

# 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 サンプリングパターンと被写体サイズ依存性

三浦 洋亮<sup>1,2</sup>, 町田 好男<sup>1</sup>

<sup>1</sup>東北大学大学院医学系研究科 画像情報学分野

<sup>2</sup>国立病院機構 仙台医療センター

## Vessel Depictability Dependence on the Sampling Pattern and the Subject Size in Compressed Sensing MR Angiography

Yosuke MIURA<sup>1,2</sup> and Yoshio MACHIDA<sup>1</sup>

<sup>1</sup>*Department of Medical Imaging and Applied Radiology, Tohoku University Graduate School of Medicine*

<sup>2</sup>*Sendai Medical Center*

Key words : magnetic resonance imaging (MRI), compressed sensing (CS), numerical simulation,  
MR angiography (MRA), vessel depictability

Compressed Sensing MRI (CS-MRI) is a method for accelerating MRI acquisition by using randomly undersampled  $k$ -space data. In CS-MRI, it is important to use an appropriate sampling pattern corresponding to subjects. The purpose of this paper is to elucidate a vessel depictability dependence on the sampling pattern and the subject size in CS MR angiography (CS-MRA). Five sampling patterns with the varied central fully sampled area (FSA) were used while the total number of the sampling points were fixed. The simple numerical phantom models with five different sizes mimicking the cerebral arteries were used. By combining these conditions, we obtained CS reconstructed images. Then, the signal intensity and the full width at half maximum of the vessel were measured, and in-plane artifacts on the images were evaluated. Results showed that in the case of large phantom size, vessel depictability was improved when the FSA was small, and in the case of small phantom, the depictability was improved when the FSA was large. It is suggested that the appropriate sampling pattern may depend on the subject size in CS-MRA.

### 1. 緒 言

近年, MRI における新しい高速撮影技術として圧縮センシングを用いた撮影法 (Compressed sensing-MRI : CS-MRI) が注目されている<sup>1-3)</sup>。CS-MRI では,  $k$  空間データの収集をランダムに間引く, すなわちランダムアンダーサンプリングをすることで撮影時間の短縮を図る。しかし, ラ

ンダムアンダーサンプリングにより得られたデータに対しそのまま逆フーリエ変換再構成処理を行うと, 得られる画像はエリアシングゴーストがノイズのように散りばめられたものとなる。これに対し CS 再構成では, 元画像の持つスパース性を利用し, L1 ノルム最小化などの非線形な処理を繰り返す再構成処理を行うことで, エリアシングゴーストが抑制された劣化の少ない画像を得るも

のである<sup>14)</sup>。

MR アンギオグラフィ (MRA) により得られる画像はスパース性が高いため CS 再構成の良い適応であり、圧縮センシングを用いた MRA (CS-MRA) の血管描出能に関しては様々な報告がある。伏見らは、脳動脈瘤の評価を念頭においた CS-MRA のパラメータの最適化について報告をしており<sup>5)</sup>、山本らは、もやもや病に対する CS-MRA の有用性について報告している<sup>6)</sup>。また Chang らは、目的血管の k 空間における強度分布、すなわちパワースペクトルを元に作成したサンプリングパターンを用いた CS-MRA により、その描出能が改善したと報告している<sup>7)</sup>。

この他にも、被写体のパワースペクトルに応じたサンプリングパターンを用いた CS-MRI の検討には、いくつか報告がある。Zhang らは、リファレンスデータの k 空間パワースペクトルをもとに作成したサンプリングパターンを用いることによって、Choi らは、粗く撮像したプレスキューデータの k 空間パワースペクトルから作成したサンプリングパターンを用いることによって、CS-MRI の画質が向上したと報告している<sup>8,9)</sup>。このように CS-MRI において被写体とサンプリングパターンは密接な関係がある。しかし、現在我々ユーザーは臨床機において CS のサンプリングパターンを設定することは出来ず、上記検討は、いわば CS を開発する側の視点から行った検討といえよう。

これに対し、ユーザーが設定可能なパラメータの一つに、撮像視野 (Field of view : FOV) がある。臨床において、頭部 MRA の被写体サイズは様々だが、フーリエ変換の変換対が実空間と周波数空間のスケールが反比例の関係を持つことから、被写体サイズが変わると被写体のパワースペクトルも変わり、それに応じて CS-MRA における最適なサンプリングパターンも変わる可能性が考えられる。すなわち、被写体に対する FOV の設定が CS-MRA の血管描出能に影響を与える可能性が考えられる。よって、同一 FOV 内の被写体のサイズとサンプリングパターンの関係について検討することは重要であると考えられる。

また一般的に、CS-MRI の画質評価には、NMSE (Normalized Mean Square Error) や RMS (Root Mean Square), PSNR (Peak Signal to Noise Ratio), SSIM (Structural Similarity Index Measure) などといった画像工学的画質指標が用いられることが多い<sup>10,11)</sup>。これらの画質指標は必ずしも臨床的価値を反映した画質評価であるとは限らないが、CS-MRA において Akasaka らは、マスク処理により骨を除いた脳実質のみを用いた SSIM の評価結果が、放射線科医による視覚評価の結果と良い相関を示したと報告している<sup>12)</sup>。しかし、SSIM などの指標では、CS-MRA の各パラメータの変化が、血管信号値やアーチファクト量といった画像の個々の特徴量に与える影響を評価することは難しく、CS-MRA の収集・再構性的条件依存性について把握するには他の手法を用いる必要がある。ここで、齋藤らは、より簡易的な定量評価の試みの一つとして、CS-MRA の血管描出能の評価に、頭部 MRA を模擬した数値ファントムを用いた報告をしている<sup>13)</sup>。

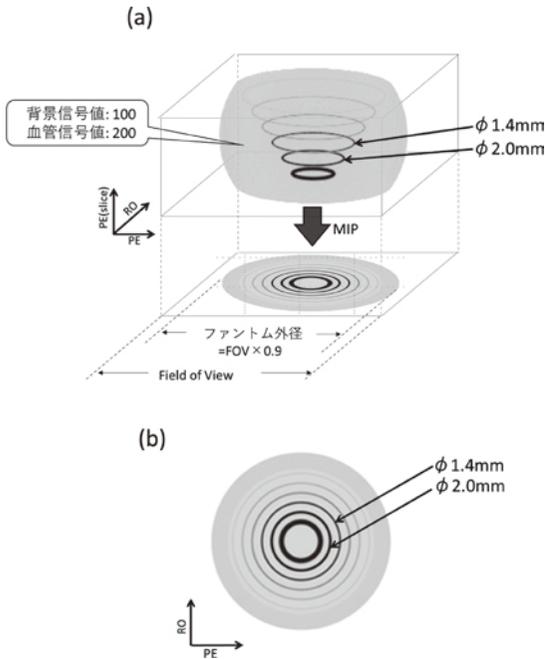
本論文では、齋藤らが用いた数値ファントムを応用し、CS-MRA の血管描出能の被写体サイズとサンプリングパターン依存性について把握することを目的として検討を行った。

## 2. 方法

### 2-1. 数値ファントムの作成

#### 2-1-1. 基準ファントムの作成

本研究では、齋藤らが用いた数値ファントムを用いた<sup>13)</sup>。具体的には、頭部血管を想定した複数のリング状の構造で、各リングは高さを変えて配置した。背景部の信号値を 100、血管部の信号値を 200 とした。FOV は 205 mm、収集マトリクスは  $256 \times 256 \times 128$ 、空間分解能は 0.8 mm の等方ボクセルを想定した。ファントムの外径を FOV 205 mm の 0.9 倍、 $205 \times 0.9 = 184$  mm とし、血管径は細いほうから 0.4, 0.6, 0.8, 1.4, 2.0, 4.0 mm とした (Fig. 1)。数値ファントムの k 空間データは、read out (RO) および phase encode (PE) 方向については Bessel 関数を用い、Slice 方向には 0.04 mm の間隔で二次元データを slice 方向に加算するこ



**Fig. 1.** 基準となる数値ファントム  
(a) に基準となる数値ファントムを、(b) に最大値投影像 (MIP 像) を示す。本検討では、 $\phi 1.4, 2.0\text{ mm}$  の血管について計測を行った。

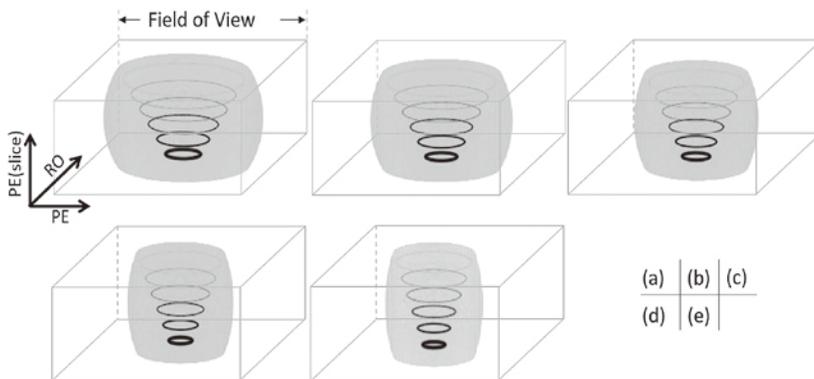
とで連続系でのデータ収集を模擬している。連続系を模擬することにより、より実際に近い細い血管径の表現が可能になる<sup>13)</sup>。

2-1-2. サイズを変化させたファントムの作成  
本検討では、被写体のサイズが変化した場合にサンプリングパターンが画質に及ぼす影響がどのように変化するのかを明らかにするために、上記の数値ファントムのサイズを基準とし、ファントムの外径とリング径を変化させた (Fig. 2)。ファントムの外径は FOV に対する比率で設定し、FOV に対し 0.9~0.5 倍の 5 通りとした。ファントム内部に配置されているリング径も、ファントムの外径の変化に合わせて、同じ比率で変化させた。以上の設定の詳細は、Fig. 2 と Table 1 に示した通りである。

## 2-2. 収集条件とサンプリングパターン

2-2-1. 収集条件とサンプリングパターンの作成  
データ収集マトリクスを  $256 \times 256 \times 128$  として k 空間データを作成し、これをフルサンプリングデータとした。ランダムサンプリングデータはこのデータから 2 つの位相方向についてランダムに間引くことによって作成した。

ランダムサンプリングは、k 空間の中心部ではすべて収集し、k 空間の辺縁部では間引いて収集するように設定した。本検討では、この k 空間中心部のフルサンプリング領域を FSA (Fully Sam-



**Fig. 2.** サイズの異なる数値ファントムモデル  
FOV と血管径は固定し、ファントムの外径を 5 通り変化させた。

Table 1. 数値ファントムの設定

ファントム名	ファントムの外径 (FOV×)	血管リング径 (血管リング径_P0.9×)
$P_{0.9}$	0.9	1
$P_{0.8}$	0.8	8/9
$P_{0.7}$	0.7	7/9
$P_{0.6}$	0.6	6/9
$P_{0.5}$	0.5	5/9

5種類の数値ファントムについて、名前、外径、血管リング径を示す。ファントムの外径はFOVの0.5から0.9倍に設定した。血管リング径は、 $P_{0.9}$ の血管径を基準として、何倍の大きさに設定したかを表している。

pled Area) と呼ぶことにする。ランダムサンプリング領域では  $k$  空間の原点に近いほどサンプリング密度が高くなるように設定した。すなわち、原点からの距離に応じて減衰する確率密度関数 (probability density function : pdf) を以下の式を用いて計算し、得られた確率密度関数に基づいてサンプリング密度を決定した (Fig. 3)。

$$pdf = \begin{cases} 1 & : r \leq r_{FSA} \\ (1-r)^4 + c & : r > r_{FSA} \end{cases} \quad (1)$$

$$r = \sqrt{\left(\frac{\sqrt{2}ky}{N}\right)^2 + \left(\frac{\sqrt{2}kz}{M}\right)^2}$$

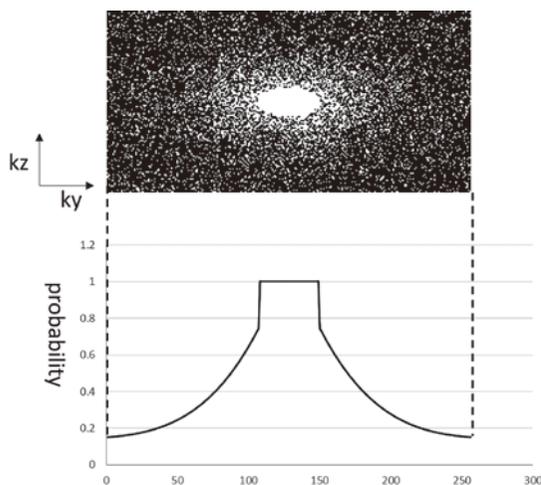


Fig. 3. サンプリングパターンと確率密度関数  
サンプリングパターンは  $pdf$  をもとに算出した。図は、 $FSAr = 2\%$  の時の、サンプリングパターンと 1 次元  $pdf$  を示す。  
 $ky$  は  $k$  空間の位相エンコード方向を示す変数を表し、 $kz$  はスライスエンコード方向の変数を表す。

ここで、 $r$ :  $k$  空間の中心からの距離、 $N$ : 位相方向のマトリクス数、 $M$ : スライス方向のマトリクス数、 $ky$ : 位相方向の  $k$  空間の変数、 $kz$ : スライス方向の  $k$  空間の変数、 $r_{FSA}$ : FSA の半径、 $c$ : FSA の値に応じて  $pdf$  の全積分が 1 になるように決定される定数である。

ランダムサンプリングにおける間引き率は本検討では 25% に固定した。すなわち位相エンコード方向の 2 次元マトリクスに対しては 25% サンプリング、周波数エンコード方向はフルサンプリングとした。サンプリングパターンの生成には、Lustig により公開されている CS 再構成プログラムのソースコードを用いた<sup>1)</sup>。

### 2-2-2. FSA ratio

中心部フルサンプリング領域の大きさは、位相エンコード方向のマトリクス数に対する FSA 内のサンプリング点数の割合として定義した FSA ratio (FSAr) を用いて表した。

$$FSAr = \frac{\text{Number of sampling points in FSA}}{\text{matrix}_{PE} \times \text{matrix}_{PE(\text{slice})}} \quad (2)$$

本検討では FSAr を 2~20% の範囲の中で 5 通りのサンプリングパターンを作成した (Fig. 4)。中心部のフルサンプリング点数と辺縁のランダムサンプリング点数の比率のみを変化させ、全体のサンプリング点数は一定になるようにしている。

### 2-3. 画像再構成

ランダムサンプリングにおける再構成方法としては、間引かれた部分のデータをゼロで埋めたのちにフーリエ変換にて画像を再構成するゼロフィル (zero-filled) 再構成 (以下 ZF と略記)、および、wavelet をスパース変換とする CS 再構成 (以下 CS と略記) を用いた。さらに、比較のためにフルサンプリング再構成 (Full) も用いた。以下、再構成によって得られた画像を、それぞれ ZF-MRA, CS-MRA, Full-MRA とし、各再構成法で得られた各ファントムサイズの画像を、「再構成法\_ファントムサイズ」の形で CS\_P0.9 などと呼ぶことにする。いずれの再構成においても、MRA では一般的な各方向 2 倍のゼロ充填再構成処理を施すことにより 2 倍のマトリクスサイズの画像を得て、これを検討に用いた。

次に数値データに対するノイズの付加について述べる。実際の臨床を想定して、画像信号雑音比 (signal-to-noise ratio : SNR) が 15 になるように、数値ファントムの実空間データに対し複素のガウスノイズを付加した<sup>13)</sup>。

各条件で 3 回画像再構成を行った。サンプリン

グパターンはその都度再計算し、毎回異なるパターンを用いて画像再構成を行った。

### 2-4. CS 再構成条件

繰り返し演算による CS 再構成処理プログラムは、Lustig らによって公開されている MATLAB プログラムに修正を加えたものであり、齋藤らが使用したのと同じものを用いた<sup>13)</sup>。CS 再構成は下記に示す式 (3) を用いて再構成を行った。

$$\text{minimize } \|F_u m - y\|_2^2 + \|\Psi m\|_1 \quad (3)$$

ここで、 $\Psi$  はスパース変換、 $m$  は実空間上における再構成データ、 $y$  は収集データ、 $F_u$  はフーリエ変換とアンダーサンプリング収集を表している。本検討ではスパース変換に wavelet 変換 (Daubechies N=4) を用いた。また、繰り返し回数は 100 回とした。

### 2-5. 測定項目

本検討では、三次元再構成された元画像において模擬血管が配置されたスライスに対し計測を行った。FSAr とファントムサイズを変化させ血管信号値、血管径、スライス面内の標準偏差 (standard deviation : SD) を測定した。今回は、 $\phi$  0.4~4.0 mm の血管のうち  $\phi$  1.4, 2.0 mm の血管について評価を行った。

#### 2-5-1. 血管信号値の測定

Fig. 5 に示すように、PE 方向に対し  $\pm 10^\circ$  の範囲の血管中心線上の信号値を線形補間を行って  $1^\circ$  おきに算出し平均したものを血管信号値とした<sup>13)</sup>。測定結果は、3 回分の画像の血管信号値測

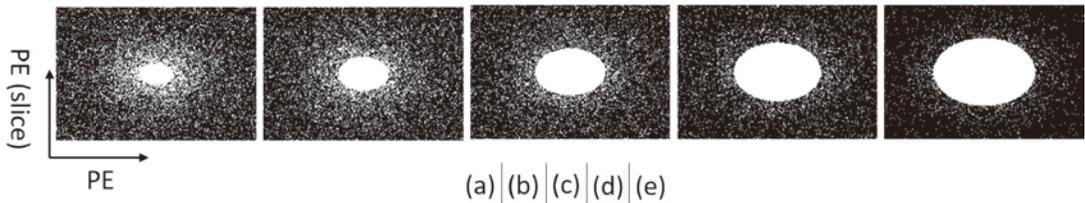
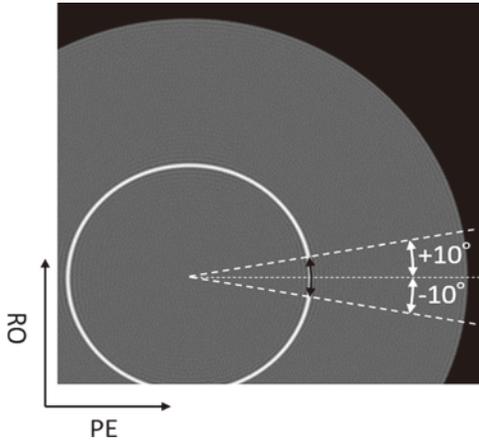


Fig. 4. 5 つの異なるサンプリングパターン  
FSAr とは、位相方向の全サンプリング点数に対する、FSA 内のサンプリング点数の比を表す。  
(a) FSAr = 2%, (b) FSAr = 5%, (c) FSAr = 10%, (d) FSAr = 15%, (e) FSAr = 20%



**Fig. 5.** 血管信号値の計測  
 黒矢印は血管信号値の測定位置を示す。  
 血管信号値は原画像の原点を中心とするリングに沿って計測を行った。位相エンコード方向  $\pm 10^\circ$  の範囲の平均値を測定値とした。

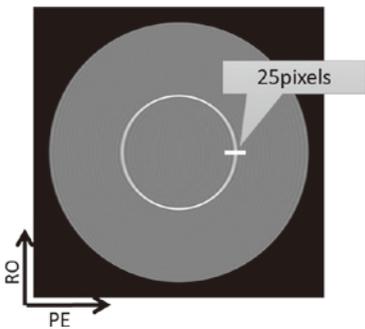
定結果を平均し、最終的な血管信号値とした。

### 2-5-2. 血管径の測定

血管部を通るスライスの元画像は、ノイズの有無それぞれの条件で3回分加算平均することにより取得した。

血管プロファイルは、PE方向について、上記元画像の血管に対し垂直に25 pixelにわたって取得した (Fig. 6)。

半値幅 (full width at half maximum : FWHM) は、取得したプロファイルのピーク信号値とファント



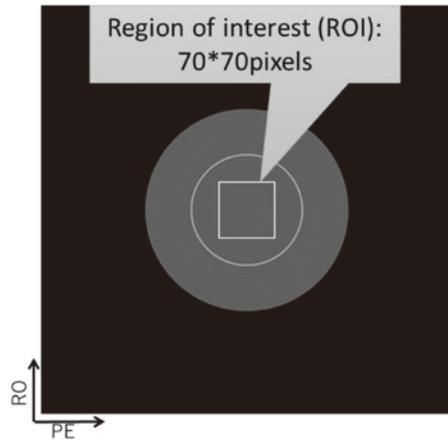
**Fig. 6.** 血管径の計測  
 血管径の計測に用いたプロファイルの取得位置と、プロファイルからの FWHM の算出方法を示す。

ムの背景信号値 (100) との平均値をとる2点の間隔を線形補間により求めた。

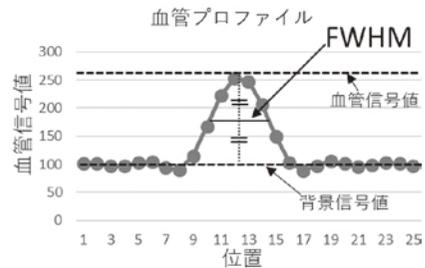
### 2-5-3. アーチファクトの評価

$\phi 0.8 \text{ mm}$  の模擬血管が配置されたスライスに ROI を設定し、ROI 内の信号値の SD を測定することでアーチファクトを評価する指標とした。ROI の大きさは  $70 \times 70 \text{ pixel}$  とした (Fig. 7)。

3 回分の画像の SD 測定結果を平均したものを最終的な計測値とした。



**Fig. 7.** 面内アーチファクトの計測  
 面内アーチファクトの指標として関心領域 (ROI) 内の標準偏差を測定した。ROI は  $\phi 0.8 \text{ mm}$  の血管が通るスライスに設けた。



### 3. 結 果

Fig. 8 に血管信号値, Fig. 9 に血管径, Fig. 12 に面内アーチファクトの指標となるSDの測定結果を示し, Fig. 10 に得られた再構成画像のうちSNR15の $\phi$  1.4 mmの元画像を示す。また, Fig. 11 にはアーチファクトが目立つようにウィンドウ (WW/WL) を調節した再構成画像を示す。

#### 3-1. 血管信号値

Fig. 8 a~d に各ファントムサイズにおけるFSArの変化による血管信号値の変化を示す。ZF-MRAでは, ノイズの有無によらず, すべての

FSAr においてファントムサイズ間で血管信号値に大きな差を示さなかった。また,  $\phi$  1.4, 2.0 mm いずれの血管においても, 低いFSArほど低い血管信号値を示した。一方CS-MRAでは, ノイズの有無によらず, FSArの変化に伴う血管信号値の変化の仕方はファントムサイズにより異なる傾向を示した。

ノイズがない場合は, Fig. 8a, b に示すように,  $\phi$  1.4, 2.0 mm のいずれの血管も低FSArにおいてCS\_ $P_{0.7}$ , CS\_ $P_{0.9}$ の血管信号値が高く保たれていたのに対し, CS\_ $P_{0.5}$ の血管信号値は著しく低い値を示した。また,  $\phi$  1.4 mm の血管において

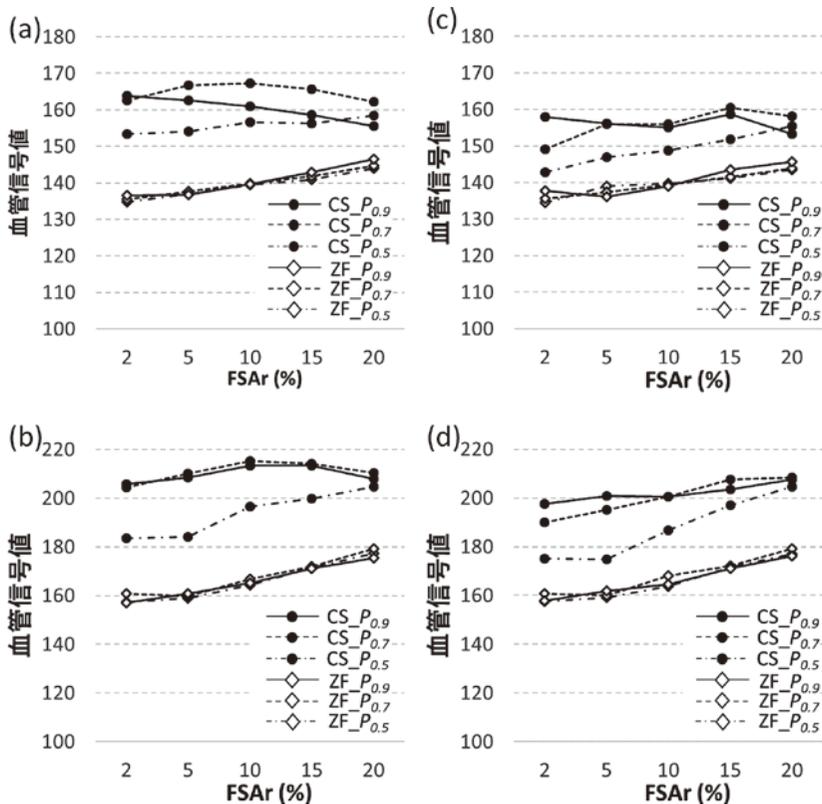


Fig. 8. 各ファントムサイズにおける血管信号値のFSAr依存性  
 (a) ノイズなし  $\phi$  1.4 mm (b) ノイズなし  $\phi$  2.0 mm  
 (c) SNR15  $\phi$  1.4 mm (d) SNR15  $\phi$  2.0 mm

ZF-MRAでは, ファントムサイズが異なってもほとんど同じ血管信号値を示した。一方CS-MRAでは, ファントムサイズに依存して血管信号値が変化した。CS\_ $P_{0.7}$ とCS\_ $P_{0.9}$ は低FSArにおいて高い血管信号値を示したが, CS\_ $P_{0.5}$ では低FSArにおいて低い血管信号値を示した。

(Fig. 8a, 8b), 各ファントムサイズで血管信号値が最大となるのは, CS\_ $P_{0.9}$  で FSAr = 2%, CS\_ $P_{0.7}$  で FSAr = 10%, CS\_ $P_{0.5}$  で FSAr = 20% であった。一方  $\phi$  2.0 mm の血管において (Fig. 8b), CS\_ $P_{0.9}$ , CS\_ $P_{0.7}$  で FSAr = 10%, CS\_ $P_{0.5}$  で FSAr = 20% の時に血管信号値が最大となった。

SNR15 の場合,  $\phi$  1.4, 2.0 mm のいずれの血管においても低 FSAr ではファントムサイズが大きいほど高い血管信号値を示していた。また, 各血管径, 各ファントムサイズにおいて血管信号値が最大となる FSAr は,  $\phi$  1.4 mm では CS\_ $P_{0.9}$  では FSAr = 2%, CS\_ $P_{0.7}$  では FSAr = 5%, CS\_ $P_{0.5}$  では FSAr = 20% であった。一方  $\phi$  2.0 mm の血管においては (Fig. 8b), すべてのファントムサイズで FSAr = 20% の時に血管信号値が最大となった。

### 3-2. 血管径

Fig. 9 に各ファントムサイズにおける血管の FWHM の測定結果を示す。

ZF-MRA では, ノイズの有無によらず, ファントムサイズの違いによる FWHM の違いはほとんど見られなかった。 $\phi$  1.4 mm の血管において, ノイズなしの場合は, FSAr の増加に伴って

FWHM が著しく増加した。それに対し SNR15 の場合では, FSAr の増加に伴う FWHM の著しい増加は見られなかった。しかし, Fig. 10 (a) の画像からは, ノイズの有無によらず FSAr を高くすると血管径がボケている様子が確認できた。 $\phi$  2.0 mm の血管においては, ノイズの有無によらず FSAr の変化に伴う FWHM の変化は見られなかった。

一方 CS-MRA では,  $\phi$  1.4 mm の FWHM は, ノイズの有無によらずファントムサイズにより異なる FWHM を示した。ノイズがない場合, FSAr が 2~15% まで, SNR15 の場合には全 FSAr において,  $P_{0.5}$  の方が  $P_{0.7}$ ,  $P_{0.9}$  よりも大きな FWHM を示した。また, ノイズがない場合には, FSAr の増加に伴い, すべてのファントムサイズで FWHM の著しい増加がみられた。それに対し, SNR15 の場合では, FSAr の増加に伴う FWHM の著しい増加は見られなかった。しかし, Fig. 10 (b) の画像から, ノイズの有無によらず FSAr を高くすると血管径がボケている様子が確認できた。 $\phi$  2.0 mm の血管においては, ノイズの有無によらず FSAr の変化に伴う FWHM の変化は見られなかった。

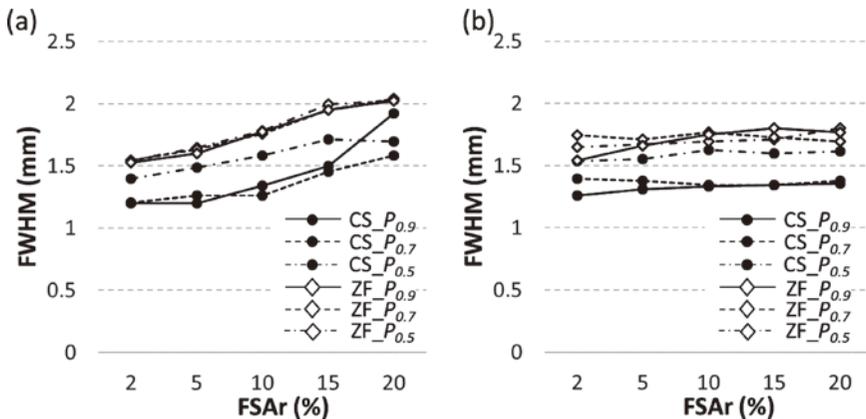


Fig. 9. 各ファントムサイズにおける  $\phi$  1.4 mm 血管 FWHM の FSAr 依存性  
 (a) ノイズなし (b) SNR15  
 CS\_ $P_{0.5}$  では CS\_ $P_{0.7}$ , CS\_ $P_{0.9}$  よりも大きな FWHM を示した。  
 (a) ZF-MRA, CS-MRA 共に FSAr の増加に伴って FWHM も増加した。  
 (b) ZF-MRA, CS-MRA 共にノイズなしの場合ほど FSAr の変化に伴う FWHM の変化は見られなかった。

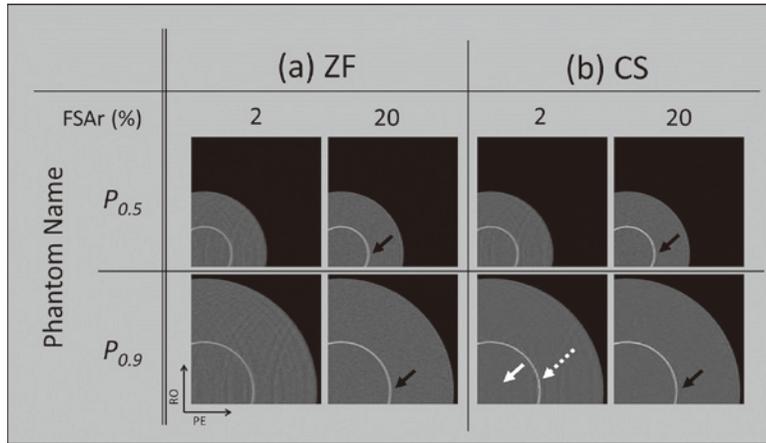


Fig. 10. SNR15 における  $\phi$  1.4 mm 血管が通るスライスの再構成画像 (WW/WL = 135/135)

(a) ZF-MRA (b) CS-MRA

FSAr = 20% の時には、ZF-MRA、CS-MRA 共に血管のボケが認められる (黒矢印)。低 FSAr においても、CS  $P_{0.9}$  ではアーチファクトが抑えられており (白矢印)、CS-MRA は ZF-MRA に比べ高い血管信号値を示していた (白破線)。

### 3-3. 面内アーチファクト

Fig. 11a, b は  $\phi$  0.8 mm の血管が通るスライスの画像で、アーチファクトが見やすくなるようにウィンドウを調整したものである。ZF、CS 共に、ファントムサイズによらず、FSAr の増加に伴いアーチファクトが減少した。

Fig. 12a に示すように、ノイズがない場合には ZF-MRA、CS-MRA 共に FSAr が低いほど SD が

高い値を示した。ZF-MRA ではどの FSAr においてもファントムサイズによって SD に大きな違いはなかったが、CS-MRA においてはファントムサイズが小さいほど、低 FSAr での SD が高い傾向を示した。一方 Fig. 12b に示すように、ノイズがある場合は、ZF-MRA ではノイズがない場合と同様に FSAr が低いほど SD が高い値を示していた。しかし、CS ではどのファントムサイズも、

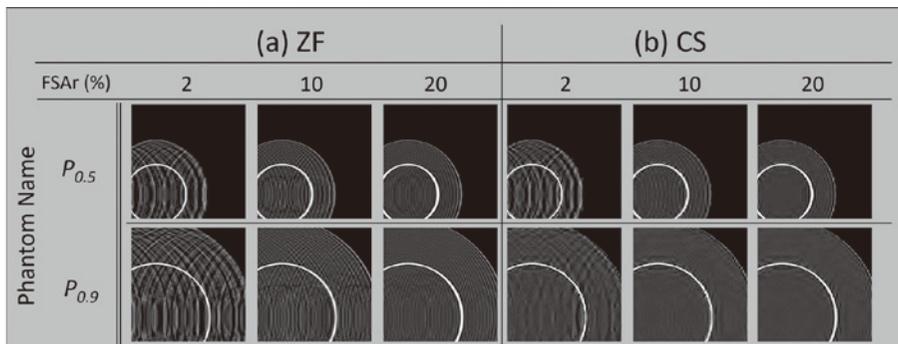


Fig. 11.  $\phi$  0.8 mm の血管が通るスライスにおけるアーチファクト (WW/WL = 20/105)

FSAr が低いほど、よりアンダーサンプリングに伴う折り返しアーチファクトが増加することが分かる。

FSAr が 2% のとき、CS  $P_{0.5}$  に比べ CS  $P_{0.9}$  はエアリングの影響がより抑制されている。

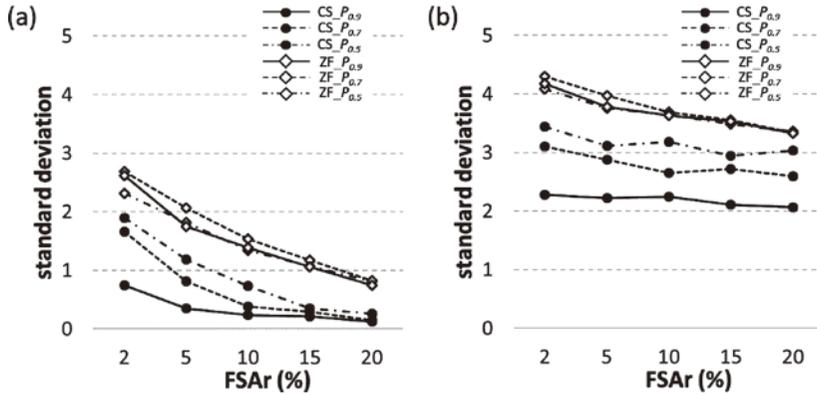


Fig. 12.  $\phi$  0.8 mm の血管が通るスライスにおけるアーチファクト

(a) ノイズなし (b) SNR15

ZF-MRA ではファントムサイズによらず SD はほとんど同じ値を示した。一方 CS-MRA ではファントムサイズによって異なる SD の値を示した。CS-MRA の中でも CS  $P_{0.5}$  は、低 FSAr において最も大きな SD を示した。

ノイズがない場合に比べ低 FSAr と高 FSAr での SD の差は小さく、FSAr の変化に伴う SD の変化が小さい結果を示した。

#### 4. 考 察

本研究では、CS-MRA の血管描出能のサンプリングパターンと被写体サイズ依存性について検討を行った。

##### 4-1. 血管信号値

FSAr の変化に伴った血管信号値の変化について考察する。Fig. 8 に示すように、ZF-MRA では低 FSAr ほど低い血管信号値を示す傾向が確認され、CS-MRA では  $P_{0.7}$ 、 $P_{0.9}$  のファントムにおいて低 FSAr でも高い血管信号値を保持することが示された。一方高 FSAr においては、ZF-MRA の血管信号値が高くなり CS-MRA との信号値の差が小さくなる傾向を示した。一般に  $k$  空間における低周波数領域にはエネルギーが大きい成分が集中しているため、この領域を密にサンプリングすることで CS 再構成画像の SNR が担保されると報告されている。低 FSAr において ZF-MRA の血管信号値が低下したのは  $k$  空間における高エネルギー領域のサンプリング数が少ないことで SNR が低下したためと考えられる。これに対し CS-

MRA では、間引かれた信号がうまく推定されたため血管信号値が高く保持されたと考えられる。高 FSAr においては、 $k$  空間における高エネルギー成分が十分にサンプリングされたことで SNR が担保されたため ZF-MRA の血管信号値が高くなり CS-MRA との信号値差が小さくなったと考えられる。また Fig. 8c, d では、SNR15 において、すべてのファントムサイズにおいて高 FSAr の方が高い血管信号値となる傾向が示されていた。文献 13) においてはノイズの影響で CS 再構成の復元精度が低下する可能性が報告されており、SNR15 では高 FSAr において収集の SNR が向上し、CS 再構成の精度が向上したためと考えられる。

ここで、Fig. 8a, b, d, 9b に示す、低 FSAr において  $P_{0.5}$  のファントムの CS-MRA では  $P_{0.7}$ 、 $P_{0.9}$  に比べ著しく低い血管信号値を示したことにに関して考察する。文献 8, 9) では、被写体のパワースペクトルに合わせて適切なサンプリングパターンを用いることで、CS の画質が改善されたと報告されている。本研究では、数値ファントムの外径を変化させ、同一 FOV に対し被写体の大きさが変化した状況を想定して検討を行った。緒言でも述べたように、フーリエ変換の変換対が実空間と

k空間でスケールが反比例の関係にあることから、ファントムサイズが変化した場合、k空間における被写体のパワースペクトルもサイズに応じて変化する。よって $P_{0.7}$ 、 $P_{0.9}$ では、被写体のパワースペクトルに対し低FSArのサンプリングパターンが適していたが、 $P_{0.5}$ では低FSArのサンプリングパターンが被写体のスペクトルに対して適しておらず、CS再構成による信号の推定がうまくできなかったため血管信号値が低下したと考えられる。

#### 4-2. 血管径

FSArの変化に伴うFWHMの変化について考察する。 $\phi$  1.4 mmのFWHMの測定結果から、高FSArの場合におけるZF-MRAでは、ノイズの有無によらず血管がボケることが示された。これは、高FSArでは高周波数成分のデータが少ないことが原因と考えられる。CS-MRAでも同様に高FSArの場合に血管がボケることが示された。これは、高周波数成分のデータが少ないために、CS再構成処理による間引かれたデータの推定がうまくできなかったためであると考えられる。また、 $\phi$  1.4 mmの血管においてCSとZFのFWHMを比較した際に、CSの方が小さいFWHMを示した。このようにZFよりCSの方がボケを抑えた画像になることは、伏見らの報告に合致する<sup>5)</sup>。 $\phi$  2.0 mmの血管においては、ZF、CS共にFSArの変化に伴いFWHMも変化しなかったのは、今回のサンプリングパターンでは血管のk空間における周波数帯域を十分にカバーしており、ボケの影響が小さかったためと考えられるが、この点に関しては今後より詳細な検討が必要と考える。

さらに、CS-MRAではファントムサイズによって異なるFWHMを示した。特に $\phi$  1.4 mmの血管では、小さいファントムサイズでは大きいファントムサイズより大きいFWHMを示したことから、小さいファントムサイズではCS再構成による信号の推定がうまくできていないと考えられる。

#### 4-3. 面内アーチファクト

FSArの変化に伴うSDの変化について考察する。Fig. 12aに示すように、ZF-MRA、CS-MRA

共にFSArが低いほどSDが大きい値を示した。また、Fig. 11a, bから、アーチファクトの増大がSD増加の大きな要因であることが確認された。これは、FSArを高くするとk空間中心付近の低周波成分のサンプリング数が増えるため、ランダムアンダーサンプリングによるエネルギーの高い画像の低周波成分のエリアシングの影響が小さくなるためであると考えられる<sup>8,9,14)</sup>。ただし、ノイズがある場合においては、CS-MRAのFSArの変化に伴うSDの変化は小さい結果となったが、これはアーチファクトがノイズに埋もれてしまったためであると考えられる<sup>13)</sup>。

さらにFig. 12a, bに示すように、ZF-MRAでは各FSArにおいてファントムサイズが変わってもSDの値に大きな変化がなかったのに対し、CS-MRAではファントムサイズが異なるとSDの値が異なった。この点について考察する。文献8, 9)では、被写体に適応適切なサンプリングパターンを用いることで、CS再構成像のエリアシングアーチファクトを減少させることができると報告している。本検討のように、ファントムサイズが変化するとk空間における被写体のパワースペクトルも変化するため、ファントムサイズに応じて適切なサンプリングパターンが異なると考えられる。そのため、CS-MRAにおいてはファントムサイズが異なると各FSArにおけるSDが異なる値を示したと考えられる。

#### 4-4. 血管描出能のサンプリングパターンとファントムサイズ依存性について

CS-MRAにおける血管信号値と面内アーチファクトは、低FSArにおいてファントムサイズ間で差が大きく、大きいファントムサイズほど血管信号値が高くアーチファクトも少ない結果を示した。一方で、高FSArにおいてはファントムサイズ間での差が小さい結果を示した。このことから、CS-MRAにおいて、FSArが低いほど血管描出能のファントムサイズ依存性が高く、高FSArでは血管描出能のファントムサイズ依存性が低いと考えられる。ここで、高FSArにおいてFWHMは大きい値を示したため、ファントムサイズが大きい場合には、低FSArと組み合わせた方がより

血管描出能が優れると考えられる。Fig. 11からも、低 FSAr において大きいファントムサイズの方が血管がシャープに描出され、血管の視認性が優れることが確認できた。一方で、ファントムサイズが小さい場合には、低 FSAr において低い血管信号値を示し、面内アーチファクトも抑制不良であったため、総合的に高 FSAr と組み合わせることで血管描出能を担保することができると考えられる。

また本検討において、ファントムサイズが小さく FSAr が低い場合に最も CS-MRA の血管描出能が低下することが示された。これは臨床において、頭部のサイズが小さい患者に対し、サンプリングパターンを変えず大きい FOV のまま撮影するケースに相当すると考えられる。よって、CS-MRA においては、サンプリングパターンが低 FSAr で固定されていた場合、被写体に合わせた適切な FOV を用いることが、通常の撮影よりも重要になると考えられる。

#### 4-5. リミテーション

本検討においては、いくつかリミテーションが存在する。本検討において用いた数値ファントムはシンプルな構造をしており、血流などの影響は考慮していない。また、データ収集において、マルチコイル収集やパラレルイメージング技術は模擬していない。しかし、文献 13) で述べられているように、本検討において用いた数値ファントムはシンプルであるがゆえに、信号値の測定が容易となり、サンプリングパターンと被写体サイズの関係について把握しやすくなったと考えている。

また CS 再構成法には、本検討で用いている手法以外に、FISTA<sup>15)</sup> や NESTA<sup>16)</sup> といった計算アルゴリズムを用いている報告がある。本論文では、それらを用いた検討は行っていない。しかし、本検討によって、データ収集が CS 再構成に与え得る影響について、基本的な知見を得ることが出来たと考えている。

## 5. 結 語

CS-MRA において、中心部フルサンプリング

領域 (FSA) を変化させたサンプリングパターンと外径を様々に変化させた被写体との組み合わせによって血管描出能がどのように変化するのか検討を行った。

検討の結果、FSAr を低く設定した方が血管描出能の被写体サイズ依存性が高いことが分かった。低 FSAr において、ファントムサイズが大きい場合、すなわち被写体に対して標準的な FOV の設定をした場合に、CS-MRA は高い血管描出能を示した。一方で、被写体が小さい場合、すなわち被検体に対して FOV の設定が十分に大きい場合には、被写体サイズ依存性が少ない高 FSAr の方が高い血管描出能を示した。

以上から、限定的な条件下ではあるが、CS-MRA の血管描出能のサンプリングパターンと被写体サイズ依存性を明らかにする事ができた。

## 謝 辞

本研究を進めるにあたり、多大なるご助言を頂きました東海大学医学部附属病院、診療放射線技師の齋藤俊樹さんに深く感謝いたします。

なお本論文の内容の一部は、第 73 回日本放射線技術学会総会学術大会 (2017 年, 横浜) にて発表した。また、本研究の一部は JSPS 科研費 15K08688 の助成を受けたものです。

## 文 献

- 1) Lustig, M., Donoho, D., Pauly, J.M.: Sparse MRI: The application of compressed sensing for rapid MR imaging, *Magn Reson Med*, **58**(6), 1182-1195, 2007
- 2) Jaspán, O.N., Fleysher, R., Lipton, M.L.: Compressed sensing MRI: a review of the clinical literature, *BrJ Radiol*, **88**(1056), 20150487, 2015
- 3) Vasanawala, S.S., Murphy, M.J., Alley, M.T., Lai, P., Keutzer, K., Pauly, J.M., Lustig, M.: Practical Parallel Imaging Compressed Sensing MRI: Summary of Two Years of Experience in Accelerating Body MRI of Pediatric Patients, 8th IEEE International Symposium on Biomed. Imag., 1039-1043, 2011
- 4) 篠原広行, 橋本雄幸: 圧縮センシング MRI の基礎, 医療科学社, 東京, 2016, 8-303
- 5) Fushimi, Y., Fujimoto, K., Okada, T., Yamamoto, A., Tanaka, T., Kikuchi, T., Miyamoto, S., Togashi, K.:

- Compressed Sensing 3-Dimensional Time-of-Flight Magnetic Resonance Angiography for Cerebral Aneurysms : Optimization and Evaluation, *Investigative Radiology*, **51**(4), 228-235, 2016
- 6) Yamamoto, T., Okada, T., Fushimi, Y., Yamamoto, A., Fujimoto, K., Okuchi, S., Fukutomi, H., Takahashi, J.C., Funaki, T., Miyamoto, S., Stalder, A.F., Natsuaki, Y., Speier, P., Togashi, K. : Magnetic resonance angiography with compressed sensing : An evaluation of moyamoya disease, *PLoS ONE*, **13**(1) : e0189493, 2018
  - 7) Chang, K.K., Young, D.S., Hang, K.K. : Energy Spectrum-based Variable-Density Sampling Distribution Optimized for MR Angiography at Compressed Sensing Technique, *Appl. Magn. Reson.*, **47**, 201-210, 2016
  - 8) Zhang, Y., Peterson, B.S., Ji, G., Dong, Z. : Energy Preserved Sampling for Compressed Sensing MRI, *Computational and Mathematical Methods in Medicine*, 546814, 2014
  - 9) Choi, J., Kim, H. : Implementation of time-efficient adaptive sampling function design for improved under-sampled MRI reconstruction, *Journal of Magnetic Resonance*, **273**, 47-55, 2016
  - 10) Wang, Z., Bovik, A.C., Sheikh, H.R., Simoncelli, E.P. : Image Quality Assessment : From Error Visibility to Structural Similarity, *IEEE Trans Image Process*, **13**(4), 600-612, 2004
  - 11) Zijlstra, F., Jaco, J.M. Zwennburg, Viergever, M.A., Seevinck, P.R. : Data-driven Cartesian Sampling Design for Compressed Sensing MRI, *Proc. Intl. Soc. Mag. Reson. Med.*, **22**, 1550, 2014
  - 12) Akasaka, T., Fujimoto, K., Yamamoto, T., Okada, T., Fushimi, Y., Yamamoto, A., Tanaka, T., Togashi, K. : Optimization of Regularization Parameters in Compressed Sensing of Magnetic Resonance Angiography : Can Statistical Image Metrics Mimic Radiologists' Perception? *PLoS One*, **11**(1), e0146548, 2016
  - 13) 齋藤俊樹, 町田好男, 宮本宏太, 一関雄輝 : 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—数値ファントムモデルによる検討—, *日放技学誌*, **71**(11), 1080-1089, 2015
  - 14) Tsai, C.M., Nishimura, D.G. : Reduced Aliasing Artifacts Using Variable-Density k-Space Sampling Trajectories, *Magn. Reson. Med.*, **43**(3), 452-458, 2000
  - 15) Beck, A., Teboulle, M. : A Fast Iterative Shrinkage-Thresholding Algorithm for Linear Inverse Problems, *SIAM. J. Imaging. Sci.*, **2**, 183-202, 2009
  - 16) Becker, S., Bobin, J., Candes, E.J. : A Fast and Accurate First-order Method for Sparse Recovery, *SIAM. J. Imaging. Sci.*, **4**, 1-39, 2011