原 著

MR 画像において伝導性サンプルの受信感度に与える影響

宮 地 利 明・笠 井 治 昌・梶 原 利 陽
市 川 勝 弘・廣 瀬 保次郎・八 神 祐 司
神 谷 誠 一・春 藤 英 雄・今 澤 正 好
荒 木 克 己*

名古屋市立大学病院中央放射線部

*名古屋市総合リハビリテーションセンタ放射線診断部

(論文受理 1992年 6 月 4 日)

(最終論文受理 1993年 2 月19日)

(Code No. 261, 525, 761, 860, 924)

Key words : Magnetic resonance imaging (MRI), Image quality, Quality control, Radio-frequency coil, Magnetic loss

**EFFECT OF CONDUCTIVE SAMPLES ON RECEIVING SENSITIVITY IN
MAGNETIC RESONANCE IMAGING**

TOSHIAKI MIYACHI, HARUMASA KASAI, TOSHIAKI SAKAKIBARA
KATSUHIRO ICHIKAWA, YASUJIROH HIROSE, YUJI YAGAMI
MASAKAZU KAMIYA, HIDEO SHUNDO, MASAYOSHI IMAZAWA
KATSUMI ARAKI*

Department of Radiology, Nagoya City University Hospital

*Department of Radiology, Nagoya Rehabilitation Center

Summary

A study was carried out on studied the effects of conductive samples regarding experimental receiving sensitivity on 0.5 T magnetic resonance imaging (MRI) system and the adaptability of these results to clinical imaging. The relationship among the sample size, conductivity and inductive loss (magnetic loss) was taken up.

For the 0.5 T-MRI system, inductive loss was in proportion to the electric conductivity of the sample and to the fifth power of the sample radius. Furthermore, the second power of the signal-to-noise ratio (SNR) of the image was inversely proportional to the fifth power of the sample radius. These results agreed well with the

theoretical formulations. In addition, the maximum and minimum receiving sensitivity of each radio-frequency (RF) coil could be calculated from the ratio of the inductive losses observed.

The experimental results could be applied for clinical imaging. Values for the observed inductive losses in human subjects reflected the characteristics of the particular organ being evaluated, and also reflected the characteristics of the particular RF coils. Calculating the inductive loss value in reference to the particular body part allowed for practical estimation of the coil parameters, and was useful in assurance of image quality.

1. 緒 言

Magnetic resonance imaging (以下 MRI と略す) において、伝導性サンプルである生体の損失秩序を求めることは、受信感度および画質を考える上で重要である。Hoult と Lauterbur は、伝導性サンプルが伴う場合における種々の効果を、10 MHz 以下の MRI において詳細に述べている¹⁾。我々はこの論文の式 1, 2, 3 に示す関係に注目し、被検体の電気伝導率 σ と寸法 b および radio frequency (以下 RF と略す) コイル寸法 a の、誘導損失性抵抗 R_m に対する関与ならびに信号雑音比 (以下 SN 比と略す) ϕ への寄与について実測した。この結果より、上記理論の静磁場強度 0.5 T 装置への適用の是非を確認した。さらに理論を人体に適用させ、コイルパラメータの設定および画質管理等の臨床応用について示した。

$$\phi \propto \frac{\nu^2}{(R_c + R_m)^{1/2}} \quad \text{.....(1)}$$

ϕ : signal-to-noise ratio

R_c : coil loss (m Ω)

R_m : inductive loss (m Ω)

ν : resonance frequency (MHz)

$$R_c = \alpha a^2 \nu^{1/2} \quad \text{.....(2)}$$

a : coil radius (m)

α : constant

$$R_m = \frac{\beta \sigma \nu^2 b^5}{a^2} \quad \text{.....(3)}$$

b : sample radius (m)

σ : sample conductivity (S m⁻¹)

β : constant

2. 方 法

実験装置は、Gyrosan S5 (Philips 社製・静磁場強度 0.5 T) である。RF コイルはサドル型シングルコイル方式で、頭部用コイル (容積 ≈ 29 dm³) と全身用コイル (容積 ≈ 130 dm³) を使用した。半径の異なる数種のポリエチレン円筒容器に電解質 (塩化ナトリウムもしくは硫酸銅

溶液) を満たし (サンプル)、マグネットの長軸と同一軸上に配置した。

溶液の電気伝導率は、2 電極セルを用いたコールラウシュブリッジ法で測定した。

コイル抵抗 ($R_c + R_m$) は以下の様にして求めた。RF コイルの可変コンデンサのチューニング容量、マッチング容量をステップングモータによって変化させながら調律した。その際共振曲線をスイープさせて中心周波数 ν と振幅の最大値より 3 dB 低い帯域幅 $\Delta\nu$ を測定し、 ν と $\Delta\nu$ の比から 4 式のように quality factor (以下 Q と略す) を求めた²⁾。

$$Q = \frac{\nu}{\Delta\nu} \quad \text{.....(4)}$$

これよりコイル抵抗は、 Q および中心周波数 ν とコンデンサ容量 C の積の逆数として 5 式から算出した²⁾。

$$R_c + R_m = \frac{1}{\nu C Q} \quad \text{.....(5)}$$

コイル抵抗の表示は、誘導損失性抵抗の比較を容易にするために、サンプルがない状態を 1 としたときの相対値とした。

以上の測定条件および方法によって下記の実験を行なった。

2.1 予 備 測 定

サンプルの電気伝導率とコイル抵抗の関係を測定した。また電氣的に人体が 50~100 mmol $\cdot$ dm⁻³ の濃度の塩化ナトリウム溶液に相当する³⁾ ことから、生体と等価の電気伝導率を求めた。5 dm³ および 10 dm³ の塩化ナトリウム溶液において測定を行なった。

2.2 理論の検証

2.2.1 誘導損失性抵抗 (コイル抵抗)

予備測定で求めた人体等価電気伝導率に調整した硫酸銅溶液 (0.8 S m⁻¹) と、0.3 S m⁻¹ および 0.1 S m⁻¹ に調整した硫酸銅溶液を使用した。サンプルの半径を変化させた時の Q を、頭部用および全身用コイルにおいて測定した。 Q の測定値およびその際の中心周波数とコンデンサ容量から、サンプルの半径が変化した場合におけるコイルの抵抗値を算出した (式 5)。

2.2.2 SN 比

コイル抵抗測定と同様の状態において、サンプルの半径を変化させた時の画像の SN 比を測定した。SN 比測定は、National Electrical Manufacturers Association (以下 NEMA と略す) Standards Publication の MS 1 に従って測定した⁴⁾。

2.3 臨床適応

実際に人体が RF コイル中に位置する場合のコイル抵抗を、頭部用コイル (頭部、頸部、膝部) と全身用コイル (胸部、腹部、骨盤部) において測定した。整位はマグネット中心に対して、各部位ごとに一定とした。頭部は外眼角、頸部は耳孔と鎖骨の midpoint、膝部は膝関節、胸部は鎖骨と剣状突起の midpoint、腹部は剣状突起と腸骨隆上縁の midpoint、骨盤部は上前腸骨棘を中心とした。また磁場中心を基準にして、長軸方向の一定範囲 (頭部用コイル…100 mm, 全身用コイル…170 mm) における被検体の横断面上の半径および面積の平均値を、実効半径、実効面積とした。

3. 結 果

3.1 予備測定

サンプルの電気伝導率とコイル抵抗の関係を Fig. 1 に示す。サンプル容積が大きいほど、コイル抵抗の増加率は大きかった。コイル抵抗のデータを、塩化ナトリウム溶液の電気伝導率に回帰させた結果、Table 1 の 1 のごとくになった。また、生体等価濃度の溶液の電気伝導率

Fig. 1 Relation between electrical conductivity of the sample and coil resistance. Arrow: equivalent electrical conductivity values for human subjects. Sample solution: sodium chloride.

を測定した結果、 $0.55 \sim 1.05 \text{ Sm}^{-1}$ の範囲 (Fig. 1) にあった。

3.2 理論の検証

3.2.1 誘導損失性抵抗 (コイル抵抗)

サンプル半径におけるコイル抵抗の測定結果を Fig. 2 に示す。サンプルの電気伝導率が大きいほど、コイル抵抗の増加率が大きかった。サンプルの単位半径におけるコイル抵抗の増加率は、全身用コイルよりも頭部用コイルの方が大きかった。また filling factor (RF コイルの体積中に占めるサンプルの体積の割合) が 10% (頭部用コ

Table 1 Simple Regression for 1. sample conductivity, 2. inductive loss, 3. signal-to-noise ratio (SNR) and 4. human losses.

Studies	Relation	Parameter	Correlation coefficient (R)	R-squared	t-value	Durbin-Watson test
1. Sample conductivity	Coil resistance and conductivity	5 dm ³	0.96	0.93	7.97	1.660
		10 dm ³	0.99	0.98	16.17	1.144
2. Inductive loss (sample=0.8 Sm ⁻¹)	Coil resistance and sample radius ⁵	Head coil	1.00	1.00	19.58	2.474
		Body coil	0.97	0.95	5.91	2.406
3. SNR (sample=0.8 Sm ⁻¹)	SNR ² and sample radius ⁻⁵	Head coil	0.90	0.82	2.11	2.993
		Body coil	0.95	0.91	3.10	2.990
4a. Human losses for head coil	Coil resistance and sample radius ⁵	Head	0.90	0.80	16.73	1.984
		Neck	0.80	0.64	5.02	1.028
		Knee	0.80	0.64	2.00	1.249
4b. Human losses for body coil	Coil resistance and sample radius ⁵	Chest	0.82	0.68	3.54	2.546
		Abdomen	0.81	0.66	2.98	2.060
		Pelvis	0.86	0.73	7.20	2.557

Fig. 2 Relation among sample radius, filling factor and coil resistance for a) head coil and b) body coil. Sample solution: three different electrical conductivities 0.8, 0.3, 0.1 Sm^{-1} copper sulfate.

Fig. 3 Relation among sample radius, filling factor and signal-to-noise ratio for a) head coil and b) body coil. Sample solution: copper sulfate (three different electrical conductivities 0.8, 0.3, 0.1 Sm^{-1}).

イル…サンプル半径56 mm, 全身用コイル…サンプル半径98 mm)まで, 両コイルにおいてコイル抵抗の増加率に大きな差を認めず, 10%を越えると頭部用コイルの方が大きくなった. コイル抵抗のデータをサンプルの半径の5乗に回帰した結果, Table 1の2のごとくになった.

3.2.2 SN比

サンプル半径における画像SN比の測定結果を **Fig. 3**に示す. サンプルが小径なほど, 画像SN比は高く, 頭部用コイルと全身用コイルの画像SN比の差が大きかった. サンプル半径の増加に伴うSN比の低下の割合は, 頭部用コイルの方が大きかった. 画像SN比のデータの2乗を, サンプル半径の-5乗に回帰した結果,

Head coil

Fig. 4 Standard curve for human losses with a head coil. Values for human loss are displayed in relation to coil resistance and quality factor values along with measurements for the effective sample radius and area. Respective measurements for the head, neck and knee are provided.

Body coil

Fig. 5 Standard curve for human losses with a body coil. Respective measurements for the chest, abdomen and pelvis are provided.

Table 1の3のごとくになった.

3.3 臨床適応

臨床画像をモニタして得たデータに, 理論を適応させて求めた損失値の標準曲線 (各部位における実効半径とコイル抵抗の関係)を **Fig. 4**ならびに **Fig. 5**に示す. 頭部用コイルの場合 (**Fig. 4**), 臨床データは無負荷時のコイル抵抗の1.1倍から2倍の範囲に存在した. コイルの抵抗値および実効半径における抵抗値の増加率は, 頸部, 膝部に比較して頭部が最も小さくなった.

全身用コイルの場合 (**Fig. 5**), 臨床データは無負荷時のコイル抵抗の1.2倍から4倍の範囲に存在した. コイル

の抵抗値は腹部が最も大きく、以下胸部、骨盤部の順であった。また実効半径におけるコイルの抵抗の増加率は胸部が最も大きく、腹部と骨盤部は同等であった。

実効半径におけるコイル抵抗のばらつきは、頭部が最も小さかったが(標準誤差0.06)、その他の部位においても、頭部と顕著な差は認められなかった (Table 1.4a, 1.4b)。

4. 考 察

4.1 実験系

4.1.1 実験条件

今回の実験において対象としたサンプル損失は、伝導性サンプルに生じた渦電流による誘導損失性抵抗(磁気損失性抵抗)である。コイル中サンプルによるコイル抵抗の増加は、直接誘導損失の増加を示している。生体の損失には、誘導損失の他にコイルの電場との結合による誘電性の損失¹⁾がある。しかし被検体の大きさと損失の関係の実験には、誘電損失が直接関係なく、誘電損失が誘導損失に比較してわずかで無視できうる^{1,2)}という観点から取り上げなかった。ただし磁場強度が一層高い場合、誘電損失ならびに RF 磁場浸透性の影響³⁾も問題となるので、含めて検討する必要があると考える。

予備測定においては、人体等価の電気伝導率を求めるために塩化ナトリウム溶液を使用した。しかし、理論の検証実験の SN 比測定においては、塩化ナトリウム溶液の T1 が延長しすぎて NEMA Standards の条件⁴⁾を満足しない。よって理論の検証の実験では、NEMA Standards を満足させる一定の T1 値を得るために、硫酸銅溶液に硫酸を加えて電気伝導率の調整を行なって測定した。

4.1.2 理論の検証

実験の全項目において、決定係数が0.8以上であり、また t 値が2以上、ダービンワトソン統計量⁵⁾が1以上3以下であった (Table 1.1, 1.2, 1.3)。回帰係数の統計的な有意性を測るのが t 値(回帰係数/標準誤差)であり、一般に t 値が2以上で回帰係数が有意であるとみなすことができる。またダービンワトソン統計量は回帰分析の残差の自己相関の度合を測り、2に近い値ほど残差に自己相関がないといえる。これより、磁場強度0.5 T の MRI においても、誘導損失がサンプル半径の5乗およびサンプルの電気伝導率に比例し、画像 SN 比の2乗がサンプル半径の5乗に反比例することが判明した。

4.1.3 受信感度の上限および下限

サンプル径および RF コイル径の受信感度への寄与について以下に述べる。人体と等価電気伝導率のサンプル

において、全損失中に占める誘導損失の割合は、Fig. 6 のごとくなる。Rm は誘導損失、Rc は RF コイル自体の損失を示し、誘導損失の占める割合は、 $(R_m / (R_m + R_c)) \times 100 (\%)$ から算出した。両コイルを同一サンプル半径において比較するなら、相対的に filling factor が大きくなる頭部用コイルの方が誘導損失の占める割合は大きく、半径の増加に伴ってその差は一層広がる。よって RF コイル径の小さい頭部用コイルの方が、誘導損失の影響が大きいことが判明した。一方、両コイルを同一 filling factor において比較するなら、filling factor 10% (頭部用コイルのサンプル半径56 mm, 全身用コイルのサンプル半径98 mm) 以下の場合、誘導損失の占める割合は両コイルともに小さい(頭部用コイル7%, 全身用コイル15%)。この場合、画像 SN 比はコイルに大きく依存するため、小径である頭部用コイルの方が約3倍優れていた (Fig. 3)。しかし、サンプル半径が増加して filling factor が60%以上になると、RF コイル自体の損失よりもサンプルの損失が主となる (Fig. 2)。その結果、頭部用コイルと全身用コイルの画像 SN 比の差が45%以下になった (Fig. 3)。このことは、コイル中に伝導性サンプルがない場合に、コイルの性能に依存する受信感度の上限と、コイルにサンプルが充満している場合に、サンプルに依存する受信感度の下限が存在することを意味している。

4.2 臨 床

4.2.1 臨床適用

各部位60個の臨床データにおいて、実験系と同様にコイル抵抗を実効半径の5乗の上に回帰させた。その結果、

Fig. 6 Proportional inductive loss for head coil and body coil. Solid line: functionally usable range. Rm: magnetic resistance (inductive loss). Rc: resistance of the RF coil itself (coil loss). Sample: 0.8 Sm^{-1} copper sulfate solution.

MR 画像において伝導性サンプルの受信感度に与える影響 (宮地・他)

全部位とも、相関係数が0.8以上、t 値が2 以上、ダービンワトソン統計量が1 以上3 以下 (Table 1.4a, 1.4b) であったので、推定した回帰式は統計的に優位であり、理論は生体においても適用可能であるといえる。この部位別の回帰式を、Fig. 4, Fig. 5 に示す人体の損失の標準曲線とした。たしかに、生体と実験サンプルの半径が同一な場合でも、人体の形状、組成等の不確定要素のために、誘導損失の値は生体と実験サンプルの間で一致しないが、しかし両者共、同一の関数において誘導損失を表現できることが判明した。

4.2.2 誘導損失の部位別特徴

人体の損失の標準曲線において、誘導損失の値および増加率が各部位ならびに RF コイルによって特徴的であることが判明した。頭部用コイルにおいて、損失値ならびに損失の増加率は、頭部よりも頸部および膝部の方が大きい (Fig. 4)。これは頭部よりも頸部および膝部の方が、脂肪組織がはるかに多いために、RF コイルとのカップリングがより強くなるからであると考えられる。全身用コイルにおいては、部位による損失の差は頭部用コイルほどなかったが、結果に示したように損失および損失の増加率が、部位によって特徴的であることが判明した (Fig. 5)。

このように誘導損失が部位によって異なり、実験で使用了人体等価サンプルと一致しない場合があったが、臨床結果を逆に実験系に還元すれば、電氣的に人体の各部位に相当するファントムの作製も可能となる。

4.2.3 コイルパラメータの設定

各部位の損失値の算出結果を応用して、実用的なコイルパラメータの設定を行なった。RF コイルの自動チューニング機構は以下のごとくである。コイル周波数、電圧、共振曲線のスパンをシンセサイザでモニタし、ステップモータによって可変コンデンサのチューニング容量とマッチング容量を一定の比率を持たせながら段階的に調律方向に向けて変化させる。そしてコイル周波数が共振周波数の10 kHz 以内で電圧のレスポンスが28 dB (200 mV) 以下になった場合に、自動チューニング完了としている。これまではチューニング容量、マッチング容量の初期値は、コイルごとに一定値としていた。部位およびその寸法によってコイル負荷が初期値と大きく異なる場合、自動チューニングに時間を要し、まれに自動チューニングが不能になる。そこで実験で得たデータから、頭部用コイルにおいて無負荷時の約1.2倍、1.5倍、2.0倍の負荷、全身用コイルにおいて無負荷時の約1.3倍、2.6倍、3.8倍の負荷に見合ったチューニング容量および

マッチング容量を初期値として各々設定した。スキャン前に損失の標準曲線 (Fig. 4, Fig. 5) を参照し、目的部位およびその寸法に合わせてチューニング容量とマッチング容量の初期値 (各コイル3 種類) を選択するようにした結果、自動チューニングが迅速化された。

4.2.4 画質管理

コイル自体の損失 R_c と誘導損失 R_m から得る誘導損失の増加率は、次に示すようにコイル自体の Q (Q_e) とコイル中にサンプルが伴った場合の Q (Q_l) の比から簡便に求められる。

5 式よりサンプルの負荷がある場合は、

$$R_c + R_m = \frac{1}{\nu l C_l Q_l} \quad \text{.....(6)}$$

またサンプルがコイル中になくはない場合は、

$$R_c = \frac{1}{\nu e C_e Q_e} \quad \text{.....(7)}$$

6 式および7 式より

$$\frac{R_c + R_m}{R_c} = \frac{\nu e C_e Q_e}{\nu l C_l Q_l} \quad \text{.....(8)}$$

通常 $\nu e C_e \approx \nu l C_l$ となるから誘導損失の増加率は、

$$\frac{R_c + R_m}{R_c} = \frac{Q_e}{Q_l} \quad \text{.....(9)}$$

したがって臨床画像において Q を観察すれば、誘導損失をおおよそ把握可能であり、損失の標準曲線には Q も付随して表示した (Fig. 4, Fig. 5)。ただし、RF シールド材を使用する⁷⁾など、金属が人体に装着されている場合は、誘電損失も関係^{1,2)}するので、 Q だけで誘導損失を評価するのは危険である。

実際に、損失の標準曲線の Q によって臨床画像の画質管理を行なった例を示す。使用している MRI 装置はスキャンごとに Q 等のモニタが可能であり、画像データに付随させることができる。臨床において雑音が目立つ画像 (頭部) が出現したので、スキャンデータを確認すると Q が155であった。被検者の頭部の実効半径は約90 mm であったので、 Q の標準値は損失の標準曲線 (Fig. 4) から222となり、明らかに Q の標準値より低い値を示した。被検者は約3 箇月ごとに経過観察していたために Q の比較が容易であり、 Q が低いのは被検体に起因するものでないことが明白となった (Fig. 7)。Fig. 7 に示すように、正常な場合は Q が標準値の5 %有意水準内にあるが、矢印で示した異常時は有意水準から大きく離れていた。原因を調べた結果、コンデンサがリークしていたためであった。

画質管理は一定のファントムをスキャンして行なうの

Fig. 7 Shifts in the coil quality factor for the head of the same patient. Dotted line indicates typical value and 95% confidence intervals for the effective sample radius. Arrow: the case of condenser leaking.

が最も望ましいが、ファントムを使用して検査ごとに画質を確認するのは現実的に非常に困難である。しかし上記のように人体の損失を把握した後で、臨床においてQをモニタしていれば、画質が低下した場合等に原因を検索するための一手段となりうる事が判明した。

5. 結 論

0.5 T-MRI の実験系において、誘導損失はサンプル半径の5乗およびサンプルの電気伝導率に比例し、画像SN比の2乗はサンプル半径の5乗に反比例しており、理論式と一致する。また誘導損失の占める割合から、各コイルにおける受信感度の上限および下限の算出が可能である。

実験系の理論は、臨床においても適応可能である。誘

導損失は部位によって特徴的であり、人体の各部位における誘導損失の算出によって、実用的なコイルパラメータの設定および画質管理が可能である。

本論文の要旨は日本放射線技術学会第17回秋季学術大会にて報告した。

文 献

- 1) D.I. Hoult, Paul C. Lauterbur.: The Sensitivity of Zeugmatographic Experiment Involving Human Samples., J. Magnetic Resonance, 34, 425-433, (1979).
- 2) C. Leon Partain, Ronald R. Price, James A Patton, et al.: Magnetic Resonance Imaging, 2, 1183-1200, W.B. Saunders Company, Philadelphia, (1988).
- 3) R.M. Dowben.: General physiology. 358, Harper & Row, New York, (1969).
- 4) National Electrical Manufacturers Association: Determination of Signal-Noise Ratio in Diagnostic Magnetic Resonance Images., NEMA Standard Publication, MS 1, (1989).
- 5) P.A. Bottomley, E.R. Andrew.: RF Magnetic Field Penetration, Phase Shift and Power Dissipation in Biological Tissue: Implications for NMR Imaging., Phys. Med. Biol., 23, 630-643, Great Britain, (1978).
- 6) 岩田曉一, 木下宗七: テキストブック統計学, p. 234-238, 有斐閣ブックス, 東京, (1989).
- 7) 宮地利明, 八神祐司, 荒木克巳, 他: Aliasing artifact の除去について (RF シールド材の利用法及び適応範囲の検討). 日放技学誌, 44 (8), 1045, (1988).