

SENSE Stepping-Table MRI 法の考案

中垣英治¹, 定昭彦¹, 尾崎浩司¹, 池田 亘¹,
村上健二¹, 佐方延好¹, 今井 勲¹, 吉川智也¹,
赤木幸二¹, 岡崎忠司¹, 小林美登利¹, 細川知紗¹,
中西克之²

¹大阪船員保険病院放射線科 ²大阪府立成人病センター放射線科

はじめに

Stepping-table 法¹⁾は下肢 MRA や全脊椎 MRI, 全身 MRI, 2 stations 以上の body diffusion weighted image (以下, body DWI) など, 広範囲における撮像に用いられている. 当院はその使用経験に基づき全身 MRI シーケンスを用いた全身骨転移検索²⁾や躯幹部領域における拡散強調画像の有用性³⁾について報告している. しかし, 従来の quadrature (以下, QD) body coil との併用では, parallel imaging の一手法である sensitivity encoding (以下, SENSE) が使用できないため, 空間分解能の向上や撮影時間短縮の限界⁴⁾, アーチファクトや DWI における画像のゆがみ⁵⁾の低減の限界などの問題が指摘されていた. そこで落合ら⁶⁾は問題を解決するため coil を station ごとに移動させ parallel imaging (SENSE) と Stepping-table 法の組み合わせを行っている. 当院は SENSE 対応 body coil (4ch phased array coil) をボアの上下に固定し, その間をステップ移動させる Stepping-table 法を組み合わせた独自の撮像法 (SENSE Stepping-Table MRI) を考案し, 従来の QD body coil による Stepping-table 法と

比べ問題が改善できるかを検討した.

対象と方法

1. 対象

Head phantom (直径 200 mm, 成分: 水 99.60~99.96%, 硫酸 0.02~0.37%, 硫酸銅 0.03~0.08%) と実験の内容を説明し理解を得て同意した健常ボランティア 5 名を対象とした.

2. 方法

1) 撮像装置と撮像条件

すべての撮像は PHILIPS 社製 Intera Master 1.5T (Release9.5.2, 最大傾斜磁場強度 = 30 mT/m, slew rate = 150 T/m/s) を用いた.

DWI の撮像条件は single shot echo planar imaging (以下, EPI)-STIR, scan mode = multi slice (複数のスライスをインターリーブモードでスキャン), NSA = 6, FOV = 450 mm, RFOV phantom = 54% body DWI = 55%, thickness = 5 mm, gap = -1.0 mm (1.0 mm 重ね合わせて撮影), matrix = 110 × 256, b-value = 0,600 s/mm², phantom 撮像の reduction factor (以下, Rf)⁴⁾は 1.0, 1.5, 2.0 と変化させた.

キーワード parallel imaging, SENSE (sensitivity encoding), Stepping-table MRI, DWIBS (diffusion weighted whole body imaging with background body signal suppression)

このとき TE/TR = shortest (装置の最短可能時間) に設定し, 従来法 (QD body coil との併用) では TE/TR = 58 ms/1453 ms, SENSE body coil を巻き付けた通常の設置で Rf2.0 の場合 56 ms/1396 ms, SENSE Stepping-Table 法の Rf1.0 の場合 58 ms/1454 ms, Rf1.5 の場合 56 ms/1420 ms, Rf2.0 の場合 56 ms/1399 ms であった. また body DWI での SENSE Stepping-Table MRI 法の Rf は 1.5 に設定し 1 station (領域) 当たり 75 スライス撮像した.

Time of flight (以下, TOF) MRA の撮像条件は T₁WI-FFE, scan mode = multi 2D (複数のスライスをシーケンシャルモードでスキャン), TE = out phase (6.9 ms), TR = shortest (15 ms), NSA = 1, FOV = 450 mm, RFOV = 60 %, thickness = 6 mm, gap = -1.0 mm (1.0 mm 重ね合わせて撮影), matrix = 224 × 512 で SENSE Stepping-Table MRI 法の Rf は 1.8 に設定し 1 station (領域) 当たり 60 スライス撮像した.

2) 考案した撮像方法

従来の Stepping-table 法を改良して SENSE body coil をボアの上下に固定し, その間をステップ移動させて 2 stations 以上の撮像を行う SENSE Stepping-Table MRI 法を考案した (Fig. 1).

セッティングは従来の天板に付属の予備ストレッチャーの天板(a)をのせて, 天板を支えるためにマグネットから遠位端に 2 本のベルト(b)で固定し, その上に全身撮像用の拡張天板用ローラー(C)を載せ, またその上に全身撮像用の拡張天板(d)を設置した. コイルのケーブルが天板に干渉しないようにするため天板を多く重ねた. SENSE body coil(e)をボアのトンネル中央上下に固定した. 上部のコイルはマジックテープを使用して貼付け, コイルの付属品であるスペーサー(f) (通常使用時は上がコイルで下がスペーサー) を上に, コイルは下に

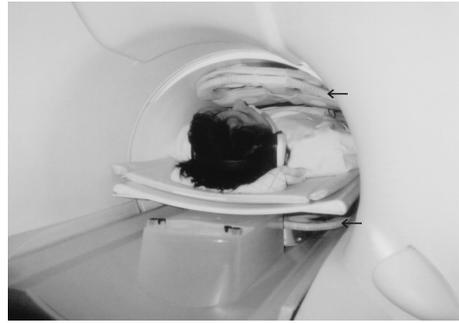


Fig. 1. SENSE Stepping-Table MRI SENSE body coil (←) was fixed in bore. We devised a method for combining Stepping-table MRI with SENSE body coil.

設置してスペーサーの枚数でコイルが身体に近づくように調製し設置した. 下部コイルは天板に近付けるためにトレイ(g) (ポリプロピレン製 25 cm × 19 cm × 4.5 cm) の上に設置した. また, 天板スライド時に体重を支えるためのコロ付のカゴ(h) (本体ポリプロピレン, コロ ABS 樹脂製) を購入, 加工 (W40 cm × D20 cm × H13.5 cm) して下部コイルの奥側に設置した (Fig. 2).

3. 検討項目

考案した SENSE Stepping-Table MRI 法が表面コイルを用いない従来の Stepping-table MRI 法と比較して SENSE body coil の有用性である画質の向上や DWI における画像のゆがみの低減, 撮像時間の短縮が得られるかを検討した.

1) Signal noise ratio (以下, SNR) の検討

Phantom を用いて, National Electric Manufacturers Association (以下, NEMA)⁷⁾を参考に SENSE を使用しない差分法⁸⁾を用いて測定し比較検討した. SENSE を用いた場合の SNR は低下がみられ⁴⁾評価については近年発表された⁹⁾. 当院は Achieva Master 1.5T (Release 2.6.3.4) にバージョンアップを行ったた

2009年5月14日受理 2010年2月26日改訂

別刷請求先 〒552-0021 大阪市港区築港 1-8-30 大阪船員保険病院放射線科 中垣英治

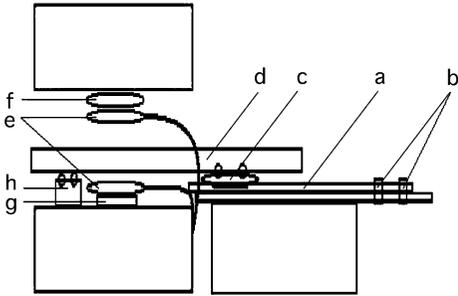


Fig. 2. SENSE Stepping-Table MRI : Setting
 a : preliminary trolley board, b : fix belts, c : roller board, d : table top extender, e : SENSE body coil, f : SESE body coil spacer, g : tray, h : roller equipped box

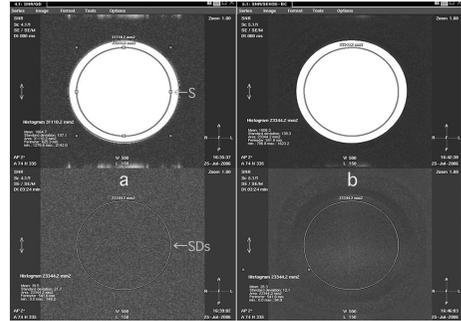


Fig. 3. Measurement of SNR
 Comparison of conventional method and SENSE Stepping-Table MRI.
 SENSE Stepping-Table MRI yielded a 9% improvement of SNR (at non reduction factor).

め測定していない。

2) DWI におけるゆがみの検討

Phantom を用いて従来法の QD body coil の画像, SENSE body coil を巻きつけた通常の設置で Rf2.0 の画像, SENSE Stepping-Table 法の Rf=1.0, 1.5 および 2.0 のゆがみを測定し比較検討した。測定方法は phantom マーカー内側端から中心部のマーカーの長さを測定した。

3) ボランティア撮像評価

Stepping-table MRI 法で撮像件数の多い body DWI および下肢 TOF MRA を撮像し, ゆがみ (DWI 撮像時), アーチファクト, バックグラウンドノイズ, 撮像時間を比較検討した。

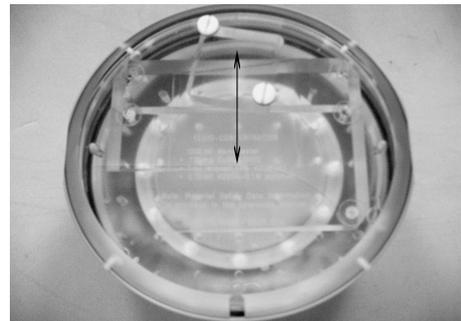


Fig. 4. Philips head phantom
 ↔ Measurement of length.

結 果

1. SNR 測定および比較検討 (Fig. 3)

SNR を求める公式は, $SNR = S / (Sds / \sqrt{2})$ で S : ファントム面積 75% ROI 内の平均信号値, SDs : subtraction 画像の ROI 内の標準偏差である。

(a) Stepping-table MRI :

$$SNR = 1664.7 / (21.7 / 1.414) = 108.5$$

(b) SENSE Stepping-Table MRI :

$$SNR = 1008.3 / (12.1 / 1.414) = 117.8$$

比較すると SENSE body coil 使用時ではバックグラウンドノイズは減少しており, 9% (8.571) の SNR 向上が見られた。

2. DWI におけるゆがみの比較検討

Phantom をマーカー内側端から中心までの半径を実測すると 88.0 mm であった (Fig. 4)。

撮像し測定すると MRI 画像上では, 従来法 (QD body coil との併用) で撮像された画像を用いた計測値が 97.5 mm (a), SENSE body coil を巻きつけた通常の設置で Rf2.0 の画像で 91.5 mm (b) であった。また左下から右順に SENSE Stepping-Table 法の Rf1.0 で 96.9 mm (c), Rf1.5 で 94.8 mm (d), Rf2.0 で 91.5 mm

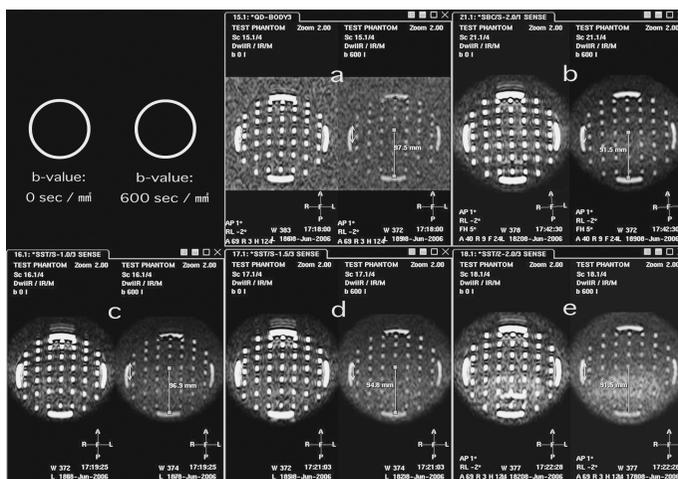


Fig. 5. Phantom scan using DWI

Comparison of conventional method and SENSE Stepping-Table MRI.

(a) Stepping-table MRI (TE/TR/EPI factor : 58 ms/1453 ms/59)

(b) SENSE body coil Rf 2.0 (TE/TR/EPI factor : 56 ms/1396 ms/33)

(c) SENSE Stepping-Table MRI Rf 1.0 (TE/TR/EPI factor : 58 ms/1454 ms/59)

(d) SENSE Stepping-Table MRI Rf 1.5 (TE/TR/EPI factor : 56 ms/1420 ms/45)

(e) SENSE Stepping-Table MRI Rf 2.0 (TE/TR/EPI factor : 56 ms/1399 ms/35)

SENSE (Rf1.0<1.5<2.0) yielded a improvement of distortion.

(e)であった (Fig. 5)。

Rf を上げていくことにより従来法と比べゆがみが低減できた。また同時に TE, TR, EPI factor, 撮像時間も短縮できた。

3. ボランティア撮像評価

1) Body DWI axial 画像の比較検討

ファントム実験で SENSE Stepping-Table 法の Rf2.0 は geometry factor (以下, Gf)⁴⁾ の上昇とともないノイズが認められたので Rf1.5 で撮影した (Fig. 6)。

比較検討した結果, SENSE Stepping-Table MRI 法(b)の腕のゆがみは軽減し腎臓のアーチファクトが消滅した。またバックグラウンドノイズも減少し, 皮膚の辺縁まで描出できた。

2) 3 stations diffusion weighted whole body imaging with background body signal suppres-

sion (以下, DWIBS)¹⁰⁾の比較検討 (Fig. 7)

比較検討した結果, SENSE Stepping-Table MRI 法(b)の sagittal 画像における顔面や頸椎, 胸部のゆがみは改善された。また axial 画像と同様にバックグラウンドノイズが減少し, 皮膚の辺縁まで描出できた。脾臓や腎臓に見られる縞模様のアーチファクトも改善された。

3) 下肢 (3 stations 心電同期) TOF MRA の比較検討 (Fig. 8)

1 station の撮像時間は従来法(a)で 3 分 42 秒, SENSE Stepping-Table MRI 法(b)で 2 分 47 秒と約 1 分の撮像時間の短縮が可能になった。しかし, 感度補正が必要になり, 総検査時間は変わらなかった。画質については比較検討した結果, maximum intensity projection (以下, MIP) 画像に見られるアーチファクトや

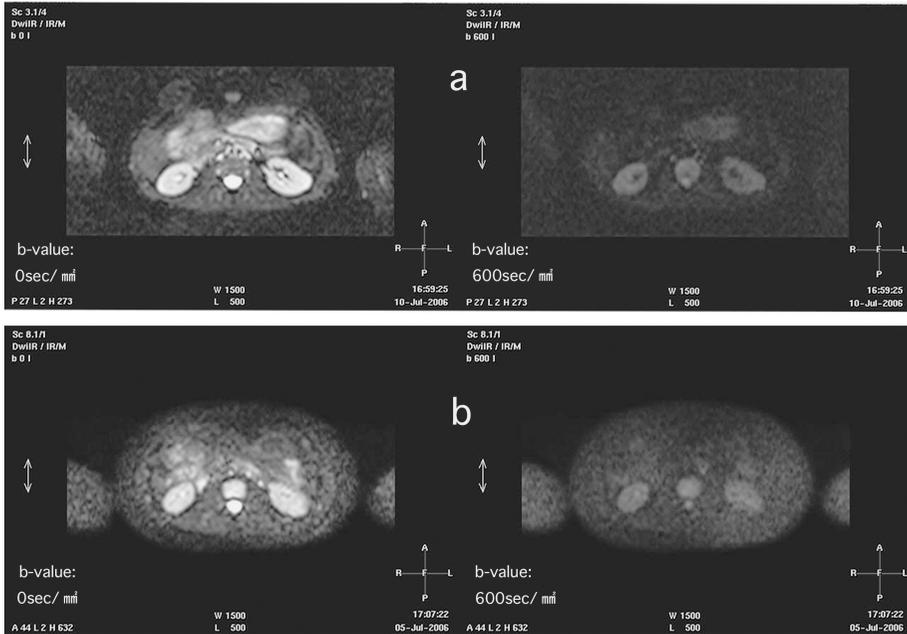


Fig. 6. Body DWI. Comparison of conventional method and SENSE Stepping-Table MRI
 (a) Stepping-table MRI (1 station scan time 4 : 28)
 TE/TR/EPI factor : 59 ms/5168.4 ms/59
 (b) SENSE Stepping-Table MRI (1 station scan time 4 : 36)
 TE/TR/EPI factor/Rf : 56.5 ms/5312.2 ms/45/1.5
 The distortion, background noise and artifact was also reduced of SENSE Stepping-Table MRI.

バックグラウンドノイズは減少し画質の向上が得られた。

考 察

SNRについて、考案した方法は従来法と比べ array coil である SENSE body coil を用いることで複数の受信コイルを使用して信号のSNRを向上させる効果があり¹¹⁾、比較した結果SNRが9%向上した。しかし、phantomやボランティア撮像ではSENSEを併用するとGfの上昇にともないSNRの低下⁴⁾が認められたが、バックグラウンドノイズは減少しDWIにおいては皮膚の辺縁まで描出できた。

DWIにおけるゆがみについて、EPIは磁化率の影響を受けやすくゆがみが大きいのが最大

の特徴であり最大の欠点である。周波数方向と位相方向の画像のゆがみを比べると、位相方向のゆがみが極めて大きく、臨床上問題とならないような工夫が必要である¹²⁾。また、ゆがみは生体内あるいは物質内におけるprotonの結合状態の違いによる周波数帯域の差、また磁化率や磁束密度の違いによる共鳴周波数帯域の差がk空間における位相方向1ラインごとの時間差により化学シフトが蓄積され誘発されるものである。画像上のゆがみの距離を求める式は下記の計算式で表される。

$$\begin{aligned} \text{Distortion (mm)} &= \text{dFB (Hz)} \times \text{FOV} \times \text{ESP} \\ &\quad \times (\text{rFOV/Rf/nShot}) \\ \text{EPI distortion Rf} &: (\text{rFOV/Rf/nShot}) \end{aligned}$$

SENSE Stepping-Table MRI 法

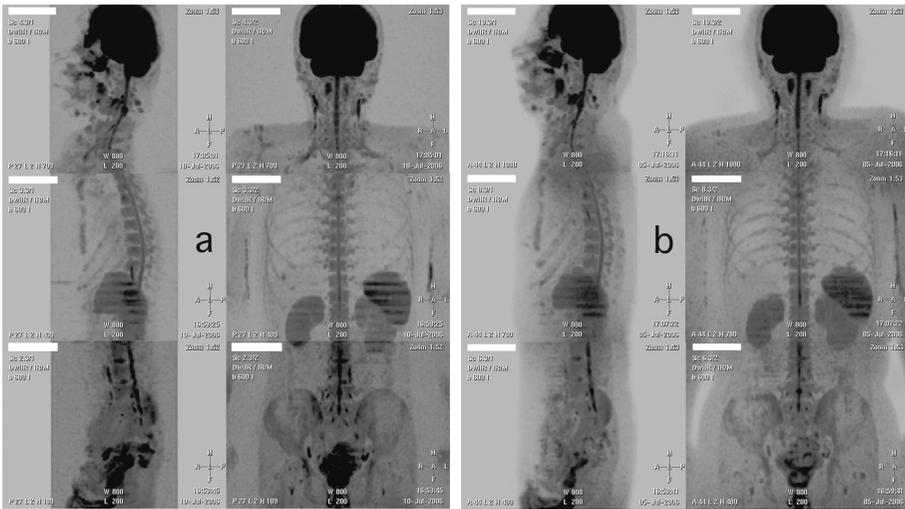


Fig. 7. 3 stations DWIBS (b-value 600 s/mm²)

Comparison of conventional method and SENSE Stepping-Table MRI.

(a) Stepping-table MRI (TE/TR/EPI factor : 59 ms/5168.4 ms/59)

(b) SENSE Stepping-Table MRI (TE/TR/EPI factor/Rf : 56.5 ms/5312.2 ms/45/1.5)

SENSE Stepping-Table MRI was useful for improving the distortion, background noise and artifact of DWIBS sagittal MIP.

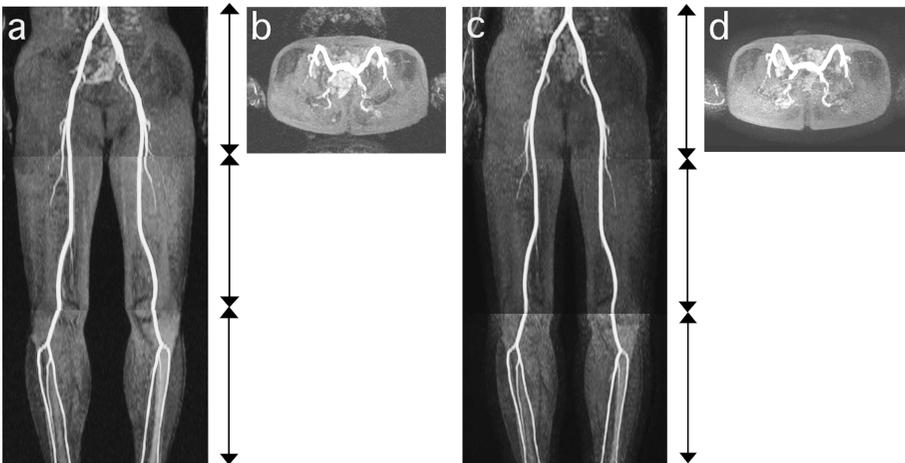


Fig. 8. 3 stations TOF MRA

(a) Stepping-table MRI 3 stations MRA (1 station scan time 3 : 42/total 11 : 06)

(b) Pelvis axial MIP

(c) SENSE Stepping-Table MRI 3 stations MRA Rf 1.8 (1 station scan time 0 : 57 reference scan + 2 : 47 scan/total 11 : 12)

(d) Pelvis axial MIP

SENSE Stepping-Table MRI was reduced artifacts and the scanning time could shorten about 1 min. But total scan time could not shorten for reference scan.

Distortion (mm) : 位相方向のゆがみ量,
dFB (Hz) : 共鳴周波数の差, ESP : echo space,
rFOV : rectangular FOV, Rf : reduction factor,
nShot : multi shot EPI の shot 数

実際にゆがみを低減させるには rectangular FOV, reduction factor, multi shot EPI の shot 数の位相における間引き率が大きいほど効果的で、あとは ESP をいかに短く設定するかが重要なカギとなる^{5),13)}。したがって考案した SENSE Stepping-Table MRI 法は DWI においても、SENSE を用いることにより位相エンコードステップ数を減少させ、結果として k スペース全体を充填したときの位相シフト量が小さくなり¹⁴⁾、ゆがみを軽減させることが可能になった。計測した結果でも QD body coil 使用時と SENSE Stepping-Table MRI 法の Rf1.0 のゆがみはほぼ同等な結果であり、また SENSE Stepping-Table MRI 法の Rf2.0 については従来の SENSE 使用時と同等なゆがみの軽減効果を得た。DWIBS については位相方向 (sagittal 画像) のゆがみが軽減され、特に磁化率の差の大きい顔面や頸椎、胸部のゆがみは大幅に改善され位置情報が把握できるようになった。

アーチファクトについては従来法と比べ、SENSE を利用することによって短時間撮像が可能になり、位相方向に生じる呼吸や消化管の蠕動に伴う motion artifacts が軽減できた。また DWI についても位相エンコードステップ数を減少できるので必然的に echo train length (以下、ETL) を短くすることが可能になる。ETL (あるいは EPI factor) の減少に伴い位相方向に出現する chemical shift artifacts や susceptibility artifacts の減少といった効果を生み出し¹⁵⁾画質の向上を得ることができた。さらに gradient overplus (DWI において拡散傾斜磁場の印可方向を設定するパラメータ) をすべてのグラジエントに組み合わせて用いる isotropic に設定することでも TE を短くでき¹⁶⁾、SNR の向上や T₂ shine through の軽減

も得ることができた¹¹⁾。

撮像時間については、考案した方法は DWI において 8 秒程度撮像時間の延長が見られた。これは TE の短縮に伴い dB/dt (磁場強度の時間変化率) が増し、機械的に制限をかけて TR が延長したものと考えられた。テーブルを移動させるたびに感度補正が必要になるが、TOF MRA では SENSE を用いることで従来の Stepping-table MRI 法と比べて撮像時間の短縮が可能になった。

Parallel imaging と Stepping-table 法の組み合わせは確立されていない。しかし落合ら⁶⁾は coil を移動させ parallel imaging (SENSE) と Stepping-table 法の組み合わせを試みている。落合らの考案した coil 移動方法は、1 station 撮影ごとに coil の移動を手動で行わなければならない、検査時間の延長や coil の正確な位置での設置が難しく思われたが、当院の考案した coil をボアの上下に固定しテーブルを動かす coil 固定方法では検査時間の延長なく自動で正確な位置移動が可能であった。

結 論

今回 SENSE Stepping-Table MRI 法を使用することにより、従来法の方法より SNR は 9 % 向上し、DWI におけるゆがみの減少、アーチファクトやバックグラウンドノイズの軽減や撮像時間の短縮が可能となり、DWIBS や下肢 MRA での広範囲撮像における画質の向上が得られ従来法より有効な結果を得た。

考案した方法は whole body imaging や total spine imaging などにも期待でき、SENSE Stepping-Table MRI 法が将来スタンダードな検査法として確立されていくことを望む。

謝 辞

本稿を終えるにあたり、投稿を勧めていただいた東海大学医学部付属病院の室氏、三田市民

病院の赤井氏，またデータ収集のため協力していただいた当院スタッフ，並びに多くの助言をいただいた大阪府立成人病センターの堀之内氏，Philips Medical Systems の松本氏，奥秋氏，小山氏に深く感謝いたします。

文 献

- 1) 北 美保．Stepping-Table MRA．蜂屋順一監．改訂版 MRI 応用自在．第 3 版．東京：株式会社メジカルビュー社，2005；342-349
- 2) Nakanishi K, Kobayashi M, Takahashi S, et al. : Whole body MRI for detecting metastatic bone tumor : comparison with bone scintigrams. Magn Reson Med Sci 2005 ; 4 : 11-17
- 3) 定 昭彦，中垣英治，尾崎浩司，池田 亘，村上健二，今井 勲，小林美登利，中西克之：躯幹部領域における拡散強調画像の有用性．JART 2006 ; 53 : 36-41
- 4) 小原 真．Parallel Imaging SENSE．蜂屋順一監．改訂版 MRI 応用自在．第 3 版．東京：株式会社メジカルビュー社，2005；2-10
- 5) 室伊三男，神谷 陽，本田真俊，堀江朋彦：EPI における画像の歪みに影響する撮像パラメータの検討．日放技学誌 2007 ; 63 : 91-96
- 6) 落合礼次，小林尚志，吉田 毅，北川マミ，小野 研，大曲淳一：DWIBS 法の臨床—FDG-PET との比較．日獨医報 2005 ; 50 : 86-98
- 7) National Electric Manufacturers Association : Determination of signal-noise ratio in diagnostic magnetic resonance images. NEMA Standard Publication ; MS1 (1988)
- 8) 小倉明夫，宮井 明，前田富美恵，福武弘之，菊元力也：MR 画像の SNR 測定にかんする基礎的検討．日放技学誌 2003 ; 59 : 508-513
- 9) 小倉明夫：Parallel MRI における SNR 測定法．日磁医誌 2008 ; 28 : 177-184
- 10) Takahara T, Imai Y, Yamashita T, et al. : Diffusion weighted wholebody imaging with background body signal suppression (DWIBS) : technical improvement using free breathing, STIR and high resolution 3D display. Radiat Med 2004 ; 22 : 275-282
- 11) 巨瀬勝美．MR 装置．杉村和朗編．MRI の原理と撮像法 基礎から高速撮像まで．第 2 版 東京：株式会社メジカルビュー社，2001；116-127
- 12) 室伊三男，高原太郎，今井 裕：DWIBS の基礎と拡散強調画像に影響を及ぼす因子（パラメータと artifact の低減）．日獨医報 2005 ; 50 : 610-620
- 13) 小林正人：拡散強調画像の上手な使い方—設定編—．日放技学誌 2008 ; 64 : 862-871
- 14) 黒木嘉典，那須宏宏，黒木聖子，関口隆三：拡散強調画像の乳腺 MRI への応用（基礎）．日獨医報 2008 ; 53 : 126-130
- 15) 栗原泰之．Parallel Imaging 臨床応用．蜂屋順一監，改訂版 MRI 応用自在．第 3 版．東京：株式会社メジカルビュー社，2005；20-25
- 16) 加藤芳人：RAD FAN tie-up 『PHOT SHOT』 SENSE-DWI を用いた Double b factor Breast DWI の有用：Philips Home Page http://www.medical.philips.com/jp/products/mri/news/radfan_aug05.html

Combining SENSE with Stepping-table MR Imaging

Eiji NAKAGAKI¹, Akihiko SADA¹, Kouji OZAKI¹,
Wataru IKEDA¹, Kenji MURAKAMI¹, Nobuyoshi SAKATA¹,
Isao IMAI¹, Tomoya YOSHIKAWA¹, Kouji AKAGI¹,
Tadashi OKAZAKI¹, Midori KOBAYASHI¹, Chisa HOSOKAWA¹,
Katsuyuki NAKANISHI²

¹*Department of Radiology, Osaka Seamen's Insurance Hospital
1-8-30 Chikko, Minato-ku, Osaka 552-0021*

²*Department of Radiology, Osaka Medical Center for Cancer and Cardiovascular Diseases*

Stepping-table magnetic resonance (MR) imaging with quadrature detection (QD) body coil is usually used in more than 2 stations of time-of-flight (TOF) MR angiography and body diffusion-weighted imaging (DWI). This method does not utilize sensitivity encoding (SENSE) body coil and does not permit parallel imaging. Therefore, we utilized a SENSE body coil for stepping-table MR imaging (SENSE Stepping-Table MRI) and herein evaluate signal-to-noise ratio (SNR), DWI distortion, artifact, and scanning time using this technique. Compared with the conventional method, our method improved SNR by 9%, reduced distortion and artifact, and shortened scanning time. SENSE Stepping-Table MRI will become a standard method for obtaining a wide field of view such as in whole-body MR imaging and MR angiography.