

# 画像診断装置に利用される超電導マグネット

Superconducting Magnet for Diagnostic Imaging Systems

斉藤一功<sup>(株)</sup> <sup>電子</sup> Kazuyoshi Saito <sup>室長</sup>

(株)神戸製鋼所 電子技術研究所 超電導研究室

# し はじめに

今日、MRIは医学画像診断装置として、臨床や研究に広く 用いられている。OECDの統計によれば、世界では約3万台 のMRIが設置されており、このうち日本には約6千台が存在 している<sup>1)</sup>。国別の設置台数では日本は米国についで2番目 であるが、人口10万人あたりでは世界トップであり、日本は MRIの普及が飛びぬけて高い国である(図1)。MRIの技術コ アのひとつが超電導マグネットであり、この技術の発展が、 MRIの画像診断装置としての有用性を拡大してきた。また、 超電導技術の観点では、MRIは超電導磁石が民需品として商 業化された唯一のケースとされており、特に日本においては 身近な最先端技術ということになる。本稿では最初にMRIの 原理を紹介し、そこで要求される磁場について述べた後、実 際の超電導マグネットついて具体的な技術に触れながら構造 をしめす。次に医療分野以外での活用を紹介し、最後に今後 の展望について、超電導技術の観点から述べる。

## 2, MRIOXUNH

MRIは画像診断装置のなかでも原子核の磁気モーメント に由来する磁気共鳴信号を画像化する装置であり、他の画像 診断装置では得られない優れた特長を有する。磁気共鳴と は、磁気モーメント系と電磁波の相互作用によりエネルギー の授受が起きる現象であり、その際に放射される磁気モーメ ント系からの電磁波を磁気共鳴信号とよぶ。医学の歴史にお いて、人体を傷つけることなく内部を画像化する診断装置 は、1895年のレントゲンによるX線の発見により始まった。 以来、X線装置、超音波装置、X線CT装置などの開発が続き、 現在も医学研究や臨床分野における不可欠な手段として発展 している。MRIは非侵襲(人体に影響を与える放射線を使用 しない)であることや、形態だけではなく機能画像化も可能 であることの特徴を有する画像診断装置として近年、目覚し く発展してきた。



図1 OECD諸国における MRIの国別設置台数 (左) と人口 100万人あたりの保有台数 (右)。 OECD Health Statistics 2016 より作成

## 3 MRIの原理

MRIの原理は人体内の水と脂肪に含まれている水素の原 子核(プロトン)の核磁気共鳴信号(=NMR信号)を画像化 するものである。簡単に言えば、人体を高い静磁場中に置く と微小磁石の性質を持ち、その磁石からの信号を捕らえて画 像化する装置ということになる。画像化にあたっては当然、 位置情報が必要になる。これを含めてMRIの原理を述べる と、高い静磁場中におかれた人体に、線形勾配磁場を印加し ながら高周波磁場を照射することで、核磁気共鳴を起こし、 結果、人体から放射されるNMR信号を取得し、その信号を 処理することによって断面の画像を得るものである。以下、 詳細に述べる。

### 3.1 NMR信号

MRIで画像化されているものは、人体中の水分と脂肪分 に含まれているプロトンのNMR信号である。NMR現象は 1946年にBlochとPurcellによって別々に発見されたもので ある<sup>23)</sup>。プロトンのようにゼロでないスピンを持つ原子核 を静磁場中に置くと、ゼーマン分裂によりエネルギー準位を 形成する。プロトンはスピンが1/2であるため、二つの準位 が形成される。平衡状態では、ボルツマン分布により、上位 と下位のスピン数に差が生じることから、マクロな磁気モー メントが形成される。この磁気モーメントが高周波磁場と共 鳴を起こすことを利用したのがNMR分析法の原理であり、 MRIにおいても信号観測の原理はこれと同じである。NMR において静磁場Bと共鳴周波数ωの間には(1)の関係があり、 このときの周波数ωをラーモア周波数という。

$$\gamma = \gamma B$$
 .....(1)

γは磁気回転比と呼ばれ、観測の対象となる原子核の種類 によって決まる定数である。プロトンの場合には

 $\gamma = 42.6 \text{ MHz/T} \dots (2)$ 

となる。なお、ここでは磁場強度の単位はテスラ (Tesla) を



図2 静磁場と線形勾配磁場を重畳したときの概念図。線形勾配磁場 により、磁場が位置と対応する 用いており、以後はTと表記する。1テスラは10000ガウスに 相当する。今日の超電導MRI装置で一般的な磁場強度である 1.5Tにおける共鳴周波数は(2)式より約64MHzということ になる。

### 3.2 画像化の原理

MRIは撮像対象を空間的、時間的に均一度の高い静磁場内 に設置し、線形勾配磁場を印加しながらNMR信号を取得す ることで、対象の位置とNMR信号の周波数との対応から画 像化するものである。この原理は1973年にLauterburによっ て提案された<sup>4)</sup>。図2は静磁場と線形勾配磁場との重畳の 様子を示す概念図である。ここでB<sub>0</sub>が超電導マグネットに よって発生している空間的に均一な静磁場であり、Gxが線 形勾配磁場である。撮像時、人体にはこれらを重ね合わせた 磁場が印加されることになる。一般的には静磁場強度が1.5T あるいは3Tに対して、線形勾配磁場の強度は5-10mT/m程 度であり、線形勾配磁場の絶対値は静磁場と比較して1%以 下であるが、この図では線形勾配磁場の強度を実際よりも大 きく表現している。

また静磁場中に二つの水を置いたとき、線形勾配磁場がな ければ、得られるNMR信号の周波数は $\omega_0$ のみであるが、線 形勾配磁場を重畳した際には、位置に応じた周波数のNMR 信号が得られ、その信号強度はプロトン量に応じたものとな る。これが位置識別による画像化の原理である。図3にこの 様子を示す。

MRIでは静磁場中に置いた人体に、線形勾配磁場パルスと 高周波磁場パルスを印加して、発生するNMR信号を受信し て画像化する。図4はMRI装置のブロック図である。静磁場 を発生する超電導磁石の内部には線形勾配磁場を発生するコ



図3 空間的に離れた位置にある試料から得られるNMR信号の様子。 均一な磁場では、NMR信号はひとつの周波数であるが(左)、 線形勾配磁場と重ね合わせると、位置や試料サイズに応じた NMR信号が得られる



図4 MRI装置の構成図

イルが配置されている。このコイルは超電導ではない。また、 高周波磁場コイルは送信と受信を兼ねており、人体に磁気共 鳴を起こすための高周波を与えると同時に、核磁気共鳴信号 を受信するようになっている。線形勾配磁場コイルはX、Y、 Zの3軸方向に磁場を印加することが可能となっており、時 間的に分割して取得した信号から画像を再構成している。撮 像の際に用いられる高周波磁場、線形勾配磁場およびNMR 信号の例を図5に示す。これはパルスシーケンスと呼ばれ、 傾斜磁場と高周波を印加するタイミングを表すタイムチャー トである。ここではZ方向が静磁場の磁束方向としている。 MRIでは断層のスライス方向は任意に設定できる特長があ るが、図5のタイムチャートではZ軸に垂直な断層画像が得 られる。

余談になるが、MRIを体験された方は、撮像の際にコンコ ンといった音が聞こえたかと思う。この音は線形勾配磁場を 発生するコイルに流れるパルス電流によるものである。すな わち、コンコンという音は静磁場中において、線形勾配磁場 コイルがローレンツ力を受けて振動して発生している振動音 である。

## 4 MRIで要求される磁場の仕様

MRIで使用される磁場には高い磁場強度、高い磁場均一度 および高い磁場安定度が求められる。これらは人体からの微 弱な核磁気共鳴信号を画像化するという原理からの要請であ る。このような要求に合致する磁場を得ることができなけれ ば、MRI装置の実用化は困難であった。以下、これらについ て詳細を述べる。

### 4.1 磁場強度

MRI装置では原理上、磁場が高くなるほど、NMR信号強 度が向上し、S/Nが大きくなることで画質が良くなる。MRI



図5 MRIを撮像する際に印加される線形勾配磁場と高周波パルスのタイミングチャートの例。Gyの線形勾配磁場はスキャン毎に大きさを変える。一般的な撮像条件では、256回のスキャンを行う。その際、GzやGx、高周波磁場パルスは繰り返しになるが、Gyは大きさを変化させる

の画像信号源である核磁気モーメントの大きさは磁場に比例 して大きくなる。さらに、NMR信号の検出は核磁気モーメ ントが受信用高周波コイルに発生する誘導起電力によって行 われることから、共鳴周波数が大きくなるとこの信号誘導起 電力も大きくなる。これらに受信コイルのノイズなどを考慮 すると、MRI信号の大きさは磁場強度のおよそ1~7/4乗に 比例する。こうしたことから、高いS/Nのために高磁場強度 が求められることになる<sup>50</sup>。

これを写真でたとえると、磁場強度は明るさと対応してお り、磁場が高いと明るい画像になり、反対に低いと暗くなる。 したがってMRI装置の磁場は高いほど画質が高まるといえる。

#### 4.2 磁場均一度

磁場均一度は撮像領域内における空間的な均一性を示す指標で、MRI画像の空間分解能を決める要素である。その定義は撮像領域内の最大磁場と最小磁場の差を基準磁場強度で 割った値をppm単位であらわす。一般にMRIの空間分解能 Δhは磁場均一度ΔBと

$$\Delta h = 2 \pi \Delta B / \gamma G \cdots (4)$$

の関係がある<sup>5)</sup>。ここでGは線形勾配磁場の大きさである。 したがって、線形勾配磁場の強度を一定とした場合、より詳 細な画像を得るためには、撮像対象が配置される場所の静磁 場均一度をできるだけ高くする必要がある。もちろん、線形 勾配磁場の強度を大きくすることも、有効な方法ではあるが、 本稿では超電導マグネットについてのみ考察している。たと えば、Gが10mT/mとしたときには、ΔBが100ppmの時に はΔhは10mmになるのに対し、ΔBが10ppmでは1mmに なる。臨床用のMRI装置の分解能では2-3mmを要求される ため、これに応じた磁場均一度は撮像領域(直径400mm程度の球体積)において数ppmにすることが必要となる。

### 4.3 磁場安定度

磁場の安定度は一時間あたりの磁場強度の変化量を基準磁 場で割った値をppm/hの単位であらわす。

MRIでは原理的に、共鳴周波数により位置を識別している ことから、撮像時間中に磁場が変化すると、共鳴周波数も変 化してしまう。これがおきると、位置情報もこれに応じて変 化するため、結果的に信号がブロードになり画像にぶれが生 じる。先の写真のアナロジーでいえば被写体が動いてしまっ た画像状態に相当する。今、撮像時間として1時間を想定し た場合に、仮に1ppm磁場が変化したとする。先と同様に、静 磁場強度が1.5T、線形勾配磁場強度が10µT/mmとした場合 では、およそ、撮像対象が0.15mm移動したことになり、画像 にはずれとして認識される。これに対し、安定度が0.05ppm/ hの場合には撮像中のずれは0.0075mmとなるため、問題に ならない。

以上、MRIに要求される磁場は、強度が高く、均一度が広範囲で大きく、安定している磁場ということになる。代表的な超電導磁石を用いたMRIでの磁場仕様を表1に示す。

### 5、 MRI用超電導マグネットの特徴

MRIの黎明期である1980年代初頭、静磁場発生には常電 導電磁石が使用されていた<sup>6)</sup>。しかし、その後、前章で述べた 磁場に対する要請から超電導マグネットが用いられるように なった。超電導マグネットでは、電気抵抗がゼロであるとい う超電導の特長を活用することで、人体の断面を撮像する範 囲内において、空間的に均一であり、かつ時間的にも安定し ている高い磁場を発生させることが可能となっている。

### 5.1 高磁場の発生

ソレノイドコイルにおいて強い磁場を発生するためにはア ンペア・ターンが大きいことが条件になる。言い換えればコ イルの電流と巻数を増やすことである。非超電導線を用いた 電磁石によって1T以上の磁場を発生することはもちろん不 可能ではない。しかし、電流密度の制約により、そうした電

表1	MRI に用い	られる超電導	マグネッ	トの主な仕様
----	---------	--------	------	--------

磁場強度	1.5T、3.0T
空間均一度	5ppm以下(400-500mm球の体積領域)
時間安定度	0.05ppm/h以下

磁石は極めて大きなものになりコストも高くなる。こうした ことから MRI では高磁場の発生に超電導マグネットが使用 されている。以下、高磁場を発生するために超電導マグネッ トが必要な理由について具体的に考えてみる。

1m長さのソレノイドコイルにて1Tの磁場を発生させるための条件を見積もる。ソレノイドコイルが発生する磁場は

 $\mathbf{B} = \mu \circ \mathbf{n} \mathbf{I}$ 

である。ここでμ<sub>0</sub>は真空の透磁率、nはターン数、Iは電流で ある。B=1Tのとき、Iを200Aとすると、nは4000ターンと なる。仮に直径1mmの線で内径1mのソレノイドを巻いた場 合には線材長さが約12,500mになる。銅線の場合にはこの線 材の抵抗は250Ωとなり、200Aの電流を流した場合の発熱は 10MWとなり、冷却を考えると現実性はない。また、抵抗を 減らすためには太い線材を用いることが考えられるが、この 場合には直径が100mm級の線材を使うことになる。しかし、 超電導線であれば、抵抗がゼロなので、発熱もゼロとなりコ イルを作ることができる。こうした「抵抗ゼロ」の特性を生 かして、高磁場の発生には超電導線を巻いたコイルが用いら れている。

### 5.2 均一度の調整

高い磁場均一度を得るために、コイル設計の最適化と製造 誤差補正手段の二つの手段がとられている。MRIでは静磁 場均一度が空間分解能を決めるため、市販の装置では撮像領 域に対して5ppm程度の均一度が要求されている。均一度を 決めるのはコイルの配置設計であるが、現実には巻線や組立 などの製造誤差がこれに加わることになる。こうしたことか ら、必要な均一度を実現するためには、設計技術と補正技術 が重要である。以下これらについて述べる。

均一度の高い磁場を得るにはソレノイドコイルの場合には 長くすればよい。しかし、コイルが長くなりすぎると設置場所 の関係から、実用上問題となる。したがって均一度を保ちつ つ、長さを短くすることがマグネット技術の課題として追及



図6 ノッチ付ソレノイドコイルの形状例

されてきた。具体的形状としてはノッチ付ソレノイドコイル が採用されてきた(図6)。ノッチ付ソレノイドでは巻線部の 経験磁場が中心発生磁場とほぼ同様である。しかし、コイル の短尺化や軽量化が追求されてくると、ソレノイドコイルで は限界があることが分かってきた、こうしたことから、均一度 を保ちながら軽量化、短尺化を図るための設計として、マル チコイル方式(図7)も発展してきた。この方式では短尺化や 軽量化が図れるメリットがある。反面、この方式では巻線部 の磁場強度が高くなるため超電導特性の安定性が悪くなる。 (超電導線には温度や使用磁場で安定性が変わる特徴があり、 高い磁場下におくことは安定性を悪くする。)今日では多くの MRIマグネットではマルチコイル方式が採用されているが、 これはマグネットのコストを減らすことが競争の軸になって いるためである。一方、研究用として用いられている超高磁 場タイプのMRIマグネットでは安定性を重視してノッチ付ソ レノイドが採用されている。いずれの形状においても、できる 限りコンパクトなマグネットでかつ均一度の高い磁場を発生 するために、電流配置を最適化する開発が行われている<sup>7)</sup>。

マグネットは巻枠に超電導線を巻きつけて製造するが、超 電導線材の太さや巻枠の機械公差のために必ずしも設計ど おりの電流配置にはならない。また、巻線は室温で行うが、 使用する際には液体ヘリウムで冷却するため、冷却に際して も熱収縮等が生じる。通常の場合、これらの影響は500ppm-1000ppm程度になる。超電導マグネットには、これらの誤差 を補正するために、追加的に磁場を発生し、均一度を乱して いる磁場成分をキャンセルする手段が組み込まれている。こ うした仕組みはシムと呼ばれている。シムには磁性体片によ る磁場を使うものと、コイルによる磁場を使うものがある。 一般的にはMRIマグネット場合には磁性体片による方式が 採用されており、鉄シムと呼ばれている<sup>8)</sup>。鉄シムの原理は、 ボア内に数cm角の磁性体片(鉄やニッケル)を配置し、発生 させた磁場によって均一度を調整するものである。磁性体片 の配置によって、特定の磁場成分を発生させており、その磁 場により不均一な磁場成分をキャンセルしている。



図7 マルチコイルの形状例

#### 5.3 安定度

超電導マグネットでは両端を閉じた回路構成として、その 中で永久電流を循環させている。はじめに、電源で通電した 後、コイルの両端を電気的に短絡してループを作ることで電 源を切り離して運転している。巻線に用いられている超電 導線は電気抵抗がゼロのため、一旦ループを形成すれば永 久に電流は流れ続ける。この方式を永久電流運転方式とい う。通常の電磁石で用いられている電源駆動方式と比較する と、永久電流運転方式では電源由来のノイズや温度ドリフト の影響を排除できる。こうして超電導マグネットでは永久電 流運転方式を採用することで安定磁場の発生を可能にして いる。永久電流運転では磁場はほとんど減衰しない。これま でに25年間連続運転している超電導マグネットの安定度は 0.01ppm/h以下であったとの報告もある<sup>9)</sup>。これは1.5Tの超 電導マグネットの場合、25年間でおよそ3mTの磁場が減少 にとどまる。

永久電流を実現するための重要な要素技術として、超電導線材同士を超電導状態でつなぐ接続技術がある。この技術は 超電導コイルの実用化を進めるなかで、古くから研究されて おり、様々な方式が提案されている<sup>10)</sup>。MRIマグネットで用 いられている例としては、NbTi線材のフィラメントを取り 出し、溶かしたPbBi合金内に埋め込む方式がある<sup>11)</sup>。こうし た方式によって、0.05ppm/hの安定度が実現されている。

さらに永久電流スイッチと呼ばれる特殊なスイッチももう ひとつの重要要素技術である。これは超電導コイルのループ の一部にヒータを取り付けたものである。このヒータのON/ OFFにより超電導/常電導の切り替えを行うことでスイッチ 動作が可能になる。スイッチを電源と超電導コイルとに並列 に配置することにより、電源からコイルに通電したのち、ス イッチを閉じて閉ループを形成し、その後、電源電流を下げて いくことで永久電流ループが形成される。そうした状態で、電 源を切り離して安定した磁場が得られるようになっている。

### 5.4 クライオスタット

超電導現象を利用するには臨界温度以下で使用する必要が ある。今日、MRIに用いられている超電導材料はNbTiであ り、その臨界温度は9.5Kであることから、冷却のための冷媒 としては液体ヘリウム(沸点;4.2K)が用いられる。図8に 代表的な超電導マグネットの構造を示す。コイル部分は液体 ヘリウム槽内に設置されており、その周囲を冷却シールドで 囲まれている。さらに、それら全体が断熱のために真空槽内 におかれている。このような断熱を考慮されて作られた容器 はクライオスタットとよばれる。また撮像のために人が入る 磁場発生空間はボアと呼ばれ、MRI用超電導マグネットで は、その大きさは通常、直径700mm~900mmである。クラ



図8 超電導マグネットの構造模式図。真空容器の内部に超電導コイ ルが格納された液体ヘリウム槽が設置されている。冷凍機が取り付けられており、1段ステージは冷却シールドにつながれており、液体ヘリウム槽への侵入熱を吸収している。2段ステージは蒸発する液体ヘリウムを再凝縮している

イオスタット上部には小型冷凍機が備えられている。冷凍機 として用いられるのは、冷却ステージが二つある、2段式GM 冷凍機である。この冷凍機によって、クライオスタット内部 の液体ヘリウムは再液化される仕組みになっており、一旦冷 却し、超電導状態にした超電導マグネットでは液体ヘリウム を補充する必要はなくなっている。

### **6** MRI用超電導マグネットの 将来展望

### 6.1 高磁場化

MRIは磁場が高くなるにつれて感度、空間分解能が向上 し、かつ軟部組織のコントラストが大きくなる。こうしたこ とは特に脳の研究にとっては魅力的なことから、3Tを超え る超高磁場MRIの開発が進められている。現在、7TのMRI 装置が市場に投入されており、2015年のデータでは全世界で 約70台が稼動している<sup>12)</sup>。これらは主に脳機能の解剖学的 研究に使われており、高い分解能を生かして詳細な脳内の神 経分布などの取得が可能になっている。

更に高い磁場では9.4Tや11.4Tのマグネットも開発され ているが<sup>13)</sup>、磁場が高くなるにつれてコイルに働く電磁応力 (ローレンツ力)も大きくなる。こうした場合には超電導マグ ネットの巻線部が局所的にわずかに動く可能性があり、線材 同士の摩擦によって発生するわずかな熱(数10~数100 µ J) でクエンチと呼ばれる現象を起こす<sup>14)</sup>。クエンチとは、超電 導巻線の一部が常電導に転移した結果ジュール発熱が起き、 それによって常電導部位が雪崩的に超電導コイル全体に拡 大する現象で、これが起きるとマグネットの温度は上昇し、 電流も流れなくなるため磁場は消失する。これを防止するた め、強い電磁応力にも耐えるように、線材の安定性を高める ことや巻線部位の含浸を強化したりする等の技術開発が行わ れている。

### 6.2 人体以外への適用

MRIは非破壊で物質の内部情報が得られる。実用化では医療用が圧倒的に多いが、それ以外にも応用開発が進められている。ここでは農業分野や食品分野および材料科学での適用 例を紹介する。

石田らは大豆種子の発芽性と含有水分量の関係をMRIに よって調べている<sup>15)</sup>。含有水分量が少なすぎると発芽の生育 が悪くなることが経験的に知られていたが、MRIで観測する ことにより、水分量が少ない乾燥大豆を水に浸したした時に は細胞が破壊されていることを見出した。これにより、適切 な水分量により種子を保存することの必要性が認識された。

深井らは、市田柿のカビ発生と水分子の運動性との関連に ついてMRIを用いて調べている<sup>16</sup>。高級干柿である市田柿 ではカビの発生が品質管理上の問題になっている。カビは水 分の存在によって発生するが、水分量や水分活性(自由水の 割合)とカビの発生とは相関関係がなかった。しかし、MRI 画像では、カビ発生と画像コントラストに明瞭な相関が見ら れた。単なる水分量ではなく、水分子の運動性がカビの発生 に関連していることが示唆されている。産地ではこの研究結 果に基づいて、MRIを用いた品質管理を検討している。

高炉による製鉄では、コークスが非常に重要な役割を果た している。コークスを作る際に、原料炭を急速加熱するを行 うことで、コークス強度が増加するメカニズムの解明に関し てはMRIが重要な役割を果たした。齋藤らは、石炭を500℃ 付近まで加熱しながらin-situでその溶融過程を観測できる装 置を自作して、急速加熱、低速加熱、加熱なしの石炭の溶融 過程を観測した<sup>17)</sup>。結果、急速加熱した石炭のみの運動性が 高くなっていることが示された。この理由として分子間の水 素結合やπ-π相互作用が緩和しているものと考察し、これ がコークス強度の増加につながったとしている。

# ろう 今後の展望

現在、実用化されているMRI超電導マグネットではNbTi 線材が使用されており液体ヘリウムが必要である。ヘリウム は天然資源の一種であり、主に天然ガス田から産出されてい る。埋蔵量は多いものの、今後、MRIが普及するにつれて、 将来的には資源枯渇が懸念されていることから、臨界温度の 高い酸化物超電導線材をもちいた液体ヘリウムを用いない超 電導マグネットの開発が進められている。

TeraoらはBi系酸化物超電導線材をもちいてボア径500mm

のMRIマグネットを製作し、1.5Tでのアカゲザル標本脳の MRI画像の撮像に成功している。これは酸化物超電導線材を 用いた超電導マグネットによる世界初のMRI画像である。こ のマグネットでは金属系超電導線材がまったく使用されてい ないことから、液体ヘリウムを使わずに冷凍機のみでの運転 となっており、冷却温度は20Kである<sup>18)</sup>。

Bi系酸化物超電導線材はマトリックスに銀を使っている ため本質的にコストが高いことが課題である。さらに、温度 的にも30K以下での使用に限られている。こうした点を克服 したあらたな超電導線材としてY系酸化物超電導線材の開発 が進んでいる<sup>19)</sup>。これは、金属基板上に薄膜上の超電導体を 形成した構造になっており、銀を使っていないことから量産 時にはコストが低くなることが期待されている。さらに、温 度的にも60K以上の運転温度が可能であり、冷却に使用す るエネルギーも低くなることから、近年、この材料を用いた MRIマグネットの開発も進められている。AMEDによるプ ロジェクトで発生磁場3T、室温ボア径300mmのマグネット が開発され、マウス胎児の画像が得られている<sup>20)</sup>。

このように酸化物超電導線材でのMRIマグネットの可能 性は実証されつつあるが、今後の課題としては、永久電流 モードでの運転やクエンチ時の保護対策に加えて線材コスト の低減などがある。線材メーカも今後、酸化物超電導線材が 広く普及する条件としてコストを下げる必要があることは認 識しており、この点についても開発が進められている。

**8** まとめ

今日の医療用画像診断の代表的な装置であるMRIについ て、画像化のしくみや、装置の中核である超電導マグネット が発生すべき磁場仕様について述べた。さらに、MRIの医学 以外の適用について紹介した。今後の技術発展について酸化 物超電導体を用いた先進的な開発事例を紹介し、実現につい ての課題について触れた。

MRIはこれまで、超電導マグネットだけが作り出せる空間 的に均一で、時間的に安定した高い磁場によって発展してき た。今後も超電導材料の開発が進んでおり、液体ヘリウムが 不要なマグネットの発展が期待されるとともに、医療用以外 への適用も期待されている。

### 参考文献

- 1) http://www.oecd.org/els/health-systems/health-data. htm
- F.Bloch, W.W.Hansen and M.E.Packard : Phys. Rev., 69 (1964), 127.
- 3) E.M.Purcell, H.C.Torrey and R.V.Pound : Phys. Rev., 69 (1964), 37.
- 4) P.C.Lauterbur : Nature, 242 (1973), 190.
- 5) 亀井裕孟:核磁気共鳴技術,工業調査会,(1987)
- 6) 杉浦聡, 岡本和也:東芝レビュー, 69 (2014) 2, 11.
- 7) R.Warner : Supercond. Sci. Technol., 29 (2016), 094006.
- 8) D.I.Hoult and D.Lee : Rev. Sci. Instrum. 56 (1985), 131.
- 9)山本俊二,児仁井克己,田邉肇,横山彰一,松田哲也,山田忠利:低温工学・超電導学会講演概要,86 (2012), 3A-a06.
- G.D.Brittles, T.Mousavi, C.R.M.Grovenor, C.Aksoy and S.C.Speller : Supercond. Sci. Technol., 28 (2015), 093001.
- 11) M.Kodama, K.Okamoto, Y.Koga, T.Yamamoto and H.Watanabe : Supercond. Sci. Technol., 28 (2015), 045019.
- 12) 岡田和久, 栗林秀人: インナービジョン, 30 (2015) 9, 13.
- 13) Y.Lvovsky, E.W.Stautner and T.Zhang : Supercond. Sci. Technol., 26 (2013), 093001.
- 14) M.Wilson : Superconducting Magnets, Clarendon Press, (1983) 68.
- 15) 石田信昭,小泉美香,小川秀次郎,狩野広美:日本食品科 学工学会誌,47 (2000),407.
- 深井洋一,田中廣彦,内藤成弘:日本食品科学工学会誌, 58 (2011), 597.
- 17) 齋藤公児, 加藤健次: 新日鉄技報, 384 (2006), 48.
- 18) Y.Terao, O.Ozaki, C.Ichihara, S.Kawashima, T.Hase, H.Kitaguchi, S.Kobayashi, K.Sato, I.Nakajima, N.Oonishi, M.Poole, K.Takeda, S.Urayama and H.Fukuyama : IEEE Trans. Appl. Supercond., 23 (2013) 3, 440904.
- 19) 和泉輝郎:金属, 85 (2015), 205.
- 20) 横山彰一,李智媛,井村武志,松田哲也,佐藤伸治,江口 諒,井上達也,福井秀樹,長廣利成,田邉肇,大穀晃裕, 中村武恒,白井康之,宮城大輔,津田理:2016年度春季 低温工学,超電導学会講演概要,93 (2016), 3A-a01.

290