

MRIによる高空間分解能イメージングの基礎

遠藤真広

放射線医学総合研究所治療システム開発室

はじめに

MRIは、大変にバラエティに富む医用イメージング法であり、臨床の様々な局面で使用されている。イメージング法において空間分解能はその性能を示す最も大切な指標の一つであり、MRIにおいても登場以来その向上が図られてきた。初期のMRIにおいては、2-3 mmの空間分解能の画像しか得られなかったが、装置の性能向上特にサーフェスコイル等の小視野専用コイルの導入により、最近ではサブmmの空間分解能の臨床画像が商用機において容易に得られるようになった。本稿においては、このようなMRIによる人体を対象とした高空間分解能イメージングの現状を基礎的立場から整理し、近い将来の発展を考察したい。

MRIの空間分解能を決める因子

MRI画像でどれだけ微小なものが判別できるかという能力（これをここでは少し不正確だが空間分解能と呼ぼう）は他の医用デジタルイメージング法と同様に、①装置が本来持つ空間分解能（intrinsic resolution）、②サンプリング間隔により決まる空間分解能、③画像雑音の存在下での微小構造認識能に分けて考えることが

できる。これらが現在の臨床用MRI装置でどのような値をとるか以下に考察したい。なお、以下の考察ではstate of artの高磁場装置（1.5 T以上）を前提としている。

1) 装置が本来持つ空間分解能（intrinsic resolution）

装置が本来持つ空間分解能とは、サンプリングが空間的に十分細かく行われ、また画像雑音の影響が無視できるときに、装置が示す空間分解能である。この値を ρ_1 とするとMRIにおいては

$$\rho_1 = \frac{2\pi\Delta\nu}{\gamma G} \dots\dots\dots (1)$$

となる¹⁾。ここで、 $\Delta\nu$ は共鳴線幅、 G は勾配磁場の大きさ、 γ は磁気回転比である。ここで共鳴線幅は次のように被写体が本来持つ自然幅と静磁場の不均一性によって決まる。

$$\Delta\nu = \frac{1}{\pi T_2} + \frac{\gamma}{2\pi} \Delta B \dots\dots\dots (2)$$

ここで、 T_2 は横緩和時間であり、 ΔB は静磁場の不均一性を表わす。(1)と(2)より

$$\rho_1 = \frac{2}{\gamma G T_2} + \frac{\Delta B}{G} \dots\dots\dots (3)$$

現在の商用機で達成可能な値である $G=20$

キーワード high resolution MRI, intrinsic resolution, sampling interval, small structure detectability, signal to noise ratio

mT/m, $\Delta B=10^{-6}$ T と $T_2=100$ ms を代入すると, $\rho_1=0.1$ mm となる. これが現在の商用機で達成可能な intrinsic resolution の計算値であるが, この値は幾分控え目で実際はもう少し良いと思われる.

2) サンプリング間隔で決まる空間分解能

データサンプリングで決まる空間分解能 ρ_2 は

$$\rho_2 = \frac{D}{n} \dots\dots\dots (4)$$

ここで D は撮像視野径であり, n はデータサンプリング数である. ρ_2 はピクセルサイズ (画素寸法) ともいわれるが, 式(4)より n に逆比例する. したがって, n を大きくすれば空間分解能を上げることができる. しかし, n は位相エンコード数でもあるのでむやみに大きくすることはできず, $n=512$ が当面の上限と考えられる. このため, 全身コイルを用いる場合は $D=500$ mm として $\rho_2=1$ mm 程度であり, 頭部コイルを用いる場合は $D=250$ mm として $\rho_2=0.5$ mm 程度となる.

これを大幅に改善するためには, 撮像領域の狭いコイルすなわち, サーフェスコイルや体内に挿入して用いる体腔管コイルを受信コイルとして用いればよい. 例えば撮像視野を $D=50$ mm に制限すれば $\rho_2=0.1$ mm 程度となり, 前節1) で述べた intrinsic resolution と同程度となる.

撮像視野を小さくするためには, NMR 信号の帯域幅や検出時間についても考察する必要がある. すなわち, 撮像視野径 D と帯域幅 W の間には

$$W = \gamma G D \dots\dots\dots (5)$$

の関係がある. $G=20$ mT/m, $D=50$ mm を代入するならば, $W=40$ kHz となり相当な狭帯域である. 信号検出に要する時間は

$$T = \frac{n}{W} \dots\dots\dots (6)$$

である. $n=512$, $W=40$ kHz を代入して, $T=13$ ms. これから, 撮像視野径を小さくすると, 信号検出に時間を要するため TE を余り短くできないことがわかる.

3) 画像雑音存在下での微小欠損認識能

実際の MRI 装置では画像雑音が大きく, 高分解能イメージングを行なう際の検出限界は多くの場合, これにより制限される. 今, 被写体の単位体積から発生する NMR 信号の S/N 比を ψ とすると

$$\psi \propto \frac{Q^{1/2} B_0^{3/2}}{V_c^{1/2} \eta W^{1/2}} \dots\dots\dots (7)$$

ここで, Q は受信コイルの Q 値, V_c は受信コイルの感度領域 (ほぼ撮像可能な領域と一致) の容積, B_0 は静磁場の強度である. η は受信系の雑音であり被写体を含む受信回路の等価抵抗値から決まる²⁾.

ψ の値については適当なデータがないので少し古い測定値を用いると, 頭部コイルに対してピクセルサイズ 1 mm, スライス厚 5 mm, 信号加算回数 1, $B_0=1.5$ T に対して, ほぼ 100 という値を得ている³⁾. 但し信号としては, $TR=\infty$, $TE=0$ 外挿時のスピネコー信号強度を用いている. その後の装置の発展を考えるとこの値は少し控え目と考えられるが, これを用いて検出限界を見積もってみよう.

雑音存在下での空間分解能 ρ_3 (ピクセル単位) を ψ を使って示すと

$$\rho_3 = \left(\frac{\psi_0}{C \psi A_v^{1/2}} \right)^{1/2} \dots\dots\dots (8)$$

ここで, C はコントラスト ($TR=\infty$, $TE=0$ 外挿時のスピネコー信号強度を 1 とする), A_v は信号加算回数, ψ_0 は認識限界の S/N 比

1996 年 8 月 24 日受理

別刷請求先 〒263 千葉市稲毛区穴川 4-9-1 放射線医学総合研究所治療システム開発室 遠藤真広

Table 1. Limit of the State of Art High-resolution MRI

	ρ_1	ρ_2	ρ_3
Head coil	0.1 mm	0.5 mm	0.7 mm
Small FOV coil	0.1	0.1	0.35

FOV : field of view ρ_1 : intrinsic resolution ρ_2 : sampling interval (pixel size) ρ_3 : small structure detectability against image noise

であり、5程度の値となる。

適当な値を代入して、 ρ_3 の値を推定する。頭部コイルの場合、 $C=0.1$ として、他の条件が上記の ψ を測定したときとかわらないとすると $\psi=100$ であるので、 $\rho_3=\sqrt{5/(0.1 \times 100)} \approx 0.7$ ピクセルすなわち0.7 mmとなる。小視野コイルを用いてピクセルサイズを0.1 mm、スライス厚を0.5 mmに変更すると信号を出す体積は1/1000に減少する。しかし V_c が大幅に減少し(約1/100)、また帯域幅 W も減少する(約1/5)。さらに、等価抵抗値の減少にもとづく η の減少(約1/5)もある。一方、小視野コイルの Q を頭部用ほど大きくすることは困難である。(約1/10)。これらの増減の効果により $\psi=100 \times (1/1000) \times 5 \times \sqrt{100 \times 5/10} \approx 4$ 。これより $\rho_3=\sqrt{5/(0.1 \times 4)} \approx 3.5$ ピクセルすなわち0.35 mmとなる。以上のように、小視野コイルを用いても信号量の減少のため検出限界はそんなに良くならない。

以上の結果をまとめたものがTable 1である。表より頭部コイルについては、コントラストの比較的高い対象の場合ピクセルサイズとS/N比で決まる検出限界が競合していて、空間分解能は0.5-1.0 mm程度であることがわかる。小視野コイルについてはS/N比で決まる検出限界が支配的で空間分解能は0.3-0.5 mm程度となる。これらの結果は、やや控え目な見積りながら現状における高空間分解能イメージングの到達点を示している。

MRIの空間分解能の向上のために

前章での考察をもとに、MRIの空間分解能

を上げる方策について検討してみよう。頭部コイルを使い、頭部全体をイメージングする場合はデータサンプリング数 n が空間分解能を決めている。 n を512より大きくするのは、撮像時間の延長やデータ量の点などから商用機においては困難であり、当分の間、現状の性能が続くと考えられる。

一方、小視野コイルを使う場合は、多くの場合、画像雑音が空間分解能(微小構造認識能)を決めている。これを改善するには、(8)式から分かる通り、コントラスト C 、NMR信号のS/N比 ψ 、信号加算回数 A_v を増加させてやる必要がある。ここで、NMR信号のS/N比 ψ については、式(7)より受信コイルの Q 、静磁場強度 B_0 、コイルの感度領域の容積 V_c 、受信系の雑音 η 、帯域幅 W による。これらのうち静磁場強度を商用機でさらに上げることは困難と考えられる。しかし、その他のパラメータを最適化するように受信コイルの設計を工夫する余地はなお残されていると考えられる。また、高速撮像法や3次元撮像法を利用して、信号加算回数 A_v を増加させたり、コントラストの大きい撮像法を対象毎に選び、全体としてのコントラスト雑音比を向上させる可能性もある。

しかし、これらの工夫はお互いに矛盾する場合もあり、その選択には注意が必要である。例えば、一般にコントラストの大きい撮像法は時間がかかり、信号加算数を大きくとれないことや、帯域幅 W を小さくすると ψ は大きくなるが、先に述べたように TE の延長により場合によってはコントラストが小さくなることなどである。

当面の性能向上の目標としては、 $C\psi A_v^{1/2}$ の

値を 5-10 倍にして空間分解能を intrinsic resolution やピクセルサイズと競合する 0.1-0.2 mm にすることがあげられる。これは小視野コイルの性能向上、信号加算を繰り返して全体としてコントラストの大きな撮像法を対象毎に工夫することにより不可能では無いと考えられる。これが実現するならば、肉眼の空間分解能を越えるいわばルーペで見るような生体組織の観察が MRI でも可能になり、新たな応用が開かれるものと考えられる。

文 献

- 1) 亀井裕孟：NMR 医学—基礎と臨床—，改訂 2 版，日本磁気共鳴医学会編，丸善，東京，1991，pp67.
- 2) Mansfield P, Morris PG: NMR imaging in biomedicine, 1st edition, Academic Press, New York, 1982, pp191.
- 3) 竹中栄一，遠藤真広，田中 仁他：MRI 装置の性能比較—プロトン画像の画質評価を中心に。日磁誌，7(3)：61-68，1987.

Basic Concepts of High-resolution MRI

Masahiro ENDO

*Medical Physics and Engineering Office, National Institute of Radiological Sciences
9-1, Anagawa 4-chome, Inage-ku, Chiba-shi 263*

This article summarizes the present limits of spatial resolution of clinical MRI and prospects the future development of high-resolution MRI from the basic point of view. The spatial resolution of MRI is determined by three factors-intrinsic resolution, sampling interval (pixel size) and small structure detectability against image noise. The intrinsic resolution is dominant if the sampling interval is sufficiently small and the image noise is negligible. It is determined by resonance line width and strength of field gradient. For the present commercial machines of high field and high field gradient, the intrinsic resolution is estimated approximately 0.1 mm. The pixel size is given by dividing the diameter of FOV (field of view) by the sampling number. It is now limited to 0.5 mm for head coil because the sampling number is limited. The employment of small FOV coil, such as surface coil lowers the limit to 0.1 mm if FOV diameter becomes 50 mm. The small structure detectability against noise is dominant if a small FOV coil is employed. The minimum size of detectable structure is estimated 0.3-0.5 mm for the state of art commercial machines. Increasing S/N due to optimization of receiver coils and selection of high contrast pulse sequences will realize the minimum detectable structure of 0.1-0.2 mm in size, which will enable MRI application as magnifying glass in vivo in the near future.