原著

MRI装置の騒音 —EPIシーケンスを中心とした施設間 およびパルスシーケンス間における検討—

宮地利明・成田廣幸¹⁾・赤岩紀武²⁾・石原 茂³⁾・笠井治昌
桜井久幸⁴⁾・櫻井康雄⁵⁾・西垣文政⁶⁾・山内俊幸⁷⁾

論文受付
1998年4月8日

論文受理
1998年7月22日

Code No.261,
652,
862

名古屋市立大学病院中央放射線部

1)名古屋大学医学部附属病院放射線部(現 浜松医科大学放射線部)

2)小牧市民病院放射線科

3)名古屋市立守山市民病院放射線科

4)名古屋市立城北病院放射線科

5)名古屋大学医学部附属病院放射線部

6)労働福祉事業団中部労災病院放射線科

7)名古屋通信病院放射線室

1. 緒言

magnetic resonance imaging (MRI)装置の主要な騒音は、撮像時に傾斜磁場コイル電流のオンオフによって

発生する。冷凍機やRFコイルなどの影響¹⁾もあるが、傾斜磁場の騒音と比較してはるかに小さい。MRI検査時の騒音は、被検者を不快にしたり対話を困難にする

Acoustic Noise Analysis of Echo Planar Imaging: Multi-center Trial and Comparison with Other Pulse Sequences

TOSIAKI MIYATI・HIROYUKI NARITA¹⁾・NORITAKE AKAIWA²⁾・SHIGERU ISHIHARA³⁾
HARUMASA KASAI・HISAYUKI SAKURAI⁴⁾・YASUO SAKURAI⁵⁾・FUMIMASA NISHIGAKI⁶⁾
and TOSHIYUKI YAMAUCHI⁷⁾

Central Department of Radiology, Nagoya City University Hospital

1)Central Block of Radiology, Nagoya University Hospital

(Present address: Department of Radiology, Hamamatsu University Hospital)

2)Department of Radiology, Komaki City Hospital

3)Department of Radiology, Moriyama Municipal Hospital

4)Department of Radiology, Jouhoku Municipal Hospital

5)Central Block of Radiology, Nagoya University Hospital

6)Department of Radiology, Chubu Industrial Injury Hospital

7)Department of Radiology, Nagoya Posts and Telecommunications Hospital

Received April 8, 1998; Revision accepted July 22, 1998; Code Nos. 261, 652, 862

Summary

The purpose of this study was to evaluate acoustic noise in echo planar imaging (EPI) at various magnetic resonance imaging (MRI) centers, and to compare EPI acoustic noise with that in other principal pulse sequences. We measured the maximum clinical acoustic noise [A-weighted root-mean-square sound pressure levels (L_{eq}) and peak impulse sound pressure levels (L_{peak})] for EPI under the same conditions in five clinical superconducting MRI systems (0.5-1.5T). We also compared the sound pressure levels for EPI and nine different pulse sequences, and analyzed the acoustic noise spectra. There was no significant difference between acoustic noise levels in EPI and other pulse sequences, and these values were within Occupational Safety and Health Administration guidelines at all centers. However, of all the pulse sequences, EPI had the greatest proportion of high-frequency acoustic noise (>1,000 Hz). Single-shot EPI was subject to higher-pitched noise than multi-shot EPI. Even among centers using the same magnet and gradient coil systems, there was considerable difference in acoustic noise levels (maximum differences in L_{eq} and L_{peak} were 7.0 dBA and 7.7 dB, respectively).

Key words: Magnetic resonance (MR), Health physics, Safety, Acoustic noise, Echo-planar imaging (EPI)

別刷資料請求先: 〒467-0001 名古屋市瑞穂区瑞穂町字川澄 1
名古屋市立大学病院 中央放射線部 宮地利明 宛

だけでなく、可逆性の聴力損失を来したり^{2~5)}、さらには高い音に過敏な被検者が強い騒音によって永久的聴力損失を来す可能性を示した報告もある^{6,7)}。また、echo-planar imaging (EPI)⁸⁾の使用が主流になりつつある脳賦活MRIの際に、騒音が解析結果に影響を及ぼす報告^{9~11)}もある。

MRI検査中の騒音は、Table 1のごとく各種の機関において規制されている^{12~16)}。騒音を低減させるため、耳栓やそれに類似する装具^{2,6,17)}の使用とともに、様々な手法(antinoise法など)^{6,9,18~20)}が開発実用化されている⁴⁾。その反面、各種の機能画像を得るために、高速撮像を達成させる高い傾斜磁場の能力(through rateとduty cycle)が必要とされてきており、依然として騒音の影響^{21,22)}を無視することはできない。中でも、傾斜磁場負荷の極めて大きいEPIシーケンスは、傾斜磁場による神経刺激とともにしばしば刺激的な音の発生が問題視されるが、EPIが臨床の場で使用されつつあるにもかかわらず騒音を詳細に測定した報告はみられない。われわれ(日本放射線技術学会 東海支部MR研究班(現 中部部会MR研究会)騒音測定担当)は、EPIの騒音が実際にどの程度なのかを調べるため、EPIの騒音レベルを他のパルスシーケンスと比較するとともに、周波数特性についても検討を加えた。併せて、施設間の騒音レベルの相異に関しても、暗騒音と撮像中

の騒音を比較しながら検討した。以下にこれらの詳細を述べる。

2. 装置および機器

Table 2に示すごとく、超伝導型マグネットで同一の傾斜磁場系(non-resonant型でshielded gradient coil)を有するMRI装置(GE横河メディカルシステム株式会社製)を対象とした。静磁場強度 1.5Tで同一マグネット系の装置を3施設[以下、A(1.5)、B(1.5)、C(1.5)]、1.0Tと0.5Tの装置を各々1施設[以下、D(1.0)、E(0.5)]で騒音を測定した。検査室の大きさは施設によって様々であったが、壁材および床材は全施設同じであった(Table 2)。騒音の測定には、磁場中で使用可能なelectret condenser microphoneを装備しているリオン社製

Table 1 Permissible noise exposure levels.

OSHA ^a	90 dB A _{eq} (averaged over 8 hours per day) 105 dB A _{eq} (averaged over 1 hour per day) 140 dB _{peak} (unweighted peak values)
FDA ^b	Reduce to OSHA or ACGIH ^c level
The ministry of welfare	Reduce to OSHA level
IEC ^d	99 dB A _{eq} (1 hour) 140 dB _{peak} (unweighted peak values in any area)

a: OSHA=Occupation Safety and Health Administration

b: FDA=Food and Drug Administration

c: ACGIH=American Conference of Governmental Industrial Hygienists

d: IEC=International Electrotechnical Commission

Table 2 MRI equipment specifications.

MR imager	A (1.5)	B (1.5)	C (1.5)	D (1.0)	E (0.5)
Type	SIGNA Horizon LX	SIGNA Horizon Ver.5.6	SIGNA Horizon Ver.5.6	SIGNA Horizon Ver.5.5	SIGNA Horizon Contour
Manufacturer	— GE Yokogawa Medical Systems —				
Institution	Moriyama Municipal Hospital	Komaki City Hospital	Chubu Industrial Injury Hospital	Jouhoku Municipal Hospital	Nagoya Posts and Telecommunications Hospital
Static field strength (T)	1.5	1.5	1.5	1.0	1.0
Magnet system	— All MR imagers with super conducting magnet, and 1.5T MR imagers with the same magnet systems —				
Gradient system	— The same gradient systems (non-resonant type shielded gradient coil) —				
Examination dimensions room (inside) (m) - height	2.9	3.4	3.7	2.9	2.8
- length	7.7	10.2	7.3	6.9	8.4
- width	5.7	6.2	4.9	3.7	6.3
materials - wall	— Plasterboard + Vinyl cloth —				
- floor	— Concrete + Vinyl sheet —				
Integrating sound level meter	— NL 18 RION Inc. —				
Octave filter	— NX 04 RION Inc. —				

の積分騒音計(IEC651, 804およびJIS C 1505の規格に適合)と 1/1 オクターブフィルタを使用した(Table 2).

3. 方 法

3-1 騒音値の定義

3-1-1 音の強さのレベル

音の強さのレベル L (dB)は、次式によって定義されている.

$$L = 10 \log_{10} (I/I_0) \quad \dots\dots\dots (1)$$

I は音の強さであり、音波の進行方向に垂直な単位面積を単位時間に運ばれるエネルギーとして表され、以下の関係がある.

$$I = 2\pi^2 v^2 a^2 \rho v \quad \dots\dots\dots (2)$$

v は振動数, a は振幅, ρ は媒質密度, v は音速である.

また、基準音の強さ I_0 は,

$$I_0 = p_0^2 \quad \dots\dots\dots (3)$$

であり, p_0 は基準音圧 $20\mu\text{Pa}$ (ほぼ人間の聞き取れる最小音圧)である.

3-1-2 等価騒音レベル

等価騒音レベル(L_{eq} : 単位を表示はdB A)は次のように定義される.

$$L_{eq} = 10 \log_{10} \frac{1}{t_2 - t_1} \int_{t_1}^{t_2} \frac{p_A^2(t)}{p_0^2} dt \quad \dots\dots\dots (4)$$

$t_2 - t_1$ は騒音の評価対象時間, $p_A(t)$ は時間 t において変動する音圧である. 周波数の重み特性はA特性^{23~25)}(人間の感音周波数特性と同等)で、動特性はFast^{23~25)}を使用した.

3-1-3 ピーク音圧レベル

ピーク音圧レベル(L_{peak} : dB)は、測定期間中においてインパルスされた音圧レベルの最大値である. 周波数の重み特性は平坦特性で、動特性はFastを使用した.

3-2 基本設定

騒音測定時の基本設定は、NEMA standardのmaximum clinical acoustic noise method(最大臨床騒音測定法)²⁵⁾に準じ、IEC¹⁶⁾ならびにJIS規格^{23, 24)}を参照した.

Fig.1に示すごとく、耳の位置を模擬するために磁場中心にマイクロフォンを水平かつ体軸に垂直に固定し、1mTよりも低い磁束密度の位置までケーブルを延長させて積分騒音計を接続した. この条件下において、等価騒音レベル、ピーク音圧レベル、周波数特性を測定し、3-3 から 3-5 の項目に関して検討した. 全項目とも1分以上かつパルスシーケンスが終了するまで測定し、1分以内に終了する場合はシーケンスを繰り返した.

騒音測定の中心であるEPIシーケンスの撮像パラメータは以下のごとく設定した(Table 3). 使用頻度の高

Fig. 1 Experimental set-up for acoustic noise measurement. Electret condenser microphone (arrowhead) is placed at magnet isocenter, and the cable leads to an integrating sound level meter (ISLM).

Table 3 MR imaging and acoustic noise measuring parameters.

Sequence type ^a	Single-shot EPI	Multi-shot EPI	3DFT-fast SPGR	IR prepared 3DFT-fast SPGR	3DFT-SPGR	Fast SE	Single shot fast SE	FLAIR	T ₁ -weighted SE	T ₂ -weighted SE
TR (ms)	2000	2000	11	11	40	4000	2500	8000	400	2500
TE (ms)	50	50	1.7	1.7	4.0	102	102	140	14	30 (1st), 90 (2nd)
Slices	7	7 and 20	12	12	28	12	12	12	12	12
Slice thickness (mm)	5	5	5	5	5	5	5	5	5	5
FOV (mm)	300	300	300	300	300	300	300	300	300	300
Data acquisition matrix	256×128	256×128	256×128	256×128	256×128	256×128	256×128	256×128	256×128	256×128
Scan plane	Sagittal	Sagittal	Sagittal	Sagittal	Sagittal	Sagittal	Sagittal	Sagittal	Sagittal	Sagittal
Echo train length	128	16	128	128	—	16	128	10	—	—
Echo spacing (ms)	1.40	2.05	—	—	—	16.00	9.00	31.00	—	—
Prepulse	SE type	SE type	—	IR type-TI 500 ms	—	—	—	IR type-TI 2000 ms	—	—
Band width (±kHz)	120	120	32.0	32.0	16.0	16.0	62.5	16.0	16.0	16.0 (1st), 4.0 (2nd)
Flow compensation	off	off	off	off	off	on (read out)	off	off	off	on
Frequency weighting-Leq						—A-weighting—				
Time weighting						—Fast—				
Frequency weighting-Lpeak						—No weighting—				

a: EPI=echo-planar imaging, 3DFT=three-dimensional Fourier transform, SPGR=spoiled gradient recalled acquisition in the steady state, IR=inversion recovery, SE=spin echo, FLAIR=fluid attenuated inversion recovery.

いspin echo型のEPI (prepulseは $\pi/2-\pi$)を使用し、信号収集は傾斜磁場の立ち上がった平坦部においてのみ行った。騒音に大きく関与する読み出し用傾斜磁場の振幅は、single-shot EPIとmulti-shot EPIともに同一とした。また、他の基本的な撮像パラメータも同一としたが、エコー間隔に関してはsingle-shot EPIが $1,400\mu\text{sec}$ 、multi-shot EPIが $2,048\mu\text{sec}$ とした。位相エンコード用の傾斜磁場は、k空間の最外側に位相エンコードした後、1ラインずつ間欠的傾斜磁場でステップアップするblip型を使用した。臨床使用に則して、single-shot EPIは多スライスを1スライスごとに収集し、multi-shot EPIは8ショット (ETL: 16) に分けて繰り返し時間ごとに多スライスを励起収集する設定とした。

3-3 施設間の比較

最初に、撮像していない状態での等価騒音レベル (以下、暗騒音: dB A) を各施設において測定した。次にsingle-shot EPI (スライス数は7) とmulti-shot EPI (スライス数は7と20) において、最大臨床騒音²⁵⁾ (MCAN: 音響的に最悪となる条件における等価騒音レベルとピ

ーク音圧レベル) を測定した。この条件下で、同一静磁場強度間 (1.5T) および異なる静磁場強度間 (1.5, 1.0, 0.5T) において比較した。併せて暗騒音が最大臨床騒音に及ぼす影響や、検査室の大きさ (Table 2) との関係も検討した。

3-4 パルスシーケンス間の比較

1.5Tの装置において、代表的なパルスシーケンスを可能な限り同一の撮像パラメータに設定し (Table 3)、等価騒音レベルとピーク音圧レベルを測定して、EPIと比較した。また、参考までにX線CT (Somatom 4 Power: シーメンス旭メディテック株式会社製) の騒音も測定した。X線管の静止時 (暗騒音) と、0.7sec/cycle でスリップリングを連続回転させながらX線曝射している時の騒音を測定した。

3-5 周波数特性

3-4と同様、Table 3に示した撮像条件で、EPIを中心に各パルスシーケンスの騒音周波数特性を測定した。積分騒音計に1/1 オクターブフィルタ (2倍の周波

Table 4 Acoustic noise levels (maximum clinical acoustic noise) in five superconducting MR imaging systems during EPI sequences.

MR imager	A (1.5)	B (1.5)	C (1.5)	Mean $\pm$ 1SD (1.5T)	D (1.0)	E (0.5)	Mean $\pm$ 1SD (total)
Sequence type	Single-shot EPI						
Leq (dB A)	90.4	94.0	95.6	93.3 $\pm$ 2.7	94.3	—	93.6 $\pm$ 2.2
Net-Leq (dB A)	90.4	94.0	95.6	93.3 $\pm$ 2.7	94.3	—	93.6 $\pm$ 2.2
Lpeak (dB)	105.0	110.8	111.1	109.0 $\pm$ 3.4	107.7	—	108.7 $\pm$ 2.9
Sequence type	Multi-shot EPI (slices=7)						
Leq (dB A)	89.3	91.7	91.1	90.7 $\pm$ 1.2	87.0	87.2	89.3 $\pm$ 2.2
Net-Leq (dB A)	89.3	91.7	91.1	90.7 $\pm$ 1.2	87.0	87.1	89.2 $\pm$ 2.2
Lpeak (dB)	107.9	113.7	114.5	112.0 $\pm$ 3.6	109.9	106.1	110.4 $\pm$ 3.6
Sequence type	Multi-shot EPI (slices=20)						
Leq (dB A)	89.3	96.3	95.7	93.8 $\pm$ 3.9	91.5	90.6	92.7 $\pm$ 3.1
Net-Leq (dB A)	89.3	96.3	95.7	93.8 $\pm$ 3.9	91.5	90.6	92.7 $\pm$ 3.1
Lpeak (dB)	107.2	113.9	114.9	112.0 $\pm$ 3.6	109.9	108.6	110.9 $\pm$ 3.4
Ambient (dB A)	64.9	68.8	68.0	67.2 $\pm$ 2.1	64.8	70.5	67.4 $\pm$ 2.5

数差が1 octave)を接続し、周波数重み特性はA特性、動特性はFastで等価騒音レベルを測定した。測定周波数帯域は人間の感音周波数帯域(約16~20,000Hzで対数特性を持つ)をほぼ満たす31.5~16,000Hzの範囲であった(ちなみにピアノの周波数帯域は27.5~4186.009Hz)。パルスシーケンス間における騒音周波数特性の比較は、人間の感音周波数特性上ほぼ中央にあたる1,000Hzを基準にして、他の周波数帯域の騒音レベルとの比率を算出して行った。

Fig. 2 Ambient noise in five superconducting MR imaging systems (and CT).

4. 結果

4-1 施設間の比較

各施設における暗騒音の測定結果を、Table 4およびFig.2に示す。全施設の暗騒音の平均値と標準偏差(1SD)は、67.4 $\pm$ 2.5dB Aであった。式(4)を用いて暗騒音の影響を除いたEPIの等価騒音レベル(Net-Leq)の値は、補正前の等価騒音レベル(Leq)とほぼ同一であった(Table 4)。

1.5Tの装置(同一のマグネット系と傾斜磁場系)におけるEPI(single-shotのスライス数は7, multi-shotのスライス数は7と20)の等価騒音レベルおよびピーク音圧レベルの測定結果をFig.3およびTable 4に示す。等価騒音レベルの施設間の最大差は7.0dB A, ピーク音圧レベルの施設間の最大差は7.7dBであった。

次に異なる静磁場強度(1.5, 1.0, 0.5T)における等価騒音レベルおよびピーク音圧レベルの測定値をFig.4およびTable 4に示す。静磁場強度の上昇に伴って、等価騒音レベルおよびピーク音圧レベルが増加傾向にあった。

4-2 パルスシーケンス間の比較

EPIと他のシーケンスを、等価騒音レベルおよびピーク音圧レベルにおいて比較した結果をFig.5に示す。等価騒音レベルの最大値を示したシーケンスは3DFT-fast SPGR(92.6dB A), 最小値はFLAIR(82.6dB A)であった。また、ピーク音圧レベルの最大値はfast SE(112.6dB), 最小値はsingle-shot EPI(105.0dB)であ

った。EPI(single-shotとmulti-shot)の等価騒音レベルおよびピーク音圧レベルは、他のシーケンスよりも、Mann-Whitney Uテストにおいて有意に大きくはなかった(Fig.5)。

4-3 周波数特性

Fig.6に各シーケンスの騒音周波数特性(等価騒音レベルの平均値と1SD)を示す。撮像時の等価騒音レベルは、500Hz以上の周波数において暗騒音と大きく異なり、500Hzから8,000Hzの周波数帯域の騒音が主体であった。250Hz以下においては撮像時の騒音と暗騒音に大きな差がなかった。MRI装置の騒音周波数特性が、撮像時と暗騒音で異なっていたことは、CT装置と比較して特徴的であった(Fig.6)。

EPIと他のシーケンスの騒音周波数特性を比較するために、1,000Hzを基準にした等価騒音レベルの比率を算出した結果をFig.7に示す。EPIは2,000Hzから8,000Hzの間で、他のパルスシーケンスよりも、Mann-Whitney Uテストにおいて有意に大きかった。特にsingle-shot EPIは2,000Hzから8,000Hzの周波数帯域において、全シーケンス中、最も大きな値を示し、1SDを大きく上回っていた(Fig.7)。

single-shot EPI(スライス数は7)とmulti-shot EPI(スライス数は7と20)の周波数特性を比較した結果をFig.8に示す。single-shot EPIはmulti-shot EPIと比較して、1,000Hzより高い周波数の騒音の占める比率が大きく、1,000Hzより低い周波数の騒音の占める比率が小さかった。multi-shot EPIにおいては、スライス数が7よりも20の方が、1,000Hzより高い周波数の騒音の占める比率が大きく、1,000Hzより低い周波数の騒音の占める比率が小さかった。

5. 考 察

MRI装置の騒音に関しては、過去に多く報告されている^{1~7, 9~20, 22, 25~28}。MRI装置の騒音と各種のパラメータとの関係(傾斜磁場電流の振幅, duty cycle, 立ち上がりと立ち下がり時間などに依存)を詳細に示した報告^{3, 9, 26, 27}や人体がマグネット中に存在する場合と存在しない場合における騒音測定値の違いを示した報告ならびに傾斜磁場パルス-騒音伝達関数を求めた報告もある²⁸。MRI装置の騒音に対して、様々な騒音抑制法^{9, 18~20}が開発されている反面、各種の機能画像の出現によりEPIに代表される傾斜磁場負荷の高い高速シーケンスの需要が増している。EPIの騒音が実際にどの程度で

Fig. 3 (a) A-weighted root-mean-square sound pressure levels (Leq) and (b) peak impulse sound pressure levels (Lpeak) in three 1.5T superconducting MR imaging systems during EPI sequences. Vertical lines show ± 1 SDs. Note that the same magnet and gradient coil systems are used.

Fig. 4 (a) Leq and (b) Lpeak for EPI in MR imaging systems with static magnetic field strengths of 0.5T, 1.0T, and 1.5T. Bars and vertical lines show means and 1SDs, respectively.

あるのかを把握することは重要であるが、具体的にEPIの騒音を検討した報告はわれわれの知る限りなかった。以下に、実際にEPIを中心に測定したMRI装置の騒音に関して考察する。

Fig. 5 Acoustic noise levels (maximum clinical acoustic noise; Leq and Lpeak) for principal pulse sequences in a 1.5T MR system (and CT). Horizontal lines show ambient noise (Leq).

Fig. 6 Noise level spectra (Leq) during MR imaging and CT scanning, and spectra (Leq) of ambient noise. Vertical lines show ± 1 SDs.

5-1 施設間の比較

今回の測定において、対象機種を1社に限定したのは以下の理由による。検討対象とした項目の測定が可能であったのが、本実験対象機種だけであり、まずは同一の傾斜磁場系(1.5T)の装置はマグネット系も同一)において、果たしてどの程度測定値が異なるかを調べるためであった。異なる機種間で騒音を比較した報告^{3,9,27)}はいくらかあるが、施設によって設置環境も異なっており、それが機種固有のものなのか各施設の設置環境に起因するものなのか明確にされていないから

である。今回の結果を踏まえて、今後、本測定対象メーカー以外の機種についても騒音測定を行う必要がある。

同一のマグネット系と傾斜磁場系で床および壁材が同じであっても (Table 2), 施設間のEPI騒音測定値差が等価騒音レベルで最大7.0dB A, ピーク音圧レベルで最大7.7dBと大きかった(全施設間の暗騒音の最大差も5.7dB A)。これは、部屋の幾何学的構造が騒音に大きく関与することを意味している。しかしながら、騒音の測定結果と部屋の構造を比較すれば分かるように (Table 2, 4, Fig.2, 3), この関係は容易に評価できるほど単純ではなかった。今後はこれらの関係を明らかにすることが騒音低減のために重要と考えられる。

もちろん、部屋の構造以外にも騒音測定値に影響する環境条件は多数ある^{23, 24)}。しかし、今回の測定場所が検査室内という安定した環境にあり、音源が測定点近傍なので音の伝搬に及ぼす影響が少ないことから、気象条件などの影響はそれほど大きくないと考えた。例えば、室温の違いは音の高さにも影響し、A特性では測定感度が音の高さによって異なるので騒音レベルにも影響する。しかし、通常の検査室ならば $22\pm 4^{\circ}\text{C}$ の範囲内にあるので、計算すると最高でも2.7%の周波数差にしかならない(周波数は絶対温度の平方根に比例)。

EPIの騒音が静磁場強度の上昇(0.5~1.5T)に伴って測定値が増加する傾向にはあったが、結果に示したように1.5Tの装置の騒音測定値のばらつきも大きく、静磁場強度と騒音値がよく一致していたとはいえない (Fig.4, Table 4)。研究用装置のように、単純なプラスチックシリンダなどに詰め込まれた傾斜磁場コイルの場合、Lorentz力は磁場強度に比例($F=I\times B$)するので、騒音の大きさは磁場強度に依存し、さらには騒音の周波数特性もある

程度推定可能である。しかし、今回測定対象にした臨床用の装置(GE横河メディカル株式会社製)においては、傾斜磁場コイルの固定法など、傾斜磁場コイルの構造が非常に複雑であったことが、騒音測定値が磁場強度に強く依存しなかった原因の一つと考えられる(前述のごとく各施設の幾何学的構造差も原因となる)。

EPIの最大臨床騒音測定値は、全施設において各種機関 (Table 1) が提示した許容範囲内にあった (Table 4)。ただし、騒音基準を定めた各種機関の根幹となるOSHA

の規制値は、この騒音環境に曝された人口の85%のみを著しい聴力損失から守るレベルでしかない。さらに実際にMRIの騒音が聴力に影響するという報告²⁻⁷がある以上、MRI検査時には適切な減音法^{2,4,6,17}を使用して騒音を低減させる必要があると考える。

また、暗騒音(冷凍機や空調などの騒音)は、一般に環境騒音の目標値とされている55dB Aよりもはるかに大きく、 67.4 ± 2.5 dB Aであった。しかし暗騒音の影響を除いたEPIの等価騒音レベルの値に変化がなかったことは(Table 4)、EPIの撮像時には暗騒音の影響を無視可能であるといえる。

5-2 パルスシーケンスの比較と周波数特性

撮像時の騒音周波数特性は全シーケンスにおいて同様の傾向にあり、撮像時の騒音は500Hz以上で主体となり、暗騒音の影響は250Hz以下において関与している(5-1のごとく全周波数帯をまとめて評価すると暗騒音の影響は無視可能)。この関係は、CTと明らかに異なっている。ただし、騒音周波数特性は傾斜磁場コイルの構造に大きく依存するので、すべてのメーカにおいて同じ騒音周波数特性を示す保証はない。しかし、以下に論じる騒音周波数特性のパルスシーケンス間の関係に関しては、同様の傾向を示すと考えられる。

EPIは他のシーケンスと比較して騒音測定値が優位に大きいとはいえないが、他のシーケンスよりもEPI(特にsingle-shot EPI)が明らかに高い周波数帯の騒音(2,000Hz以上)の占める割合が大きい(Fig.7)。これはEPIが、騒音に大きく関与する読み出し用傾斜磁場の振動周波数が高いためであり、EPIが刺激的な音がするといわれている理由はここにあると考えられる。さらにsingle-shot EPIがmulti-shot EPIよりも相対的に高い音質に感じられたが、single-shot EPIの方が高音域の占める比率が大きく低音域の占める比率が小さい結果と一致している。これはsingle-shot EPIよりもmulti-shot EPIの方がエコー間隔が約1.5倍長かったので、傾斜磁場の振動周波数がsingle-shot EPIの方が高くなるためであると考えられる(Fig.8)。

EPIの騒音レベルにおいては、同一スライス数(7スライス)の場合、等価騒音レベルはsingle-shot EPIの方が大きく、逆にピーク音圧レベルはmulti-shot EPIの方が大きかった(Table 4)。single-shot EPIの方が等価騒音レベルが大きかったのは、等価騒音レベルが変動騒

Fig. 7 Comparison of acoustic noise spectra (relative Leq) in single-shot EPI with that in other pulse sequences. Vertical lines show ± 1 SDs.

Fig. 8 Comparison of acoustic noise spectra (relative Leq) for single-shot EPI and multi-shot EPI.

音レベルを平均二乗音圧の連続定常音に換算した値(式(4))であり、この定義に関与する傾斜磁場のduty cycle(傾斜磁場印加時間/傾斜磁場繰り返し時間)が、設定した条件においてはsingle-shot EPIの方が大きいからであると考えられる。ただし、multi-shot EPIのスライス数を繰り返し時間当たり最大の20に増加させると両者の等価騒音レベルの差はほとんどなくなってくる(Table 4)。スライス数や繰り返し時間は傾斜磁場の粗密に関与し等価騒音レベルに影響するので、single-shot EPIとmulti-shot EPIを比較する際は、各々の撮像条件を十分に留意する必要がある。一方、ピーク音圧レベルにおいて、multi-shot EPIの方が大きかったのは

以下のためと推測される。読み出し用傾斜磁場の振幅は両者とも同一であったが、multi-shot EPIはk空間を16分割する設定にしたことによって、single-shot EPIの8倍量の位相エンコード用傾斜磁場を加える必要がある(このためエコー間隔は約1.5倍延長)。読み出し用傾斜磁場とともに加わる位相エンコード用傾斜磁場の違いが、音圧レベル測定期間中におけるインパルスの最高値であるピーク音圧レベルの差となったと思われる。

同様のことは、EPI以外のパルスシーケンスにおいても適用される。例えば、FLAIRは反転時間が長く、傾斜磁場の印加が粗になるために等価騒音レベルは最小値を示した。しかし、FLAIRのピーク音圧レベルは全シーケンス中ほぼ中央で、小さな値であるとはいいがたい(Fig.5)。ピーク音圧レベルが大きいかからといって、必ずしも等価騒音レベルが大きくなるわけではなく、MRI装置の騒音特性を検討する際は、両方の値を比較しながら評価することが重要であると考えられる。

6. 結 論

本研究によって、EPIを中心としたMRI装置の騒音特性が明らかとなった。これらをまとめると下記のごとくなる。

- ①EPIの騒音レベルの施設間の差は大きかった(同一マグネット系と傾斜磁場系で、等価騒音レベルの最大差 7.0dB A、ピーク音圧レベルの最大差 7.7dB)。

- ②EPIの騒音レベルは、他のシーケンスと比較して有意に大きくはなく、規制値の範囲内であった。
- ③EPIの騒音は、高い音質(2,000Hz以上)の占める割合が他のシーケンスよりも有意に大きかった。
- ④single-shot EPIの方が、multi-shot EPIよりも騒音の音質が高く、等価騒音レベルも大きいですが、スライス数が増加すると等価騒音レベルの差がなくなった。
- ⑤撮像時の騒音は、500Hzから8,000Hzの周波数帯域の騒音が主体であり、暗騒音は250Hz以下の周波数帯において影響した。ただし、全周波数帯域を統合した場合は、EPI撮像時に暗騒音の影響は無視可能であった。

稿を終えるにあたって、騒音測定機材を提供して下さいたりオン株式会社の稲山氏、測定に協力していただいた内海氏(GE横河メディカルシステム株式会社)をはじめ測定対象施設の方々、本研究を支援して下さいた日本放射線技術学会東海支部MR研究班担当理事の井戸氏(木沢記念病院)、杉浦氏(聖霊浜松病院)、田中氏(市立四日市病院)をはじめMR研究班班員諸子と東海支部理事の方々に誌面を借りてお礼を述べさせていただきます。

本研究は日本放射線技術学会 東海支部MR研究班(現 中部部会MR研究会)の研究活動(班長:成田廣之)の一環として行われた。本論文の要旨は、日本放射線技術学会東海支部記念総会・第20回地方会(平成10年3月1日)において報告した。

参考文献

- 1) Röchmann P: Human auditory system response to pulsed radiofrequency energy in RF coils for magnetic resonance at 2.4 to 170 MHz. *Magn. Reson. Med.*, 21, 197-215, (1991).
- 2) Shellock FG: Biological effects and safety aspects of magnetic resonance imaging. *Magn. Reson. Q.* 5, 246-261, (1989).
- 3) Hurwitz R, Lane SR, Bell RA, et al.: Acoustic analysis of gradient-coil noise in MR imaging. *Radiology*, 173, 545-548, (1989).
- 4) Brummet RE, Talbot JM and Charuhas P: Potential hearing loss resulting from MR imaging. *Radiology*, 169, 539-540, (1988).
- 5) Quirk ME, Letendre AJ, Clottone RA, et al.: Anxiety in patients undergoing MR imaging. *Radiology*, 170, 463-466, (1989).
- 6) Kanal E, Shellock FG and Talagaia L: Safety considerations in MR imaging. *Radiology*, 176, 593-606, (1990).
- 7) Kanal E, Shellock FG and Sonnenblick D: MRI clinical site safety survey: phase I results and preliminary data (abstr). *Magn. Reson. Imaging*, 7(suppl 1), 106, (1988).
- 8) Stehling MK, Turner R and Mansfield P: Echo-planar imaging: magnetic resonance imaging in a fraction of a second. *Science*, 254, 43-50, (1991).
- 9) Cho ZH, Park SH, Kim JH, et al.: Analysis of acoustic noise in MRI. *Magn. Reson. Imaging*, 15(7), 815-822, (1997).
- 10) Cho ZH, Chung SC, Lim DW, et al.: Effects of the acoustic noise of the gradient systems on fMRI: a study on auditory, motor, and visual cortices. *Magn. Reson. Med.*, 39, 331-336, (1998).
- 11) Bandettini PA, Jesmanowicz A, Kylen JV, et al.: Functional MRI of brain activation induced by scanner acoustic noise. *Magn. Reson. Med.*, 39, 410-416, (1998).

- 12) American Conference of Governmental Industrial Hygienists: TLVs, threshold limit values for chemical substances in the work environment, adopted by ACGIH for 1983-84, noise and impulsive or impact noise, 80-82.
- 13) Food and Drug Administration: Magnetic resonance diagnostic device: panel recommendation and report on petitions for MR reclassification. Federal Register, 53, 7575-7579, (1988).
- 14) 厚生省薬務局医療機器開発課: 106 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. 533-535, (1991).
- 15) Occupational Safety and Health Administration: Occupational noise exposure. OSHA, 1910.95.
- 16) International Electrotechnical Commission: Medical electrical equipment-Part 2: Particular requirements for the safety of magnetic resonance equipment for medical diagnosis. IEC 601-2-33, 1-113, (1995).
- 17) Gangarosa RE, Minnis JE, Nobbe J, et al.: Operational safety issues in MRI. Magn. Reson. Imaging, 5, 287-292, (1987).
- 18) Goldman AM, Grossman WE and Friedlander PC: Reduction of sound levels with antinnoise in MR imaging. Radiology, 173, 549-550, (1989).
- 19) McJury M, Stewart RW, Crawford D, et al.: The use of active noise control (ANC) to reduce acoustic noise generated during MRI scanning: some initial results. Magn. Reson. Imaging, 15(3), 319-322, (1997).
- 20) Cho ZH, Chung ST, Chung JY, et al.: A new silent magnetic resonance imaging using a rotating DC gradient. Magn. Reson. Med., 39, 317-321, (1998).
- 21) Robinson DW: Characteristics of occupational noise-induced hearing loss. In: Henderson D, Hamernik RP, Dosanjh DS, et al., eds. Effects of noise on hearing, New York, Raven Press, 383-405, (1976).
- 22) Shellock FG, Litwer CA and Kanal E: Magnetic resonance imaging: bioeffects, safety, and patient management. Reviews of Magn. Reson. Med., 4, 21-63, (1992).
- 23) 日本工業規格: 騒音レベル測定方法. 日本規格協会, JIS Z 8731, (1983).
- 24) 日本工業規格: 騒音レベル測定方法. 日本規格協会, JIS C 1505, (1988).
- 25) National Electrical Manufacturers Association: Acoustic noise measurement procedure for diagnostic magnetic resonance imaging devices. NEMA Standard Publication, MS 4, (1989).
- 26) 日本磁気共鳴医学界有効性評価委員会ワーキンググループ; 竹中栄一, 神保昌夫, 吉留英二, 他: NEMA基準書に基づく診断用MRI装置の騒音測定手順による騒音測定. 日磁医誌, 15(2), 66-68, (1995).
- 27) Counter SA, Olofsson A, Grahn HF, et al.: MRI acoustic noise: sound pressure and frequency analysis. JMRI, 7, 606-611, (1997).
- 28) Hedeem RA and Edelstein WA: Characterization and prediction of gradient acoustic noise in MR imagers. Magnetic Resonance in Medicine, 37, 7-10, (1997).

図表の説明

- Fig. 1 騒音測定実験の構成. electret condenser microphone (矢頭)を磁場中心に配置し, ケーブルは積分騒音計 (ISLM)に延長.
- Fig. 2 5種の超伝導MRIシステム(およびCT)の暗騒音.
- Fig. 3 3施設の1.5T超伝導型MRI装置におけるEPIの(a)等価騒音レベル(L_{eq})と(b)ピーク音圧レベル(L_{peak}). 縦線は $\pm 1SD$ を示す. 同一のマグネット系および傾斜磁場系を使用.
- Fig. 4 0.5, 1.0, 1.5Tの超伝導型MRI装置におけるEPIの(a) L_{eq} と(b) L_{peak} . 棒と縦線は, 平均値と1SDを各々示す.
- Fig. 5 1.5TのMRI装置(およびCT)における主要パルスシーケンスの騒音レベル[最大臨床騒音(L_{eq} と L_{peak})]. 水平線は暗騒音(L_{eq})を示す.
- Fig. 6 MR撮像時およびCTスキャン時における L_{eq} の騒音周波数特性と暗騒音の周波数特性. 縦線は $\pm 1SD$ を示す.
- Fig. 7 EPIと他のパルスシーケンスにおける周波数特性(L_{eq} 相対値)の比較. 縦線は $\pm 1SD$ を示す.
- Fig. 8 single-shot EPIとmulti-shot EPIにおける周波数特性(L_{eq} 相対値)の比較.

Table 1 騒音許容レベル.

Table 2 MRI装置の仕様.

Table 3 MRI撮像パラメータおよび騒音測定パラメータ.

Table 4 超伝導MRI装置 5施設におけるEPIの騒音レベル(最大臨床騒音).