

原 著

3T MRI 装置用 32ch Head coil における感度補正の有用性の検討

多根総合病院 放射線科

泉谷 光彦 清水 康行 矢崎 大輝 高木 正之
 亀岡 健二 橋本 薫 林本 充俊 濱澤 良将
 名嘉山 哲雄 松尾 良一

要 旨

3T MRI 装置用32ch Head coil は SNR が高く、高分解能の画像が得られる。しかしコイルの特性上辺縁部と中心部の信号強度の違いが大きすぎ、当院では診断上問題が生じ使用していなかった。今回バージョンアップに伴い感度補正が使用できるようになり、感度補正の有無による感度特性、SNR、画像均一性を測定し問題点が改善されたかを従来使用している HNS coil と比較し有用性の検討を行った。結果32ch Head coil に感度補正を使用することにより、中心部と辺縁部の信号強度の差が少なくなり、画像均一性が向上し臨床での使用に問題はないと考えられた。HNS coil との比較では感度補正を使用した場合、信号強度は低い画像均一性は同等で SNR は高値を示す部位が多かった。32ch Head coil は感度補正を適用することにより眼窩、顎関節、頭部表面の病変、術前の脳表血管の撮像等コイル表面に近い部位の診断はもとより脳全体の診断にも使用可能であると考えられた。

Key words : 32ch Head coil ; 感度補正 ; MRI

はじめに

Magnetic Resonance Imaging (以下 MRI) 装置では、パラレルイメージング法の普及により撮像時間の短縮、高速撮像時の画質劣化の低減、高分解能の画像が得られる¹⁾。またパラレルイメージング法対応のコイルの多様化が進み目的部位による選択が可能となった。当院の3Tesla(以下3T)装置には頭部専用32channel(以下32ch) Head coil と頭部から腰椎までの撮影部位を選択できる Head Neck Spine coil (以下 HNS coil) の2種類がある。両者を比較すると32ch Head coil は受信チャンネル数が32でコイル径が小さく、HNS coil は頭部では受信チャンネル数が16(撮像部位により異なる)でコイル径が大きい。チャンネル数が多い程またコイル径が小さい程信号雑音比= Signal to Noise Ratio (以下 SNR) が高くなり画質は良くなるが、1つのコイルエレメントが小さくなり感度領域が狭く中心部と辺縁部での信号差が大きくなる²⁾。実際に稼働当初は32ch Head coil を臨床で使用していたが、辺縁部と中心

部の信号強度の違いが大きすぎるため、診断上問題が生じる場合があり臨床での使用を中止していた。しかし使用開始から3年が経過した今回のバージョンアップで感度補正 phased-array uniformity enhancement (以下 PURE)が使用できるようになり、再び臨床使用を考慮することとなった。そこで今回我々は感度特性、SNR、画像均一性を測定し、32ch Head coil と HNS coil を比較し、感度補正の有用性を検討したので報告する。

方 法

使用する MRI 装置は GE 社製3T Discovery MR750 である。ファントムを用い32ch Head coil と HNS coil の (1) 感度特性 (2) SNR (3) 画像均一性を感度補正無し、感度補正有りの2種類で測定し比較検討を行った。基本となるパラメータは表に記載する(表1)。

(1) 感度特性の測定

3T head tilt sphere phantom を32ch Head coil の中心に10分以上放置し Axial, Coronal,

表 1 撮影パラメータ

FOV	23cm
スライス厚	6mm
Matrix	256 × 256
TR	500msec
TE	8.9msec
ELT	1
BW	± 15.6kHz
NEX	1

Sagittal の 3 方向を感度補正無し、感度補正有り
で撮像する。HNS coil でも同様に撮像する。得
られた画像の X 軸 (A - P) Y 軸 (R - L) Z 軸
(S - I) 方向の信号強度を測定する。

(2) 差分画像法による SNR の測定

3T head tilt sphere phantom を 32ch Head coil
の中心に 10 分以上放置しプレスキャンによるキャ
リブレーションを行う。Axial, Coronal,
Sagittal の 3 方向を同条件、同一位置で感度補正
無し、感度補正有りを 2 回連続撮像し差分画像を
作成する。直径 6 mm の円形 ROI を中心とファ
ントム直径の外側 1/10 の場所に設定し信号強度、
標準偏差を X 軸 Y 軸 Z 軸の 3 方向で測定する
(図 1)³⁾⁴⁾。HNS coil でも同様に撮像する。

下式にて SNR を算出する。

$$SNR = \sqrt{2} \times SI(X) / SD(X)$$

SI(X) : 一方の画像における ROI の平均信号値

SD(X) : 差分画像に設定した同一 ROI にお
ける標準偏差

X は各 ROI の測定位置 C, R, L, S, I, A, P とする。

(3) 画像均一性の測定

3T head tilt sphere phantom を 32ch Head coil
の中心に 10 分以上放置しプレスキャンによるキャ
リブレーションを行う。Axial, Coronal,
Sagittal の 3 方向を感度補正無し、感度補正有り
で撮像し、小倉氏らによる区分法 にて ROI を
設定し下式にて局所均一度を X 軸 Y 軸 Z 軸の 3

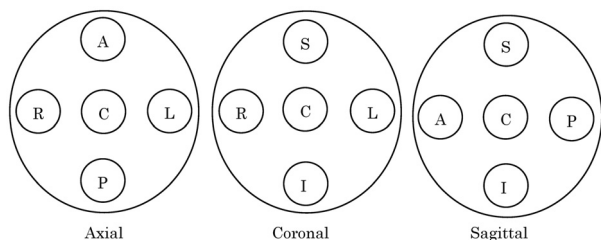


図 1 SNR 測定の断面の ROI 設定位置

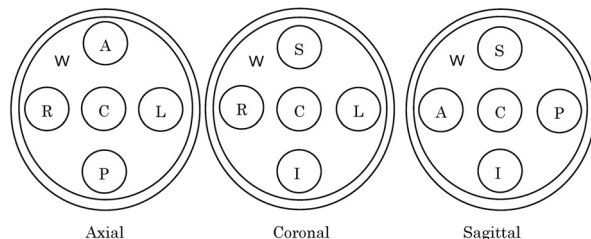


図 2 画像均一測定断面の ROI 設定位置

方向で算出する (図 2)⁵⁾。HNS coil でも同様に
撮像する。

$$U(X) = [S(X) - S(W)] / S(W)$$

U(X) : 区分均一度

S(X) : 各 ROI 内の平均信号値

X は各 ROI の測定位置 C, R, L, S, I, A, P と
する。

S(W) : ROI 内の平均信号値

W はファントム最大径の 90% にあたる直径
の ROI

結 果

各測定結果の平均値をグラフと表で表示した (図 3-
5) (表 2-3)。

感度特性では、32ch Head coil 感度補正がない場合、
X 軸 Y 軸ともコイル表面から中心部に向かって信号強
度が低下し、中心部の信号強度は辺縁部の 1/2 以下となっ
た。Z 軸では I 方向に向かうほど信号強度が低下した。
感度補正を使用すると辺縁部での信号強度が減少し、
コイル表面と中心部の信号強度差が少なくなり全体の
信号強度が均一化した。HNS coil は感度補正が無くて
も中心部と辺縁部の信号強度差が少なく安定しており、

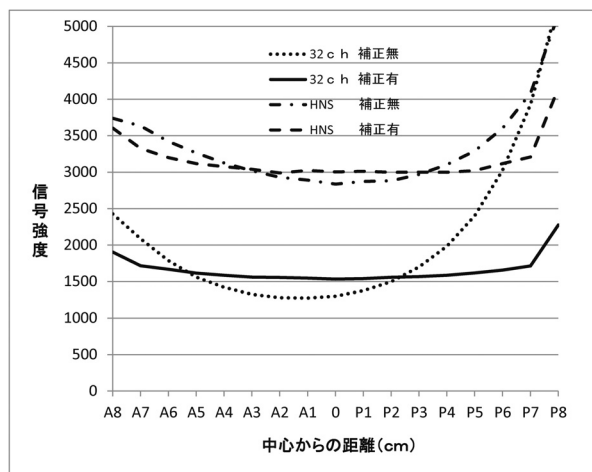


図 3 X 軸 (A - P 方向) の感度特性

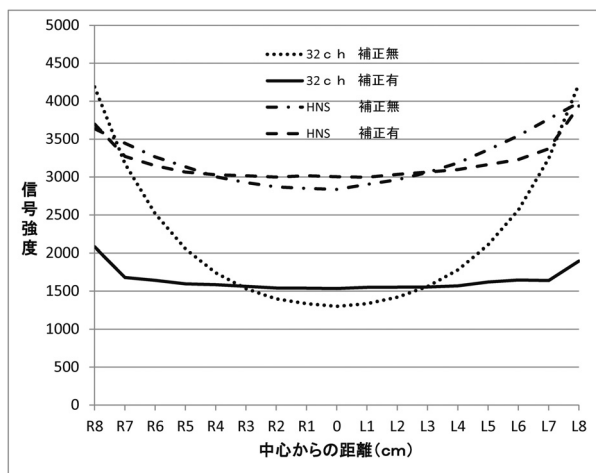


図4 Y軸(R-L方向)の感度特性

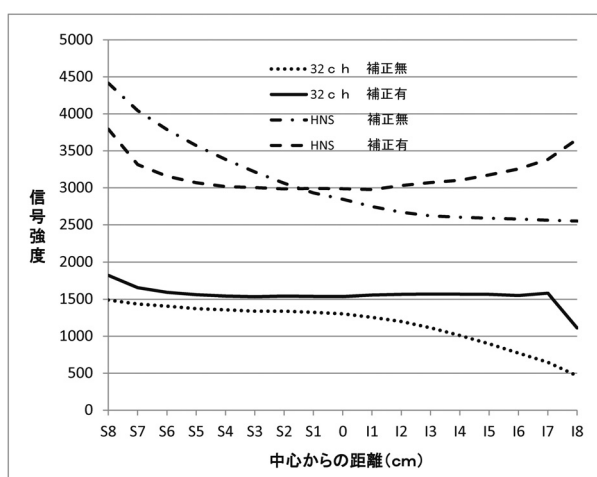


図5 Z軸(S-I方向)の感度特性

感度補正の有無による差は見られなかった。両者の比較では感度補正を用いた場合全体的に32ch Head coilの方が信号強度は低く、HNScoilの1/2以下の信号強度であった。

SNRでは32ch Head coilで感度補正を使用しない場合、Iが最も低く次いで中心部Cが低い値となった。コイル表面に近いA, P, R, Lは高い値を示した。感度補正を用いると各測定位置での値はすべて向上した。HNScoilでは感度補正を使用しない場合Cの中心部が最も低くなったが、32ch Head coilに比べ測定箇所による違いは小さかった。感度補正を用いると中心部分Cはさらに低くなり、Iも大きく低下した。その他は低くなる箇所と高くなる箇所が混在したが、32ch Head coilに比べ測定箇所による違いは小さかった。両者の比較ではA, P, R, Lでは32ch Head coilの方が高い値となりCは同等であった。SとIはHNScoilの

表2 SNRの結果

	32ch 補正無	32ch 補正有	HNS 補正無	HNS 補正有
C	858.8	893.4	899.8	867.3
A	1256.0	1324.5	907.5	904.2
P	1121.1	1140.4	1106.8	1059.7
R	1027.5	1135.5	990.7	1028.3
L	1075.1	1183.3	1034.3	939.5
S	911.3	942.1	1019.0	1030.5
I	644.7	651.8	1061.0	870.6

表3 画像均一性の結果

	32ch 補正無	32ch 補正有	HNS 補正無	HNS 補正有
C	-25.5	-5.3	-12.9	-5.6
A	-13.3	-1.1	-2.0	-2.2
P	33.7	-0.7	1.6	-3.0
R	8.4	-1.0	-3.7	-3.2
L	17.9	-1.2	2.2	-0.6
S	-13.4	-3.3	10.6	-2.3
I	-43.7	-3.7	-20.4	-0.7

方が高値であった。

画像均一性の検討では区分均一度は32ch Head coilで感度補正を使用しない場合は+33.7から-43.7まで部位による違いが大きかった。感度補正を用いると約±5%以内の数値となった。HNScoilでは感度補正を使用しない場合+10.6から-20.4と32ch Head coilほどではないが部位による違いがみられた。感度補正を用いると32ch Head coilと同様に約±5%以内の数値となった。

考 察

近年MRI装置のコイルの多様化とフェーズドアレイコイルの多チャンネル化が進んでいる。チャンネル数が多いほどSNRが高く、コイル表面の信号強度が上がり、高分解能の画質が得られる。また撮像時間の短縮等利点が多い。

しかし32ch Head coilは感度領域が狭く、中心部と辺縁部の信号差が大きくなり、実際に使用する上での大きな問題点となっていた。しかし今回使用開始後3年経ってようやく感度補正(PURE)を利用できることとなり、この感度補正を使用することにより問題点が解消されたかをファントムを用いた実験を行い検討した。

まず感度特性の検討では、32ch Head coil は感度補正を使用しない場合、X 軸 Y 軸ともにコイルの表面は中心部の2倍以上の信号強度となっていた。臨床上問題となっていたことが数値としても確かめられた。これに対し感度補正を使用するとコイルの表面の信号強度が大きく低下し中心部分を少し持ち上げることで全体にほぼ均等な信号強度となっている。Z 軸では I 方向に向かうほど信号強度が減少している。I 方向は尾側方向でコイルのエレメントが無いためと考えられる。感度補正を用いることにより中心から7 cm までは信号強度の減少は抑えられていた。HNScoil では中心部分と辺縁部分の信号強度の差が少なく感度補正を用いても変化は少なかった。また信号強度は全体的に HNS coil の方が32ch Head coil と比較して約2倍高い値を示した。皆川らは Siemens 社製3T MRI 装置で32ch Head coil と12ch Head coil を用いた実験的検討を行い報告している⁶⁾。その報告とは撮影装置はもちろんのことファントムの種類、ROI の設定等も異なり数値自体を比較することはできないが、32ch Head coil では中心部と尾側方向の信号強度が低いこと、12ch Head coil より信号強度が低い等今回と同様の結果を示している。

SNR の検討では32ch Head coil は各測定箇所とも感度補正を用いた場合に値が高くなった。HNScoil との比較ではコイル表面部の SNR 値は32ch Head coil の方が高く、中心部はほぼ同等で S、I 部の SNR は低かった。やはり尾側方向ではコイルのエレメントが無いためと考えられる。SNR を向上させる因子は磁場強度の強さ、高感度の受信コイル、強信号の得られるシーケンス、撮像時間の長さとしてされているが⁷⁾、今回の検討では受信コイル以外は同条件の撮像としているため SNR の差はコイル特性の差であるといえる。皆川らの報告では32ch Head coil は12ch Head coil より SNR はほぼ全域で高値を示し、12ch Head coil より80-90% 高値を示す部位も見られる⁷⁾。当院の32ch Head coil は HNScoil より低値を示す測定箇所が7箇所中2箇所あり、高値を示す測定箇所はコイル表面に近い4箇所のみで、中心部は同等ということであり全体的にとしては32ch Head coil の SNR の優位性を示せていないといえる。

画像均一性については MR 評価法として NEMA (National Electrical Manufacturers Association) 基準があり gray - scale uniformity map を提唱している。不均一性を5段階のグレイスケールで表示し①平均値と信号強度差が20%以上②10%以上20%以下③10%以上10%以下④20%以上10%以下⑤10%以上

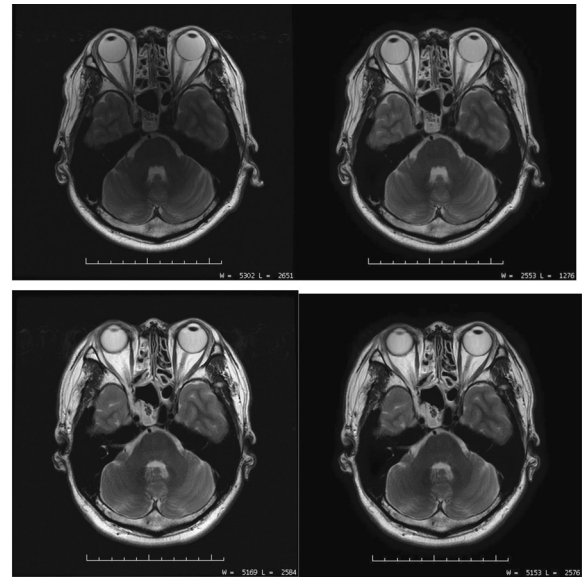


図6 眼窩部の画像比較 (T2 画像)
上段 32ch Head coil 補正無 (左) 補正有 (右)
下段 HNS coil 補正無 (左) 補正有 (右)

下としている。しかしこれは専用のプログラムソフトを必要とするので、今回は小倉氏らによる区分法にて算出した⁸⁾。32ch Head coil では補正を使用することにより全ての箇所での平均値の信号強度差が-10%以上10%以下となった。補正無しでは C、P、I で20%を超えていたので感度補正の効果が確認できた。HNScoil でも補正を使用することにより全ての箇所で-10%以上10%以下となった。

以上のことから32ch Head coil で感度補正を使用することにより信号強度は均等化し、画像不均一性も改善するという結果が得られ、実際に臨床で使用した場合の画像の改善が期待できると考えた。

そこで本検討に同意を得られたボランティアを対象に眼窩レベルの T2画像の撮像を32ch Head coil と HNS coil で行い比較した (図6)。32ch Head coil で補正を使用しない場合の T2画像では中心部分の信号強度は明らかに低く逆に眼窩部では高くなり均一性のない診断に適さない画像である。しかし補正を使用すると信号強度の差が少なくなり画像は均一化されている。深部に病変がある場合でも臨床での使用に問題はないと考えられる像である。しかし HNS coil との比較では32ch Head coil の優位性は表現できていない。

今回の検討から感度補正を使用することにより32ch Head coil は臨床にも十分使用可能となったと考えられる。ただし顔面下方にはコイルのエレメントが無いため信号強度は低く SNR も低いので、この部分の撮像が必要であるならば使用すべきではない。また頭部

のルーチン検査での対応を検討した時、頭部内の撮影には問題ないが、脳血管疾患が見つり頸部の MRA を追加したい場合に、32ch Head coil では頸部まで感度領域がないため HNScoil と交換しなければならない。あえてルーチン検査に32ch Head coil を使用するほどの利点は見いだせない。眼窩、顎関節、頭部表面の病変、術前の脳表血管撮影の場合は SNR も高い領域であり積極的に使用したい。また MR spectroscopy や functional brain MRI にも使用し有用性を検討したいと考える。

おわりに

今回32ch Head coil に感度補正が使用できるようになり HNS coil と比較しファントムを用いた実験的検討を行った。

感度補正を使用することにより32ch Head coil の欠点は改善されていることが示され、臨床の場で使用することの問題は少なくなったと考える。

32ch Head coil はコイル表面の SNR が高いことから頭部以外にも手指、足趾などの表在病変などへの使用も検討していきたい。

文 献

1) 梶沢博之, 阿部 修: MRI 基礎(2): ハードウェア

の進化と撮像特性. MED IMAG TECH, 27(2): 79-84, 2009

- 2) 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 骨軟部画像診断の勘ドコロ, メジカルビュー社, 東京, 96-107, 2006
- 3) 小倉明夫, 宮井 明, 前田富美恵, 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
- 4) 今井 広, 宮地利明, 小倉明夫, 他: 差分マップ法および連続撮像法による Parallel MRI 画像の SNR 測定. 日放線技会誌, 64(8): 930-936, 2008
- 5) 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
- 6) 皆川 崇, 永坂竜男, 山中一臣, 他: 3TMRI 32-channel Head Coil における感度分布および SNR の測定. 日放線技会東北会誌, 19: 106-107, 2010
- 7) 笠井俊文, 土井 司, 加藤博和, 他: MR 撮像技術学, 改訂2版, オーム社, 東京, 182-184, 2008
- 8) 小倉明夫, 東田満治, 山崎 勝, 他: MRI 装置の QC と施設間比較を対象とした性能評価法の構築. 日放線技会誌, 56 (6): 847-853, 2000