

## 上肢用フェーズドアレイコイルの試作と基礎的検討

門澤 秀一<sup>1</sup>, 保坂 勝<sup>1</sup>, 伊藤 敦子<sup>1</sup>, 渡辺美喜男<sup>1</sup>,  
鳴沢 勝行<sup>1</sup>, 牧田 幸三<sup>2</sup>, 飯田 龍一<sup>3</sup>, 荒木 力<sup>4</sup>

<sup>1</sup>社会保険山梨病院放射線科 <sup>2</sup>社会保険中央病院放射線科  
<sup>3</sup>社会保険山梨病院内科 <sup>4</sup>山梨医科大学放射線科

## はじめに

磁気共鳴画像 (magnetic resonance : MR imaging) は, 被検体に生じる磁気共鳴信号と呼ばれる微弱な高周波磁場信号を電磁誘導によって受信し画像化したものであり, この信号の受信にはコイル (coil) と呼ばれる装置が用いられる. コイルの性能が画質へ与える影響は大きく, 撮像目的部位より雑音を抑制しつつ磁気共鳴信号を高感度に受信できること, すなわち高い信号雑音比 (signal to noise ratio : SNR) が求められる. フェーズドアレイコイル (phased-array coil) は複数のコイルから同時に磁気共鳴信号を得る技術で, 高い SNR を保ちながら広い範囲を撮像できる. 当初脊椎の撮像に導入された<sup>1)</sup>フェーズドアレイコイルは, その後様々な部位への応用が試みられ, その有用性が明らかにされてきた<sup>2)~9)</sup>.

我々はこれまで上肢の撮像にメーカーから提供されたコイルを用いてきたが, 良好な画像を得られない場合があるなどの問題点がみられた. そこで上肢用に新たにフェーズドアレイコイルを試作し, 従来使用してきたコイルと比較しながら性能評価を行ったので報告する.

## 方法

## 1. 試作フェーズドアレイコイルおよび GP フレックスコイル

使用した MR 装置は静磁場強度 0.5T の GE 横河メディカル社製 SIGNA CONTOUR である. 180×120 mm 大の矩形ループ状の受信回路部を設けたコイル (Fig. 1) を 2 台製作し, それらの信号出力をデュアルアレイアダプターに接続して 2 コイル型のフェーズドアレイコイルとして使用した<sup>2)</sup>. コイルの受信周波数および出力インピーダンスは負荷時にそれぞれ 21.3 MHz および 50 Ω になるように調整した. また受動型のブロッキング回路をコイル内に搭載した. 検査時には上肢を 2 台のコイルで上下からサンドイッチ状に挟むように固定して撮像を行った (Fig. 2).

我々はこれまで上肢の撮像に GE 横河メディカル社製 GP フレックスコイルを用いてきた. このコイルには約 170×140 mm 大の矩形ループ状の受信回路部が 2 基搭載されており, 各々の信号出力はコイル内で混合され 1 本の信号ケーブルに出力されている. 受信回路部は柔らかなパッド上に設置されフレキシブルな構造となっているため, 目的部位の形状に合わせて曲げることが可能である. 上肢の検査に際し

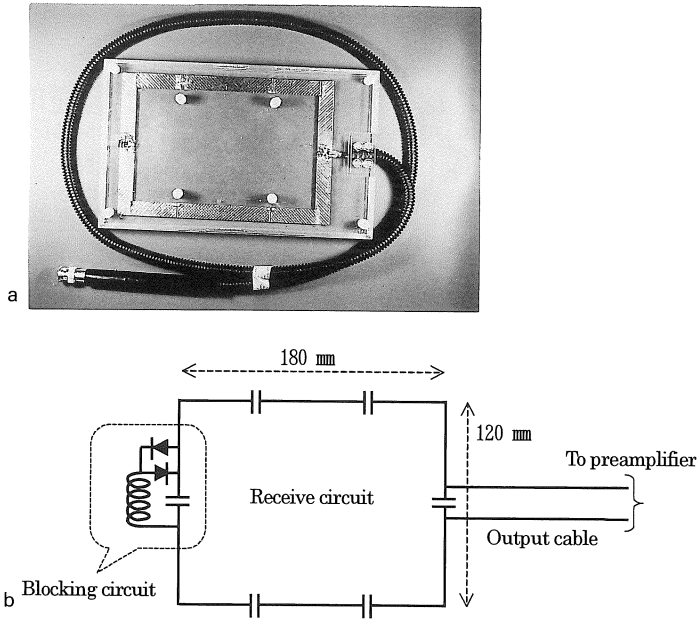


Fig. 1. Photograph (a) and schematic diagram (b) of a coil used in the phased-array coil

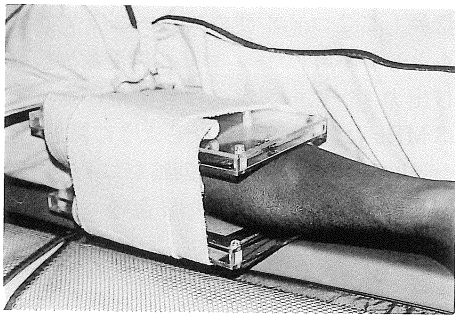


Fig. 2. The phased-array coil being used for evaluation of the elbow joint

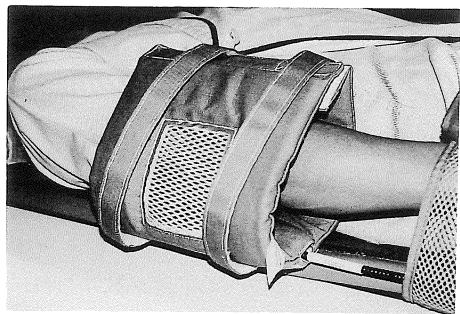


Fig. 3. A GP flex coil being used for evaluation of the elbow joint

ではメーカーの推奨する使用方法に従って、このコイルを上肢に巻き付けるようにして撮像を行った (Fig. 3).

## 2. ファントム実験による SNR の検討

0.1%NiCl<sub>2</sub> 溶液を満たした 150×85×75 mm

大の直方体の容器を SNR 評価用ファントムとして使用した. 試作したフェーズドアレイコイルと GP フレックスコイルを用いてこのファントムの矢状断像と横断像を撮像し, 得られた画像より SNR を静磁場方向, 水平方向,

1999年2月22日受理 1999年3月17日改訂

別刷請求先 〒400-0025 山梨県甲府市朝日3-8-31 社会保険山梨病院放射線科 門澤秀一

垂直方向についてファントムの中心から1.5 cm 間隔で求めた。SNR の計測は National electrical manufactures association (NEMA) 基準書 MS 6-1991<sup>10)</sup> に示された方法に準じて行った。雑音評価用関心領域には 225 ピクセルからなる正方形領域を設定した。基準書では雑音評価用関心領域から非常に低い信号強度をもつピクセルを取り除くように規定しているが、使用した MR 装置では関心領域内の各ピクセルの信号強度をリスト表示する機能がなかったためやむを得ずこの作業を省略し、225 ピクセルすべてを対象にして算出を行った。撮像シーケンスは T<sub>1</sub> 強調 spin echo (SE) 像 (TR=500 ms, TE=17 ms) で、field of view は 15 cm, スライス厚は 5 mm, 画像加算は 2 回, matrix は 256×256, 画像フィルターは off とした。解像度の検討では 0.1%NiCl<sub>2</sub> 溶液内に 1.0, 0.8, 0.5, 0.3 mm 厚のプラスチック板を各々 1.0, 0.8, 0.5, 0.3 mm 間隔でスリット状に配置したファントムを自作し評価に用いた。試作フェーズドアレイコイルと GP フレックスコイルを用いてこのファントムの T<sub>1</sub> 強調 SE 像を先述したパラメータで撮像した。両コイルによる画像についてどの間隔のスリットまで明瞭に識別できるかによって解像度の比較検討を

行った。

3. ボランティアの画像の視覚評価による検討  
ボランティヤ男性 2 名, 女性 1 名を被検者として試作フェーズドアレイコイルと GP フレックスコイルを用いて 4 種類の撮像法による肘関節の矢状断画像, すなわち T<sub>1</sub> 強調 SE 像 (TR=500 ms/TE=17 ms), T<sub>2</sub> 強調 fast spin echo (FSE) 像 (4000/100/echo train length =16), fast short tau inversion recovery (fast STIR) 像 (4000/17/inversion time=100 ms/echo train length=16), T<sub>2</sub> 強調 gradient recalled acquisition in the steady state (GRASS) 像 (500/20/flip angle=25°) を撮像した。Field of view は 18 cm, スライス厚は 5 mm, 画像加算は T<sub>2</sub> 強調 FSE 像で 4 回, ほかの画像は 2 回, matrix は 256×256, 画像フィルターは off とした。得られた画像について放射線科医師 2 名, 診療放射線技師 3 名が画質の優劣を盲目的に判定した。

## 結 果

### 1. ファントム実験

Fig. 4 に静磁場, 水平, 垂直方向についてファントムの中心からの距離と SNR の変化の

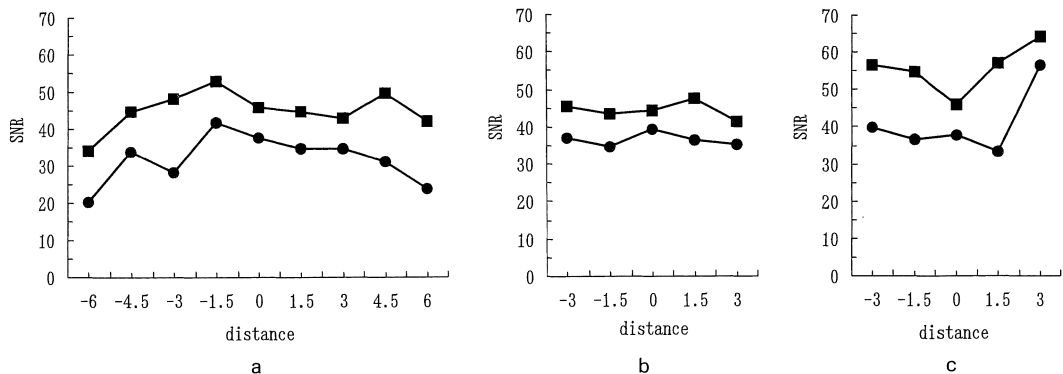


Fig. 4. SNR changes for distance from the center of the phantom in the direction of static magnetic field (a), the horizontal (b), and the vertical direction (c). The phased-array coil provides better SNR than a GP flex coil at all measurement points in the three directions.

■ : phased-array coil, ● : GP flex coil

関係を示す。いずれの測定点でも試作フェーズドアレイコイルでは GP フレックスコイルに比べて高い SNR が得られた。平均の SNR は試作フェーズドアレイコイルで 45.0, GP フレックスコイルで 31.8 であり, 試作フェーズドアレイコイルは約 1.3 倍高い値を示した。試作フェーズドアレイコイルでも GP フレックスコイルでも 0.8 mm 間隔のスリットが識別でき,

特に解像度について両者に差はみられなかった (Fig. 5)。

## 2. ボランティアの画像の評価

ボランティアの画像の評価に関する結果を Table 1 に示す。5 名の読影者はほとんどの場合で試作フェーズドアレイコイルによる画像の方が GP フレックスコイルによる画像よりも画質が優れていると判定した。被検者 1 の T<sub>1</sub> 強

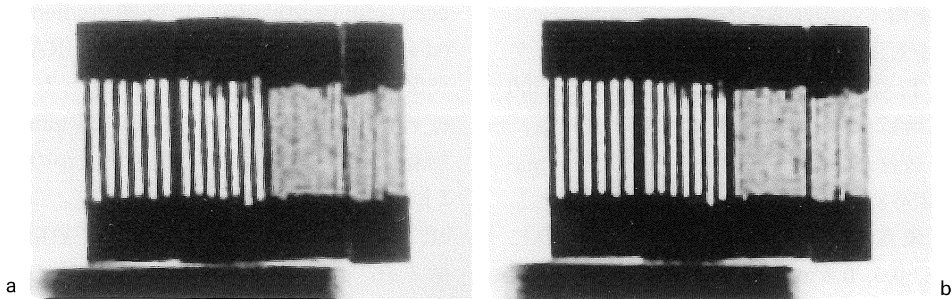


Fig. 5. T<sub>1</sub>-weighted SE images of the phantom for evaluation of spatial resolution obtained with the phased-array coil (a) and with a GP flex coil (b). In the most left part of the phantom, 1.0 mm thick plates are placed at 1.0 mm spacing, then 0.8 mm thick plates at 0.8 mm spacing, then 0.5 mm thick plates at 0.5 mm spacing, and, in the most right part, 0.3 mm thick plates at 0.3 mm spacing. No difference of spatial resolution is noted between a and b.

Table 1. Visual Comparison between Images Obtained with the Phased-array Coil and GP Flex Coil

Volunteer No.	MR sequences	GP flex coil was better	Equivalent	Phased-array coil was better
1	T <sub>1</sub> -weighted SE	0	0	5
	T <sub>2</sub> -weighted FSE	0	0	5
	Fast STIR	0	0	5
	T <sub>2</sub> -weighted GRASS	0	0	5
2	T <sub>1</sub> -weighted SE	0	0	5
	T <sub>2</sub> -weighted FSE	1	0	4
	Fast STIR	0	0	5
	T <sub>2</sub> -weighted GRASS	0	0	5
3	T <sub>1</sub> -weighted SE	0	0	5
	T <sub>2</sub> -weighted FSE	0	0	5
	Fast STIR	0	0	5
	T <sub>2</sub> -weighted GRASS	0	1	4

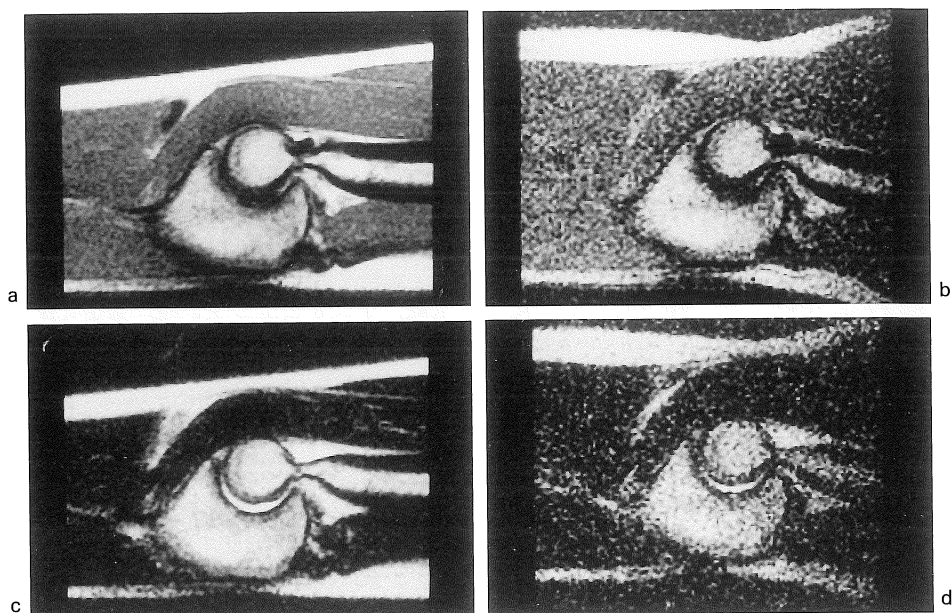


Fig. 6. T<sub>1</sub>-weighted SE images (a, b) and T<sub>2</sub>-weighted FSE images (c, d) of the elbow joint of volunteer No. 1 obtained with the phased-array coil (a, c) and with a GP flex coil (b, d). Anatomic details are depicted better with improved SNR in (a) and (c).

調 SE 像を Fig. 6 に示す。試作フェーズドアレイコイルによる画像では GP フレックスコイルによる画像に比べて“ざらつき”として認められる雑音が少なく細部まで明瞭に描出された。なお、両コイルの画像に特に目立った感度分布の不均一性はみられなかった。

## 考 察

磁気共鳴画像の撮像には表面コイルと呼ばれるコイルが使用されることが多い。一般に、撮像目的部位とコイル間の距離が大きくなるにつれて受信される磁気共鳴信号の強度は減弱し、得られる画像も画質の劣ったものになる。表面コイルは被検者の体表面上において使用されるコイルで撮像目的部位から至近距離で受信するので、磁気共鳴診断装置本体のコイル (body coil) を用いて受信する場合と比べて感度よく磁気共鳴信号を受信できる。しかしその一方

で、表面コイルにはコイルから離れた部位では感度が極端に低下するため狭い範囲の画像しか得られないという欠点がある。もちろん径の大きな表面コイルを使用すれば広い範囲を撮像できるが、コイルには径が大きくなり感度領域が広がるとコイルに捕らえられる雑音成分も増大するという性質があり、SNR が低下し画像の劣化を招く可能性がある<sup>11),12)</sup>。フェーズドアレイコイルはこの欠点を克服するために考え出された表面コイルの一手法で、複数の比較的小径の表面コイルが体表上に配置され、各コイルが広い撮像野を分担して受信する。各コイルからの信号出力は途中で混合されることなく独立して増幅器に送られ、更にデジタル変換され画像化される。撮像野全体の画像は各表面コイルから得られた画像を合成して作られる。フェーズドアレイコイルは比較的小径の表面コイルを受信に用いることで高い SNR を保ちつつ、複数のコイルから同時に画像を得ることで撮像時

間を延長することなく広い範囲をカバーすることができる<sup>1),12)</sup>.

上肢、特に肘関節や上腕は表面コイルの選択が難しい部位である。上肢の形状を考えると撮像には長いボリュームコイル (volume coil) が理想的である。膝関節用コイルは外径が大きいため装着時に体幹と接触し上肢をコイル内に挿入できない。8 cm 円形コイルは感度領域が小さすぎ、14 cm 円形コイルは横方向に余分な感度領域があり、装着時の固定も難しい。また両者ともボリュームコイルでないため深さ方向の感度分布が不均一となり観察が難しくなる欠点がある。GP フレックスコイルを上肢に巻き付けるようにして装着すると、ボリュームコイルとして使用可能なことからこれまで上肢の撮像に多用してきた。今回我々はフェーズドアレイ技術を用いることによって2台の矩形コイルをボリュームコイルとして使用する方法を試みた<sup>2)</sup>。GP フレックスコイルを使用した場合と比べて試作フェーズドアレイコイルではSNRが高く画質の優れた画像を得ることができた。この理由としてやや小さいコイルを用いた試作フェーズドアレイコイルがSNRの点で有利であったことがまず考えられる。加えてGPフレックスコイルでは受信回路の一部が体幹に近接し雑音成分となる撮像目的部位以外からの磁気共鳴信号を捕らえやすいのに対し、試作フェーズドアレイコイルでは目的部位である上肢に感度領域が限定され、雑音成分の捕捉が抑制されたことも挙げられるかもしれない。また柔らかくフレキシブルな構造を持つGPフレックスコイルは装着の方法によって形状が変化するので、チューニングやコイル出力の接続マッチングに微妙な影響が生じる可能性があるが、固定された構造を持つ試作コイルではそのような影響が発生しにくいことも理由として考えられる。

現在我々の施設では試作フェーズドアレイコイルをGPフレックスコイルに代えて診療に使用している。これまで10例ほどの経験しかな

いが良好な結果を得ている。またコイルの固定を工夫することで、足関節を中立位で撮像することが可能になるなど上肢以外の部位の撮像にも有用であった。しかしその一方で、問題点も明らかになってきた。女性や小児など上肢の細い患者では2台のコイルが近接しすぎるために電気的な干渉が引き起こされ、画質の劣化を来す事態が発生した。スポンジを上肢とコイルの間に入れ2台のコイル間に適当な距離をおくことで干渉を解消することができたが、この方法ではコイルが撮像目的部位から離れ受信感度の低下を招きコイル本来の性能を生かすことができない。この問題を解決するために、片方のコイルの受信回路部を変更し2台のコイルの感度ベクトルが直交するようにして干渉を防ぐ方法を現在検討している。

## ま と め

上肢の磁気共鳴画像の撮像用に2台の矩形ループ状コイルをデュアルアレイアダプターに接続したフェーズドアレイコイルを試作し、従来使用してきたGPフレックスコイルと性能を比較した。ファントム実験では試作フェーズドアレイコイルはファントム内全域の測定点でGPフレックスコイルよりも高いSNRを示し、平均で1.3倍高値であった。解像度の評価では両者に差異はみられなかった。5名の読影者によるボランティアの画像の盲目的評価では、ほとんどの場合で試作フェーズドアレイコイルによる画質がGPフレックスコイルによる画質より優れていると判定された。以上の結果から試作フェーズドアレイコイルは上肢の磁気共鳴画像の撮像に有用であると結論づけられた。

## 謝 辞

研究を進めるに当たり貴重な助言をいただいたGE横河メディカル石黒考至、東芝メディカル浜村良紀の両氏にこの場を借りて深謝いたし

ます。

文 献

- 1) Roemer PB, Edelstein WA, Hayes CE, Souza SP, Mueller OM : The NMR phased array. *Magn Reson Med* 1990 ; 16 : 192-225
- 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, Ehman RL : Pelvic imaging with phased-array coils : quantitative assessment of signal-to-noise ratio improvement. *J Magn Reson Imaging* 1992 ; 2 : 321-326
- 4) Foo TKF, MacFall JR, Hayes CE, Sostman HD, Slayman BE : Pulmonary vasculature : single breath-hold MR imaging with phased-array coils. *Radiology* 1992 ; 183 : 473-477
- 5) Campeau NG, Johnson CD, Felmlee JP, Rydberg JN, Butts RK, Ehman RL, Riederer SJ : MR imaging of the abdomen with a phased-array multicoil : prospective clinical evaluation. *Radiology* 1995 ; 195 : 769-776
- 6) Schmalbrock P, Pruski J, Sun L, Rao A, Monroe JW : Phased-array RF coils for high-resolution MRI of the inner ear and brain stem. *J Comput Assist Tomogr* 1995 ; 19 : 8-14
- 7) Fayad ZA, Connick TJ, Axel L : An improved quadrature or phased-array coil for MR cardiac imaging. *Magn Reson Med* 1995 ; 34 : 186-193
- 8) 浪本智弘, 山下康行, 阿部保子, 高橋睦正 : 体躯用 CP 型 phased array coil の基礎的, 臨床的評価. *日磁医誌* 1996 ; 17 : 229-235
- 9) 久保 均, 森谷浩人, 佐久間肇, 荒木昭信, 竹田 寛 : 心臓用 4 チャンネルフェイズドアレイコイルの評価—S/N 比改善の定量的検討—. *日磁医誌* 1998 ; 18 : 220-226
- 10) National electrical manufactures association : Characterization of special purpose coils for diagnostic magnetic resonance images. National electrical manufactures association standard publication no. MS 6-1991. Washington, DC, USA : National electrical manufactures association, 1991
- 11) 遠藤真広 : MRI による高空間分解能イメージングの基礎. *日磁医誌* 1996 ; 16 : 312-315
- 12) 森 一生, 原頭基司, 浜村良紀, 峯邑隆司 : フェイズドアレイコイルの開発—QD 型アレイを中心として—. *Medical Review* 1998 ; 66 : 2-10

## **A Phased-array Coil for MR Imaging of the Upper Extremities : Preliminary Evaluation**

Shuichi MONZAWA<sup>1</sup>, Masaru HOSAKA<sup>1</sup>, Atsuko ITO<sup>1</sup>,  
Mikio WATANABE<sup>1</sup>, Katsuyuki NARUSAWA<sup>1</sup>, Kouzou MAKITA<sup>2</sup>,  
Ryuichi IDA<sup>3</sup>, Tsutomu ARAKI<sup>4</sup>

<sup>1</sup>*Department of Radiology, Yamanashi Hospital  
3-8-31 Asahi, Kofu, Yamanashi 400-0025*

<sup>2</sup>*Department of Radiology, Central Hospital*

<sup>3</sup>*Department of Internal Medicine, Yamanashi Hospital*

<sup>4</sup>*Department of Radiology, Yamanashi Medical University*

**Purpose :** To construct a phased-array coil for magnetic resonance (MR) imaging of the upper extremities, and to compare MR images obtained with it to those with a commercially available GP flex coil.

**Material and method :** A phased-array coil was constructed so that two rectangular shaped loop coils were connected to a dual array adapter. In a phantom study, signal to noise ratio (SNR) and spatial resolution obtained with the phased-array coil were compared to those obtained with a GP flex coil. Four types of MR images of the elbow joint were obtained with the phased-array coil and a GP flex coil in three healthy volunteers, and these images were evaluated by five blinded reviewers.

**Results :** The phased-array coil provided better SNR than a GP flex coil in the phantom study. The mean value of SNR of the phased-array coil was approximately 1.3 times higher. Spatial resolution of the phased-array coil was equivalent to that of a GP flex coil. In most instances, MR images obtained with the phased array coil were judged to be superior in image quality to those obtained with a GP flex coil by the reviewers.

**Conclusion :** The phased array coil was useful for MR imaging of the upper extremities.