

臨床用 MRI 装置における漏えい高周波の計測と防護に関する検討

山田雅之^{1,2}, 安野泰史³, 岡田建彦², 片田和廣³,
古賀佑彦^{1,2}, 安井慎一郎⁴, 仁井谷勝二⁵

¹藤田保健衛生大学医学部放射線医学教室 ²同病院放射線部 ³同衛生学部診療放射線技術学科
⁴東洋メディック(株) ⁵帝人(株)

はじめに

近年、様々な電子機器から生じる電磁波の生体影響が活発に議論されるようになり、我が国では電磁場環境に対する社会的な関心が高まっている。電磁波を発生する装置や機器は、医療現場でも日常的に使用されており、医療施設内において種々の電磁場環境が形成されている。

特に磁気共鳴画像診断装置 (MRI 装置) は、ラジオ周波数 (radio frequency : RF) の高周波を被検者に直接照射するため、被検者を対象とした安全性の検討が早くから行われ^{1)~3)}、高周波被曝に関する安全指針が設けられた^{4),5)}。

一方、MRI 検査のスタッフや被検者の家族は、重症患者や乳幼児の撮像、オープンガントリー型 MRI 装置によるインターベンショナル MRI など、様々な理由により撮像中のスキャンルーム内に立ち会うことがある。これらの場合、MRI 装置近傍で立ち会う者もガントリーから漏えいする RF 電磁界 (leakage RF electromagnetic field : LRF) の曝露を受ける可能性がある。しかし、これまでの報告では被検者の高周波被曝が研究対象とされており、LRF

による被検者以外の高周波被曝については検討されていない²⁾。

そこで本研究では、実際に臨床で使用されている MRI 装置について、ガントリー周囲における高周波電界の計測を行い、最新の電磁波防護指針との対比から LRF の曝露レベルを評価した。

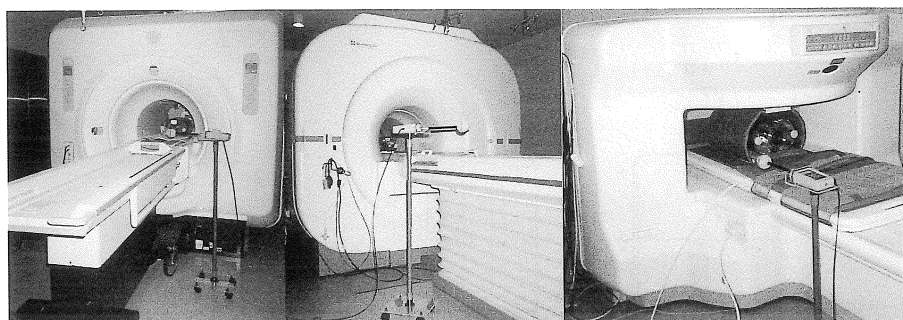
また LRF の防護手段として、電磁波シールド素材を応用した MRI 装置用高周波プロテクターを考案した。

使用装置

MRI 装置は、超電導磁石型 1.5 T の GE 社製 SIGNA Horizon LX Rev.8.2 (装置 A) と島津製作所製 MAGNEX150XP (装置 B)、およびオープンガントリーで永久磁石型 0.2 T の GE 社製 Profile (装置 C) を使用した (Fig. 1)。

電磁場測定装置は、ワンデル・ゴルターマン社製 EMR-300 および専用三軸プローブ Type 8 (三次元電場計測用 : 周波数範囲 100 kHz ~ 3 GHz) を使用し、非金属製の測定台 (自作)

キーワード MRI, EMF, leakage RF, safety, RF protection



A B C

Fig. 1. MR equipment.

A : SIGNA Horizon LX (Superconductive magnet 1.5 T ; GE).

B : MAGNEX150XP (Superconductive magnet 1.5 T ; Shimadzu).

C : SIGNA Profile (Open type permanent magnet 0.2 T ; GE).

と汎用コンピューターを組み合わせ使用した (Fig. 1). また本研究では, LRF の電界強度を測定対象とし, 6 分間の平均値モード⁶⁾と瞬間値計測モードを適宜選択して使用した.

撮像コイルの負荷には, 高周波特性が成人腹部 (体重 50~60 kg) とほぼ等価となるよう, 2 mmol/l の硫酸銅塩化ナトリウム水溶液を充填した胴体ファントムを使用した^{7),8)}.

電磁波シールド素材として, 帝人社製ヘルツ II⁹⁾を使用した.

方 法

1. LRF の電界強度測定

各 MRI 装置のガントリー近傍に, 床からの高さが磁場中心と等しい測定点 a~d を設定した (Fig. 2). 各測定点において, 胴体ファントム撮像時の高周波電界強度を 6 分間平均値で計測した.

撮像法は, 臨床で近年多用されている fast spin echo 法 (FSE) による T₂ 強調撮像で, 撮像条件はすべての装置でほぼ同様とした

(Table 1) [TR=4000 ms, TE=100 ms, slice 16, echo train length (ETL) 16 (装置 A, 装置 B) および 14 (装置 C)].

また, 非撮像時のバックグラウンド (BG) を各装置の測定点 a で計測した.

国際非電離放射線防護委員会 (ICNIRP) が, 一般公衆に対して定める電界強度の参考レベル (Table 2) と測定結果を対比し, 本法における LRF の曝露レベルを評価した¹⁰⁾. 更に, 胴体ファントムを体重 55 kg の被検者と想定することで, 本法による被検者の高周波被曝を whole-body averaged specific absorption rate (全身平均 SAR) で評価し, 磁場強度の異なる装置 A と C を比較した.

2. 送信高周波電力と LRF の関係

装置 B において RF パワーアンプのアッテネーション値を, 95 から 120 まで 0.5 dB ずつ変化させて撮像し, 測定点 d での電界強度瞬間値を 1 分間計測した. それぞれのアッテネーション値を撮像コイルに送信される高周波電力値に換算し, 送信高周波電力と LRF の関係について検討を行った.

1998 年 10 月 14 日受理 1998 年 12 月 9 日改訂

別刷請求先 〒470-1192 愛知県豊明市杏掛町田楽ケ窪 1-98 藤田保健衛生大学医学部放射線医学教室 山田雅之

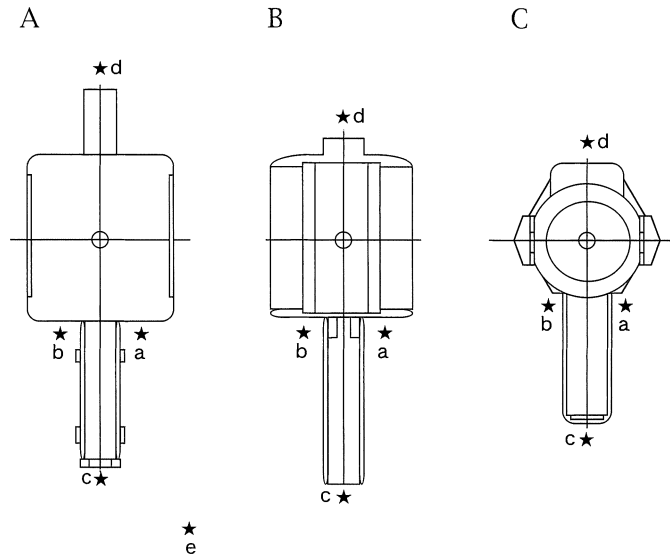


Fig. 2. Measurement points.
These points were decided around each MR equipment for E-field measurement.

Table 1. Pulse Sequence Parameters

Scan parameter	Fast SE(T ₂ WI)
TR(ms)	4000
eTE(ms)	100
FA(deg.)	90
ETL	16(A,B) 14(C)
No. of Slices	16
No. of SAT	2
Est. SAR	1.2(A) ; 0.1(C)

TR: Repetition time
 eTE: Effective echo time
 FA: Flip angle
 ETL: Echo train length
 SAT: Presaturation pulse
 Est. SAR: Estimated whole-body averaged specific absorption rate by SIGNA system
 SE: Spin echo
 A: 1.5 T MR equipment (SIGNA Horizon LX)
 B: 1.5 T MR equipment (MAGNEX150XP)
 C: 0.2 T MR equipment (SIGNA Profile)

Table 2. Limit of E-field Strength for Public*

Frequency(MHz)	E-field strength(V/m)
8.5	29.8
64	27.5

* 1998 guideline of International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection (ICNIRP)

3. 全身平均 SAR と LRF の関係

本測定では、体重 55 kg の被検者を想定した胴体ファントムを装置 A で撮像し、全身平均 SAR と LRF の関係について検討を行った。撮像シーケンスは、spin echo 法 (SE), spoiled gradient recalled 法 (SPGR), FSE, および 3D-gradient echo 法 (3D-GRE) とした (Table 3)。各撮像における測定点 d での電界強度瞬間値を 1 分間計測し、MRI 装置が表示した胴体ファントムの全身平均 SAR と電界強度測定値の 1 分間平均値を対比した。

4. 電磁波シールド素材の有効性

Table 3. Detail of Pulse Sequences

Scan parameter	SE	SPGR	FSE	3D-GRE
	T ₁ WI	T ₁ WI	T ₂ WI	MRA
TR(ms)	600	250	4000	54
TE or eTE (ms)	15	1.8	95	6.7
FA(deg.)	90	60	90	30
ETL	1	—	14	—
No. of Slices	18	18	18	80
No. of SAT	2	2(F)	2(F)	2(F)
Option	—	—	XL	MT
Est. SAR (W/kg)	1.2	0.1	0.7	1.1

TR: Repetition time

TE: Echo time

eTE: Effective echo time

FA: Flip angle

ETL: Echo train length

SAT: Presaturation pulse

Est. SAR: Estimated whole-body averaged specific absorption rate by SIGNA system

MRA: Magnetic resonance angiography

MT: Off-resonance presaturation RF pulse for magnetization transfer contrast

XL: An enhanced 2D FSE pluse sequence with SIGNA Horizon LX rev. 8.2

F: Chemically fat saturation pulse

SE: Spin echo

SPGR: Spoiled gradient recalled

FSE: Fast spin echo

3D-GRE: 3D-TOF-gradient echo

1) ガントリー近傍での測定

臨床用 MRI 装置で使用される周波数領域の高周波防護に関して、電磁波シールド素材（ヘルツ II）の有効性を検討した。

高周波の中心周波数が、63.8 MHz の MRI 装置 B および 8.58 MHz の MRI 装置 C を使用し、撮像条件は方法 1 と同じとした。電磁場測定装置のプローブをヘルツ II で覆い (Fig. 3), 装置 B の測定点 d および装置 C の測定点 a において電界強度瞬間値を 1 分間計測した。

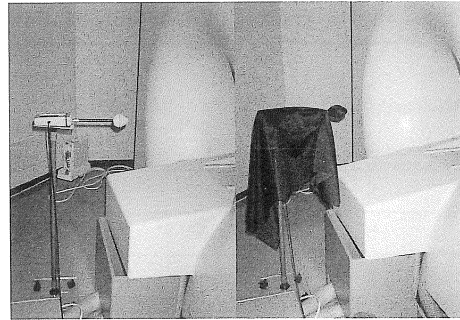


Fig. 3. E-field measurement with an electromagnetic wave shield fabric.

A shield ability of the Hertz II was examined by E-field measurement around MR equipment.

電界強度測定値の 1 分間平均値を方法 1 で計測した同じ測定点での電界強度値および BG 値と対比し、ヘルツ II の有効性を評価した。

2) スキャンルーム入り口付近での測定

高周波の中心周波数が 63.8 MHz の MRI 装置 A を使用し、撮像条件は方法 3 の 3D-GRE とした。スキャンルームの入り口付近に測定点 e を設定した (Fig. 2)。この測定点 e で、ヘルツ II 使用時と非使用時および BG 値について、6 分間の電界強度平均値を計測した。また、操作室側のシールド扉近傍でも電界強度を同様に計測した。

3) MRI 装置用高周波プロテクターの考案

方法 4 の 1) および 2) の結果をふまえ、LRF の防護を目的とした高周波防護白衣およびエプロンを考案し、ヘルツ II を用いて試作した。

結 果

1. LRF の電界強度測定

各 MRI 装置における電界強度測定値を Table 4 に示した。

超電導磁石型 MRI 装置では、装置 B の測定点 d における電界強度が、最高で 15.1 V/m となった。また撮像時の電界強度測定値は、非撮

Table 4. The Results of E-field Measurement

Measurement point	E value (V/m)		
	Equipment		
	A	B	C
a	3.5	5.5	14.7
b	4.6	3.1	14.6
c	2.8	3.5	2.9
d	5.7	15.1	11.2
Back ground	0.1	0.1	0.1

A: SIGNA Horizon LX 1.5 T
 B: MAGNEX150XP 1.5 T
 C: SIGNA Profile 0.2 T open magnet

Table 5. The Relationship between Transmit RF Power and E-field Strength

Attenuation value	RF power (W)	E value (V/m)
120	100	10.5
115	212	11.0
110	337	11.5
105	478	12.0
100	636	12.5
95	814	13.4

Attenuation value: Attenuation of RF power amplifier out put
 RF power: RF power going into the RF coil when loaded with torso phantom

像時に測定したBG値0.1 V/mを大きく上回った。

一方、オープンガントリーの永久磁石型MRI装置Cでは、最高値が測定点aにおける14.7 V/mとなった。これは装置Aおよび装置Bのa点における電界強度に比して、2.6倍以上の高値であり、LRFの電界強度に装置依存性を認めた。

本結果では、いずれの場合もICNIRPが定める電界強度の参考レベル27.5 V/mを下回った。

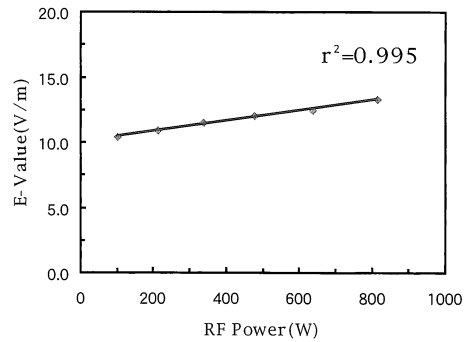


Fig. 4. A relationship between transmit RF power and E-field strength.

This result showed a correlation between the E value of leakage RF and the transmit RF power. The correlation ratio was 0.995.

胴体ファントムを体重55 kgの被検者と想定した場合、全身平均SARは装置Aで1.2 W/kg、装置Cで0.1 W/kgとなった。この結果、被検者の高周波被曝は、1.5 Tの装置Aが0.2 Tの装置Cに比して、10倍以上の高値となることが示された。(Table 2).

2. 送信高周波電力とLRFの関係

高周波電力値および電界強度測定値をTable 5に示した。電界強度測定値は送信高周波電力値とよく相関しており ($r^2=0.995$)、送信高周波電力が大きくなる被検者の撮像ほど、LRFが増加する傾向を認めた (Fig. 4)。

3. 全身平均SARとLRFの関係

撮像シーケンスごとの全身平均SARと電界強度測定値との比較をTable 6に示した。

全身平均SARが最も高値となったのは、SEによるT₁強調画像の撮像で1.2 W/kg、このときの電界強度は6.4 V/mとなった。また、全身平均SARが1.1 W/kgを示した3D-GREによる撮像では、電界強度が6.6 V/mとなり最高値を示した。

一方、全身平均SARが0.1 W/kgで最低値となったSPGRでは、電界強度が4.3 V/mとなった。

Table 6. The Relationship between Whole-body SAR and E-field Strength

Pulse sequence	Whole-body SAR (W/kg)	E value (V/m)
SE	1.2	6.4
SPGR	0.1	4.3
FSE	0.7	5.3
3D-GRE	1.1	6.6

SE: Spin echo

SPGR: Spoiled gradient recalled

FSE: Fast spin echo

3D-GRE: 3D-TOF-gradient echo

SAR: Specific absorption rate

この結果、同一装置による同じ被検者の撮像では、被検者の高周波被曝が大きくなる撮像法ほど、LRFが増加する傾向を認めた。

4. 電磁波シールド素材の有効性

1) ガントリー近傍での測定結果

装置 B および装置 C における電界強度測定結果を Table 7 に示した。

電磁波シールド素材ヘルツ II を使用した場合の電界強度は、装置 B が 0.11 V/m、装置 C が 0.15 V/m となり、電界強度はヘルツ II 非使用時の 1% 程度に減弱した。

これにより、臨床用 MRI 装置で使用される 8.5 MHz および 64 MHz の電磁波シールドに関して、ヘルツ II の有効性を認めた。

2) スキャンルーム入り口付近での測定結果

装置 A の測定点 e における電界強度値を Table 8 に示した。

ガントリーから十分に離れた e 点でも撮像時の電界強度は 1.3 V/m となり、BG 値 0.1 V/m に比して 10 倍以上となった。このとき、操作室側の電界強度は 0.05 V/m となり、シールド扉による LRF の減弱を認めた。

一方、測定点 e でヘルツ II を使用した場合、電界強度は 0.16 V/m となり、BG 値程度に減弱した。

Table 7. E-field Measurement with the Hertz II

Equipment	E value (V/m)		
	Control	Using Hertz II	Back ground
B	15.1	0.11	0.08
C	14.7	0.15	0.13

B: MAGNEX150XP 1.5 T

C: SIGNA Profile 0.2 T open magnet

Control: without Hertz II

Table 8. E-field Measurement at Point ‘e’

Equipment	E value (V/m)			
	Control	Using Hertz II	Back ground	Operation room
A	1.25	0.16	0.10	0.05

A: SIGNA Horizon LX 1.5 T

Control: without Hertz II

3) MRI 装置用高周波プロテクターの試作

電磁波シールド素材ヘルツ II を使用することにより、医療従事者が常時着用する白衣と比較して、何らそんな色のない高周波防護白衣を試作することが可能であった。また、被検者に付き添う者が着用できるように軽量の防護エプロンも試作した。

特に高周波防護白衣には、両側のポケットにふたやペン差しを設けるなど、MRI の特殊な作業環境を考慮した工夫を施した (Fig. 5)。

考 察

一般に MRI 装置で使用される高周波は、その周波数が静磁場強度によって決定される。厚生省が定めるガイドラインでは、臨床用 MRI 装置における静磁場強度の範囲が 0.15~1.5 T である¹¹⁾。この場合、被検者に照射される高周波の周波数は、ラーモア式により約 6.4~64 MHz となる。

Saundersら¹²⁾によれば、高周波の急激な曝露による生物学的影響は、体温が約 1 度以上

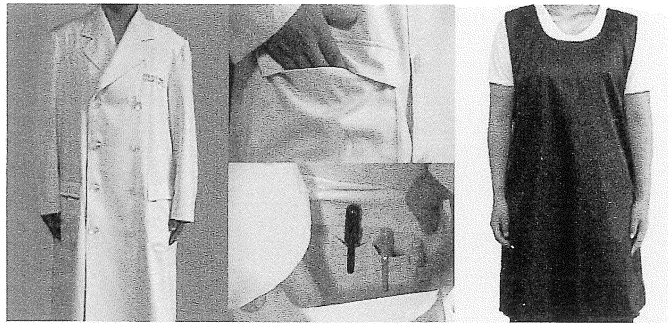


Fig. 5. Protective gowns using Hertz II.
The protective gowns were made by using the Hertz II.

上昇した場合の生体反応としてあらわれる。そのため、MRI 検査における被検者の体温や組織温度の上昇については、これまで種々の検討が行われた^{1)~3)}。現在、これらの報告を根拠として被検者の高周波被曝に関する安全規準が定められている^{4),5)}。

一方、MRI 検査に日々携わるスタッフやスキャンルーム内で被検者に付き添う者に対する高周波の曝露は、我が国で1990年に示された電磁波防護指針¹³⁾の対象となる。しかし、医学中央雑誌(1985~1997年)による検索では、被検者以外を対象とした高周波曝露に関する報告やMRI装置を電磁場環境として評価した報告は認められない。この理由から、臨床用MRI装置におけるガントリー周囲の高周波電界を実測し、臨床で多用されている撮像法について、その曝露レベルを明らかにした。

本研究結果では、撮像時のガントリー近傍で最高15.1 V/mの電界強度を認めた。非撮像時のバックグラウンド値との比較から、この高周波電界は明らかにガントリーから漏えいする高周波(LRF)によるものと考えられた。また、すべての測定値は、ICNIRPの定める参考レベルを下回っており、電磁波の生体影響に対する現在の知見⁹⁾から考察すれば、認められた曝露レベルでの発熱作用は起こり得ないと考えられる。

しかし、本結果ではMRI装置のガントリー形状や構造の違いによって、LRFの曝露レベルは大きく異なり、その装置依存性が示された。特にオープンガントリー型(オープン型)のMRI装置では、低磁場ゆえに被検者の高周波被曝が比較的小さくなるにもかかわらず、ガントリー近傍における電界強度は高値を示した。オープン型MRI装置は、スタッフや家族が被検者に付き添って検査を施行することが可能であるため、その需要が急速に高まっている。また、オープン型MRI装置を用いたインターベンショナルMRIの有用性が、我が国でも報告されており^{14),15)}、今後普及すると思われる。これらの理由から、我が国で稼働する他のオープン型MRI装置については、更に検討が必要である。

いずれにせよ本研究結果は、使用するMRI装置や撮像法、更に被検者の違いによって、LRFの曝露レベルが大きく異なる可能性を示唆した。我々は、このことが十分に認識されていない現状においては、高周波プロテクターなど、防護手段の選択肢を提供することが重要であると考えた。

LRFに対する十分な減弱効果が認められた電磁波シールド素材ヘルツIIを使用し、医療用白衣と比較してそん色のない高周波防護白衣や、軽量で着用の容易な防護エプロンを試作す

ることができた。また、これらは常時着用することが可能であり、LRF の曝露を日常的に受ける MRI スタッフや、スキャンルームに立ち会う者が抱く電磁場環境への不安を軽減する有効な手段であると考えた。

今回使用したヘルツ II は、繊維としての自由度が高く、防護白衣の試作では MRI の特殊な作業環境を考慮した様々な工夫を施すことが可能であった。また、洗濯耐性や抗菌効果に優れており⁹⁾、医療用の電磁波シールド素材として有用であると考えた。今後は、高周波防護白衣の安全性について詳しく検討し、ヘルツ II の術衣や検査着への応用も検討していきたい。

本研究では電磁場測定装置として、校正済みの測定器本体と電界測定用三軸プローブおよび非金属性測定台を汎用コンピュータと組み合わせて使用した。これにより、遠隔操作下での測定が可能となり、誤差要因となる反射波の影響を軽減した電界強度測定が行えたと考える。また今回は、LRF の曝露レベルを明示するという研究目的から、電界強度のみの測定を行った。高周波の生体影響を詳細に検討する場合、近接界（ニアフィールド）となる MRI 装置近傍については、磁界強度も測定する必要がある⁶⁾。しかし、MRI 装置では高周波磁場に加え、静磁場や傾斜磁場などの異なる磁場が撮像時に使用される。このため、LRF の磁界強度を臨床装置において測定することは困難なように思われる。我々は、磁界強度を含めた LRF の評価方法が確立されることを望んでいる。

我が国では、携帯電話をはじめとする電磁場環境に対して社会的な関心が高まっており、電磁波の生体影響を正確に評価することが求められている。MRI 検査に携わる医療従事者も、世界的に行われている様々な研究を注視しておく必要があると考える。

結 論

電磁場環境に対する社会的な関心が高まるな

か、MRI 装置の漏えい高周波について基礎的検討を行った。

我々は、撮像中のガントリー近傍における漏えい高周波の曝露レベルを明示し、その防護手段として、MRI 装置用高周波プロテクターを考案した。

プロテクターの日常的な使用は、物理的な高周波の防護だけではなく、電磁場環境に対する不安を軽減する目的でも有用であると考えた。

本研究の一部は、第 26 回日本磁気共鳴医学会大会で発表した。

文 献

- 1) Schaefer DJ. Safety aspects of magnetic resonance imaging. In: Wehrli FW, Shaw D, Kneeland JB, ed. Biomedical Magnetic Resonance Imaging. New York: VCH pub. Inc., 1988; 553-578
- 2) Shellock FG, Kanal E. Bioeffects of Radiofrequency Electromagnetic Fields: Magnetic resonance bioeffects, safety, and patient management. New York: Raven press, 1994; 19-40
- 3) Šimunić D, Wach P, Renhart W, Stollberger R: Spatial distribution of high-frequency electromagnetic energy in human head during MRI. Numerical results and measurements. IEEE Trans Biomed Eng 1996; 43: 88-94
- 4) 池平博夫, 館野之男: MRI 装置の安全性に関する 1988 年 FDA 指針. 日磁医誌 1990; 10: 203-205
- 5) International Electrotechnical commission (IEC): Medical electrical equipment. part 2, Particular requirements for the safety of magnetic resonance equipment for medical diagnosis. International standard 1995; 601-2-33
- 6) 多氣昌生: 電磁界の生体安全性に関する防護指針. 静電気学会誌 1996; 20: 219-224
- 7) 山田雅之, 杉江雅巳, 木下一男, 安野泰史, 片田和廣, 古賀佑彦: 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—. 日磁医誌 1996; 16: 332-339
- 8) 山田雅之, 杉江雅巳, 安野泰史, 木下一男, 岡田建彦, 遠藤幸男, 今枝 功, 片田和廣, 古賀

- 佑彦：MRI 検査における高周波被曝に関する検討（第2報）—全身 SAR 測定法の比較—。日磁医誌 1997；17：236-245
- 9) 帝人株式会社：電磁波防止素材ヘルツ®IIについて（解説資料）
- 10) 多氣昌生，相本篤子：時間変化する電界，磁界及び電磁界への曝露制限のためのガイドライン（300 GHz）まで（日本語訳）。国際非電離放射線防護委員会 1998：18-26
- 11) 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 1991；1517：18-20
- 12) Saunders RD, Sienkiewicz ZJ, Kowalczyk CI：Biological effects of electromagnetic fields and radiation. J Radiol Prot 1991；11：27-42
- 13) 電気通信技術審議会答申：電波利用における人体防護指針。諮問第38号 1990
- 14) 三井田和夫，原田潤太，土肥美智子，桑田知子，中田典生，小山 勉，橋本卓雄，佐藤 茂：オープンタイプ MRI 装置による透視下の interventional MRI—特に脳腫瘍生検法について—。日磁医誌 1997；17：517-522
- 15) 橋本卓雄，寺尾 亨，石橋敏寛，結城一郎，原田潤太，田島美智子，阿部俊昭：MR ガイド下経皮的レーザー腰椎椎間板蒸散法 percutaneous laser disc hernia ablation (MR-guided PLDHA)。日磁医誌 1998；18：98-107

Protection towards Effects of RF Field around Clinical Magnet

Masayuki YAMADA^{1,2}, Hirofumi ANNO³, Tatsuhiko OKADA²,
Kazuhiro KATADA³, Sukehiko KOGA^{1,2}, Shinichirou YASUI⁴,
Katsuji NIITANI⁵

¹Department of Radiology, Fujita Health University, School of Medicine
1-98 Dengakugakubo, Kutsukake-cho, Toyoake-shi, Aichi 470-1192

²Radiological Division, Fujita Health University Hospital

³Faculty of Radiological Technology, Fujita Health University, School of Health Sciences

⁴TOYO MEDIC Co. Ltd, Osaka

⁵TEIJIN Co. Ltd, Osaka

The purpose of this research is to investigate a leakage radio frequency electromagnetic field (LRF) around clinical magnetic resonance imager (MRI) and to propose a way to protect the attendant who are by patients in a scan room from the LRF.

In this research, we measured the LRF around MRI and made a protective gown by using “Hertz II” which is an electromagnetic wave shield fabric.

The result of our research showed that the LRF depends on MR equipment. The highest E value was 15.1 V/m at the back of MR equipment with a superconductive magnet (1.5 T). The extent of measurements did not exceed a limit value for the electromagnetic radiation in the 1998 ICNIRP standard.

All the same, it is clear that the attendant are exposed to the LRF from MRI during MR examination. The Hertz II was effective fabric for reducing the LRF which was between 8.5 MHz and 64 MHz. Therefore, we suggest using the protective gown which is made of the Hertz II as the way to protect the attendant from possible hazards and fear of the LRF.