

# 高速撮像法の基礎

樋口 順也

けいゆう病院放射線科

## はじめに

MR imaging の歴史は“高速撮像法”の歴史であったとも言えるほど、MR 装置の登場以来撮像時間の短縮は多くの人の関心事であった。80年代には一日数人程度の処理件数が現在では20人以上にもなっているが、これは撮像法の進歩とそれに伴うハードウェアの改良の成果といえる。“高速撮像法”に関しては多くの講演や総説が繰り返し提供されてきたので様々な撮像法の概要はよく知られている。しかし、多くの場合、その原理的な解説は表面的で他の総説論文やテキストの受け売りなのか画一的な印象を与える。また、各撮像法の評価については臨床的に有用な撮像法も非実用的な撮像法も同等に扱われたり、あるいは原理的にみて将来的にもほとんど改善の見込みのない問題点についても、“…であるが、将来の改良・進歩が期待される”などというコメントがよく見受けられる。そこで本講座では個々の高速撮像法の概説ではなく撮像法 (imaging) の基礎に立ち返って理解を深め、すべての高速撮像法に普遍的な概念をつかみ、各方法の体系的な位置づけができることを目的とする。

## Imaging の基礎

### I イメージとは

MRI のパルス系列とは究極的には MR 信号 (後述するように必要なのは信号であって“エ

コー”である必要はない) から何らかの image (画像) を得ることを目的としている。スペクトロスコピーであれば MR (magnetic resonance) scheme だけでよいが、MRI には imaging のための scheme が必要である。実際には撮像時間の大半はこの imaging のために費やされていると言っても過言ではない。まずはこの image について考えてみよう。ここで image といっているのは一般的な意味で MR の画像に限定されたものではない。とはいえ最終的には MR 画像の話へ移行するので便宜上二次元のデジタルイメージについて考えることにする。Fig. 1 は 35 mm カラーフィルムで撮影した子どもの写真をスキャナーでモノクロ 256×256 デジタルイメージとして取り込んだものである (デジカメで直接撮影したものとみなしてもよい)。これを見て我々が子どもの着ているシャツの胸元は白っぽく、髪の毛や目の球が黒っぽく見えるのはそれぞれの場所の pixel (画素) が高い値や低い値を持っているから

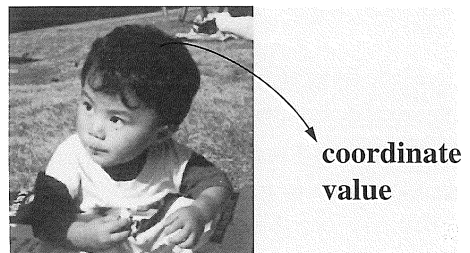


Fig. 1. A digital image. Each pixel has its own coordinate and value.

キーワード MRI, k-space, Fourier transform, fast MRI

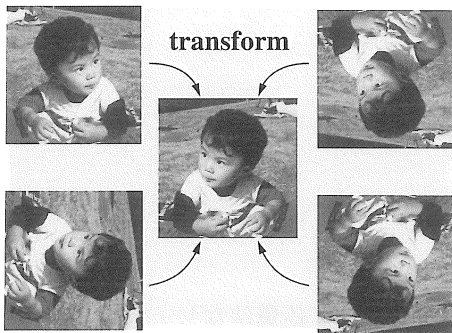


Fig. 2. Image transformation. Simple geometrical transformations are shown. They are reversible.

である。つまり、イメージとは位置（座標）と白黒濃淡値（pixel value）をもった画素の集合と考えることができる。Fig. 2は様々な画像の変換を示している。左右上下のflipや90度180度の回転などだが、我々はこれを見て本質的には“同じ”画像であると直感的に理解する。画像としては当然同一ではないが、その画像が表現しようとしている情報（ここではおにぎりを手にする子ども）は等しいと認識するのである。その一つの理由はどの“変換画像”からでも元画像を再現できるからである。言い換えるとFig. 2のそれぞれの画像はある一つの情報のそれぞれ異なる表現形であるとも言えるだろう。上下がひっくり返った画像が取れてしまうデジカメを買ってしまったとしても、容易に本来我々が正しいと認識する画像を変換によって再現できれば用が足りるのである。Fig. 3は定義上、やはりイメージであるがそれが表現しようとしている情報あるいはobjectが何であるか我々にはあまりピンと来ない。どこか宇宙の球状星団か前衛芸術のように見えるが、実はこれはFig. 1の画像と本質的には同一の情報、つまり、おにぎりを持った子どもを表現した画像なのである。その証拠にFig. 3からFig. 1（あるいはその逆）を再現する数学的変換が存

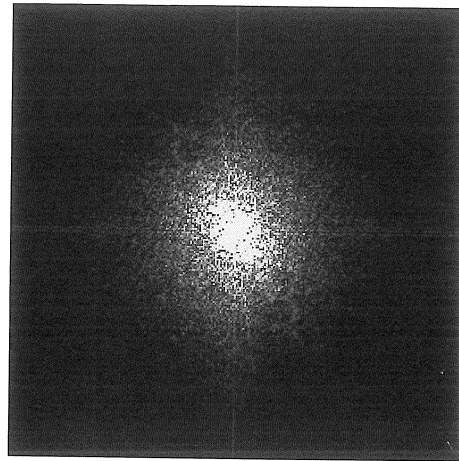


Fig. 3. 2D Fourier transform of the image shown in Fig. 1. Intuitively it is difficult to recognize a boy, but, nonetheless, this image holds the identical information to Fig. 1.

在する。その変換がフーリエ変換（Fourier transform）と呼ばれるものである。フーリエ変換の内容については以下詳しくみてゆくことにする。その前に、もし仮にFig. 1のobjectを撮ってFig. 3の画像が表示されるデジカメが存在するとどうであろうか。不便かも知れないがフーリエ変換によってFig. 1の画像を再現できるわけなので、情報の記録という点では目的にかなうといえよう。実はMRスキャナーこそ、値段が高く少々かさばるがそのデジカメなのである。

## II イメージとフーリエ変換

さて、フーリエ変換の話に戻るとFig. 4は連続関数についてのフーリエ変換を表す。デジタルイメージのフーリエ変換では離散的な関数が対象でやや異なる数学的表現（discrete Fourier transform）になるが<sup>1)</sup>、ここではその本質的な意味を把握するために連続関数に関する式を吟味してみる。Fig. 4に示す式をFourier transformとinverse Fourier transformのFourier transform pairとすると、両者には

1998年6月1日受理

別刷請求先 〒220-0012 神奈川県横浜市西区みなとみらい3-7-3 けいゆう病院放射線科 樋口順也

$$H(\omega) = \int_{-\infty}^{\infty} h(t)e^{i\omega t} dt$$

$$h(t) = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} H(\omega)e^{-i\omega t} d\omega$$

Fig. 4. Fourier transform pair (altered). Note the similarity of two equations and the presence of imaginary exponential.

duality と呼ばれる類似性が存在する。下の式に  $2\pi$  をかけて更に  $t \rightarrow -t'$  とおくと右辺は関数  $H(\omega)$  に関する上式の変換となることはすぐにわかる。つまり、関数  $h(t)$  に 2 回上式の変換をかけると  $h(t) \rightarrow H(\omega) \rightarrow 2\pi h(-t)$  となる。すなわち、もとの関数  $h(t)$  を原点で反転した関数を  $2\pi$  でスケールしたものになるのである。これは関数の原点についての向きと係数を無視すれば Fourier transform と inverse Fourier transform とは本質的には同じ操作であることを示している。上式の変換を 4 回かければ  $2\pi^2 h(t)$  となりスケールを除いて元の関数に復元する。デジタルイメージのフーリエ変換では縦横二方向にわたり変換するので二次元フーリエ変換などと呼ばれるが基本的には同じことで、以上の議論で関数とあるところを画像と読み替えて差しつかえない。重要な点は Fourier transform あるいは inverse Fourier transform が時間  $t$  を座標とする表現（関数・画像・domain）と角周波数  $\omega$  を座標とする表現（関数・画像・domain）とを交互に変換すること、また、一方の表現形が与えられれば他方の表現形を復元できることから Fourier transform は対象となる関数（画像）の本質的な情報を保存するということである。以下本講演では用語として Fourier transform と inverse Fourier transform とを厳密に区別しないが、その理由は繰り返して言うとも両者は二つの表現形（domain）間を移行する操作という意味で同じであり、対象が二つの表現形の

どちらかであるかにかかわらずもう一方の表現形を作り出すこと、また、この事実によって二つの表現形（以下 domain A と domain B とする）のいずれを、例えば時間 domain、他方を角周波数 domain とみなすかは相対的な問題であること（domain の duality）による。Fig. 4 の上式・下式のどちらが Fourier transform で inverse Fourier transform かをあえて言及しなかったのはこのためである。式表現そのものも一般数学書<sup>2)</sup>のものとは  $t$  と  $\omega$  の関係が逆にしてあるが、これは後述する MR imaging との関係の解説でわかるように解釈に二重性があるからで Fourier transform の本質はこの表現式でも変わらない。

次に Fig. 4 の Fourier transform の式の中の  $e^{i\omega t}$  に着目してみよう。  $i$  は  $-1$  の平方根である。この形の関数を imaginary exponential と呼ぶ。これは複素数領域に拡張された三角関数の一般形なのだが、直感的にはかつて高校や大学で習ったオイラーの公式  $e^{i\theta} = \cos \theta + i \cdot \sin \theta$  を思い出せば何となく理解できるだろう。数学的な証明は本講演の範囲外として省略するが、 $e^{i\omega t}$  は連続するすべての異なる  $\omega$  について関数系をなすが、そのすべての関数は直交する、すなわち、お互いに共通成分を持たない独立した関数系となる。ここでもう一度 Fig. 4 の Fourier transform の式をみると、もとの関数  $h(t)$  とある角周波数  $\omega$  をもつ imaginary exponential との積をとるといことは言い換えれば  $h(t)$  の中の  $e^{i\omega t}$  関数成分を抽出しているとみなせる。つまり空間内の任意の点を直交する  $x, y, z$  の 3 座標の値で表せるように、絶対積分可能な関数は  $-\infty$  から  $\infty$  までの異なる角周波数をもつ無限個の三角関数を座標軸としてその係数で表すことができることを示している。これまで理解を助けるために関数の変数に物理的な意味をもたせ時間  $t$  や角運動量  $\omega$  などを仮定していたが、もちろん Fourier transform 自体は数学的操作なので変数を物理的に解釈しようがしまいが関係がない。また、その

変数を物理的にどのように解釈するかは我々の自由であるとも言える。デジタルイメージの画素をある位置で横(あるいは縦)に追ってみて、pixel value を縦軸にその位置を横軸にプロットすると関数とみることができる。これが前述の議論での  $h(t)$  とみなすと  $t$  は実際には時間ではなく位置(空間距離)と解釈されることになる。そこで  $h(t)$  のかわりに  $h(x)$  と書くことにすると  $H(\omega)$  のかわりに  $H(k_x)$  と書ける。時間  $t$  についての角周波数  $\omega$  と同じものを空間距離  $x$  について考えたものが空間周波数  $k_x$  である。Fourier transform の duality から domain の duality (domain A と domain B) が生じることは既に述べたがこの数学上の変数に物理的な意味を持たせて考えるときに、time domain と frequency domain のペアや space domain と spatial frequency domain のペアができる。Spatial frequency の物理的な意味については後述するが、その dimension は空間距離をメートル (m) で表すとき  $m^{-1}$  となる。これは時間を秒 (s) としたとき周波数が  $s^{-1}$  となることから自明であろう。

さて、話をデジタルイメージにもどすと、前述のように二次元の discrete Fourier transform を用いるのであるが、これは例えば画素数が  $256 \times 256$  のイメージならば  $256 \times 256$  組の複素数を  $256 \times 256$  組の複素数に変換する。複素数を一般的に  $a + i \cdot b$  と表すと  $a$  を実数部 (real part),  $b$  を虚数部 (imaginary part) と呼ぶが画素数分の (real, imaginary) ペアを同じ数の (real, imaginary) ペアへと変換することになる<sup>3)</sup>。複素平面を極座標で考えたとき複素数の phase  $\theta = \tan^{-1}(\text{imaginary}/\text{real})$  と magnitude  $r = (\text{real}^2 + \text{imaginary}^2)^{1/2}$  を定義できる。Fourier transform の duality からわかるようにこの phase や magnitude の概念は domain A でも domain B でも同様に考えることができる。子どもの写真の例では Fig. 5 のようにスキャナーで取り込んだいわゆるイメージをすべて実数部として入力し、虚数部は

zero fill してある。Fig. 6はこれを Fourier transform した結果で今度は虚数部にも画像エネルギーが流入しているのがわかる。これは Fig. 5 の画像関数に奇関数成分があるからである<sup>4)</sup>。一般に domain A で狭い範囲で起こる現象(関数)は domain B では広い範囲の現象として変換される。Domain の duality からこの逆も成り立つ。極端な例として delta function を考えてみる (Fig. 7)。Delta function  $f(x)$  とは  $x=0$  で無限大の値を持ち、 $x \neq 0$  で 0 の値を持つ。Delta function  $f(x)$  の Fourier transform は  $F(x)=1$  となる。つまり delta function はあらゆる周波数の三角関数成分をもち、

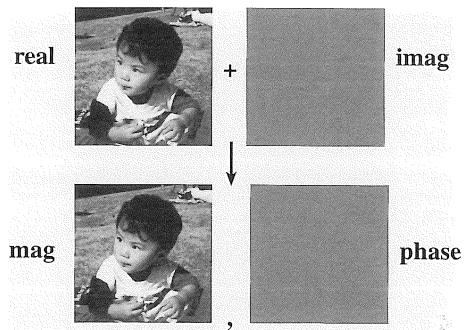


Fig. 5. Magnitude and phase of a digital image : space domain.

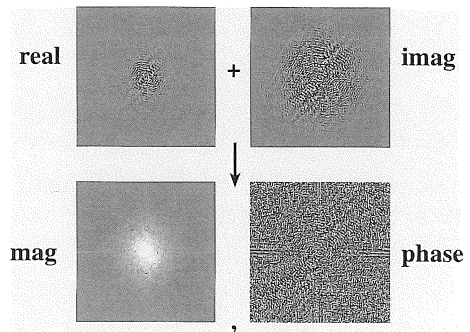


Fig. 6. Magnitude and phase of a digital image : spatial frequency domain.

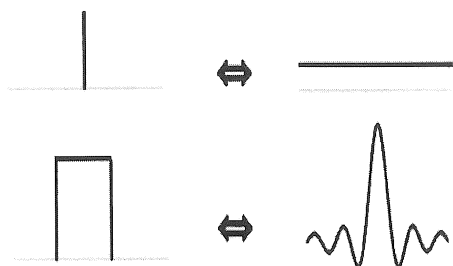


Fig. 7. Fourier transform of delta function (upper) and rectangle function (lower). A narrow function in one domain spreads out in the other domain.

それぞれの周波数成分の係数が 1 なのである。物理領域で応用範囲の広い rectangle function の場合その Fourier transform はよく知られるように sinc function  $\sin(x)/x$  となる (Fig. 7). (MR では RF 励起パルスに sinc function が用いられるがこれは矩形のスライスプロファイルを得たいからである。薄いスライスに RF パルス側から得ようとするとき、長い時間 sinc function 形のパルスを照射する必要が生じて TE が延長することがこの関係からわかるであろう。) 幾何学的パターンとして正 n 角形を描くプログラムを作り、様々な図形を Fourier transform した様子を示したのが Fig. 8 である。Spatial frequency domain のイメージで長く辺縁までのびるすじが元イメージの図形の辺の数に対応しているのがわかる (平行する辺では重なって半分に見える) が、これは辺のところで急激に関数値が変化しているからである。図形を回転させると Fourier transform 後のイメージも回転する (Fig. 9)。図形を平行移動 (shift) するとどうなるであろうか。関数  $f(x)$  を  $x$  軸方向に  $\tau$  だけ移動すると  $f(x-\tau)$  となりこれを Fourier transform すると Fig. 10 のごとく  $e^{ik\tau} \cdot F(k)$  となる。  $e^{ik\tau}$  は前述した imaginary exponential でその magnitude はその共役複素数を乗じたものの平方根であるから  $(e^{ik\tau} \cdot e^{-ik\tau})^{1/2} = (e^{i(k\tau - k\tau)})^{1/2} = (e^0)^{1/2} = 1^{1/2} = 1$

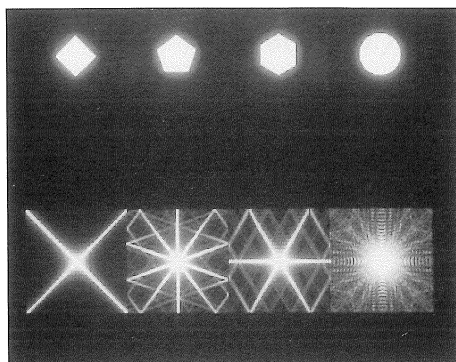


Fig. 8. Computer-generated polygons and their counterparts in spatial frequency domain. An abrupt change in pixel value at the edge of a polygon corresponds to a streak in spatial frequency domain.

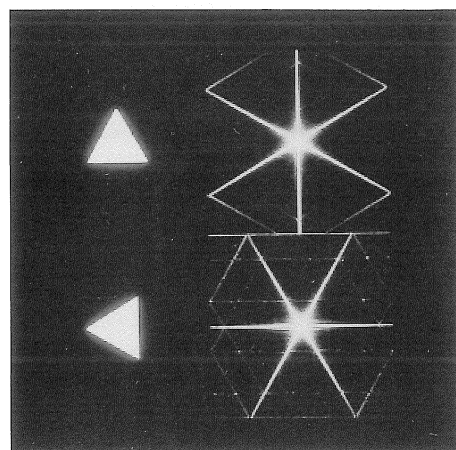


Fig. 9. Rotation of a computer-generated image. A rotation in one domain produces the same amount of rotation in the other domain.

となる。つまり  $e^{ik\tau}$  は  $F(k)$  の大きさは変化させずその phase のみを変化させる。Phase の変化量は spatial frequency  $k$  に比例するのでこれを linear phase shift と呼ぶ。Domain の duality より逆も成り立つので一方の domain での shift は他方の domain での linear phase shift となるのがわかる。具体的に幾何学パターンイメージで見よう。 Fig. 11 左では

$$\begin{aligned} & \int_{-\infty}^{\infty} f(x - \tau) e^{ikx} dx \\ & \qquad \qquad \qquad x' = x - \tau \\ & = \int_{-\infty}^{\infty} f(x') e^{ik(x'+\tau)} dx' \\ & = e^{ik\tau} \int_{-\infty}^{\infty} f(x') e^{ikx'} dx' \\ & = e^{ik\tau} \cdot F(k) \end{aligned}$$

Fig. 10. Fourier transform of a shift. A shift in one domain represents a linear phase shift in the other domain.

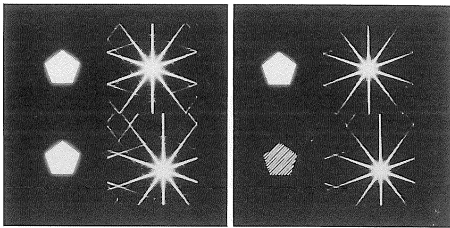


Fig. 11. A shift in one domain produces a linear phase shift in the other. The pentagon is displayed in magnitude (left) and real (right).

正五角形とその spatial frequency domain でのイメージを左右に並べて magnitude で表示している。ここで spatial frequency domain 側のイメージを右下方向へ shift したのが下段である。正五角形に変化はみられない、つまり、正五角形イメージの magnitude は変化していないのである。今度は同じ操作を space domain 側を real image で表示したのが Fig. 11 右である。反対側の domain での shift と同じ方向に linear phase shift がかかっているのが正五角形上の縞として表れている。

Spatial frequency ( $k$ ) についてはこれまでのところ time ( $t$ )-angular frequency ( $\omega$ ) 関係との相似性から space ( $x$ ) について抽象的に定義されただけであったが、やはり幾何学イメージを使ってその意味を具体的に理解してみよ

う。なお, spatial frequency domain のことをその慣例的な変数文字から k-space と呼ぶことがある (なので  $k$  は小文字)。Fig. 12 は正五角形とその spatial frequency domain イメージである。後者のイメージの中のいろいろな場所の画素を一つずつ取り出してその space domain のイメージを逆算 (Fourier transform) して表示したのが Fig. 13 である。それぞれの画素, つまり一つ一つの spatial frequency は space domain では縞のように見えるパターンであることがわかる。この縞はよく見ると白黒2色ではなく連続的に変化するモノクロ階調になっており, そのグレースケールを縦軸にとってグラフ化してみると三角関数になっていることがわかる (Fig. 14)。Spatial frequency が高いと縞目が細くなり, 低いと縞の間隔が広がる。Fig. 13 ではイメージの中心(原点)に近いほど spatial frequency が低く, 辺

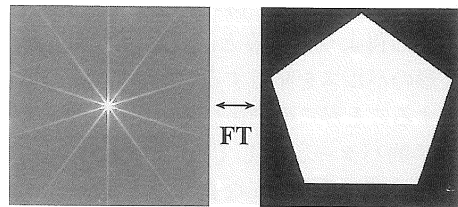


Fig. 12. A regular pentagon and its k-space counterpart.

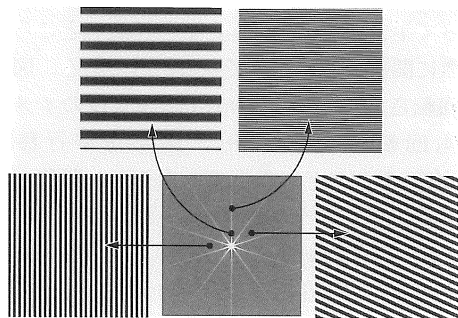


Fig. 13. Pixels in spatial frequency domain image and their patterns in space domain. A pixel can be viewed as a shifted delta function.

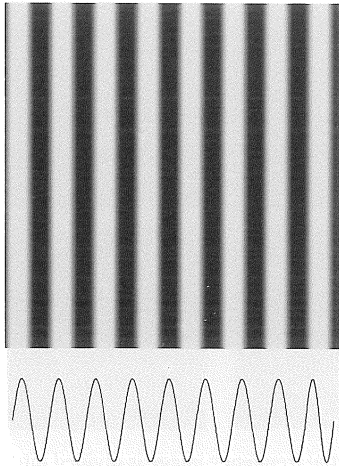


Fig. 14. A “stripe” pattern is really a sinusoidal pattern in phase representing the specific imaginary exponential as basis function.

縁部ほど spatial frequency が高いこと、また、画素の位置に応じて space domain の縞パターンの向きが異なることがわかる。このことは spatial frequency domain 上の一画素が shift された delta function とみなせて、space domain では magnitude 的には一様で phase 的には shift された量に応じた linear phase shift による三角関数的な変化を示すパターンとなることとして理解できる。中心部が low spatial frequency になっているのはそのように表示しているからで特に必然性があるわけではないが、後述する MR イメージとの整合性をもたせるためこのように表示している。ここで忘れてはならないことは Fig. 13 のイメージは real part 表示であり、イメージそのものはどれも実数部と虚数部をもつ複素数データセットであるという点である。Fourier transform は数学的に linear (線形) operation で元の関数  $f(x)$  を幾つかの関数の和  $(f_1(x) + f_2(x) + f_3(x) + \dots)$  に分解してそれぞれの関数を Fourier transform してできた  $(F_1(k), F_2(k), F_3(k), \dots)$  の和が  $F(k)$  と等しいという性質を持つ。つま

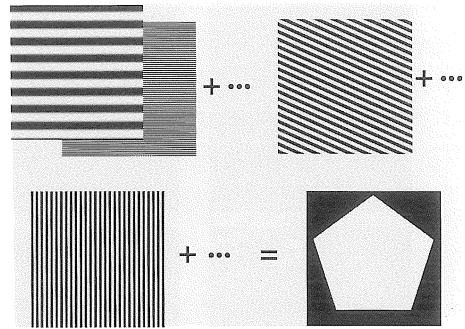


Fig. 15. Linearity of Fourier transform. A bunch of “stripe” patterns add up to a pentagon!

り、イメージのそれぞれの画素一つ一つ（あるいは幾つかの画素の集まり）を別々に Fourier transform して幾つかのイメージを得て、次にこれらの複数のイメージを足すと元のイメージを直接 Fourier transform したイメージと同じものが得られるのである (Fig. 15)。Fig. 15 の最後の正五角形のイメージは実際に縞目イメージを足してつくられたものである。もっとも real part イメージの縞模様だけを足しても決して正五角形のイメージはできない。繰り返すが複素数イメージとして実数部同士、虚数部同士を足していくのである。このセクションの最後にやはり Fourier transform の線形性を利用して spatial frequency の高低を実際のイメージでみてみよう。Fig. 16 は spatial frequency domain の子どものイメージを spatial frequency の低い部分、中間部分、高い部分の三つに同心円状に分解してそれぞれから元イメージを復元している。言葉で説明するよりもイメージでみたほうがよくわかるのであえて解説しないが、一つだけ言う画像エネルギーの大部分は低周波部分に集中している。もっともこれは抽象的な複素数イメージ一般については必然性のあることではなく、高周波部分にエネルギーが集中したイメージも当然存在する。

### III MR 信号とイメージ

これまで意識的に MR イメージと離れて子

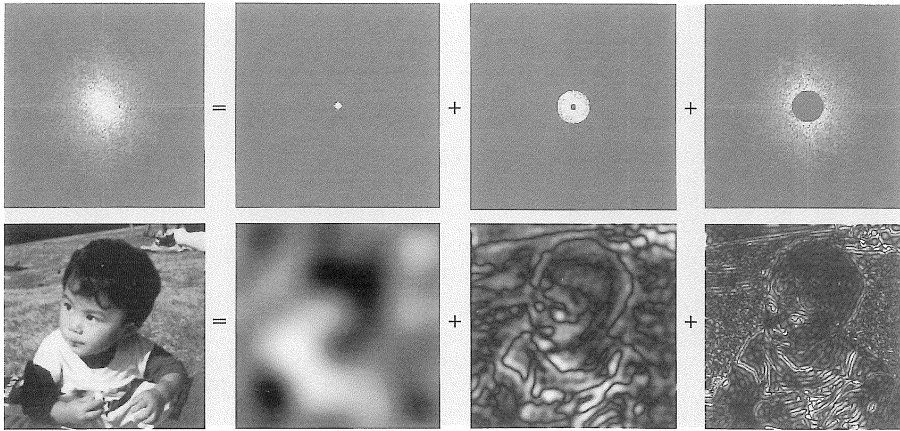


Fig. 16. What spatial frequency means in an image. The spatial frequency image is divided into three concentric parts representing low, middle, and high spatial frequencies. Note that most of the brightness resides in “low” spatial frequency.

どもや幾何学パターンを用いてきたのはデジタルイメージ, Fourier transform, spatial frequency, k-spaceといった概念がmagnetic resonanceとは直接関係ないことを明確にするためである. MRIの領域でfast spin echoやecho planar, spiral scanといったいわゆる高速撮像法が注目されるようになって, spatial frequencyやk-spaceといった言葉がよく聞かれるようになったためか, これらの概念がMR imagingに固有のものと誤解される傾向がある. それではこれからいよいよ今までみてきた事柄が, MR imagingとどう結びつくのかを考えてみよう. Fig. 17はMRのraw data imageとそれをFourier transformしたいわゆるreconstructed imageである. 後者を見て我々は脳の断面であるとわかるのだが, これはつまりこのイメージが通常のspace domainのイメージと解釈できるからである. するとraw data imageの方は, 逆に, その対となるdomainすなわちspatial frequency domainでの脳の断面のイメージであることになる. これでMRスキャナーが本当に撮影対象のspatial frequency domainでのイメージを作ってしまうデジカメであることがわかる. Raw data im-

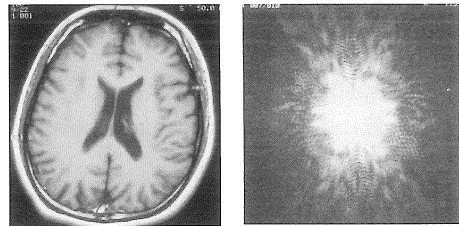


Fig. 17. A reconstructed MR image (left) and its raw data image (right). Surprisingly these images can be construed as a space/spatial frequency pair.

ageがなぜこのような太陽のような絵なのかはもう簡単に理解できるはずである. 脳の断面が円形に近いのでこのような絵になるわけで, Fig. 8の円形に近い図形と比べてみてほしい. “MRのraw dataだから”このような絵になるのではなく, MRスキャナーの中の撮影対象がこのような形をしているに過ぎない. Fig. 18ではbottle-in-bottleのファントムのraw data imageとその再構成画像を示すが, 撮影対象の形の変化に従ってraw data imageが変化することがわかる. また, 同時に“辺”の特徴や回転の様子なども先に幾何学パターンでみたのと全く同じであることが理解できるだろう. それ



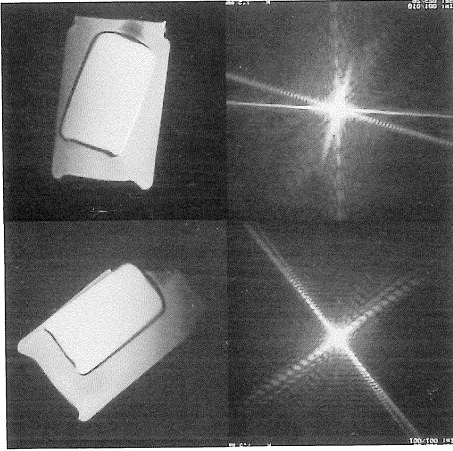


Fig. 18. Bottle-in-bottle phantom images. What happens in computer-generated geometrical images also happens in MR reconstructed and raw data images.

ではなぜ MR 信号を単に並べただけの raw data image が撮影対象物の spatial frequency domain で表現された絵になるのだろうか。結論から言うとまず①MR 信号が撮影対象物自体の個々の水素の原子核から出てくること。②この MR 信号が周期的に (Larmor frequency で) 振動しているということ。③空間について直線的な磁場勾配をもつ傾斜磁場が信号発生中にかかること。④受信される MR 信号はすべてのスピンのからくる個々の信号が全空間的に重畳されたものであること。以上の要件が満たされているので MR 信号はスピン密度関数を Fourier transform した関数と考えることができる。スピン密度関数とは信号源の原子核 (スピン) が空間的にどのように分布しているかを与える概念上の関数で、実はこれが撮影対象物の “絵” そのものにほかならない。我々が求めたいのはこのスピン密度関数なのである。さて、もう一度もどって説明すると、スピン密度関数を  $m(\mathbf{r})$  とすると個々のスピンからくる MR 信号  $s(\mathbf{r}, t)$  は  $m(\mathbf{r}) \cdot e^{i\phi(\mathbf{r}, t)}$  とモデル化できる。ここで  $\mathbf{r}$  は位置を表わすベクトル、 $t$  は時間、 $e^{i\phi(\mathbf{r}, t)}$  は前述の imaginary exponential で

周期的な振動であることを表すものとして導入した項である。  $\phi$  は phase を表すが、これはそのスピンの角周波数  $\omega$  を時間で積分して求める。傾斜磁場を表すベクトルを  $\mathbf{G}(t)$  とすると、ある場所のスピンの経験する磁場の強さは  $\mathbf{G}(t) \cdot \mathbf{r}$  となる。ここで有名な Larmor の式からスピンの回転の角周波数  $\omega(\mathbf{r}, t) = \gamma \mathbf{G}(t) \cdot \mathbf{r}$  となるのはすぐにわかる。  $\gamma$  は磁気回転比である。ここまでをまとめると一つのスピンからくる MR 信号は、

$$s(\mathbf{r}, t) = m(\mathbf{r}) \cdot e^{i \int_0^t \gamma \mathbf{G}(t) \cdot \mathbf{r} dt}$$

となる。実際に受信される MR 信号は mother nature によってこれが全空間的に積分されるので

$$S(t) = \int_D m(\mathbf{r}) \cdot e^{i \int_0^t \gamma \mathbf{G}(t) \cdot \mathbf{r} dt} d\mathbf{r} \\ = \int_D m(\mathbf{r}) \cdot e^{i \gamma \int_0^t \mathbf{G}(t) \cdot \mathbf{r} dt} d\mathbf{r}$$

とかけてここで  $\mathbf{k}(t) = \gamma \int_0^t \mathbf{G}(t) dt$  とおくと、

$$S(t) = \int_D m(\mathbf{r}) \cdot e^{i \mathbf{k}(t) \cdot \mathbf{r}} d\mathbf{r}$$

となり、これは  $m(\mathbf{r})$  の Fourier transform にほかならない (Fig. 4 参照)。結局、

$$S(t) = M(\mathbf{k}(t)) \quad (M(\mathbf{k}(t)) \text{ はスピン密度関数 } m(\mathbf{r}) \text{ の Fourier transform を表す})$$

であることがわかる。ここでは緩和現象や受信コイルの感度特性による信号の修飾は考慮していないが本質的な理解としては十分であろう。

Fig. 19 で整理すると、MR 信号は信号強度 (受信コイルの中の電流) が時間とともに変化する time domain のイベントである。実際には直交する二つのコイルの電流が real channel と imaginary channel として記録され複素数データとして用いられる (quadrature detection)。これが Fourier transform されるとスペ

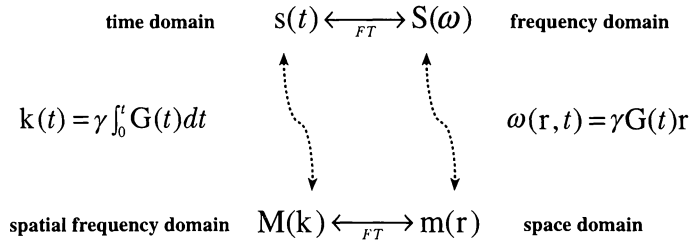


Fig. 19. Two interpretations. MR signals in time domain can be interpreted as an image in spatial frequency representation. This duplicity is incorporated by coupling of angular frequency and space (position). This results in coupling of spatial frequency and time, a notion known as k-space trajectory.

クトル分析されて frequency domain の信号になるわけだが、この複素数データを解釈をかえてみると撮像対象物の“絵”そのもの、つまり space domain のイメージそのものになっているのである。この解釈にたって逆に反対側の domain といえば spatial frequency domain である。これが MR 信号 (time domain) そのものに一致する。“frequency”という概念が時間ベースに解釈したとき (電気信号と解釈したとき) と、空間ベースに解釈したとき (絵として解釈したとき) でねじれて対応していることがわかる。同じ変換をどちらの視点に立つかで Fourier transform と言ったり inverse Fourier transform と言ったりできてしまい、一見矛盾するようだが前に述べた Fourier transform の duality から当然であり、これが前に Fourier transform と inverse Fourier transform を厳密に区別しないといた理由、また、Fig. 4 での Fourier transform pair の表現式を慣例的なものと逆にした理由なのである。さて、時間 (信号) ベースの解釈と空間ベースの解釈を結びつけているものと言え、 $\omega(r, t) = \gamma G(t)r$  で表される linear gradient system の存在と Larmor の法則である。これでスピンの角周波数 ( $\omega$ ) と位置 ( $r$ ) が直接結びつけられているのである。この関係が“原因”だとすると“結果”として反対側の domain で生じる関係が、

$$k(t) = \gamma \int_0^t G(t) dt$$

である。時間 ( $t$ ) と空間周波数 ( $k$ ) が直接結びつけられ傾斜磁場の強さを時間で積分した量と空間周波数が比例する。言い換えると傾斜磁場の強さを時間的にうまく変化させれば spatial frequency domain での撮影対象物のイメージの中の画素を自由に移動できるわけで、すべての画素を通りながらそれを記録すれば“MR デジカメ”の撮影は完了して後処理 (Fourier transform) で鑑賞 (診断?) 用のイメージを手に入れることができる。この MR パルス系列の時間的進行にともない spatial frequency domain イメージ (すなわち k-space) の中をさまようさまを k-space trajectory と呼び、imaging scheme の観点からみた場合のパルス系列の本質の記述であると言える。これは linear gradient system を用いた (つまりすべての) MR スキャナー上のパルス系列なら常に当てはまる概念で、スピンエコーだろうが高速スピンエコーだろうがスパイラル EPI だろうが同様にこの方法で解析できる。MR における k-space の概念が整理され一般化された現在では、逆に k-space trajectory からはじめて高速撮像法をデザインするのが普通で spiral imaging とはまさにその k-space trajectory の形か

らのネーミングである．実際に本講座では様々なパルス系列で k-space trajectory を追う予定である．

### 常識の“うそ”

以上で高速撮像法を含むほとんどすべての (MR) imaging の仕組みが理解できた．ここで従来のテキストなどで繰り返され (書き写され?) てきた imaging の説明での誤りを挙げると、まず、位相エンコードと周波数エンコードという呼称・概念がある．上記の imaging の解説で二次元イメージの縦横を区別していないがこれは縦でも横でも imaging の原理は同一だからである．そのため位置  $\mathbf{r}$  と傾斜磁場  $\mathbf{G}$  をベクトルとして一般化しており、これはそれぞれ  $(x, y)$ ,  $(G_x, G_y)$  のペアを示している．そもそも位相エンコード、周波数エンコードという命名は同一というかただ一種類の spatial encoding method に別々の名前をつけてしまったところに問題がある．既に述べたように spatial encoding method の核心は  $\omega(\mathbf{r}, t) = \gamma \mathbf{G}(t) \mathbf{r}$  という式、つまり、linear gradient system と Larmor の公式である．この式の Fourier transform の反対側の domain での表現が、

$$\mathbf{k}(t) = \gamma \int_0^t \mathbf{G}(t) dt$$

である．同一の原理の二種類の表現式に別々の名前を与えてしまい、さも別々の encoding method であるかのような誤った考えを与えてしまっている<sup>5),6)</sup>．もし仮に縦方向の encoding が domain A、横方向が domain B と Fourier transform を挟んで反対側の domain にあるならば、同一原理であっても別の表現形という意味で別々の呼称を与えてもまだ許せるが、縦方向も横方向も現実には同じ domain にあるのである (別の domain にあれば例えば raw data の縦方向だけ Fourier transform をして横方向はそのまま space domain のイメージに

なるはずだがこれは現実に反する)．これは一つの山を中国側から見てチョモランマ、ネパール側からみてエベレストと言っているのと同じでどうしても周波数エンコード・位相エンコードという言葉にこだわるなら縦方向・横方向共に周波数エンコードあるいは別名位相エンコードであるというしかない．我々は日常腹部の呼吸や腸の蠕動によるいわゆる motion artifact が“位相エンコード”方向に smearing としてでることを経験するが、これは imaging の原理が縦横で異なるのではなくその実行時間がある特定 (実際には大部分) のパルス系列では縦方向と横方向で大きく異なるためである (通常 read-out 方向の一組のデータ収集は数 ms から数十 ms で終了するのに対して非 read-out 方向では数秒から数分かかる)．これはそれぞれのパルス系列に固有のデザイン上の問題であって、spatial encoding method の原理上の違いではない．我々は、また、chemical shift artifact がいわゆる“周波数エンコード”方向にでることを知っているが、これも spatial encoding method 自体の違いではなく、spatial encoding method が特定の (やはり大部分の) パルス系列で時系列イベントである MR 信号に対して非対称に implement されているからである．言ってみれば“周波数”方向 (正しくは read-out 方向) にでると言うよりは“位相”方向について MR 信号という時間変動する“運動”に対して励起 RF パルスをトリガーとして gating がかかっているのである．EPI では“位相”エンコード方向にも chemical shift artifact がでることは周知の通りである．spiral scan ではすべての方向に chemical shift artifact がでるはずである．そもそも spiral scan のパルス図をみれば“位相エンコード”や“周波数エンコード”といった区別が無意味であることは自明であろう (Fig. 20)．日常よく使われるスピネコー法やいわゆる gradient echo 法のようにイメージの縦横での spatial encoding method の implementation が時間的に非対

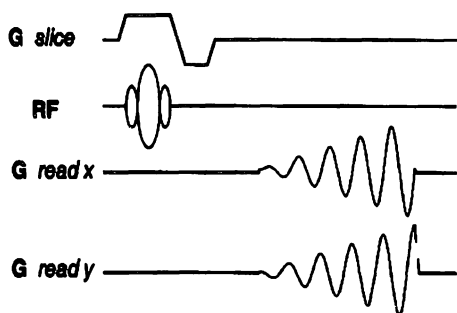


Fig. 20. A sequence diagram of the spiral scan. Note that the spatial encoding in x and y directions is identical except a phase shift in gradient oscillation.

称であるものについては、その read-out 方向を区別して認識すればよい。私個人としては二つの名称の中から選ぶとすれば phase encoding とするほうがよいと考えている。Raw data space 中の一点を取り出して考えるとそれは一つの (real, imaginary) ペアであり、その時点での受信コイルの中の電流の大きさを表している。これは spatial frequency domain でのイメージの 1 画素に直接的に対応しており、線形性からいってこの画素は隣や横に並んだほかの画素 (raw data) とは無関係に独立して機能する。そもそもある時点での周波数という考え方には矛盾があり周波数は 1 時点での信号強度からは算出できない。ほかのデータと並べて周波数というならばもとのデータの意味がほかのデータポイントの数値に依存することになってしまう。データがサンプルされるとき一つ一つのスピンのその時点でどのような磁場強度を経験しているか (あるいはどのような周波数で回っているか) は全く重要ではない。問題なのはそのスピンの中の記憶であり、これはそのスピンの時間的に変化する磁場強度 (あるいは共鳴周波数) を経験してきた結果蓄積された (あるいは積分された) トータル位相変化である (一定の gradient が read-out の間かかり続ける特定のパルス系列の場合には位相変化量と周波

数が比例するが、パルス系列一般にはあてはまらない)。これはサンプルされる時点でのスピンの経験する磁場強度・周波数とは全く関係がない。read-out の最中に一方の傾斜磁場がかかっているのは読み出しと k-space 中での移動を同時にやっているからで、ある時点でのスピンの経験する磁場強度・共鳴周波数はその時点でのサンプリングデータには全く影響せず、それより後にサンプルされるデータに記憶として影響するだけである。

もう一つよく見られる誤りは“スピンエコー法では 180 度反転 RF パルスによりエコーを作り、gradient echo (field echo) 法では read-out 方向の傾斜磁場を反転させてエコーをつくり MR 画像を得る”といった記述である<sup>5)~8)</sup>。幾つかの誤りや混乱があるが、まず第一にエコーが MR imaging に必要であるかのような言い方である。結論からいうと MR imaging に“エコー”は必要がない。既に述べたように MR 信号があって傾斜磁場がかかればよいのである。そもそも励起 RF パルスをかけてその MR 信号 (FID: free induction decay) を直接“imaging”しているのが gradient echo 法である。“傾斜磁場の反転”は“エコー”をつくるためではなく、k-space 中を一方の高周波成分の端に移動するため、つまり、spatial frequency domain のイメージの端に移動するためである。このような傾斜磁場の操作をしながら受信される MR 信号を観測すると確かに read-out の中心で信号強度が強くなるが、これは撮像対象のイメージの低周波領域に画像エネルギー (あるいは画像信号強度) が集中しているからである。これは FOV 中でしめる撮像対象物の大きさが大きいと顕著になり、逆に小さいと高周波領域に分散するので撮像対象に依存する現象にすぎない。違う角度からいうと、もともと観測されている FID に傾斜磁場という人工的な大きな磁場不均一をもたらすのであるから、phase dispersion により FID が急激に小さくなり、次に反対の傾斜磁場をかけてこ

れを修正していったやがてもともとの FID の大きさを回復し、更に過修正になってまた FID が phase dispersion により減弱していくというプロセスをみているに過ぎない (Fig. 21). 自分で壊したものを復元したからといって“エコー”と呼ぶのは少々ずうずうしいのであって、もともと何もしなければ“エコー”時の信号強度はそのまま観測されているはずなのである。これに対してスピンエコーというのはもともと imaging の概念とは関係なくスペクトロスコーピーのような magnetic resonance 現象の観測において 180 度 RF パルスで励起パルスの時間  $\tau$  後に照射すると更に時間  $\tau$  後に観測される MR 信号が増大する現象をいう。この時の信号強度は 180 度パルスをかけなかったときに観測される FID 信号強度より大きくなる。これは磁場不均一による phase dispersion の結果生ずる信号減弱のうち、時間的に不変つまり恒常的に存在する磁場不均一による信号減弱分を回復するからである (逆にスピンからみて時間的に変化する磁場不均一による信号減弱が  $T_2$  緩和現象ということになる)。こ

のスピンエコー現象は imaging 自体には関係ないのであって、これがなくてもいわゆる“gradient echo”法のように画像をつくることはできるのである。逆にスピンエコーを作っても spatial encoding なしにデータ収集だけしてやっても当然イメージにはならないし、撮像法としてのスピンエコー法でも既に述べた spatial encoding はスピンエコーとは独立してやっているのである。通常は最も画像信号強度の集中する最低周波成分のデータ収集 (いわゆる“gradient echo”) に同期するようにスピンエコーをかけるが、これも必要条件ではない。両者をずらしても画像は得られるし、ある種の脂肪信号抑制法では意識的に両者をずらして撮像するようなことも行われているのである。スピンエコーのタイミングが read-out の time window の中にある必要性もない。

### 高速撮像法の速度と画質

このようにスピンエコー現象は MR 信号を質的に修飾するが、spatial encoding method や MR 信号の発生そのものには関係がない。高速撮像法にはいかに imaging を早く終了するか、換言すればいかに速く k-space をうめるかという側面とその画質をどの程度勘案するかという側面とがある。撮像速度だけを追求した極形が single-shot の EPI タイプのパルス系列である。これには imaging の最低要件だけが implement されている。すなわち、励起 RF パルス一回だけであとは spatial encoding をひたすら行うというある意味ではもっともシンプルな撮像法である。これに RF gating 効果と  $T_2^*$  緩和の影響を少なくする効果をねらって励起パルスの回数を増やすと multi-shot EPI となり毎 read-out ごとに励起パルスをいれるといわゆる gradient echo になる。また、一方で EPI にスピンエコーを一つ入れて画質を高めたのがスピンエコー型 EPI であり、数十個入れたのが GRASE であり、すべての read-out にスピ

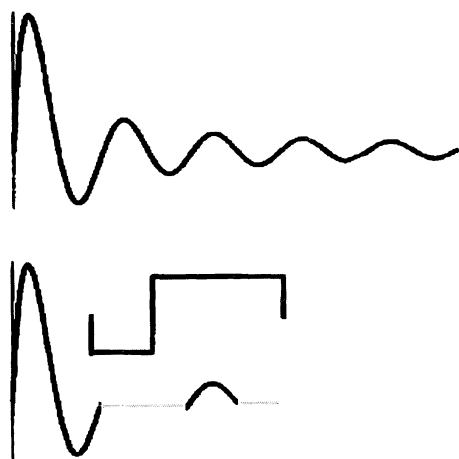


Fig. 21. “Gradient echo”. It is just an FID being spatially encoded. The specious “echo” is formed as a result of spatial encoding, not to accomplish it.

ンエコーをつけると高速スピエコーとなる。

画質についても一つの大きな要素に SNR (signal-to-noise ratio) がある。一般に read-out のときの sampling bandwidth をせばめる、すなわち、read-out 時間を長くする方法の方が、加算回数を増やす方法よりも時間効率よく SNR を改善できる。例えば、SNR を  $\sqrt{2}$  倍にするのに前者の方法では read-out 時間だけを 2 倍にすればよいが、後者では総撮像時間を 2 倍にする必要がある。ところが、EPI などにはこの方法が使いにくいのである。read-out 時間が延長すると様々な画像劣化やアーチファクトがおきてしまい、SNR 改善効果と引き合わないのである。EPI 系の撮像法は撮像速度が速いのであるが、同時に速く撮像しなければならないのである。映画にでてくるような“速度が 50 km/h 以下になると爆発する”爆弾を仕掛けられた列車のようなものなのである。高速スピエコー法のようなスピエコーを多く含む高速撮像法では read-out が延長してもあまり問題にならないので SNR-wise にはより高速

になる場合がある。

## 文 献

- 1) Gonzalez RC, Wintz P. Digital Image Processing 2nd ed. Addison-Wesley Publishing Company, 1987
- 2) 小出昭一郎. 物理現象のフーリエ解析. 東京大学出版会, 1988
- 3) Press WH, Flannery BP, Teukolsky SA, Vetterling WT. Numerical Recipes in C: The Art of Scientific Computing. New York: Cambridge University Press, 1989
- 4) Parker JA. Image Reconstruction in Radiology. Boston: CRC Press, 1990
- 5) 永井輝夫 編集: MRI 診断学 基礎と臨床. 朝倉書店, 1988
- 6) 多田信平, 荒木 力. 新編 誰にもわかる MRI 読影の基礎から新技術まで. 秀潤社, 1995
- 7) 日本磁気共鳴医学会教育委員会: MR 入門講座テキスト (第 4 版). 1995
- 8) 核磁気共鳴医学研究会編: NMR 医学—基礎と臨床—. 丸善, 1984

## **Basic Concepts in Fast MR Imaging**

Nobuya HIGUCHI

*Department of Radiology, Keiyu Hospital  
3-7-3, Minatomirai, Nishi-ku, Yokohama, Kanagawa 220-0012*

Worldly digital images, not related to magnetic resonance imaging, were used to show the concept of space and spatial frequency domains in Fourier transform. Each pixel on a spatial frequency domain image can be taken as a shifted delta function and it represents a sinusoidal pattern or monotonous plane with a linear phase shift in space domain. Then it was demonstrated that the time-domain MR signals could be viewed as the spin-density function of the imaged object in spatial frequency domain. This duplicity is brought by the presence of linear gradient and Larmor equation and so-called phase and frequency encoding turns out to be an identical spatial encoding method. It was stressed that no “echo” signal was necessary for MR imaging. A “gradient echo” is just an FID being spatially encoded. The shape of a “gradient echo” signal is determined by the size and shape of the imaged object with respect to the FOV. Single-shot EPI boils down to a simplest MR imaging method with one excitation RF pulse followed by a spatial encoding process only with no consideration to image quality.