

# MRIを用いた誘電率と導電率のイメージング

## – Imaging of electric permittivity and conductivity using MRI–

学生証番号 66214 氏名 多田羅 智史  
(指導教員 大崎 博之 教授)

Key Words : magnetic resonance imaging, electric permittivity electric conductivity.

### 1. 緒言

生体を含む系を対象とする電磁場解析を行うためには、その個体または臓器のインピーダンス分布を知る必要がある。本研究では、MRI(magnetic resonance imaging)を用いて、誘電率と導電率の空間的な分布を測定する手法を提案する。はじめに数値解析を行い、誤差が小さくなるような測定条件を調べるために、主磁場の強度や、RFコイルの磁場強度を変化させた。続いて実験により、数値解析との整合性の検討や、RF電流を加える回路の形状等の測定条件を変えて誤差の原因を明らかにすることで、本手法の特徴および課題を考察する。

### 2. 測定原理

プロトンが静磁場中に置かれた時に、そのプロトンは、静磁場の磁束密度 $B_0$ によって決まる特定の角周波数 $\omega_0$ の電磁波を吸収して、励起状態となり、電磁波の照射を止めると同じ周波数の電磁波を放出して安定状態に戻る。MRIは、その時の信号をコイルで検出し、画像化する。

Fig.1(a)に示すように、提案手法では、従来のMRIと同様にRF(radio frequency)コイルから磁場を加えるのと別に、RF送信器を新たに導入し、測定試料の表面に貼り付けた電極から磁気共鳴周波数(本実験で使用する主磁場4.7Tの装置では200MHz)の交流電流を流して、測定試料内部に交流磁場を発生させる。

パルスシーケンスのFig.1(b)の点線で囲んだ部分が本手法に固有の動作であり、それ以外は通常のMRIと変わらない。固有の動作では、RFコイルの電流と試料に流す電流との位相差を0度および90度に調整する<sup>(1)</sup>。これらの画像の画素値を $\theta_0$ および $\theta_{\pi/2}$ として、ピクセル毎の画像演算により、 $-\nabla^2(\theta_x - i\theta_y) / (\theta_x - i\theta_y)$ の画像を生成する。この画像の実数部を $\omega^2 \mu_0$ で割ると誘電率の画像が得られ、虚数部を $\omega \mu_0$ で割ると導電率の画像が得られる。

提案手法が成立するための前提条件として、RFコイルの磁場分布は均一であるということと、RF送信

器(A)とRF送信器(B)は独立に動作し、測定試料へRF電流を加える回路とRFコイルが相互に干渉しないということがある。さらに、RF電流による磁場がRFコイルの磁場に比べて十分小さくなければならない。

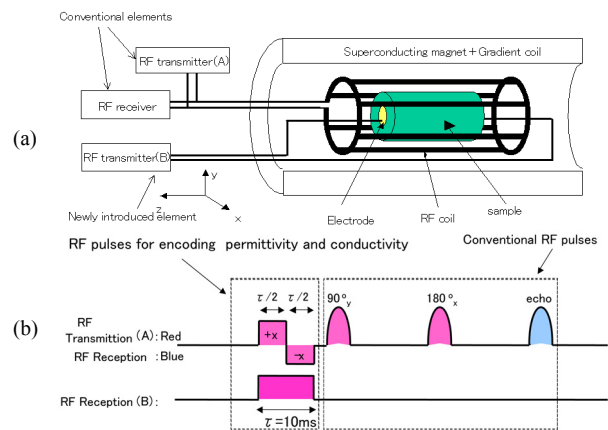


Fig.1 (a)Experimental setup for imaging of permittivity and conductivity. (b)Operational diagram of RF transmitter and receiver.

### 3. 数値解析による検証

Fig.2に今回行った数値解析のモデルを示す。溶液中に、紙面を貫く方向に電流を流した場合を考えた。RFコイルの電流に由来する試料内の磁場分布と試料へ加えられたRF電流に由来する試料内の磁場分布を求める際には、電磁場の波動方程式を用いた。また、パルスシーケンスに従って、プロトンが発生する信号を予測する際には、ブロッホ方程式を用いた<sup>(2)</sup>。

Fig.3に提案手法で計算された誘電率分布と導電率分布を示す。MRI装置の主磁場が1.5Tと4.7Tの場合について計算を行った。計算結果は、設定した比誘電率77、導電率0.1 S/mに近い値になっている。また、1.5Tの場合よりも4.7Tの場合の方が誤差が大きくなった。提案するインピーダンス解析アルゴリズムでは、RFコイルから発生する磁場が被測定体内で均一であるという近似を用いているが、主磁場が強くなるとRF磁場の波長が短くなり、不均一になるため、

その近似に伴う誤差が無視できなくなるためと考えている。

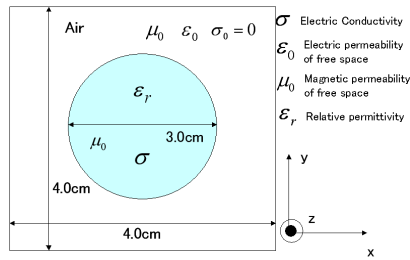


Fig.2 Two-dimensional cylindrical sample model for numerical analyses.

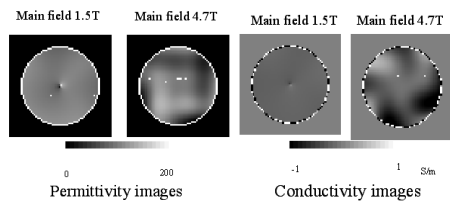


Fig.3 Effect of the main static magnetic field strength on the estimated permittivity and conductivity.

試料へのRF電流に由来する磁場強度を一定にして、RFコイルの電流による磁場強度を変化させることで、RFコイルの磁場強度と試料へのRF電流に由来する磁場強度の比を変えた。その結果をFig.4に示す。ここでは、比誘電率40、導電率0.14と設定した。

①Magnetic field Strength of RF coil	Flip angle = 720°	Flip angle = 360°	Flip angle = 180°
②Strength of magnetic field RF current applied to sample	Flip angle = 23°		
② ÷ ①	1/31	1/16	1/8
Obtained images			

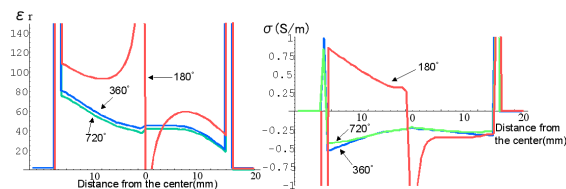


Fig.4 Dependence of the error on the ratio between magnetic field strength of RF coil and strength of magnetic field due to RF current applied to the sample.

Fig.4を見ると、②÷①が、1/10以上になると、急に誤差が大きくなっている。よって、RFコイルの電流による磁場強度に対して、RF電流による磁場強度の比を1/10以上に設定する必要があるということが分かった。

#### 4. 実験による検証

Fig.5に実験で使った測定物の概略を示す。アクリルパイプの中に0.9%NaCl水溶液30%、エタノール70%を満たした。測定には静磁場4.7TのMRI装置を使用し、RFコイルは長さ32cm、内径14cmのバードケージ型とした。

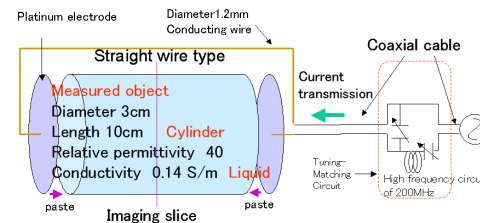


Fig.5 Schematic of the sample for experiments.

リターン導線とRFコイルとの干渉は重要な要素であるので、リターン導線とRFコイルの距離を変化させてみて、どのような誘電率と導電率画像が得られるのか評価してみた。Fig.6にリターン導線と測定試料の距離を変化させた時の結果を示す。リターン導線とRFコイルの距離を近づけると、誤差が大きくなった。測定試料のリターン導線とRFコイルの相互影響が大きいと考えられる。

RF coil	Birdcage Length 32cm Bore 14cm	
Distance between center of the sample and return conducting wire	35mm Straight wire type	45mm Straight wire type
Magnetic field of RF coil	Flip angle = 180°	
Strength of magnetic field due to RF current applied to sample	Flip angle = 90°	
Obtained images		
Results (near the center)	Permittivity 20~50 Conductivity 1~5	Permittivity approximately 2500 Conductivity 0~40

Fig.6 Dependence of the estimated permittivity and conductivity on the distance between return conducting wire and sample.

#### 5. 結言

MRIを使った誘電率の測定は、本研究で初めて実現した。この手法は、インピーダンストモグラフィなどの従来技術に比べて、高分解能であり、また、測定物への侵襲も無い。数値解析と実験によって誘電率と導電率の測定原理検証ができた。また、誤差要因について明らかにすることができた。今後、さらに、誤差を減らす工夫が必要である。

#### 文 献

- (1)GC.Scott,M.L.G.Joy,R.L.Armstrong,and R.M.Henkelman IEEE Transactions on Medical Imaging,Vol.14 No.3,515-524(1995)
- (2)M.Sekino H.Mihara N.Iriguchi S.Ueno Journal of Applied Physics 97,10R303(2005)