

## 超高磁場 MRI のハードウェアの展望

巨瀬勝美

筑波大学物理工学系

### はじめに

本稿は、2002年9月に、第30回日本磁気共鳴医学会大会において実施されたシンポジウム「超高磁場 MRI：日本における現状と将来展望」において行った講演に基づくものである。なお、その後の公表論文や、公開された情報により、部分的に修正を行っているが、急激な発展を遂げている分野であるので、本稿が出版される時期や1,2年後には、状況がかなり異なっていることも考えられる。そこで、できる限り歴史的普遍性を維持しつつ、主に文献的なレビューを行った。

さて、高磁場 (high-field) MRI と超高磁場 (ultra high-field) MRI という言葉には、はっきりとした定義がなく、国内では、静磁場強度 1.0T 以上の MRI が高磁場 MRI と呼ばれてきた経緯から、3.0T 以上の MRI が超高磁場 MRI と呼ばれている。上記のシンポジウムも、この立場で企画されたものである。ところが、最近の国際会議などでは、3T 以上の MRI が高磁場 MRI、7T 以上の MRI が超高磁場 MRI と呼ばれている<sup>1)</sup>。この定義に従うと、高磁場人体用 MRI として、全世界で出荷されたシステムは、2002年の ISMRM における報告によると、3T が 90 台、4T が 15 台、4.7T が 3 台、7T が 3 台、8T が 1 台とされている<sup>1)</sup>。本講演では、人体用 MRI で行われてき

た高磁場化の歴史を概観し、高磁場化における問題点等を述べ、静磁場強度 3T 以上の人体用 MRI のハードウェアに関する現状と展望を述べたい。

### 人体用 MRI における高磁場化の歴史

Fig. 1 に、人体用 MRI における静磁場強度の変遷の歴史を示す。この図に示すように、1970年代には、0.1T 以下の様々な静磁場強度で人体の撮像が試みられたが、1980年初頭に、現在の撮像手法 (スピンのワーブ法) を確立し、診断応用の可能性を明瞭に示した Aberdeen 大学の MRI の静磁場強度は、0.04T であった<sup>2)</sup>。また、これに引き続いて発表された MRI システムの静磁場強度は、いずれも 0.1~0.15T と、現在の基準からみると、非常に低磁場であった。

この頃の磁石としては、常伝導電磁石ばかりでなく、超伝導磁石も使われていたが、これらの超伝導磁石も、当初は、0.15T 程度の静磁場で使用されていた<sup>3)</sup>。これは、1979年に発表された Hoult と Lauterbur による論文において、「高周波磁場の侵入 (penetration) を考慮すると、人体用 MRI はおおむね 10 MHz 以下で実施すべきである」と結論されており、10 MHz を超える高い周波数における MRI には、否定的な意見が支配的だったからである<sup>4)</sup>。

キーワード high-field MRI, ulrta-high-field MRI, hardware

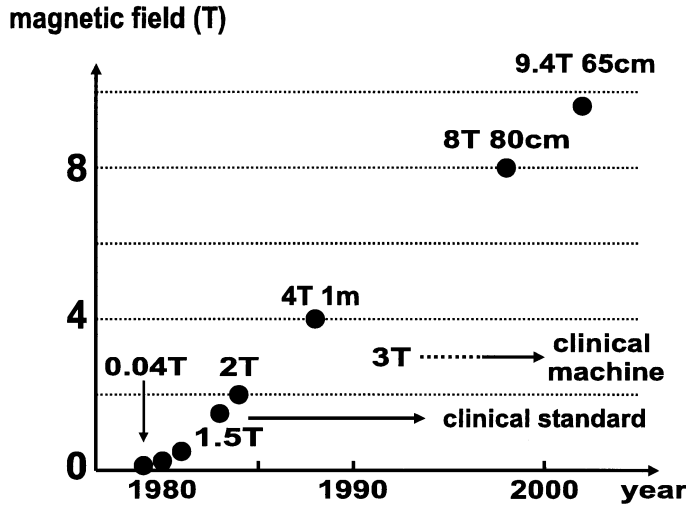


Fig. 1. History of the magnetic field strength used for whole-body MRI

ところが、1981年、カリフォルニア大学サンフランシスコ校 (UCSF) から、それまでの常識を越えて、0.35T (共鳴周波数 15 MHz) で、非常に明瞭な画像が発表され、プロトン MRI における高磁場化競争が、事実上開始された<sup>5)</sup>。これに対し、当初、多核種計測を主眼としていた General Electric 社は、その後 1.5T におけるプロトン MRI に注力し、1983年には、人体頭部において、静磁場強度が増大し T<sub>1</sub> が延長しても、1.5T において、低磁場よりもコントラストノイズ比 (CNR) の点で優位性のある画像が得られることを示した<sup>6)</sup>。

これがきっかけとなって、1980年代後半には、UCSF と GE 社の間で、低磁場 (0.35T) と高磁場 (1.5T) のどちらが CNR の点で優位であるかの論争が続いた。そして最終的には、静磁場強度だけではなく、設計思想と用途の異なるオープン型の低磁場 MRI (0.3~0.35T) と、円筒型のボアを有する高磁場 MRI (1.0~1.5T) の二つのタイプの MRI に製品が集約されて行くことによって、一種の解決を見た。

さて、高磁場へのチャレンジは、その後 2T (1984年)、4T (1988年) と続いた<sup>7)</sup>。しかしながら、プロトン画像の画質向上は、定在波の問題もあって実現されず、<sup>31</sup>P や <sup>13</sup>C のスペクトロスコーピーで、一定の成果が得られたのみであった。ところが、1992年に、BOLD 効果に基づくファンクショナル MRI が報告され<sup>8)</sup>、しかも、BOLD 効果が、静磁場強度により飛躍的に強調されることから、3~4T の MRI は、fMRI 専用の装置という位置付けで、次第に広まっていった。

4T 以降の高磁場へのチャレンジは、しばらく行われなかったが、1998年に、8T でボア径が 80 cm の超伝導磁石がオハイオ州立大に設置され、頭部の画像が報告された<sup>9)</sup>。これに引き続き、7T でボア径が 90 cm のシステムがミネソタ大に設置されて、様々な成果が発表された。そして、7T の全身用 MRI は、最近、各地に設置されつつあり、現在では、MRI メーカーも、研究用 MRI としての製品を発売するに至っている。

2003年3月20日受理

別刷請求先 〒305-8573 茨城県つくば市天王台 1-1-1 筑波大学物理工学系 巨瀬勝美

### 共鳴周波数と試料サイズ

本稿の標題にもあるように、MRI においては、磁場強度そのものが大きな役割を果たしているような印象がもたれている。これは、磁石のコストやサイズや重量が静磁場強度とともに急激に上昇し、しかも、漏洩磁場等も増大するので、我々が磁石から受ける印象も、次第に強烈なものになってくるからである。

ところが、MRI における静磁場強度増大の効果は、その多くが共鳴周波数の増大に起因するものである。磁場強度と MRI の関係を議論する場合には、どの核種を計測対象とするかによって、議論がかなり異なってくる。ところが、MRI においては、プロトンを主な撮像対象としているため、次節以降の議論でも、プロトンを対象とした MRI を前提として議論を進めたい。

もう一つ注意しなければならないのは、試料サイズである。すなわち、超伝導磁石の仕様は、試料サイズによって大きく異なり、しかも、共鳴周波数の増加の NMR 信号への影響も、試料サイズによって異なるからである。

すなわち、分析用の高分解能 NMR の磁石としては、800 MHz (静磁場強度 18.8T) までの磁石が広く使われており、最高では、920 MHz (同 21.6T) まで達成されている<sup>10)</sup>。また、小動物用 MRI 磁石としても、500 MHz (11.7T) のものが使用されている。ところが、人体全身用としては、現在 8T までが実現されており、10T の全身用 MRI 用の超伝導磁石も、技術的に製作は可能であるが、1.5T の超伝導磁石の約 100 倍のコストとなることが予測されている<sup>1)</sup>。

また、共鳴周波数と試料サイズの関係を考えると、RF コイルの設計と RF 磁場の浸入深さ (penetration depth)、そして、ノイズ源の点に関しても、試料サイズに依存して、状況が大きく異なってくる。例えば、300 MHz における電磁波の波長は 1 m であり、生体における比

誘電率は 80 程度であるので、生体内における電磁波の波長は 10 cm 程度となり、人体の撮像では、非常に大きな問題となるが、1 cm 程度の試料では、ほとんど問題にはならない。これは、RF コイルの設計においても同様である。また、試料サイズとノイズ源の問題においても、試料サイズが大きい場合には、試料からのランダムノイズが優勢であるが、試料サイズが小さくなると、RF コイルからのノイズが優勢になることが知られている<sup>11)</sup>。また、どちらのノイズが優勢になるかに関しては、共鳴周波数に依存し、周波数が高くなれば高くなるほど、より小さな試料においても、(生体) 試料からのノイズが優勢になることが知られている。

以上の理由により、人体用 MRI では、数 10 MHz 以上では、被写体から発生するノイズが優勢であり、これが、人体において、SNR が静磁場強度にほぼ比例して増大することの原因となっている。ただし、これからも分かるように、人体の局所部位の撮像においては、静磁場強度に比例する以上の SNR の実現も期待される。

### 高磁場によるメリットとデメリット

前節の議論を踏まえて、高磁場化によるメリットとデメリットを以下に要約して紹介する。

まず、高磁場によるメリットとしては、①静磁場強度に比例すると言われる SNR の向上、②ケミカルシフトによる分裂の拡大、③  $T_2^*$  コントラストの向上 (特に BOLD 効果)、④  $T_1$  コントラストの向上 (特に inflow effect) などが挙げられている。一方、デメリットとしては、①共鳴周波数 (静磁場強度) の二乗に比例する SAR の増大、②ケミカルシフトアーチファクトの増大、③  $T_2^*$  の短縮による信号強度の低下、④  $T_1$  の延長による磁化の回復時間の延長などがある。すなわち、②～④に見られるように、一つの現象には、メリットとデメリットの両面が伴っている。

なお、学問的なことではないが、高磁場化によるコストの増大、設置面積の増大、漏洩磁場の増大、磁場による磁性体吸引の危険性の増大なども、高磁場 MRI を導入する上で、考慮すべき重大なポイントである。

## 超高磁場 MRI におけるハードウェア開発の課題

高磁場のシステムを構築するための本質的な技術開発要素は、高磁場を発生する（超伝導）磁石の開発と、静磁場強度に比例して使用周波数が増大する RF コイルの開発である。MRI の他の主要な構成要素である勾配コイルやスペクトロメーターには、本質的な開発要素はない。これは、勾配コイルにおいては、静磁場から受ける Lorentz 力は静磁場に比例して増大するものの、設計には本質的な変更はなく、スペクトロメーターに関して、分析用 NMR の分野では、数 100 MHz の周波数は、ごく日常的に使われているからである。ただし、ハイパワーの送受信切り替え回路等は、超高磁場 MRI で、初めて開発されたものである。

### 1. 超伝導磁石

8T/80 cm, 7T/90 cm の超伝導磁石の製作は、より低磁場の磁石における基本的技術 (Nb<sub>3</sub>Ti 線を 4.2 K で使用する) の延長上にあり、エンジニアリング的な難しさはあるものの、分析用 NMR で行われているような技術的チャレンジは行われていない。すなわち、分析用 NMR の世界では、Nb<sub>3</sub>Sn 線材の使用、減圧した超流動液体 He による冷却 (~1.6 K) などが行われ、920 MHz (21T) の高分解能 NMR 用磁石が実現されているが<sup>10)</sup>、人体用磁石で、そのような技術を使った 10T 以上の磁石を開発する試みは、まだなされていない。これは、人体用磁石における、更なる高磁場化によるメリットが予想しにくいこと、製作コストが膨大になること、安全性に関する危惧があることなどがあると思われる。よって、現在、精力的に行われている 7T, 8T における研究の成

果から、より高い静磁場の必要性が予測されない限り、より高い静磁場の磁石の開発（既存の技術でも 12T 程度までは可能と言われている）には、着手されないのではないと思われる。

### 2. RF コイル

RF コイルに関しては、静磁場強度の増大とともに、またそれとは独立に、これまでに、様々な技術が開発されてきた。すなわち、birdcage coil<sup>12)</sup>, surface coil, array coil<sup>13)</sup>, quadrature coil, TEM (transverse electromagnetic) resonator<sup>14)</sup> などである。

RF コイルの開発は、静磁場強度の増大と本質的に結びついているばかりでなく、さらに、それを越えた可能性をもたらすことが期待されている。すなわち、静磁場強度の増大に伴い、人体では、それに比例した SNR の増大が期待されているが、これが実現されるかどうかは、RF コイルの性能にかかっている。例えば、Vaughan は、4T (170 MHz) と 7T (300 MHz) の磁石のための同一サイズと構造をもった TEM resonator を開発し、同一条件下で比較実験を行って、4T と 7T において静磁場強度に比例した SNR が、ほぼ実現されていることを示した<sup>15)</sup>。ところが、もし、300 MHz に対応した効率のよい RF コイルが開発できなかったら、せっかくの高磁場用超伝導磁石が生かされないことになったであろう。このように、高周波における RF コイルの難しさは、ロスの大い試料（人体など）において、理論的には静磁場強度と SNR が比例すると言われているものの、それを実現するためには、非常に大きなハードルがあることである。

3T, 4T に対する body 用 volume コイルが開発されたのは、ごく最近であり、volume coil と array coil を用いた高磁場における parallel MRI も、研究が始まったばかりである。SNR の増大を特に生かせるのは、parallel MRI などのように、比較的の小口径のコイルを使用する場合と、<sup>13</sup>C などの低感度核の MRI である。この分野は、まだ始まったばかりであり、今後の

発展が期待される。

### 超高磁場 MRI の国内における設置状況

3T の人体用 MRI は、1996 年に新潟大学脳研究所に設置されたのが第 1 号機であり、その後、各研究施設に設置され、fMRI や脳の高分解能画像の取得に活用されている。また、2003 年 2 月には、厚生労働省により医療診断機器としての認可が得られたので、今後、次第に普及していくと思われる。

4T の人体用 MRI は、1998 年に理化学研究所脳科学総合研究センターに設置されたのが第 1 号機で、fMRI を用いた研究に使用されており、国内では唯一の 4T の装置である。また、2001 年には、国立環境研究所に、4.7T の人体用 MRI が設置され、多核種同時撮像などを目指した技術開発が行われている。さらに、7T の人体用 MRI は、2003 年末に、新潟大学脳研究所に設置される予定であるので、今後、どのような成果が得られるか、大いに注目される。

### む す び

高磁場 MRI に関しては、3T の MRI が、臨床用 MRI として確固たる地位を築けるのかということと、7T 以上の MRI が、4T 以下の MRI では得られない新しい情報をもたらしてくれるのか、という点で特に注目していくとともに、技術的困難がどのようにして乗り越えられていくのか、ということに、今後注目していきたい。なお、第 30 回大会におけるシンポジウムの講演を行うに当たり、国立環境研究所の三森文行先生と、理化学研究所脳科学総合研究センターの Dr. R Allen Waggoner に貴重な情報をいただきましたので、ここに謝意を表します。

### 文 献

- 1) Vaughan JT. Technological challenges and solutions for high-field *in vivo* magnetic resonance. In: Proceedings of the ISMRM, 10th Annual Meeting, Honolulu, 2002; 1
- 2) Edelstein WA, Hutchison JMS, Johnson G, Redpath T: Spin warp NMR imaging and applications to human whole-body imaging. *Phys Med Biol* 1980; 25: 751-766
- 3) Alfydi RJ, Haaga JR, El Yousef SJ, et al.: Preliminary experimental results in humans and animals with a superconducting, whole-body, nuclear magnetic resonance scanner. *Radiology* 1982; 143: 165-181
- 4) Hoult DI, Lauterbur PC: The sensitivity of the zeugmatographic experiment involving human samples. *J Magn Reson* 1979; 34: 425-433
- 5) Crooks L, Arakawa M, Hoenninger J, Watts J, McRee R, Kaufman L, Davis P, Margulis AR, DeGroot J: Nuclear magnetic resonance whole-body imager operating at 3.5 kgauss. *Radiology* 1982; 143: 169-174
- 6) Hart Jr. HR, Bottomley PA, Edelstein WA, et al.: Nuclear magnetic resonance imaging: contrast-to-noise ratio as a function of strength of magnetic field. *AJR* 1983; 141: 1195-1201
- 7) Schenck JF, Dumoulin CL, Redington RW, Kressel HY, Elliott RT, McDougall IL: Human exposure to 4.0-tesla magnetic fields in a whole-body scanner. *Med Phys* 1992; 19: 1089-1098
- 8) Ogawa S, Tank DW, Menon R, Ellermann JM, Kim S-G, Merkle H, Ugurbil K. Intrinsic signal changes accompanying sensory stimulation: functional brain mapping with magnetic resonance imaging. *Proc Natl Acad Sci USA* 1992; 89: 5951-5955
- 9) Robitaille PML, Abduljalil AM, Kangarlu A, et al.: Human magnetic resonance imaging at 8T. *NMR Biomed* 1998; 11: 263-265
- 10) Hashi K, Shimizu T, Goto A, et al.: Achievement of a 920-MHz high resolution NMR. *J Magn Reson* 2002; 156: 318-321
- 11) Cho ZH, Ahn CB, Juh SC, Lee HK, Jakobs RE, Lee S, Yi JH, Jo JM: Nuclear magnetic resonance microscopy with 4- $\mu$ m resolution: theoret-

- ical study and experimental results. *Med Phys* 1988 ; 15 : 815-824
- 12) Hayes CE, Edelstein WA, Schenck JF, Mueller OM, Eash M : An efficient, highly homogeneous radio-frequency coil for whole-body NMR imaging at 1.5T. *J Magn Reson* 1985 ; 63 : 622-628
- 13) Roemer PB, Edelstein WA, Hayes CE, Souza SP, Mueller OM : The NMR phased array. *Magn Reson Med* 1990 ; 16 : 192-225
- 14) Vaughan JT, Hetherington HP, Out JO, Pan JW, Pohost GM : High frequency volume coils for clinical NMR imaging and spectroscopy. *Magn Reson Med* 1994 ; 32 : 206-218
- 15) Vaughan JT, Garwood M, Collins CM, et al. : 7T vs. 4T : RF power, homogeneity, and signal-to-noise comparison in head images. *Magn Reson Med* 2001 ; 46 : 24-30

## Overview of Ultra-high-field MRI Hardware

Katsumi KOSE

*Institute of Applied Physics, University of Tsukuba  
Tennoudai 1-1-1, Tsukuba, Ibaraki 305-8573*

This is a review of ultra-high-field MRI hardware. The tremendous increase in magnetic field strength (from 0.04T to 8T) used for whole body MRI is reviewed. The advantages and disadvantages of this high magnetic field strength are presented and the technical problems and challenges are discussed. The current status of high-field MRI systems in Japan is also briefly introduced.