

体躯用 CP 型 phased array coil の基礎的，臨床的評価

浪本智弘， 山下康行， 阿部保子， 高橋睦正

熊本大学医学部放射線科

はじめに

Phased array coil はいくつかの小さな surface coil それぞれに受信機と増幅器を備えた multicoil で，これらの surface coil で volume を取り囲むことにより高い S/N と広い FOV との両立が可能となったものである^{1),2)}。それぞれの coil は互いに電氣的に連結しないように設計され，独立して画像の再構成を行い，後で一つの画像に合成される。これまで phased array coil は脊椎や骨盤に用いられてきたが^{3),4)}，最近上腹部についても circular-polarized (CP) phased array coil が臨床応用可

能となった⁵⁾。我々は CP phased array coil を従来の body coil と比較しその特性について検討した。

対象および方法

コイルの特性についてファントムならびに臨床例で検討した。使用した MRI は Siemens 社製 Magnetom Vision 1.5 T で，体躯用の CP phased array coil ならびに body coil を用いて検討した。

1) ファントムによる評価

Surface coil ファントム（日興ファインズ 93-402s）に対し，body coil および CP phased

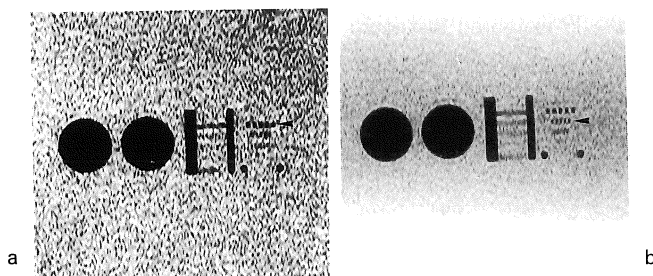


Fig. 1. The spatial resolution of the phantom with T₁-weighted FLASH sequence a) body coil, b) CP phased array coil). The spatial resolution with the CP phased array coil is higher than that with the body coil in T₁-weighted FLASH sequence for frequency encoding direction. There are no difference between the CP phased array coil and the body coil in other sequences. (shows only T₁-weighted FLASH sequence)

Table 1. Pulse Sequence Parameters

	T ₁ -weighted SE	T ₂ -weighted SE	T ₁ -weighted FLASH	T ₂ -weighted TSE (ETL=15)
Repetition time (ms)	580	2000	105	2000
Echo time (ms)	14	20/80	6.0	120
Flip angle (degree)	90	90	75	90
No. of acquisitions	1	1	1	1
Frequency oversampling	100%	100%	100%	100%
Phase oversampling	100%	100%	0%	0%
No. of sections	13	17	7	7
Section thickness (mm)	8-10	8-10	8-10	8-10
Distance factor	0.2	0.2	0.2	0.2
Field of view	340×213	340×213	340×213	340×213
Matrix (phase×frequency)	128×256	120×256	160×512	160×512
Matrix size (mm)	1.66×1.33	1.77×1.33	2.04×0.66	2.04×0.66
Bandwidth (Hz per pixel)	150	20	195	130
No. of presaturation	2	2	0	2
Imaging time per section	11.6 sec	16.2 sec	2.7 sec	3.7 sec
Total imaging time	2 min 31 sec	4 min 35 sec	19 sec	26 sec

array coil を用い MRI 撮像を施行し, signal-to-noise ratio (S/N) を両コイルについて比較した. ファントムの大きさは一辺 150 mm の立方体で, 内部には T₁, T₂ 値が生体軟部組織と等価 (T₁ 値 800 ms, T₂ 値 130 ms) のポリビニールアルコールゲルが封入されている.

撮像したパルス系列は T₁-weighted fast low-angle shot (FLASH), T₂-weighted Turbo spin-echo (TSE), T₁-weighted spin-echo (SE) および T₂-weighted SE で詳細は Table 1 に示す. 各パルス系列について S/N をファントムの中心を 0 として垂直方向および水平方向に 1 cm 間隔で各方向 13 点 (-6~+6 cm) の各 0.5 cm² の領域を測定し位置による信号の変化を比較した. S/N は信号強度をファントム右外側の 1 cm² の領域の信号の標準偏差 (background SD) で除して求めた. また各パルス系列について, ファントム内の直径およびピッチ 0.5, 0.75, 1.0, 1.5 mm の円柱ピンパターンを用

い空間分解能の比較をおこなった (Fig. 1).

2) 臨床評価

上腹部の疾患が疑われた 10 症例に対して body coil および phased array coil を用い, MRI をファントムと同様のパルス系列 (Table 1) で撮像し, 肝, 脾, 膵の S/N について比較した.

結 果

1) ファントムによる評価

ファントム中心部における CP phased array coil の S/N は body coil に比して T₁-weighted FLASH で 3.5 倍, T₂-weighted TSE で 2.4 倍, T₁-weighted SE で 2.6 倍, T₂-weighted SE で 1.5 倍であった.

画像の均一性については垂直方向では, body coil はどの深さでも S/N はほぼ一定であったのに対し, CP phased array coil では中心

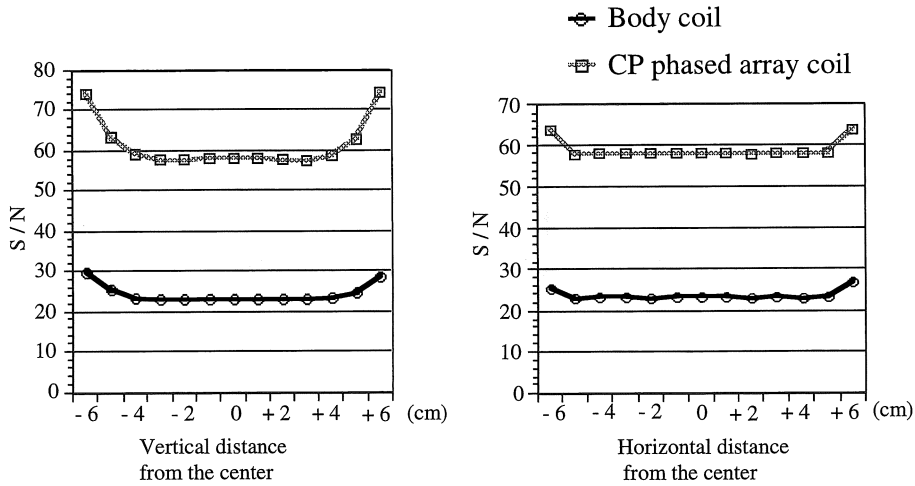


Fig. 2. The S/N measurements for distance from the center with the vertical and the horizontal direction. (shows only T₂-weighted TSE image) The S/N of the point near the surface is higher than that of the center with the CP phased array coil in the vertical direction. The S/N with the body coil is almost homogenous in the vertical direction. The S/N of the center point with the CP phased array coil is 2.4 times higher than that with the body coil in T₂-weighted sequence.

Table 2. Spatial resolutions of four sequences

	Frequency encoding direction				Phase encoding direction
	T ₁ -weighted SE	T ₂ -weighted SE	T ₁ -weighted FLASH	T ₂ -weighted TSE	All sequences
CP phased array coil (mm)	1.5	1.5	1.0	0.75	1.5
Body coil (mm)	1.5	1.5	1.5	0.75	1.5
Theoretical resolution (mm)	1.33	1.33	0.66	0.66	1.66-2.04

部が低く、コイルに近づくにつれ S/N が高くなった (Figs. 1 & 2). 水平方向では body coil, CP phased array coil とともに S/N はほぼ均一であった。

Body coil と CP phased array coil との空間分解能の比較では CP phased array coil では T₁-weighted FLASH, T₁-weighted SE, T₂-weighted TSE, T₂-weighted SE では周波数方向においてそれぞれ 1, 0.75, 1, 1 mm まで判読可能であり, body coil ではそれぞれ 1.5, 0.75, 1, 1 mm まで判読され, T₁-weighted FLASH 以外には差はなかった (Fig. 1, Table 2). 位相方向ではいずれのパルス系列でも空間分解能

は 1.5 mm であった (Table 2).

2) 臨床評価

臨床的な body coil および CP phased array coil による肝, 脾, 膵の S/N の比較では高速撮像法の FLASH および TSE で S/N の著しい改善を認め, FLASH で 3~4 倍, TSE で 2~3 倍の向上を認めた (Figs. 3, 4e~h). T₁ 強調 SE では肝では 2 倍の上昇を認めたものの, 脾, 膵では S/N の上昇は軽微であった (Fig. 4a, b). T₂ 強調 SE では全般的に S/N の向上は TSE に比して軽微であった (Fig. 4c, d).

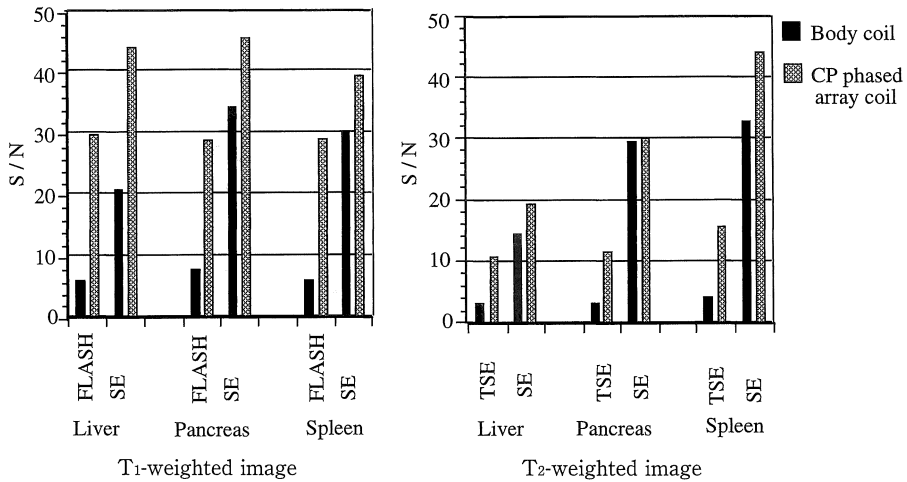


Fig. 3. S/N measurements for the liver, spleen and pancreas. S/Ns with the CP phased array coil in T₁-weighted FLASH and T₂-weighted TSE sequences show significantly higher than those with the body coil.

考 察

Phased array coilは複数の表面コイルを並べて使用し、高いS/Nと広いFOVを両立させることが可能である。最近では様々な形状のものが開発され、今後様々な領域で臨床応用が進んでいくものと思われる^{6)~9)}。我々の用いたCP phased array coilは体躯用に設計されたもので、上下2枚ずつ計4枚のコイルで構成されており、骨盤部のみならず、腹部、胸部にも応用可能である。これまでphased array coilは骨盤部ならびに脊椎に応用されていたが、上腹部のMRIに対するphased array coilの臨床応用でも、優れたS/Nを得ることが可能であり、高速かつ高分解能の撮像が可能とな

った。本研究ではこのCP phased array coilの特性について定量的に評価した。

ファントムでは、いずれのパルス系列でもCP phased array coilのS/Nの向上を認め、特にFLASH, TSEではS/Nの向上が著明であった。原因としてはこれらの高速撮像法ではSEと比べcoilの受信信号が弱い為、より表面に近いCP phased array coilによるS/Nの改善が著しかったものと考えられた。CP phased array coilは水平方向のS/Nはほぼ均一なのに対し、垂直方向では中心から離れるほど、コイルに近接するため信号の増強を認め、中心部と比べ外側部(±6 cm)ではS/Nは30~40%高かった。この結果縁部ではS/Nは向上する反面、body coilに比して、信号強

Fig. 4. Images of hepatoma

T₁-weighted SE (TR 580 ms/TE 14 ms/1NEX) a : body coil, b : CP phased array coil

T₂-weighted SE (TR 2000 ms/TE 80 ms/1NEX) c : body coil, d : CP phased array coil

T₁-weighted FLASH (TR 105 ms/TE 6 ms/1NEX) e : body coil, f : CP phased array coil

T₂-weighted TSE (TR 2000 ms/TE 120 ms/1NEX/15ETL) g : body coil, h : CP phased array coil

The S/Ns with the CP phased array coil in T₁-weighted FLASH and T₂-weighted TSE sequences show significantly higher than that with the body coil. The S/N with the CP phased array coil in T₁-weighted SE sequence shows slightly higher than that with the body coil. In T₂-weighted SE sequence, the S/N of the CP phased array coil is equally as that of the body coil.

体躯用 phased array coil の評価

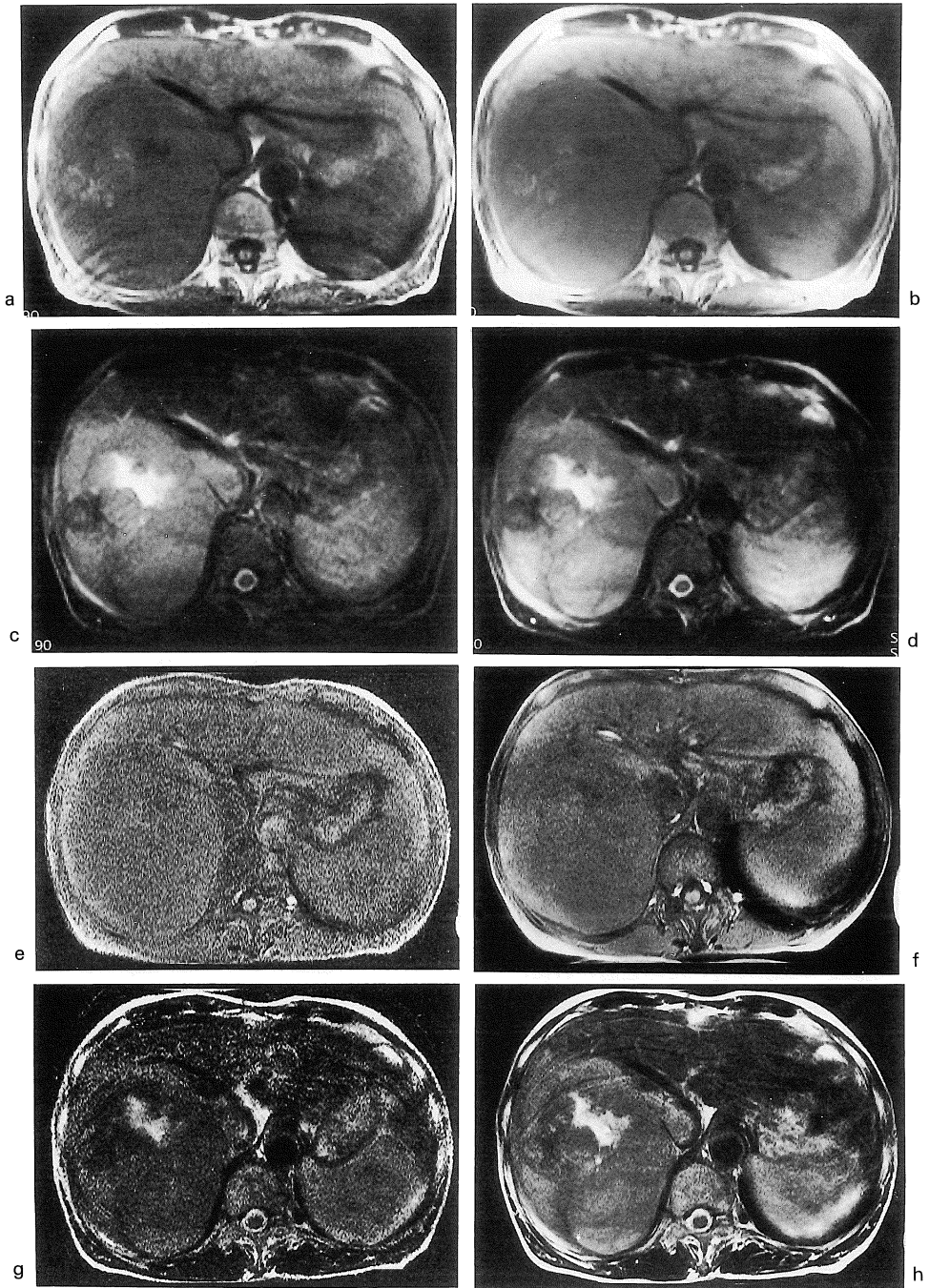


Fig. 4

度の不均一性が目立った。今回の実験では信号強度補正用のフィルターを使用しなかったが、実際の臨床では補正フィルターを使用して不均一性を補正している。補正フィルターを使用してファントムの信号強度を測定したところ、辺縁部の信号増加は20~30%に押さえられた。

空間分解能の検討ではファントムのピンパターンのピッチ間隔は固定されており、より厳密な評価はできなかったが、TSEではいずれのコイルでも周波数方向で0.75 mm とほぼ計算値と一致していた。しかしFLASHではbody coil 1.5 mm, CP phased array coil 1.0 mm といずれも計算値より劣っていた (Table 2)。この原因は不明であるが、S/Nの低下が原因の可能性として考えられた (Fig. 1a)。SEでは1.5 mmではほぼ計算値 (1.33 mm) と一致していた。位相方向ではいずれのパルス系列でも空間分解能は1.5 mm であり、計算値 (1.33~2.06 mm) とほぼ一致していた。

臨床的にもファントム同様S/Nは高速撮像法において、FLASHで3~4倍TSEで2~3倍と著明な向上を認め、Campeauらの報告とほぼ同様の傾向であった⁸⁾。SEではT₁強調像でbody coilに対しS/Nの向上は軽度であった。T₂強調SEではS/NはCP phased array coilとbody coilはほぼ同等の結果となった。これは通常のSEでは信号が十分に高く、すでにコイルの感度の上限に近いためと思われた。一方ファントムと同様に、高速撮像法のFLASHやTSEでは呼吸停止下の撮像では得られる信号が低いいため、CP phased array coilでのS/Nの改善が著しかったものと考えられた。臨床例でのCP phased array coilとbody coilとのS/Nの比較では、ファントムでの測定結果と比べSEでは相対的に低下するのに対しFLASH, TSEでは肝や脾のS/Nの相対的向上を認めた。原因としてSEでは呼吸下に撮像するため、CP phased array coilでは皮下脂肪の信号が強調され、その呼吸性の移動によりノイズが増加したためと考えられた。CP

phased array coilのファントム実験では中心部と比べ辺縁部での信号の増加が30~40%認められており、体表に近く存在する肝や脾のFLASH, TSEでのCP phased array coilの相対的S/Nの向上の原因と考えられた。

CP phased array coilでは体表の脂肪が高信号となるため、腹壁にあわせてpresaturation pulseをかけることにより、信号強度の不均一性を緩和できる症例もあった。

結 論

CP phased array coilの使用により特に高解像度のFLASH, TSE等高速撮像法においてS/Nの比較的均一で著明な向上が認められた。通常の解像度のSE法T₁, T₂強調像ではS/Nの向上は軽度であった。

文 献

- 1) Hayes CE, Roemer PB : Noise correlation in data simultaneously acquired from multiple surface coil arrays. *Magn Reson Med* 1990 ; 16 : 181-191
- 2) Hayes CE, Hattes N, Roemer PB : Volume imaging with MR phased arrays. *Magn Reson Med* 1991 ; 18 : 309-319
- 3) Hayes CE, Dietz MJ, King BF, et al. : Pelvic imaging with phased-array coils : Quantitative assessment of signal-to-noise ratio improvement. *JMRI* 1992 ; 2 : 321-326
- 4) Smith RC, Reinhold C, McCauley TR, et al. : Multicoil high-resolution fast spin-echo MR imaging of the female pelvis. *Radiology* 1992 ; 184 : 671-675
- 5) Kreisler L, Friedrich A, Wang J : SNR and noise-correlation of CP-volume-array coils. *Society of Magnetic Resonance. Nice, 1995 ; 980*
- 6) Foo TKF, MacFall JR, Hayes CE, et al. : Pulmonary vasculature : single breath-hold MR imaging with phased-array coils. *Radiology* 1992 ; 183 : 473-477
- 7) Schmalbrock P, Pruski J, Sun L, et al. : Phased array RF coils for high-resolution MRI of the inner

- ear and brain stem. JCAT 1995 ; 19 : 8-14
- 8) Campeau NG, Johnson CD, Felmlee JP, et al. : MR imaging of the abdomen with a phased-array multicoil : Prospective clinical evaluation. Radiology 1995 ; 195 : 769-776
- 9) Gauger J, Sittek H, Holzknecht NG, et al. : Liver MR imaging with a body phase-array coil. Radiology 1994 ; 193 : 133

Preliminary and Clinical Evaluation of CP Body Array Coil

Tomohiro NAMIMOTO, Yasuyuki YAMASHITA,
Yasuko ABE, Mutsumasa TAKAHASHI

*Department of Radiology, Kumamoto University
1-1-1 Honjo, Kumamoto, Kumamoto 860*

A phased array multicoil represents an important technical development in MR imaging of the upper abdomen. With the use of the CP phased array coil for the reception of MR signals, a substantial improvement in signal-to-noise ratio (S/N) is achieved compared to the body coil. The S/N of the CP phased array coil in a phantom and upper abdominal studies were compared with that of the body coil. In a phantom study, S/Ns of the CP phased array multicoil were approximately 1.5 to 3.5 fold increase in comparison with the body coil. However, higher S/N was achieved at the cost of a reduced sensitive volume and with inhomogeneous sensitivity.