

1. SARとB₁+RMS黒田 輝 東海大学大学院工学研究科情報理工学専攻/
千葉大学フロンティア医工学センターB₁+RMS1. B₁+RMSとは

RF磁界の磁束密度ベクトルB₁は、対象核（臨床ではほぼ水素原子¹Hの原子核）の共鳴周波数と同じ帯域で、静磁界B₀に垂直な平面において直線的な変化（直線偏波）、または回転（円偏波）をするように印加される。デバイス埋め込み患者の検査では、ほとんどの場合、全身または頭部用のボリュームコイルの使用が条件とされ、これらのコイルではB₁が円偏波である。回転磁界では、時計回りの磁界成分だけが励起に寄与する。この成分をB₁₊と表して、反時計回りの励起に寄与しない成分B₁₋と区別する^{4), 5)}。B₁+RMSとはこのB₁₊の2乗の時間平均の平方根（root mean square）である。全身あるいは頭部用のボリュームコイルではB₁₊が95%以上を占めており、発熱の評価においてB₁₋の影響は無視して差し支えない¹⁾。一方、リニア励起を利用するサーフェスコイルなどではB_{1-RMS}による発熱が無視できない。

2. B₁+RMSの決め方

IEC規格におけるB₁+RMSの定義は、RF送信コイルの実効的な中心における、パルスシーケンス動作中の任意の10秒間の平均の最大値の予測値である。

デバイス埋め込み患者のMRI検査における安全性において、最も重要かつ評価の困難な要因の一つはRF磁界による発熱^{1), 2)}である。発熱の指標として、従来は主として組織における比吸収率（specific absorption rate : SAR）が利用され、これが撮像条件として記載されてきた。しかし、一般に、MRI装置のコンソールに表示されるSARの値はRFアンプ出力電力から算出され、実際に組織に吸収されるエネルギーより大きな値として示される。このため、組織における発熱を過大評価することになり、検査に必要なRF磁界の強さ、印加時間およびデューティサイクルが低めに制限されるという問題があった。発熱を適切に評価して安全性を担保しつつ、検査に有効な条件を明らかにするには、SARよりも直接的にRF磁界を評価する指標が必要である。このため使われるようになったのが、有効RF磁界の磁束密度ベクトルの振幅（B₁₊）の一定時間内の平均値、B₁+RMSである。

本稿では、SARならびにB₁+RMSを解説するとともに、両者の関係を明らかにし、デバイス埋め込み患者の検査安全性を適切に評価するための要点を述べる。

SAR

例えば、ファントムにおいて温度上昇を実測すれば、SARは

$$SAR = C \frac{dT}{dt} \dots\dots\dots (1)$$

という形で定量できる²⁾。ここに、Cはファ

ントム材料の熱容量 [J/(kg・℃)], Tは温度(℃), tは時間(s)である。しかしながら、人体を対象とした場合にはこのような測定は行えないため、近似的方法が必要となる。詳細はMRI装置メーカーによって異なるが、おおむね以下のような方法で算出された全身平均SARがコンソールに表示される。

$$SAR_{whole\ body\ averaged} = \frac{P_T - P_R}{M_I} \dots\dots (2)$$

ここに、P_TはRF送信アンプ出力端で測定した送信電力、P_Rは同出力端で測定した反射電力、M_Iは被検者体重の入力値である。こうして求められたSARには、送電線やコイルにおける電力損失、体表での電磁波の散乱などを考慮していないため、これら損失を被った後に体内に入射して発熱の原因となる電力よりも高い値を示す。さらに、この全身平均SARの2倍の値といった形で、全身最大SAR（全身における空間的に最大のSAR）の表示が行われる。

このように、コンソールに表示されるSARは粗い近似であり、体内での発熱に寄与する電力を過大評価したものとなっている。デバイス装着患者の検査において、コンソールに表示されるSARだけを指標に撮像条件を決定すると、安全ではあるが、診断上十分な画像が得られないことがある。この問題を解決するために、最新の国際電気標準会議（以下、IEC）規格においてはB₁+RMSなるものをコンソールに表示することがMRI装置に要求されるようになった³⁾。