

適応圧縮センシングアルゴリズムによる磁気共鳴画像の復元

Reconstruction of MRI by Using Adaptive Compressive Sensing Algorithm

○小崎大介*, 松下慎也*, 徐粒*

○ Daisuke Kozaki*, Shin-ya Matsushita*, Li Xu*

*秋田県立大学

*Akita Prefectural University

キーワード： 圧縮センシング (compressive sensing), 適応アルゴリズム (adaptive algorithm), 磁気共鳴画像法 (magnetic resonance imaging)

連絡先： 〒 015-0055 秋田県由利本荘市土谷字海老ノ口 84-4 秋田県立大学大学院システム科学技術研究科
電子情報システム学専攻 制御工学研究室 小崎大介, E-mail: m18b005@akita-pu.ac.jp

1. はじめに

現代医療において MRI は重要な役割を担っている。MRI の特徴としてコントラスト分解能が優れており軟部組織と病変とを色の濃度で表すことができる。また造影剤なしに脳血管などを画像に映し出すことが可能という点が挙げられる。しかし、MRI は撮像時間において X 線 CT に比べ長いという問題がある。加えて撮像中は体の動きに弱く、撮像を行っている間は体を静止させる必要がある。患者に対し長時間同じ姿勢を強いることは大きな負担になると考えられる。これらより MRI には撮像時間の短縮という課題があり、現在まで MRI による画像取得の高速化が進められてきた。

近年、信号処理の観点から撮像時間の短縮を行う方法として、圧縮センシング理論を MRI などの医用画像に応用する研究が行われている [3]。圧縮センシングとは対象とする信号がスパース性を持つ場合、本来必要とされるサンプリング

数よりも少ない観測によって信号を取得し、信号の復元を行う枠組みである。本研究では適応アルゴリズムを圧縮センシングに応用した適応圧縮センシングを用いて少数観測による MR 画像の復元を行う。適応圧縮センシングは、ノイズへのロバスト性及び、精度の高さがメリットとして知られている [2]。本研究の目的として、少数観測によって得られた復元画像を PSNR という指標を用いて画質評価を行う。

2. 圧縮センシング

圧縮センシングとは、できるだけ少ない観測から信号を復元する理論である [1]。 N 次元の未知ベクトルを $\mathbf{s} \in R^N$, M 次元の観測データを $\mathbf{y} \in R^M$, $M \times N$ の観測行列 $\mathbf{A} \in R^{(M \times N)}$ とすると、線形観測を、

$$\mathbf{y} = \mathbf{A}\mathbf{s} \quad (1)$$

と表現することができる (図 1). 観測データが未知ベクトルの次元よりも大きい, または, 等しいとき ($M \geq N$), この線型方程式を解くことによって未知ベクトル \mathbf{s} を求めることができる. しかし (1) 式の未知数が方程式の数よりも大きい場合 ($M < N$), (1) 式は劣決定問題となり, 解を一意的に求めることができない. ここで \mathbf{s} がスパース性を持つ場合に, 次式を満たす \mathbf{s} を求めることによって解を推定することができる.

$$\min \|\mathbf{s}\|_1 \quad \text{subject to } \mathbf{y} = \mathbf{A}\mathbf{s} \quad (2)$$

上記のように, 圧縮センシングの少数観測による信号を推定する手法を, MRI 撮像での信号収集過程で本来必要とされる観測数よりも少数で行うことに応用し, 撮像時間の短縮を可能にする.

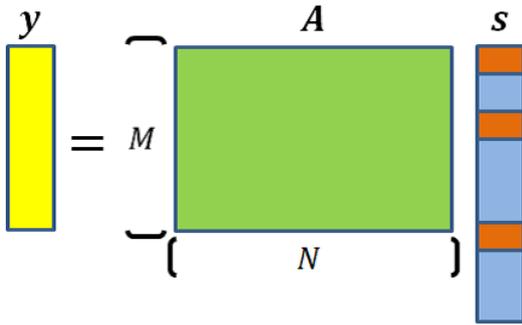


Fig. 1 圧縮センシング

3. 適応アルゴリズム

本研究では圧縮センシングの解を求める方法として適応アルゴリズムを用いる. 所望信号を $\mathbf{d}(n)$, フィルタ係数を $\mathbf{w}(n)$, 入力信号を $\mathbf{x}(n)$ とし, 適応アルゴリズムと圧縮センシングの対応を表 1 に示す.

Table 1 適応アルゴリズムと CS の対応

適応アルゴリズム	圧縮センシング
$\mathbf{x}(n)^T$	\mathbf{a}_k
$\mathbf{w}(n)$	$\mathbf{s}(n)$
$\mathbf{d}(n)$	\mathbf{y}_k

表 1 の対応から適応アルゴリズムを圧縮センシングに応用したブロック図を図 2 に示す. 推

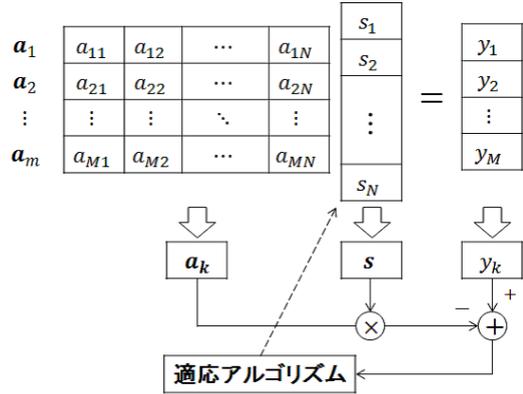


Fig. 2 適応アルゴリズムブロック図

定誤差を $e(n)$ とし, 評価関数 E が最小となるように係数の更新を行う.

$$e(n) = \mathbf{y} - \mathbf{a}_k^T \mathbf{s}(n) \quad (3)$$

$$E = \frac{1}{2} |e(n)|^2 \quad (4)$$

$$\mathbf{s}(n+1) = \mathbf{s}(n) + \mu e(n) \mathbf{a}_k \quad (5)$$

適応圧縮センシングでは \mathbf{s} をスパースな解に導くことを考慮し評価関数は,

$$E_{ZA}(n) = \frac{1}{2} |e(n)|^2 + \gamma \|\mathbf{s}(n)\|_1 \quad (6)$$

となる. よって係数の更新式は,

$$\frac{\partial E_{ZA}(n)}{\partial \mathbf{s}(n)} = -e(n) \mathbf{a}_k + \gamma \text{sgn}(\mathbf{s}(n)) \quad (7)$$

$$\text{sgn}(\mathbf{s}(n)) = \begin{cases} \mathbf{s}(n)/|\mathbf{s}(n)| & \mathbf{s}(n) \neq 0 \\ 0 & \mathbf{s}(n) = 0 \end{cases} \quad (8)$$

$$\begin{aligned} \mathbf{s}(n+1) &= \mathbf{s}(n) - \mu \frac{\partial E_{ZA}(n)}{\partial \mathbf{s}(n)} \\ &= \mathbf{s}(n) + \mu e(n) - \tau \text{sgn}(\mathbf{s}(n)) \end{aligned} \quad (9)$$

と (5) 式に解がスパースとなるよう導く項が課された形となる. μ はステップサイズ, τ は $\tau = \mu\gamma$ となる解をスパースに導くパラメータ, $\text{sgn}()$ は符号関数となっている.

4. 磁気共鳴画像への応用

MRIは被写体に磁場をかけ、体内の水素の挙動を信号として収集する。収集した信号に対しフーリエ変換を行うことで体内の断面図を画像として得ることができる。MRIの信号収集はk空間と呼ばれる画像をフーリエ変換した空間上で行われる(図3)。



Fig. 3 k空間と実空間

k空間には画像の解像度に応じた格子点が与えられ(256×256画素の画像であれば、k空間の格子点も同じ数)、全ての格子点において信号値を取得することによって必要とする画像を得ることができる。しかし、信号収集の際に励起状態にある水素原子核を、熱平衡状態に戻るまでの緩和と呼ばれる過程を経る必要があり、この間は次の信号収集を行うことができない。よってMRIへの圧縮センシングの応用では、k空間上の信号収集をフルサンプリングするのではなく、k空間上でランダムな間引き収集を行うことで取得データ数を削減し撮像に要する時間を短縮する。図4にk空間を間引いた例を示す。図4の格子に対して白丸で埋められている点がサンプリングされている点を示している。

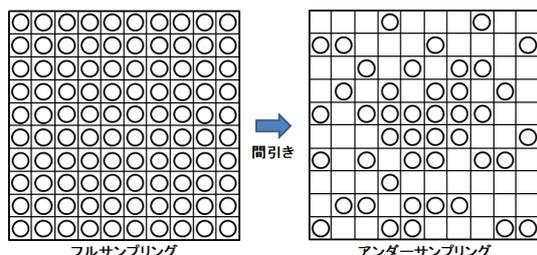


Fig. 4 k空間間引き

MRIにおいて被写体のk空間上の低周波数部

分に信号エネルギーが集中するため、k空間の間引き収集では中心部分は間引きを行わず、高周波数部分に対してランダムサンプリングを行う。

5. 再構成実験

本研究では実験画像としてShepp-Loganファントムと呼ばれる頭部イメージを用いた(図5)。画素数は256×256としている。再構成手順は図6に示す流れとなっている。フルサンプリングされた画像データのk空間上でランダムに間引きを行うようにプログラム内で設定した。ランダムに間引きしたk空間に対して逆フーリエ変換を行い、実空間の画像を得る。k空間を間引いたことの情報不足により、実空間上の画像にアーチファクトが現れる。本研究では画像にスパース性を持たせるためウェーブレット変換を行う、スパース空間で適応圧縮センシングによる画像の復元を行う。この一連の流れを一度の反復とし、毎回の反復後に更新されたk空間の信号をk空間観測時の信号値との置換を行う。



Fig. 5 原画像

6. 画像評価

図5に示す画像に対して適応アルゴリズムを用いた圧縮センシングによる画像の復元を行った。k空間収集率は30%とした。このとき画質の上昇がどの程度まで見込めるかを考え、(9)式

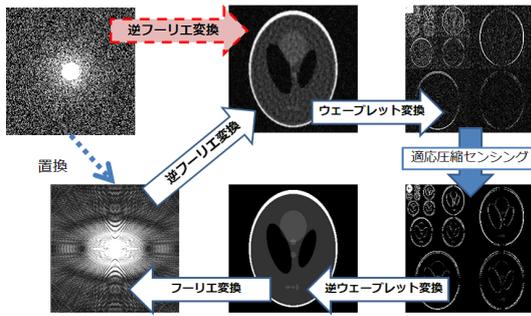


Fig. 6 再構成手順

のパラメータ μ を反復回数 20 回毎に変化するようプログラム内で設定した。その結果, k 空間収集率を 30 % に設定した場合に復元した画像をピーク信号対雑音比 (PSNR) で画質評価を行った結果, 100[dB] を上回る結果となり, 十分に復元できていると考えられる。図 7 右に復元画像を示す。また, (9) 式のパラメータ μ を固定した場合と弱閾値を用いた復元アルゴリズムとの比較を行った。条件として反復回数を 200 回と設定し, その結果を図 8 に示す。比較した結果より, 弱閾値法と適応アルゴリズム内パラメータを調整しない場合では反復回数が 100 回を超えた時点で画質の向上がほぼ止まっているのに対し, パラメータを調整した場合は画質の向上が確認できる。

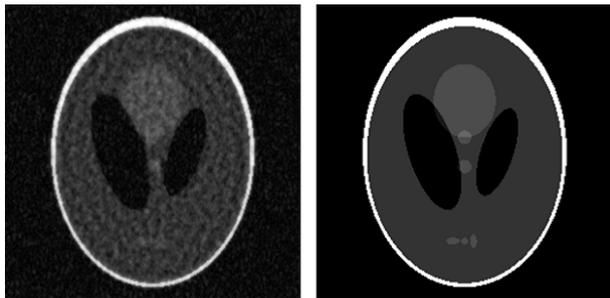


Fig. 7 復元結果

7. 結論

適応アルゴリズムを用いた圧縮センシングによる MRI への応用において, k 空間データ 30 % のみを用いた場合からの復元でも適応アルゴ

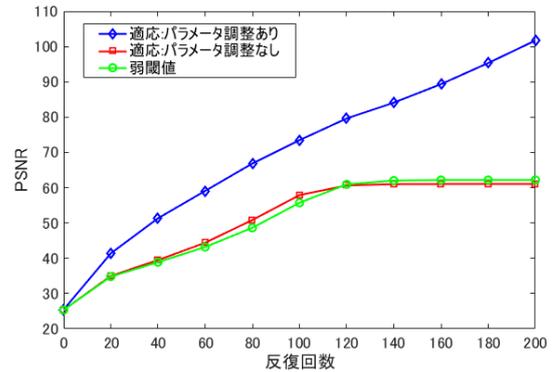


Fig. 8 画質評価

リズム内のパラメータを調整することによって画質が向上することを確認でき, 本研究の有効性を示すことができた。パラメータ μ の調整は手動で行っていたが今後は画像復元反復のシミュレーション中に画質の向上に結び付くように自動的にパラメータの更新を行う。

8. 参考文献

参考文献

- 1) Donoho D: Compressed sensing, IEEE Trans Inf Theory, 52, 1289/1306 (2006)
- 2) J Jim, Y Gu, S Mei: A stochastic gradient approach on compressive sensing signal reconstruction based on adaptive filtering framework, IEEE Journal of Selected Topics in Signal Processing, 4(2), 409/420 (2010)
- 3) Lusting M, Donoho D, and Pauly JM: Sparse MRI: The Application of Compressed Sensing for Rapid MR Imaging, Magn Reson Med, 58(6), 1182/1195 (2007)
- 4) 平林晃, 三村和史: 圧縮センシングに基づく磁気共鳴画像 (MRI) の高速撮像法の開発, 立石科学技術振興財団 助成研究成果集, 22, 106/109 (2013)
- 5) 町田好男, 森一生: MRI 高速撮像の進展～画像化の原理から圧縮センシングまで～, 医用画像情報学会雑誌, 30, 7/11 (2013)
- 6) 伊藤聡志, 齊藤文彦, 荒井博俊, 他: GPU を用いた三次元 MRI 圧縮センシング再構成の高速化, Med Imag Tech, 31, 167/175 (2013)