

## k-空間入門(2)

押尾 晃一

慶應義塾大学医学部放射線診断科

### はじめに

MRI では位置情報は傾斜磁場によって与えられ、傾斜磁場とデータサンプリングを変えることで画像の分解能や field-of-view (FOV) をコントロールする。前回「k-空間入門」というタイトルで k-空間という概念の全体を解説したが、今回はもう少し具体的な例にそって k-空間、傾斜磁場および再構成画像との関係について述べる。

### k-空間と画像の関係

k-空間は空間周波数を軸とする空間で、原点が一番低い周波数、すなわち全体の平均値に対応し、原点から離れるに従って次第に高い空間周波数に対応する。この空間で見ている「物」は撮像対象であるが、座標軸が位置ではなく空間周波数になっている。MRI 画像法では k-空間上でデータを取得し、元の k-空間での位置関係に従って並べ替えた後フーリエ変換によって画像を再構成する。

今、 $FOV = 16 \text{ cm}$ 、マトリックスサイズ =  $256 \times 256$  で画像を撮ることを考える。撮像対象となる k-空間データは撮像対象自体と同様アナログであるが、これをあるサンプリング間隔に従ってサンプルし、コンピュータメモリーに格納したものがいわゆるローデータ (raw

data) である。通常この二つの区別は曖昧なことが多いが、これらを別なものとして扱う方が理解がしやすい。

Fig. 1 に k-空間(a)、ローデータ(b)、および再構成画像(c)を示す。(a)の k-空間の内、点線で囲んだ部分を  $256 \text{ 点} \times 256 \text{ 点}$  で等間隔にサンプルしたものがローデータ(b)である。説明の都合上アナログの k-空間データとしてデジタルデータを貼付けてあるが、実際には(a)は縦横に無限に広がる空間と考えてほしい。ローデータは複素数であるが、図には実部のみ表示した。

これらの画像の軸はすべて異なる単位で表される。(a)のアナログ k-空間では、各軸はその方向の空間周波数を表す。この空間上でどれだけ広い範囲でデータを集めるかで再構成画像の分解能が決まる。Fig. 1 の例では、点線で示した範囲が  $256/16 \text{ cm} = 16 \text{ points/cm}$  を表す。解像度でいえば  $0.625 \text{ mm}$  である。この範囲のデータを等間隔で  $256 \times 256$  点サンプルしたものが(b)のローデータである。マトリックスサイズはローデータの xy 方向のデータ点数を表す。図では  $256 \times 256$  を基準として、この大きさで表示している。ローデータを離散フーリエ変換したものが再構成画像(c)である。離散フーリエ変換ではデータ点数は変わらないので、再構成画像も  $256 \times 256$  ピクセルとなる。以下、これを基準として、解像度や FOV 等の

キーワード k-space, k-trajectory, resolution

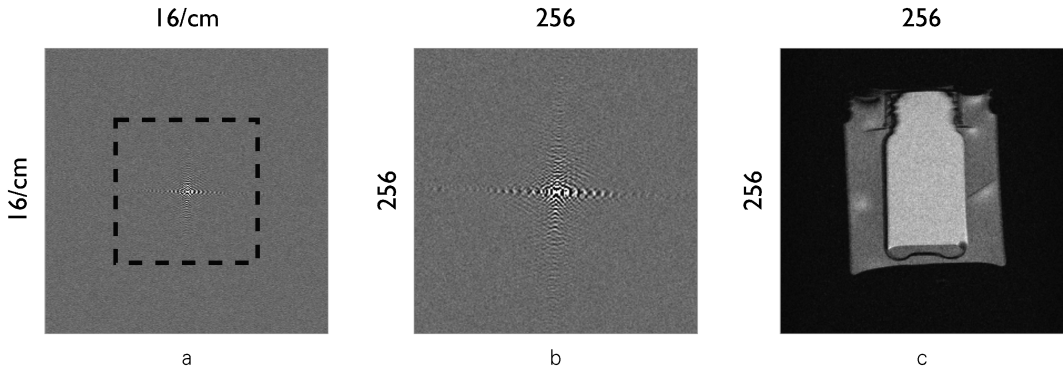


Fig. 1. Reference

(a) Analog k-space data. The area indicated by the dotted line is sampled, and stored in memory as “raw data” (b). Image resolution is determined by extent of sampled area (dotted line) (a). In this example, the FOV is 16 cm and the matrix size is  $256 \times 256$ , so the resolution is 16 points/cm in both frequency and phase directions. “Matrix size” is the size of the raw data. The raw data is Fourier transformed to make the reconstructed image (c). The size of the image does not change with Fourier transformation, so the image size is  $256 \times 256$ . These images are all complex, but only real part (a), (b) or magnitude (c) is displayed in this figure.

撮像パラメータを変えた時に k-空間データと画像との関係がどう変化するかを説明する。

なお、ファントムは二重のポリエチレン瓶の内側にコーンオイル、外側に硫酸銅水溶液を入れたもので、パルスシーケンスは RF スポイルド GRASS, TR = 30 ms, TE = 10 ms (Fig. 7 のみ TE = 2.7 ms) である。装置は GE 社製 Signa 1.5T。画像データはすべて実際にこの撮像パラメータで取得したローデータをオフラインで再構成した。用語は GE のものを使っているが、他社の装置でも原理的には同じである。

### FOV

前の例からマトリックスサイズを変えずに FOV だけを 2 倍にすることを考える。FOV = 32 cm, マトリックスサイズ  $256 \times 256$  である。Fig. 2 にアナログ k-空間データ (a), ローデータ (b), および再構成画像 (c) を示す。データサンプリングの対象となるアナログ k-

空間データ自体は前と同じ物であるが、サンプリングする範囲がせまくなっている。このことは FOV がサンプリング間隔に反比例することに対応し、また分解能が低くなることを表す。ローデータはマトリックスサイズが  $256 \times 256$  であることから前の例と同じサイズである。再構成画像は (c) で、 $256 \times 256$  ピクセルで FOV が前の例の 2 倍、ピクセルサイズも 2 倍 ( $320 / 256 = 1.25$  mm) になる。

### ゼロフィル

次の例では FOV を変えずにマトリックスサイズを  $256(\text{read}) \times 128(\text{phase})$  に変えてみる。周波数方向に変化はないが、位相方向ではサンプリング間隔は変わらず、データ点数のみ半分になる。このままフーリエ変換すると  $256 \times 128$  の画像ができることになるが、通常は  $256 \times 256$  のローデータの内、中央よりの  $256 \times 128$  の領域のみデータを取得したと考えると、取

2013 年 7 月 2 日受理

別刷請求先 〒160-8582 東京都新宿区信濃町 35 慶應義塾大学医学部放射線診断科 押尾晃一

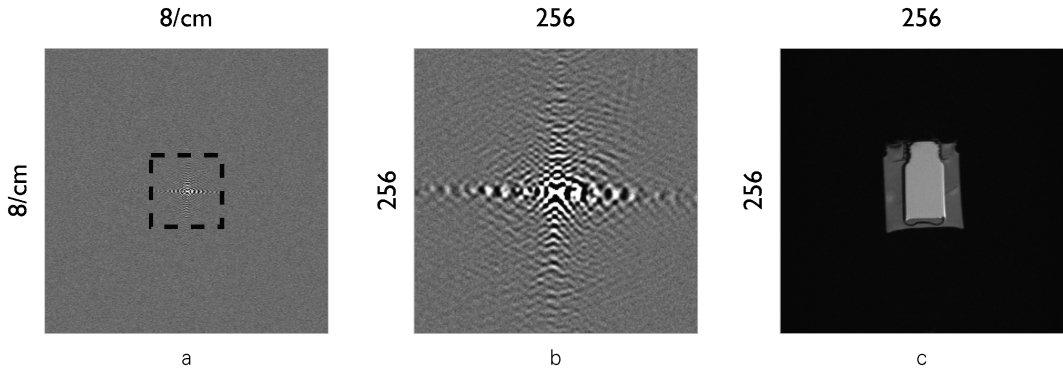


Fig. 2. FOV

FOV = 32 cm, matrix size =  $256 \times 256$ . Image resolution is  $256/32 = 8$  points/cm (a). The raw data looks enlarged compared to Fig. 1, because smaller area is sampled with the same number of samples (b). FOV is inversely proportional to the data interval in the analog k-space (a), (b).

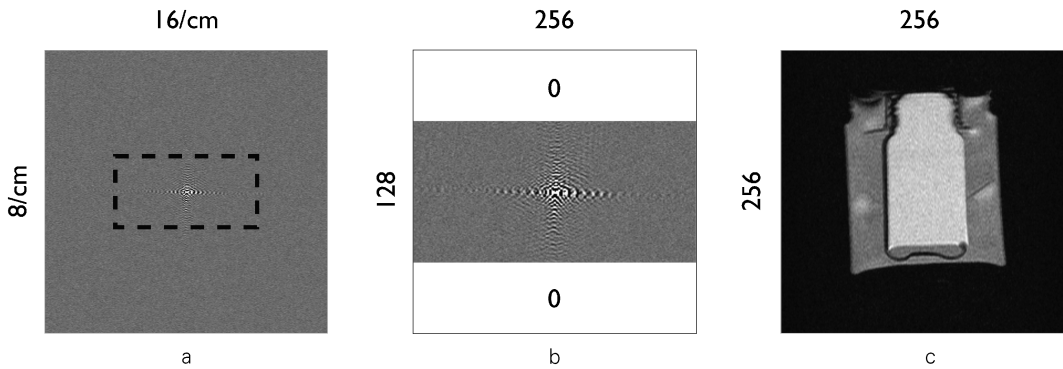


Fig. 3. Zero-fill

FOV = 16 cm, matrix size =  $128 \times 128$ . Since the FOV is the same as Fig. 1, sample interval in the analog k-space is also the same. With smaller number of samples, the sampled area becomes smaller, which in turn means lower resolution in the phase direction. In the raw data (b), only central part ( $256 \times 128$ ) is sampled, and is expanded to  $256 \times 256$  by inserting 0's where data is missing. The resulting reconstructed image is  $256 \times 256$ , but with lower image resolution along the phase direction (c).

得していない部分には 0 を入れて  $256 \times 256$  で再構成する (Fig. 3)。再構成画像は  $256 \times 256$  ピクセルになるが、解像度が上がるわけではなく、位相方向にぼけた画像が得られる。この操作を指してゼロフィルということがある。撮像パラメータの観点から言えば、位相エンコード数が半分になることで撮像時間も半分になるが、位相方向の解像度も半分になるということ

である。

### 長方形 FOV

前の例と少し似ているが、解像度を変えずに FOV を小さくすることで位相エンコード数を減らすという操作がある (Fig. 4)。アナログ k-空間データのサンプル範囲は基準の例と同じ

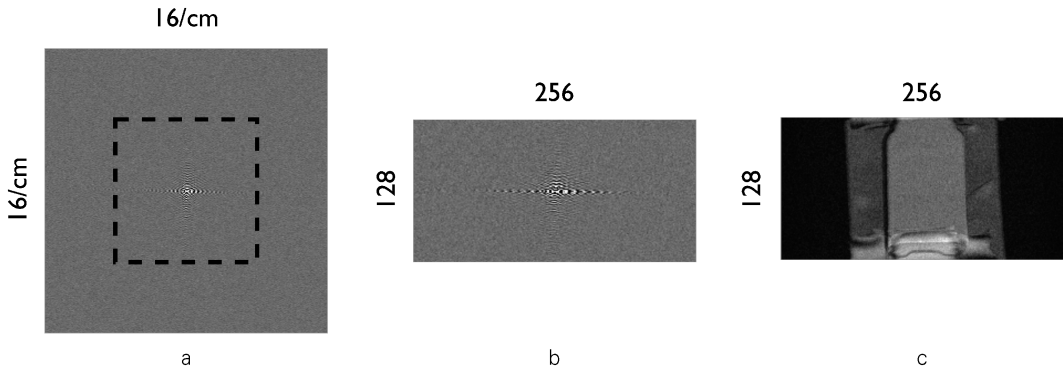


Fig. 4. Rectangular FOV

FOV = 16 cm × 8 cm, matrix size = 256 × 256. Although sampled raw data size is 256 × 128, the matrix size is said to be 256 × 256, probably because image resolution is the same as Fig. 1.

であるが位相方向のサンプリング間隔が2倍になっている。ローデータは 256 × 128 になるが、これをそのままフーリエ変換して長方形の画像を得る。これは位相方向の FOV だけを半分にする事になり、長方形 FOV あるいは rectangular FOV と呼ばれる。PhaseFOV = 0.5 という表示法もある。図の例では上下に折り返りが見られる。

#### No Phase Wrap

位相方向の FOV が撮像対象より狭いと前の例のように折り返りが生ずるが、これを避けるための方法として no phase wrap と呼ばれるものがある (Fig. 5)。図の例ではわざと折り返りを起こすために FOV を半分 (解像度は2倍) にした。解像度は周波数方向と位相方向で差はないが、位相方向のサンプリング間隔を半分にする。操作としては前の長方形 FOV と逆で、位相エンコード数は2倍になる。これを 256 × 512 のままフーリエ変換すると、今度は縦長の画像が得られる。位相方向のサンプリング間隔を半分にしているので FOV が広がり、折り返りはない。フーリエ変換後に上下の余分な部分を取り除くと 256 × 256 の折り返りのない画像が得られる。

#### Half NEX

k-空間データは撮像対象が実数であれば原点を中心に点対称 (正確には実部が対称で虚部が反対称のエルミート対称) になる。データ点数から言えば元のデータが 256 × 256 (実部のみ) であれば k-空間では 256 × 256 × 2 (実部 + 虚部) なので、対称性を考慮すればデータ量は変わらない。この対称性を利用してエンコード数を半分にする方法がハーフ NEX と呼ばれるものである (Fig. 6)。NEX = 0.5 という表示法もある。実際には撮像対象にもある程度の位相成分があるので、半分よりも少しだけ余分にデータをとり、中心付近のデータの揃った部分を使って位相補正をした後、対称性を利用して不足部分を計算するといった操作をする。撮像時間は約半分になるが、SN 比はルート 2 分の 1 になる。

#### Half Echo

Half NEX と同様の原理を周波数方向に適用したのが half echo である (Fig. 7)。この場合の目的は TE を短くすることであり、エンコード数は変わらないので撮像時間も変わらない。SN 比は half NEX 同様ルート 2 分の 1 になる。



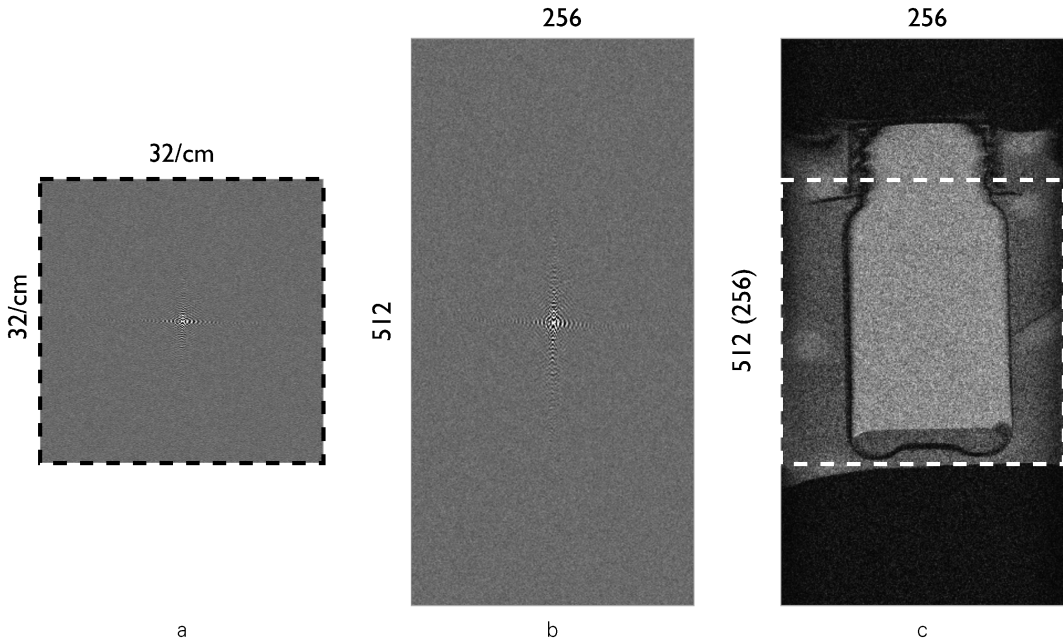


Fig. 5. No Phase Wrap  
 FOV = 8 cm, matrix size =  $256 \times 256$ , with “no phase wrap” option. In order to avoid image wrap around, the k-space is sampled with finer interval along the phase direction. Resulting raw data size is  $256 \times 512$  (b), but again the matrix size is said to be  $256 \times 256$  to reflect the image resolution. By applying discrete Fourier transform, a  $256 \times 512$  image without image wrap around is obtained. The final image (dotted line) is obtained by removing excess part (c). Also, NEX is displayed as 2 although no signal averaging is made, to reflect the fact that imaging time is twice as long and SNR is higher by square root of 2.

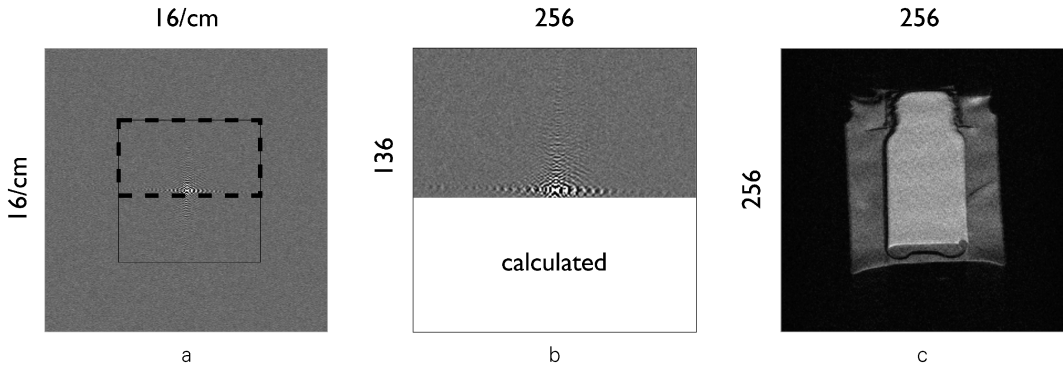


Fig. 6. Half NEX  
 FOV = 16 cm, matrix size =  $256 \times 256$ , with half NEX option. Actually-sampled raw data size is  $256 \times (128 + \alpha)$ . In this example,  $\alpha = 8$ . Unlike zero-filling shown in Fig. 3, the missing part is filled with calculated data. Image resolution is the same as full  $256 \times 256$ , but SNR becomes lower by a factor of square root of 2.

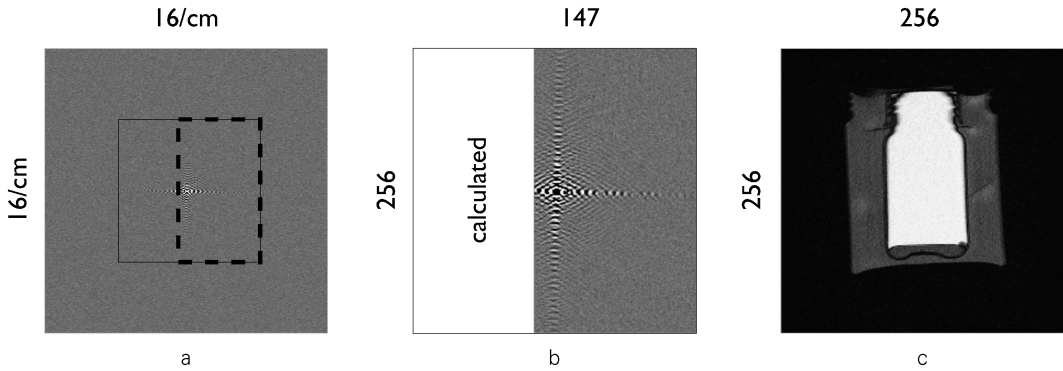


Fig. 7. Half Echo

FOV = 16 cm, matrix size = 256 × 256, with half-echo option. This is similar to half-NEX in Fig. 6, but here the data amount along the frequency direction is reduced. Since the number of phase encodes is the same, the imaging time is the same. Main purpose of this method is to reduce the minimum TE. With all other conditions unchanged, SNR becomes lower in a similar way as half NEX. In this example, however, TE is shorter than the reference image (Fig. 1), and the overall signal strength is higher.

が、TE が短くなることによる信号の増加も得られる。

### ま と め

アナログ k-空間、ローデータ、および再構成画像の関係を解説した。アナログ k-空間のデータを傾斜磁場によって決まる k-軌跡にそってサンプルし、並べたものがローデータであり、これを離散フーリエ変換することで再構成画像が得られる。MR 撮像法の様々なオプ

ションは、これらの基本的な関係を元に考えることで理解できる。おおまかに言って、解像度を決めるのは k-空間のサンプル範囲の広さであり、FOV を決めるのはサンプル間隔である。

### 文 献

- 1) 押尾晃一：k-空間入門．日磁医誌 2013；31：179-186

## **Introduction to the k-space (2)**

Koichi OSHIO

*Department of Diagnostic Radiology, Keio University School of Medicine  
35 Shinanomachi, Shinjuku-ku, Tokyo 160-8582*

The relationship between k-space, raw data, and the reconstructed image is presented. The gradient waveform defines a trajectory in k-space; magnetic resonance (MR) signal is sampled along this trajectory and stored in computer memory (raw data); and a final image is reconstructed by applying discrete Fourier transform to this data. Various options in the acquisition of MR data can be understood by considering relations among these images. Roughly speaking, image resolution is determined by the extent of sampled k-space area, and field of view is determined by the sample interval in k-space.