

2. 導電率イメージングの手法と臨床応用に向けた展望

関野 正樹 東京大学大学院工学系研究科電気系工学専攻

MRI装置の高磁場化は、基礎研究用機、臨床機共に進んでおり、それによって信号対雑音比(SNR)の向上やスペクトルの高分解能化などの大きなメリットが得られている。一方、高磁場化に伴う技術的な課題の一つはSARの増加である。SARは、

$$SAR = \frac{\sigma E^2}{\rho}$$

の式で与えられ、 σ は導電率、 E は電場、 ρ は組織の密度である。高磁場装置では、図1に示すように、磁気共鳴周波数が高くなるためにRF波の波長が短縮され、その結果として電場 E の不均一が増してhot spotが生じやすいことに留意する必要がある¹⁾。さらに近年では、波長の短縮によって生じる信号の不均一を補正するために、送信コイルの並列化が行われるようになった。このような装置では、複数台のRFアンテナから同時に送信を行うため、SARの増加はさらに顕著になっている。したがって、高磁場装置において安全に撮像を行うためには、SARの大きさや分布を精密に評価することが求められている。ここで、上式が示すようにSARは導電率 σ に依存し、導電率は脳や筋肉などの組織によって異なる値をとる。頭部や身体各部位の形状には個人差があるため、導電率の分布にも個人差が生じることになり、それぞれの被検者に対してSARを精密に評価するためには導電率のイメージングが必要となる。

生体内の電磁場の分布は、一般に導電率分布の影響を受ける。MRIのほかにも、電気や磁気による生体の刺激や、電磁場を用いた温熱療法などにおいて電磁場の分布を求めるためには、数値解析が必要

である。これまでは、平均的な体型を有する数値人体モデルを使って、各組織に導電率を割り当て、電磁場の分布の解析が行われてきたが、電磁場を用いた診断や治療を個々の患者に合わせた形で行うためには、患者の導電率のイメージングを行う手法が求められる。

以上のような臨床のニーズに応えることを目的として、MRIによる導電率イメージングの研究開発が進められてきた。本稿では、導電率イメージングの原理を、具体的な事例とともに紹介する。

導電率イメージングの手法

導電率の分布を測定する技術としては、MRIを使うもののほかにも、インピーダンストモグラフィやマイクロ波トモグラフィなどが知られている。これらの手法は、体の表面(付近)に置いた電極やアンテナを使って、電流や電磁波を印加した

時に形成される電磁場の分布を測定するものである。体表(付近)での電磁場の測定結果から逆問題を解くことによって、体内の導電率の分布が得られ、実用的な空間分解能は数cmである。これらに対して、MRIを使うことの利点は、ほかの技術では得られない高い空間分解能を達成できる点にある。MRIは磁場に対して感度を有しており、生体内に生じる磁場をマッピングすることができる。磁場の分布に対して、電磁気学の諸法則を適用することによって、導電率の分布や、それに関係する誘電率、電場、電流などを求めることが可能となる。

生体組織の導電率は、およそ $10^{-2} \sim 10^0$ S/mの範囲にある。生体組織の導電率に特有の特徴として、周波数依存性と異方性がある。生体組織における電気伝導は、イオンのドリフト、細胞膜の静電容量、極性分子の回転などの複数の機構によっており、それぞれの寄与は周波数によって異なるため、周波数依存性が生

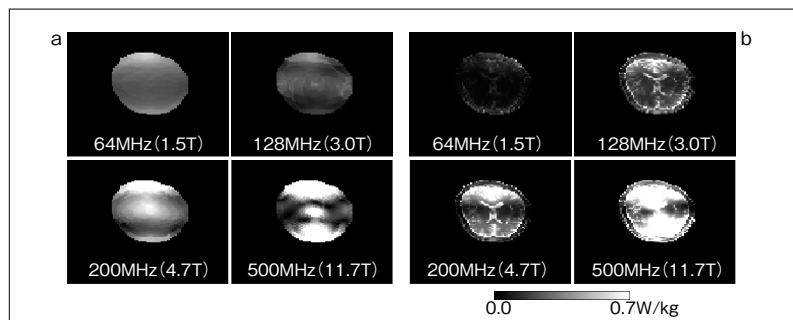


図1 超高磁場MRIにおけるSARの増大と不均一

1.5~11.7Tにおける信号強度(a)およびSAR(b)のシミュレーション結果を比較すると、主磁場が強くなるほど波長が短縮するため、信号不均一が増加し、さらにRF磁場の時間変化率が増加するので、SARの大きさと不均一が増大する。(参考文献1)より引用転載)