

## MRI 検査における体内金属の RF 発熱への対応

村中博幸<sup>1</sup>, 堀口隆良<sup>2</sup>, 上田善武<sup>2</sup><sup>1</sup>広島市総合リハビリテーションセンター<sup>2</sup>広島国際大学保健医療学部診療放射線学科

## はじめに

3 テスラの高磁場装置の普及により, MRI 検査における安全性の検討が最近注目されている. MRI 検査に関する一般的な安全基準としては, 1995 年に IEC60601-2-33 が国際規格として刊行され, 2002 年に第 2 版として改定された<sup>1)</sup>. 日本では, この IEC 規格を反映した内容で日本工業規格 (JIS) JIS Z 4951 が 2004 年に刊行されている<sup>2)</sup>.

最近の体内に留置される医療器具 (以下, インプラント) の材質として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に使用されており, これらは磁場内での吸引, 脱落に関しては比較的安全とされている. しかし, RF 照射によるインプラント周囲の発熱の問題が依然として存在している.

一方, MR 撮像法においては FSE (fast spin echo) に代表される RF パルスを多用する撮像シーケンス, EPI (echo planar imaging) のような急速な磁場反転を用いた手法が主流となり, 連続する急速変動磁場や高周波照射による非磁性インプラントの発熱のリスクは増大している.

Shellock は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<sup>3)</sup>. すなわち, 1) 「Safe»: MRI 検査で安全, 2) 「Unsafe 1»: 静磁場 1.5 T でも吸引, 振動, 移動が起こり絶対禁忌, 3) 「Unsafe 2»: 誘導電流, RF 発熱等の危険性があり絶対禁忌, 4) 「Conditional 1~7»: 患者の MR 撮像に条件付安全. これらの分類で, 「Safe», 「Unsafe 1», 「Unsafe 2」については基準が明確となっている. しかし, 「Conditional 1~7」に関しては, 以下の例に示すような実施条件や添付資料について明記されており, 臨床の現場では確認が難しい場合も多々ある. 1) 移植 6~8 週後で組織に固定されている, 2) 金属成分を含む貼り薬等で RF による発熱の可能性があるものを外す, 3) 要注意で製造メーカーに確認が必要, 等. また, 「Unsafe 2」の非磁性インプラントの RF 発熱に関する情報も少なく, この点も今後さらに検討を要すると思われる.

米国食品医薬品局 (Food and Drug Administration: FDA) のガイドラインとして, American Society for Testing and Materials の基準 (以下, ASTM 基準) の中で, MR 適合性の評価方法が以下のように定義され分類されている. 1) 「MR Safe»: MRI 環境下において危険

---

この総説は, 第 35 回日本磁気共鳴医学会大会特別講演「MRI 安全性」での講演を中心にまとめたものである.

---

キーワード MRI safety, metallic implants, RF heating, SAR, risk management

とされない品目, 2) 「MR Conditional」: MRI 環境下において特定の使用条件下では危険とされない品目, 3) 「MR Unsafe」: MRI 環境下において危険が生じると報告された品目. また現在, 国際電気標準会議 (International Electrotechnical Commission: IEC) や国内でも MR 適合性に関する規格化が検討されている. 日本でも ASTM 基準に沿った MR 適合性試験を行う機関はあるが, 我々の臨床現場に反映されるには至っていない.

インプラントの発熱実験は過去にも報告されているが, 人体に埋め込まれたインプラントに対する明確なガイドラインははまだ報告されていない. また, インプラントを埋め込んだ患者に対して 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. しかし, 人体に対するインプラントの発熱評価は難しく, 金属の材質や形状, 埋め込み位置によって温度上昇は異なる. このような背景から本稿では, 我々の行った人体等価ファントムを用いた MRI 検査における上腕骨インプラントの発熱評価についての実験例と電磁場解析による発熱シミュレーションの例を紹介する. それらの知見を基に, MRI 検査におけるインプラントの RF 発熱に関する注意の要点について述べる.

### インプラントの RF 発熱の検証

インプラントの RF 発熱については, 既に多くの報告がある<sup>4)~19)</sup>. しかし, 実際の臨床ではインプラントの RF 発熱の検証は難しい. この章では我々が行った上腕骨インプラントの発熱評価の実験例を紹介する<sup>20),21)</sup>. まず最初に, ファントムに埋め込まれたインプラントの RF 発熱の検証を行った. 次に, RF 発熱のインプラント埋め込み深さ依存性, SAR (specific absorption rate; 比吸収率) 依存性, 静磁場内

での角度依存性, 照射コイル中心からの静磁場方向の距離依存性, ファントムループ形成の影響等について検討した.

#### 1. MRI 装置と照射条件

MRI 装置は 1.5T MAGNETOM Symphony (SIEMENS 社製) を使用した. 撮像条件を以下に示す. 撮像断面: coronal, パルスシーケンス: HASTE (half Fourier acquisition single-shot turbo spin echo), TR: 1030 ms, TE: 248 ms, FOV: 50 cm, スライス厚: 5 mm, スライス数: 25, ギャップレス, マトリックス: 256×256, 励起順: インターリーブ, エコー数: 256, 積算回数: 32, RF パルスタイプ: fast, parallel-AP, pre-saturation pulse, スキャン時間: 15 分である. 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 SAR を第一次水準管理操作モードの上限值である 4.0 W/kg (以下最大 SAR) とするため RF 増幅器の出力をマニュアルで調整した.

#### 2. インプラントと人体等価ファントム

使用したインプラントは, 上腕骨骨折で使用される 24 cm MD/N 上腕骨ネイル (ジンマー 株) で, 材質はオーステナイト系ステンレスである. 人体等価ファントムは, 加藤らの報告を参考にして作製した<sup>22)</sup>. 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. ファントムの一つは, 外径 35×67 cm のポリプロピレン容器の中央に内径 10×42 cm のアクリルボックスを配置し (loop phantom), 14 cm の深さまでゲルを満たして作製した (Fig. 1a). さらに, 電磁場解析による RF 発熱シミュレーションとの比較のために, もう一つのループ形状のないファントム (mass phantom) も 14 cm の深さまでゲルを満たして作製した (Fig. 1b).

#### 3. 温度測定法

最も簡単な温度測定としてはアルコール温度

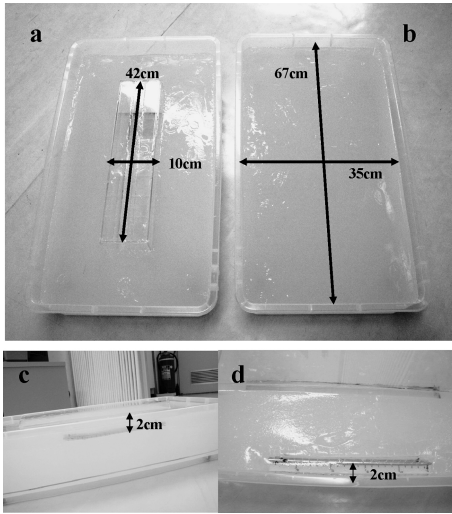


Fig. 1. Dimensions of tissue-equivalent phantoms

a : Loop phantom. The vessel is a polypropylene container 67 cm long by 35 cm wide. This loop phantom has an empty space of 42 cm long by 10 cm wide in the central part. Semisolid gel was prepared with powdery gelatinizer (9% carrageenan) melted in distilled water, and the electrical property was approximated to muscular tissue. Its total weight is about 30 kg.

b : Mass phantom. The container has the same dimension as that of the loop phantom except the empty space in the central part. Its total weight is about 35 kg.

c : Semisolid gel was filled to the depth of 14 cm, and the implant was embedded at the depth of 2 cm from the surface.

d : The distance between the implant and the outer container edge is also 2 cm.

計やサーモラベルがあるが、経時的な温度変化は記録できない。一方、サーモグラフィは表面温度の変化は記録できるが深部については評価が難しい。これらのことから、インプラントの発熱の測定には MR 撮像中の変動磁場や RF 照射にも影響を受けない蛍光ファイバー式温度計が適している。この温度測定法は MR 装置における電子回路を内蔵しないインプラントの加熱に関する適合性試験方法として、ASTM 基準の高周波による加温試験 (ASTM F2182-

02a) でも紹介されている<sup>23)</sup>。この試験方法では人の上半身を想定したポリアクリル酸ゲルファントムを使用する。インプラントを臨床上想定される適応部位に埋め込み、全身平均 SAR が 1~2 W/kg 以上で 15 分以上の RF 照射を行い、蛍光ファイバー式温度計で各部の温度を測定する。しかし、この試験方法は、インプラントの適応部位や被験者の状態に応じて適合基準を判断するなど条件が曖昧であり、規格を見直す動きもあるが、現状ではこれに準じた方法で行うこととなる。

我々の発熱検証実験では、測定点はインプラントの先端部から基部まで 1 cm ごとに 24 点とした (Fig. 2a)。操作室に 2 台の蛍光ファイバー式温度計 FL-2000 (安立計器株) を置き、磁場による影響を受けない光ファイバーの長さは 10 m とした (Fig. 2b, c)。また、これらの温度計の絶対値校正は熱電対温度計を用いて行った。測定時間は、撮像開始 1 分前から撮像中 (15 分間) および撮像終了 10 分後まで連続して全 26 分である。1 秒ごとに温度を測定・記録した。MR スキャンルームの室温は 24°C で一定とし、ファントム温度を室温と平衡状態にするため MRI 室で 4 時間以上放置後、実験を開始した。すべての測定を各 3 回行い、その平均値で温度を評価した。

#### 4. RF 発熱の実験例

##### 実験 1 : インプラントの RF 発熱の検証

###### [実験方法]

インプラントを Fig. 1c, d のように容器の縁から 2 cm の位置で、ファントム表面から 2 cm の深さに磁場方向に平行に埋め込み、最大 SAR で 15 分間照射した。

###### [実験結果]

インプラント先端部 (0 cm) から基部 (24 cm) までの距離に対する最大温度上昇値を Fig. 3a に示す。インプラントの中央部はほとんど発熱がなく、両端部が最も発熱した。特に、先端部 (tip part) で温度上昇が最大となった。このインプラント先端部の経時的な温度変

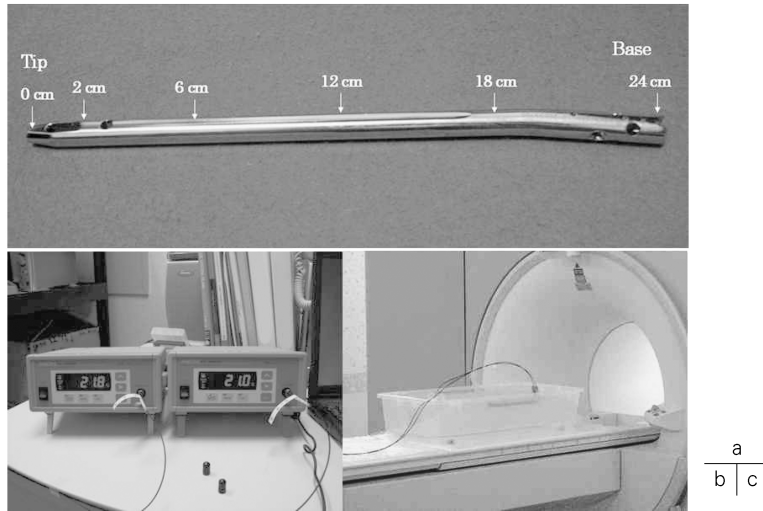


Fig. 2. Temperature measurement  
 a : MD/N humerus nail implant (Austenitic grade, ASTM F138, Zimmer Inc.).  
 b : Temperature measurement was performed with two fiberoptic thermometers (FL-2000, Anritsu Keiki Inc.).  
 c : These thermometers are composed of optical fibers 10 m long and are not influenced by the magnetic field and RF irradiation.

化を Fig. 3b に示す。インプラント表面温度は RF 照射開始直後より急激に上昇し、照射後 15 分で 12.3°C となっている。また、RF 照射を切ると温度は急激に低下した。

実験 2 : RF 発熱のインプラント埋め込み深さ依存性

[実験方法]

磁場方向に平行に埋め込むインプラントの埋め込み深さをファントム表面から 2, 3, 4, 5, 7 cm と変化させ、最大 SAR で 15 分間照射した。

[実験結果]

インプラント先端部からの距離に対する最大温度上昇値を Fig. 4a 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 Fig. 4b に示す。RF 照射開始直後の温度上昇は、ファントム表面から浅いほど急激であり、深くなるにつれ緩やかとなった。埋

め込み深さ 2 cm での温度上昇は 12.4°C 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なった。このファントムの RF 表皮深さに相当する 7 cm では 4.2°C の温度上昇となり、深さ 2 cm に比べ 1/3 程度の温度上昇となっている。

実験 3 : RF 発熱の SAR 依存性

[実験方法]

インプラントをファントム表面から 2 cm の深さに磁場方向に平行に埋め込み、全身平均 SAR を 0.2 W/kg から 4.0 W/kg まで変化させ 15 分間 RF 照射した。

[実験結果]

SAR に対するインプラント先端部の温度上昇を Fig. 5 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温度上昇値である。SAR の増加と温度上昇値は比例し、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/

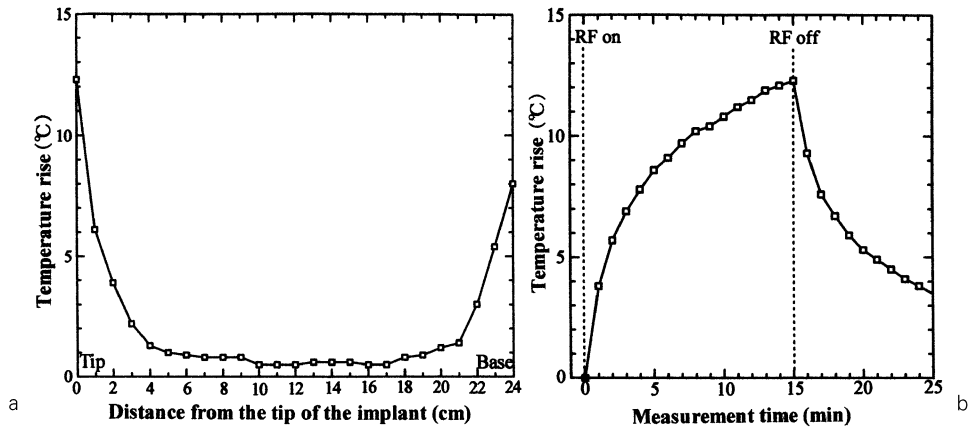


Fig. 3. Temperature rises for the implant at an embedded depth of 2 cm  
 a : Spatial temperature changes. Temperatures of the implant were measured at 24 positions, which were separated each other by 1 cm from the tip to the base for an embedded depth of 2 cm.  
 b : Temporal temperature changes at the tip of the implant. Measurement duration was 1, 15 and 10 min before, during and after RF irradiation, respectively.

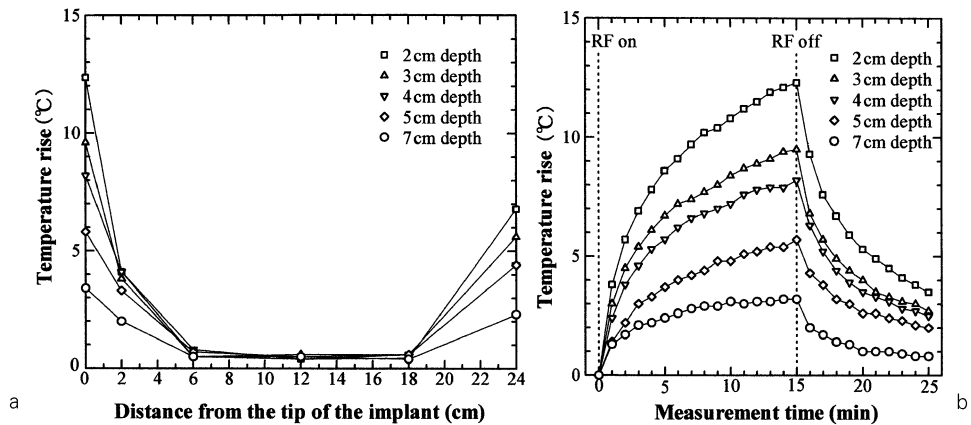


Fig. 4. Temperature rises at the implant for various embedded depths  
 a : Spatial temperature changes. After 15 min of RF irradiation on, the value of temperature rise was measured for the distance from the tip of the implant and for various embedding depths. These measurements were carried out at 6 positions of 0, 2, 6, 12, 18 and 24 cm for the other depths, respectively.  
 b : Temporal temperature changes of the tip of the implant. Measuring durations were 1 min, 15 min and 10 min before, during and after RF irradiations, respectively. The depth from the phantom surface was also changed as another parameter (2, 3, 4, 5 and 7 cm).

kg に対する温度上昇値は 1.4°C で、JIS の安全基準である 2.0 W/kg では 6.4°C であり、IEC の第一次管理操作モードの上限値 4.0 W/kg で

は 12.7°C の温度上昇となった。

実験 4 : 静磁場内での角度依存性  
 [実験方法]

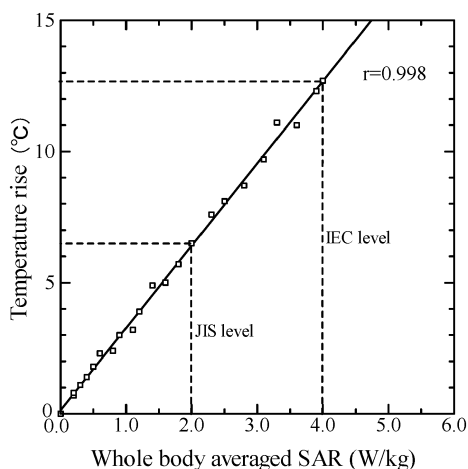


Fig. 5. Dependence of RF heating on SAR in the mass phantom

The abscissa is the whole body averaged SAR and the ordinate is the temperature rise of the implant tip after 15-min RF irradiation. The SAR is varied from 0.2 W/kg to 4.0 W/kg. In the figure, the limits of the safety level of JIS for 6-min average and the first level operation mode of IEC for 15-min average are also shown as dotted lines. There is good linear relationship between the SAR and temperature rise.

静磁場内での RF 発熱のファントム角度依存性を調べるため、測定時の座標軸の定義を Fig. 6 に示す。インプラントをファントム表面から 2 cm の深さに埋め込んだファントムを静磁場の X-Z 面上で 0° から 180° まで 45° ステップで回転させ、最大 SAR で 15 分間 RF 照射した。

[実験結果]

X-Z 面上で 0° から 180° までの各ステップのインプラント先端部の発熱変化を Fig. 7 に示す。静磁場とインプラントの角度が 45° までは RF 照射開始直後の温度上昇が急激であり、角度が大きくなるにつれ緩やかとなった。また、最大温度上昇値はインプラント長軸が静磁場方向にある場合 14.7°C と最大となり、角度が 90° 以上では 8°C 以下と大きく低下した。

実験 5：照射コイル中心からの Z 軸方向の距離

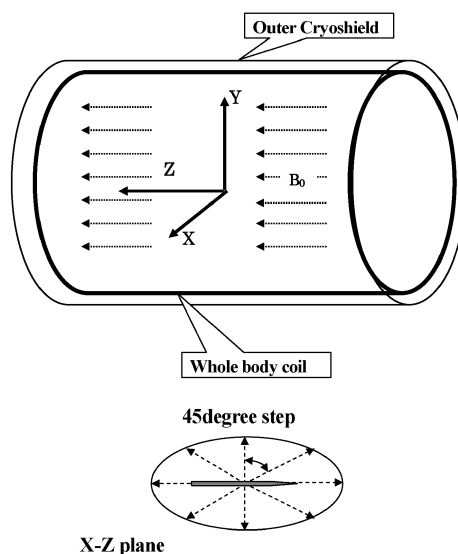


Fig. 6. Definition of coordinate axes

The origin of the coordinates is set at the center of the static magnetic field and Z-axis is parallel with the direction of the static magnetic field. X-Z plane is parallel with the patient table and is above 15 cm of the table. Consequently, the direction of Y-axis coincides with A-P direction. The center of the implant was set at the origin, and the phantom was turned 180° by 45° step on X-Z plane.

依存性

[実験方法]

インプラントをファントム表面から 2 cm の深さに埋め込んだファントムを、照射コイル中心から Z 軸方向の両側に 50 cm まで 10 cm ずつずらせて、最大 SAR で 15 分間 RF 照射した。

[実験結果]

Fig. 8 のグラフの横軸は、ファントムに埋め込まれた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 で 15 分間 RF 照射したときのインプラント先端部 (tip part) および基部 (base part) の最大温度上昇値を示す。インプラント両端部の温度は、インプラントの中心が照射コイル中心と一致したとき最

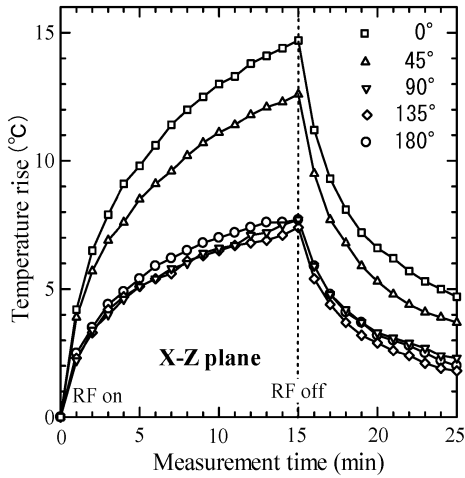


Fig. 7. Dependence of RF heating on the rotation angle in X-Z plane

Temporal temperature rises of the implant tip were measured by varying the angle from 0° to 180° under the maximum SAR of 4.0 W/kg. There may be a gap between the angles of 45° and 90°.

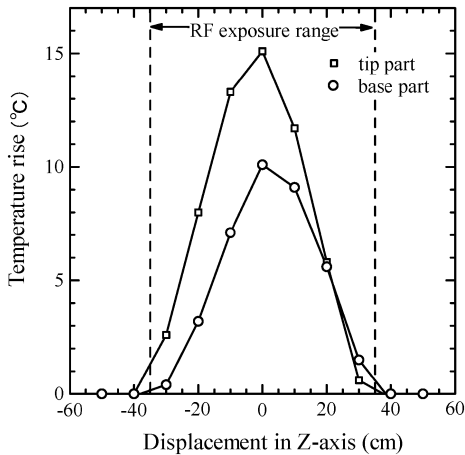


Fig. 8. Dependence of RF heating on the displacement in Z-axis

The phantom was moved  $\pm 50$  cm by 10-cm step along  $B_0$  from the center of the RF-irradiation coil. The maximum temperature rises of the implant tip and base just after 15-min RF irradiation with SAR of 4.0 W/kg are shown. No RF heating occurs outside the irradiation coil 70 cm long.

大値となり、照射コイルの中心から離れるほど温度は低下し、照射コイルの端に相当する 35 cm の位置では 1°C 以下となった。また、照射コイルの長さである 70 cm の範囲外では、ほとんど発熱に伴う温度上昇は起こらなかった。

##### 5. 発熱評価実験から得られた知見

今回の実験例で、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を検証した。また、インプラントの埋め込み深さに対する発熱・温度上昇の変化も検証した。インプラントはファントム表面から浅いほど発熱しやすく、温度上昇も急激に変化する。特に、最も良く発熱した先端部の温度変化は RF の表皮効果を反映している。

RF の表皮深さ  $\delta$  は透磁率  $\mu$ 、電気伝導率  $\sigma$  および周波数  $f$  から  $\delta = (\pi\mu\sigma f)^{-1/2}$  と求められる<sup>24),25)</sup>。今回の実験では RF の周波数は 63.8 MHz、ファントムの電気伝導率は 0.769 S/m であるから、RF の表皮深さ  $\delta$  は約 7.3 cm となる。一方、インプラントは電気伝導率が  $1.35 \times 10^6$  S/m であるから、その表皮深さ  $\delta$  は 50  $\mu$ m となり、RF はほとんど表面で減衰する。

Fig. 9 で表皮効果 (点線) に比べ、インプラントの埋め込み位置が深くなるほど発熱温度の減衰が大きくなるのはインプラントの熱伝導による放熱の影響が考えられる。

さらに、SAR の増加はインプラント先端部の温度上昇と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°C となり組織温度上昇の上限値を超えてしまう。さらに、第一次管理操作モードの上限値 4.0 W/kg では、体温を考慮すると局所の組織温度が 50°C を超える可能性がある。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、このような状況は大変危険である。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。MRI 装置によって多少の評価方法の違いはあるが、MR 操作卓に表示される SAR は RF 発熱の指標となる。この SAR は体重入力で計算される

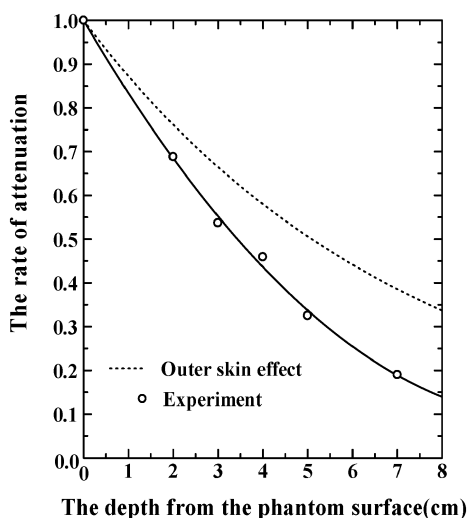


Fig. 9. The attenuation rate of temperature rise at the tip part for the depth from the phantom surface

The attenuation rate is normalized at the depth of 0 cm. The calculated outer-skin effect of RF power is represented by the dashed line. Experimental values are represented as open circles (○). Solid lines are drawn to guide the eye.

ため、被検者の正確な体重入力がオペレータに要求される。撮像に影響を及ぼさない範囲で SAR を極力小さく設定することでインプラントの RF 発熱の抑制が可能となる。

静磁場内でのインプラントの角度に対する温度上昇は、インプラント長軸が静磁場と平行で最大となり、 $45^\circ$  を超える角度になると大きく減少する。また、 $X-Z$  面において  $180^\circ$  で温度上昇値が低下したのは、照射範囲内でのファントムとインプラント付近の RF 分布が異なることが原因と考えられる。この結果からインプラントがファントム長軸に対し右側にある場合と左側にある場合では大きな温度上昇の違いが起る。このことは Baker らの両側脳神経刺激装置のファントム実験でも報告されている<sup>26)</sup>。このような発熱の差はファントムとインプラントが受ける RF により発生する渦電流の違いから生じる。また、この現象について

は、照射コイルの構造、照射の回転方向、インプラントの位置などの影響も考えられる。

照射コイル中心からの  $Z$  軸方向の距離の実験では、RF 照射範囲とファントムの位置関係を反映している。つまり、RF 照射の範囲外である照射コイルの中心から 40 cm 離れた位置ではインプラントの発熱は起こらない。

これらの結果から、通常 MRI 検査においても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、大きなインプラントでも短時間に局所的な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ことを意味する。曲率が大きく、表面積の小さい箇所は熱容量が小さいため温度変化も急激となり、温度上昇値も高くなる。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深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  $\delta$  は、より表面に近くなる。例えば 3 テスラでは約 4.5 cm 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。

## 電磁場解析による RF 発熱シミュレーション

### 1. 解析手法と実験例

電磁場解析の手法には、有限要素法 (finite element method : FEM)、有限差分時間領域法 (finite-difference time-domain method : FDTD) 等がある。FEM 法では複雑な構造物も計算原理を詳細に理解しなくても使用できる利点があるが、精度の高い解析を行うためにはモデル作成の経験が必要となる。一方、FDTD 法は直接マクスウェル方程式を空間および時間領域での差分方程式に展開して計算する手法である。これらの電磁場解析を行うことにより発熱シミュレーションが可能となる。ここでは FEM



法で解析を行った実験例を紹介する。

実験 6：ファントム形状による発熱シミュレーションと実測値の比較

[実験方法]

まず、ファントムの中央に内径  $10 \times 42$  cm のアクリルボックスを配置した loop phantom とループ形状のない mass phantom を使用した (Fig. 1a, b)。インプラントは Fig. 1c, d に示すように、容器の縁から 2 cm の位置で、ファントム表面から 2 cm の深さに静磁場方向に平行に埋め込んだ。これらに最大 SAR で 15 分間 RF 照射したときの発熱温度を測定した。

電磁場解析では、モデル作成ソフト Femap (UGS Corp.) を使用し、インプラントとファントムおよび照射コイルのモデルを作成した。次に動磁場解析ソフト PHOTO-EDDYj $\omega$  (株式会社フォトン) を使用して渦電流解析を行い、発熱量を求めた。このとき、形状、比透磁率、電気伝導率、境界条件、コイル電流、周波数の入力が必要となる。これらのパラメータを入力することで電流密度分布と単位体積当たりのジュール損失による発熱量が計算される。さらに、PHOTO-THERMO (株式会社フォトン) を使用して熱伝導解析を行い、発熱温度を求める。この時、熱伝導率、比熱、質量密度等の入力が必要となる。本法の電磁場解析に用いた、ファントムとインプラントの比透磁率、電気伝導率、熱伝導率、比熱、質量密度を Table 1 に示す。これらの手順により求めた電磁場解析による RF 発熱シミュレーション値と実測値を比較した。

[実験結果]

電磁場解析によるシミュレーション値 (simulation) と実測値 (experiment) の比較を Table 2 に示す。最大 SAR で 15 分間 RF 照射した時のインプラント先端部の最大温度上昇は、実測値でそれぞれ  $11.4^\circ\text{C}$  (mass phantom),  $12.3^\circ\text{C}$  (loop phantom) であった。これに対してシミュレーション値では  $12.3^\circ\text{C}$  (mass phantom),  $12.2^\circ\text{C}$  (loop phantom) となり、両者はよく一致した。

Table 1. Physical Properties of Materials Used for the Electromagnetic-field Analysis

Physical property	Phantom	Implant
Mass density ( $\text{kg}/\text{m}^3$ )	$1.04 \times 10^3$	$7.07 \times 10^3$
Relative magnetic permeability	1.00	1.02
Electrical conductivity (S/m)	$7.69 \times 10^{-1}$	$1.35 \times 10^6$
Specific heat ( $\text{J}/\text{kg}\cdot\text{K}$ )	$3.63 \times 10^3$	$5.00 \times 10^2$
Thermal conductivity ( $\text{W}/\text{m}\cdot\text{K}$ )	$5.50 \times 10^{-1}$	$1.62 \times 10^1$

Table 2. Temperature Rises of the Simulation and the Experiment

	Mass phantom	Loop phantom
Simulation	$12.3^\circ\text{C}$	$12.2^\circ\text{C}$
Experiment	$11.4^\circ\text{C}$	$12.3^\circ\text{C}$

## 2. RF 発熱シミュレーションの有効性

ファントムの形状の違いを調べる実験では、ループの有無に関係なく両者で発熱箇所や温度に差はなかった。このことから、RF 照射によるインプラントの発熱はファントム周囲に流れる渦電流による影響が大きいと考えられる。Mass phantom の渦電流マップでは、ファントムに発生した渦電流は中央部で小さく、ファントム内縁部で大きくなっている (Fig. 10a)。また、その渦電流の経路にインプラントが存在するとインプラント両端部では電流が密となっている。インプラントとファントムの境界であるこの部分の電気抵抗によりジュール熱が発生し発熱が起こると考えられる。Loop phantom の渦電流マップも同様であった (Fig. 10b)。また両者は、インプラントの発熱箇所も一致し、電磁場解析による発熱温度もほぼ一致した (Fig. 10c, d)。

Dempsey らは MRI 検査で起こる発熱のメカニズムには以下の三つの条件が関与していると推測している<sup>27),28)</sup>。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

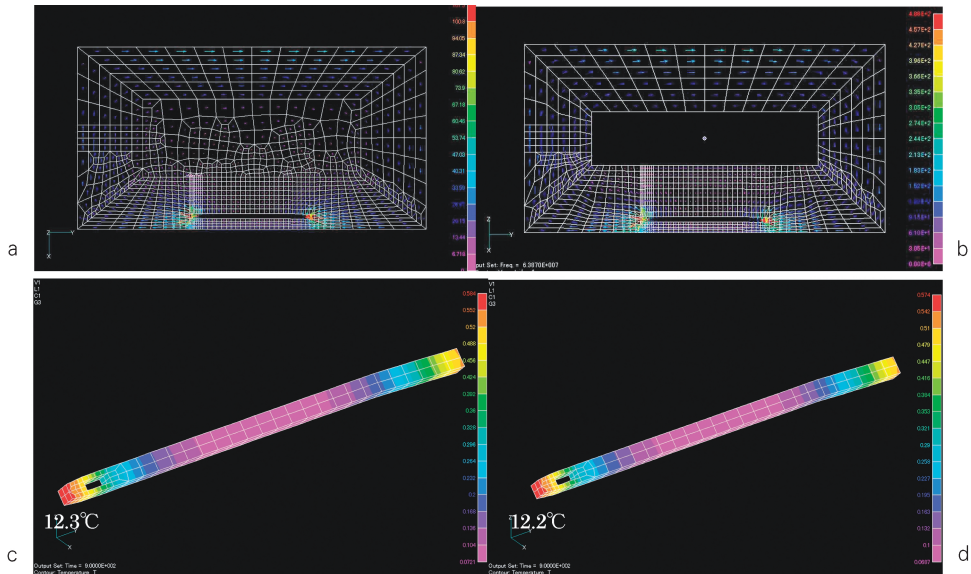


Fig. 10. Simulated electromagnetic field obtained by PHOTO-EDDYj $\omega$  and PHOTO-THERMO

a : The eddy current map in the mass phantom. The eddy current is flowing densely near the surrounding of the implant and sparsely in the periphery and central region of the phantom. The unit of the current density is A/m<sup>2</sup>.

b : The eddy current map in the loop phantom. The eddy current is relatively large near the surrounding of the implant and is flowing toward the one-way direction. The unit of the current density is A/m<sup>2</sup>.

c : The temperature map for the implant in the mass phantom. The temperature rises are larger at both ends of the implant than those in the central region. The maximum value is 12.3°C at the tip of the implant.

d : The temperature map for the implant in the loop phantom. The temperature rises are larger at both ends of the implant than those in the central region. The maximum value is 12.2°C at the tip of the implant.

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これらの条件が発熱の要因となる。まず、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の端部とファントムの境界域に渦電流が局所集中する。電流が集中するこの境界部は電流密度が大きくなり、ジュール熱に変換されて発熱する。また、インプラントを含む閉回路は等価的に、電気抵抗、静電容量およびインダクタンスからなる直列共振回路と見なすことができる。もし、この回路

の共振周波数が照射RFの周波数と一致するときには、大きな共振電流が流れて発熱が増大することが考えられる。さらに、インプラント長が人体中のRF電波の半波長に一致するとき、インプラントはアンテナとして働き、発熱がより大きくなる。人体中のRF半波長は1.5Tで約25cm、3.0Tで約12cmになる<sup>29)</sup>。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。電磁場解析の結果はこれらを裏付けている。

本実験はファントムモデルであり、実測値と発熱シミュレーションの結果は比較的一致した。しかし、実際の人体は様々な臓器組織により構成され、それらは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を流れる血流は発熱を放散させ、冷却効果を有する。また、電磁場解析による発熱シミュレーションを行うためには極めて複雑で精密なモデルの設計が必要となり、事実上正確な評価は困難と思われる。

### インプラントの RF 発熱の抑制

#### 1. 発熱抑制法と実験例

最も有効な RF 発熱抑制方法は SAR を極力下げる、照射時間を短縮する、インプラント部を RF 照射しないことである。しかし実際の撮像ではこれらは極めて困難な場合が多い。そこ

で、炭素繊維布を RF 防護材として用いた RF 発熱抑制方法について検討した。

#### 実験 7：炭素繊維布を用いた RF 防護材の検討 [実験方法]

実験 6 と同様にファントム内にインプラントを埋め込み、最大 SAR で 15 分間 RF 照射して、炭素繊維布シールド (carbon fiber cloth shield : CFC shield) の有無に対する上腕骨インプラント先端部の温度上昇値を蛍光ファイバー式温度計で測定した (Fig. 11a)。

#### [実験結果]

炭素繊維布シールドをすると照射開始 15 分後の最大温度上昇は 1°C 程度となり、炭素繊維布シールドなしの場合の 13.7°C と比較すると明らかにインプラントの RF 発熱は抑制可能であった (Fig. 11b)。

#### 2. RF 発熱抑制法の問題点と今後の展望

このように、炭素繊維布等による局所 RF

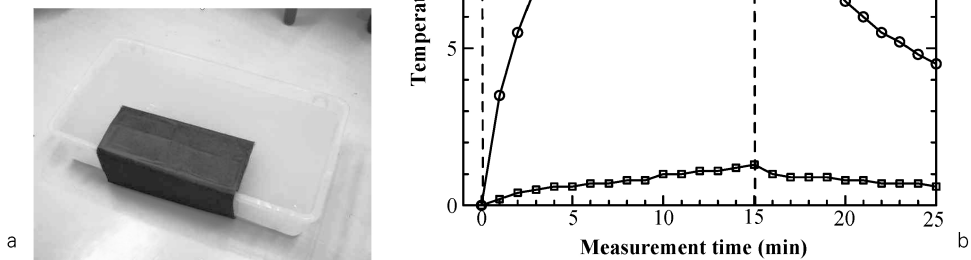


Fig. 11. The effect of RF shielding by carbon fiber cloth

a : The part of the phantom including the humerus implant was wound with carbon fiber cloth (CFC) shield.

b : The temperature rise was measured at the tip of humerus implant. Experimental values are represented as open circles (○) for no shield and open squares (□) for CFC shield. The temperature rise was greatly suppressed with the CFC shield.

シールドで発熱抑制も有効ではあるが、使用に際しては十分な注意が必要である。この方法では、あまり広い範囲の撮像部をシールドすると信号減衰により RF の出力が増強され、更なる SAR の上昇やシステムの不具合が生じる可能性がある。また、実際に人体に使用する場合、シールドと皮膚の接触部分における発熱を防止するため、電気的絶縁を工夫する必要がある。このような RF 防護材を用いずに問題を解決するためには、照射コイルの技術開発が必要となる。現状では、2チャンネルの位相が 90°異なる送信用クワドラチャー (QD) コイルを最適化し、体幹部を想定した楕円型の領域に RF 送信するシステムが導入されつつある<sup>30),31)</sup>。これにより局所的な SAR の増加は軽減できる。しかし、このシステムでは全身 SAR を低減する効果はあまり期待できない。今後は、多列化された送信コイルで任意の部分を RF 照射することが可能な 'parallel transmit' 技術の開発が期待される<sup>32)~38)</sup>。このシステムにより、理論上は任意の空間に均一な RF 分布を作り出すことができ、高磁場装置でも大幅な SAR の低減が可能となる。しかし、RF 送信コイルの各エレメントの独立制御とエレメント間の干渉防止技術が必要となる。また、局所 SAR および全身 SAR の正確な推定方法とモニタリングシステムの開発、ハードウェアのコストアップ対策など様々な課題がある。

### おわりに

最後に、MRI 検査におけ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、問診で絶対禁忌である心臓ペースメーカーや人工内耳、神経刺激装置と磁性体インプラントを MRI 検査の適用外とし、材質が不明な場合は検査を行わない。

非磁性インプラントの MRI 検査実施については、MRI 検査前に患者に対し発熱のリスクを十分説明し、同意を得た上で慎重に行う。検

査に際しては、インプラントの存在位置を確認し、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 を小さくするよう設定する。特に、インプラントの埋め込み深さが浅く照射範囲内にインプラントが存在する場合は、RF 発熱のリスクが高くなるので注意を要する。このような場合には、オペレータは検査中に表示される SAR を常に監視し、患者が少しでも異常を訴えたときには我慢をさせず、即時撮像を中止することが重要である。

### 文 献

- 1) IEC60601-2-33 2nd ed. Medical electrical equipment—Part 2-33: Particular requirements for safety of magnetic resonance for medical diagnosis. 2002
- 2) JIS Z 4951 磁気共鳴画像診断装置—安全. 2004
- 3) Shellock FG: Reference manual for magnetic resonance safety, implants, and devices: 2009 Edition. Los Angeles, USA: Biomedical Research Publishing Group, 2009
- 4) 畑 雄一: MRI の安全性—体内埋め込み装置あるいは金属について—. 日磁医誌 1999; 29: 303-309
- 5) Knal E 著/妹尾敦史訳: MRI 検査の安全性に関する Q & A. 日磁医誌 1999; 29: 482-489
- 6) 山田雅之, 岡田建彦, 桑山喜文, 中根正人, 安野泰史: 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 2000; 56: 1371-1375
- 7) Nyehnuis JA, Kildishev AV, Bourland JD, Foster KS, Graber G: Heating near implanted medical devices by the MRI RF-magnetic field. IEEE Trans Magn 1999; 35: 4133-4135
- 8) Shellock FG, Morisoli SM: *Ex vivo* evaluation of ferromagnetism, heating, and artifacts produced by heart valve prosthesis exposed to a 1.5 T MR system. J Magn Reson Imaging 1994; 4: 756-758
- 9) Davis PL, Crooks L, Arakawa M, McRee R, Kaufman L, Margulis AR: Potential hazards in NMR Imaging: heating effects of changing mag-

- netic fields and RF fields on small metallic implants. *AJR Am J Roent genol* 1981 ; 137 : 857-860
- 10) Mark AS, Hricak H : Intrauterine contraceptive devices : MR imaging. *Radiology* 1987 ; 162 : 311-314
  - 11) Bhidayasiri R, Bronstein JM, Sinha S, Krahl SE, Ahn S, Behnke EJ, Cohen MS, Frysinger R, Shellock FG : 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* 2005 ; 23 : 549-555
  - 12) Buchli R, Boesiger P, Meier D : Heating effects of metallic implants by MRI examinations. *Magn Reson Med* 1988 ; 7 : 255-261
  - 13) Ho HS : Safety of metallic implants in magnetic resonance imaging. *J Magn Reson Imaging* 2001 ; 14 : 472-477
  - 14) Shellock FG, Cosendai G, Park SM, Nyenhuis JA : Implantable microstimulator : magnetic resonance safety at 1.5 Tesla. *Invest Radiol* 2004 ; 39 : 591-599
  - 15) Chou C-K, McDougall JA, Chan KW : RF heating of implanted spinal fusion stimulator during magnetic resonance imaging. *IEEE Trans Biomed Eng* 1997 ; 44 : 367-373
  - 16) Rezaei AR, Finelli D, Nyenhuis JA, Hrdlicka G, Tkach J, Sharan A, Rugieri P, Stypulkowski PH, Shellock FG : Neurostimulation systems for deep brain stimulation : *in vitro* evaluation of magnetic resonance imaging-related heating at 1.5 tesla. *J Magn Reson Imaging* 2002 ; 15 : 241-250
  - 17) Achenbach S, Moshage W, Diem B, Bieberle T, Schibgilla V, Bachmann K : Effects of magnetic resonance imaging on cardiac pacemakers and electrodes. *Am Heart J* 1997 ; 134 : 467-473
  - 18) Armenean C, Perrin E, Armenean M, Beuf O, Pilleul F, Saint-Jalmes H : RF-induced temperature elevation along metallic wires in clinical magnetic resonance imaging : influence of diameter and length. *Magn Reson Med* 2004 ; 52 : 1200-1206
  - 19) Nakamura T, Fukuda K, Hayakawa K, Aoki I, Matsumoto K, Sekine T, Ueda H, Shimizu Y : Mechanism of burn injury during magnetic resonance imaging (MRI)-simple loops can induce heat injury. *Front Med Biol Eng* 2001 ; 11 : 117-129
  - 20) Muranaka H, Horiguchi T, Usui S, Ueda Y, Nakamura O, Ikeda F, Iwakura K, Nakaya G : Evaluation of RF heating on humerus implant in phantoms during 1.5 T MRImaging and comparisons with electromagnetic simulation. *Magn Reson Med Sci* 2006 ; 5 : 79-88
  - 21) Muranaka H, Horiguchi T, Usui S, Ueda Y, Nakamura O, Ikeda F : Dependence of RF heating on SAR and implant position in a 1.5 T MR system. *Magn Reson Med Sci* 2007 ; 6 : 199-209
  - 22) 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 : カラギーナンを用いた MRI 用ファントム. *日磁医誌* 2000 ; 20 : 365-373
  - 23) Standard test method for measurement of radio frequency induced heating near passive implants during magnetic resonance imaging. American Society for Testing and Materials (ASTM) Designation. F 2182-02a, 40-43, 2006
  - 24) 三輪 進. 高周波電磁気学. 東京 : 東京電機大学出版局, 2002 ; 51-60
  - 25) 電気学会高周波電磁界の生体効果に関する計測技術調査専門委員会編, 電磁界の生体効果と計測. 東京 : コロナ社, 1995 ; 128-142
  - 26) Baker KB, Tkach JA, Nyenhuis JA, Phillips M, Shellock FG, Gonzalez-Martinez J, Rezaei AR : Evaluation of specific absorption rate as a dosimeter of MRI-related implant heating. *J Magn Reson Imaging* 2004 ; 20 : 315-320
  - 27) Dempsey MF, Condon B : Thermal injuries associated with MRI. *Clin Radiol* 2001 ; 56 : 457-465
  - 28) Dempsey MF, Condon B, Hadley DM : Investigation of the factors responsible for burns during MRI. *J Magn Reson Imaging* 2001 ; 13 : 627-631
  - 29) Kainz W : MR heating tests of MR critical implants. *J Magn Reson Imaging* 2007 ; 26 : 450-451
  - 30) 中上将司 : 一歩先行く “3.0 T クオリティ” を実現する「Signa HDxt 3.0 T」. *INNERVISION* 2009 ; 24 : 70-71
  - 31) 小原 真 : 次世代 RF パルス送信技術 “Multi-Transmit” —原理と臨床応用—. *INNERVISION*

- 2009 ; 24 : 76-78
- 32) 井村千明, Lawrence L. Wald : 高磁場 MRI のための Parallel Transmit Technology. INNER-VISION 2009 ; 24 : 56-58
- 33) Katscher U, Börnert P, Leussler C, van den Brink JS : Transmit SENSE. Magn Reson Med 2003 ; 49 : 144-150
- 34) Zhu Y : Parallel excitation with an array of transmit coils. Magn Reson Med 2004 ; 51 : 775-784
- 35) Ullmann P, Junge S, Wick M, Seifert F, Ruhm W, Hennig J : Experimental analysis of parallel excitation using dedicated coil setups and simultaneous RF transmission on multiple channels. Magn Reson Med 2005 ; 54 : 994-1001
- 36) Lattanzi R, Sodickson DK, Grant AK, Zhu Y : Electrodynamic constraints on homogeneity and radiofrequency power deposition in multiple coil excitations. Magn Reson Med 2009 ; 61 : 315-334
- 37) Chu X, Yang X, Liu Y, Sabate J, Zhu Y : Ultra-low output impedance RF power amplifier for parallel excitation. Magn Reson Med 2009 ; 61 : 952-961
- 38) Kraff O, Bitz AK, Kruszona S, Orzada S, Schaefer LC, Theysohn JM, Maderwald S, Ladd ME, Quick HH : An eight-channel phased array RF coil for spine MR imaging at 7 T. Invest Radiol 2009 ; 44 : 734-740

## Measures against RF Heating of Metallic Implants in the Human Body during MR Imaging

Hiroyuki MURANAKA<sup>1</sup>, Takayoshi HORIGUCHI<sup>2</sup>, Yoshitake UEDA<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Department of Radiology, Hiroshima City General Rehabilitation Center  
1-39-1 Tomominami, Asaminami-ku, Hiroshima 731-3168

<sup>2</sup>Department of Clinical Radiology, Faculty of Health Sciences, Hiroshima International University

Recently, the widespread use of scanners with high magnetic fields has brought attention to the investigation of safety in magnetic resonance (MR) imaging. Particularly, there is no safety guideline for patients with implants, and measures differ among hospitals. We evaluated radiofrequency (RF) heating of a humerus implant embedded in a gel phantom during MR imaging for the specific absorption rate (SAR), angle between the implant and static magnetic field ( $B_0$ ), 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. RF heating was greatest when the implant was set parallel to  $B_0$ . 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. We correlate our results in a phantom with the patient with an embedded metallic implant.