

# MR 検査業務従事者の職業ばく露磁界の測定と作業内容との関連性

山口さち子\*1 中井敏晴\*2 今井信也\*3 井澤修平\*1 奥野 勉\*1

磁気共鳴画像検査 (Magnetic Resonance Imaging : MRI, MR 検査) は、地磁気の数万倍に相当する数テスラの静磁界を利用した画像診断手法であるが、MR 検査業務従事者 (主に MR 検査担当の診療放射線技師) の漏洩磁界へのばく露が問題とされている。MR 検査時の漏洩磁界ばく露は、めまい、吐き気等の一過性の症状を生じさせることが報告されているが、その労働衛生対策は確立していない。そこで筆者らは、MR 検査業務従事者の労働衛生対策の第一歩として、MR 検査業務従事者の職業磁界ばく露の実態調査を行った。診療上最も標準的な MR 装置である 1.5 T 装置と、高性能機である 3 T 装置の MR 検査業務従事者のばく露磁界を測定した結果、1.5 T 装置では最大ばく露磁界 ( $B_{max}$ ) が 70–427 mT、その平均 (Average  $B_{max}$ ) が  $132 \pm 37$  mT であり、3 T 装置では  $B_{max}$  が最大 1250 mT、Average  $B_{max}$  が  $428 \pm 231$  mT であった。漏洩磁界測定結果からは、1.5 T 装置は MR 装置本体に付属のパネル操作部位が最も高く ( $645 \pm 2$  mT)、3 T 装置においては、操作部位でなく装置近傍で強い磁界勾配が観察された。作業内容とばく露磁界の関連性について検討を行った結果、特に 3 T 装置では、作業場所が最も MR 装置に近くなる頭部 MR 検査において他の作業内容と比較して有意に高い Average  $B_{max}$  が観察された ( $p < 0.05$  v.s. 患者誘導,  $p < 0.01$  v.s. その他)。これらのことから、装置近傍の磁界勾配が大きく、MR 検査業務従事者のわずかな体動変化で高磁界ばく露の可能性が高まる 3 T 装置においては、特に頭部 MR 検査時に一過性症状が生じないように、ゆっくり動く等の動作コントロールが必要であると考えられる。

キーワード: MRI, 磁気共鳴画像検査, MR 検査業務従事者, 静磁界ばく露。

## 1 諸言

磁気共鳴画像検査 (Magnetic Resonance Imaging : MRI 以下、MR 検査と記載) は、地磁気の数万倍に相当する数テスラ (T) の静磁界を利用した画像診断手法である<sup>1)3)</sup>。MR 検査は医療被曝がなく、かつ、出血や梗塞、軟部組織の検出に優れることから、磁気共鳴画像装置 (以下、MR 装置と記載) は国内で数千台設置され、年間 100 万件以上の検査が行われている<sup>4)</sup>。しかしながら、MR 装置の磁界はスキャン時以外にも常に存在しており、装置の操作を担当する MR 検査業務従事者 (主に MR 検査担当の診療放射線技師) は検査室入室の度にこの漏洩磁界にばく露される<sup>5)8)</sup>。現在、診療用途で最も標準的な MR 装置の静磁界強度は 1.5 T であるが、撮像上の利点 (S/N 比向上等) があることから近年は高磁場化が顕著であり<sup>9)</sup>、特に頭部領域の検査では 3 T MR 装置の導入も増加している。したがって、MR 検査業務従事者の職業ばく露強度も増大傾向にあると予想される。

磁界ばく露の短期的な生体影響について、最も顕著であるのは磁界中の人体の移動によるめまい、吐き気、頭痛等の一過性症状であり、これらは既に科学的に立証されている<sup>10), 11)</sup>。この現象は、導電体である人体が磁界域の移動により時間変動磁界 (dB/dt) が生じ体内に活動電位を超える誘導電流が発生するためである (ファラデーの法則)。MR 検査業務従事者の作業環境は、dB/dt の誘発されやすい不均一な高磁界環境であり、特に MR 装置近傍での作業では、一過性症状が生じるとの報告が

ある<sup>12), 13)</sup>。

このような状況により、近年 MR 検査業務従事者の職業磁界ばく露が問題とされている。特に、2004 年の欧州連合の職業電磁界指令 (Directive 2004/40/EC<sup>14)</sup> : ただし現在は破棄され新指令 Directive 2013/35/EU<sup>15)</sup> に変更) に端を発して、これまで主に数値計算を用いた MR 検査業務従事者に関する磁界ばく露の短期的予測が行われてきた<sup>16)</sup>。しかしながら、実際の診療用装置に関わるばく露磁界を実測した報告は少なく<sup>17), 18)</sup>、またその何れもサンプル数が不十分であることから、更なる実態解明が待たれている。

そこで、本研究では MR 検査業務従事者の労働衛生対策の第一歩として、3 軸ホール素子磁気センサによる磁界測定を行うことで、MR 検査業務従事者における職業磁界ばく露の実態を明らかにすることを目的とした。また、作業内容とばく露磁界の関連性について解析し、MR 検査業務にともなう一過性の症状防止のための取り組みについて検討を行った。なお、上記結果については一部 Bioelectromagnetics 誌上で報告済みである<sup>7)</sup>。

## 2 方法

本研究のすべての実験は、労働安全衛生総合研究所の倫理審査委員会の承認 (No. H23017) 及び国立長寿医療研究センターの倫理審査委員会の承認 (No. 530) のもと実施した。また、被験者には調査の主旨、目的、方法、危険性、プライバシー保護について説明書と同意書で説明し、調査対象者になることを拒否できる旨も伝え、自由意思による参加の権利を保障した。

### 1) 測定装置

\*1 労働安全衛生総合研究所 \*2 長寿医療研究センター研究所

\*3 藤井寺市民病院

連絡先: 〒214-8585 神奈川県川崎市多摩区長尾 6-21-1

労働安全衛生総合研究所健康障害予防研究グループ 山口さち子\*1

E-mail: yamaguchi@h.jniosh.go.jp

磁界測定には、3 T までキャリブレーション済みの 3 軸ホール素子磁界センサ (THM1176, Metrolab 社製) を使用した<sup>7)</sup>。本センサはホール素子とケーブルのみで

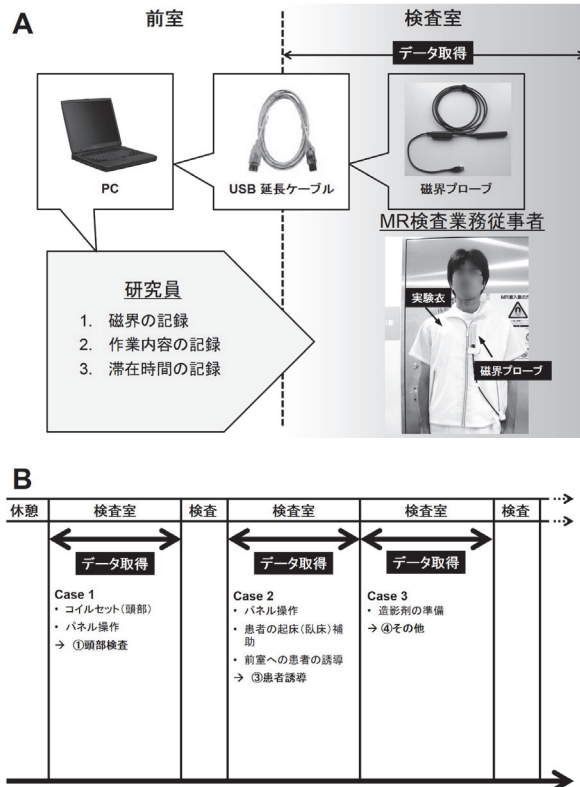


図1 測定方法の概要 A: 実験装置及び設置場所, 被験者の様子, B: データ取得の時間的経過

構成されており、センサ部分から数メートル離れた部分の AD コンバータで信号を変換したのち USB 接続された PC 上に数値を提示する。磁界センサのケーブル部はシールドすることで動作によるアーチファクトを軽減した。測定条件は、分解能: 0.3-3 mT (外部磁界 100 mT まで 0.3 mT, 500 mT まで 0.5 mT, 3 T まで 3 mT のオートレンジ切り替え)、測定帯域: DC (0 Hz) - 1 kHz とした。磁界センサは、計測前、休憩時、計測後の 3 回地磁気レベルの場所にてゼロガウスチャンバーを用いて校正を行った。

## 2) 測定方法及びデータ処理

測定方法の概要を図 1 に示す。被験者の磁界センサと計測用 PC を USB 延長ケーブルで接続し、計測用 PC は漏洩磁界の影響を受けない 0.5 mT 以下の磁界レベルの前室に設置した (図 1A)。測定の際、研究員が前室に待機し、被験者が MR 検査室に入室時の測定開始/退室時の測定終了を目視により実施した (図 1B)。今回、磁界センサの Z 軸方向が体幹部の長軸方向に、Y 軸方向が体幹を貫く方向になるよう被験者の胸部に固定装着できる実験衣を作成し、それを着用した被験者に通常の検査業務を依頼した。測定と同時に検査内容についても記録を行った。また、測定後に検査ごとの最大ばく露磁界

( $B_{max}$ ) を算出し、次いで最大ばく露磁界の平均 (average  $B_{max}$ ) を求めた。

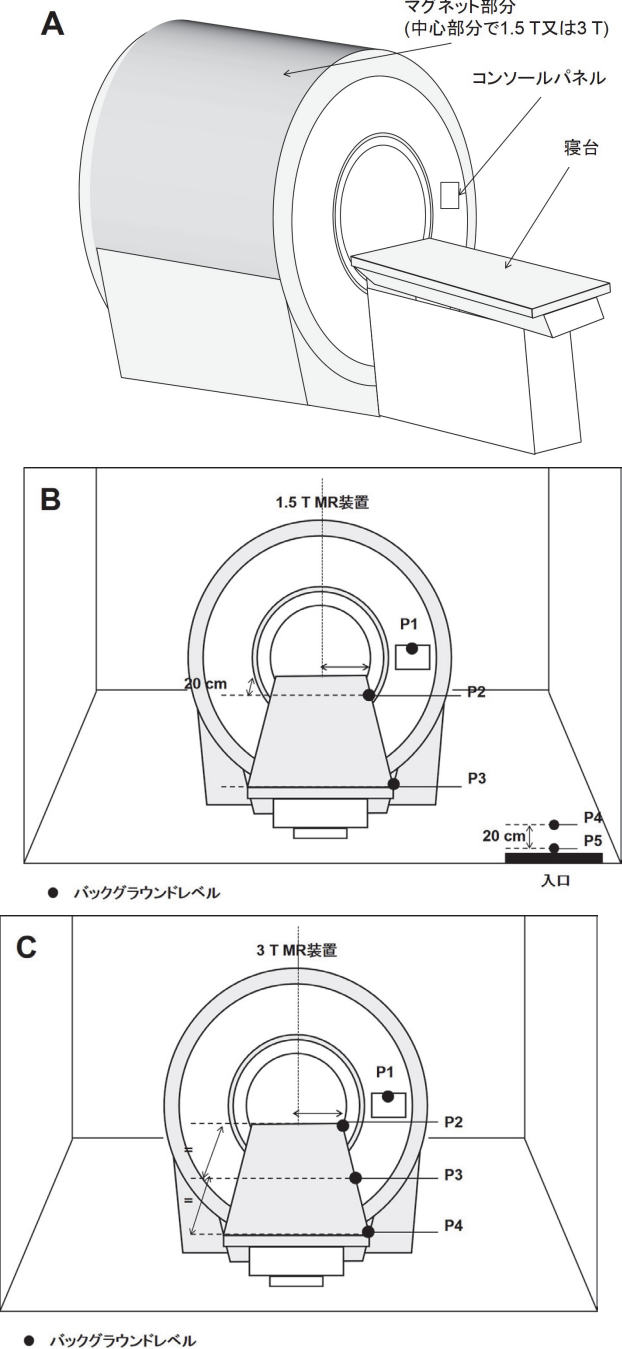


図2 漏洩磁界測定方法 A: MR 装置の装置構成, B: 1.5 T 装置における漏洩磁界測定ポイント, C: 3 T 装置における漏洩磁界測定ポイント

## 3) 漏洩磁界マップの作成

測定結果の妥当性を検討するため、各装置で漏洩磁界マップを作製した。MR 装置の装置構成の概要を図 2A に示す。

1.5 T 装置の計測箇所を図 2B に示す。測定箇所は、P1: コンソールパネル, P2: 寝台上部 (ボアから約 20 cm), P3: 寝台末端, P4: 検査室入口から 20 cm, P5: 検査室入口の計 5 点とした。

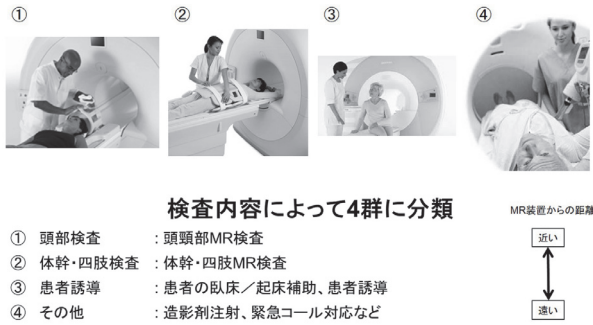


図3 作業内容によるデータの分類.

3 T 装置の計測箇所を図 2C に示す. P1: コンソールパネル, P2: 寝台先端, P3: 寝台中間, P4: 寝台末端の 4 点と, P2-P4 については作業領域と磁界の不均一性を考慮し, それぞれ寝台より 30 cm 離れた場所 3 点の計 7 点とした.

測定には方法 2.1) で記載した 3 軸ホール素子磁界センサ (THM1176) を使用した. 計測は床から約 170 cm の地点で行い, 一秒間に 100 回平均を行い 60 秒間データを蓄積した. 記録後に各測定箇所の 60 秒の時間平均の磁束密度を算出した.

#### 4) 装置および調査対象者

1.5 T 装置については 1 施設から 3 人 (男性 3 人: 平均身長  $177.67 \pm 7.37$  cm) に, 3 T 装置については 2 施設から 4 人 (男性 2 人, 女性 2 人: 平均身長  $171.25 \pm 11.09$  cm) の被験者に測定の依頼を行った<sup>7)</sup>.

#### 5) 作業内容の分類と解析

MR 検査室での被験者の作業記録を元に, データを①頭部検査 (1.5 T: N=5, 3 T: N=32), ②体幹・四肢検査 (1.5 T: N=10, 3 T: N=20), ③患者誘導 (1.5 T: N=13, 3 T: N=38), ④その他 (1.5 T: N=2, 3 T: N=13) の 4 項目に分類した (図 3). MR 装置への近接度は, 一般的に①が最も近く④になるほど遠くなる.

それぞれの項目について  $B_{\max}$ , Average  $B_{\max}$  を再計算した. ①-③の Average  $B_{\max}$  について, 1.5 T と 3 T の比較を行った (t 検定). また, 各作業内容と Average  $B_{\max}$  の関係について, 分散分析 (ANOVA) を実施し群間の比較には Fisher の PLSD による検定を行った. 統計ソフトは SPSS (IBM 社 Ver. 19) を利用し, 有意水準は  $p < 0.05$  とした.

### 3 結果

#### 1) 測定内容の内訳

1.5 T 装置においては, 一人当たりの担当患者数は 4-6 人 (合計 16 人), MR 検査室への入室回数は 8-12 件 (合計 30 件) であった. 3 T 装置においては, 一人当たりの担当患者数は 11-16 人 (合計 56 人), MR 検査室への入室回数は 23-32 件 (合計 103 件) であった.

表 1 1.5 T 及び 3 T MR 装置における最大ばく露磁界 ( $B_{\max}$ ) とその平均 (Average  $B_{\max}$ ).

	$B_{\max}$ [mT]	Average $B_{\max}$ [mT]*	サンプル数
1.5 T MR 装置	70-427	$132 \pm 37$	30
3 T MR 装置	0-1250	$428 \pm 231$	103

\*平均値±標準偏差で示す.

表 2 1.5 T MR 装置における漏洩磁界分布.

施設 A	磁束密度 (mT) *
P1	$645 \pm 2$
P2	$157 \pm 3$
P3	1
P4	<1
P5	<0.5

\*平均値±標準偏差で示す.

表 3 3 T MR 装置における漏洩磁界分布.

施設 B	寝台脇	寝台より 30 cm
	磁束密度 (mT) *	磁束密度*
P1		$462 \pm 9$
P2	$628 \pm 28$	$409 \pm 7$
P3	53	$31 \pm 1$
P4	7	6
施設 C	寝台脇	寝台より 30 cm
	磁束密度 (mT) *	磁束密度*
P1		$169 \pm 6$
P2	$373 \pm 2$	$132 \pm 4$
P3	49	33
P4	9	7

\*平均値±標準偏差で示す.

#### 2) 最大ばく露磁界 ( $B_{\max}$ ) およびその平均 (Average $B_{\max}$ )

表 1 に結果のまとめを示す.

1.5 T 装置における MR 検査業務従事者の  $B_{\max}$  の最小-最大値は 70-427 mT で, 同じく 3 T 装置の測定データ (0-1250 mT) と比較すると 34.1%低い値であった (表 1). Average  $B_{\max}$  については, 3 T 装置と比較して約 28.8%低い値が観察された (表 1).

3 T 装置使用者の  $B_{\max}$  の最大値は施設 B における頭部検査時の 1250 mT であり (表 1), 同じく施設 B ではばく露磁界の 1000 mT 超えが頭部検査時に 1 件観察された. 施設 B の  $B_{\max}$  は 900 mT 以上のばく露磁界が 5 件観察されているのに対し, 施設 C での  $B_{\max}$  は最大値が 660 mT であり, 同じ 3 T 装置であってもメーカーの違いによる施設間差異が観察された. Average  $B_{\max}$  については, 施設 B, C の平均では  $428 \pm 231$  mT であった (表 1).

表4 作業内容別ばく露磁界—施設ごとの比較 (3 T 装置)

	B <sub>max</sub> [mT]	Average B <sub>max</sub> [mT]*	サンプル数
施設 B	299-1250	673±228	30
①頭部検査	482-1250	845±233 <sup>a)</sup>	8
②体幹・四肢検査	466-903	679±180 <sup>b)</sup>	8
③患者誘導	424-920	647±164	9
④その他	299-777	436±198	5
施設 C	0-660	328±139	73
①頭部検査	317-515	399±619 <sup>c)</sup>	24
②体幹・四肢検査	93-660	276±192	12
③患者誘導	0-545	316 ±148	29
④その他	102-234	234 ±102	8

\*平均値±標準偏差で示す。a) :  $p<0.05$  v.s. ③及び④, b) :  $p<0.05$  v.s. ④, c) :  $p<0.05$  v.s. ④

### 3) 漏洩磁界マップの作成

実際の作業領域の漏洩磁界を計測するため、MR 検査室の中から5点 (1.5 T 装置) 又は7点 (3 T 装置) の磁界測定を行った。結果を表2及び3に示す。

1.5 T 装置の検査室内の漏洩磁界の測定結果は、P1 :  $645 \pm 2$  mT, P2 :  $157 \pm 3$  mT, P3 : 1 mT, P4 :  $<1$  mT, P5 :  $<0.5$  mT であり、最大値はコンソールパネル前 (P1) で検出された (表2)。バックグラウンドレベルは  $0.07 \pm 0.02$  mT であった。今回の測定環境では、検査台下部 (検査ベッドの末端部) の漏洩磁界は検査室の入り口付近とほぼ同程度であった。また、P1-P2 間で高い磁界勾配が検出された。

3 T 装置の検査室内の漏洩磁界の測定では、P1 及び P2 で施設間差異が観察された (表3)。一方で装置からの距離が長い P3 及び P4 においてはその差は減少した。また、寝台より 30 cm の距離では、寝台脇に比較して漏洩磁界は低下していた。

### 4) 検査内容との関連性

続いて、検査内容とばく露磁界の関連について検討を行った。データを①頭部検査、②体幹・四肢検査、③患者誘導、④その他の4項目に分類した場合の Average B<sub>max</sub> を図4及び5、表4に示す。

1.5 T 装置においては①-③のみ解析を行った。① :  $196 \pm 58$  mT (B<sub>max</sub> : 153-295 mT : N=5), ② :  $204 \pm 95$  mT (B<sub>max</sub> : 120-427 mT : N=10), ③ :  $141 \pm 567$  mT (B<sub>max</sub> : 70-249 mT : N=13) であった (図4A)。作業内容間の差異は検出されなかった。

3 T 装置においては、① :  $510 \pm 232$  mT (B<sub>max</sub> : 317-1250 mT : N=32), ② :  $437 \pm 273$  mT (B<sub>max</sub> : 93-903 mT : N=20), ③ :  $395 \pm 207$  mT (B<sub>max</sub> : 0-920 mT : N=38), ④ :  $312 \pm 172$  mT (B<sub>max</sub> : 102-777 mT : N=13) であった (図4B)。① v.s. ③及び、① v.s. ④において有意差が観察された。また、3 T 装置の使用時において、それぞれの作業内容における滞在時間は、① :  $196 \pm 93$  s

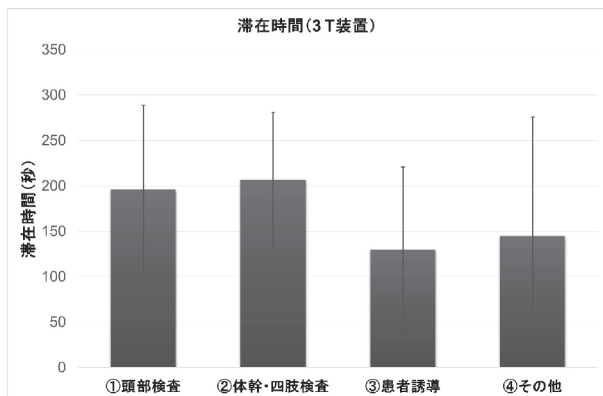
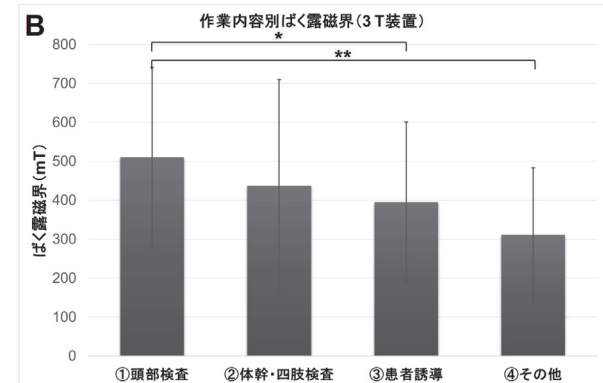
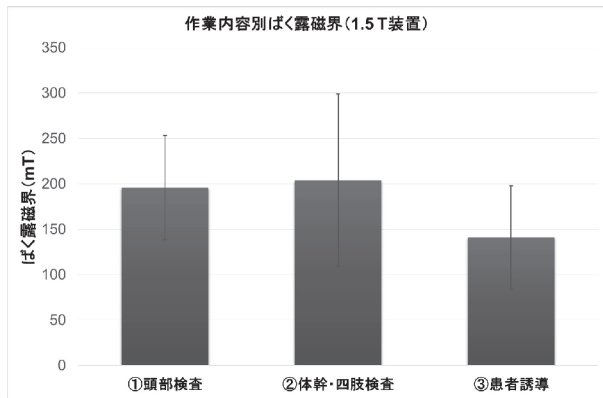


図4 作業内容別ばく露磁界および3 T 装置使用時の滞在時間。A : 1.5 T 装置使用時 B : 3 T 装置使用時 C : 滞在時間 (3 T 装置使用時)。1.5 T 装置については、頭部検査、体幹・四肢検査、患者誘導の3つの作業内容のみ比較を行った。\* :  $p<0.05$ , \*\* :  $p<0.01$ 。データは平均値±標準偏差で示す。

(100-209 s : N=32), ② :  $207 \pm 74$  s (117-372 s : N=20), ③ :  $130 \pm 91$  s (41-513 s : N=38), ④ :  $145 \pm 131$  s (7-451 s : N=13) であったが (図4C)、群間に差異は検出されなかった。3 T 装置では漏洩磁界の施設間差異が大きいことから、施設 B 及び C でそれぞれ個別に解析を行ったが、同様の傾向が示された (表4)。

続いて、1.5 T 装置作業内容別のばく露磁界を3 T 装置と比較を行った。その結果、いずれの作業内容においても、1.5 T 利用者の Average B<sub>max</sub> は3 T 装置の利用者と比較して有意に低いものであった (図5)。

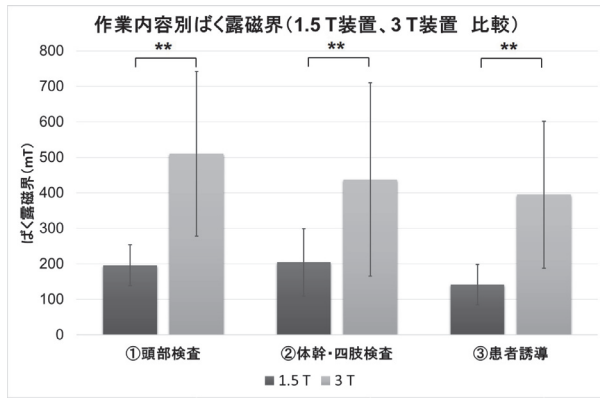


図5 作業内容別ばく露磁界—1.5 T装置と3 T装置の比較. 頭部検査, 体幹・四肢検査, 患者誘導の3つの作業内容のみ比較を行った. \*\*:  $p < 0.01$ . データは平均値±標準偏差で示す.

#### 4 考察

MR 検査は既に日常的な臨床検査手段となりつつある一方で, MR 検査業務従事者の職業磁界ばく露に関する実態調査等, 労働衛生的研究は進んでいない. MR 装置の有する問題は, 検査時のみならず常に漏洩磁界が発生していることであり, この漏洩磁界中での検査動作に起因する一過性症状が近年問題となっている<sup>11)~13)</sup>. しかしながら, MR 装置は高額医療機器であるため, 装置の置き換えによる発生源対策は困難であり, 基本的には作業員視点でのばく露対策が求められている.

##### 1) MR 検査業務従事者のばく露磁界の測定結果と, 先行研究との比較

MR 検査動作に関連する一過性症状の主要因は時間変動磁界 (dB/dt) であり<sup>5), 10)~13)</sup>, また本研究で得た物理量はある時間軸における最大ばく露磁界 ( $B_{max}$ ) 及びその平均 (Average  $B_{max}$ ) であるが, MR 検査業務従事者への安全性教育を考える場合には, 実際のばく露磁界

( $B_{max}$  及び Average  $B_{max}$ ) の情報提示が必要となる. また, 同時に作業内容との関連など人間工学的視点に基づいた議論がなされることで, どのような検査動作が一過性症状を生じさせやすいかの注意喚起となりうる. そこで, 本研究では,  $B_{max}$  及び Average  $B_{max}$  を測定・算出し, 検査動作との関連について検討を行った (表1及び4, 図4及び5).

まず, 職業磁界ばく露の実態調査として, 1.5 T 装置及び3 T 装置において, MR 検査業務従事者の  $B_{max}$  及び Average  $B_{max}$  を測定・算出した. その結果, 表1で示したとおり,  $B_{max}$  (70–427 mT) 及び Average  $B_{max}$  (132 ± 37 mT) については, いずれも3 T 装置における同様の測定結果 ( $B_{max}$ : 0–1250 mT, Average  $B_{max}$ : 428 ± 231 mT, N=103)<sup>7)</sup>の約3割に減少していた. 3 T 装置の  $B_{max}$  の最大値は施設Bの頭部検査時の1250 mTであり (表1), 同じく施設Bではばく露磁界の900 mT 越えが5件観察されている. 一方で施設Cでの  $B_{max}$  は最大値が660 mTであり同じ3 T 装置でもメーカーによる施設間差異が観察された. これらは3 T 装置それぞれの漏洩磁界測定 (表3) の結果からも明らかであった.

表5に先行研究の  $B_{max}$  及び Average  $B_{max}$  と本研究の比較を示す. 1.5 T 装置の職業性ばく露磁界に関する先行研究<sup>17)</sup>では,  $B_{max}$  及び Average  $B_{max}$  が518 mT (mean ± SD: 467 ± 103 mT, N=103)<sup>17)</sup> と1281 mT (mean ± SD: 601 ± 240 mT, N=23)<sup>18)</sup>との報告がある. 本研究の値は  $B_{max}$  及び Average  $B_{max}$  はいずれも先行研究と比較して低いものであった (表1). また, 3 T 装置については, 先行研究では  $B_{max}$  及び Average  $B_{max}$  がいずれも822 mT (N=12)<sup>17)</sup>であったが, 評価手法が異なることやサンプル数が不十分ということもあり, 本研究で得られた値 (0–1250 mT 及び 428 ± 231 mT: 表1) と一概に比較はできないと考える.

表5 MR 検査業務従事者の職業ばく露磁界—先行研究と本研究との比較

文献	Bradley et al <sup>17)</sup>	Bradley et al <sup>17)</sup>	Fuentes et al <sup>18)</sup>	本研究
磁界 (T)	0.6	1.5	1.5	1.5
MR 装置 (台)	1	4	3	1
サンプル数	19	103	23	30
$B_{max}$ (mT)	380	518	1281	427
Average $B_{max}$ (mT)	380	467±103	601±240	132±37
文献	Fuentes et al <sup>18)</sup>	Bradley et al <sup>17)</sup>	本研究 <sup>7)</sup>	Fuentes et al <sup>18)</sup>
磁界 (T)	2	3	3	4
MR 装置 (台)	1	1	2	1
サンプル数	2	12	104	5
$B_{max}$ (mT)	584	822	1250	616
Average $B_{max}$ (mT)	561±33	822	520±232	513±67

## 2) MR 検査動作とばく露磁界の関連について

MR 検査実務では患者への簡単な検査説明、検査台までの誘導及び臥床／起床介助、検査のセットアップ（患部の固定、信号送信用コイルの設置、位置合わせ、寝台送りボタンの操作）及び終了後の簡易的清掃など、多岐にわたる作業が遂行される。そこで、これら一連の作業とばく露磁界の関連について検討を行った。分類する作業内容は、図 3 のとおりである。撮影部位によって信号送信用コイルの設置部位はおおむね固定されており、また、患者の臥床位置も頭部が MR 装置側であることがほとんどである<sup>19)</sup>。①の頭部検査では最も MR 装置に近い場所でコイルが固定されることから、特別なケース（緊急時立ち入りによる MR 装置への近接）を除けば、頭部検査が最も MR 装置に近接した作業であり、1.5 T 装置では P2、3 T 装置では P2-P3 で行われる。したがって、この頭部検査が潜在的に最もばく露磁界が高くなると予想された。②体幹・四肢検査（MR 胆管膵管撮影や乳房 MR 検査など）は基本的に MR 装置より少し離れた位置でコイルセットを行うが（1.5 T 装置では P2-P3、3 T 装置では P2-P4）、頭部検査と異なりモーションアーチファクト防止のための作業に時間を要するため、滞在時間が長くなる。このため、漏洩磁界マップ上の作業場所は頭部検査より遠くなることからばく露磁界も減少することが予想されるが、滞在時間や作業内容の複雑さより、不意に MR 装置に近接するようなケース（1.5 T 装置、3 T 装置ともに P2）もあると懸念された。③患者誘導についても、②と同じく漏洩磁界マップからはばく露磁界が少ないと予想されるが（1.5 T 装置では P2-P3、3 T 装置では P3-P4）、実態は不明であった。④その他については、患者は MR 装置に入ったまま造影剤注入等の処方を受けるため、検査担当者は MR 装置に近接した場所で処方・モニタリングを行う必要があることから、最も高い磁界ばく露の可能性が考えられた。

これら 4 つの作業内容に分類して  $B_{max}$  及び Average  $B_{max}$  を再度算出したところ、1.5 T 装置では作業内容別の変化は観察されなかったものの、3 T 装置では①頭部検査は③患者誘導及び④その他と比較して Average  $B_{max}$  の有意な増加が観察された（表 4、図 4 及び 5）。一般的に 3 T 装置では 1.5 T 装置よりも MR 装置末端（P1-P2：約 2 T）と装置近傍（P2）において高い磁界勾配が存在する。したがって、3 T 装置で MR 検査業務従事者のわずかな体動でばく露磁界が大きく変動するため、1.5 T 装置とほぼ同じ立ち位置で作業を行っていたとしても、①頭部検査のような装置近傍での作業では漏洩磁界の強い場所に立ち入る確率が高くなり、その結果 1.5 T 装置よりも検査動作による Average  $B_{max}$  の大きな変化が観察されたと考えられる。

一方で作業内容との関連で留意しなければならないのは、どの検査においても開始時、終了時に MR 装置本体のコンソールパネルの操作が必要になることである（1.5 T 装置、3 T 装置ともに P1）。今回、コンソールパネル位置での漏洩磁界の定点測定結果は、1.5 T 装置では

645±2 mT と最も高く（表 2）、この操作がばく露磁界の最大値を決める要因になりうると考えられた。しかしながら、1.5 T 装置の①頭部検査時の Average  $B_{max}$ （132±37 mT）が、頭部検査の立ち位置に程近い P2 の定点測定結果（157±3 mT）に近いことや、目視での観察結果から実際のパネル操作はコンソールパネル直近ではなく少し離れた部分（P2）から行われており、コイル設置などの作業に由来する動作がばく露磁界の最大値の決定に寄与していると推察された。なお、3 T 装置のコンソールパネルの漏洩磁界（P1）は、462±9 mT（施設 B）及び 169±6 mT（施設 C）であり、1.5 T の数値に対し逆転現象が生じている。これは 3 T 装置では装置自体の大きさがマグネットのボア部分に対して大きいため、コンソールパネルが漏洩磁界の吹き出し口から左右方向に数十センチメートルずれているためであると考えられる。

## 3) MR 検査業務にともなう一過性の症状防止のための取り組みと今後の研究展開

本研究の調査対象者からは、実験中に MR 検査に伴う感覚変化に関する報告はなかったが、先行研究では MR 検査室での作業に関連して頭痛やめまいなどの感覚変化が報告されている<sup>11)13)</sup>。本研究の漏洩磁界測定結果（表 3）からも明らかのように、特に 3 T 装置では装置近傍（P1-P2、P2-P3）に大きな磁界勾配があり、仮に P2-P3 間の距離を 1 m としたときには、計算上磁界勾配は 575 mT/m（施設 B）及び 324 mT/m（施設 C）となる。敏感な人の場合、運動により引き起こされるめまいの時間変動磁界の閾値は 1 T/s（1 秒間以上）程度と推定されている<sup>11)</sup>。施設 B、C いずれにおいても通常の歩行ではこの閾値を下回るが（ただし、時間変動が 1 秒未満ならば閾値を超える）、走ったりあるいは頭部を急激に動かすなどすると、めまいが誘発される可能性がある。MR 装置は発生源対策が困難であることから、一過性症状発生の防止策として、現状では作業者の動作コントロール、すなわち時間変動磁界を最小化する取り組み（例：走らない、急に振り向かない）が提唱されている<sup>11)14)</sup>。装置近傍の磁界勾配が大きく、少しの体動変化で高磁界ばく露の可能性が高まる 3 T 装置においては、特に頭部検査時に一過性症状が生じないように、作業者に対しゆっくり動く等の動作コントロールをに提案することの重要性が改めて確認された。

なお、漏洩磁界中の体動による dB/dt がこれらの一過性症状の目安となり得るため、現在 dB/dt を得るための測定系を開発中である。また、現在稼働中の MR 装置は国内 3 社国外 3 社があり、今後さらに調査を進め、メーカーの違いによる装置間の差異を把握することが課題であると考えている。

## 5 結論

本研究では、労働衛生対策が遅れている MR 検査業務従事者を対象として、職業磁界ばく露の実態調査を行った。診療上最も標準的な MR 装置である 1.5 T 装置と、

より高性能機である 3 T 装置の MR 検査業務従事者のばく露磁界を測定した結果、1.5 T 装置では  $B_{\max}$  が 70–427 mT, Average  $B_{\max}$  が  $132 \pm 37$  mT, 3 T 装置では  $B_{\max}$  が 0–1250 mT, Average  $B_{\max}$  が  $428 \pm 231$  mT であった。漏洩磁界測定結果からは、1.5 T 装置はパネル操作部位が最も高く ( $645 \pm 2$  mT), 3 T 装置においては、装置近傍に強い磁界勾配が観察された。また、作業内容とばく露磁界の関連性について検討を行った結果、特に 3 T 装置において、作業場所が最も MR 装置に近い頭部検査で他の作業内容と比較して有意に高い Average  $B_{\max}$  が観察された。

これらのことから、装置近傍の磁界勾配が大きく、わずかな体動変化で高磁界ばく露の可能性が高まる 3 T 装置においては、特に頭部検査時にできるだけゆっくりと作業する等の動作コントロールが必要であると考えられる。

## 6 謝辞

本研究を進めるにあたり、箕面市立病院 放射線科・中央放射線部 松浦 隆技師長と山城尊靖技師、国立長寿医療センター病院 放射線科野原孝司技師長にご協力を賜りました。ここに敬礼申し上げます。

## 参 考 文 献

- 1) Kangarlu A, Burgess RE, Zhu H, Nakayama T, Hamlin RL, Abduljalil AM, Robitaille PM. Cognitive, cardiac, and physiological safety studies in ultra high field magnetic resonance imaging. *Magn Reson Imaging*. 1999; 17(10):1407-1416.
- 2) Yamaguchi-Sekino S, Sekino M, Ueno S. Biological effects of electromagnetic fields and recently updated safety guidelines for strong static magnetic fields. *Magn Reson Med Sci*. 2011; 10(1):1-10.
- 3) McRobbie DW. Occupational exposure in MRI. *Br J Radiol*. 2012; 85:293-312.
- 4) 厚生労働省. 平成 23 年医療施設 (静態・動態) 調査・病院報告.  
<http://www.mhlw.go.jp/toukei/saikin/hw/iryosd/11/dl/1-3.pdf>
- 5) Schenck JF. Health and physiological effects of human exposure to whole-body four-tesla magnetic fields during MRI. *Ann N Y Acad Sci*. 1992; 649:285-301.
- 6) Chakeres DW, de Vocht F. Static magnetic field effects on human subjects related to magnetic resonance imaging systems. *Prog Biophys Mol Biol*. 2005; 87(2-3):255-265.
- 7) Yamaguchi-Sekino S, Nakai T, Imai S, Izawa S, Okuno T. Occupational exposure levels of static magnetic field during routine MRI examination in 3 T MR system. *Bioelectromagnetics*. 2014; 35:70-75.
- 8) International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection. The Guidelines for Limiting Exposure to Electric Fields Induced by Movement of the Human Body in a Static Magnetic Field and by Time-Varying Magnetic Fields below 1 Hz. 2014; *Health Physics*. 106(3):418-425.
- 9) Atkinson IC, Renteria L, Burd H, Pliskin NH, Thulborn KR. Safety of human MRI at static fields above the FDA 8 T guideline: sodium imaging at 9.4 T does not affect vital signs or cognitive ability. *J Magn Reson Imaging*. 2007; 26(5):1222-7.
- 10) World Health Organization, Static Fields Environmental Health Criteria Monograph No.232
- 11) International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection. Guidelines on limits of exposure to static magnetic fields. 2009; *Health Physics*. 96:504-514.
- 12) de Vocht F, van Drooge H, Engels H, Kromhout H. Exposure, health complaints and cognitive performance among employees of an MRI scanners manufacturing department. *J Magn Reson Imaging*. 2006; 23(2):197-204.
- 13) Glover PM, Cavin I, Qian W, Bowtell R, Gowland PA. Magnetic-field-induced vertigo: a theoretical and experimental investigation. *Bioelectromagnetics*. 2007; 28(5):349-361.
- 14) EU directive 2004. Directive 2004/40/EC of the European parliament and of the council of 29 April 2004 on the minimum health and safety requirements regarding the exposure of workers to the risks arising from physical agents (electromagnetic fields). Official Journal of the European Union, Luxembourg, Luxembourg.
- 15) EU directive 2013. Directive 2013/35/EU of the European parliament and of the council of 26 June 2013 on the minimum health and safety requirements regarding the exposure of workers to the risks arising from physical agents (electromagnetic fields) (20th individual Directive within the meaning of Article 16(1) of Directive 89/391/EEC) and repealing Directive 2004/40/EC. Official Journal of the European Union, Luxembourg, Luxembourg.
- 16) Capstick M, McRobbie D, Hand J, Christ A, Kuhn S, Hansson Mild K, et al. An investigation into occupational exposure to electro-magnetic fields for personnel working with and around medical magnetic resonance imaging equipment. Report on Project VT/2007/017 of the European Commission Employment, Social Affairs and Equal Opportunities DG. 2008. Available from:  
<http://www.myesr.org/html/img/pool/VT2007017FinalReportv04.pdf>.

- 17) Bradley JK, Nyekiova M, Price DL, Lopez LD, Crawley T. Occupational exposure to static and time-varying gradient magnetic fields in MR units. *J Magn Reson.* 2007; *Imaging* 26(5):1204-1209.
- 18) Fuentes MA, Trakic A, Wilson SJ, Crozier S. Analysis and Measurements of Magnetic Field Exposures for Healthcare Workers in Selected MR Environments. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering.* 2008; 55(4): 1355 – 1364.
- 19) 笠井俊文, 土井 司 共編. MR 撮像技術学. 日本放射線技術学会 監修. オーム社 ; 2008 年.