

## 科学研究費助成事業（科学研究費補助金）研究成果報告書

平成24年 5月24日現在

機関番号：12201

研究種目：基盤研究（C）

研究期間：2009～2011

課題番号：21560438

研究課題名（和文）

位相拡散フーリエ法を利用したMRIの新しい信号収集法と画像再構成法の研究

研究課題名（英文）

Studies on Acquisition Strategies and Image reconstruction Methods  
in Phase-Scrambling Fourier Transform Imaging

研究代表者

伊藤 聡志 (ITO SATOSHI)

宇都宮大学・大学院工学研究科・准教授

研究者番号：80261816

研究成果の概要（和文）：

位相拡散フーリエ法では、信号の振幅は被写体関数がフレネル回折によってぼけた分布と同形となる。よって、位相拡散フーリエ法の信号空間は一種の画像空間とみなすことができる。本研究では信号空間に適用する重み関数と像空間に与える重み関数は分離して考え、より精度良く設定した重みが再生像に与えられる方式を検討した。結果、再生像の誤差軽減と分解の改善、ならびに提案法を有効とする撮像パラメータの範囲を大幅に拡大できることが示された。

研究成果の概要（英文）：

The signal obtained in the phase-scrambling Fourier transform (PSFT) imaging technique can be transformed to the signal described by the Fresnel transform of the objects and therefore pseudo-parallel imaging is feasible. In this study, the improvements in image quality with such pseudo-parallel imaging were examined and demonstrated. Experiments showed that the image quality was improved and that images almost entirely free of aliasing artifacts could be obtained.

交付決定額

（金額単位：円）

	直接経費	間接経費	合計
2009年度	1,300,000	390,000	1,690,000
2010年度	1,200,000	360,000	1,560,000
2011年度	1,100,000	330,000	1,430,000
年度			
年度			
総計	3,600,000	1,080,000	4,680,000

研究分野：工学

科研費の分科・細目：電気電子工学・計測工学

キーワード：信号処理，圧縮センシング，サンプリング定理，再構成，MRI

## 1. 研究開始当初の背景

近年、高齢化社会に加えて実年代の成人病罹患率が上がり、生体内部の観察を可能とする画像診断装置の重要性が増している。なかでも磁気共鳴現象を利用したMRIは、X線CTのように被爆を伴わず、かつX線CTでは描出されにくい軟部組織を高コントラスト画像として映像化できる利点があるので今後さらに需要が増すものと予想される。

MRIの再構成処理は実用にはフーリエ変換再構成が使用されるのみである。このフーリエ変換再構成は高速かつ等方的な分解能が得られる優れた方法であるが、画像再生において必ずしも柔軟性があるとはいえない。

我々は、汎用となっているフーリエ変換再構成処理に2次の位相変調を導入する撮像方式を採用することにより、極めて柔軟性が高く、かつ応用範囲に富んだ画像再構成処理

が可能となることを見出している。例えば、標本化定理を満足しない信号から画像のスケールを変える方法により折り返しを生じない画像を再生するエイリアスレス再構成を考案している。

## 2. 研究の目的

本研究では、MRI で汎用となっているフーリエ変換映像法に新たなパルスを追加だけの処理で大幅に柔軟性が増す新たな画像再構成法について、実用化のためのステップアップを目的とした研究を行う。これまでの理論的研究と原理確認実験により極めて柔軟性に富んだ画像再構成と広範囲に富んだ画像処理が可能なることを明らかにしている。

本研究では次ステージとして実用化実験とその応用研究、また、普及性を高めるための基本的な信号処理について検討を行い、本研究の応用展開、理論展開の拡充を図る。

## 3. 研究の方法

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 [1,2]。  $\rho(x,y)$  を  $xy$  平面のスピンの密度分布、  $b$  は二次関数状磁界の係数、  $\tau$  はその印加時間、  $\gamma$  を核磁気回転比とすると、PSFT 信号は式(1)のように記述することができる。

$$v(k_x, k_y) = \iint_{-\infty}^{\infty} \{\rho(x, y) e^{-j b \tau (x^2 + y^2)}\} \times e^{-j(k_x x + k_y y)} dx dy \quad (1)$$

PSFT 信号からの画像再構成は、式(1)の信号を逆フーリエ変換した後、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。

PSFT 信号は光や音波で知られるフレネル回折分布と同系の振幅を有している。そのため、PSFT 信号に擬似的な感度分布に相当する重み関数を乗じることは再生画像に同等の重み関数を乗じた効果がある [3,4]。この特徴を利用すると、得られた PSFT 信号に事後的に重み関数を乗じる操作により、単一信号から空間的に異なる重み分布を有する複数の再生像を近似的に得ることができる。特に再生像が折り返しアーティファクトを持つ場合には、事後的に与えた重み関数は既知であるので、パラレルイメージングの再生法を利用して折り返しの殆どない再生像を得ることが可能となる。ただし、重み関数  $S$  を被写体全体に適用するには、回折像に相当する像は被写体の全体像が映し出されていない

従前法の PSFT-SENSE では PSFT 信号空間の振幅分布と被写体のスピン密度分布の類似性から、重み関数  $S$  を一種の被写体のぼけ画像である PSFT 信号に適用し、式(2)のように再生像に  $S$  の重み分布が与えられるものと近似していた。

$$e^{j b \tau (x^2 + y^2)} F^{-1} [S v(k_x, k_y)] \approx S \rho(x, y) \quad (2)$$

しかしながら、このとき再生像に与えられる重み分布は、前論文で示したように平均的に見れば PSFT 信号に与えた関数  $S$  によく似た分布となるが、実際は  $S$  とは異なる分布となる。PSFT-SENSE では、近似として折り返し像には信号空間に与えた  $S$  が代用されて連立方程式が解かれるので、再生像には再生誤差として折り返しが残留し、また、分解能の低下が認められた。そこで、本研究では、PSFT 信号空間と像空間のそれぞれに与える重み関数を独立に扱い、像空間の重み  $S$  に対応する PSFT 信号  $v$  への重み  $\varphi$  を式(3),(4)により求めることにした。

$$F[S \cdot \rho(x, y) e^{-j b \tau (x^2 + y^2)}] = F[S] * F[\rho(x, y) e^{-j b \tau (x^2 + y^2)}] = \varphi \cdot v(k_x, k_y) \quad (3)$$

$$\varphi = \frac{F[S \rho(x, y) e^{-j b \tau (x^2 + y^2)}]}{F[\rho(x, y) e^{-j b \tau (x^2 + y^2)}]} \quad (4)$$

式(4)の計算では、被写体分布  $\rho(x,y)$  が必要となる。一般に、真の分布  $\rho(x,y)$  を求めることはできないが、PSFT-SENSE で得られた像を初期像とすると、関数  $\varphi$  の近似値を推定できる。また、この方法で得られた再生像からさらに精度の高い関数  $\varphi$  を推定することが期待できる。このように反復的に重み関数  $\varphi$  の計算と SENSE 再構成処理を行う手法により、画像再生誤差を軽減する。

Fig.1 に提案する画像再構成の処理を示す。

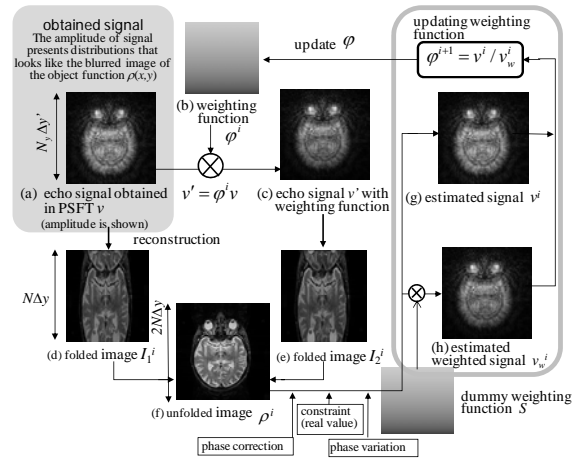


Fig. 1 Schematic of proposed reconstruction involving the update process of weighting function on the signal space.

具体的な $\varphi$ の計算手順は以下ようになる。すなわち、反復 $i$ 番目の像 $\rho^i$ に設定した重み関数 $S$ を与え、二次の位相変調処理後にフーリエ変換を行い、重み分布を有したPSFT信号を計算合成する。また、 $\rho^i$ に対し重みを与えないPSFT信号を計算合成する。この両信号の比は、PSFT信号空間の重み $\varphi^{i+1}$ を与える。

$$\varphi^{i+1}(x, y) = \frac{F\left[S\rho^i(x, y)e^{-j\gamma b\tau(x^2+y^2)}\right]}{F\left[\rho^i(x, y)e^{-j\gamma b\tau(x^2+y^2)}\right]} \quad (5)$$

以降、本法をPSFT-itvSENSEと呼ぶことにする。

- ① (a)に示すPSFT信号 $v$ に対し、初期値として(b)に示す重み関数 $\varphi^0=S$ を乗算し、PSFT信号 $v' (= Sv)$ を得る。
- ② PSFT信号 $v$ からフーリエ変換再構成により(d)に示す折り返しのある再生像 $I_1$ を得る。この画像には空間的に変化する重みを与えない( $S_0(x, y)=1$ )。
- ③ 1で得られたPSFT信号 $v'$ からフーリエ変換再構成により(e)に示す折り返しのある重み付き再生像 $I_2$ を得る。
- ④  $I_1, I_2$ には、それぞれ $S_0$ と $S$ の重みが与えられているものと解釈できるからSENSEを利用し、(f)に示す再構成像を得る。(f)の再生像に対し、装置誤差や磁化率の相違などにより再生像上に与えられた位相歪みを補正する。
- ⑤ 被写体は実関数である前提を利用し、再生像の実部像を再生像 $\rho^i$ とする。次に $\rho^i$ に対し5のステップで補正した位相歪みを与え、式(1)から、重み $S_0$ と $S$ を有した位相拡散フーリエ法の信号 $v^i$ と $v_w^i$ を計算合成する(g)。
- ⑥ 6のステップで計算した信号の比( $v_w^i/v^i$ )からPSFT信号空間の重み $\varphi$ を求め、 $\varphi$ を更新する( $\varphi^{i+1}$ とする)。
- ⑦ 7で得られた重み関数をFig.1(b)で使用する重み関数に使用し、再び1から7の手順で計算し、重み関数 $\varphi$ を更新する。以降は、設定した重み関数 $S$ は不変とし、1から7の処理を反復することによりPSFT信号空間の重み関数 $\varphi$ を更新し、像再生を行う。

#### 4. 研究成果

##### (1) 再生誤差の評価

位相拡散フーリエ法では、撮像パラメータ $\gamma b\tau$ によりフレネル変換信号空間の視野 $N_y\Delta y' (=N_y\Delta k_y/(2\gamma b\tau))$ が変化し、回折像のみかけの大きさが変わる[4]。本来は被写体に与えるべき重み関数を近似的にフレネル変換信号空間に与えるため、フレネル変換空間の空間スケールは、再生像の画質に影響する。そこで、 $\gamma b\tau$ を変え、PSFT-itvSENSEによる

画像再生を行い、再生誤差を検討した。

信号は位相エンコード方向に間引きフルデータの1/2の量を取得するものとした。 $\gamma b\tau$ はフレネル変換空間の視野が間引き前のフーリエ変換再構成像の視野に等しくなる $\Delta y'=2\Delta y$ となる場合を基準値 $\gamma b\tau_0$ とし、定数 $h$ を使用して $\gamma b\tau=h\gamma b\tau_0$ と表現することにする。 $N_x=256, N_y=128$ とし、PSFT信号に乗算する重みには前論文で良好な結果を得た式(6)のシグモイド関数を利用した[4]。なお、非線形性の程度を決めるパラメータ $c=10$ 、関数の中心位置を決めるパラメータ $d$ は0.5とした。

$$S(i_y) = a + \frac{\frac{1}{1+e^{-c(i_y/N_y-d)}} - \frac{1}{1+e^{c(i_y/N_y+d)}}}{\frac{1}{1+e^{-c(1-d)}} - \frac{1}{1+e^{c(1+d)}}} \quad (6)$$

MR画像モデル5種を利用した平均二乗誤差をFig.2に示す。横軸は位相拡散量を与える係数 $h$ である。なお、フーリエ変換再構成像の視野に対するフレネル変換信号の視野比は $1/h$ になる。縦軸の再生誤差は再生像の最大振幅で除した相対誤差である。収束に至る反復回数は、 $h$ が小さいほど多くなる傾向があったが、最大でも10回程度であった。数値ファントムを使用した画像再生結果をFig.3に示す。図上段は、PSFT信号の実数部画像である。位相拡散係数 $h$ により信号スペクトルの拡散が大きくなる様子が見て取れる。中段は、従前法による再生像、下段は提案法であるPSFT-itvSENSEによる再生像を示す。

##### (2) 分解能評価

PSFT-itvSENSEによる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た。まず、スリットを設けた数値モデルから計算された信号に対し帯域を $m$  ( $m \leq 1$ )倍に制限し、得られた再生像のスリット部の振幅を求めた。このとき得られた再生像の持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

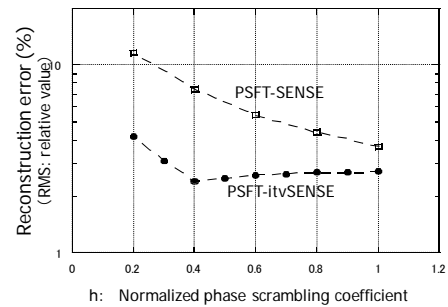


Fig. 2 Comparison of reconstruction error between PSFT-SENSE and proposed PSFT-itvSENSE in terms of phase scrambling coefficient  $h$ .

$m$  とスリット谷部の振幅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から分解能を推定できる。従前法と提案法により、 $h$  を変えて得られた分解能の空間分布をそれぞれ Fig.4 と Fig.5 に示す。

Fig.3 の中段を見ると、従前法である PSFT-SENSE ではフレネル変換信号の視野  $N_y \Delta y'$  が、フーリエ変換法による折り返しを生じない通常の撮像視野に等しくなる  $h=1.0$  で像の折り返しが最も少ない再生像が得られている。一方、提案法を適用すると、 $h=0.4$  から 1.0 の広い範囲で像の折り返しが抑制された画像が得られた。Fig.2 を見てもこの範囲では再生誤差が大幅に減少していることがわかる。再生誤差は従前法で最適であった  $h=1.0$  より  $h=0.4$  の方が僅かに小さくなっている。

分解能に関して、Fig.4 から従前法では凡そ  $h$  が小さくなるに従い低下する傾向がみられた。これは、再生誤差が大きいことに関連している。しかしながら提案法の適用により全般に分解能が改善し、特に  $h$  が 0.4 や 0.6 では、 $h=1.0$  の場合よりも平均的に高分解能が得られる結果となった。これは、Fig.3 より再生誤差が小さくなる条件でもある。以上より、提案法である PSFT-itvSENSE を使用する場合には、最適  $\gamma b \tau$  は  $h=1.0$  ではなく、 $0.4 \leq h \leq 0.6$  に存在する可能性が示唆された。

### (3) 実験

位相分布を有する信号に対して提案法の有効性を検証するために人体用 MRI で得られた信号データに PSFT-itvSENSE を適用した。ここでは臨床画像上に生じる位相歪みへの

適応可能性評価を主目的とするため、フーリエ変換法で得られた画像データを利用し、式(1)から数値的に PSFT 信号を生成した。

画像データ取得には、東芝製 1.5T 装置を使用し、撮像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に対し行われた。撮像は、3D グラディエントエコー法により  $TR=50$  ms,  $TE=40$  ms, スライス厚 1.5 mm  $\times$  50slices,  $N_x=N_y=256$  の条件で行われた。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歪を有している。画像データから PSFT 信号を計算するためのパラメータは、 $\gamma b \tau_0=1.227$  rad/cm<sup>2</sup>,  $N_x=256$ ,  $N_y=128$ ,  $\Delta x'=0.1$  cm,  $\Delta y'=0.2$  cm,  $h=0.4 \sim 1.0$  である。重み関数には、 $a=0.5$ ,  $c=10$  とするシグモイド関数を利用した。結果を Fig.6 に示す。(a) はフルデータ再構成像、(b) は、再生像の実数部画像であり、画像上の位相歪み分布を示す。(c) は位相エンコード方向に信号を 1/2 に間引いた信号データからの再構成例であり、この図では例として  $h=0.6$  の場合である。(d) から(g) に  $h$  が 0.4 から 1.0 までの再生像を示す。なお、反復の各ステップにおいて位相分布は、前ステップで得られた再生像に FREBAS 雑音除去 [6] を施したスムージング像から求めた。各図で左側は従前法、右側は PSFT-itvSENSE による画像再生結果である。

シミュレーションと実験の結果から、係数  $h$  は、従前法で最適であった 1.0 ではなく、0.4 から 0.6 の範囲において最適となった。式(5)の誤差は、 $\rho^i$  が有する再生誤差、偽像などに起因するが、 $\gamma b \tau$  が小さい場合は、二次の

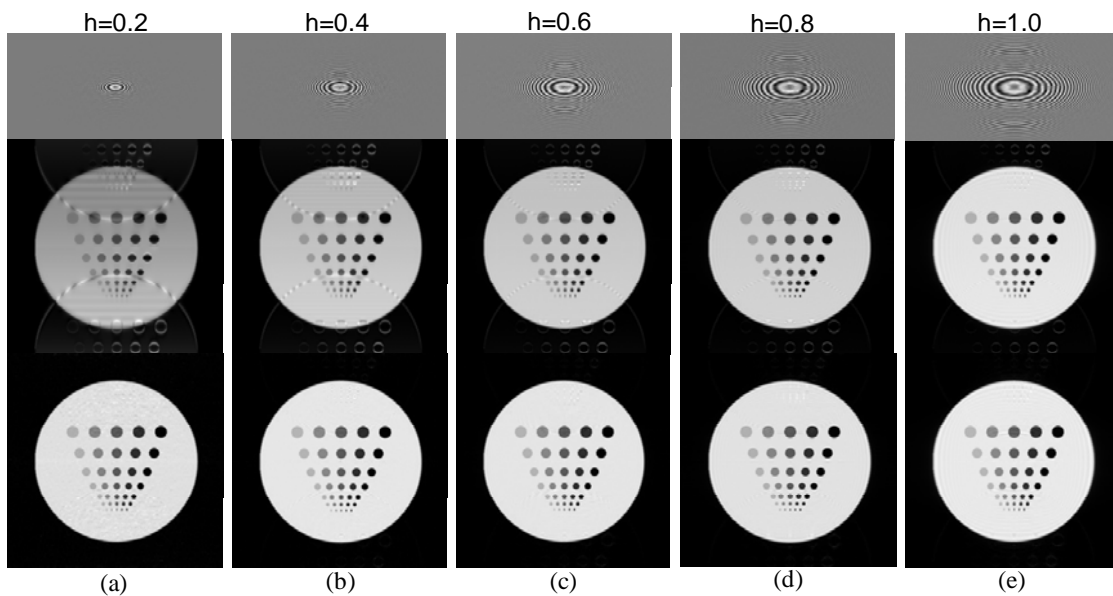


Fig. 3 Results of image reconstruction by PSFT-SENSE and PSFT-itvSENSE. The upper column show the PSFT signals varying parameter  $h$  from 0.2 to 1.0, the middle column show the images by PSFT-SENSE and the bottom column show the images by proposed PSFT-itvSENSE.

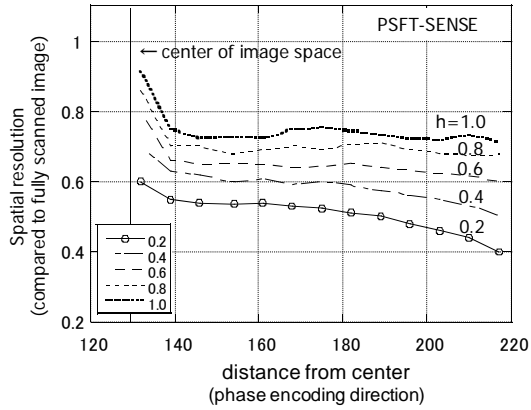


Fig. 4 Spatial resolution for the phase-encoding direction as a function of phase-scrambling parameter  $h$  in the PSFT-SENSE.

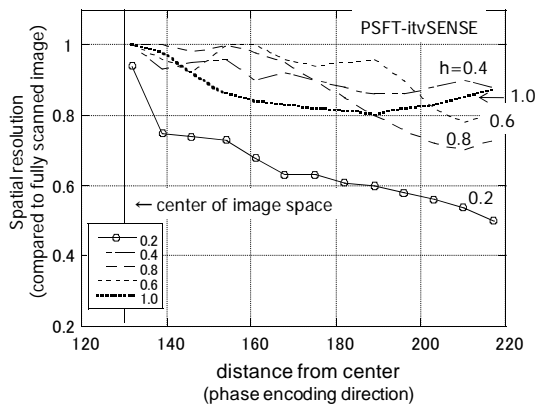


Fig. 5 Spatial resolution for the phase-encoding direction as a function of phase-scrambling parameter  $h$  in the proposed PSFT-itvSENSE.

位相変調関数の位相変化が緩やかな領域内で  $\rho^i$  の有する誤差が相互に打ち消しあい、その結果、 $h$  が小さい場合に重み  $\varphi$  の誤差が減少し、それに付随して再生誤差が減少するものと考えることができる。一方、 $h$  が極端に小さい場合は、信号エネルギーが信号空間の座標中央付近に集中し、それ以外の領域では信号振幅が極端に小さくなるために、信号振幅の小さな領域では式(5)の計算誤差が大きくなり、再生誤差が増大するものと考えられる。

#### まとめ

本研究では、MRI の撮像時間短縮化を目的とし、位相拡散フーリエ法のサンプリング条件を満足しない信号から、折り返しのない画像を再生する画像再生法について検討を行った。信号空間に適用する重み関数を従前法の再生像を使用して反復的に推定する方法により、再生誤差の軽減を図った。シミュレーションならびに実験の結果から、分解能改善と再生誤差の軽減を確認することができた。また、位相拡散フーリエ法を実現する二

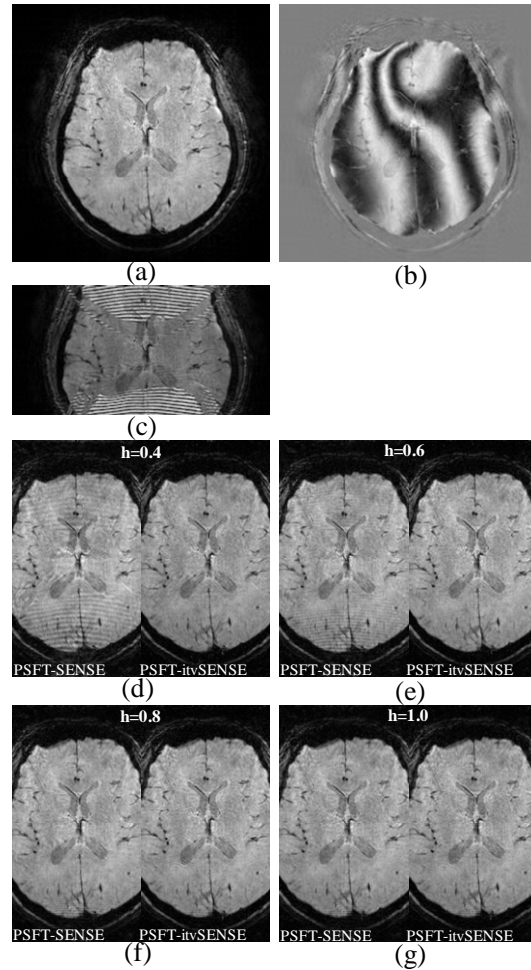


Fig. 6 Application of PSFT-itvSENSE to MRI signal which has phase variations.

次の位相変調係数の最適値は、反復処理を使用しない従前法と比べ、より広範囲で適用可能であることが示された。

#### 参考文献

- [1] Maudsley AA: Dynamic Range Improvement in NMR Imaging Using Phase Scrambling, *J Magn Reson.*, **76**:287-295, 1988
- [2] Wedeen VJ, Chao YS, Ackerman JL: Dynamic Range Compression in MRI by Means of a Nonlinear Gradient Pulse, *Magn Reson Med*, **6**:287-295, 1988
- [3] Ito S, Yamada Y: Parallel Image Reconstruction using a Single Signal in Phase-Scrambling Fourier Imaging Technique, *ISMRM 16th Scientific Meeting, Proceedings on CD-ROM*, Toronto, Canada, 1272, 2008
- [4] 伊藤聡志, 川和康宏, 山田芳文: 位相拡散フーリエ法に仮想的パラレルイメージングを適用したエイリアスレス画像再

生法の検討, MEDICAL IMAGING TECHNOLOGY, **28**, 118-126, 2010

- [5] 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, 日本磁気共鳴医学会誌, **28**, 142-153 2008
- [6] 伊藤聡志, 山田芳文: フレネル変換の複式解法を利用したMR映像のSNR改善法, MEDICAL IMAGING TECHNOLOGY, **19**, 355-369, 2001

#### 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6件)

- [1] 小久保潤, 伊藤聡志, 山田芳文, 圧縮センシングを導入したMR高速撮像におけるGPU利用による再構成の高速化, MEDICAL IMAGING TECHNOLOGY, vol.30, No.2, pp.115-122 (2012) 査読有
- [2] 伊藤聡志, 蹄 昌幸, 山田芳文, FREBAS変換空間における協調的フィルタリングを導入したMR画像の雑音除去法, MEDICAL IMAGING TECHNOLOGY, vol.29, No.4, pp.171-180 (2011) 査読有
- [3] 伊藤聡志, 山田芳文, 位相拡散フーリエ変換法を使用した単一信号PILS, 日本磁気共鳴医学会論文誌, vol.31, No.1, pp.20-31(2011), 査読有
- [4] 伊藤聡志, 川和康宏, 山田芳文, 位相拡散フーリエ法を利用した仮想的パラレルイメージングにおける画質改善, MEDICAL IMAGING TECHNOLOGY, vol.28, No.4, pp.256-263 (2010) 査読有
- [5] 伊藤聡志, 山田芳文, 拡張FREBAS変換を利用した雑音画像の多段階鮮鋭化, 電子情報通信学会論文誌, vol.J93-D, No.6, pp.999-1008 (2010) 査読有
- [6] 伊藤聡志, 川和康宏, 山田芳文, 位相拡散フーリエ法に仮想的パラレルイメージングを適用したエイリアスレス画像再生法の検討, MEDICAL IMAGING TECHNOLOGY, vol.28, No.2, pp.118-126 (2010) 査読有

[学会発表] (計5件)

- [1] 伊藤聡志, 山田芳文, 位相拡散フーリエ法を利用したMRI圧縮センシングの高解像度再構成, JAMIT Frontier, 電子情報通信学会技術研究報告, MI2011-82, pp.29-34 (2012年1月20日) 那覇
- [2] 荒井博敏, 伊藤聡志, 山田芳文, 複数のFREBAS展開を用いたMR画像の圧縮センシング, JAMIT Frontier, 電

子情報通信学会技術研究報告, MI2011-154, pp.425-430 (2012年1月19日) 那覇

- [3] 伊藤聡志, 川和康宏, 山田芳文, 位相拡散フーリエ法を利用した仮想的パラレルイメージングにおける画質改善, 第29回日本医用画像工学会, OP3-1, (2010年7月30日) 伊勢原
- [4] 伊藤聡志, 長田光司, 山田芳文, FREBAS変換を使用したCompressed Sensingの位相拡散フーリエ法応用, 第37回日本磁気共鳴医学会大会, P-1-26, p.317 (2009.10) 旭川
- [5] 伊藤聡志, 森田圭介, 山田芳文, PSFTエイリアスレス再構成を利用したPILS再構成の検討, 第37回日本磁気共鳴医学会大会, O-2-282, p.267(2009年10月1日) 旭川

[産業財産権]

○取得状況 (計2件)

名称: 磁気共鳴画像化装置, 磁気共鳴画像化方法, 磁気共鳴画像化プログラム及びそれを記録した情報記録媒体

発明者: 伊藤聡志, 山田芳文

権利者: 宇都宮大学

種類: 特許

番号: 4756193

取得年月日: 平成23年6月10日

国内外の別: 国内

名称: 磁気共鳴画像化装置, 磁気共鳴画像化方法, 磁気共鳴画像化プログラム及びそれを記録した情報記録媒体

発明者: 伊藤聡志, 山田芳文

権利者: 宇都宮大学

種類: 特許

番号: 4923243

取得年月日: 平成24年2月17日

国内外の別: 国内

[その他]

ホームページ等

<http://mri.is.utsunomiya-u.ac.jp/NMRyi/>

#### 6. 研究組織

(1) 伊藤 聡志(ITO SATOSHI)

宇都宮大学・大学院工学研究科・准教授

研究者番号: 80261816

(2) 研究分担者

なし

(3) 連携研究者

なし