

MRI の安全について

金沢大学医薬保健研究域 宮地 利明

1. はじめに

磁気共鳴画像 (MRI) 装置には、マグネット、傾斜磁場コイル、高周波 (RF) コイルが必ず装備され、情報キャリアである RF (または交流磁場) によって人体から核磁気共鳴信号を取り出して画像化する (Fig.1) [1,2]. これらマグネット、傾斜磁場コイル、高周波 (RF) コイルによって生じる力学的作用、高周波による加温、変動磁場による刺激および騒音の作用が安全管理上、重要となる。以下に MRI の安全性と安全管理法に関して概説する [2].

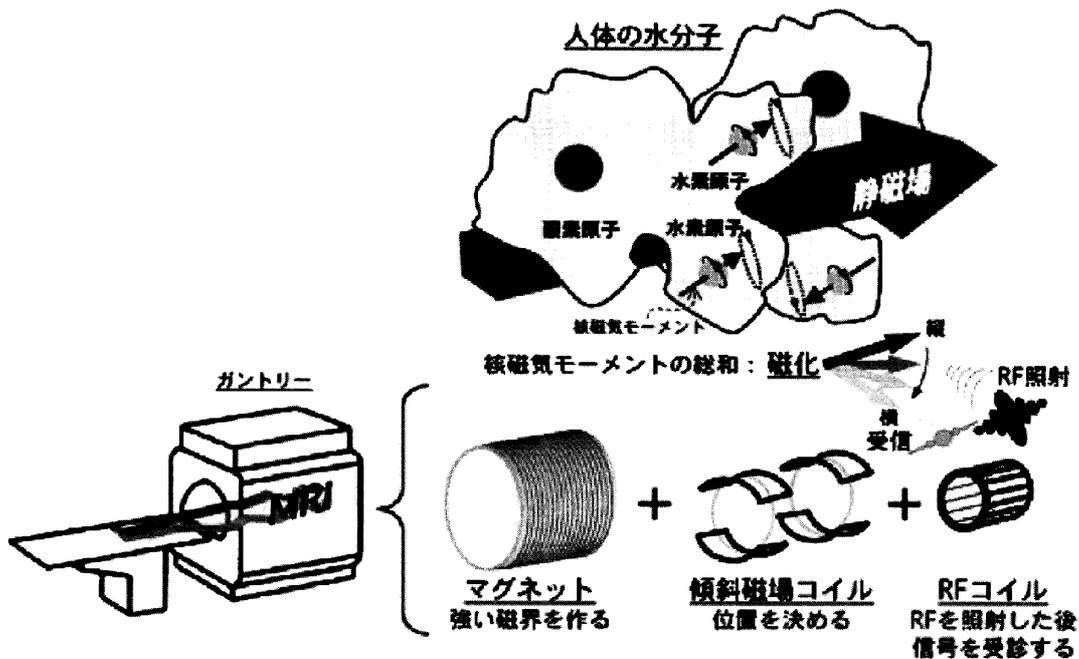


Fig.1 MRI 装置と MR 信号収集の概要.

MRI のガントリーには外側からマグネット、傾斜磁場コイル、RF コイルが配置されている。文献 2 を改変。

2. マグネットの力学的作用

マグネットの力学的作用は MR 装置の安全管理上極めて重要であり、これは吸引力 (ミサイル効果) と回転力 (またはトルク) に分けられる (Fig.2).

マグネットの吸引力は、静磁場強度および空間的な勾配、質量、磁化率に依存し、磁場勾配が大きいマグネット開口部あたりが最も強くなる。特に最近の装置は磁場のシールド性能が格段に向上したために、マグネット近傍まで磁性体の吸引に気付かず、突然引き寄せられるので、一層注意を払わなければならない。また、高磁場のマグネットでは、吸着した大きな強磁性体を取り除くために、磁場を落とさなければならない場合もあり、多くの時間的および経済的損失も伴う。未然に事故を防止するために、安全標識、漏洩磁場分布、立入り制限区域を明示し、使用

中および磁場発生中の表示灯，標識を設置する必要がある。また，MR 検査室に入る可能性のある全スタッフと被検者に十分に説明をして，検査室には必ず MR 装置に熟知したスタッフが細心の注意を払って誘導しなければならない。他部署のスタッフは，撮像中以外は磁場が立ち上がっていないと誤解していることがある。

一方，強磁性体を含んでいて非球体の医療器具は，回転力を受けることがあるので注意しなければならない。この回転力は磁場の吸引力と異なり静磁場強度の最大の位置，すなわちマグネットボアの中央部で強くなる (Fig.2)。

これら吸引力と回転力の評価は，米国材料試験協会 (ASTM : American Society for Testing and Materials) によって標準化されている (Fig.2) [2]。

高磁場の MR 装置では，頭部を急激に動かしたときに，めまい，ふらつき，口内の金属味，磁気せん光などの可能性があるが，現行の診療用 MR 装置では，人体に障害が残るような生物学的影響はないとされている。

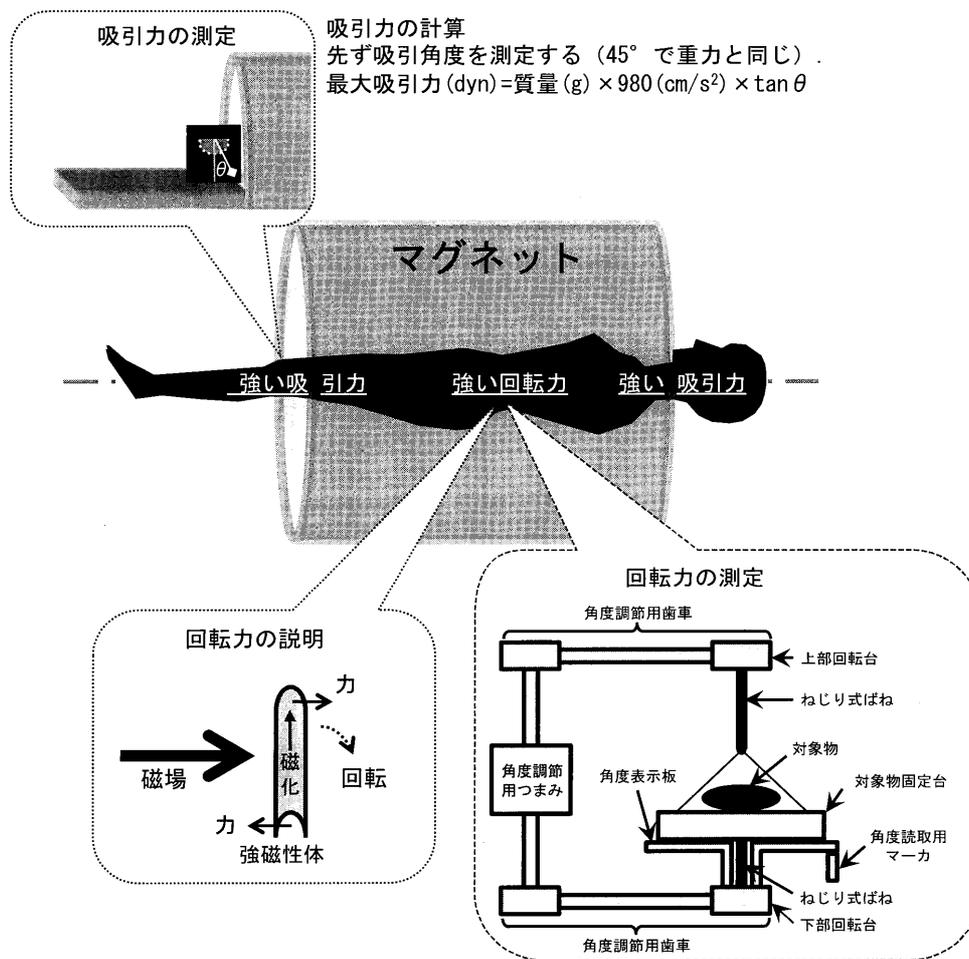


Fig.2 マグネットの吸引力と回転力の説明と各々の測定法。文献 1 を改変。

3. 高周波による加温

導電体である人体は，高周波 (RF : radio frequency) を受けると，渦電流が発生してジュール熱が生じる。この加温作用は，単位質量あたりの比吸収率 (SAR : specific absorption rate, W/kg) によって評価している。高磁場の装置ほど SAR は大きく (二乗に比例)，大きな被検体で電気伝導率が高い組織 (例:脳脊髄液，胃・腸管，血液，眼は高く，脂肪，緻密骨は低い) ほど，SAR が大きい。またデューティサイクル (撮像時間中に RF を出力している時間の割合) は，スライス数と RF パルス時間に比例し繰り返し時間に反比例する。SAR はフリップ角度の二乗に比例するので，フリップ角度を小さくすることによって効果的に SAR を小さくできる。また，人体

のように不均一な組織の局所的な SAR は、均一な球体の値よりも数倍大きくなる。QD 送信コイル (CP コイル) は、SAR をリニア型コイルの約 1/2 に低減できる。

SAR の評価に関しては、パルスエネルギー法 (Fig.3) および熱量測定法が基準化されているとともに、FDTD 法など生体各部の SAR の分布をシミュレートすることも行われている [2, 3]。

診療用 MR 装置の規制値内では、人体の放熱機能のために体温上昇はほとんど認められない。皮膚温が上昇した例も多数報告されているが、それは生体が調節可能な範囲にあり、人体に障害を及ぼす可能性は通常極めて低い。しかし、体温調節機能に異常がある場合はこの限りではなく、注意しなければならない。リード線などの導電性金属は、RF エネルギーを吸収して火傷する場合があるので、ループを作らないようにし、直接、皮膚に接触させない。手や腕、足も、電流ループができないように組まないようにし、肘なども壁に直接あたらないようにする。また強磁性金属は 2. の力学的作用に加えてヒステリシス損による発熱の問題もあるので一層注意が必要である。

最近、臨床研究されている 7T の MRI においては、RF の波長が組織内で 12 ~ 13cm となり誘電共振作用によって脳など冷却効率が悪い組織に hot spot を生じる可能性を指摘されている。

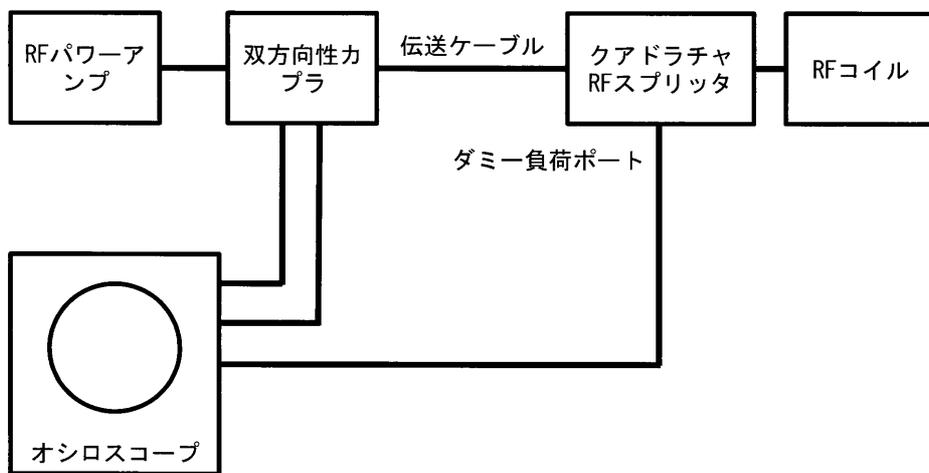


Fig.3 パルスエネルギー法を用いた SAR 測定の模式図 (QD 送信コイルの場合)。文献 3 を改変。

4. 変動磁場 (傾斜磁場) による刺激と騒音

単位時間あたりの磁場 (傾斜磁場) の変動を、dB/dt のように表す。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、末梢の神経刺激または心臓への刺激が生じる。dB/dt は傾斜磁場の変動が相対的に大きくなる均一磁場球の端が大きくなるため、体軸方向においてより大きな dB/dt を受ける。診療用 MR 装置における dB/dt の規制値内では、通常、耐え難い末梢神経刺激や心臓への刺激が起こるとは考えにくい。しかし、絶対に刺激を受けないという保証はないので、特に diffusion gradient など大きな変動磁場を与える場合には、注意を払っておく必要がある。また、心筋や心外膜、脳など機能的影響を受けやすい部位にワイヤや電極が埋め込まれている場合は、危険度が増すとされている。なお dB/dt の測定に関しては、IEC の小円形サーチコイルの方法や NEMA の electric field dipole プローブを使用した方法 (Fig.4) が基準化されている [2,4]。

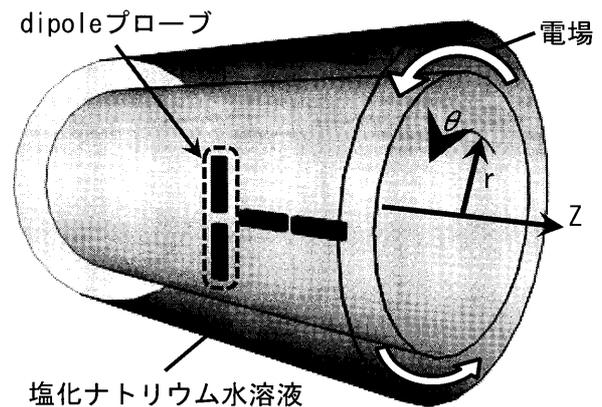


Fig.4 electric field dipole プローブによる測定用のファントムの模式図。文献 4 を改変。

一方、MR装置の主な騒音は、撮像時に傾斜磁場コイルに電流をオンオフすることによって、傾斜磁場コイルおよびそのフレームがたわんで発生する。MR検査時の騒音は、被検者を不快にしたり対話を困難にするだけでなく、可逆性の聴力損失をきたしたり、さらには音に過敏な被検者が大きな騒音によって永久的聴力損失をきたす可能性を示した報告もある。MR装置の騒音を低減させるため、傾斜磁場コイルとフレームを固定する技術、傾斜磁場コイルを真空封入構造にする方法、騒音と逆相の音で相殺させる方法など、さまざまな手法が開発実用化されている。その反面、各種の機能画像を得るために、高速撮像を達成させる高い傾斜磁場の能力が必要とされてきており、依然として騒音の影響は無視できない。かりに騒音が規制値内であったとしても、検査時には耳栓やヘッドホンなど適切な減音法を使用して騒音を低減させなければならない。磁場強度にローレンツ力は比例するので、静磁場強度が高いほど騒音が大きくなる (Fig.5) [2,5]。ちなみに静磁場強度が0の場合は、傾斜磁場コイルによる騒音は理論的に発生しない。ただし、臨床用装置においては傾斜磁場コイルの固定法など、傾斜磁場コイルの構造が非常に複雑なためこの関係が成り立たない場合もある。ちなみに、XおよびY軸傾斜磁場コイル (静磁場方向に垂直) の騒音の大きさよりも、コイル間で騒音が相殺し合うZ軸傾斜磁場コイル (静磁場方向) の方が小さくなり (特に中心付近)、このことが騒音の撮像断面依存性に関与している。

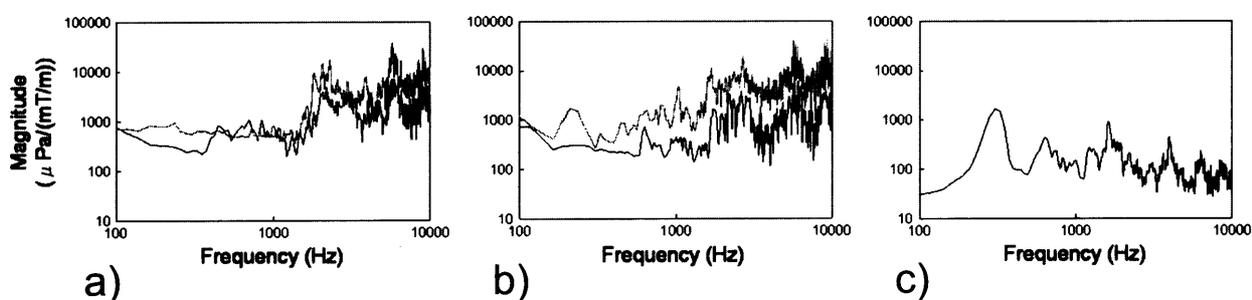


Fig.5 MRI装置の騒音伝達特性。静磁場強度は、a) 3T, b) 1.5T, c) 0.4T。文献5を改変。

5. おわりに

MRIの安全に関する基準や見解は、各種機関の報告や論文によって異なっている。この事実は、依然としてMRI装置の安全性に不確定な部分があることを示している。安全性の観点から検査の是非を迷った場合は、安全の側を選択しなければならないことは言うまでもない。また様々な状況に一貫性を持って対応できるようにするために、decision treeを用意しておく必要がある。

MRI装置の安全基準や安全管理の考え方は、絶えず更新される可能性があることを念頭におき、各種論文や規格など、最新の情報を積極的に入手して吟味しなければならない。

【参考文献】

- 1) 標準MRIの評価と解析, 宮地利明 編著, 東京: オーム社, (2012).
- 2) 診療放射線技師のための臨床実践ハンドブック, 菊池雄三, 真田茂, 宮地利明 編著, 東京: 文光堂, (2004).
- 3) NEMA Standards Publication, MS 8-2008, Characterization of the specific absorption rate for Magnetic Resonance Imaging Systems, (2008) .
- 4) NEMA Standards Publication, MS 11-2006, Determination of gradient-induced electric fields in diagnostic magnetic resonance imaging, (2008) .
- 5) Hamaguchi T, Miyati T, Ohno N, et al., Acoustic noise transfer function in clinical MRI: a multi-center analysis, *Acad Radiol*, 18: 101-106, (2011) .