH) : fast imaging with radiofrequency coil arrays. *Magn Reson Med* 1997 ; 38 : 591-603
- 5) Jakob PM, Griswold MA, Edelman RR, et al. : A self calibrating technique for SMASH imaging (AUTO-SMASH). *MAGMA* 1998 ; 7 : 42-54
- 6) Griswold MA, Jakob PM, Heidemann RM, et al. : Generalized auto calibrating partially parallel acquisitions (GRAPPA). *Magn Reson Med* 2002 ; 47 : 1202-1210
- 7) Wintersperger BJ, Nikolaou K, Schoenberg SO, et al. Single breath-hold real-time evaluation of cardiac function : improvement of temporal resolution using generalized auto calibrating partially parallel acquisition (GRAPPA) algorithms. In : ISMRM 11th Scientific Meeting, Proceedings on CD-ROM, Toronto, CA, 2003 ; 6
- 8) Donoho DL : Compressed sensing. *IEEE Trans Inform Theory* 2006 ; 52 : 1289-1306
- 9) Candès, EJ, Wakin, MB : An introduction to compressive sampling. *IEEE Signal Processing Magazine* 2008 ; 25 : 21-30
- 10) Chartrand R. Fast algorithms for nonconvex compressive sensing : MRI reconstruction from very few data. In : Proceedings of the Sixth IEEE international conference on Symposium on Biomedical Imaging, Boston, USA, 2009 ; 262-265
- 11) Bing W, Rick PM, Richard W, et al. Applying compressed sensing in parallel MRI. In : ISMRM 16th Scientific Meeting, Proceedings on CD-ROM, Toronto, CA, 2008 ; 1480
- 12) Kelvin K. Combining compressed sensing and parallel imaging. In : ISMRM 16th Scientific Meeting, Proceedings on CD-ROM, Toronto, CA, 2008 ; 1488
- 13) Maudsley AA : Dynamic range improvement in NMR imaging using phase scrambling. *J Magn Reson* 1988 ; 76 : 287-295
- 14) Wedeen VJ, Chao YS, Ackerman JL : Dynamic range compression in MRI by means of a nonlinear gradient pulse. *Magn Reson Med* 1988 ; 6 : 287-295
- 15) 伊藤聡志, 劉 娜, 山田芳文 : 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. *日磁医誌* 2008 ; 28 : 142-153
- 16) Ito S, Nakamura S, Yamada Y. Anti-alias imaging by Fresnel scalable image reconstruction. In : ISMRM 14th Scientific Meeting, Proceedings on CD-ROM, Seattle, Washington, USA, 2006 ; 693
- 17) Ito S, Yamada Y : Alias-free image reconstruction using fresnel transform in phase-scrambling Fourier imaging technique. *Magn Reson Med* 2008 ; 60 : 422-430
- 18) Zaitsev M, Shultz G, Henning J. Extended anti-aliasing reconstruction for phase-scrambled MRI with quadratic phase modulation. In : ISMRM 17th Scientific Meeting, Proceedings on CD-ROM, Honolulu, Hawaii, USA, 2009 ; 2859
- 19) 伊藤聡志, 小林裕樹, 山田芳文 : 術中 MRI に適したランニングイメージングの基礎検討. *日磁医誌* 2002 ; 22 : 126-139
- 20) Ito S, Yamada Y : Optical on-line running reconstruction of MR-images in the phase-scrambling Fourier-imaging technique. *Appl Opt* 2002 ; 41 : 5527-5537
- 21) 山田芳文, 劉 娜, 伊藤聡志 : 位相拡散フーリ

- 工法におけるデータ内挿エイリアスレスフレネル変換映像再構成. *MEDICAL IMAGING TECHNOLOGY* 2006 ; 24 : 285-293
- 22) 伊藤聡志, 鈴木藤孝, 山田芳文: フレネル変換信号の帯域分割効果を用いた MR 画像の反復的 SNR 改善法. *MEDICAL IMAGING TECHNOLOGY* 2002 ; 20 : 212-226
- 23) Nazarov NB, Zabrodin VA, Krainskii IS, et al. : Compensations for non-uniformity of the magnetic field of a superconducting solenoids. *Cryogenics* 1972 ; 12 : 470

Single-signal PILS using Phase Scrambling Fourier Transform Technique

Satoshi ITO¹ and Yoshifumi YAMADA²

¹*Information and Control Systems Science, Graduate School of Engineering, Utsunomiya University
7-1-2 Yoto, Utsunomiya 321-8585*

²*Professor Emeritus, Utsunomiya University*

Parallel image reconstruction using local sensitivities (PILS) accelerates magnetic resonance (MR) scan time by using multiple receiver coils in parallel scan time. We propose a novel imaging technique based on PILS that uses only a single set of signals. The signal obtained in phase-scrambling Fourier transform imaging (PSFT) can be transformed into the signal described by Fresnel transform of the objects. The distribution of the Fresnel transform strongly reflects the distribution of the objects, so when half the PSFT signal is filled with zero in k-space, almost half the imaging object disappears. Thus, superimpose of image to on the other part image do not occur, even if fold-over artifact appears in the image space in standard Fourier imaging. The proposed PSFT-PILS method utilizes this feature and reconstructs localized images by using almost half the signal data and then combining the localized images to build images with full field of view. We examined spatial resolution and reconstruction error of images in terms of the phase scrambling coefficient and found resolution comparable to that of a fully scanned image at the center and end of the image space. Experiments using signal with phase variations validate our method, which provides images with almost no aliasing artifacts. These results indicate that PSFT-PILS can be a new MR fast scan method.