

科学研究費助成事業 研究成果報告書

平成 30 年 6 月 14 日現在

機関番号：22604

研究種目：基盤研究(C) (一般)

研究期間：2014～2017

課題番号：26461832

研究課題名(和文) 圧縮センシングと動き補正によるMRI逐次近似画像再構成法の研究

研究課題名(英文) Study of iterative image reconstruction using compressed sensing and motion correction

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) 3,000,000円

研究成果の概要(和文)：2次元極座標サンプリングを用いた圧縮センシングMRI(CS-MRI)について、数値実験によって、T1, T2, PD強調画像および白質、灰白質、脳脊髄液の関心領域別の数値評価と3名の放射線科医による視覚評価を行った。投影数80/180°で雑音なしのときのCS画像の平方根2乗誤差は、T1-CSとその関心領域でそれぞれ(3.75-5.05), (1.54-10.24), T2-CSは(8.75-11.65), (4.31-6.99), PD-CSは(3.44-4.46), (1.34-3.09)であった。視覚評価のスコアは、T1-CSは96%, T2-CSは74-81%, PD-CSは81-89%であった。

研究成果の概要(英文)：We performed numerical and visual evaluation of 2D radial CS by numerical simulation using Brainweb MRI Data Base. Three brain anatomical ROIs (white matter, gray matter, cerebrospinal fluid) of a T1-weighted image (T1WI), T2WI and PDWI were used for numerical evaluation. Projection of 80 spokes with linear sampling 256 pixels was used. Reconstruction was performed by minimizing L1 norm of transformed image using wavelet transform and spatial finite-differences, subject to data fidelity constraint. In the absence of noise, Root mean square error (RMSE) of T1WI was in the range of 3.75 to 5.05; that of anatomical ROIs was in the range of 1.54 to 10.24; those of T2WI were 8.75 to 11.65 and 4.31 to 6.99; those of PDWI were 3.44 to 4.46 and 1.34 to 3.09. Visual evaluation was performed by three radiologists on the basis of three categories: artifact, anatomical structure, tissue contrast. Average percent score of visual evaluation was 96% for T1WI; 74-81% for T2WI, and 81-89% for PDWI.

研究分野：医用画像情報学

キーワード：MRI compressed sensing image reconstruction wavelet transform total variation numerical evaluation visual evaluation

1. 研究開始当初の背景

MRI のデータ収集には k 空間 (周波数空間) を格子状に走査する直交座標、極座標に走査するラジアル、渦巻き状に走査するスパイラルなどがある。圧縮センシング MRI (CS-MRI) は CT, MRI, PET, SPECT などの医用画像がもともとスパース (疎) 性 (医用画像の構造は精密機械のような構造に比べ複雑でなく、0 を多く含む画像に変換できる性質) を有することに着目した Lustig によって、収集時間の短縮を目的に 2007 年に報告された¹⁾。MRI の圧縮センシング画像再構成は MR 画像を 0 成分の多いスパース画像に変換し、実測データと画像から計算したデータとの整合性の他に、スパース画像の L1 ノルムを最小化することで行われる。ここで L1 ノルムとはスパース画像の 0 でない成分の値の総和である。原画像のスパース画像への変換にはウェーブレット変換が一般的に用いられる。一方、Block は画像の変動成分の指標である全変動 (total variation: TV) によって MR 画像をスパース画像に変換し、角度方向サンプリング数 (ビュー数) が 180 度について 48 方向の 2 次元ラジアル CS から頭部の T2 強調画像が再構成できることを示した²⁾。

2. 研究の目的

MRI において重要な課題である撮像中の被験者の動き補正を CS-MRI に取り入れた報告は僅かである。本研究では、2 次元ラジアル CS において被験者の撮像中における平行移動および回転移動を少数投影から検出し補正する、圧縮センシングと動き補正を統合した MRI 逐次近似画像再構成法を開発する。

3. 研究の方法

CS-MRI による画像 (CS 画像) の評価に関し、先行研究でなされていない 2 つの項目がある。1 つは数値評価についてである。数値評価の多くは原画像と再構成画像の差を表す平方根二乗誤差 (RMSE)、信号対雑音比等が用いられているが、頭部 MR 画像の数値評価は 3 次元画像の特定の 1 断面を対象とし、複数断面を用いた評価が行われていない。さらに、T1 強調画像 (T1WI)、T2 強調画像 (T2WI)、プロトン密度強調画像 (PDWI) のいずれか 1 種類の画像についての数値評価に留まっている。CS 画像のアーチファクトは解剖学的形状の異なる断面に依存するため、数値評価は 1 断面、1 種類の画像に限定せず、より多くの断面と 3 種類のコントラスト画像を用いるべきである。本研究では、画像全体の他、白質、灰白質、脳脊髄液など解剖学的形状の関心領域の RMSE を詳細に調べた。他の 1 つは、これまで放射線診断専門医 (放射線科医) の視覚評価に基づいた CS 画像の画質に関する報告がなされてこなかった点である。放射線科医が CS 画像にどのような印象を持つかを把握することが方法

論の開発において重要と考えている。そこで、放射線科医 3 名に 5 断面についてアーチファクト、解剖学的形状、組織コントラストの 3 つの観点から CS 画像の視覚評価を依頼しスコア化した。そして、放射線科医が CS 画像を原画像に近いと判断するのは 3 つの観点のスコアがどのように分布するときか、逆に近くないと判断するのはどのスコアが低いかを調べた。

本研究では Fig. 1 に示す McGill 大学 Brain Web MRI データベースの頭部 MR 画像³⁾を用いた。第 1 列は T1WI、第 2 列は白質 (WM)、第 3 列は灰白質 (GM)、第 4 列は脳脊髄液 (CSF) の解剖学的関心領域を示す。

視覚評価

普段臨床に使用している読影室の画像診断コンソールの画面左に原画像、右に CS 画像をそれぞれ 10 cm × 10 cm の大きさで表示した。3 名の観察者が独立に、アーチファクト、解剖学的形状、組織コントラストについて以下の 4 段階の基準に従って視覚評価を行った。3, 2, 1, 0 は視覚評価のスコアを示す。

アーチファクト

- 3 CS 画像にアーチファクトは認識されない
- 2 CS 画像にアーチファクトは僅かに認識される
- 1 CS 画像にアーチファクトは多いが組織の認識は可能
- 0 CS 画像においてアーチファクトが顕著なため組織の認識は困難

解剖学的形状

- 3 CS 画像の解剖学的形状は原画像の解剖学的形状と同じ
- 2 CS 画像の解剖学的形状は原画像の解剖学的形状に比べ僅かに劣る
- 1 CS 画像の解剖学的形状は原画像の解剖学的形状に比べ大きく劣る
- 0 CS 画像において解剖学的形状を認識するのは困難

組織コントラスト (主に灰白質 / 白質コントラスト、基底核コントラスト)

- 3 CS 画像の組織コントラストは原画像の組織コントラストと同じ
- 2 CS 画像の組織コントラストは原画像の組織コントラストに比べ僅かに劣る
- 1 CS 画像の組織コントラストは原画像の組織コントラストに比べ大きく劣る
- 0 CS 画像において組織コントラストを認識することは困難

視覚評価の結果は観察者 (A, B, C) 個別のスコアと 3 名の平均スコアにまとめた。

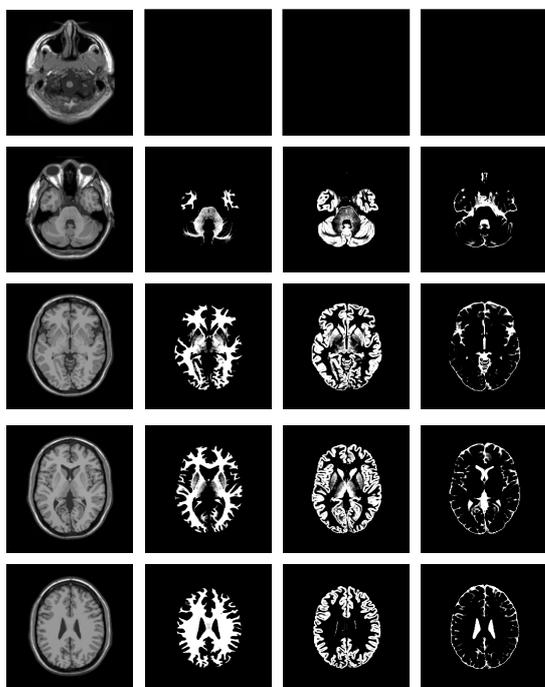


Fig. 1 2D images and tissue images used in numerical simulation. First column: T1WI; second: white matter; third: gray matter, fourth: cerebrospinal fluid.

4. 研究成果

(1) 3次元直交座標を用いた3次元フーリエ変換MRI (収集率 $R = 0.3$)

数値評価 T1-CS 画像 (CS で作成した T1 強調画像) の RMSE は 3次元画像で 1.50, 2次元画像の RMSE は (1.06-1.54), 2次元画像の領域別の RMSE は (0.75-2.80) であった. T2-CS 画像のそれらは 3.20, (2.77-3.06), (1.81-4.51) であった. PD-CS 画像のそれらは 1.69, (1.33-1.49), (1.08-1.86) であった.

視覚評価 各評価項目 (アーチファクト, 解剖学的形状, 組織コントラスト) において 3が多く次に 2, 1が続き 0はなかった. T1-CS 画像のスコアは観察者の個人差はなくいずれも 3であった. T2-CS 画像, PD-CS 画像のスコアは解剖学的形状と組織コントラストに個人差はなくいずれも 3であったが, アーチファクトのスコアは断面によって 3, 2, 1と大きな個人差が見られた. 各評価項目について 3名の平均スコアは総合評価を最高点 9に対する比率で表すと, T1-CS 画像は 100%, T2-CS 画像と PD-CS 画像は 85-100%であった.

(2) 2次元直交座標を用いた3次元フーリエ変換MRI (収集率 $R = 0.5$)

数値評価 T1-CS 画像の RMSE は (2.99-3.57), 領域別の RMSE は (1.77-8.53) であった. T2-CS 画像のそれらは (4.72-5.65), (3.28-5.54) であった. PD-CS 画像のそれらは (1.91-2.36), (1.32-2.09) であった. T1-CS 画像では脳脊髄液の RMSE が白質や灰白質の RMSE に比べ大きい. 一方, T2-CS 画像では脳脊髄液の RMSE が 3組織の中で最も小さい. PD-CS 画像では脳脊髄液の RMSE が 3組織の中で最も大きい. 他組織との RMSE の差は T1-CS 画像,

T2-CS 画像に比べそれほど大きくない.

視覚評価 T1-CS 画像および PD-CS 画像は 93-100%, T2-CS 画像は 89-100%であった.

(3) 2次元極座標を用いた2次元ラジアルMRI (収集率 $R = 0.2$)

Fig. 2 に左に原画像, 右に直線サンプリング 256, 角度サンプリング $80/180^\circ$ における雑音がないときの T1-CS 画像を示す. Fig. 3, Fig. 4 はそれぞれ T2-CS, PD-CS 画像を示す.

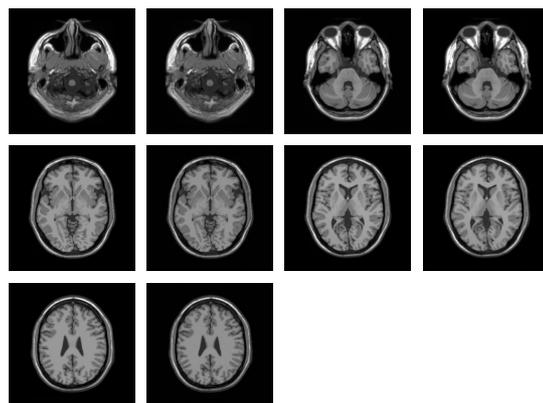


Fig. 2 Radial image reconstruction of T1-weighted image using 80 projections in the absence of noise

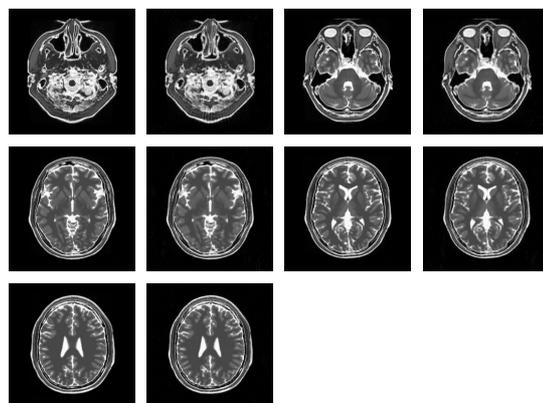


Fig. 3 Radial image reconstruction of T2-weighted image using 80 projections in the absence of noise

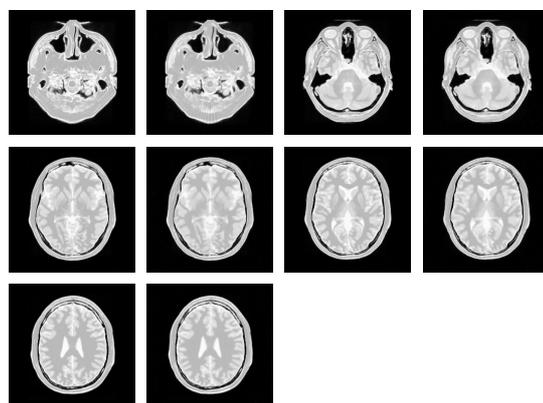


Fig. 4 Radial image reconstruction of PD-weighted image using 80 projections in the absence of noise

標本化定理を満たす $402/180^\circ$ の投影からの Nyquist 画像の RMSE は T1 強調画像で

(1.48-1.83), 領域別の RMSE は (0.43-2.49) であった。T2 強調画像のそれらは (3.30-3.92), (1.75-2.30), プロトン密度強調画像のそれらは (1.84-2.13), (0.39-1.63) であった。T1-CS 画像の RMSE は (3.75-5.05), 領域別の RMSE は (1.54-10.24) であった。T2-CS 画像のそれらは (8.75-11.65), (4.31-6.99) であった。PD-CS 画像のそれらは (3.44-4.46), (1.34-3.09) であった。Nyquist 画像の RMSE は画像全体および領域別において全体的に小さく, CS 画像はそれらに比べ大きな RMSE を示した。領域別の脳脊髄液を除くと, T2-CS 画像の RMSE は T1-CS 画像および PD-CS 画像の RMSE に比べ約 2 倍大きかった。この傾向は Nyquist 画像においても見られることから, T2-CS 画像の RMSE が大きくなる理由は, 圧縮センシングによる画像再構成によるものではなく, 組織コントラストに関係するものと推測される。

視覚評価では各評価項目において 3 が多く次に 2, 1 が続き 0 はなかった。T1-CS 画像では, アーチファクトは 3 と 2, 解剖学的形状と組織コントラストはすべて 3 であったが, T2-CS 画像および PD-CS 画像では, アーチファクトと解剖学的形状は 3 の他に 2 と 1 があり, 組織コントラストは 3 の他に 2 があつた。3 名の平均スコアは, T1-CS 画像は 96%, T2-CS 画像は 74-81%, PD-CS 画像は 81-89% であった。

雑音の影響は 30 dB-45 dB の範囲で検討した。雑音の大きさが 40 dB のとき T1-CS 画像および T2-CS 画像は雑音がないときの画像に近いが, PD-CS 画像では画質の劣化が目立つ。雑音の大きさが 35 dB になると PD-CS 画像では解剖学的形状の認識が困難になり, 30 dB になると T1-CS 画像および T2-CS 画像においても雑音が顕著で細かな解剖学的形状の認識は困難である。

Candès, Donoho らは圧縮センシングの理論を実証する画像例として, Shepp-Logan ファントムについて 180 度について投影数 22 から原画像を復元した^{4,5)}。Shepp-Logan ファントムは楕円の組み合わせから構成されており楕円内の値は一定であるため, 空間差分処理 (TV) を用いたスパース変換によって非ゼロの少ないスパース画像とすることができる。投影数 22 は標本化定理で必要な投影数 402 よりもはるかに少なく, 非ゼロの少ない信号が圧縮センシングによって復元できることを世に知らしめた例として有名である。著者らは投影数 16 から画素値に非負の拘束条件を付けた代数的方法で原画像をほぼ復元できること, また 40 dB-20 dB の雑音下においても原画像に近い画像が得られることを報告している^{6,7)}。一方, 本研究で用いた頭部 MR 画像は Shepp-Logan ファントムに比べ構造が遙かに複雑であり, ウェーブレット変換や TV によって非ゼロの少ない画像に変換することは困難である。そのため, 放射線科医が CS 画像について原画像と同じ画質とは

言えないものの, アーチファクトは僅かに認識される; 原画像の解剖学的形状に比べ僅かに劣る; 原画像の組織コントラストに比べ僅かに劣る, と判断するには投影数 80 が必要であった。Figs. 3-4 の T2-CS 画像および PD-CS 画像の 1 行 2 列に出現するストリークアーチファクトは, 投影数を 96 に増やしても消失せず 120 にすると消失した。

(4) 投影数 48/180°からの画像再構成

圧縮センシング MRI では Lustig の発表以来, ウェーブレット変換と TV が L1 ノルム正則化に多く用いられるが, 著者らは頭部 MR 画像に関し, これまでの経験からストリークアーチファクトの除去に対するウェーブレット変換の役割は, TV に比較し大きくないという印象を持っている。そこで, ウェーブレット変換を除き, TV のみを用いた Split Bregman 法⁸⁾による画像再構成を試みた。

Fig. 5 は投影数を 80 から 48 に減らした場合について CS 画像を示す。図に示していないが別の基底核領域の断面 (Fig. 1 の 3 行 1 列) についても画像の感じは同じである。Lustig 法に比べストリークアーチファクトはかなり抑制されたが, 全体的に投影数 80 のときの画像に比べぼけた画像となる。しかし, Block らが行った投影数 48 でも 3 列や 4 列の T1-CS 画像では解剖学的形状はおおよそわかり, T2-CS 画像においても脳脊髄液の分布はある程度把握できる。

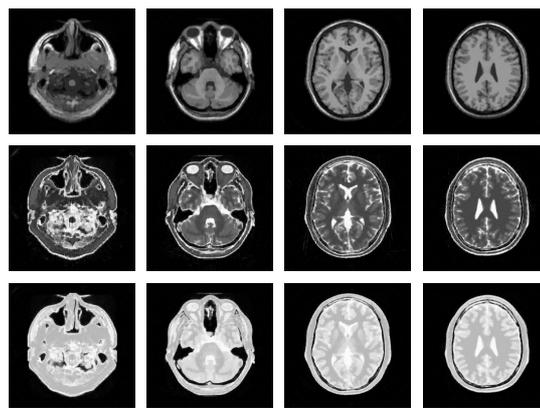


Fig. 5 Radial image reconstruction by Eq. (4) using 48 projections in the absence of noise.

2 次元極座標収集に圧縮センシングを応用し少ない投影数から画像再構成を行う方法について検討した。2 次元ラジアル CS は 2 次元直交座標 CS, 3 次元直交座標 CS と異なり, 原点周辺のデータを繰り返し収集するため動きに強いと言われている。しかし, 2 次元ラジアル CS が頭部 MRI の臨床に普及するためには放射線科医が満足する画質である必要がある。そこで, 本研究では 2 次元直交座標, 3 次元直交座標, 2 次元極座標それぞれの CS 画像について画像全体の RMSE と白質, 灰白質, 脳脊髄液の解剖学的関心領域についての RMSE による数値評価とともに放

放射線科医による視覚評価を行った。その結果、投影数 80/180°では2次元ラジアルCSの画質は3次元直交座標CS, 2次元直交座標CSの画質と比較し劣ることがわかった。また, T1WI, T2WI, PDWIの3種類のコントラスト画像の5断面を用い検討した結果, アーチファクトは延髄領域, 小脳領域において出現しやすく, 特にT2WIとPDWIにおいて顕著であった。そして, 標本化定理を満たす投影数 402/180°に比較し投影数 80/180°のCSの画質は明らかに劣った。

投影数を 80/180°から 48/180°にするとアーチファクトはさらに顕著になったが, 画像再構成法を Lustig の方法から Split Bregman 法に変えるとかなり抑制された。しかし, 投影数 48/180°のCS画像は投影数 80/180°のCS画像と比較しぼけている感じがする。投影数 48/180°のCS画像について放射線科医による視覚評価は行っていないが, 投影数 80/180°の視覚評価よりも劣ることが予想される。

TVの欠点として, パッチ状のアーチファクトの出現, あるいは画像のテクスチャー損失の問題が指摘されている。最近, Dongらは圧縮センシングを用いたCT画像再構成において非線形スパース変換を用いる方法を定式化し, Median, Bilateral, Nonlocal meansの3種類の非線形フィルタを実際の歯科CT画像に適用し, TV最小化よりも良好な画像が得られることを示した⁹⁾。画像再構成におけるCTとMRIには, 1) CT画像の線減弱係数は非負であるがMR画像の信号値は負の値を持つ。そのためMRIでは拘束条件に非負を用いることはできない; 2) CT画像に比較しMR画像は組織コントラストが高くより微細な解剖学的構造を描出する; 3) CT画像の直線サンプリング数はMR画像の直線サンプリング数よりも多い, などの違いがある。圧縮センシングMRIにおいて少ない投影データから解剖学的形状を明瞭に描出する方法として, 非線形フィルタによるスパース変換の効果を検討する場合には上記のような考慮が必要となる。

当初の研究計画では, はじめに2次元ラジアルCSによって投影数 48/180°から解剖学的形状が明瞭な画像を得る。次に, 相互相関, 位相相関あるいは相互情報量を用いた画像位置合わせ¹⁰⁻¹²⁾によって動きの影響を受けた投影を検出しそれらの動き補正を行い画像再構成する予定であった(検査の初めから終わりまで不随運動を起こしているような被験者は対象外とした)。しかし, T1WI, T2WI, PDWIの3種類の頭部コントラスト画像に対し, 2次元ラジアルCSでは2次元直交座標CS, 3次元直交座標CSの画像に比較し, 数値評価および放射線科医の視覚評価において満足する再構成画像を得ることに成功しなかった。そのため, 圧縮センシングMRIと動き補正を統合化したMRI画像再構成法を完成することができなかった。

参考文献

- 1) Lustig M, Donoho DL, Santos JM, et al.: Compressed sensing MRI. IEEE Signal Processing Magazine 25: 72-82, 2008
- 2) Block KT, Uecker M, Frahm J: Under sampled radial MRI with multiple coils. Iterative image reconstruction using a total variation constraint. Magn. Reson. Med. 57: 1086-1098, 2007
- 3) Cocosco CA, Kollokian V, Kwan RK-S, et al.: "Brainweb: Online interface to a 3D MRI simulated brain database." NeuroImage 5: s425, 1997, available at <http://www.bic.mni.mcgill.ca/brainweb>
- 4) Candès E, Romberg J, Tao T: Robust uncertainty principles: Exact signal reconstruction from highly incomplete frequency information. IEEE Trans. Inf Theory. 52:489-509, 2006
- 5) Donoho D: Compressed sensing. IEEE Trans. Inf Theory. 52:1289-1306, 2006
- 6) 篠原広行, 小島隆行, 橋本雄幸: 断層映像法の基礎 第41回 圧縮センシングによる少数投影からの画像再構成. 断層映像研究会誌 40: 31-42, 2014
- 7) 篠原広行: 画像再構成の基礎 (2) - 逐次近似法の原理 - . 日放技学誌 70: 406-415, 2014
- 8) Goldstein T, Osher S: The split Bregman method for L1 regularized problems. SIAM journal on imaging sciences 2.2: 323-343, 2009
- 9) Dong J, Kudo H: Proposed of compressed sensing using nonlinear sparsifying transform for CT image reconstruction. Med. Imag. Tech. 34: 235-244, 2016
- 10) Kojima S, Hirata M, Shinohara H, et al.: Reproducibility of scan prescription in follow-up brain MRI: manual versus automatic determination. Radiol. Phys. Technol. 6: 375-384, 2013
- 11) Ito T, Shinohara H, Sakaguchi K, et al.: Multimodal image registration using IECC as the similarity measure. Med. Phys. 38: 1103-1155, 2011
- 12) 篠原広行, 伊藤 猛, 橋本雄幸: 医用画像位置合わせの基礎. 319-333, 医療科学社, 東京, 2011

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 4件)

- 1) 篠原広行, 橋本雄幸, 竹山信之, 他: 数値および視覚による2次元極座標サンプリングを用いた圧縮センシングMRIの評価. 医学物理37: 150-164, 2017 査読有
- 2) 篠原広行, 橋本雄幸, 竹山信之, 他: 数

- 値および視覚による2次元直交座標サンプリングを用いた圧縮センシングMRIの評価．医学物理37: 137-149, 2017 査読有
- 3) 篠原広行, 橋本雄幸, 竹山信之, 他: 値および視覚による3次元直交座標サンプリングを用いた圧縮センシングMRIの評価．医学物理37: 70-84, 2017 査読有
- 4) Kojima S, Shinohara H, Hashimoto T, et al.: Iterative image reconstruction that includes a total variation regularization for radial MRI. Radiol. Phys. Technol. 8: 295-304, 2015 査読有

〔学会発表〕(計 5件)

- 1) 篠原広行, 橋本雄幸: 圧縮センシングによる頭部3次元MRIの定量性の研究．第113回日本医学部物理学会学術大会, 2017年4月16日, パシフィコ横浜(神奈川県, 横浜市)
- 2) 篠原広行, 橋本雄幸: PSF補正画像再構成のエッジアーチファクトの原因と正規化Map-EM法による抑制に関する研究．第113回日本医学部物理学会学術大会, 2017年4月15日 パシフィコ横浜(神奈川県, 横浜市)
- 3) 篠原広行, 橋本雄幸: 圧縮センシングを用いた3次元フーリエ変換MRIの定量性．第12回中四国放射線医療技術フォーラム, 2016年11月20日, 鳥根県民会館(鳥根県, 松江市)
- 4) 篠原広行, 橋本雄幸: 直交座標サンプリングを用いた2次元圧縮センシングMRI - 計算機シミュレーションによる検討．第111回日本医学部物理学会学術大会, 2016年4月16日, パシフィコ横浜(神奈川県, 横浜市)
- 5) 篠原広行, 橋本雄幸: 極座標サンプリングを用いた2次元圧縮センシングMRI - 計算機シミュレーションによる検討．第111回日本医学部物理学会学術大会, 2016年4月16日, パシフィコ横浜(神奈川県, 横浜市)

〔図書〕(計 1件)

篠原広行, 橋本雄幸: 圧縮センシング MRIの基礎．医療科学社, 1-199, 東京, 2016

〔産業財産権〕

出願状況(計 0件)

名称:
発明者:

権利者:
種類:
番号:
出願年月日:
国内外の別:

取得状況(計 0件)

名称:
発明者:
権利者:
種類:
番号:
取得年月日:
国内外の別:

〔その他〕
ホームページ等

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)
杏林大学・保健学研究科・教授
研究者番号: 30269542

(4) 研究協力者
なし