

MR マイクロイメージングに用いる RF コイルの 小型化とその雑音低減技術の現状

中野 洋

独立行政法人産業技術総合研究所光技術研究部門

はじめに

バイオ分野では、細胞や組織を人工的に構築する技術が進歩しつつある。また、自然界の細胞や組織の構造を精密に検証することで、その細胞や組織の機能を推定することも行われている。このような細胞や組織を検証するには、非破壊的に試料の 3 次元画像を得る必要がある。その方法として、X 線 CT (computed tomography) や PET (positron electron tomography: 陽電子断層撮影法) などの方法もあるが、細胞や組織に損傷を与えない MR (magnetic resonance) を用いたマイクロイメージングが最も有力な方法として期待される。MRI (magnetic resonance imaging) において、小さな試料の構造を精密に計測するには、FOV (field of view: 視野範囲) を小さくし、かつ空間分解能を上げる必要がある。そのためには、使用する RF 送受信コイルを小型化するとともに、撮像対象との相互作用を最適化することが一つの方法となる。しかし、RF コイルを小型化すると受信する信号 (signal) が弱くなるため、信号と同時に受信される雑音 (noise) の影響が大きく寄与するようになる。この雑音の発生源としては、測定対象試料が発する雑音、受信回路から発生する雑音等がある。受信回路から発生する雑音のうち、電子回

路自体から発生する雑音は近年の RF 技術の進歩により低減されてきており、現在は RF コイルから発生する雑音が一番大きな影響を与えている。そこで、RF コイルからの雑音を低減することにより、全体としての雑音の低減が図れることになる。つまり、MRI の空間分解能を向上するために最も重要な条件である SNR (signal noise ratio) を改善するためには、RF コイルから発生する雑音を低減する技術の開発が必要である。また、一般的に、MRI における空間分解能を上げるためには、RF コイル内の RF 磁場をできるだけ均一化することも重要であり、そのために最適なコイルの形状の開発も必要である。

SNR の改善

SNR は、MRI の空間分解能を上げるときに、最も制限を受ける要件である。臨床で用いられる MR 画像の空間分解能は 1 mm^3 程度であり、その場合の SNR は、撮像条件にもよるが、通常静磁場が 1.5T で 30~100、3T で 50~200 程度である。Table に、SNR と、RF 周波数 ($\omega = 2\pi f$) およびコイルの大きさ (r) との関係を示す。医療用等の高磁場でかつ大型の MRI では、人体等の試料から発生する雑音が一番大きい、試料および RF 送受信コイル

キーワード MRI, coil, cooling, miniaturized techniques, SNR

Table. Scaling Laws for NMR Imaging¹⁾

NMR voltage	$\omega^2 r^2$
Sample noise voltage	$\omega r^{3/2}$
Coil noise voltage	$\omega^{1/4}$
Intrinsic SNR (sample)	$\omega r^{1/2}$
SNR (coil + sample)	$\frac{\omega^2 r^2}{\sqrt{\omega^2 r^3 + A\omega^{1/2}}}$
Imaging time	$1/(SNR)^2$

The frequency $\omega (=2\pi f)$ is proportional to magnetic field strength. This linear scale size of the sample and coil is represented by r . One can determine the constant A empirically by measuring the sample and coil losses for head images at 1.5T. When the coil is cooled, its voltage noise will decrease by a factor equal to the square root of the ratio of the coil temperature to the sample temperature. SNR ; signal-to-noise ratio.

が小さくなると試料から発生する雑音小さくなり、あるコイルの直径において、受信回路で発生する雑音と試料からの雑音が等しくなる。例えば、静磁場が 1.5T の場合では、コイルの直径が約 12 cm になると、この状態になる¹⁾。このコイル直径より小さな RF コイルを使うと、受信回路からの雑音が無視できなくなる。受信回路で発生する雑音の中で一番強い成分が、RF コイルから発生する雑音である。

ナイキストの公式²⁾から、RF コイルに使われる導体から発生する雑音電圧 V の自乗平均は、その物理温度（絶対温度で表す） T と導体の抵抗値 R に比例する³⁾。

$$\langle V \rangle^2 = 4k_B T R \Delta f \dots\dots\dots(1)$$

ここで、 k_B はボルツマン定数、 Δf は計測する周波数幅である。

そして、RF コイルの Q (コイルの性能を示す指数) は、コイルのインダクタンスを L 、コイルの抵抗を R 、コイルの共振周波数を f_0 ($\omega_0 = 2\pi f_0$) として、次式で与えられる。

$$Q = \omega_0 L / R \dots\dots\dots(2)$$

そうすると、SNR は、

$$SNR \propto \sqrt{\frac{Q}{T}} \dots\dots\dots(3)$$

で与えられる。

よって、SNR を増加させるには、 Q を大きくするか T を低くする必要がある。

その他、RF コイルによって生じる RF 磁場を全体的に均一化することも、空間分解能の向上に有効である。それを実現するためには、ソレノイドを使う方法、ヘルムホルツ・コイルを使う方法等がある。ソレノイドは、コイルをある直径の円筒状に巻いたものであり、ソレノイドに電流を流したとき、ソレノイドの内部で生じる磁場は一樣になる。ヘルムホルツ・コイルは、半径 r の円形コイル 2 個を平行かつ同軸に置き、距離を r に等しくとったもので、2 個のコイルに同じ大きさの電流を流すと、2 個のコイルの間に生じる磁場は一樣になる。Fig. 1 にヘルムホルツ・コイルの概念図を示す。

Q の増加方法

Q は、(2)式で与えられる、RF コイルの性能を示す指数であり、「 Q 値」と称される。 Q が大きくなるほど、RF コイルの共振周波数において出力が大きくなり、信号を大きく取り出すことができる。(2)式から、 Q を大きくするためには、RF コイルの抵抗 R を低くする必要があることが分かる。このために考えられる方法として、コイルの温度 T を低くして R を小さくする方法がある³⁾。また、 R が 0 になる超伝導コイルを使う方法もある^{1),4),5)}。超伝導コイルを使うのは、これら両方を満たすのに有効な方法である。

2004 年 6 月 4 日受理
別刷請求先 〒563-8577 大阪府池田市緑丘 1-8-31 (独)産業技術総合研究所光技術研究部門 中野 洋

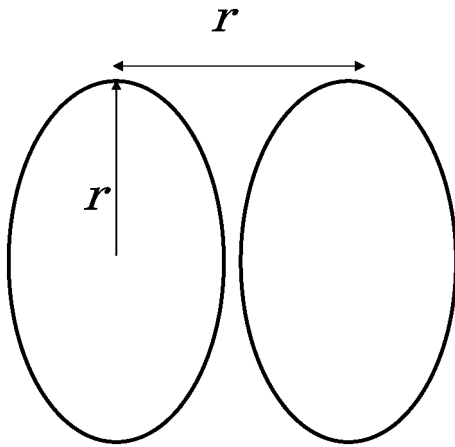


Fig. 1. Schematic of a Helmholtz coil pair. It consist of two circle coils with a radius r . Two coils are separated with r and put in parallel and coaxially. When the same current is applied to the coil pair, Helmholtz coil pair can generate a uniform electro magnetic field between the coils.

RF コイルの冷却方法

RF 送受信 (transmitting and receiving : TR) コイルを冷却するためには、コイルをデュアに入れ、デュアの中に冷却材を入れて冷却する。Fig. 2 に 1 例を示す³⁾。冷却材としては、液体窒素や液体ヘリウム、およびそれらが気化したときに生じる低温のガス等を使用する。試料はデュアの外側に置く。こうすることにより、コイルを冷やしても、試料を常温に保つことができる。デュアは、例えば、PVC (polyvinyl chloride : 塩化ビニール) で作成する。デュアの壁面内には真空層を作り、外部からの熱の侵入を遮断する。また、放射熱を避けるために、アルミメッキ加工したマイラフィルムを真空層内に入れ、放射熱を反射させる。しかしながら、導体であるアルミ部分に流れる渦電流により、MRI 測定に影響を与えることが考えられる。そこで、フィルムの金属部を細かく分画することにより、渦電流の影響を避けるという対策が講じられている。フィルムの面積を 1

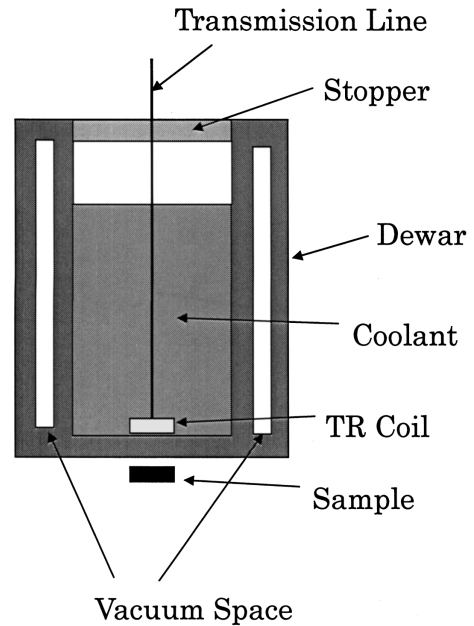


Fig. 2. Schematic of a coil cooling system³⁾. A dewar has vacuum space in the walls. The dewar is filled with coolant e.g. liquid nitrogen (LN₂) and topped with a stopper. Transmitting and receiving (TR) coil is immersed in the coolant. A transmission line connects the coil to an MRI scanner preamp. A sample is placed nearby the coil out of the dewar. Therefore, it is kept at room temperature.

mm² に分画すると、渦電流の影響をほとんどなくすることができる³⁾。

高温超伝導コイルを使った MRI

高温超伝導体は、液体窒素温度付近で超伝導になる物質である。冷却用に液体窒素が使えるため、容易に超伝導が実現できる。この高温超伝導コイルを使った例としては、Blackらによる、Y₁Ba₂Cu₃O₇ (YBCO) で作成した平面状の RF コイルによる MRI がある^{1),4)}。彼らは、気化したヘリウムガスを使って、RF コイルを 10 K に冷やし、 Q を 50000 以上にして、直径 5 mm の試料を測定した。試料は、凹型のデュア

の中の穴に差し込んで、室温に保っている。もう一例は、Hurlston 等が作成した、1組のYBCO製超伝導ヘルムホルツ・コイルを用い、その二つのRFコイルの間に試料を置く方式である⁵⁾。9.4Tの磁場で、気化したヘリウムガスを使って、20 Kに冷やされており、Qは20000近くになる。

冷却したRFコイルを使ったMRI

超伝導コイルを使わなくとも、常伝導コイルを冷却しただけで、SNRを上げることができる。超伝導コイルを使ったとしても、RFコイルと試料の相互作用により、受信する雑音は完全になくなることはない。そこで、比較的簡便に低雑音を実現できる手法として、冷却した円形の銅製の平面コイルで、生体内のMRI画像を撮像した例がある³⁾。超伝導コイルの欠点の一つは、超伝導体の成形が容易でないため複雑な形状のコイルを作ることが難しく、構造が平面状にならざるを得ない場合が多いことである。また、強い磁場内に置かれると超伝導状態が保てなくなるクエンチが起こるといった不安定要素があり、一般的に超伝導体は高価であるとともに超伝導に保つための冷却装置が高価になるという欠点もある。常伝導体のコイルを冷却する方法では、これらの欠点を避けることができる。しかし、超伝導体のようにそれ自身の抵抗が0になるわけではないので、得られるQ値には限界がある。したがって、1) 構造が複雑になる超伝導RF送受信コイルは、特に高SNRが必要な用途に、2) 容易に実現することができる常伝導体コイルを冷却する方式は、もともとSNRが低くとも画像を得ることのできる対象をより高SNRで撮像したい場合に、と状況によって使い分けすることが考えられる。

ソレノイド

小さい試料を測定するには、MRI用のRF

コイルも小さくした方が有利なことで、RFコイルから発生するRF磁場をより均一にすることが良いことは、上で述べた。このような小型RFコイル内のRF磁場を均一にするためには、幾つかの方法が考えられるが、電線を円筒状に何層か巻いたソレノイドを使う方法がある^{6),7)}。これを使うと、ソレノイドの内部の磁場が均一になる。最適なソレノイドの長さや直径の比は、ほぼ、試料の長さや直径の比に比例する。また、ソレノイドの内径と使用する周波数が決まれば、最適なコイルの巻数やコイルの線径も求められる。

細胞のような、特に小さい試料(100 μm 以下)の画像を得るために、特別な「マイクロコイル」を使用する方法も考えられている。この方法では、ガラスのチューブを加熱して溶かし、引っ張って延ばすことにより、直径100 μm 以下のテーパ状のピペットをつくり、これに電線を円筒状に巻いてRF送受信のコイルとし、傾斜磁場を3軸方向にかけて、立体画像を撮る^{8)~10)}。Fig. 3にその構造の模式図を示す。撮像例としては、水を満たした内径

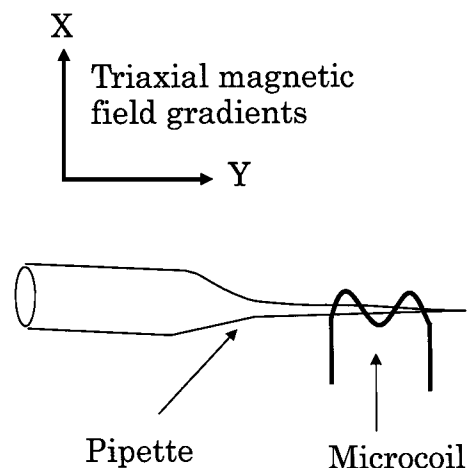


Fig. 3. Schematic of a micro coil⁸⁾. A glass capillary tube is pulled into a pipette. A coil is wound using the glass tube as a coil form.

53 μm のピペットに、直径約 40 μm の蛍光ポリマービーズを入れて撮像したものがあつた。この画像の分解能は、3.7 μm \times 3.3 μm \times 3.3 μm である。ただし、この方法の欠点は、受信する信号の対象となる水素原子の量があまりにも少ないため、画像を得るための時間が掛かりすぎること（約 30 時間）である¹⁰⁾。

結 論

MRI の対象が小型になった場合の問題点とその解決方法について調査した。問題点の一つは、MRI の SNR に占める RF コイルの雑音が、コイルが小型になると無視できなくなることにある。その対策として、RF コイルを超伝導化してコイルの抵抗をなくす方法、コイルは常伝導のまま、発生する雑音を冷却により低減する方法が考えられる。また、RF コイルの内部の RF 磁場も均一である必要がある。このために、RF コイルにソレノイドを使用したり、ヘルムホルツ・コイルを使用したりする方法も考えられている。しかし、超伝導では、主として製作の容易な平面コイルが使われている。これは、均一 RF 磁場を生成する立体構造をもったコイルを超伝導で実現することが、現在のところ、困難であるからである。また、強磁場下ではクエンチを生じる可能性があるなど、超伝導にまつわる不安定性もある。そこで、ソレノイドを冷却して、RF コイルから発生する雑音を低減するだけでも有意の効果が得られるであろうと考えられる。

謝 辞

この原稿の基となった調査研究は、独立行政法人産業技術総合研究所ライフエレクトロニクス研究所で行ったものである。筆者は、当時、同所計測標準研究部門に所属していたが、新しい研究分野の可能性を探るために、同ラボでこの分野の調査研究を行った。調査研究の機

会を与えてくださったライフエレクトロニクス研究所の守谷哲郎ラボ長（現産業技術総合研究所産学官連携部門産学官連携コーディネータ）、および、様々な文献を紹介していただいた同ラボの中井敏晴主任研究員（現産業技術総合研究所光技術研究部門主任研究員）に感謝します。

文 献

- 1) Black RD, Early TA, Roemer PB, Mueller OM, Mogro-Campero A, Turner LG, Johnson GA : A high-temperature superconducting receiver for nuclear magnetic resonance microscopy. *Science* 1993 ; 259 : 793-795
- 2) Nyquist H : Thermal agitation of electric charge in conductors. *Phys Rev* 1928 ; 32 : 110-113
- 3) Wright AC, Song HK, Wehrli FW : In vivo MR micro imaging with conventional radiofrequency coils cooled 77°K. *Magn Reson Med* 2000 ; 43 : 163-169
- 4) Black RD, Roemer PB, Mogro-Campero A, Turner LG, Rohling KW : High temperature superconducting resonator for use in nuclear magnetic resonance microscopy. *Appl Phys Lett* 1993 ; 62 : 771-773
- 5) Hurlston SE, Brey WW, Suddarth SA, Johnson GA : A high-temperature superconducting Helmholtz probe for microscopy at 9.4T. *Magn Reson Med* 1999 ; 41 : 1032-1038
- 6) Minard KR, Wind RA : Solenoidal microcoil design. part I : optimizing RF homogeneity and coil dimensions. *Magn Reson* 2001 ; 13 : 128-142
- 7) Minard KR, Wind RA : Solenoidal microcoil design. part II : optimizing winding parameters for maximum signal-to-noise performance. *Magn Reson* 2001 ; 13 : 190-210
- 8) Seeber DA, Hoftiezer JH, Daniel WB, Rutgers MA, Pennington CH : Triaxial magnetic field gradient system for microcoil magnetic resonance imaging. *Rev Sci Instrum* 2000 ; 71 : 4263-4272
- 9) Seeber DA, Cooper RL, Ciobanu L, Pennington CH : Design and testing of high sensitivity microreceiver coil apparatus for nuclear magnet-

ic resonance and imaging. Rev Sci Instrum 2001 ;
72 : 2171-2179
10) Ciobanu L, Seeber DA, Pennington CH : 3D MR

microscopy with resolution $3.7\ \mu\text{m}$ by $3.3\ \mu\text{m}$ by
 $3.3\ \mu\text{m}$. J Magn Reson 2002 ; 158 : 178-182

Overview of Size and Noise Reduction Techniques of RF Coils for MR Microimaging

Hiroshi NAKANO

*Photonics Research Institute, National Institute of Advanced Industrial Science and Technology
(AIST)*

1-8-31 Midorigaoka, Ikeda, Osaka 563-8577

Many advances in technologies for processing cells and tissues have been made in biological fields. Three-dimensional structures should be visualized precisely and verified to estimate their morphologies and functions using a non-invasive method. Magnetic resonance imaging (MRI) is useful for this purpose. When imaging small samples by MRI, the diameter of the transmitting and receiving (TR) coil is small. Techniques for the miniaturization of TR coil need to be investigated.

With the small diameter of the TR coil, thermal noise in the coil circuit becomes significant. To reduce the thermal noise of the TR coil, high temperature super conductivity coils or a conventional cooling of copper coils have been proposed. Also, the internal RF electromagnetic field in the coils needs to be uniform. To accomplish this, solenoid cells can be used. Although the super-conductive probe achieves higher SNR, it requires a cryostat. Moreover, the coil circuit is complex and tends to quench easily. The SNR gain with the cooled normal conductive type coil is less than that of the super-conductive type coil. However, it does have a higher SNR gain than at room temperature and is stable and easier to handle. So it is likely that the cooling of copper coils is effective.