

## 息止め肝 MRI におけるスライストラッキングの検討

岩館雄治<sup>1</sup>, 竹井直行<sup>1</sup>, 平野勝也<sup>2</sup>, 野崎 敦<sup>2</sup>,  
Maggie Fung<sup>3</sup>, 塚元鉄二<sup>1</sup>

<sup>1</sup>GE 横河メディカルシステム㈱研究開発室 <sup>2</sup>同画像応用技術センター

<sup>3</sup>Applied Science Laboratory, GE Healthcare Technologies

### はじめに

上腹部 MRI 検査では、多時相ダイナミック MRI のように同じ部位を複数回に渡ってスキュンをすることが多い。この際各時相の撮像を息止め下で行うが、呼吸深度が一致せずに撮像位置が変化した場合、同一スライス上での画像比較が困難になることや撮像領域を臓器端が越えてしまうといった不都合を引き起こす可能性がある。呼吸動作による体動アーチファクトを除去するために、ベローズやナビゲータエコーを用いたゲーティング技術が広く用いられるようになった<sup>1)</sup>。この技術は自由呼吸下で呼吸周期の特定期間においてデータ収集を行うものであり、息止め撮像には適していない。他に呼吸に起因する臓器動作の影響を補正する方法としてナビゲータエコーを用いたスライストラッキング技術があり、心臓検査における冠状動脈撮像などに応用されている<sup>2)</sup>。肝臓領域においては、複数回息止め撮像へのスライストラッキングの応用が報告されている<sup>3)</sup>。今回我々はスライストラッキング技術を息止め肝臓ダイナミック MRI に用いられる 3D FGRE 系パルスシーケンス LAVA (liver acquisition with volume acceleration) に適用し、頭尾方向の呼吸深度差違の補正効果を検討した。

### 対象と方法

#### 1. 対象および撮像条件

対象は 28 歳から 34 歳の男性健常ボランティア 3 名で、すべての被検者に対しインフォームド・コンセントを得て撮像を行った。使用装置は GE Healthcare 社製 Signa Excite HD EchoSpeed (1.5T) で、腹部用 8 チャンネルボディアレコイルを使用した。パルスシーケンスは 3D LAVA で TR=4.3 ms, TE=2.1 ms, FA=12°, matrix=320×192, スライス厚=4.4 mm, FOV は 32 cm~35 cm, 撮像時間は 17 秒~18 秒で行った。

#### 2. スライス位置補正

17 秒から 18 秒のデータ収集用シーケンスの直前にナビゲータエコー用シーケンスを挿入する (Fig. 1)。ナビゲータエコーには直行するスライス面をもつ 90°-180°のスピネエコー法を用いた。これによって頭尾軸方向に伸びたコラム状の領域が励起される。ナビゲータエコーによって、その時点での横隔膜位置情報が得られ、レファレンススキュンではその情報 (p<sub>ref</sub>) を保存しておく。以降の撮像ではナビゲータエコーで得られた横隔膜位置情報 (p<sub>N</sub>) をレファレンス位置と比較し、その差 (p<sub>N</sub>-p<sub>ref</sub>) をスライストラッキング法により調整し、励起位置を

キーワード breath-hold MRI, navigator echo, slice tracking, liver imaging, motion correction

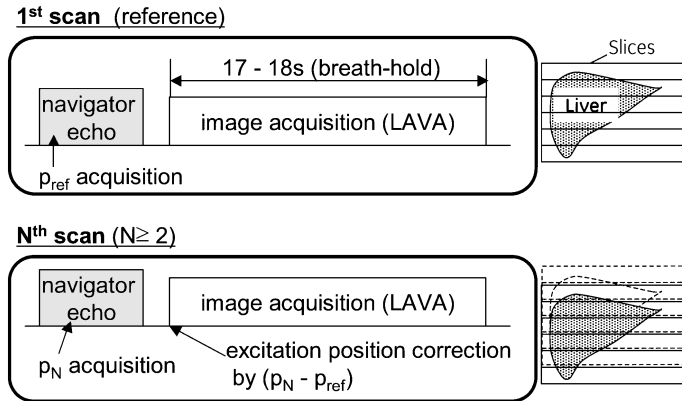


Fig. 1. Sketch of the slice tracking method in series of breath-hold scans. A navigator echo sequence runs prior to each breath-hold image acquisition (LAVA) sequence to get the diaphragm position information. The excitation slice position is corrected according to the diaphragm displacement in the Nth ( $N \geq 2$ ) image acquisition scan.

肝臓の移動方向に合わせて修正する。

ナビゲータエコーによる横隔膜位置情報の計算アルゴリズムには、従来の線形位相シフト法<sup>4)</sup>、最小二乗法<sup>4)</sup>、相関係数法<sup>5)</sup>に比較し、撮像時の条件・ノイズによる影響が少ないエッジ検出法を用いた<sup>6)</sup>。

### 3. 評価方法

スライストラッキングの評価は以下のように行った。レファレンス画像は、横隔膜位置が安定している呼気終了時の息止め撮像により取得した<sup>7)</sup>。レファレンス画像に続いて撮像する比較画像は、呼吸停止位置が大きくずれた場合の効果についても評価するため、呼気終了時に加え吸気終了時に息止め撮像を行った。また比較のため、ナビゲータエコーにより横隔膜位置情報を取得するが、スライストラッキングを行わない撮像も合わせて行った。定量評価には、肝臓以外の臓器や組織の影響を排除するため、肝臓領域のみを手動で抽出した画像を使用した。レファレンス画像との一致度合いを評価するため、正規化された相互相関 (normalized cross-

correlation, NCC)<sup>8)</sup>および肝臓面積を算出した。NCCはレファレンス画像と比較画像のピクセル信号強度をそれぞれ  $I_0$ ,  $I_1$  として次式で与えられる。

$$NCC = \frac{\sum (I_0 - \bar{I}_0)(I_1 - \bar{I}_1)}{\sqrt{\sum (I_0 - \bar{I}_0)^2} \sqrt{\sum (I_1 - \bar{I}_1)^2}} \dots \dots \dots (1)$$

ここで  $\bar{I}_0$ ,  $\bar{I}_1$  はそれぞれ  $I_0$ ,  $I_1$  の平均を示し、上式の計算にはそれぞれの画像の全ピクセルを用いた。肝臓面積に関する比較には次式で定義する面積変化率 ( $\Delta S$ ) を使用した。

$$\Delta S = \frac{|S_{test} - S_{ref}|}{S_{ref}} \dots \dots \dots (2)$$

ここで、 $S_{test}$  はレファレンスと比較する画像における肝臓部分のピクセル数、 $S_{ref}$  はレファレンス画像における肝臓部分のピクセル数である。スライストラッキング有無の二条件間で NCC および  $\Delta S$  の値の比較をした。

被検者の肝臓の全長は呼気時で 154~181 mm (平均 168 mm) である。比較する断面は

横断面像で、上部から下部までの補正を評価するため、肝臓の上端より 8.8 mm, 52.8 mm, 96.8 mm, 140.8 mm の距離にあるものを用いた。

## 結 果

### 1. 呼気終了時撮像レファレンスに対する呼気終了時スライストラッキングの効果

各ボランティアに対しスライストラッキング有無の条件でそれぞれ 3 回撮像を行った。ナビゲータエコーによって得られた横隔膜位置の頭尾方向変位量（補正前）はスライストラッキングあり、なしの条件でそれぞれ  $7.3 \pm 5.3$  mm,  $4.5 \pm 3.9$  mm（平均値  $\pm$  標準偏差, N=9）であった。

NCC の評価ではスライストラッキングの有無で顕著な差は生じず、肝臓中心付近の断面ではスライストラッキングを行わない方が高い平均値を示すものもあった (Fig. 2a)。面積変化率の評価においては全断面においてスライストラッキングを行ったものの値が低い傾向を示し、撮像スライス位置補正が効果をあげていることがわかった (Fig. 2b)。特に上部および下部（肝臓上端よりそれぞれ 8.8 mm, 140.8 mm の距離）の断面ではその傾向が大きく、個別画

像では視覚的にも明らかな違いが見えるものが多かった (Fig. 3)。肝臓中心付近の断面では、頭尾方向に加え周囲の組織や器官の影響が顕著になる場合があり、スライストラッキングにより NCC を下げる要因となった (Fig. 4)。しか

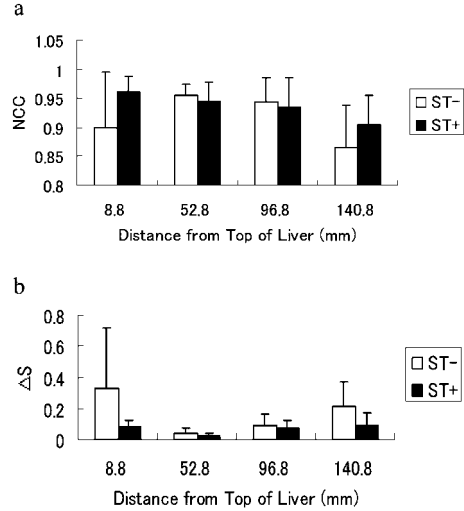


Fig. 2. Comparison of normalized cross-correlation (a) and area change ratio (b) between images at end-expiration with (ST+) and without slice tracking (ST-). Note that area change ratio is smaller for a better consistency. Error bars = SD.

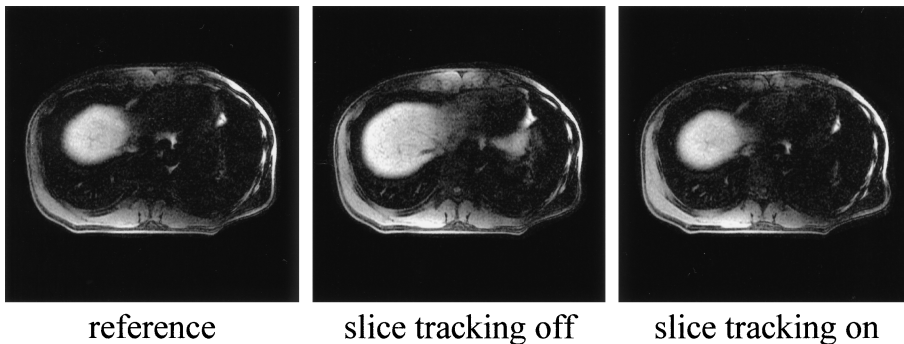


Fig. 3. Volunteer images of end-expiration breath-hold : reference (a) and subsequent images without slice tracking (b) and with slice tracking (c). The slice position is 8.8 mm below the liver top.

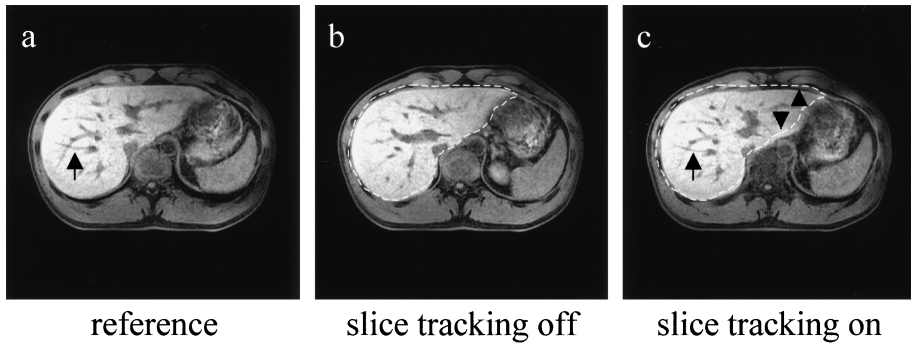


Fig. 4. Volunteer images of end-expiration breath-hold : reference (a) and subsequent images without slice tracking (b) and with slice tracking (c). The slice position is 52.8 mm below the liver top. Similar blood vessel structures are seen (arrows), whereas contours don't match partially (arrowheads) in the reference and the subsequent image with slice tracking. Dotted lines indicate the contour of the liver in the reference image.

し、補正なしでは一致していない肝内の微細構造については、スライストラッキングを行うことによりレファレンスと同様に描出された (Fig. 4, 矢印)。

2. 呼気終了時撮像レファレンスに対する吸気終了時スライストラッキング効果

各ボランティアに対しスライストラッキング有無の条件でそれぞれ3回撮像を行った。ナビゲータエコーによって得られた横隔膜位置の頭尾方向変位量 (補正前) はスライストラッキングあり、なしの条件でそれぞれ  $31.7 \pm 10.5$  mm,  $35.0 \pm 7.3$  mm (平均値  $\pm$  標準偏差, N=9) であった。

定量評価結果を Fig. 5 に示す。NCC に関しては下部 (肝臓上端より 140.8 mm 下方) の断面を除き、すべての断面においてスライストラッキングを行ったものが高い値を示した。面積変化率は全断面でスライストラッキングを行ったもので低かった。個別に画像を見ると、視覚的にもスライス位置が正しく調整されていることが明らかにわかるものが多かった (Fig. 6)。またスライストラッキングを行わない場合、肝臓位置が大きく下方に移動するため、全試験において上部断面 (レファレンス画像で肝臓上端より 8.8 mm 下方) で肝臓を確認するこ

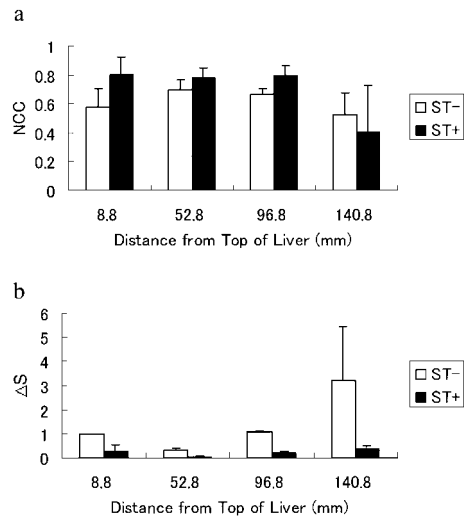


Fig. 5. Comparison of normalized cross-correlation (a) and area change ratio (b) between reference images at end-expiration and subsequent images at end-inspiration. The subsequent images were acquired with (ST+) and without slice tracking (ST-). Error bars = SD.

とができず、下端が撮像スラブの頭尾方向の範囲から外れていた。下部断面においてはスライストラッキングを行った方の面積変化率が小さく頭尾方向のスライス位置補正が有効であるこ

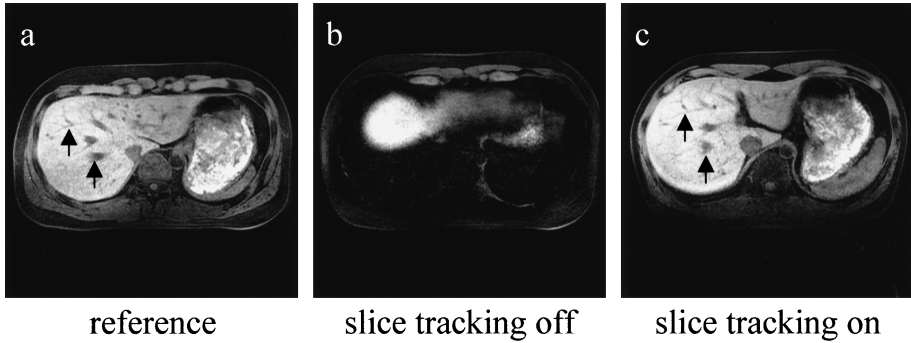


Fig. 6. A reference image of end-expiration breath-hold (a) and the subsequent images of end-inspiration breath-hold without slice tracking (b) and with slice tracking (c). The slice position is 52.8 mm below the liver top. Similar blood vessel structures are seen (arrows) in the reference and the subsequent image with slice tracking.

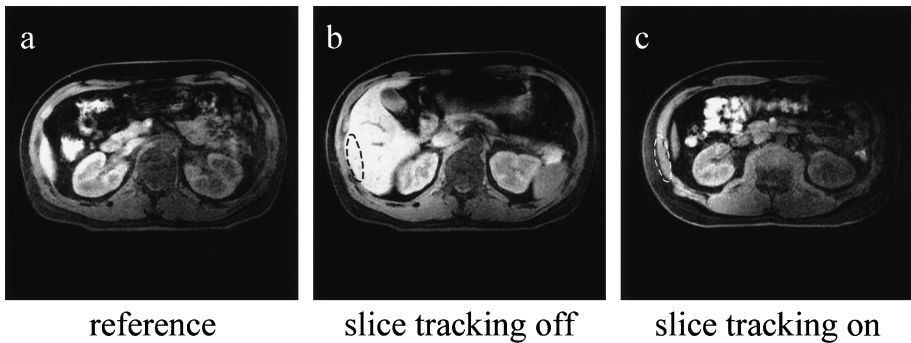


Fig. 7. A reference image of end-expiration breath-hold (a) and the subsequent images of end-inspiration breath-hold without slice tracking (b) and with slice tracking (c). The slice position is 140.8 mm below the liver top. Liver areas are similar between the reference and the image with slice tracking, however the contours don't match due to combined motion of translation and rotation. Dotted lines indicate the contour of the liver in the reference image.

とを示しているが、NCC は低くなる傾向があった。これは Fig. 7 に示すように下部断面では肝臓の前後・左右方向の並進運動および回転運動の影響が現れているものと考えられた。

### 考 察

今回我々は肝臓のダイナミック MRI に使用される 3D LAVA シーケンスを用い、各息止め撮像間での呼吸深度による撮像スライス位置

変位の補正を試みた。

個々の画像では、通常であれば呼吸により位置がずれてしまう血管などの内部構造が、スライストラッキングを行うことでレファレンスと同じ断面で確認することができた (Figs. 4, 6)。この結果は呼吸による肝臓の頭尾軸方向の並進運動が撮像断面位置に大きな影響を与えており、息止め撮像で得た各画像の比較においてスライストラッキングが有効な方法であることを示している。また、吸気時息止め撮像にお

いて、肝臓位置が下方にずれてしまうため補正を行わない場合肝臓下端が撮像範囲から外れたが、スライストラッキングを用いるとこのような問題が起こらなかった。よって、変位量が大きいときの撮像範囲における端部データ欠落の予防という意味でも有用性があると考えられる。

NCC および面積変化率の評価では横隔膜位置の移動量が大きいほどスライストラッキング効果が大きく現れた (Figs. 2, 5)。これは深い呼吸では肝臓全体の動きに占める頭尾方向の並進運動の割合が大きくなるため、撮像スライス断面位置の補正効果が高くなることを示している。呼吸による動きが小さいときは、前後左右方向の並進運動、回転運動、臓器変形の影響が顕著になるため、撮像断面を移動することでNCC が小さくなる場合もあった。ボランティアを増やして行う統計的有意差検定は今後の課題である。肝臓の呼吸による動きはレジストレーションにおいて詳細に検討が行われている<sup>9),10)</sup>。その中には前後左右方向の並進運動・回転運動の剛体的運動に加え、非剛体的運動の考慮がなされているものがあり、高い効果をあげている<sup>10)</sup>。今後はこのようなレジストレーション技術や、変形の影響を考慮したプロスペクティブな補正<sup>11)</sup>との組み合わせにより、スライストラッキングの有用性がさらに高まると期待できる。

## 結 論

LAVA シーケンスを用いた息止め MR 撮像へ、スライストラッキングを応用した。これにより呼吸に起因する撮像断面の変位が補正され、複数回の撮像において解剖学上の肝臓断面の一致性が高くなることを確認した。呼吸が深いほど頭尾軸方向の移動割合が大きくなり、補正効果が高かった。この技術はダイナミック MRI において各時相間での画像比較を容易にするといった有用性があり、他の動作補正法や

レジストレーション技術と組み合わせることでその臨床応用性がさらに高まると考えられる。

なお、本論文の要旨は、第33回日本磁気共鳴医学会大会 (2005年9月) において発表した。

## 文 献

- 1) Wang Y, Rossman PJ, Grimm RC, et al.: Navigator-echo-based real-time respiratory gating and triggering for reduction of respiration effects in three-dimensional coronary MR angiography. *Radiology* 1996; 198: 55-60
- 2) Danias PG, McConnell MV, Khasgiwala VC, et al.: Prospective navigator correction of image position for coronary MR angiography. *Radiology* 1997; 203: 733-736
- 3) Zech CJ, Herrmann KA, Huber A, et al.: High-resolution MR-imaging of the liver with T2-weighted sequences using integrated parallel imaging: comparison of prospective motion correction and respiratory triggering. *J Magn Reson Imaging* 2004; 20: 443-450
- 4) Wang Y, Grimm RC, Felmlee JP, et al.: Algorithms for extracting motion information from navigator echoes. *Magn Reson Med* 1996; 36: 117-123
- 5) Foo TK, King KF: A computationally efficient method for tracking reference position displacements for motion compensation in magnetic resonance imaging. *Magn Reson Med* 1999; 42: 548-553
- 6) Du YP, Saranathan M, Foo TK: An accurate, robust, and computationally efficient navigator algorithm for measuring diaphragm positions. *J Cardiovasc Magn Reson* 2004; 6: 483-490
- 7) Balter JM, Lam KL, McGinn CJ, et al.: Improvement of CT-based treatment-planning models of abdominal targets using static exhale imaging. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1998; 41: 939-943
- 8) Takao M, Sugano N, Nishii T, et al.: Application of three-dimensional magnetic resonance image registration for monitoring hip joint diseases. *Magn Reson Imaging* 2005; 23: 665-670

- 9) Carrillo A, Duerk JL, Lewin JS, et al. : Semiautomatic 3-D image registration as applied to interventional MRI liver cancer treatment. *IEEE Trans Med Imaging* 2000 ; 19 : 175-185
- 10) Rohlfing T, Maurer CR Jr, O'Dell WG, et al. : Modeling liver motion and deformation during the respiratory cycle using intensity-based non-rigid registration of gated MR images. *Med Phys* 2004 ; 31 : 427-432
- 11) Manke D, Nehrke K, Bornert P : Novel prospective respiratory motion correction approach for free-breathing coronary MR angiography using a patient-adapted affine motion model. *Magn Reson Med* 2003 ; 50 : 122-131

## Slice Tracking for Breath-hold Liver MR Imaging

Yuji IWADATE<sup>1</sup>, Naoyuki TAKEI<sup>1</sup>, Masaya HIRANO<sup>2</sup>,  
Atsushi NOZAKI<sup>2</sup>, Maggie FUNG<sup>3</sup>, Tetsuji TSUKAMOTO<sup>1</sup>

<sup>1</sup>*Japan Applied Science Laboratory and* <sup>2</sup>*Imaging Application Technology Center,*  
*GE Yokogawa Medical Systems*  
*Asahigaoka 4-7-127, Hino-shi, Tokyo 191-8503*  
<sup>3</sup>*Applied Science Laboratory, GE Healthcare Technologies*

We evaluated a slice-tracking technique for 3D breath-hold MRI of the upper abdomen to compensate for slice displacements caused by the variance in depth of breath-hold. Correction accuracy was estimated from normalized cross-correlation and area change ratio. Consistency between the reference and subsequent images for big diaphragm displacement (end-expiration to end-inspiration) was considerably better with slice tracking than without. Images acquired with slice tracking also showed good consistency in blood vessel structure. This technique is considered effective in diagnosing patients who tend to end their expiration in variant positions.