

○松浦 健一郎<sup>1)</sup>、大野 誠一郎<sup>1)</sup>、田川 忍<sup>1)</sup>、稻村 圭司<sup>1)</sup>、中原 龍一<sup>2)</sup>、西田 圭一郎<sup>2)</sup>、尾崎 敏文<sup>3)</sup>

1)岡山大学病院 医療技術部 放射線部門、2)岡山大学医学部 人体構成学、  
3)岡山大学病院 整形外科学教室

**【背景】**高齢化社会の進展に伴い骨折症例が増加し、インプラントの入った患者が増加している。これまでインプラントの材質はステンレス鋼、チタン合金などの非磁性金属が主で、牽引・脱落に対しては安全とされてきた。しかし近年、RF 照射によるインプラント周囲発熱が問題視されるようになってきたので、「CSFRT 2010, 2011」、「日本整形外科学会基礎 学術集会2011」にて、ASTM 規格のファントムを用いてインプラント周囲の発熱について報告をした。

この報告では1.5T, 3.0T MRI 装置でインプラント周囲の温度上昇を測定した結果、ゲルファントムへの埋め込みが深さ 1 cm の場合、一定の長さのインプラントの両端部に発熱を認め、温度上昇が顕著となった。この結果を図1に示す。

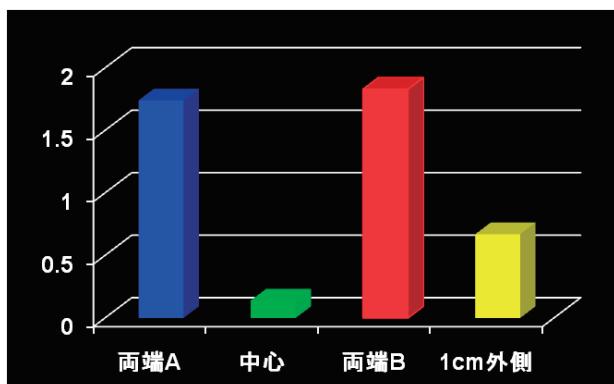


図1 インプラントの測定点に対する温度上昇

**【目的】**1.5T, 3.0T MRI 装置において、ゲルファンタム表面への埋め込みが深さ 1 cm の時、インプラントの周囲発熱をインプラント長を変えて比較検討した。なお、ステンレス製、チタン合金製の2種類の金属で検討した。

**【方法】**インプラント長の設定で、(1)において筋肉、食塩水の誘電率より、1.5T の半波長は 196 mm、3.0T の半波長は 98 mm と求まる。

$$\lambda = \lambda_0 \frac{1}{\sqrt{\epsilon_r}} \quad \dots \dots (1)$$

$\lambda$  : 人体への波長、 $\lambda_0$  : 空気中の波長 4.6989E-0m

$\epsilon_r$  : 人体の比誘電率

MRI 装置 1.5T (Philips Achieva)、3.0T (SIEMENS MAGNETOM Skyra) を用い、ASTM 規格における

アクリル樹脂製の容器 (65 cm × 42 cm × 9 cm) にポリアクリル酸ゲルファントム (25L) にインプラント長を 49 mm ~ 392 mm まで 49 mm 間隔で 8 本用意し、蛍光ファイバー式温度測定器 (m3300 Biomedical Lab Kit Fluoroptic Thermometer) と同期させる。計測点は両端部とし、インプラント - ポリアクリル酸ゲルファントム表面の深さ 1 cm の時の温度計測をした。また、撮像条件は室内温度を 23 °C ± 1 に保ち、SAR/whole body を最大、撮像時間を 20 min とした。

**【結果】**SUS 製、Ti 製とともに、1.5T MRI 装置において温度上昇は、3/4 波長に近いインプラント長 294 mm で最も顕著となり、半波長に近い 196 mm では、最大値とならなかった。この結果を図2に示す。

3.0T MRI 装置において温度上昇は、理論値で半波長に近いインプラント長 98 mm と 247 mm で最大となる予測したが、今回は半波長に近いインプラント長 98 mm のみで顕著な温度上昇を示した。また、SUS 製の方が Ti 製よりも若干温度上昇は高くなった。

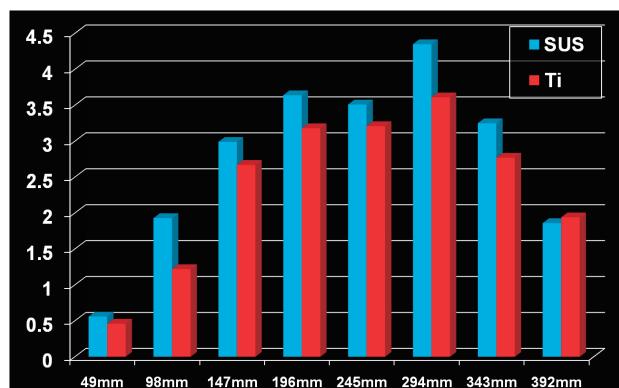


図2 1.5T における長さに対する温度上昇

**【考察】**導電率が食塩水の 0.688 S/m に対して、今回使用したゲルファンタムでは 0.136 S/m となり、波長が理論値と異なるため発熱のピークがずれた可能性がある。

また、3.0T MRI 装置においては、発熱量の基準である SAR 規制により、RF 出力の制限が影響されたのではないかと推測される。

最後に MRI 検査を行う際、インプラント素材のみならず、長さにも留意する必要があることが示唆された。

## 1.5T-MRI装置と3.0T-MRI装置における発熱に与えるインプラント配置角度の比較検討

○田川 忍<sup>1)</sup>、大野 誠一郎<sup>1)</sup>、松浦 健一郎<sup>1)</sup>、稻村 圭司<sup>1)</sup>、中原 龍一<sup>2)</sup>、西田 圭一郎<sup>2)</sup>、尾崎 敏文<sup>3)</sup>

1)岡山大学病院医療技術部放射線部門、2)岡山大学整形外科学教室人体構成学、

3)岡山大学整形外科学教室

**【背景】**MRI検査において、画質改善のためのポジショニングにより、通常の仰臥位以外での撮像も増えている。Off centerによる異常信号発生、信号の低下を低減させるため、関節などは特にできるだけ磁場中心に寄せてポジショニングするが、インプラント埋入患者も、検査によっては静磁場方向に対するインプラントの角度が異なってくることがある。インプラント長が発熱に与える影響の検討は行ってきたが、ポジショニングによるインプラントの静磁場方向に対する配置角度の検討は当院ではされていなかった。

**【目的】**本研究は、1.5T MRI装置と、3.0T MRI装置において、インプラントの配置角度を変えてRF照射した場合のインプラント周囲発熱の比較検討を行い、さらにインプラントの材質の違い(ステンレス製およびチタン合金製)についても比較検討を行うことを目的とした。

**【方法】**MRI装置は、Philips Achieva 1.5T、およびSIEMENS Magnetom Skyra 3.0Tを使用した。金属製模擬インプラント(ステンレス製 SUS316L  $\phi$  10 mmおよびチタン合金製 Ti-6-4  $\phi$  10 mm)をポリアクリル酸ゲルファントム(65 cm × 42 cm × 9 cmのアクリル樹脂製容器に蒸留水25 ℓ、ポリアクリル酸146.25 g、塩化ナトリウム20.0 gで作成)の表面から1 cmの深さに埋まるよう固定する。インプラント中心が、Bodyコイル中心となるように配置し、20分間RF照射をした際のインプラント先端部の温度変化を蛍光ファイバー式温度計測器(m3300 Biomedical Lab Kit Fluoroptic Thermometer)で経時的に計測した。なお本研究では、当院にてインプラント長が発熱に与える影響の検討を行った結果より、1.5T MRI装置では294 mmのインプラント、3.0T MRI装置では98 mmのインプラントを使用した。図(Fig.1)のように、インプラントを静磁場方向に対し平行配置のときを0°および180°として、30°毎に配置角度を変化させ、インプラント両先端部で計測を行った。

**【結果】**1.5T装置では静磁場方向に対し垂直付近に、3.0T装置では静磁場方向に対し平行付近に配置したときに発熱傾向があった。また、発熱量は1.5T > 3.0Tであった(Fig.2)。

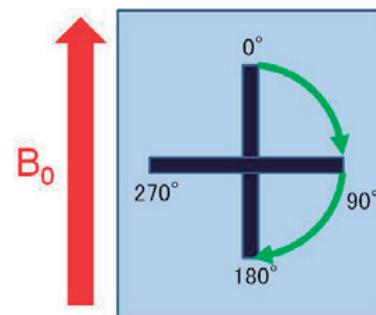


Fig.1 Placement of the implant

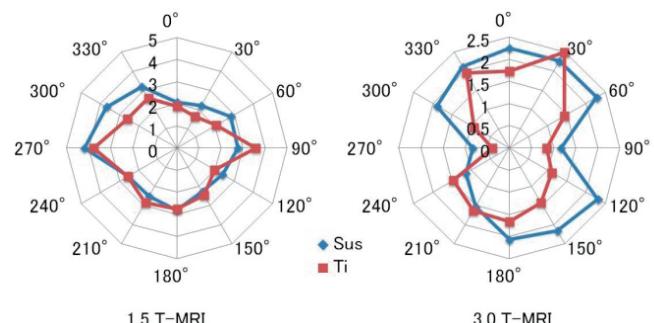


Fig.2 Dependence of the calorific value by the angle of implant

**【考察】**1.5T装置ではコイルを流れる電流と同じ向きに配置したとき、最も電流が流れ温度上昇が顕著に起こった。RFロッド(ガントリ内で実際にRFを発生させる装置)は均等に16本あり、インプラント両端部に近いロッドの影響が推測される。また、インプラント両端部付近はOff centerによる局所的な磁場の乱れの影響も考えられる。3.0T装置での測定では、1.5T装置での測定に比べ短いインプラントを用いたので、送信コイルからインプラント両端部までの距離が長くなり、電流による影響が小さくなり、アンテナ効果(テレビのアンテナでは電波に対して垂直にアンテナを設置した時に最も感度が良くなる)による影響が大きくなったと推察される。また、3.0T装置では、SARの制限により1.5T装置に比べRF出力が制限され、温度上昇も小さくなったと考えられる。

**【結語】**装置間の送信技術の違いにより、異なる配置角度に温度上昇のピークが現れた。インプラント埋入患者の検査時は、ポジショニングにより発熱リスクが異なる可能性があり、慎重に検査を施行する必要がある。

○木原 翔、藤田 卓史、渡邊 孝幸、光岡 由企夫、新木 真由子、湯浅 正憲、呉山 幸利、  
松田 哲典、山本 一雄  
財団法人 津山慈風会 津山中央病院

**【背景】** MRI撮影時の騒音は被検者を不快にしたり聽力損失を起こしたりという報告があり、IECの規格では99dB以下と規制されており撮影時にはできる限り騒音を低減させる必要がある。今回、これまでに腹部でのArtifact低減のために提案してきたVolume Calibrationの撮影時に騒音に変化があることがわかった。

Volume CalibrationとはParallel imaging(ASSET)は、各受信コイルの感度分布の差を利用した撮像技術で、位相エンコード数を間引くことで撮像時間の短縮を行っているしかしASSETは、各受信コイルの感度マップ(Calibration)を得る必要があるため、Calibration Scan(Cal)とImage Scan(Image)のSize of Gapに誤差が生じ、Artifactが発生することがある。このArtifactを発生させないためにCalのスライス厚を大きくし、Imageを撮影する方法を提案してきた。

**【目的】** CalibrationScanのスライス厚の違いが騒音に与える影響について検討した。

#### 【使用機器】

装置・GEHC-J SIGNA 1.5T (Version 11.1)

Coil・TORSOPA\_Coil

ファントム・硫酸銅(CuSO<sub>4</sub>)90%充噴の円筒容器

騒音計・GS-04 DIGITAL SOUND LEVEL METER

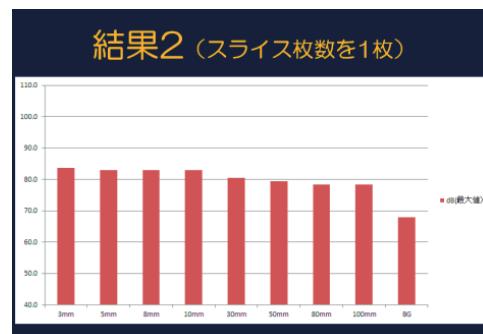
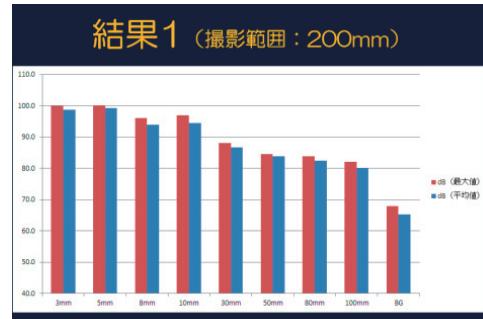
**【実験方法】** CalibrationScan(3/5/8/10/30/50/80/100mm)をそれぞれ撮影し、騒音計を用い簡易的に騒音の評価をおこなった。(方法①)撮影範囲を200mmに固定し、各スライス厚で測定。(方法②)スライス枚数を1枚に固定し、各スライス厚で測定。

**【測定方法】** 今回の簡易的な騒音計では等価騒音を測定できないため、測定可能なピーク音圧レベル(最大値)と1分間の平均音圧レベル(平均値)を測定し評価。撮影時間は1分以上撮影(1分を過ぎるまで撮影を繰り返す)。MRI室内の通常騒音(BG)は最大値で68.0dB、平均値で65.2dBとした。測定点は、Magnetから対向方向のラインと5Gラインの交点とし、マイクロフォンを水平かつ体軸と垂直に固定した。

**【結果1】** Cal3mmで騒音が100dB近くあったがスライス厚が厚くなるとともに、騒音が低下傾向であった。(図1)

**【結果2】** Cal3mmで83dBまで低減されており、さらにスライス厚が厚くなるとともに騒音も低減傾向で

あった。(図2)



**【考察】** MRI撮影時の騒音は主に傾斜磁場コイルのOn:Offによって発生しており、傾斜磁場コイルは送信用と受信用の2種類がある。CalibrationScan撮影時のTE・バンド幅・FOVなどに変化がないため受信用の傾斜磁場コイルは関係していないと考えられる。撮影範囲を200mmに固定して撮影した結果から、CalibrationScanのスライス厚を厚くすることでスライス枚数が少なくなり、パルスの出力を減少させたと考えられる。さらにスライス枚数を1枚に固定して撮影した結果からCalibrationScanのスライス厚を厚くすることで送信用の傾斜磁場コイルも変更されてあると考えられた。よって今回、VolumeCalibrationで騒音が低減された原因としてはCalibrationScanのスライス厚を厚くしたことによる傾斜磁場コイルが変更され騒音がされたことと、スライス枚数を減らしたことによるパルスの出力を減少したことが考えられた。

**【まとめ】** CalibrationScanのスライス厚の違いが騒音に与える影響について検討した。CalibrationScanのスライス厚を厚くすることで簡易的な評価ではあるが騒音が低減した。よって腹部でのArtifactを低減させるVolumeCalibrationは撮影患者の負担でもある騒音を低減することにおいても有効であると思われる。