

MRI 検査における高周波被曝に関する検討 — 頭部 SAR 測定法とその評価について —

山田雅之^{1,2}, 杉江雅己³, 木下一男², 安野泰史⁴,
片田和廣⁴, 古賀佑彦¹

¹藤田保健衛生大学医学部放射線医学教室 ²藤田保健衛生大学病院放射線部
³島津製作所医用機器事業部技術部 ⁴藤田保健衛生大学衛生学部診療放射線技術学科

はじめに

近年, MRI 装置の急速な技術的進歩に伴い, 様々な高速撮像法が使用されるようになり, 臨床の有用性が増している一方で, その高周波被曝に対する関心が高まりつつある。

現在, わが国における MRI 装置の安全指針は, 1988 年に米国の Food and Drug Administration (FDA) から示された Guidance for Content and Review of a Magnetic Resonance Diagnostic Device 510(k) Application (FDA 指針) に準拠しており, 最大静磁場, 変動磁場, 高周波電力の吸収および騒音強度等が規制されている^{1),2)}。

指針では, 高周波被曝の指標である specific absorption rate (SAR) を, 撮像に使用するコイルの Q 値から算出し^{2),3)}, 安全基準値としての上限值を定めている。

しかし, 1995 年に International Electrotechnical Commission (IEC) から示された新しい安全指針 International Standard 601-2-33 (IEC 規格) では, 高周波被曝に関して FDA 指針とは異なる SAR 測定法と安全基準値が示された⁴⁾ (Table 1)。すでにわが国においても,

この新しい安全指針の採用に向けた検討が進んでいるが⁵⁾, 臨床現場における高周波被曝の評価は報告されていない。

そこでわれわれは, 臨床用 MRI 装置の安全性に関する基礎研究の必要性から, 臨床における高周波被曝の評価を目的として, MRI 検査をモデルとした頭部の SAR を, 二つの指針の示す方法で測定し, 両者の比較検討を行った。

Table 1. Comparison between FDA¹⁾ and IEC⁴⁾ with Regard to SAR Limits

STANDARD	SAR Limits (W/kg)		
	Whole body	Head	Local tissue
FDA	0.4	3.2	8.0
IEC*	1.5**	3.0	8.0

FDA : Food and Drug Administration IEC : International Electrotechnical Commission SAR : Specific absorption rate

* Normal operating mode

** the room temperature $\leq 24^{\circ}\text{C}$, the relative humidity $\leq 60\%$

使用装置

MRI 装置は超電導型 1.5T (島津社製 MAG-NEX 150XP) および頭部撮像用マルチセグメ

キーワード SAR, RFradiation, Q-factor, pulse energy method, MRI

ント型 QD コイル（島津社製，固定チューニング方式，12 セグメント）を使用した。また，本装置における高周波の中心周波数は，64MHz (radio frequency wave : RF) とした。

測定器としては，ネットワークアナライザ (HEWLETT PACKARD 製 4195A) を使用した。

方 法

1) ファントム

成人頭部等負荷球状ファントム（球状ファントム）として，直径 14 cm, 16 cm, 18 cm の 3 種類のアクリル製球状容器を作製した。内容物は，高周波負荷を成人頭部とほぼ等価とするために，硫酸銅を塩化ナトリウム水溶液（0.4%）で希釈し⁶⁾，濃度は 2 mmol/l とした。各容器に充填したときの内容物重量は，各々 1.70 kg, 2.45kg, 3.30 kg であった。

IEC 規格の定める test object 1 には，塩化ニッケル水溶液ファントム（10 mmol/l, 直径 6 cm, 高さ 10 cm の円柱状）を使用し，球状ファントムを test object 2 とした。

2) 測定法

a) 頭部撮像法

撮像法は，頭部 MRI 検査をモデルとし，

spin echo (SE) 法は T₁ 強調画像 (T₁WI) として繰り返し時間 (TR)=500ms, flip angle=90°, スライス枚数=13, 高速 SE 法は T₂ 強調画像 (T₂WI) として TR=3500 ms, flip angle=90°, エコートレイン数=9, スライス枚数=14, プロトン密度画像 (PDWI) として TR=3500 ms, flip angle=90°, エコートレイン数=9, スライス枚数=14, および magnetization transfer contrast (MTC) のための off-resonance presaturation pulse (MT パルス) を併用した 3D gradient echo (GRE) 法は MR angiography (MRA) として TR=40 ms, flip angle=30°, スライス枚数=1 slab の各条件とした。(Table 2)。

b) FDA 指針に準じた頭部 SAR の測定

各撮像条件における頭部 SAR を，FDA 指針に準拠して次式によって求めた。

$$\text{SAR} = \{P_f \times [1 - (Q_l/Q_e)] \times D\} / m \quad \dots\dots(1)$$

ただし，P_f：発信コイルに与えられる高周波出力 (W), Q_l：負荷状態の発信コイルにおける Q 値, Q_e：無負荷状態の発信コイルにおける Q 値, D：デューティーサイクル, m：重量 (kg) である。

MRI 装置において各ファントム負荷時のフリップアングル補正を行い，その負荷特性を示

Table 2. The Pulse Sequences for Brain

Pulse Sequence	TR(ms)	FA(deg.)	N _{echo}	N _{slice}
SE(T ₁ WI)	500	90	1	13
FSE(T ₂ WI)	3500	90	9	14
FSE(PDWI)	3500	90	4	14
3D-GRE with MTC	40	30	1	1(slab)

SE : Spin echo T₁WI : T₁ weighted image FSE : Fast spin echo T₂WI : T₂ weighted image PDWI : Proton-density weighted image 3D-GRE with MTC : Gradient echo with off-resonance presaturation pulse for magnetization transfer contrast FA : Flip angle N_{echo} : Number of echoes N_{slice} : Number of slices

す 180°最大出力値 (RF out) を算出した。この値から、各撮像条件における高周波出力値 (Pf) を求めた。

Q 値の測定は、頭部撮像に使用している固定チューニング方式のマルチセグメント型 QD コイルの各セグメントの近傍に、電流方向と垂直になるような 12 か所を設定し、コイルの中心面 (B) とその両側 (A, C) の全 36 点において行った (Fig. 1)。測定装置としては、サーチコイル (直径 2 cm, 50 Ω) とサーチコイル支持回転台を自作して組合せ (Fig. 2)、ネットワークアナライザを用いたコイル感度の周波数特性から Q 値を求めた (Fig. 3)⁷⁾。無負荷時には 36 点の測定値を加算平均し、有負荷時は各ファントムの測定値の加算平均値と重量比から、それぞれの Q 値を算出した。

c) IEC 規格に準じた頭部 SAR の測定

IEC 規格では、パルスエネルギー法と呼ばれる測定法が定められている⁴⁾。この方法では、二つの test object の最大高周波電力の測定から下記の(2)式により SAR を算出する。

$$SAR = \{ [(Pf_2 - Pr_2 - Po_2) - (Pf_1 - Pr_1 - Po_1)] \times D \} / m \dots\dots (2)$$

ただし、Pf₂ : test object 2 負荷時に送信コ

イルに与えられる最大高周波電力 (W), Pr₂ : test object 2 負荷時に送信コイルから反射される最大高周波電力 (W), Po₂ : test object 2 負荷時にシステムの他の場所で吸収または消費される最大高周波電力 (W), Pf₁ : test object 1 負荷時に送信コイルに与えられる最大高周波電力 (W), Pr₁ : test object 1 負荷時に送信コイルから反射される最大高周波電力 (W), Po₁ : test object 1 負荷時にシステムの他の場所で吸収または消費される最大高周波電力 (W), D : デューティーサイクル, m : 重量 (kg) である。

なお、当院の装置では、(2)式における送信コイルからの反射および伝送線路系の損失の値が 10%未満であることから、それらを見出し、簡略化した下記の(3)式を用いて SAR 値を算出した。

$$SAR = [(Pf - Pc) \times D] / m \dots\dots (3)$$

ただし、Pf : test object 2 負荷時に送信コイルに与えられる最大高周波電力 (W), Pc : test object 1 負荷時のコイルにおいて消費される最大高周波電力 (W), D : デューティーサイクル, m : 重量 (kg) である。

c) 両指針による SAR 測定値の比較 それぞ

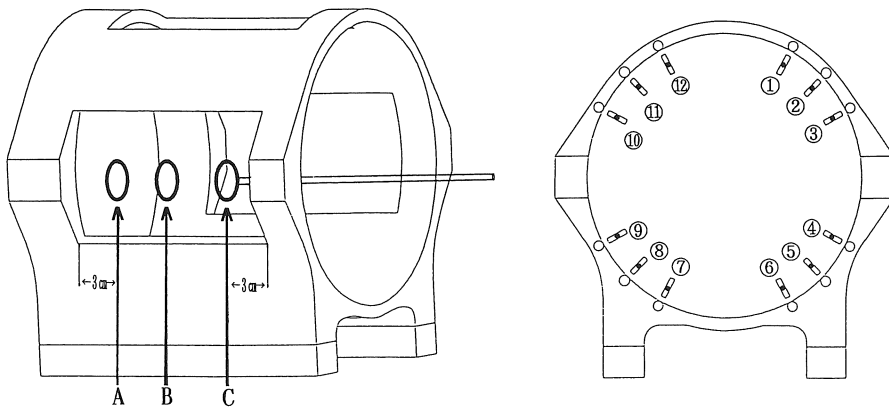


Fig. 1. The measurement points of the Q-factor in the head coil. The coil is a tuneless type QD coil and it has 12 segments. These points are decided in consideration of the segments.

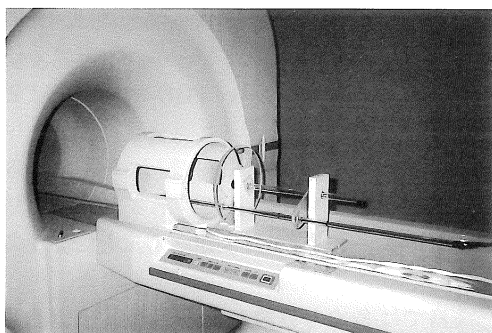


Fig. 2. This is a search coil and a support stand. These instruments are used for Q-factor measurement. The system can reproduce points of the measurement exactly.

れの方法により測定した SAR 測定値を比較検討するとともに、安全基準値とも対比した。

結 果

1) FDA 指針に準じた頭部 SAR の測定

無負荷時および各球状ファントム負荷時の RF out は、直径 14 cm では 34.6 W, 18 cm では 90.9 W と内容物重量が大きいほど高値を示し、Q 値については逆の傾向が認められた (Table 3). 各球状ファントムを頭部 MRI 検査の際のモデルとすると、最低値は高速 SE 法 (PDWI) による 14 cm 球状ファントムの撮像で、その SAR は 0.104 W/kg となった。また最高値を示したモデルは、MT パルスを併用した 3D GRE 法 (MRA) による 18 cm 球状ファントムの撮像で、その SAR は 0.921 W/kg であった (Table 4).

2) IEC 規格に準じた頭部 SAR の測定

パルスエネルギー法による測定においても、最も高値を示したモデルは、MT パルスを併用した 3D GRE 法 (MRA) による 18 cm 球状ファントムの撮像で、その SAR は 1.361 W/kg であった (Table 4).

3) 両指針による SAR 測定値の比較

SAR 測定値は、いずれの方法においても負

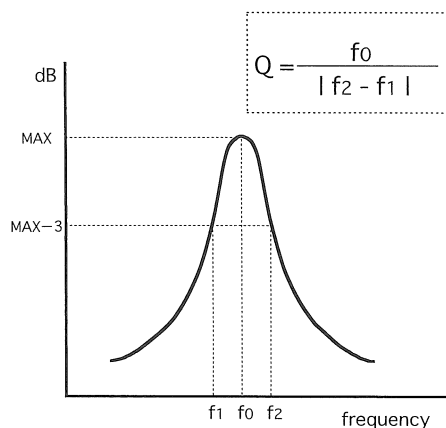


Fig. 3. This diagram gives an example of Q-factor measurement. The Q value is measured by frequency characteristics of a coil.

Table 3. The Measurements of RF Power and Q-factor

Phantom ϕ (cm)	Weight(kg)	RF out(W)	Q-factor
none	—	16.5*	93.90
14	1.70	34.6	65.29
16	2.45	54.8	51.17
18	3.30	90.9	41.96

RF out : 180° peak RF power (W)

* with test object 1

荷重量が大きいものほど、高値を示す傾向がみられた。また、SAR 測定値に関する両者の比較では、IEC 規格による測定値がすべて 1.4 倍以上の高値を示した。

安全基準値との対比では、FDA 指針に準じた頭部 SAR の測定で最高値を示した MT パルスを併用した 3D GRE 法 (MRA) においても、FDA 指針の定める安全基準値 (3.2 W/kg) を大きく下回った。また、パルスエネルギー法によっても IEC 規格の定める安全基準値 (3.0 W/kg) を下回った。

考 察

MRI 検査における高周波の照射は、生体に

においては主に温度上昇を引き起こし, Saunders らはその生物学的影響を組織または体温が 1°C 以上上昇したときに見られる反応と一致するとしている⁸⁾. さらに National Radiological Protection Board (NRPB) は, 頭部における脳のような一部の身体領域は, 局所的な温度上昇に対する感受性が極めて高いと報告している⁹⁾. Simunic らは, これらを前提に頭部高周波被曝の詳細な検討の必要性を指摘し, 頭部の解剖学的構造を考慮したモデルにより, 局所的加熱領域 (ホットスポット) の SAR とその温度上昇について検討を行っている¹⁰⁾.

しかしながら, 1985 年から 1995 年の 10 年間についてわれわれが検索したところでは, わが国で MRI 検査による頭部高周波被曝に関する報告はない. そこでわれわれは, 頭部 MRI 検査をモデルとした SAR の測定を行い, わが国の安全指針が準じる FDA 指針と 1995 年に示された IEC 規格による頭部高周波被曝の評価について比較検討するとともに, 安全基準値との対比も行ったのである.

本研究では, 基本的には FDA 指針および IEC 規格の, それぞれに異なる測定方法を用いて SAR の測定を行った. FDA 指針は, Bottomley ら^{3),13)}の測定法を採用しており, 撮像に使用するコイルの Q 値を測定する²⁾. 従来か

ら使われてきたリニアコイルの場合には, 比較的容易に Q 値の測定ができるが, 本研究で使用したマルチセグメント型 QD コイルでは測定が困難である. したがって, 複数の共振モード特性を各セグメント毎に分離して検出できるよう測定法を工夫する必要があった. Q 値測定結果から, 本研究では測定法の工夫により高い精度での測定が行えたものと判断した.

今日では多くの施設がマルチセグメント型 QD コイルを使用しているため, 従来の FDA 指針に準じた SAR の測定は困難となっている. 一方, IEC 規格では, Q 値測定の不必要なパルスエネルギー法による SAR 測定が定められており⁴⁾, 臨床現場において比較的容易に高周波被曝の検討を行うことが可能である.

両指針に定められた SAR 測定法は, 撮像時に人体以外の系で消費される高周波電力を, Q 値の比から間接的に算出するか, あるいは直接測定するかで異なるが, 前述の(1)式および(3)式から, その算出結果は理論的に等価になるはずである. しかし, 本研究においてはそれぞれの方法で測定した頭部 SAR に差異が認められた. この差異の傾向からみると, 固定チューニング方式の QD コイルについて, FDA 指針に準じた SAR の測定を行った場合, その測定値が過小に評価される可能性がある.

Table 4. The Result of SAR Measurements

Phantom ϕ (cm)	SAR (W/kg)							
	SE (T ₁ WI)		FSE (T ₂ WI)		FSE (PDWI)		3D-GRE with MTC (MRA)	
	FDA	IEC	FDA	IEC	FDA	IEC	FDA	IEC
14	0.175	0.299	0.212	0.363	0.104	0.179	0.347	0.640
16	0.287	0.441	0.348	0.534	0.171	0.263	0.615	0.943
18	0.431	0.636	0.522	0.771	0.257	0.380	0.921	1.361

SAR: Specific absorption rate SE: Spin echo T₁WI: T₁ weighted image FSE: Fast spin echo T₂WI: T₂ weighted image PDWI: Proton-density weighted image 3D-GRE with MTC: Gradient echo with off-resonance presaturation pulse for magnetization transfer contrast MRA: Magnetic resonance angiography FDA: Food and Drug Administration IEC: International Electrotechnical Commission

これは QD コイルが画質向上の目的から無負荷時の Q 値を意図的に低下させているためと推測できるが、この詳細については、さらに検討を行う必要があると考えている。いずれにせよ、両安全指針に定められた測定法の相違を十分に認識することが重要である。

頭部 SAR と眼の局所的な発熱との関連性について単純に計算した Athey の報告では¹¹⁾、頭部 SAR が 3 W/kg の高周波被曝による脳の温度上昇は、1°C未満にとどまることが予想されている。この報告から推測すると、モデルとした頭部 MRI 検査において脳の 1°C以上の温度上昇は起こらないと思われる。さらに Šimunić らの検討では、局所 SAR が 3.67 W/kg を示した顔面筋においても、その温度上昇は 0.36°Cにとどまったとしている¹⁰⁾。このことから、頭部高周波被曝で生じるホットスポットについても、その温度上昇は 1°C未満にとどまると考える。

MT パルスを併用した 3D GRE 法の場合、SAR が高値となる傾向が認められたが、これは Shellock ら²⁾の指摘と合致しており、今後新たに開発される撮像法に関してもさらに検討を行う必要があると考える。

本研究では、IEC 規格に準じて頭部 SAR の評価を行うために成人頭部等負荷球状ファントムを使用した。Šimunić らは、頭部高周波被曝の詳細な検討を行う場合、異なる成分で構成された頭部モデルを用いた評価が必要であるとしているが¹⁰⁾、両安全指針に定められた頭部 SAR は頭部全体の平均値であり^{2),4)}、均一物質で満たされた球状ファントムの使用は、本研究の目的から妥当であると考えた。

IEC 規格では、高周波被曝における全身 SAR と健康状態の変化に関する Schaefer の報告¹⁴⁾を根拠に、全身 SAR の上限値を 1.5 W/kg に緩和している⁴⁾。すでに瀬尾らにより、この安全基準値の大幅な緩和についての報告がなされているが⁵⁾、両指針における SAR 測定法の相違や他の部位における安全基準値の変更

については触れられていない。

したがって、本研究結果で明らかに認められた頭部 SAR 測定値の差異については、それらを改めて認識する上でもとくに重要と考えている。

結 語

臨床用 MRI 装置の安全性に関する基礎研究の必要性から臨床現場における高周波被曝の評価を目的として頭部 SAR の測定を行った。

その結果、高速 SE 法や MT パルスを併用した頭部 MRI 検査の高周波被曝においても、FDA 指針に準じたわが国の安全指針および IEC 規格が定める安全基準を十分に満たしていることが確認できた。

一方、両指針による SAR 測定値には、明らかに差異が認められた。われわれは、この差異が両指針に定められた SAR 測定法の相違を認識する上で、とくに重要と受けとめている。

文 献

- 1) 池平博夫, 館野之男: MR 装置の安全性に関する 1988 年 FDA 指針. 日磁医誌, 10: 203-205, 1990.
- 2) 厚生省薬務局医療機器開発課: 核磁気共鳴 CT 装置の承認申請に係わる臨床試験の取扱いについて. 薬務公報, 1517: 18-20, 1991.
- 3) Bottomley PA, Edelstein WA: Power deposition in whole-body NMR imaging. Med Phys, 8: 510-512, 1981.
- 4) International Electrotechnical Commission (IEC): Medical electrical equipment. part 2, Particular requirements for the safety of magnetic resonance equipment for medical diagnosis. International standard 601-2-33: 1995.
- 5) 瀬尾育式, 安達 泉, 宇野英明, 他: IEC 安全基準に関して. 日磁医誌, 15 (S): 139-140, 1995.
- 6) 財部 健: NMR 医学 基礎と臨床, 改訂 2 版, 日本磁気共鳴医学会編, 丸善, 東京, 1991, pp 491.

- 7) 山本悦治 : NMR 医学 基礎と臨床, 改訂2版, 日本磁気共鳴医学会編, 丸善, 東京, 1991, pp 106-109.
- 8) Saunders RD, Sienkiewicz ZJ, Kowalczyk CI : Biological effects of electromagnetic fields and radiation. *J Radiol Prot*, 11 : 27-42, 1991.
- 9) Documents of the NRPB: Board statement on clinical magnetic resonance diagnostic procedures. Vol. 2, No. 1, National Radiological Protection Board, Chilton, 1991.
- 10) Šimunić D, Wach P, Renhart W, Stolloberger R : Spatial distribution of high-frequency electromagnetic energy in human head during MRI. Numerical results and measurements. *IEEE Trans Biomed Eng*, 43 : 88-94, 1996.
- 11) Athey TW : A model of the temperature rise in the head due to magnetic resonance imaging procedures. *Magn Reson Med*, 9 : 177-184, 1989.
- 12) Shellock FG, Kanal E : Magnetic Resonance bioeffects, safety, and patient management., Raven Press, New York, 1994, pp 37-38.
- 13) Bottomley PA, Roemer PB : Homogeneous tissue model estimates of RF power deposition in human NMR studies. : ed. by Magin RL, Liburdy RP, Persson B : Biological effects and safety aspects of nuclear magnetic resonance imaging and spectroscopy. : *Annals of the New York Academy of Sciences*, 649 : 144-159, 1992.
- 14) Schaefer DJ : Dosimetry and effects of MR exposure to RF and switched magnetic fields. : ed. by Magin RL, Liburdy RP, Persson B : Biological effects and safety aspects of nuclear magnetic resonance imaging and spectroscopy. : *Annals of the New York Academy of Sciences*, 649 : 225-236, 1991.

**A Study of the Exposure of Subjects to RF Radiation during MRI Examinations
—Measurement of the SAR of Head Parts and the Evaluation
of the Measured Values—**

Masayuki YAMADA^{1,2}, Masami SUGIE³, Kazuo KINOSHITA²,
Hirofumi ANNO⁴, Kazuhiro KATADA⁴, Sukehiko KOGA¹

*¹Department of Radiology, Fujita Health University, School of Medicine
1-98 Dengakugakubo, Kutsukake-cho, Toyoake-city, Aichi 470-11*

²Radiological Division, Fujita Health University Hospital

³R & D Department, MRI Medical Systems Division, Shimadzu Corporation

⁴Faculty of Radiological Technology, Fujita Health University, School of Health Sciences

Recently, as the fast spin echo technique has become prevailing among all the techniques in this line, there has been an increasing interest in the exposure of subjects to radiofrequency (RF) radiation during magnetic resonance imaging (MRI) examinations. On the other hand, there have been no reports about the safety of the MRI examination in Japan. For this reason, in this study, the authors aimed to evaluate the extent of the exposure of subjects to RF radiation during MRI examinations, and measured the specific absorption rate (SAR) of spherical phantoms, which assumed to be adult heads, by using the procedures set forth in two safety guidelines respectively: the 1988 Guideline of the Food and Drug Administration (FDA), and the 1995 Standards of the International Electrotechnical Commission (IEC).

As a result of the measurement, it was found that the highest value of the SAR was 1.361 W/kg, which stayed far below the upper limits set forth by the respective safety guidelines referred to in the above.

However, the measured values of the SAR varied depending on the respective measuring procedures. As both the measuring procedures are equivalent theoretically, the authors consider the variance to be very important.