

MRI 検査のリスクと安全性

村 中 博 幸
坂 野 康 昌
中 村 修

The safety practices of the MRI examination

Hiroyuki Muranaka, Yasuaki Sakano, Osamu Nakamura

Reprinted from

Medical and Health Science Research, Volume 5, pp. 1–13

March 2014

総 説

MRI 検査のリスクと安全性

村中博幸¹、坂野康昌²、中村修¹

¹つくば国際大学医療保健学部診療放射線学科

²首都大学東京健康福祉学部放射線学科

【要 旨】 高磁場装置の導入により、MRI 検査における安全性の検討が最近注目されている。それは、金属吸着事故と体内に金属を埋め込んだ患者への対応である。特に、体内金属埋め込み患者に対する MRI 検査の明確な基準はなく、各施設で状況は異なる。我々は、上腕骨インプラントを埋め込んだゲルファントムで MR 撮像中の SAR および本体コイルとインプラント配置の変化による RF 発熱を評価した。RF 出力が大きい場合、特にインプラント両端部の曲率の大きい部分の急激な温度上昇を確認した。インプラントの埋め込み深さは RF 表皮深さの影響を反映していた。インプラントを埋め込んだ患者の MR 検査では、体内の電流ループや SAR の増加により RF 発熱が増加する危険性がある。これらの結果から、インプラントを埋め込んだ患者の MRI 検査では十分な注意が必要である。MRI 検査担当技師が最初に学ばなければならないことは、撮像方法や装置の操作ではなく、MRI の安全性である。MRI 安全教育体制の確立と体内金属に関する安全基準の策定は必須である。（医療保健学研究 第 5 号：1-13 頁／2014 年 1 月 2 日採択）

キーワード： MRI 安全性，リスクマネジメント，MR 撮影法，MR 環境，RF 加熱

序 論

MRI 検査は被ばくも無く安全であるが、一方では様々なリスクが存在する。中でも最も問題となるのは、磁性体金属の吸引吸着や高周波（以下 RF）加熱による体内金属の発熱である。MRI 検査に関する一般的な安全基準は、1995 年に IEC60601-2-33 が国際規格として発行され、

2002 年に第 2 版として改定された（IEC60601-2-33 2nd edition, 2002）。日本では日本工業規格（JIS）が、この IEC 規格を反映した内容で JIS Z4951 を 2004 年に発行している（JIS Z 4951 磁気共鳴画像診断装置, 2004）。さらに 2012 年に IEC 改訂第 3 版に対応するよう JIS Z4951 も改定された。この改定は、特に、最近の臨床 MR 装置の動向に対応した内容となっている。

MRI 検査の実務において、安全性が問題となったのは、2001 年 7 月に米国で起きた酸素ボンベの吸着による死亡事故である（Chaljub *et al*, 2001）。これを契機に国内でも入口扉に標識を掲げるよう、常に注意喚起されている（図 1）（JIS Z4950, 1995）。国内では幸い、実際に死亡事故に至るケースは無いが吸着事故の報告は多

連絡責任者：村中博幸
〒300-0051 茨城県土浦市真鍋6-20-1
つくば国際大学医療保健学部診療放射線学科
TEL: 029-883-6000 内線2312
FAX: 029-826-6937
E-mail: h-muranaka@tius.ac.jp

い。一方、体内金属（以下インプラント）を埋め込んだ患者への対応については明確な基準がない。実際、日常のMRI検査においてもインプラントを埋め込んだ患者のリスクが時に問題となる場合がある。畑らは脳動脈瘤クリッピング術後の患者の材質間違えによる死亡事故や金属片による失明事故、酸素飽和モニターのRF発熱による火傷事故の事例などを紹介している（畑，1999）。これらMRI検査に関するQ&Aをまとめた文献もある（Knal, 1999）。現状では、心臓ペースメーカーや人工内耳、神経刺激装置等の電子機器や磁性体インプラントについては絶対禁忌としての認識は一致しているが、人工弁、血管内コイルやステント、脳動脈瘤クリップやコイル、人工関節や骨接合プレート等の非磁性インプラントについては、各施設でその対応は様々である。

最近のインプラントの材質はステンレス鋼やチタン合金、コバルト・クロム合金等の非磁性

金属が主で、牽引や脱落に関しては比較的安全とされているが、RF照射によるインプラント周囲の発熱の問題はある。しかし、このような患者に対してMRI検査をすべて禁忌とすることは、MRI検査による診断を必要とする患者にとっては不利益になりかねない。そこで我々は、ファントム実験の結果からMRI検査におけるインプラントのRF発熱評価を報告した（村中他，2008；2010a；2010b；Muranaka *et al*, 2006；2007；2011；川光他，2009；山口他，2011）。ここでは、MRI検査の実務における安全性について原因を分析し、その対応について述べる。

MRI装置の構造とリスクについて

MRIは磁気共鳴現象を利用した生体に含まれる水素原子核の分布を画像化する装置である。MRIでは、静磁場内にある水素原子核は一定の周波数の回転運動をしている。この回転周波数に一致したラジオ波を外部から照射し、水素スピンの向きを変え位置情報を得るために磁場勾配を付加している。このようなことからMRI装置は3つのコイルで構成されている（図2）。強い静磁場を作り出す超電導コイルと、水素原子の位置情報を得るための傾斜磁場コイル、共鳴周波数のラジオ波を照射するRF照射コイルである。これらのコイルにはそれぞれ生体に与える影響が存在する。これらの生体への影響は動物実験をはじめ人体でも多くの研究報告がある。強い静磁場を生体に印加すると、一時的に心電図のT波が増大することが報告されている（WHO, 1987a）。しかし、静磁場（超電導コイル）が生体に及ぼす影響は現状の装置では問題ないとされている。動物実験では8テスラ（以下T）のMRI装置を用いたブタの実験で、3時間曝露しても心拍数、血圧、心拍出量等に変化が見られなかった（Kangarlu *et al*, 1999）。また静磁場が生殖および発生過程に及ぼす影響はマウスの実験では成熟精子の減少や出生数の低下などの報告がある（中川他，1986；WHO, 1987b）。



図1 JIS Z4950. 診断用磁気共鳴装置
—図記号及び標識

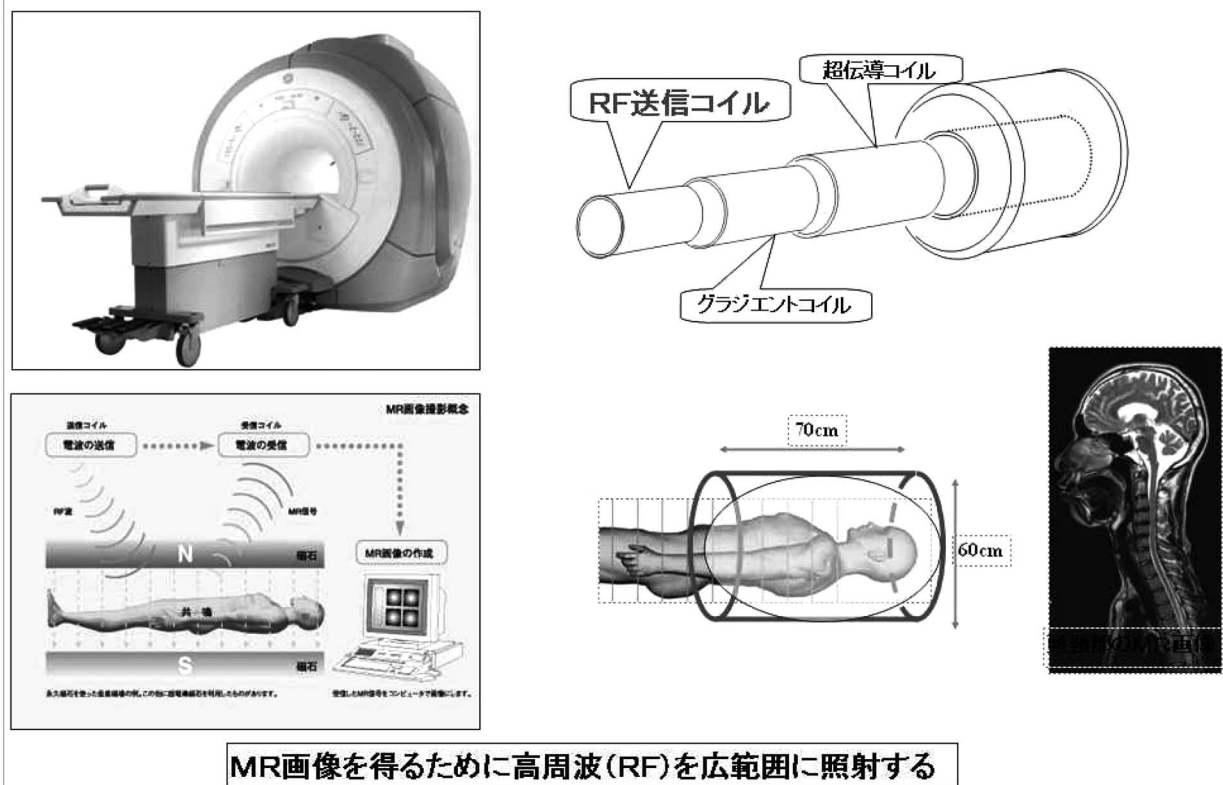


図2 MRI装置の構造

このようなことから、妊婦や胎児に対する影響については安全性の確立がされていないため、妊娠期間の最初の1/3では特に慎重に対応している(IRPA/INIRC guidelines, 1991)。

時間変化する傾斜磁場(グラジエントコイル)の直接的な影響は報告されていない。しかし、急速な傾斜磁場変化は、導体に誘導電流が発生し、心室細動や末梢神経刺激を引き起こす可能性がある。これは傾斜磁場コイル両端部で最も起こりやすく EPI 等の高速撮像法では注意が必要である。また、強い静磁場中で急速な傾斜磁場コイル電流の入れ替えは、フレミングの左手の法則に従って強い力がコイルに働く。磁場が大きく、スイッチングが高速であるほどその影響は大きく、ガントリ全体が大きな騒音を発生する(興梠, 2004)。この騒音は一時的な聴覚障害を起こす可能性も指摘されている(興梠, 2004; Shellock and Cruess, 2004)。

RF による人体への影響は、高周波磁場(RF 送信コイル)による誘導電流の神経刺激作用もあるが、人体に吸収されたエネルギーの発熱効果

が問題となる。RF 波による発熱の効果は、単位時間あたりに吸収される熱吸収比(以下 SAR)によって評価され、周波数が高いほど、被検者が大きいほど、RF 波の出力が大きいほど SAR は大きくなる。JIS Z4951の通常操作モードでは、全身で2W/kg、身体の一部で2~10W/kgと定められ、深部の体温上昇の限界値も 0.5℃と規定され、体内深部温度が39.5℃を超えている患者は撮像できない。実際の臨床でも熱傷の事例はいくつか報告されている(Shellock and Dlimp, 1989; 奥田他, 2004)。心電図モニターやパルスオキシメーターなどの導電性ケーブルなどのデバイスの皮膚面接触や人体ループ形成による接触部の熱傷である。これらの対応はケーブル等の人体への接触をスポンジやタオルなどのスペーサーを使用することで抑制可能である。人体で形成するループも被検者に手や足を組まないよう指導することが重要である。

このように各コイルの原理を理解して、人体への影響を考慮する必要がある。

金属吸着事故の対応について

米国で起こった酸素ボンベ吸着死亡事故の原因は、医療従事者の人的エラーである。最近の医療現場でもリスクマネジメントの重要性が言われており、このような重大事故の背後には更に多くのインシデントが存在する。これらのインシデントを分析する事は金属吸着事故抑制にも重要である。MRI 装置を有する広島県内の130施設を対象にしたアンケート調査で、回答のあった95施設のデータ(回答率73%)では、金属吸着事故は約4割の施設で経験していた(村中, 2008)。医療従事者の携帯品が11例と最も多いが、酸素ボンベや車椅子、点滴台、ストレッチャーなどの大型磁性体の吸着も10例と多く、義足などの事例もあった。また、事故の原因の8割以上が技師の確認不足と言う回答であった。この調査では磁場強度による金属吸着事故の割合も検討しているが、図3のように磁場強度が大きくなるほど、吸着事故は増加している。

磁性体金属は、磁場強度が大きく、マグネットに近いほど、また、磁性体の質量が大きいほど吸着効果は大きい。計算上ではコイルの長軸方向において、磁場中心からの距離の3乗に比

例して力学的作用が働く。しかし、最近のマグネットはアクティブシールドなどの特殊な構造で、磁場の広がりを抑制しているため、磁場勾配が急に変化し、マグネット近傍で突然強く引き寄せられる。特に、1.5Tから3.0T MRI 装置の更新時には注意が必要である。従来型のマグネットの使用条件で慣れているため、磁場環境の変化の認識不足やマグネットとの距離感の錯覚により事故が起こりやすい。院内の安全性教育を徹底し、何より MRI 装置を扱う技師の安全に対する認識が必要である。静磁場の力学的作用による事故を防止するために、被検者入室のドア面、またはその周辺にMR安全標識を取り付ける。また、携帯品の持込みなどの注意事項を目につきやすい場所に掲示し、漏洩磁場分布を分かりやすくするため、床にラインを引くなど、検査室に入る際には十分注意をしなければならない。24時間磁場が発生していることを認知させるため「磁場発生中」の表示灯は24時間点灯させ、入室時には被検者の身につけている磁性体金属をチェックするため金属探知機も使用し、磁性体の持込みを厳重にチェックしなければならない。JIS Z4951 ではペースメーカー誤動作防止などの目的で「漏洩磁場強度が0.5mT

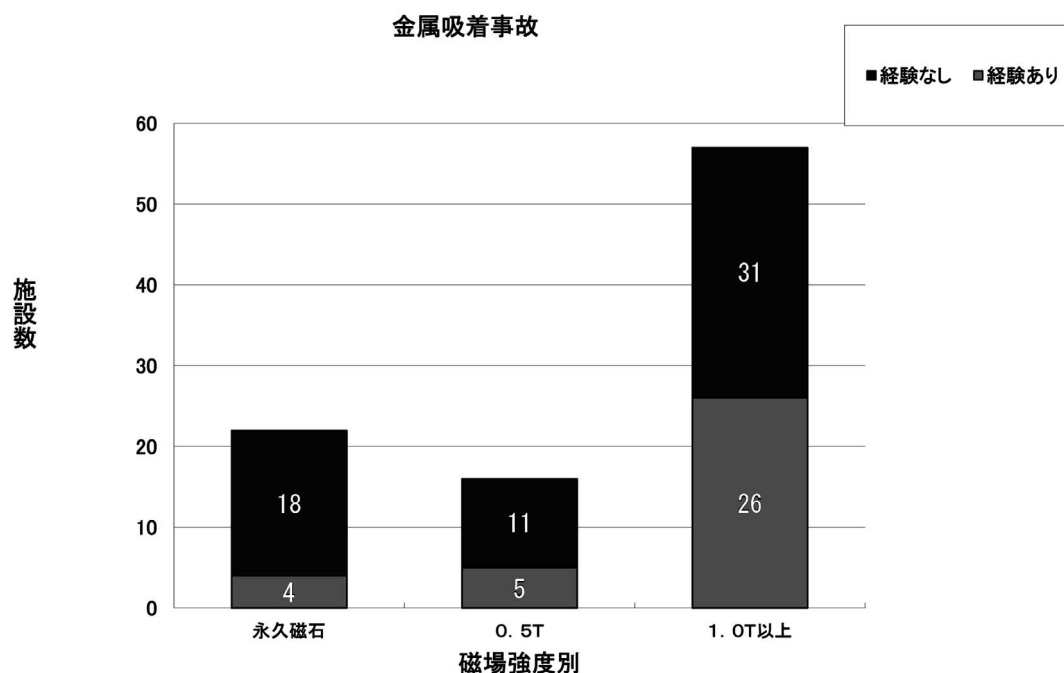


図3 磁場強度別の金属吸引事故

を超えてはならない」と定められているためマグネットルーム外は0.5mT以下となっている。このようなことから、現状ではMR安全管理区域は、マグネットがあるMR検査室内になっているため、材質の確認不足で生じる吸着事故に関しては殆ど効果がない。これらの対策として、MR安全管理区域の拡大や危険度別のゾーン分類が検討されている。図4の点線は本来のMR安全管理区域(0.5mT以下)である。広島市総合リハビリテーションセンターでは、実線部分のMR前室と更衣室、操作室を含めた部分を拡大MR安全管理区域とし、患者や介助者が入室する場合は、担当技師の確認がないと入れないように工夫している。また、MR検査前室の入口に金属探知機のゲートを設置し、扉も外から開けられない設計としている。藤田保健衛生大学ではACR(American College of Radiology)のガイドラインに準じたMR安全管理区域をリスクによるゾーン分類で区分し、安全性の向上を図っている。更に、入室時はMRIスタッフのみが開錠可能なロックシステムを採用し、MRI検査室の扉一面に磁性体の危険性を掲示して安全性に対する意識向上を図っている。また、業務時間外に起こる吸着事故の多くは、清掃員による磁性体金属の持込みであるので更に注意が必要である。MR安全管理区域内に立ち入る場合は、いかなる場合も、担当技師の立ち会いで入室する運用にすることが望まれる。

体内金属を埋め込んだ患者への対応

体内金属を埋め込んだ患者への対応で問題となるのは、心臓ペースメーカや神経刺激装置、人工内耳などの体内埋め込み装置の電氣的誤動作・故障、古いスチール製脳動脈瘤クリップや鉄片などの磁性体金属の牽引・逸脱、ステンレスやコバルト・クロム合金、チタン合金などの非磁性金属のRF発熱である。海外ではShellock(2009)がインプラントの安全性評価試験を行い、MRI検査における安全性を以下のように分類している。MRI検査で安全は「Safe」、静磁

場1.5Tでも吸引、振動、移動が起こり絶対禁忌を「Unsafe 1」、誘導電流、RF発熱等の危険性があり絶対禁忌を「Unsafe 2」、患者のMR撮像に安全ではないかもしれないが条件付を「Conditional 1～8」として分類している。これらの分類でも、「Safe」、「Unsafe 1」、「Unsafe 2」については明確となっているが、「Conditional」は条件付の内容で不確定な部分を多く含んでおり、移植6～8週後で組織に固定された条件、金属の貼り薬等でRFによる発熱の可能性があるものを外す、要注意で製造メーカーに確認が必要等、実施条件や添付資料についてもそれぞれ明記しているが、非磁性インプラントのRF発熱についての情報は少ない。

検査における体内金属への対応について、広島県内のMR装置を保有する全施設にアンケートを実施した(村中他, 2008)。その中で、体内金属についての対応は、「MRI検査時における体内金属の安全性」「安全性のガイドラインの必要性」「各種インプラントの体内金属の安全基

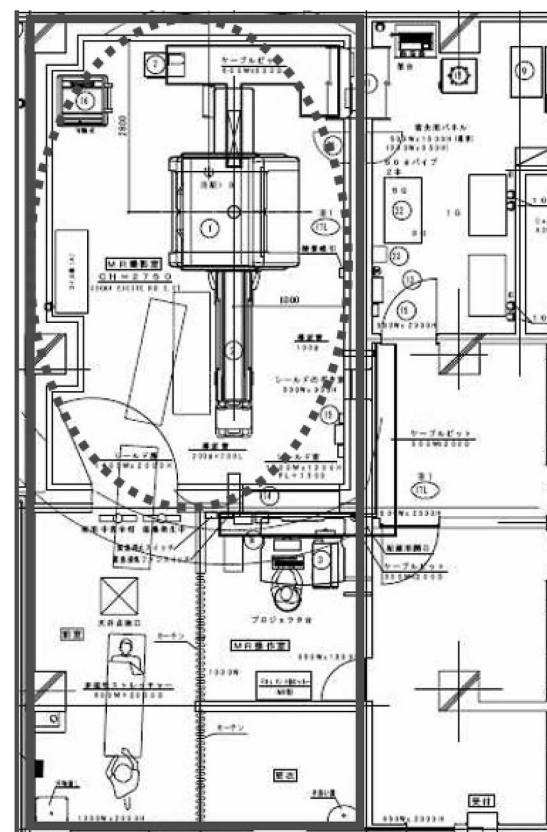


図4 MR安全管理区域の設定

準」について質問した。「MRI 検査時における体内金属の安全性」については、9 割以上の施設で不安を感じていた。「安全性のガイドラインの必要性」については、6 割以上の施設で絶対必要と答えている。「各種インプラントの体内金属の安全基準」については、様々な用途の27のインプラントについて「通常安全」「材質確認が必要、条件付で実施」「絶対禁忌」に分類していただいた。MRI 検査を行う際のインプラント装着患者への対応については、「通常安全」が8 割以上の回答は歯科用インプラント(非磁性)のみで、「絶対禁忌としている」が8 割以上の回答は心臓ペースメーカ、動脈瘤クリップ(磁性)のみであった。「材質確認が必要、条件付で実施」と回答したインプラントは、頸動脈クランプ、体内金属片、血管内フィルター、人工心臓弁、義眼、止血クリップ、ステープル、血管内コイル、ステント、ハローベスト、頸椎固定具、骨接合プレート、髄内釘、スクリュー、CSF シヤント(可変バルブ式)、人工関節、歯科矯正具、CSF シヤント(固定式)など多岐に亘り、非磁性インプラントに対しては各施設で対応は様々であった。このように、絶対禁忌についての認識には一定の基準があるが、多くの体内金属に対しては各施設で基準が異なり対応に苦慮している。

(1) 体内埋め込み装置の電氣的誤動作・故障

心臓ペースメーカや神経刺激装置、人工内耳などの電氣的デバイスを埋め込んだ患者の MRI 検査では、殆どが「Unsafe 1」、「Unsafe 2」である。しかし最近では国内でも、条件付 MRI 適合アクティブインプラントが承認されている。MR 対応心臓ペースメーカについては、国内の関連学会(日本医学放射線学会・日本磁気共鳴医学会・日本不整脈学会)の施設基準および実施基準に従って運用されている。しかし、デバイス販売メーカーによって、その条件は異なり実施基準の見直しが検討されている。このように心臓ペースメーカについては、以前から MRI 検査は禁忌と言う認識があるため比較的慎重に行われている。一方、人工内耳については、磁場強

度により対応も異なる。1.5Tまでは、磁石を取り外すことなく1.5Tまでの MRI 撮影が可能(磁石が移動しないよう、頭部に10cmの伸縮性包帯を引き伸ばして2 回以上巻く)患者が包帯による痛みを訴える場合は直ちに包帯を取り、磁石を取り外しての MRI 検査を検討するか、包帯の必要がない0.2Tでの MRI 検査を検討することとなっており、3.0Tでは MRI 検査はインプラントの磁石を外科手術によって取り外した後行う。磁石をつけたままでは MRI 検査時に組織が損傷を受ける可能性があるとして添付文書に記載されている。このような運用は、臨床現場の混乱を招きかねない。また、神経刺激装置についても、承認されれば心臓ペースメーカと同様に運用を定める必要性が求められる。

(2) 磁性体金属の牽引・逸脱

磁性体金属の牽引・脱落もしばしば問題となる。ここでは、米国で起こった1.5Tの MRI 装置での脳動脈瘤クリップの脱落による死亡事故を紹介する(Klucznik *et al*, 1993)。患者は以前に脳動脈瘤のクリッピングの既往があり、他院の執刀脳外科医に材質確認したが非磁性と回答した。患者は、検査を行うため MRI 室に入り、装置開口部付近で突然の頭痛を生じ容態が急変した。動脈瘤クリップ脱落によるクモ膜下出血で翌日死亡した。後の調査で、クリップの材質は Yasargil クリップ(非磁性)ではなく磁性体クリップであることが判明した。国内の磁性体クリップは1985年頃に販売中止され、最近ではコバルト・クロム合金やチタン合金に材質が変わっている。このような根拠から安易に一部の脳外科医から1990年以降は大丈夫と言われているが、実際には材質の確認は必ず必要となる。Shellockら(2009)の報告では178種類の動脈瘤クリップの安全性試験を行っているが、3.0Tまで安全性を確認できていないクリップも存在する。

(3) 非磁性金属の RF 発熱

最近の体内に留置されるインプラントの多くはステンレス鋼(SUS316)やコバルト・クロム

合金、チタン合金などの非磁性金属であり、牽引・脱落に関しては比較的安全である。しかし、RF照射によるインプラント周囲の発熱の問題は未だ解決されていない。インプラントの発熱に関する研究は過去にも多く報告されているが、人体に対する明確なガイドラインは出されていない(Davis *et al*, 1981; Mark and Hricak, 1987; Buchli *et al*, 1988; Shellock and Morisoli, 1994; Achenbach *et al*, 1997; Chou *et al*, 1997; Nyehnuis *et al*, 1999; 山田他, 2000; Ho, 2001; Nakamura *et al*, 2001; Rezai *et al*, 2002; Armenean *et al*, 2004; Shellock, 2004; Bhidayasiri *et al*, 2005; Shellock, 2009)。

そこで我々は、インプラントを埋め込んだファントム実験から、撮像条件による RF 発熱のリスクについて検討し報告した(Muranaka, 2004)。

インプラントを埋め込んだファントムの RF 発熱評価

MRI 装置は1.5T MAGNETOM Symphony (SIEMENS 社製)を使用した。送受信ボディコイルを使用し、コンソールに表示される全身平

均比吸収率(specific absorption rate: 以下 SAR)を第一次水準管理操作モードの最大値である4.0W/kgにセットし15分間照射した。人体等価ファントムは、蒸留水にクールアガー(9%カラギーナン・新田ゼラチン)を溶かし、電気特性を筋肉と同じにするため0.19%の食塩を混合した(加藤他, 2000)。使用したインプラントは、上腕骨骨折で使用される24cm MD/N上腕骨ネイル(ジンマー株式会社)で、材質はオーステナイト系ステンレス(ASTM F138)である(図5a)。インプラントはファントム表面から2cmの深さに埋め込んだ(図5b、5c)。温度測定装置は磁場による影響を受けない蛍光式光ファイバー温度計 FL-2000(安立計器株式会社)を使用し、測定点はインプラントの先端部(0cm)から基部(24cm)までとした。光ファイバーの長さは10mで、温度計は熱電対温度計で校正を行った。測定時間は、撮像開始1分前から撮像中および撮像終了10分後まで連続して全26分とし、1秒毎に測定した。MR スキャンルームの室温は24℃で一定とし、ファントム温度を安定させるため MRI 室にて4時間以上放置後、実験を行った。全ての測定を各3回行い、その平均値で評価した。

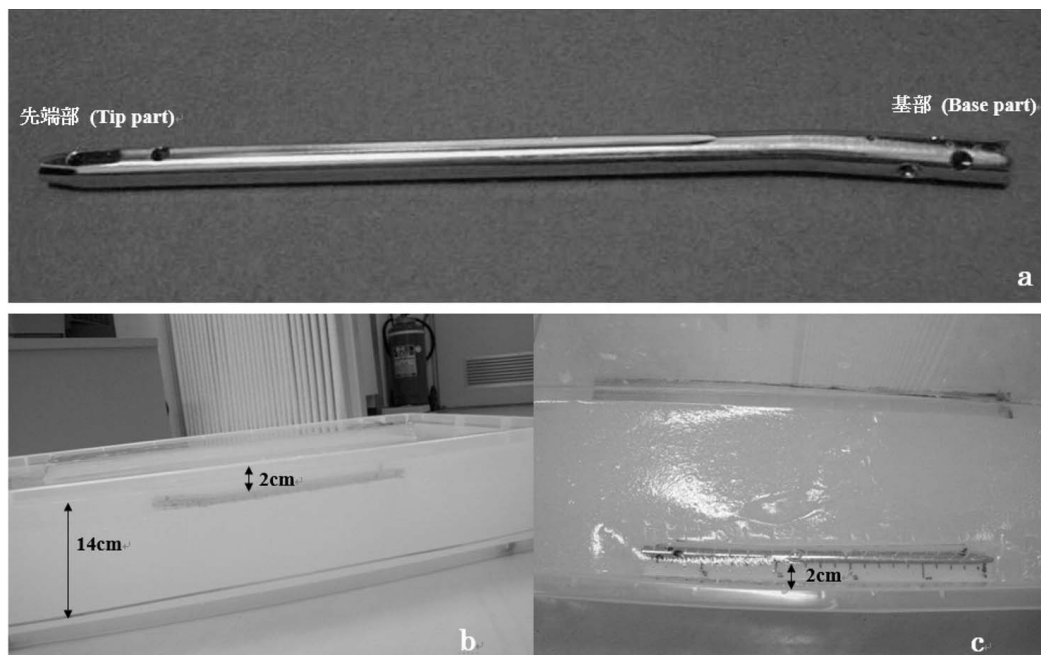


図5 人体等価ファントムとMD/N上腕骨インプラント

(1) インプラントの埋め込み深さによる RF 発熱の影響

インプラントの埋め込み深さをファントム表面から 2 cm、3 cm、4 cm、5 cm、7 cm と変化させ、インプラントの埋め込み深さに対する RF 発熱の影響を調べた。インプラント先端部 (0 cm) から基部 (24 cm) までの距離による最大温度上昇値を図 6 a に示す。どの深さでもインプラント両端部が最も発熱した。特に、先端部が最大となる発熱傾向は深さに関係なく同じであった。また、インプラント先端部の経時的温度変化を図 6 b に示す。ファントム表面からより浅いほど、RF 照射開始直後より急激に温度上昇し、徐々に緩やかとなった。埋め込み深さ 2 cm での温度上昇は 12.4℃ となり、埋め込み深さが大きくなるほど最大温度上昇値は小さく、温度変化も緩やかであった。このファントムの RF 表皮深さに相当する 7 cm では 3.2℃ の温度上昇となり、深さ 2 cm に比べ 1/4 程度の温度となっている。

(2) RF 発熱の SAR 依存性

SAR を 0.2 W/kg から 4.0 W/kg まで変化させ、15 分間 RF 照射時の SAR によるインプラント先端部の発熱変化を図 7 に示す。横軸は全身平均

SAR で、縦軸はインプラント先端部の最大温度上昇値である。SAR の増加とインプラント先端部の発熱は比例し、良い相関が得られた (相関係数 $r = 0.998$ 、標準偏差 $\sigma = 0.25^\circ\text{C}$)。厚生労働省の安全基準である 0.4 W/kg の温度上昇値は 1.4℃ で、JIS の安全基準である 2.0 W/kg では 6.4℃ であった。また、IEC の第一次管理操作モードの上限値である 4.0 W/kg では 12.7℃ であった。

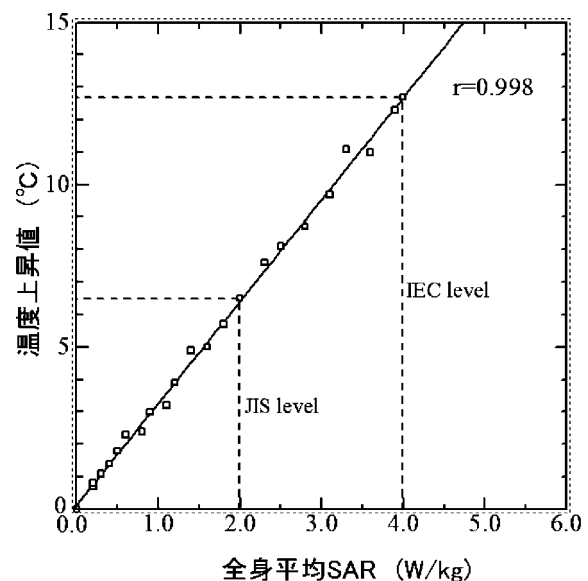


図 7 RF 発熱の SAR 依存性：SAR を変化させ 15 分間 RF 照射時のインプラント先端部の最大温度上昇値

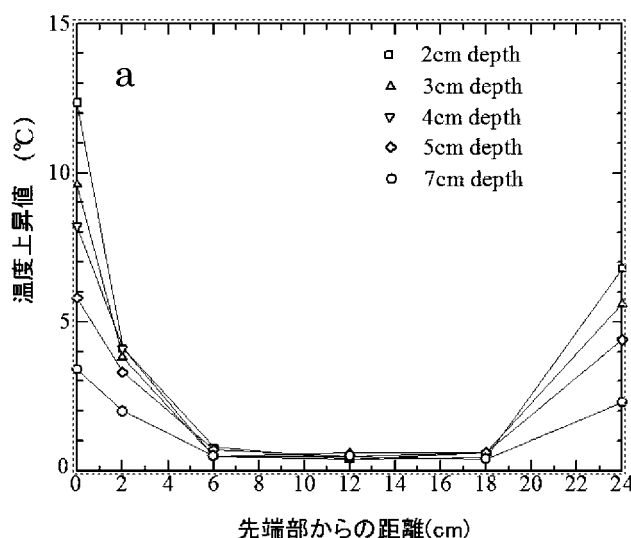
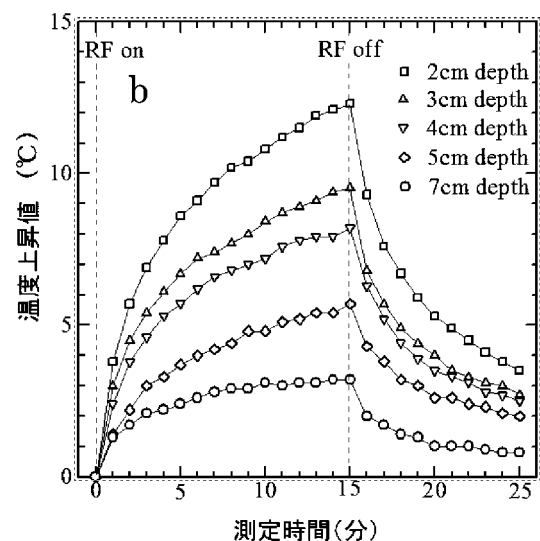


図 6 インプラントの埋め込み深さによる RF 発熱

a : インプラント先端部からの距離による最大温度上昇値



b : インプラント先端部の経時的温度変化

(3) 照射コイル中心からのコイルの長軸方向の距離依存性

インプラントを照射コイル中心からコイルの長軸方向の両側に50cmまで10cmずつ動かしてインプラントの位置による発熱変化を測定した。図8のグラフの横軸はインプラントの照射コイル中心からの移動距離で、縦軸は最大 SAR (4.0 W/kg) で15分間 RF 照射した時のインプラント先端部 (tip part) の最大温度上昇値を示す。照射コイル中心で最大値となり、両端になるほど温度は低下し、照射コイルの外側に相当する40cmの位置では1℃以下となっている。また、照射コイルの長さである70cmの範囲外ではほとんど発熱は起こらなかった。

これらの発熱評価の実験から得られた知見

これらの結果から通常の MRI 検査においては、インプラントの埋め込み深さにより発熱の危険度が予測される。すなわち、埋め込み深さが浅い場合はたとえ大きなインプラントでも短時間に局所的に発熱が起こり危険なことが示唆される。このことはインプラントの形状にも考慮する必要がある。つまり、曲率が大きく、表

面積の小さい箇所は蓄熱が早いため温度上昇値も高く、温度変化も急激となる。これが局所 SAR の増加、いわゆるホットスポット形成と考えられる。逆に、インプラントの埋め込み深さが大きい場合は発熱温度も低くなり、危険性は少なくなると思われる。更に磁場強度が上がった場合は共鳴周波数も高くなるため RF の表皮深さもより表面に近くなる。例えば3Tでは約4.5cmとなり皮膚表面に近いインプラントの発熱の危険性は増大すると思われる。

また、全身平均 SAR が安全基準の範囲内でもインプラント先端部では顕著な温度上昇が起こることも証明した。また、SAR の増加とインプラント先端部の温度上昇は比例関係にあり良く相関していた。日本工業規格 (JIS) の通常操作モード上限値 2.0 W/kg では 6.4℃ となり組織温度上昇の上限値を越えてしまう。さらに、第一次管理操作モード上限値 4.0 W/kg では 12.7℃ となっている。生体内では温度調節機能があるため温度上昇の抑制は起こるが、このような条件では局所の組織温度が 50℃ を超える可能性があり、大変危険である。これらの結果から SAR の増加は RF 発熱の重要な要因と言える。従って、撮像に影響を及ぼさない範囲で SAR を小さく

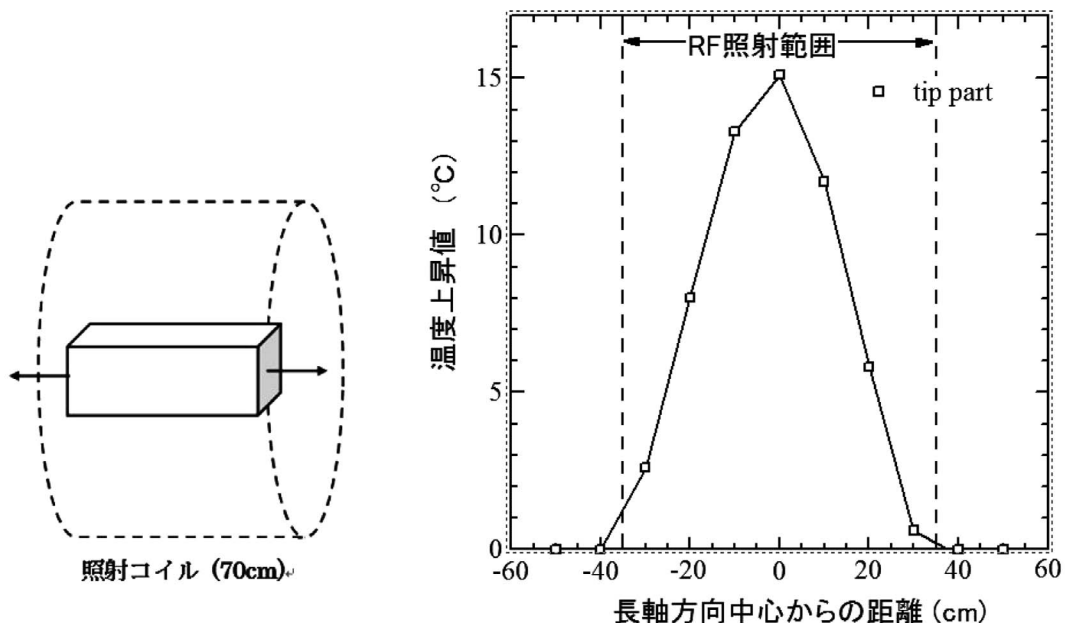


図8 照射コイル中心からのZ軸方向の距離依存性：横軸はインプラント照射コイル中心からの移動距離、縦軸はインプラント先端部 (Tip part) と基部 (Base part) の最大温度上昇値

することでインプラントの RF 発熱を抑制することが可能となる。MRI 装置によって多少の差はあるが SAR の計算値は RF 発熱の指標となると言える。

静磁場内でのファントムと RF 照射範囲の発熱実験では、照射コイルの長さ70cmに対し温度上昇値が中央部で最大となり、コイルの両端部で減少する。つまり、照射範囲外である照射コイルの中心から40cmの位置ではインプラント先端部の発熱は起こらないと考えられる。

MRI 検査で起こる RF 発熱のメカニズム

Dempsey (2001a ; 2001b)らは MRI 検査で起こる発熱のメカニズムには以下の条件が必要であると推測している。第1は電磁誘導による発熱、第2は共振回路による発熱、第3はアンテナ効果による発熱である。体内にインプラントが存在する場合は3つの条件を全て満たす。つまり、静磁場中の導体(人体)に RF が照射されることで電磁誘導が起こり、渦電流が発生する。この経路内にインプラントが存在することでインプラント両端部とファントムの境界域に渦電流が局所集中し、ジュール熱に変換される。特に、インプラントを含む渦電流ループが形成される時、共振回路となれば電流が増強され、発熱が大きくなる。また、インプラント長が人体中の RF 半波長に一致する時、効率的にアンテナとして働き、発熱がさらに大きくなる。人体中の RF 半波長は1.5 Tで約25cm、3.0Tで約12 cmになる(Kainz, 2007)。これらの条件に加え、SAR の増加やインプラントの配置等の様々な悪条件が重なり、最も曲率の大きいインプラント先端部の発熱が増大すると推測される。今回は人体等価ファントムを用いた最悪条件を設定した実験であり、実際の人体は様々な臓器組織を持ち、異なる電気的特性を有している。臓器内部や周囲に存在する血管は熱輸送による冷却効果もあるため、その評価はかなり難しい。

結論

MRI 検査において最も重要な事は、まず MR を担当する技師が安全性に関しての知識を十分理解することである。スタッフや患者の磁性体の持込みのチェックを強化し吸着事故を防止する。そのようなリスクを減らすためにも、MRI 安全性に関する定期的な院内教育も重要である。

体内金属に対する対応としては、特に以下の点に注意を要すると結論付けられる。まず、問診で原則禁忌である心臓ペースメーカや人工内耳、神経刺激装置と磁性体インプラントを MRI 検査の適用外とすること。MR 対応心臓ペースメーカについては、実施基準に従って慎重に行うこと。次に、非磁性インプラントの検査についてはインプラントの存在位置を確認し、材質が不明な場合は検査を行わない。また、照射範囲内に非磁性インプラントが存在する場合は、たとえ非磁性インプラントにおいても RF 発熱のリスクがある。このような場合は、インプラントをなるべく照射範囲の中心から遠ざけ、極力 SAR を小さくすることが有効である。

最後に、MRI 検査において体内金属インプラントが存在する場合は患者にそのリスクを十分説明し、少しでも異常が生じたときには患者に我慢をさせず、無理をせずに即時中止することが最も重要である。

参考文献

- 奥田智子, 浅尾千秋, 吉村利治他 (2004) MRI 検査中に熱傷を生じた2症例. 日磁医誌. 24(2):88-91.
- 加藤博和, 黒田昌宏, 吉村孝一, 川崎祥二, 山本尚武, 田中朗雄, 内田伸恵, 杉村和朗, 平木祥夫 (2000) カラギーナンを用いた MRI 用ファントム. 日磁医誌. 20(8):365-373.
- 川光秀昭, 土橋俊男, 宮地利明, 杉本博, 土井司, 村中博幸, 小倉明夫, 松田豪, 奥秋知

- 幸 (2009) 3T-MR 装置の安全性. 日本放射線技術学会雑誌. 64(12):1575-1599.
- 中川正祥, 渥美和彦 他編 (1986) バイオマグネトロニクス入門. オーム社, 東京. pp.53.
- 畑 雄一 (1999) MRIの安全性 ー体内埋め込み装置あるいは金属についてー. 日磁医誌. 29(5):303-309.
- 興梠征典 (2004) MRI 検査の安全性とリスクマネジメント. 日獨医報. 49:39-46.
- 村中博幸, 堀口隆良, 上田善武 (2008) MRI 検査における体内金属への対応および医療事故について. 医療工学雑誌. 2:31-40.
- 村中博幸, 堀口隆良, 上田善武 (2010a) MRI 検査における体内金属の RF 発熱への対応. 日本磁気共鳴医学会雑誌. 30(2):49-62.
- 村中博幸, 堀口隆良, 上田善武, 丹喜信義, 中村修 (2010b) Evaluation of RF Heating of Hip Joint Implant during MRI Examinations. 日本放射線技術学会. 66(7):725-733.
- 山口さち子, 中井敏晴, 村中博幸, 土橋俊男, 山田直明, 黒田輝, 鎮西清行, 吉川典子, 川光秀昭, 原田潤太, 森川茂廣, 吉川宏起 (2011) MR 検査の安全性についてのアンケート実施報告書. 日本磁気共鳴医学会雑誌資料. 31(3):151-166.
- 山田雅之, 岡田建彦, 桑山喜文, 中根正人, 安野泰史 (2000) 1.5T-MRI 装置における歯科用磁性ステンレスキーパの RF 発熱に関する検討. 日放技学誌. 56(11):1371-1375.
- Achenbach S, Moshage W, Diem B, Bieberle T, Schibgilla V, Bachmann K (1997) Effects of magnetic resonance imaging on cardiac pacemakers and electrodes. Am Heart J 134(3):467-473.
- Armenean C, Perrin E, Armenean M, Beuf O, Pilleul F, Saint-Jalmes H (2004): RF-induced temperature elevation along metallic wires in clinical magnetic resonance imaging: influence of diameter and length. Magn Reson Med 52(5):1200-1206.
- Bhidayasiri R, Bronstein JM, Sinha S, Krahle SE, Ahn S, Behnke EJ, Cohen MS, Frysinger R, Shellock FG (2005) Bilateral neurostimulation systems used for deep brain stimulation: *in vitro* study of MRI-related heating at 1.5 T and implications for clinical imaging of the brain. Magn Reson Imaging 23:549-555.
- Buchli R, Boesiger P, Meier D (1988) Heating effects of metallic implants by MRI examinations. Magn Reson Med 7(3):255-261.
- Chaljub G, Kramer LA, Johanson RF 3rd *et al.* (2001) Projectile cylinder accidents resulting from the presence of ferromagnetic nitrous oxide or oxygen tanks in the MR suite. Am J Roentgenol 177:27-30.
- Chou C-K, McDougall JA, Chan KW (1997) RF heating of implanted spinal fusion stimulator during magnetic resonance imaging. IEEE Trans Biomed Eng 44(5):367-373.
- Dempsey MF, Condon B, Hadley DM (2001a) Investigation of the factors responsible for burns during MRI. J Magn Reson Imaging 13:627-631.
- Davis PL, Crooks L, Arakawa M *et al.* (1981) Potential hazards in NMR Imaging: Heating effects of changing magnetic fields and RF fields on small metallic implants. AJR 137:857-860.
- Dempsey MF, Condon B (2001b) Thermal injuries associated with MRI. Clinical Radiology 56:457-465.
- Environmental Health Criteria 69. Magnetic Fields (WHO) (1987a) 47pp.
- Environmental Health Criteria 69. Magnetic Fields (WHO) (1987b) 82pp.
- Ho HS (2001) Safety of metallic implants in magnetic resonance imaging. Magn Reson Imaging 14(4):472-477.
- IEC60601-2-33 2nd edition (2002) Medical electrical equipment—Part 2-33: Particular requirements for safety of magnetic resonance for medical diagnosis.

- IRPA/INIRC guidelines (1991) Protection of the patient undergoing a magnetic resonance examination. International nonionizing radiation committee of the international radiation protection association. Health Phys 61:923-928.
- JIS Z 4951 磁気共鳴画像診断装置—安全 (2004).
- JIS Z4950. 診断用磁気共鳴装置—図記号及び標識 (1995).
- Kainz W (2007): MR heating tests of MR critical implants. J Magn Reson Imaging 26: 450-451.
- Kangarlu A, Burgess RE, Zhu H *et al.* (1999) Cognitive, cardiac, and physiological safety studies in ultra high field magnetic resonance imaging. Magn Reson Imaging 17:1407-1416.
- Klucznik RP, Carrier DA, Pyka R, Haid RW (1993) Placement of a ferromagnetic intracerebral aneurysm clip in a magnetic field with a fatal outcome. Radiology 187(3):855-6.
- Knal E 著, 妹尾敦史 訳 (1999) MRI 検査の安全性に関する Q&A. 日磁気医誌. 29(7):482-489.
- Mark AS, Hricak H (1987): Intrauterine Contraceptive Devices MR Imaging. Radiology 162: 311-314.
- Muranaka H, Horiguchi T, Usui S, Ueda Y, Nakamura O, Ikeda F, Iwakura K, Nakaya G (2006) Evaluation of RF heating on humerus implant in phantoms during 1.5T MR Imaging and comparisons with electromagnetic simulation. Magn Reson Med Sci 5(2):79-88.
- Muranaka H, Horiguchi T, Usui S, Ueda Y, Nakamura O, Ikeda F (2007) Dependence of RF heating on SAR and implant position in a 1.5T MR system. Magn Reson Med Sci 6(4):199-209.
- Muranaka H, Horiguchi T, Ueda Y, Tanki N (2011) Evaluation of RF Heating due to Various Implants during MR Procedures. Magn Reson Med Sci.Review 10(1):11-19.
- Nakamura T, Fukuda K, Hayakawa K, Aoki I, Matsumoto K, Sekine T, Ueda H, Shimizu Y (2001) Mechanism of burn injury during magnetic resonance imaging (MRI)-simple loops can induce heat injury-. Front Med Biol Eng 11(2):117-129.
- Nyehnuis JA, Kildishev AV, Bourland JD, Foster KS, Graber G (1999) Heating near implanted medical devices by the MRI RF-magnetic field. IEEE Trans Magn 35:4133-4135.
- Rezai ARFinelli D, Nyenhuis JA, Hrdlicka G, Tkach J, Sharan A, Rugieri P, Stypulkowski PH, Shellock FG (2002) Neurostimulation systems for deep brain stimulation: *in vitro* evaluation of magnetic resonance imaging-related heating at 1.5 tesla. J Magn Reson Imaging 15:241-250.
- Shellock FG, Dlimp GL (1989) Severe burn of finger caused by using a pulse oximeter during MR imaging. AJR Am J Roentgenol 153:1105.
- Shellock FG, Morisoli SM (1994) EX *in vivo* evaluation of ferromagnetism, heating, and artifacts produced by heart valve prosthesis exposed to a 1.5T MR system. J Magn Reson Imaging 4(5):756-758.
- Shellock FG, Crues JV (2004) MR procedure: biologic effects, safety, and patient care. Radiology 232: 635-652.
- Shellock FG, Cosendai G, Park SM, Nyenhuis JA (2004) Implantable microstimulator: magnetic resonance safety at 1.5 Tesla. Invest Radiol 39(10):591-599.
- Shellock FG (2009) Reference manual for magnetic resonance safety implants, and devices: 2009 edition. Los Angeles, USA: Biomedical Research Publishing Group.

Review

The safety practices of the MRI examination

Hiroyuki Muranaka¹, Yasuaki Sakano^{1,2}, Osamu Nakamura¹

¹Department of Radiology, Faculty of Health Science, Tsukuba International University.

²Tokyo Metropolitan University Faculty of Health Sciences School of Radiological Science.

Abstract

Recently, investigations of safety in the MRI procedure attract attention in widespread use of high magnetic field scanners. One is the adsorption accident of the metal, the other is the MRI procedures in patients with a metallic implant. In particular, there is no define guideline for measures of implanted patients, and the actual measures differ among respective hospitals.

We evaluated radiofrequency (RF) heating of a humerus implant embedded in a gel phantom during MR imaging for the specific absorption rate (SAR), and position of the implant in the irradiation coil. We verified RF heating even in a non-magnetizing metallic implant in a case of RF power increase and especially observed a rapid rise in temperature at both ends of the implant having large curvatures. The difference in increases in temperature for depth reflected the skin-depth effect of RF intensity. In MR imaging of patients with implants, there is risk of RF heating when the loop of the eddy current forms inside the body, and RF heating increases as SAR increases. From these results, it should be noted sufficient when performing MRI examination of a patient with embedded implant. Rather than the operation of the device and the imaging method, the inspector MRI technologist must learn first the safety of the MRI examination. The implementation of MRI safety education and the establishment of safety guidelines for metallic implants are indispensable. (Med Health Sci Res TIU 5: 1–13 / Accepted 2 Jan, 2014)

Keywords: MRI safety, Risk management, MR procedures, MR environments, RF heating