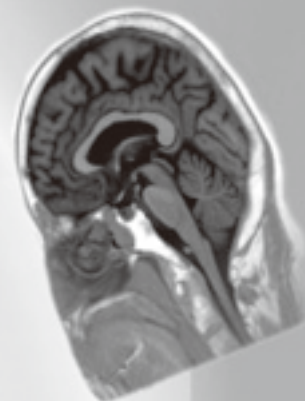
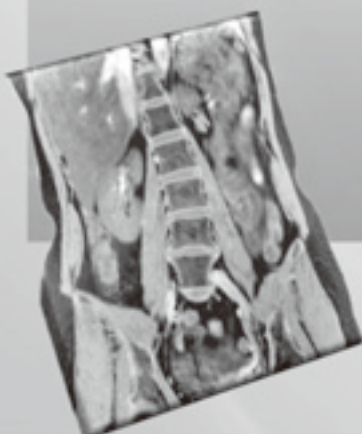


連載企画 MRI



➤ k空間

国立スポーツ科学センター
スポーツ医学研究部 俵 紀行



埼玉県放射線技師会
編集・情報委員会

「k空間」

国立スポーツ科学センター
スポーツ医学研究部 俵 紀行



この章では、ただ数式を羅列しても理解への道筋を遠くするだけかもしれないが、それらを学習するための道筋を示す必要はあると筆者は考えている。ゆえに、あくまでも読者が学習するための一助となるための指針となることを目的として記述する。

MRIとは外から与える磁場の強度を操作することによって水分子の共鳴周波数を操作しながら必要な画像情報を得る手法である。簡潔に言えば、MRIは空間的な核磁化分布（あるいは磁化ベクトル）を画像化する手法である。また、MRIによって得られた画像をMR画像と呼び区別している。

MR画像を取得するためには、下記の順序により得られる。

- ① 与えられた磁場の中で平衡状態にある水素原子核は、外部からその共鳴周波数 ν と一致するラジオ波(RF波)が与えられると励起状態になる。
- ② RF波を打ち切ると水素原子核は励起状態からもとの平衡状態に戻る。このとき電磁誘導によりNMR信号が発生する(決してNMR信号はエネルギー準位の遷移によるものではない)。

このとき、NMR信号に三次元空間に広がる水分子の位置情報を得るため、信号の収集時に傾斜磁場を付与しMRI信号を得る。

- ③ 得られた信号のうち、NMR信号は、時間座標により表わされるアナログデータであり、MRI信号は空間周波数(波数)を座標にしたアナログデータである。そのため、MRI信号に対してデジタルサンプリングを行い、格納データを作成する。
- ④ 格納データよりフーリエ係数を使い各格納データの座標軸にあたるフーリエ級数(振幅)の値を算出する。この値をフーリエ変換し、実軸(real)画像および虚軸(imaginary)画像を取得する。
- ⑤ real画像およびimaginary画像を計算することでMR画像(一般的に用いられているのは絶対値あるいは強度(Magnitude)画像)が取得できる。

NMR信号はMR画像を構成する正余弦波(縞模様)のフーリエ係数(振幅)を直接示しており、1つのボクセルや1列のボクセル群だけの磁化ベクトルではなく、断層内全てのボクセルの磁化ベクトルの和である。k-spaceとは、デジタルサンプリングを行ったMRI信号を格納するマトリクス上の格納データを示している。

k-spaceの座標は、そのものが縞模様の進行方向を示している。

ここでは、主に②から⑤までの説明を中心に行う。

②：発生したNMR信号には、信号源となる位置情報が加わっていない。このため、NMR信号に位置情報を加える手段が傾斜磁場である。傾斜磁場を加えることにより、核磁化の位相が(角) 周波数と時間の積、あるいは波数と距離の積となる。この二面性をうまく利用することで、信号領域→周波数領域→波数領域へと変換が可能となる。

以上の理由から、MRI信号は“核磁化分布を x, y, z 方向のさまざまな空間周波数 (k_x, k_y, k_z) の余弦波と正弦波の重ね合わせであらわしたときの、各波の振幅”なのである。このため、NMR信号からMRI信号になる時点ですでにフーリエ変換されて波数領域の信号になっているのも、これらの結果から由来している。

③：アナログ信号であるMRI信号をデジタルサンプリングすることで、格納データである k -space ができる。

実際には図1のようにデジタルサンプリングを行うが、その手法として δ (デルタ) 関数を用いられる。また、アナログシステムからデジタルシステムへ変換することを通信工学では“ z 変換”とも呼ばれている。またこの変換された値は複素数となる。(筆者の個人的な感想と

しては、MRIに関する専門書籍は数多く存在するが、ここの部分の記述を欠いたものが多い印象を受ける。)

また、デジタルサンプリングでの注意点としては、“ある周波数の波を再現するには1周期に少なくとも2回サンプリングしなければならない”ことである。これはNyquist理論として有名な定理である。

④： k -spaceでのデータは図1にもあるように、断層内全ての核磁化分布の重ね合わせたMRI信号を離散値(デジタルデータ)として格納されている。そのため、 k -spaceの各マトリクスは、MR画像のそれぞれの位置情報を示しているのではなく、断層内全ての核磁化分布の情報を持っている。ゆえに、 k -space→MR画像へのプロセスは、フーリエ逆変換ではなく、離散フーリエ逆変換、言い換えるとフーリエ級数、すなわち様々な波数の正余弦波の重ね合わせとなる。

また、 k -spaceの m 行 n 列を埋める数値は複素数であり、その実部と虚部は磁化分布のフーリエ変換の実部、虚部になっている。そのため、離散した波数の正余弦波を重ね合わせるにあたって、この正余弦波の振幅がわからないと重

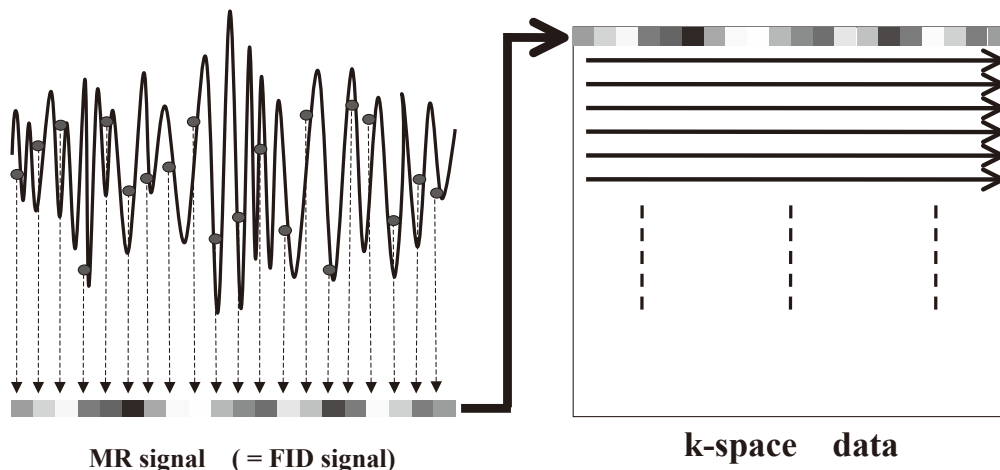


図1：MRI信号のデジタルサンプリング

ね合わせができないことになる。

これらの事実を踏まえると、振幅であるフーリエ級数と離散した波数を用いて離散フーリエ逆変換を行うと、逆変換後の関数における実部が実信号（離散フーリエ逆変換された後なので、フーリエ変換前のNMR信号に対応）、虚部が虚信号となる。

- ⑤：もし位相検波器の位相が正しく調整され、被検者内の静磁場が均一で、しかも観測された信号においてk-spaceの原点の位置が正確に決定されていれば、離散フーリエ逆変換によって得られた逆変換後の関数の実部が核磁化分布となる。しかし、現実問題として、これらの条件が満たされることはほとんどない。そのため、逆変換後の関数の実部と虚部から絶対値を計算し、この絶対値（magnitude）画像をMR画像

としている。

Magnitude画像の利点としては、

1. 信号対雑音比（SNR）の向上
 2. 均一性の向上
- の2点が挙げられる。

図2は実際のMRI装置（SIEMENS社製 1.5T Magnetom Symphony）にて得られたSE系T2強調によるファントム画像の、データ変換の流れである。

また、図3には、フーリエ逆変換後のデータから実際のMR画像作成までの模式図を示す。

以上、k-spaceに関する説明を示した。これだけでは完全に理解することは出来ないと思うが、自分でさらに発展した勉強を行うときの指針や資料になれば幸いである。

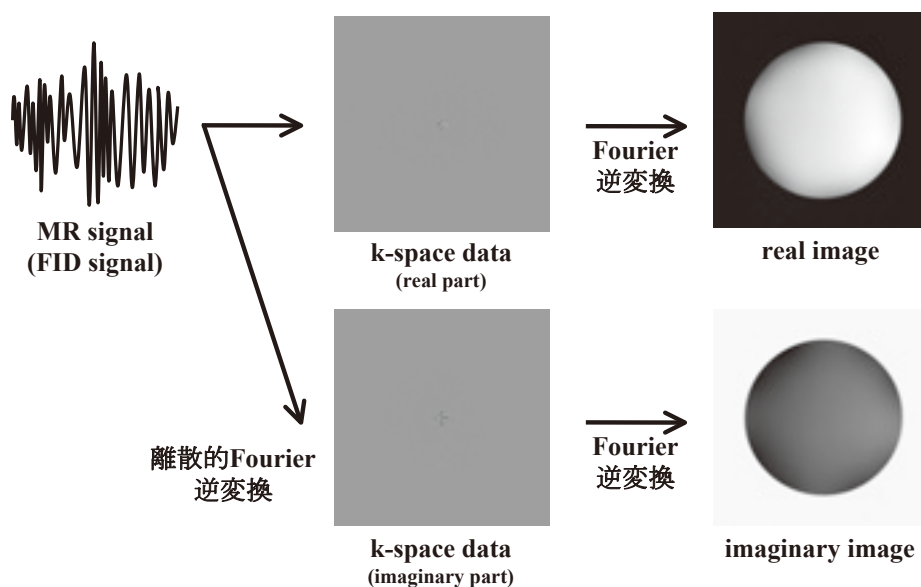


図2：ファントム画像のデータ変換（SE系T2強調画像）

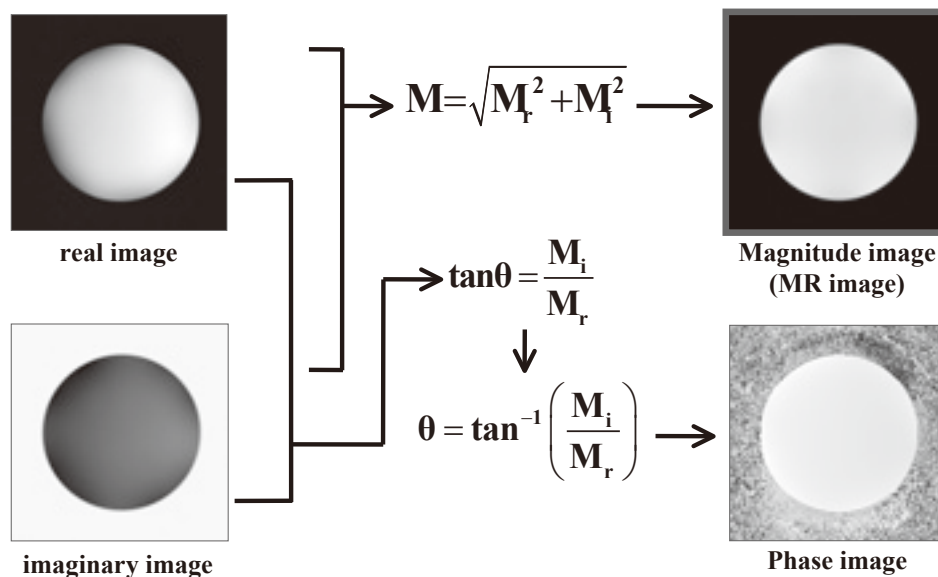


図3：MR画像の生成（SE系T2強調画像）
M:各ピクセルでの画素値（r:real image, i: imaginary image）

参考文献

- 1) 荒木力著：決定版 MRI完全解説. (株) 秀潤社、東京、2008.
- 2) 巨瀬勝美著：NMRイメージング. 共立出版(株)、東京、2004.
- 3) 荒木力著：MRI「再」入門 原理からみた基本原理. (株) 南江堂、東京、1999.
- 4) 中田力、宝金清博編著：脳脊髄MRA 基礎と臨床-流れの画像化. 中外医学社、東京、1997.
- 5) 三谷政昭著：信号解析のための数学. 森北出版、東京、1998.
- 6) 竹内淳著：高校数学でわかるフーリエ変換 フーリエ変換からラプラス返還まで. 講談社ブルーバックス、2010.



[執筆者紹介]

俵 紀行 (たわら のりゆき)

1972年生。技師歴18年目。MRI担当歴11年目。

熊本県出身。熊本大・医短・放射卒。その後、東京理科大・理・物理卒、日大院・理工・情報・修了。博士(工学)。職歴は東京大学医学部附属病院放射線部・技官(診療放射線技師)を経て、2001年より国立スポーツ科学センター(略称: JISS)スポーツ医学研究部・研究員(診療放射線技師)として着任、現在に至る。JISSではオリンピック強化指定選手を中心としたトップアスリートへの診療に対してMRIを主とした画像検査の側面から担当する。また、主な研究テーマは、骨格筋に関連した運動生理学へのMRIの活用およびその手法の開発。