

発展と未来動向

名誉会員 有水 昇

1. MRI と学会の発展

日本磁気共鳴医学会（以後、学会と記す）は 1981 年（昭和 56 年）7 月 25 日会員 89 名をもって世界に先駆けて創設された。同日、厚生省がん研究助成金有水班および飯沼班の後援を得て第 1 回研究会を開催した^{1),2)}。今回、学会創立 20 周年を迎えて、上野照剛大会長のもとに第 29 回日本磁気共鳴医学会大会が盛大に開催されたことを祝する。

MRI（磁気共鳴映像）が初めて多数の臨床例で有用性を示したのは、同年 10 月米国において開催された NMR 国際シンポジウムであった³⁾。正しく学会創立の 1981 年は、臨床 MRI の世界的な幕開けと言ってよい。翌 1982 年には、早くも株式会社日立製作所は国産第 1 号の常伝導 MRI 機器を試作した⁴⁾。

MRI 機器が厚生省の認可を受けて初めて稼働したのは、学会創立の 2 年後の 1983 年であった。これは、名誉会員古瀬和寛氏の熱意と努力により愛知県中津川市民病院に設置されたものであった。

1986 年、NMR 医学研究会は日本磁気共鳴医学会に、また、学会誌も NMR 医学から日本磁気共鳴医学会雑誌に名称を変更し、今日に至っている。

10 年後の 1991 年には、我が国の MRI 機器数は 1,000 台の大台を超えるに至った。米国に次ぎ世界第 2 位の稼働台数である。現在も、我が国は世界第 2 位の MRI 機器保有国である。

MRI の急速な発展・普及は、学会各位のたゆまない研鑽と努力によるものである。しかしこの根底には、学会における基礎系と臨床系の連携・協力が大きい後ろ盾として存在した。この基礎系と臨床系との連携・協力こそが正しく学会の設立理念でもあった。

2. 将来動向：磁束収束による磁場増強

2.1 高磁場への機能付加

3T 以上の超電導 MRI 機器は、高価額な研究用としてその普及性は低い現状にある。超電導 MRI (1.5T~2T) の磁場強度を臨床の場において短時間内に 1.5~2.5 倍も高め、3~5T とすることが可能であるならば、MRS (MR スペクトロスコピー) 又は fMRI (機能磁気共鳴画像) の精度は高まり、また、マイクロ MRI の実現にも近付くことができるので、臨床的有用性は大きい。このため、これは臨床 MRI の夢であった。そこで、近未来動向として、この夢の実現化のための磁束の収束を提唱する。

一方、磁束収束による磁場強度の増加は、既に電磁気学では広く応用されている。例えば、鉄芯コイルの鉄芯（高透磁率材）を細く絞ると、それにつれて磁束は収束して磁場強度は増加する。しかし、このほとんどすべてが鉄芯コイルを使用する機器であり、MRI のような空芯コイルでは磁束収束は実用的ではなかった。

2.2 磁束収束と磁束の方向

従来の超電導 MRI 機器では、磁束は水平方向にある。一方、被検者の体軸も同じく水平方向にある。この状況では、磁束の収束機構は身体に妨げられて設置が困難となる。磁束の収束には、まず収束が身体によって妨げられない方向であること、から始まる。この方向とは、磁束が体軸に直角となる方向の垂直磁場である。

最近、垂直型の超伝導 MRI 機器（オープン型）が被検者へのアプローチのしやすさから市販されている。垂直型 MRI であれば、磁束収束の機構を設置することが可能となる。

2.3 磁束の収束方法

ここでは、高透磁率材による磁束の絞り込みと渦電流による磁束の収束との2方法を述べることとする。

2.3.1 高透磁率材による磁束の収束

磁束の方向に先細り形状の高透磁率材を介在させて、磁束を先細りに収束する方法である（図1）。この発想は、鉄芯コイルの場合の延長で、だれしも思い付く簡便な磁束の収束法である。

しかし、MRI 機器は、空芯コイルを使用し、空芯間隙が40~60 cm と大きく離れている。このために、先細りの高透磁率材の側壁部から多くの洩れ磁束が発生し、効果的な磁束の収束は得られない。すなわち、収束による磁場強度の増加は少なく、この点で MRI 機器として実用的な方法ではない。一方、安定性の点では優れている。

2.3.2 渦電流による磁束の収束

渦電流が、磁場を減ずる方向に流れることを利用したものである。

2.3.2.1 銅板の回転による渦電流の発生

磁場中で電伝導性物質を運動させると、磁場を減ずる方向に渦電流を生ずることが知られている。これを磁束の収束に応用したわけである。この方法は我が国で開発され、1982年に別所一夫・吉元 武（当時、金沢大学）により報告された^{5),6)}。

実験方法と結果を概説すると、2 cm 厚の4枚の銅板を高速回転（4,000 rpm）させると銅板で囲まれたスリット部に向かって磁束の収束が発生し、磁場強度が増加する。これは、銅板内では渦電流が生じて磁場強度を減ずるためである。

実験結果では、銅板のスリット部では2.4Tが5.8Tに増加して、増加率 $\alpha=5.8/2.4=2.41$ を得たという。別の空芯コイルを用いた実験では、0.82Tが2.8Tになり、増加率 $\alpha=2.8/0.82=3.41$ を得た。すなわち、磁場強度の増加が示された。銅板の厚さあるいは層数を増すほど、また、回転数を増すほど収束効果は高まるという。さらに、銅板の回転を静止すれば、磁束の収束は即座に消滅して元の磁場状態に復帰する。

もしも、これと同じようなことが空芯のMRI用超電導コイルにも応用できれば、MRIにおいても磁束の収束とともに

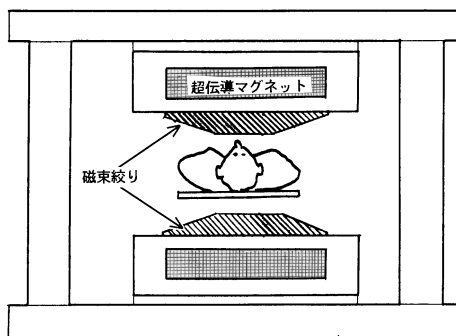


図1. 高透磁材による磁束収束

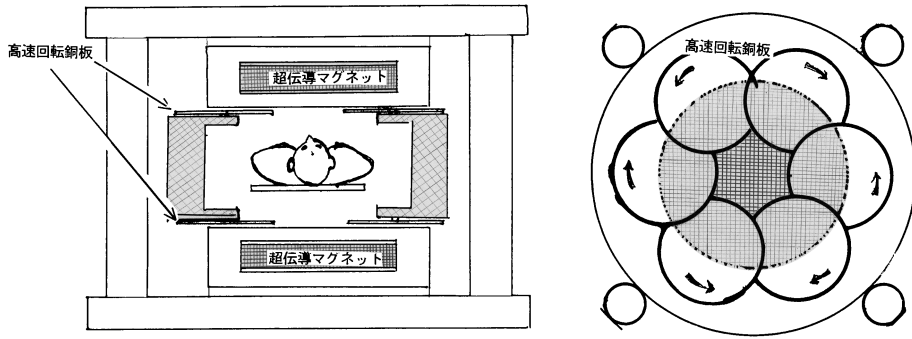


図 2. 渦電流による磁束収束

に磁場強度の増加が達成できるわけである．図 2 に，垂直型 MRI 装置における磁束収束の模式図を示す．

この方法は，最も可能性のある磁束の収束方法であると思われる．また，収束の有り無しは，単なる銅板の回転の有無のみに依存し，1.5～2.5 倍，又は，それ以上の磁場強度が直ちに得られるとあれば，これは臨床利用に向いている．

磁場強度を倍増できるという別所一夫，吉元 武の実験的研究は，その後数回にわたり報告されたが，どういわけかその後追試もほとんどなく，また，MRI にも生かされなかった経緯がある．

2.3.2.2 MRI における問題点

収束磁場内の磁束の均一性と安定性をいかに高めるかは，磁場強度と同程度に重要な課題でもある．単に思考するだけでも，均一性と安定性とを得るためには，銅板の厚さと形状，回転方法，回転速度とその安定性など，今後解決すべき課題は多い．

仮に，これらがほとんどすべてクリアされた場合を想定しよう．ルーチンの MRI 撮像直後にそのままの状態での磁束の収束パターンへと切り替えて，短時間内に磁場強度を高めて次の検査に，例えば，MRS, fMRI, 又は，マイクロ MRI など，に移行できるわけである．今後の発展を祈念したい．

謝 辞

第 29 回日本磁気共鳴医学会大会の 20 周年企画特別講演会「日本磁気共鳴医学会 過去・現在・未来」において発表の機会を与えられた大会長の上野照剛教授，並びに，司会の高橋睦正教授および宮坂和男教授に深甚なる謝意を表します．

文 献

- 1) 核磁気共鳴医学研究会会告．NMR 医学 1981 ; 1 : 4-6
- 2) 昭和 57 年度核磁気共鳴医学研究会総会報告．NMR 医学 1982 ; 2 : 2-4
- 3) Smith FW : Clinical application of NMR tomographic imaging. Proceedings of an International Symposium on Nuclear Magnetic Resonance Imaging, 1981 ; 125-132

- 4) 鈴木宏和, 鈴木 徹, 佐藤昌孝, 武藤安弘, 佐藤幸三, 巨瀬勝美, 井上多門, 安岡弘志: NMR-CTの開発. NMR 医学 1982; 2: 102-108
- 5) Bessho K, Yoshimoto T: Proc. of 1982 International Symposium of High Field Magnetism. 1982; VI-22
- 6) 別所一夫, 吉元 武. 磁束収束型強磁場発生装置. 川西健次, 近角聰信, 桜井良文編集. 磁気工学ハンドブック. 東京: 朝倉書店, 1998; 557-581