

# MRIを対象とした 圧縮センシングにおける収集率の最適化

Optimization of collection rate in compressed sensing targeting MRI

日向 真悟<sup>1)</sup>, 林 則夫<sup>2)</sup>, 小倉 明夫<sup>2)</sup>, 佐藤 有将<sup>3)</sup>

1) 群馬県立心臓血管センター 2) 群馬県立県民健康科学大学 診療放射線学部  
3) 群馬県立県民健康科学大学大学院 診療放射線学研究所

**Key words:** Compressed sensing, Acceleration factor

## 【Summary】

Compressed sensing (CS) is a technique for restoring original signals from observation data that does not satisfy the sampling theorem. CS technique provides fast magnetic resonance imaging (MRI), but the influence on the image characteristics caused by the difference in tissue contrast has not been clarified. The aim of this study was to evaluate the optimum value of the acceleration factor (AF) of CS-MRI for each tissue contrast. The brain MR images with different contrast such as T<sub>1</sub>WI, T<sub>2</sub>WI, and FLAIR were acquired and performed CS procedure. AF was varied from 1.1 to 2.0 by 0.1. As a result, the optimum value of AF was 1.2 for T<sub>1</sub>WI, 1.4 for T<sub>2</sub>WI, and 1.3 for FLAIR. The optimum value of AF should be validated in the clinical setting because the difference in tissue contrast changes the signal restoration rate.

## 【要旨】

圧縮センシングとは、標本化定理に満たない観測データから原信号を復元させる考えのことであり、圧縮センシングにおけるMRI (magnetic resonance imaging) において、各シーケンス画像に対する特性や画質への影響は明らかになっていない。本研究では、MRIを対象とした圧縮センシングにおける収集率の最適値をシーケンスごとに評価することを目的とした。頭部のT<sub>1</sub>WI・T<sub>2</sub>WI・FLAIRを撮像し、圧縮センシング処理を行った。その際、収集率の逆数であるAF (acceleration factor) を1.1～2.0まで0.1ずつ変化させた。結果、AFの最適値はT<sub>1</sub>WIで1.2、T<sub>2</sub>WIで1.4、FLAIRで1.3であった。各シーケンスによる性質の違いが、信号の復元率に影響していることを示唆している。従って臨床ではあらかじめAFの最適値を検証すべきである。

## 緒 言

圧縮センシング (CS: compressed sensing) とは、標本化定理に満たない観測データから原信号を復元させる考えのことであり、圧縮センシングをMRIに適応させた場合、検査時間の短縮が可能となる。圧縮センシングを行うためには、原信号が非ゼロ成分の少ないスパースなデータであることが重要な要素となる。スパース性を持つ画像 (スパース画像) は圧縮センシングの理論<sup>1)</sup> において、ランダムサンプリングから原信号を復元することが可能である。しかし、一般的にMR画像は、MRAを除きスパース性を持たない。しかし、ウェーブレット変換などの何らかのデータ変換によって、そのスパース性が明らかになる<sup>2)</sup>。こう

して得られたランダムサンプリングされたスパース画像に対し、非線形な繰り返し演算を行い画像を再構成する。また得られた画像の性質はAF (acceleration factor: 収集率の逆数) やスパース変換、対象画像のノイズのなど複数の要因によって変化する。そのため圧縮センシングを用いたMR画像の評価は難しく、画像劣化の因子の解析が十分に行われていない状況にある<sup>3)</sup>。圧縮センシングを用いたMRAにおいては、血管描出能の評価<sup>3)</sup>、脳動脈瘤の評価<sup>3)</sup>、組織化パラメータの最適化<sup>4)</sup> などの報告がある。しかし、各シーケンス画像に対する特性や画質への影響は明らかになっていない。

本研究では、MRIを対象とした圧縮センシングにおけるAFの最適値をシーケンスごとに評価することを目的とした。

Shingo Hyuga<sup>1)</sup>, Norio Hayashi<sup>2)</sup>,  
Akio Ogura<sup>2)</sup>, Yusuke Sato<sup>3)</sup>

- 1) Gunma Cardiovascular Center
- 2) Graduate School, Gunma Prefectural College of Health Sciences
- 3) Department of Radiological Technology, Graduate School of Radiological Technology, Gunma Prefectural College of Health Sciences

Received July 31, 2018; accepted April 26, 2019

## 1. 方法

### 1-1. 対象および使用機器

本研究は、本学の倫理委員会の承認後、ボランティア (女性2人、男性1人、平均年齢20.0歳) に対して十分な説明を行い、インフォームドコンセントを得て行われた。機器はMRI装置 (ingenia 1.5T, Philips electronics) を使用し、画像処理および解析には

MATLAB R2016b (MathWorks) を使用した。

## 1-2. データ収集

ボランティアに対して、頭部の T<sub>1</sub>WI・T<sub>2</sub>WI・FLAIR における大脳基底核レベルをマルチスライスで撮像した。撮像条件は Philips の推奨プロトコルであり、Table 1 に示す。

## 1-3. 圧縮センシング (CS) 処理

画像処理の流れを Fig.1 に示す。

画像処理の計算時間の短縮と、voxel size を統一するため、取得した全ての画像に対して matrix size 128 × 128 にリサイズを行った。

リサイズした画像に対してフーリエ変換を行い、位相エンコード方向に対して正規分布に従い、ランダムアンダーサンプリングを行った。この際、低周波数空間領域である中心の行を正規分布の中心とした。また中心の4行は全ての条件でサンプリングされるように処理を行った。本研究では、収集率の逆数である AF

Table 1 Imaging conditions

Sequence	T <sub>1</sub> WI	T <sub>2</sub> WI	FLAIR
FOV [mm × mm]	230 × 182	230 × 184	230 × 185
Matrix size	308 × 184	384 × 240	224 × 160
Slice thickness [mm]	5	5	5
TR [ms]	581	4444	10000
TI [ms]	-	-	2700
TE [ms]	15	100	120
ETL	1	15	32
NSA	2	2	1
Bandwidth [Hz/pixel]	109.4	144.7	273.5

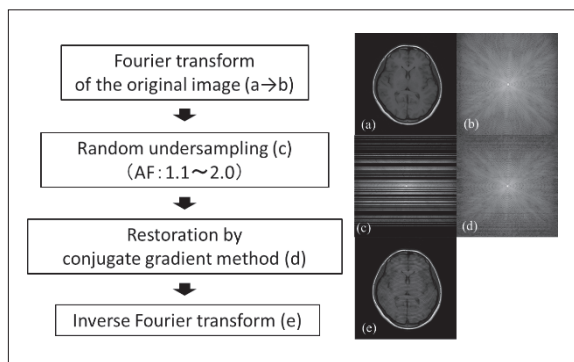


Fig.1 Flow of image processing

a) original image, b) image obtained by Fourier transforming a), c) image with random undersampling on b), d) image obtained by restoring c) by a conjugate gradient method, e) image obtained by inverse Fourier transforming d).

を 1.1~2.0 まで 0.1 ずつ変化させた。

ランダムアンダーサンプリングされたデータに対して、ウェーブレット変換（基底関数：ドベシ）の L1 ノルムの微分と TV (total variation) ノルムの微分を利用して共役勾配逐次近似法により画像再構成を行った。共役勾配法による信号の復元において、圧縮センシング MRI の最適化問題は次式 (1) で表され、目的関数は式 (2)、目的関数の微分は式 (3) で表される<sup>5)</sup>。

$$\arg \min_x \left[ \frac{1}{2} \|F_u x - y\|_2^2 + \lambda_1 \cdot \|\psi x\|_1 + \lambda_2 \cdot \|x\|_{TV} \right] \quad (1)$$

$$Q(x) = \frac{1}{2} \|F_u x - y\|_2^2 + \lambda_1 \cdot \|\psi x\|_1 + \lambda_2 \cdot \|x\|_{TV} \quad (2)$$

$$\nabla Q(x) = F_u^* (F_u x - y) + \lambda_1 \cdot \nabla \|\psi x\|_1 + \lambda_2 \cdot \nabla \|x\|_{TV} \quad (3)$$

F<sub>u</sub> : フーリエ変換後に間引きを行う関数

F<sub>u</sub><sup>\*</sup> : F<sub>u</sub> の複素共役

∇‖ψx‖<sub>1</sub> : ウェーブレット変換の L1 ノルムについての微分

∇‖x‖<sub>TV</sub> : TV (勾配の L1 ノルム) ノルムについての微分

## 1-4. 物理評価

圧縮センシング処理による信号の復元を評価するために、平均 2 乗誤差 RMSE (root mean squared error) を用いた。RMSE を式 (4) に示す。

$$\text{RMSE} = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (\hat{x}_{Re} - x)^2} \quad (4)$$

N : 全予測対象数     $\hat{x}_{Re}$  : 再構成画像実部    x : 原画像

1 つの条件につき 5 枚の圧縮センシング処理画像を作成し、各画像の RMSE の平均を算出した。さらに 3 人のボランティアの平均を算出した。

## 1-5. 視覚評価

ボランティア 1 人から得た全ての圧縮センシング処理画像に対して観察者 6 人 (診療放射線技師) による 3 段階の観察者実験を行った。本研究で基準とした画像を Fig.2 に示す。基準画像は T<sub>1</sub>WI・T<sub>2</sub>WI・FLAIR においてそれぞれ作成した。評価は CS 特有であるしま状アーチファクトを基準とし、(a) しま状アーチファクトが認識されない、(b) わずかにしま状アーチファ

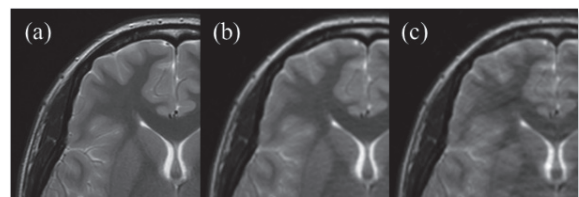


Fig.2 Reference image in visual evaluation

a) score: +1, b) score: 0, c) score: -1.

クトが出現するが組織の認識は可能, (c) 明瞭なしま  
状アーチファクトが出現し組織の認識は困難——とし  
た. 視覚評価における score は (a), (b), (c) それぞ  
れ +1, 0, -1 とした. また視覚評価における score の  
平均が 0 以上を診断に許容可能とした.

## 2. 結果

### 2-1. T<sub>1</sub>WI

T<sub>1</sub>WI における結果を Fig.3 に示す. AF の値の増大  
に伴いアーチファクトが顕著となった.

### 2-2. T<sub>2</sub>WI

T<sub>2</sub>WI における結果を Fig.4 に示す. T<sub>1</sub>WI と同様に,  
AF の値の増大に伴いアーチファクトが顕著となった.

### 2-3. FLAIR

FLAIR における結果を Fig.5 に示す. 他の条件と同

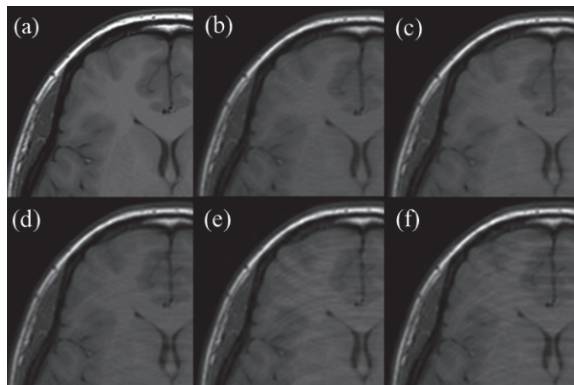


Fig.3 Result of T<sub>1</sub>WI

a) original image, b) AF:1.2, c) AF:1.4, d) AF:1.6,  
e) AF:1.8, f) AF:2.0.

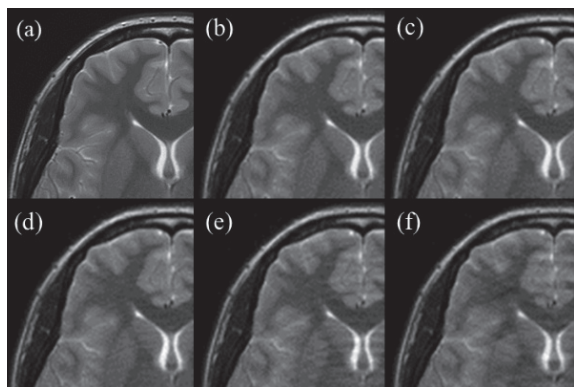


Fig.4 Result of T<sub>2</sub>WI

a) original image, b) AF:1.2, c) AF:1.4, d) AF:1.6,  
e) AF:1.8, f) AF:2.0.

様の結果となった.

### 2-4. 物理評価

算出した RMSE の結果を Fig.6 に示す. Fig.6 より,  
AF が増加するに従い各条件共に RMSE が増加した.  
また FLAIR の信号復元率が最も良く, 次いで T<sub>2</sub>WI ·  
T<sub>1</sub>WI の順に物理評価が良い結果となった.

### 2-5. 視覚評価

視覚評価の結果を Fig.7 に示す. Fig.7 より, score  
は T<sub>2</sub>WI · FLAIR · T<sub>1</sub>WI の順で良い結果となった. ま  
た T<sub>1</sub>WI · T<sub>2</sub>WI · FLAIR における診断に許容可能な  
AF はそれぞれ, 1.2, 1.4, 1.3 であった.

## 3. 考察

Fig.6 より, 信号の復元率は FLAIR · T<sub>2</sub>WI · T<sub>1</sub>WI  
の順で高い結果となった. 圧縮センシングは, ゼロ成

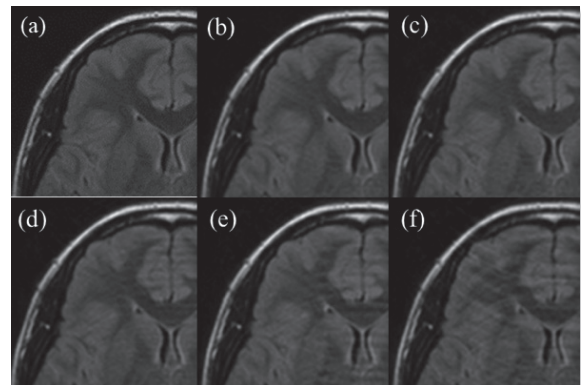


Fig.5 Result of FLAIR

a) original image, b) AF:1.2, c) AF:1.4, d) AF:1.6,  
e) AF:1.8, f) AF:2.0.

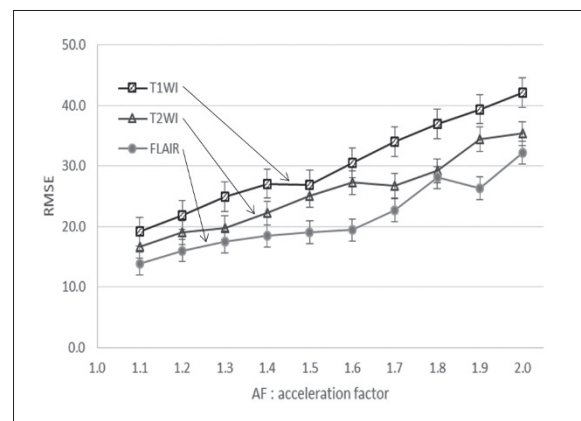


Fig.6 Result of physical evaluation

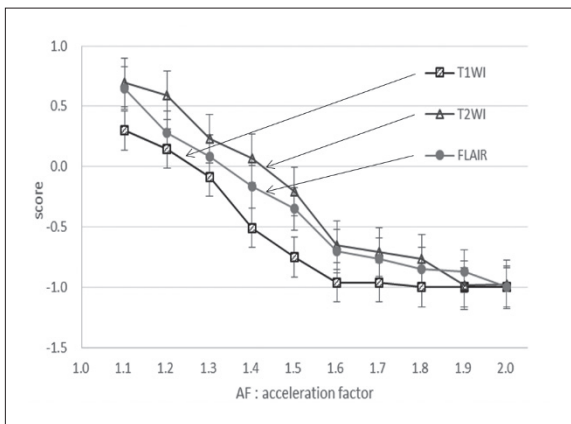


Fig.7 Result of visual evaluation

分が多いほど、信号が低周波成分と高周波成分に分離しやすいほど、成功率が高いといわれている<sup>5)</sup>。各シーケンスのゼロ成分には大きな違いがない。T<sub>1</sub>WIに比べT<sub>2</sub>WIとFLAIRでは、脳脊髄液と脳組織とのコントラストが高い。またT<sub>2</sub>WIに比べFLAIRでは白質と灰白質の輪郭が若干はっきりしている。従って今回の結果ではコントラストが大きく影響したと考えられる。

本研究では、物理評価においてRMSEを用いたが、RMSEの算出には原画像が必要となるため、実際の臨床においては物理評価として用いることができない。そのため新たな物理評価方法の検討が必要であると考えられる。

Fig.6, Fig.7より、物理評価と視覚評価の結果は一致しなかった。物理評価ではFLAIRが最も良く、視覚評価ではT<sub>2</sub>WIが最も良い結果となった。RMSEが同等であるT<sub>2</sub>WIとFLAIRをFig.8に示す。Fig.6より物理評価は同等であるが、T<sub>2</sub>WIよりFLAIRでアーチファクトが顕著なことが分かる。2枚の画像のゼロ成分は同等であるため、T<sub>2</sub>WIのコントラストとFLAIRのコントラストの差がアーチファクトの出現の仕方に影響したと考えられる。

しかし、今回の研究では、ゼロ成分とコントラスト共に算出しておらず、定量的な解析ができていない。また診断に許容可能なAFは各シーケンス共に低い値であった<sup>3)</sup>。これは、今回用いたウェーブレット変換によるスパース性の高い画像への変換が不十分<sup>6)</sup>であったためだと考えられる。

#### 4. 結 語

本研究において用いた圧縮センシングにおけるAFの最適値は、T<sub>1</sub>WIでは1.2 (RMSE:21.9)、T<sub>2</sub>WIで

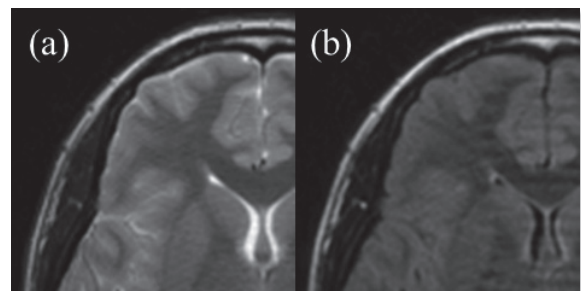


Fig.8 Physical Evaluation Equivalent A and B

a) RMSE:20.8, b) RMSE:20.6.

は1.4 (RMSE:22.2)、FLAIRでは1.3 (RMSE:17.5)であった。従って画像の性質によって信号の復元率やアーチファクトの出方は異なるため、臨床ではあらかじめAFの最適値を検証すべきである。

#### 表の説明

Table 1 撮像条件

#### 図の説明

- Fig.1 画像処理の流れ, a) 原画像, b) a)をフーリエ変換した画像, c) b)に対してランダムアンダー共役勾配逐次近似法サンプリングを行った画像, d) c)を共役勾配逐次近似法によって信号を復元した画像, e) d)を逆フーリエ変換した画像。
- Fig.2 視覚評価における基準画像, a) score:+1, b) score:0, c) score:-1
- Fig.3 T<sub>1</sub>WIの結果, a) 原画像, b) AF:1.2, c) AF:1.4, d) AF:1.6, e) AF:1.8, f) AF:2.0.
- Fig.4 T<sub>2</sub>WIの結果, a) 原画像, b) AF:1.2, c) AF:1.4, d) AF:1.6, e) AF:1.8, f) AF:2.0.
- Fig.5 FLAIRの結果, a) 原画像, b) AF:1.2, c) AF:1.4, d) AF:1.6, e) AF:1.8, f) AF:2.0.
- Fig.6 物理評価結果
- Fig.7 視覚評価結果
- Fig.8 物理評価が同等のT<sub>2</sub>WIとFLAIR, a) RMSE:20.8, b) RMSE:20.6.

#### 参考文献

- 1) 酒井智弥：圧縮センシングの基礎原理と画像構成アルゴリズムの進歩, Med Imag Tech, 34, 177-185, 2016.
- 2) 荒木 力：決定版MRI完全解説第2版, 212-216, 東京：秀潤社, 2014.
- 3) 斎藤俊輝, 他：圧縮センシングMRアンギオグラフィにおける血管描出能の評価－数値ファントムによる検討－, 日放技学誌, 71, 1080-1089, 2015.
- 4) Akasaka T, et al.: Optimization of Regularization Parameters in Compressed Sensing of Magnetic Resonance Angiography: Can Statistical Image Metrics Mimic Radiologists' Perception? PLoS One, 11, e0146548, 2016.
- 5) 篠原広行, 他：圧縮センシングMRIの基礎, 43-87, 東京：医療科学社, 2016.
- 6) Kenji I, Satoshi I, Yoshifumi Y.: Compressed Sensing of MR Images using Multi-scale eFREBAS transform, 映像情報メディア学会誌 70, 118-124, 2016.