

原 著

## HD 8ch Wrist Array coil 使用時のポジショニングの違いによる 画質評価の実験的検討

多根総合病院 放射線科

矢崎 大輝 泉谷 光彦 清水 康行 高木 正之  
林本 充俊 橋本 薫 亀岡 健二 松村 康正  
松尾 良一 濱澤 良将

### 要 旨

当院では、手関節撮影は挙上位で静磁場のセンターで撮影を行っているが、患者の状態によりオフセンターでの撮影を行うことがある。手関節に使用している HD 8ch Wrist Array Coil では、センターとオフセンターでの画質評価が行われていないため、今回ファントムによる画質評価及びボランティアによる臨床画像の比較を行った。結果、画像均一性はセンターとオフセンターで同等の結果が得られたが、SNR, CNR, 画像歪はセンターの方が良好であった。また T2 脂肪抑制画像ではオフセンターで信号値のばらつきが生じていた。手関節撮影では T2 脂肪抑制画像は必須のシーケンスであるため挙上位により静磁場センターで撮影することが適切と考えられた。

**Key words** : MRI ; 手関節 ; ポジショニング

### はじめに

Magnetic Resonance Imaging (以下 MRI) 装置では、静磁場の不均一の影響を受けにくくするために撮影部位を静磁場のセンターに置くことが重要である<sup>1)</sup>。当院では、手関節の撮影は HD 8ch Wrist Array coil を使用し、挙上位にて静磁場のセンターで撮影を行っている。しかし、患者の状態により挙上できない場合は手を体の横におろして静磁場のオフセンターにて撮影を行う場合がある。オフセンターの撮影では、静磁場の不均一により均一性の低下や脂肪抑制のムラ、歪みの影響を受け画質低下をおこす原因となる<sup>2)</sup>。センター、オフセンターの位置関係は図1に示す。特に高磁場の装置や、Gradient Echo 法や Echo Planer Imaging 法 (EPI 法) で顕著に影響がでることは知られているが、HD 8ch Wrist Array coil では、センターとオフセンターで画質評価ができていない。そこでファントムを使用し画質評価を行い、臨床での影響を検討したので報告する。

### 方 法

使用した MRI 装置は GE 社製 3 Tesla (3T) Discovery MR750. HD 8ch Wrist Array coil を使用し、静磁場のセンターとオフセンターの2箇所で(1)信号雑音比 (SNR) 測定(2)コントラスト雑音比 (CNR) 測定(3)画像均一性(4)画像歪(5)chemical shift selective (CHESS) 法での脂肪抑制の影響を測定し、静磁場のセンターとオフセンターにて比較検討を行った。基本となる撮影パラメータは表1に記載する。

#### (1) SNR 測定

Invivo 社製 WristCoil 用 BottleAssy ファントムを使用し coil の中心に 10 分以上放置し撮影を開始する。同一撮影条件で同一位置を 2 回連続で撮影し差分画像を作成する。撮影した一方の画像と差分画像を用い、下式の差分法にて SNR の測定を行った<sup>3) 4)</sup>。

$$\text{SNR} = \sqrt{2} \times \text{Ms} / \text{SD}_{\text{sub}}$$



図1 コイル位置  
左 センター  
右 オフセンター

表1 撮影パラメータ (FastSpinEcho)

FOV	10 cm
スライス厚	2.0 mm
Matrix	320 × 224
TR	3000 msec
TE	94.5 msec
ETL	12
BW	41.7 kHz
NEX	4.0
ARC	2 × 1

表2 自作ファントムの T1 値と T2 値

Gd 造影剤量 (ml)	2	4	6	8	10	12
T1 値 (msec)	90.5	56.3	33.1	30.2	26.4	22.6
T2 値 (msec)	145.3	92.5	53.2	46.19	32.84	28.38

Ms：一方の画像における平均信号値

SDsub：差分画像に設定した同一 ROI における標準偏差

## (2) CNR 測定

自作ファントムを使用し下式により CNR 測定を行った<sup>5)6)</sup>。自作ファントムは生理食塩水 500 ml に対しガドリニウム造影剤を 2～12 ml を混合した濃度の異なる溶液 6 種類を作成した。各溶液の T1 値、T2 値を表 2 に示す。生理食塩水 (T1 値 176.2 msec, T2 値 300.0 msec) の平均信号値を基準とし各試料の CNR 測定を行った。

$$\text{CNR} = (S1 - S2) / \text{SDair}$$

S1：生理食塩水の平均信号値

S2：各混合溶液の平均信号値

SDair：空気の標準偏差

## (3) 画像均一性

SNR 測定と同様のファントムを使用し、シングルスライスでファントムのセンターを通る 3 つの直行断面を撮影する。画像均一性では雑音による影響を極力避けるために NEX8 にて撮影を行い、下式より画像均一性の測定を行う<sup>7)</sup>。

$$U(\%) = 100 - \{100 \times (S_{\text{max}} - S_{\text{min}}) / (S_{\text{max}} + S_{\text{min}})\}$$

Smax：関心領域内の最大信号値

Smin：関心領域内の最小信号値

## (4) 画像歪

寸法と間隔が既知の標識物で作成した自作ファントム (真の距離 41 mm) を撮影し、実測された距離と真の距離との誤差を下式より求める<sup>5)</sup>。画像歪測定で

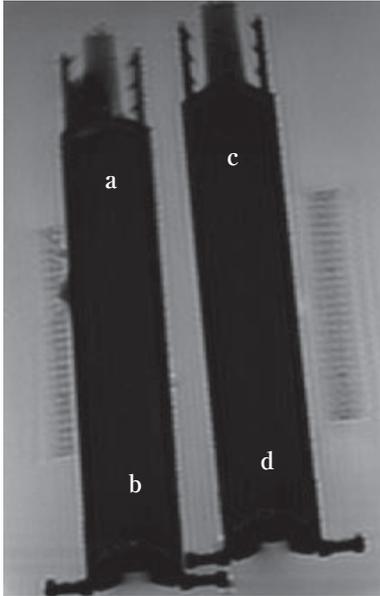


図2 脂肪抑制による位置の  
信号強度変化測定箇所  
a 左上オリーブ油  
b 左下オリーブ油  
c 右上オリーブ油  
d 右下オリーブ油

表3 SNRの結果

	センター	オフセンター
1	343.53	334.56
2	361.23	300.37
3	356.90	338.79
4	351.68	331.79
5	362.58	286.84
6	357.39	347.90
7	353.55	317.65
平均	355.27	322.56

表4 画像均一性の結果 (%)

	Axial	Coronal	Sagittal
センター	78.7	72.2	73.0
オフセンター	78.1	69.3	72.5

表5 画像歪の結果 (%)

	Axial	Coronal	Sagittal
センター	0.49	1.38	1.22
オフセンター	1.06	2.93	2.76

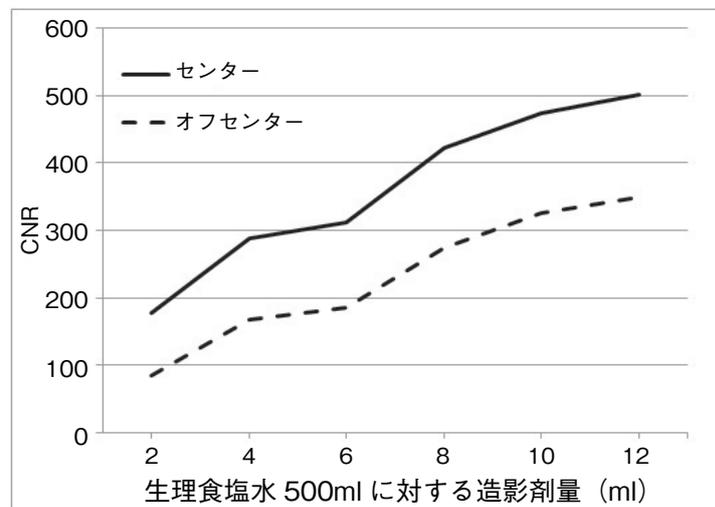


図3 CNRの結果

は距離の誤差を最小限にするために十分な空間分解能が必要であり Matrix512 × 512, FOV8 cm で撮影を行っている。

$$\text{歪}(\%) = (\text{真の距離} - \text{実測の距離}) / \text{真の距離} \times 100$$

#### (5) 脂肪抑制による位置の信号強度変化の検討

自作ファントム (水とオリーブ油で作成) を使用し

ガントリー内の位置及びFOVの測定位置を変化させ、脂肪抑制の信号強度変化を検討した。今回は脂肪抑制のムラが出やすいCHES法でCoronalの撮影で検討を行った。測定箇所は図2に示し、脂肪抑制のばらつきが出やすいオリーブ油 (T1値131.1 msec, T2値75.4 msec) の信号強度を測定した<sup>8)</sup>。

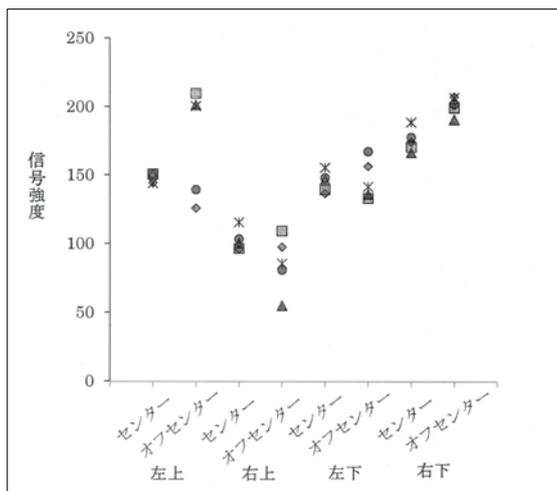


図4 CHESSE法での位置によるオリーブ油の信号強度

## 結 果

各検討結果を表3～5, 図3, 4に示す。

SNR測定ではセンターでの撮影でオフセンターより高値を示した。

CNR測定ではセンターでCNRが良く良好にコントラストがついていた。

画像均一性ではセンターとオフセンターではほぼ同等の結果が得られた。特にAxialでは78%と均一性が良好であったが、Coronal, Sagittalでは70%前後と少し低い値を示した。

画像歪では静磁場不均一の影響が大きいオフセンターではセンターと比較すると、すべての方向で2倍以上歪が大きかった。また、Axialでは歪が小さく良好な結果が得られたが、Coronal, SagittalではAxialに比べ歪が大きくなる傾向が見られた。

CHESSE法による信号強度変化では、オリーブ油の信号値は右下で高く右上で低い値を示した。センターとオフセンターを比較すると、オフセンターでは信号値のばらつきが大きくなった。

## 考 察

今回の検討では静磁場のセンターとオフセンターとの画像比較を行っており、静磁場の均一性が重要と考えられる。

3.0T装置は1.5T装置よりも高い磁場を形成するため、撮影領域内の均一な静磁場の形成は1.5T装置よりも高い技術が必要であり、たとえ静磁場均一度が1.5T装置と同等であったとしても、画像に対する静磁場不均一の影響は3.0T装置のほうが大きくなっている<sup>5)</sup>。今回使用したGE社製3T Discovery MR750

では、Large Volume Homogeneityにより静磁場の均一性を向上させている。

まずSNRの検討では静磁場のセンターでSNRは向上している。MRIのSNRは、1.静磁場強度を上げる 2.感度の高い受信コイルを使う 3.強い信号が得られるシーケンスを用いる 4.スキャン時間をかけるなどにより向上する。しかし1と2は装置に固有の因子であり、われわれは3, 4と組織コントラストを支配する因子(繰り返し時間(TR), エコー時間(TE), インバージョン時間(TI), フリップ角(FA))の選択により最適撮像条件を決定している<sup>9) 10)</sup>。今回は、SNRに大きく影響する因子である使用coilとシーケンスを変更しておらず、静磁場不均一の影響でオフセンターよりセンターのSNRが高くなったと考えられる。

CNRはすべての試料で静磁場のセンターで向上していたが、CNRに大きく影響を及ぼす因子は、上記で述べているがTR, TE, TI, FAである。SNRと同様にCNRも影響する因子を変更していないため、静磁場の不均一に影響をうけセンターでCNRが高くなっていると考えられる。

画像均一性は静磁場不均一性やRF不均一性、渦電流補償の不良、傾斜磁場パルスの校正不良、RF透過性に影響を受ける<sup>5)</sup>。

本検討では静磁場の均一性が高いセンターで良い結果がでたが、オフセンターと比較しても大差はなくほぼ同等であった。今回使用したHD 8ch Wrist Arrayはcoil径が小さいため感度が高いが感度分布は狭い<sup>11)</sup>。感度が高いために表面で信号強度が高く深部では信号強度が低くなっている。この影響で最大信号値と最小信号値との差が大きくなり画像均一性は70%台の結

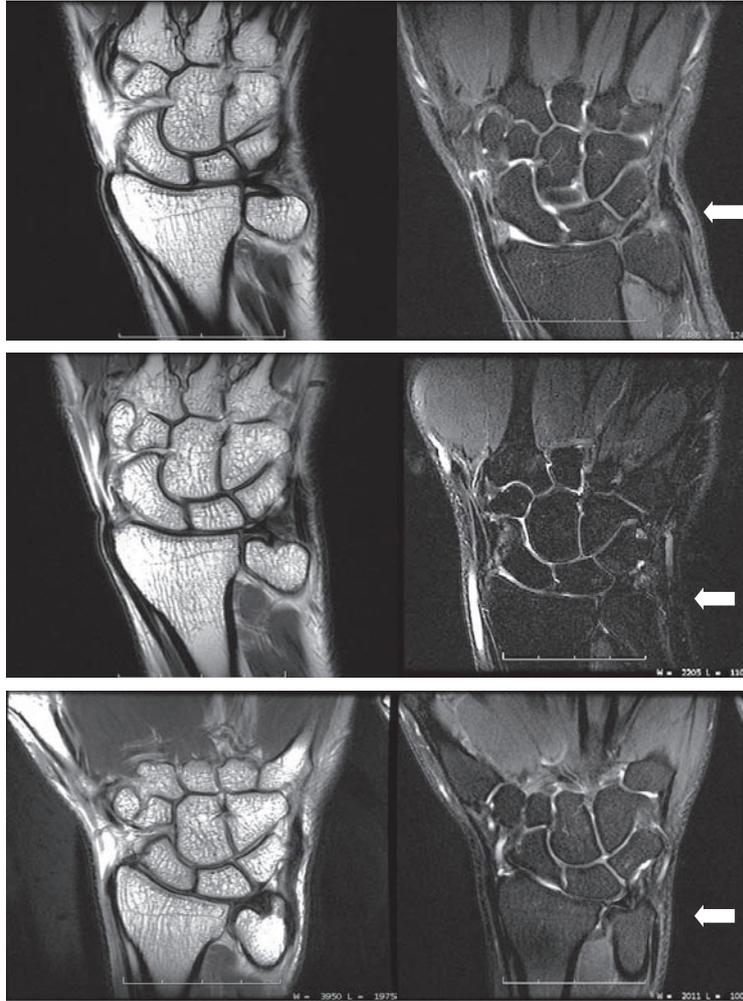


図5 手関節の画像比較 (T2 画像と T2 脂肪抑制画像)

上段 静磁場センター

中段 静磁場オフセンター

下段 静磁場オフセンター固定台なし Coil 横向き

果となったと考えられる。

画像歪は静磁場不均一および磁場勾配の不均一や使用するシーケンスによって大きく影響を受ける<sup>5)</sup>。しかし、今回検討を行ったHD 8ch Wrist Array coilは主に手関節の撮影を行っており、設定FOVが小さくEPI系のシーケンスをあまり使用しないため、今回はSpinEcho法での3方向で測定を行っている。結果、磁場均一性の高いセンターで結果が良好であった。またAxialで歪みが少なく、Sagittal, Coronalは歪が大きくなった。NEMA (National Electrical Manufacturers Association)での許容値に関する記載は特に無いが5%以内が望ましいとされており、これは今回の測定により計測された最も悪いデータであるオフセンターCoronalでの数値2.93を許容する値であり、臨床使用上問題が無いと言えるがより歪を抑制する為の工夫を考えていく必要があると考える。

脂肪抑制の位置による信号強度変化の結果からは、ポジショニングによる信号値の差についてはっきりとした結論を述べることは難しいが、信号値にばらつきがあることから、ポジショニングやFOV位置の設定によって脂肪抑制の効きに差が出ると考えられる。特に今回の検討ではセンターよりもオフセンターで信号値のばらつきが大きく脂肪抑制の効果に影響があると考えられた。

磁場の均一性が不良な部位を撮像する際には特にポジショニングには気を配る必要があるといえる。

以上の結果より、すべての検討においてセンターでの撮影はオフセンターでの撮影より良好な結果だと考えられた。そこで、更に本検討に同意を得られたボランティアを対象とし手関節のT2画像とT2脂肪抑制画像の撮像を行なった。(図5)

T2画像では両ポジショニングで大差のない画像に

なっているのが分かる。しかし、T2 脂肪抑制画像はオフセンターではセンターと比較すると脂肪抑制にムラがあり、特に尺骨茎状突起付近で信号強度が低くなっている。この現象は、Radio Frequency (RF) は周波数が高いほど生体への浸透力が低下し、共鳴周波数の高い 3.0T 装置では、生体内の RF 磁場不均一が増し、信号ムラを生じさせているためと考えられる<sup>12)</sup>。またファントムでの検討でも脂肪抑制をかけるとオフセンターで信号値の変動が大きくなっているのと合致している。

これらの検討より手関節撮影では T2 脂肪抑制は必要不可欠なシーケンスのため、静磁場センターでの挙上位撮影が適切だと考えられた。ここでオフセンターでの撮影の際、Coil 固定台を使用せず Coil を横向きに変更し、センターに近づけたポジショニングで撮影を行なったところ、オフセンター T2 脂肪抑制画像において、信号低下が目立った尺骨茎状突起付近で明らかに画質が改善していた。撮影に際しては coil と被検者の固定が難しいが、センターに近づけるためには考慮すべきであると考え。

#### おわりに

今回は HD 8ch Wrist Array coil のポジショニングによる画質評価を行った。結果静磁場センターでの挙上位撮影が適切であったが、やむなくオフセンターでの撮影を行なう際にはできるだけ coil をセンターに近づけて行なうことが重要であると考え。CHESS 法の変わりに Short T1 Inversion Recovery 法や Dixon 法などの脂肪抑制を使用することによりオフセンターの撮影で脂肪抑制の信号ムラが低減する可能性があり検討を行いたいと考える。

#### 文 献

- 1) 西谷 衛：関節 MRI 撮像法と読影ポイント。日放線技会誌, 62 (7) : 924, 2006
- 2) 佐原朋広：MR 装置の精度管理。日放技会近畿会誌, 11 (3) : 60-62, 2006
- 3) 土橋俊男, 飯塚明寿, 石黒秋弘, 他：これだけは習得しよう MRI 検査 診療放射線技師継続学習テキスト, ピラールプレス, 東京, 226-227, 2010
- 4) 小倉明夫, 前田富美恵, 宮井 明, 他：MR 画像の SNR 測定に関する基礎的検討。日放線技会誌, 59 (4) : 508-513, 2003
- 5) 金森勇雄, 藤野明俊, 丹羽政美, 他：MR の実践 基礎から読影まで, 医療科学社, 東京, 2011
- 6) 小倉明夫, 前田富美恵, 宮井 明, 他：MRI 臨床画像の CNR 測定法に関する精度。日放線技会誌, 60 (11) : 1543-1549, 2004
- 7) 小倉明夫, 井上博志, 東田満治, 他：診断用 MRI 装置における新しい画像均一性評価法の構築。日放線技会誌, 53 (12) : 1789-1794, 1997
- 8) 蛸井邦宏, 下田 優, 桜田 渉, 他：もう少し脂肪抑制を確認しよう。日放技会東北会誌, 18 : 60-66, 2008
- 9) キャサリン・ウェストブルック, キャロリン・カート・ロス：MRI 基礎と実践 カラー版。西村書店, 東京, 96, 2012
- 10) レイ・H. ハシェミ, ウィリアム・G. ブラッドリー, Jr., クリストファー・J. リサンチ：MRI の基本 パワーテキスト 基礎理論から最新撮像法まで, 第 2 版, メディカル・サイエンス・インターナショナル, 東京, 188, 2004
- 11) 高橋雅士, 佐志隆士, 小川博之, 他：これだけおさえれば大丈夫 4 軟部画像診断の勘ドコロ, メジカルビュー社, 東京, 98-99, 2006
- 12) 蜂屋順一, 高原太郎, 扇 和之, 他：MRI 応用自在, 改訂版, メジカルビュー社, 東京, 125, 2004