

## OpenMRI 装置の基本性能と安全管理

かがわ総合リハビリテーション病院 診療部 診療放射線技師 小川 和郎、富士原 じゅん

キーワード： MRI、永久磁石型装置、リスク、安全管理

### 要旨

本邦で販売されている臨床に用いられる MRI 装置は磁場強度が 7 テスラ (以下、T) から 0.25T まで多岐にわたる。当院の MRI 装置は 0.4T の永久磁石タイプであり、OpenMRI とか CompactMRI と呼ばれることもある。OpenMRI の基本性能と安全管理について述べる。

### 1. はじめに

発展が著しい画像診断領域のモダリティの中でも Magnetic resonance imaging(MRI)は日進月歩に技術革新が進んでいる。種々のソフトウェアの進歩とともに、人工知能を応用した最新技術も登場している。画像診断における MRI の重要性は確固たるものになっている。

1971 年に Raymond V. Damadian が悪性腫瘍と正常組織の T1、T2 の緩和時間に差があることを発表し、1977 年には人間の全身の撮像にも成功した。臨床用 MRI 装置の黎明期の 1980 年代には、0.15T の常電導型装置や 0.2T の永久磁石型装置、0.5T の超電導型装置などのさまざまな MRI 装置が開発された。永久磁石型装置では、1987 年に日立が従来のフェライト磁石に対しておよそ 10 倍の磁力を有する希土類のネオジウム磁石を用いた 0.2T の永久磁石型装置を発売した。ガントリの重量を大幅に低減しての実用化を実現した結果、当時普及していた 0.5T の超電導型装置は市場から姿を消した<sup>1)</sup>。その後、高磁場は超電導型、低磁場は永久磁石型とすみわけが進んでいった。

2021 年には本邦に 7,240 台の MRI 装置が保有され、そのうち香川県には 107 台の装置が設置されている。その内訳は 3T 装置が 14 台、1.5T 装置が 45 台、0.4T 装置が 26 台、0.3T 装置が 22 台で、永久磁石型装置が半数以上を占める<sup>2)</sup>。昨年の時点では、高知県に次いで全国で 2 番目に人口当たりの設置台数が多い県となっている<sup>2)</sup>。

### 2. MRI 装置の種類

静磁場強度が 1.5T 以上を高磁場、1.5T 未満を中低磁場と称している。最近では、装置は高磁場と 0.2~0.4T の低磁場に 2 極化している。また磁場の発生方式として、かつては常電導型、永久磁石型、超電導型の 3 タイプが存在したが、現在では電磁石を使用した常電導型装置は販売されていない。

永久磁石型装置はその名の通り、永久磁石のネオジウムを用いて、開口部の上下に磁石を配置して垂直方向に磁場を発生させる。超電導とは、特定の金属が一定温度以下で電気抵抗がゼロになる現象である。超電導型装置は-269°Cの液体ヘリウムの極低温で冷却したニオブチタン合金製電磁石を使用している。電気抵抗をゼロにすることで、電気抵抗負荷や発熱の問題を解消して臨界電流に近い大電流を流すことにより、強力な磁力を発生させる。超電導型装置は常電導型装置とは異なり、電源を遮断しても磁石は磁力を維持したままとなる<sup>3,4)</sup>。

永久磁石型装置は、磁束が磁石の前後方向に向く垂直磁場であるため、漏洩磁場は小さい。設置面積が抑えられ、装置の価格や維持費が比較的安いメリットがある。磁石を支える支柱のコラムは 1 本または 2 本で、開放性を高めている。当院の 0.4T 装置はコラムを 1 本にしたシングルピラー構造であるので 320°の広い視界が保たれ、閉所恐怖症の患者や小児に適している。開放性が高いので動態機能検査や interventional radiography に応用できる利

点がある。しかしながら信号雑音比(signal-noise ratio;SNR)が低いという欠点がある。

超電導型装置は磁束が水平方向になり、漏洩磁場は拡がる傾向にある。高磁場であるので SNR が高い。また磁場均一性の範囲が広いので永久磁石型装置のように撮像部位を磁場中心にセッティングする必要はない。デメリットとしては液体ヘリウム補充や冷凍機メンテナンスのランニングコストが高く、クエンチングによる事故を引き起こす可能性がある。またキャビネットを置く機械室も必要となるので設置スペースはかなり広がる<sup>5)</sup>。クローズドガントリタイプの円筒構造であるため検査環境に圧迫感を持つことが多い(図1)。



図1 MRI 装置 a | b  
a 永久磁石型装置 , b 超電導型装置

### 3. パルスシーケンス

永久磁石型装置の基本的な撮像法として①スピネコー法(spine echo;SE)、②反転回復法(inversion recovery;IR)、③グラディエントエコー法(gradient echo;GRE)、④MRangiography、⑤高速スピネコー法(fast spine echo;FSE)、⑥エコープランナー法(echo planner;EPI)法がある。通常の T1 強調画像、T2 強調画像は FSE や SE で撮像される。IR では反転時間(inversion time;TI)を変化させて FLAIR(fluid attenuated IR)や STIR (short TI inversion recovery) を撮像する。EPI は拡散強調画像(diffusion weighted imaging;DWI)で使われる。

永久磁石は温度特性が低く、可逆温度変化により磁束密度が変化する。磁場安定性を保つために恒温に保つ管理が必要となる。特に高温環境では磁力が落ちる現象である熱減磁が生じることにより共鳴周波数が変動するため、EPI などの負荷のかかるシーケンスは連続して撮像することはできない。

### 4. コイル

永久磁石型装置の受信コイルは、ポリュームコイルと呼ばれる QD(quadrature)コイルやソレノイドコイルを使用する(図2)。QD コイルは直角位相コイルのことで、超電導型装置でも以前は使用されていた。ソレノイドコイルは永久磁石型装置のみに使用される。ソレノイドコイルは垂直磁場での使用により、コイルの外側の感度範囲が広く、他のコイルに比較して高感度なのが特徴である。

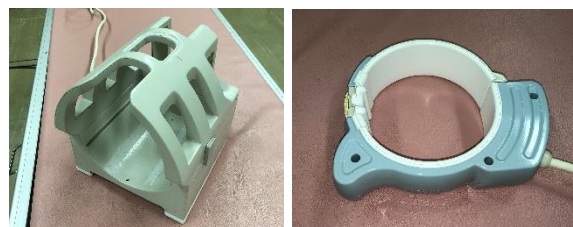


図2 受信コイル a | b  
a QD コイル, b ソレノイドコイル

MRI 画像のアーチファクトの一つにケミカルシフトがある。ケミカルシフトによる MR 信号の周波数ズレが水と脂肪で 3.5ppm 存在するため、この両者を 1 ピクセルに収めてアーチファクトを抑えるために高磁場装置ほどバンド幅を上げる必要がある。バンド幅は永久磁石型装置で約 20Hz、超電導型装置で 200Hz 程度になる。バンド幅を上げることにより SNR が低下するので画像加算で繰り返し撮像する必要がある。しかしながら超電導型装置では近接感度の高いサーフェスコイル系のフェイズドアレイコイルが使用できるため、高速撮像技術の一つであるパラレルイメージングを用いることができる。サーフェスコイルの数を増やして撮像部位を覆うことにより、撮像範囲を拡大することも可能である。

### 5. 電波シールド・磁気シールド

商用放送などの MRI で用いられる共鳴周波数帯(数 MHz~数十 MHz)の外来電波が室内へ侵入すると、画像の歪みやノイズの発生原因となる。装置への影響を防止するために導電性の高い銅やアルミニウムの金属で床、壁、天井の6面を囲い電波の侵入を防ぐのが電波シールドである。

エレベータや自動車などの移動する磁性体やX線高圧発生器などの磁場変動発生源からの外乱磁気ノイズによる装置への影響をおさえ、磁場均一性を高めるために、高透磁率で飽和磁束密度の大きいケイ素鋼板などを部屋の6面に貼付するのが磁気シールドである<sup>6)</sup>。室外の電子機器に装置の磁場の影響を及ぼさないように漏洩磁場を抑える意図もある<sup>7)</sup>。地磁気は $5 \times 10^{-5} \text{T}$ であるので0.4T装置の磁場は地磁気の8千倍にもなる。漏洩磁場の大きい超電導型装置では、装置内に逆極性を発生させる大掛かりなアクティブシールドコイルを取り付けなければならないが、永久磁石型装置はパッシブシールドとして、コラム部分に磁場を抑制する材質の金属を使用している。

## 6. 静磁場のリスク管理

MRIの安全性に関しては、静磁場、傾斜磁場、高周波(radio frequency;RF)に起因するさまざまなリスクがある。中でも重要なのは静磁場である。磁場が引き起こす可能性のある最大のリスクは、強磁性体の金属が離れているところから強く引っ張られて装置に向かって飛んで行く“ミサイル効果”である。また力学的作用の吸引以外にも体外・体内デバイスは、磁力による影響を受け誤作動する恐れがあり、装置に近寄らせてはならない。

装置が設置されている部屋は磁場の管理区域として鉄やコバルトなどの強磁性体の金属を使用した器具や材料の持ち込みが厳しく制限される。

漏えい磁場強度 0.5mT以上の区域は、立入を制限している領域であり立入制限区域と呼ばれる<sup>8)</sup>。0.5mTの漏洩磁場分布線を0.5mTラインと言う。テープなどを貼付して視認可能なようにライン表示して警告している(図3)。

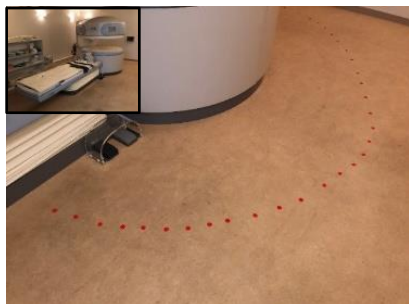


図3 当院の0.5mTライン

医療従事者にとっては磁力を視覚的に把握する目安になる。0.5mTライン内部では心臓ペースメーカのような体内デバイスは誤動作が発生する場合があります。さらにその内部の10mTラインでは強磁性金属は非常に強い吸引力で引き付けられ、その結果事故をひき起こす可能性がある<sup>9)</sup>。

強磁性体金属の検知方法として強磁性体検知器を使用する。また装着品などの小さな金属を検知するのに携帯型や据置型などの種々の金属検知器を使用して未然に事故を防止する(図4)。



図4 金属検知器

a | b

a ハンディ型金属検知器

b ゲート型金属検知器

## 7. 傾斜磁場のリスク管理

単位時間あたりの傾斜磁場の変動はdB/dtで表す。ファラデーの誘導法則によって導電体である人体には、dB/dtの大きさに比例して電圧、電流が生じる。通常状態ではdB/dtは1~5T/secなので生物学的作用を観察できないが、60T/secになると末梢神経刺激を受けた事例がある<sup>10)</sup>。当院の装置のdB/dtは最大が20 T/secなので末梢神経刺激は問題とはならない。

MRIの主要な騒音は、撮像時に傾斜磁場コイルの磁場を高速に切り替えるためにコイルが振動することで発生する。コイルに電流が流れるとフレミングの法則によるローレンツ力が生じて、コイルが歪むのが原因である<sup>11)</sup>。日本工業規格JIS C 1502-1990で定められている人間の聴覚を考慮したA特性での投下騒音は、85~90dBで不愉快な感じを与える場合があります。99dB以上で一時的な聴力障害をひき起こす可能性がある。このためIEC(international electrotechnical commission)の勧告では、99dB以上

での撮像時は難聴の防止のための耳栓などの聴力保護具の装着が義務づけられている。当院の装置での最高値は80dBとなっている<sup>9)</sup>。

## 8. 高周波のリスク管理

MRI検査中に熱感を感じることは、高周波による発熱作用が大きな要因である。スキャンするとRFエネルギーの放出を必然的に伴う。RFにより導体である人体に生じた渦電流のジュール熱は比吸収率(specific absorption rate:SAR)によって評価される。SARは単位体重あたりに吸収する高周波電力 (W/Kg) としてあらわされ、体温上昇に影響する<sup>10)</sup>。

診療用MRIの安全性の規格として、患者の電磁場被ばくの程度により決まる操作モードがある。操作モードは、通常操作モード、第1次水準管理モード、第2次水準管理モードの3種類に分類される。各操作モードの限界値は、IEC 60601-1-2-33で規定される(表1)。

単位 W/Kg

		全身 SAR	身体部分 SAR	頭部 SAR
身体領域		全身	照射身体部分	頭部
操作モード	通常	2	2~10	3.2
	第1次水準管理	4	4~10	3.2
	第2次水準管理	>4	>(4~10)	>3.2
短期 SAR		任意の10秒間にわたるSARの上限値が既定値の3倍を超えてはならない。		
平均化時間		6分		
注a) 上限値は“照射を受ける患者部分体重/患者の体重”に比例して動的に変動する。				

表1 SAR 上限値 (ボリュームコイルの場合)

この分類は、患者に対するSARレベルおよび傾斜磁場出力を基に計算されており、撮像条件よりMRI検査の潜在的リスクを判断することができる。上限値は、MR検査室の環境温度が25℃以下、湿度60%以下を前提に定義されている。患者の体温上昇を抑えるために室温管理には厳重な注意が必要である。SARは磁束密度の2乗に比例するため

3T装置におけるRF発熱効果は0.4Tの56.25倍にもなる<sup>9)</sup>。

通常操作モードは、患者に生理学的ストレスを引き起こす可能性のある値を一切出力しない操作モードである。第1次水準管理操作モードでは、一つまたは複数の出力が患者に医療管理を必要とする生理学的ストレスをひき起こす可能性のある値に達する操作モードで、RFエネルギーに高い感度を有する患者に対し、注意を払う必要がある、第2次水準管理モードは4T以上の装置が該当する<sup>11)</sup>。

## 9. 装着品の安全管理

金属による危険性には吸引と熱傷がある。金属製品の装飾品や医療器材の持ち込みには気を付けなければならない。金属類の持ち込み防止対策として検査オーダ時には、患者に対し問診による確認を行っている。さらに検査実施直前には、問診票を再度確認している。補助的に金属検知器でも探知する。体内金属は施術した医療機関に問い合わせるか添付文書で確認することが必要となる。

静磁場による酸素ボンベの吸引では身体損傷事故や死亡事故が引き起こされている。また装置の吸着物を取り除くには日数と多額の費用を要する。

熱傷には複数の原因がある。第一は電気伝導体である金属が、体表面において渦電流に起因する誘導加温によって発熱することである。第二は高周波電流ループによるものである。高周波電流ループとは、皮膚と皮膚の接触により体の一部分に高周波電流のループが形成される場合に、誘導起電力が生じて電流が流れることである。これにより温度上昇が起これ熱傷となる可能性がある<sup>12)</sup>。皮膚の接触部位に発汗があると、温度上昇は増大するので室温管理には細心の注意を要する。

検査の安全性に関しては不確定なことが多く、迷った場合は安全を担保する観点から安全側を選択しなければならないことがある。装着品の禁忌の度合は、軽度のものから死に至る可能性のあるものまでさまざまである<sup>11)</sup>。金属の材質が不明の場合は、最終的には検査をすることによって得られる利益と検査によって生じるリスクを比較考量して総合的に判

断することになる。患者の逸失利益には留意しなければならないことの実理は瞭然としている。

#### 【引用文献】

- 1)日本医療画像システム工業会. 医用電子画博物館. 代表的な医療機器の歴史. MRI.  
<https://www.jira-net.or.jp/vm/aetas.html>
- 2)エム・イー振興協会. 月間新医療. MRI 設置施設名簿(part3), 2022;8:99.
- 3)ネオジウム磁石の特徴. 相模金属工業.  
<https://www.agami-magnet.co.jp/explanation-magnet/feature-neodymium>
- 4)西村博. MRI 技術 最近の進歩 ー特に永久磁石について. 計算と制御 1991;vol30:No9:818-827.
- 5)innavi net. MR 古今東西 永久磁石タイプと超電導磁石タイプの MRI,実際どう違う?. インナービジョン.  
<https://www.innervision.co.jp/sp/ad/suite/fhc/sup201809/kokontozai>
- 6)EMA. MRI 装置用シールドルーム.  
<https://kk-ema.com/mri-shield.shtml>
- 7)日本画像医療システム工業会. JESRA TR-0041 制定規格. MRI の Q&A.
- 8)日本工業規格. JIS Z 4952:2012. 磁気共鳴画像診断装置.
- 9)日立メディコ. 日立 MR イメージング装置 Aperto 取扱説明書.
- 10)青木郁男. MRI・CT の技術変遷と最新動向. 電気設備学会誌 2014;No13:233-238.
- 11)宮地利明. MRI の安全性. 日本放射線技術学会雑誌;第 59 巻;12 号;1508-1516.
- 12) 日本医療機能評価機構. 医療安全情報 No.56. MRI 検査時の高周波電流のループによる熱傷.