原 著

体幹部拡散強調画像におけるアーチファクト軽減の試み
“TRacking Only Navigator”(TRON法)の開発と基礎的検討堀江朋彦・高原太郎¹⁾・荻野徹男²⁾・奥秋知幸²⁾・本田真俊
奥村康裕・梶原 直・臼井桂介・室伊三男・今井 裕³⁾論文受付
2008年 1 月15日論文受理
2008年 6 月11日

Code No. 261

東海大学医学部附属病院診療技術部放射線技術科

1) Division of Radiology University Medical Center (UMC) Utrecht

2) フィリップスエレクトロニクスジャパン

3) 東海大学医学部基盤診療学系画像診断学

緒 言

体幹部における拡散強調画像diffusion weighted images (以下DWI)は、1998年頃から^{1)~3)}行われ近年のparallel imagingの出現によりDWIの歪みは格段に改

善され本格的に応用が始められた。2004年に高原らにより安静時呼吸下でのdiffusion weighted whole body imaging with background body signal suppression (以下DWIBS法)⁴⁾が報告された。この撮像法の特徴

Trail of Artifact Reduction in Body Diffusion Weighted Imaging
Development and Basic Examination of “TRacking Only
Navigator”(TRON method)Tomohiko Horie, Tarou Takahara,¹⁾ Tetsuo Ogino,²⁾ Tomoyuki Okuaki,²⁾ Masatoshi Honda,
Yasuhiro Okumura, Nao Kajihara, Keisuke Usui, Isao Muro, and Yutaka Imai³⁾

Department of Radiology, Tokai University Hospital

1) Division of Radiology University Medical Center (UMC) Utrecht

2) Medical systems, Philips Electronics Japan

3) Department of Radiology, Tokai University School of Medicine

Received January 15, 2008; Revision accepted June 11, 2008; Code No. 261

Summary

In recent years, the utility of body diffusion weighted imaging as represented by diffusion weighted whole body imaging with background body signal suppression (DWIBS), the DWIBS method, is very high. However, there was a problem in the DWIBS method involving the artifact corresponding to the distance of the diaphragm. To provide a solution, the respiratory trigger (RT) method and the navigator echo method were used together. A problem was that scan time extended to the compensation and did not predict the extension rate, although both artifacts were reduced. If we used only navigator real time slice tracking (NRST) from the findings obtained by the DWIBS method, we presumed the artifacts would be ameliorable without the extension of scan time. Thus, the TRacking Only Navigator (TRON) method was developed, and a basic examination was carried out for the liver. An important feature of the TRON method is the lack of the navigator gating window (NGW) and addition of the method of linear interpolation prior to NRST. The method required the passing speed and the distance from the volunteer's diaphragm. The estimated error from the 2D-selective RF pulse (2DSRP) of the TRON method to slice excitation was calculated. The condition of 2D SRP, which did not influence the accuracy of NRST, was required by the movement phantom. The volunteer was scanned, and the evaluation and actual scan time of the image quality were compared with the RT and DWIBS methods. Diaphragm displacement speed and the quantity of displacement were determined in the head and foot directions, and the result was 9 mm/sec, and 15 mm. The estimated error was within 2.5 mm in b-factor 1000 sec/mm². The FA of 2DSRP was 15 degrees, and the navigator echo length was 120 mm, which was excellent. In the TRON method, the accuracy of NRST was steady because of line interpolation. The TRON method obtained image quality equal to that of the RT method with the b-factor in the volunteer scanning at short actual scan time. The TRON method can obtain image quality equal to that of the RT method in body diffusion weighted imaging within a short time. Moreover, because scan time during planning becomes actual scan time, inspection can be efficiently executed.

Key words: body diffusion weighted image(DWI), navigator echo, slice tracking

別刷資料請求先：〒259-1193 神奈川県伊勢原市下糟屋143

東海大学医学部附属病院 診療技術部放射線技術科 堀江朋彦 宛

Fig. 1 Difference between conventional navigator echo method and TRON method. Navigator gating window (NGW).

(a) Conventional navigator echo method.

(b) TRON method.

Conventional navigator echo method acquires short time data by NGW.

The TRON method does not use NGW and acquires all time data.

は、安静時呼吸下で収集するため加算を多く行い、高いsignal to noise ratio (以下SNR)を得ることができる。また高いSNRを背景にこれまでより薄いスライス厚で広範囲を撮像するため三次元的な画像観察が可能になることである。

しかし、DWIBS法では呼吸運動中にデータ収集するため、特に上腹部においては横隔膜の移動量に応じたブレが生じ問題であった。この解決策として、呼吸同期法やnavigator echo法(以下NE法)の併用が考えられる。双方ともに呼吸性アーチファクトを軽減するが、その代償に撮像時間が延長すること、また延長率を予測できないことなどいくつかの課題があった⁵⁾。

われわれは、これまでのDWIBS法で得られた知見から安静時呼吸下においても拡散現象は測定可能である⁶⁾と考え、従来のNE法から意図的にnavigator gating window (以下NGW)を排除し、navigator real time slice tracking法(以下NRST法)のみを応用することで撮像時間の延長を伴わずに呼吸性アーチファクトを軽減できると推測した。

そこで、この機能を可能としたTRacking Only Navigator (以下TRON法)をフィリップス社と共同開発し肝臓を対象に基礎的な検討を行ったので報告する。

1. 従来のNE法とTRON法との相違

冠状動脈撮像に代表される従来のNE法では、2D-selective RFパルス(以下2DSRP)を肝臓の中心付近を頭尾方向に貫通するように照射する。円筒状領域を励起したのち円筒状の長さ方向に読み出しを行いgradient echoを取得して一次元フーリエ変換を行いリアルタイムに画像化する。肝臓の高信号と肺野の低信号によるコントラストの時間的変化から呼吸に伴う横隔膜の位置変動をモニタリングする。このモニタ

リングをイメージデータ収集直前に行うことによって、後述する呼吸同期法やNRST法を併用したスキャンが可能となる。

この場合の呼吸同期法では、呼気における横隔膜位置が規定する範囲にあるときに収集されたデータのみを用いて画像再構成を行う。この規定する範囲のことをNGWと呼ぶ(Fig. 1)。NGWが狭いほど精度の高い結果が得られるが、データが除去される割合が高いため撮像時間が大幅に延長する。

NRST法とは、予備スキャンと本スキャンとの位置変動量を算出し、イメージデータ収集直前にスライス選択励起パルスの中心周波数をこの位置変動量に相当する大きさだけシフトさせ、スライス位置自体をずらし臓器に追従して撮像する技術である。なお、位置変動量を算出する際に補間処理は行われていない⁷⁾。

TRON法では、従来のNE法と同様に2DSRPを肝臓の中心付近に照射し呼吸に伴う位置変動をモニタリングする。また位置変動量を算出しNRST法を行っている。しかし、二つの相違する点がある。一つ目は、NGWがないことである。つまり呼吸運動におけるすべての時間的データを収集する点である。二つ目に、NRST法に用いる予備スキャンと本スキャンとの位置変動量を算出する直前に、本スキャンのデータに直線補間法を追加する点である(Fig. 2)。この理由は、肝臓を撮像対象とするTRON法では、肝臓上部に2DSRPとスライス面が干渉する部分がある。仮にスライス励起後十分な回復が得られないまま、次の2DSRPが照射されると干渉した部分の信号が低下する。これにより本スキャン中の横隔膜位置を誤認識し、次に行われる位置変動量の算出に誤差が生じることが予想される。つまり、従来のNE法では誤った変動量をもとに誤ったNRSTを行うことになる。一方、

a | b

Fig. 2 Difference in navigator real time slice tracking (NRST) . Linear interpolation method.
The method of linear interpolation is added immediately before the amount of positional change is calculated. Therefore, the signal decrease part can be restored, and an accurate amount of a positional change can be calculated.

Fig. 3 Explanation of parameters of TRON method.
An example of 42 slice numbers and TR4200 msec is shown. ①, ②, and ③ in the figure are intervals for each slice excitation from 2D-selective RF pulse (2DSRP) .

TRON法では直線補間法を追加することで信号低下部分を修復し、正しい変動量を算出することで正確なNRSTを行うことが期待されるためである。

TRON法は、NE法とマルチスライススキャンを組み合わせたものである。そこで、2DSRP数とマルチスライス数およびtime of repetition (以下TR)との関係を表すパラメータとしてpackageがある。ここでのpackage数とは2DSRP数のことである。Fig. 3にスライス数42枚、TR4200msecの例を示す。2DSRP当たりのマルチスライス数は、スライス枚数割るpackage数となり、隣り合う2DSRPの間隔はTR割るpackage数の関係にある。

2. 方法

2-1 使用機器

Philips Achieva 1.5T nova-dual R.2
Synger-body coil (4ch)

動態ファントム(肝臓のT1, T2値を想定しT1値500msec, T2値40msecとした)

動態ファントム駆動部：平均往復運動 最大ストローク70mm, 速度0～40mm/sec

2-2 検討方法

2-2-1 横隔膜の移動速度と移動量の測定

安静時呼吸および深呼吸時における横隔膜の移動量と移動速度の平均値を健常ボランティア10名から求めた。測定点は、横隔膜の冠状断面、矢状断面において最も頭尾方向に高い点とした。また、実験にあたり倫理委員会の承諾下で本研究の主旨に賛同したボランティアの協力を得た。測定に用いたシーケンスパラメータを以下に示す。

balanced-turbo-field-echo (single-shot echo train length 35)

TR : 3.7ms, TE : 1.86ms, FA : 90, FOV : 350×192mm

Table 1 Imaging parameters of each method.

	TRON			RT			DWIBS		
b-factor (sec/mm ²)	50	500	1000	50	500	1000	50	500	1000
FOV (mm)	350*280	350*280	350*280	350*280	350*280	350*280	350*280	350*280	350*280
TR (msec)	4377	4897	6075	1500	1500	1500	4377	4897	6075
TE (msec)	30	55	65	30	55	65	30	55	65
FA	90	90	90	90	90	90	90	90	90
Matrix	102*128	102*128	102*128	102*128	102*128	102*128	102*128	102*128	102*128
half scan factor	0.6	0.6	0.6	0.6	0.6	0.6	0.6	0.6	0.6
EPI factor (ETL)	47	47	47	47	47	47	47	47	47
number of slices	42	42	42	42	42	42	42	42	42
slice thickness (mm)	5	5	5	5	5	5	5	5	5
slice gap (mm)	0	0	0	0	0	0	0	0	0
MPG direction	3	3	3	3	3	3	3	3	3
fat sat	CHESS	CHESS	CHESS	CHESS	CHESS	CHESS	CHESS	CHESS	CHESS
NSA	3	4	5	3	4	5	3	4	5
SENSE reduction factor	2	2	2	2	2	2	2	2	2
interleave slice order	yes	yes	yes	yes	yes	yes	yes	yes	yes
number of packages	14	14	14						

matrix : 256×102, half scan, fat sat : chemical shift selective (以下CHESS),

band width : 781Hz/pixel,

時間分解能 : 200ms/scan, 撮像方向 : 冠状断, 矢状断
2-2-2 2DSRPからスライス励起までの間隔

マルチスライスで撮像するため2DSRPから各スライス励起までに時間差が生じる。そこで、TRON法においてb-factorを50, 500, 1000sec/mm²に変化させ3スライスまでの間隔をシミュレーションにより調べた。Table 1に基本シーケンスパラメータ(SE型single-shot EPI)を示す。当院のMRI装置にはシーケンス開発用のコンピュータが接続されており、開発プログラムを用いてMRI本体で実走しているシーケンス内部を確認、計測することができる。また、得られた間隔と前検討から得られた横隔膜の安静時呼吸平均移動速度の積より推定誤差を算出した。なお本検討では、5mm以上の腫瘍を拾い上げることを目的とするため推定誤差の限界値を設定スライス厚 5mmの50%となる2.5mmとした。

2-2-3 2DSRPのFAとNELの違いによる横隔膜位置認識

TRON法における2DSRPのフリップ角(以下FA)とnavigator echo length (以下NEL)の違いによる横隔膜位置認識について動態ファントムで調べた。NELを120mmに固定して、2DSRPのFAを1~25°まで変化させて調べた。また、2DSRPのFAを15°に固定して、NELを60~120mmに変化させて調べた。横隔膜位置認識についてはnavigator echo display (以下NED)で

評価した。2DSRPの縦横径は 3×3mmである。前述の結果をもとに、動態ファントムの移動量と移動速度は15mm・9mm/sec、シーケンスパラメータはTable 1に示すb-factor : 1000sec/mm²としpackage数は14とした。また、最後のスライス励起から次の2DSRPまでの遅延時間(以下DT)を 0msecとした。

2-2-4 NRSTの精度と遅延時間

前述したように、従来のNE法とTRON法では位置変動量の算出によりNRSTの精度に違いがあると考えられる。そこで、両手法についてDTを変化させNRSTの精度を動態ファントムで調べた。本スキャン中の横隔膜位置認識についてはNEDで確認し、NRSTの精度は撮像画像のmultiplanar reconstruction (以下MPR)画像で評価した。

前述の結果をもとに、動態ファントムの移動量と移動速度は15mm・9mm/secとし、2DSRPのFAを15°、NELを120mm(縦横径は 3×3mm)とした。シーケンスパラメータは、Table 1に示すb-factor : 1000sec/mm²としpackage数は14とした。なお、両手法とも同じinterleave slice orderを用いている。

2-2-5 撮像画像の評価

倫理委員会の承諾下で本検討の主旨に賛同した健康ボランティア10名において、肝臓を対象にTRON法と呼吸同期法(以下RT法)、DWIBS法を撮像し視覚的評価および実撮像時間を測定した。b-factorおよび加算回数は、50sec/mm²(3回)、500sec/mm²(4回)、1000sec/mm²(5回)とした。各手法のシーケンスパラメータをTable 1に示す。

Table 2 Interval to slice excitation from 2DSRP.
Interval to slice excitation from 2DSRP corresponding to ①, ②, and ③ of Fig. 3.

	b-factor: 50 sec/mm ²		b-factor: 500 sec/mm ²		b-factor: 1000 sec/mm ²	
	TE 30 msec	estimation error	TE 55 msec	estimation error	TE 65 msec	estimation error
① 42 packages	38 msec	0.3 mm	38 msec	0.3 mm	38 msec	0.3 mm
② 21 packages	114 msec	1.0 mm	144 msec	1.3 mm	158 msec	1.4 mm
③ 14 packages	190 msec	1.7 mm	250 msec	2.3 mm	277 msec	2.5 mm

Fig. 4 Diaphragm position recognition by FA and NEL of 2DSRP.
(a) Diaphragm position recognition by FA (NEL: 120 mm).
(b) Diaphragm position recognition by NEL (FA: 15 degrees).
Diaphragm position recognition improved when FA rose and was 15 degrees steady. Moreover, there was no influence from NEL.

3. 結果

3-1 横隔膜の移動速度と移動量の測定

安静時呼吸における横隔膜の平均移動量と平均速度は、腹背方向で $4\text{mm} \cdot 2\text{mm/sec}$ であり、頭尾方向では $15\text{mm} \cdot 9\text{mm/sec}$ であった。一方、深呼吸時の平均移動量と平均速度は、腹背方向で $9\text{mm} \cdot 2.8\text{mm/sec}$ であり、頭足方向では $49\text{mm} \cdot 15\text{mm/sec}$ であった。

3-2 2DSRPからスライス励起までの間隔

2DSRPから各スライス励起までの間隔、算出した推定誤差をTable 2に示す。14package (3 スライスのマルチスライス)においてb-factor: 1000sec/mm^2 で277msecの間隔があり推定誤差が2.5mmとなる結果であった。

3-3 2DSRPのFAとNELの違いによる横隔膜位置認識

FAについては、FAが高くなるに伴い横隔膜位置認識は向上し15°以上で安定していた。NELについては、NELの違いによる横隔膜位置認識への影響はみられなかった(Fig. 4)。

3-4 NRSTの精度と遅延時間

Fig. 5に従来のNE法の結果を示す。DTが0msecの場合、NED上で横隔膜位置の誤認識が発生してお

り、MPR画像では黒抜け部分がありNRSTの精度が低下していた。この傾向は、遅延時間が延長するにつれて改善され、DTが400msecではNED上に誤認識はなく、MPR画像においても黒抜け部分はみられずNRSTの精度は安定していた。

一方、TRON法における結果をFig. 6に示す。DTが0msecであってもNED上に横隔膜位置の誤認識はみられず、MPR画像にも黒抜け部分はなく良好にNRSTが行われていた。

3-5 撮像画像の評価

NELが120mmの方が良好な画像が得られていた。またDTについては、ほとんどの場合0msecで良好であったが、b-factor: 1000sec/mm^2 の一部(10例中1例)でNRSTの精度が低下し不安定となっていた。DTを200msecにするとNRST精度は向上し安定した(Fig. 7)。そこで、TRON法ではNELは120mmに固定し、b-factor: 1000sec/mm^2 の場合のみDTを200msec設けることにした。Fig. 8にTRON法、RT法、DWIBS法における健常ボランティアの画像を示す。各b-factorにおいて、TRON法は呼吸同期法と同等の画像を得ることができていた。実撮像時間については、すべての場合でTRON法は呼吸同期法に比べ短い時間であった(Table 3)。

a
b

Fig. 5 Accuracy of NRST and delay time (DT) .
Conventional navigator echo method.
(a) Navigator echo display (NED) in conventional navigator echo method.
(b) Coronal reformatted images.
In DT 0 msec, there is misidentification information at the diaphragm position. The accuracy of NRST has decreased from the black part in the coronal reformatted images. In DT 400 msec, there is no misidentification information at the diaphragm position. The accuracy of NRST is steady in the coronal reformatted images.

a
b

Fig. 6 Accuracy of NRST and DT.
TRON method.
(a) NED in TRON method.
(b) Coronal reformatted images.
DT 0 msec doesn't have the misidentification information at the diaphragm position. Accuracy of NRST is steady in the coronal reformatted images.

a | b

Fig. 7 NEL and DT in volunteer image.
(a) Difference with NEL.
(b) Difference with DT (b-factor: 1000 sec/mm²) .
The accuracy of NRST of NEL 120 mm was even better. The accuracy of NRST has improved to DT by 200 msec in b-factor: 1000 sec/mm².

Fig. 8 Volunteer images.
(a) Volunteer images of b-factor: 500 sec/mm².
(b) Volunteer images of b-factor: 1000 sec/mm².

Table 3 Actual scanning time in a volunteer scan.

	b-factor: 500 sec/mm ²			b-factor: 1000 sec/mm ²		
	TRON	RT	DWIBS	TRON	RT	DWIBS
A	1 min 28 s	5 min 09 s	1 min 26 s	2 min 29 s	8 min 15 s	2 min 16 s
B	1 min 29 s	4 min 23 s	1 min 27 s	2 min 21 s	7 min 43 s	2 min 18 s
C	1 min 28 s	3 min 45 s	1 min 26 s	2 min 22 s	5 min 56 s	2 min 20 s
D	1 min 33 s	3 min 29 s	1 min 31 s	2 min 24 s	4 min 23 s	2 min 15 s
E	1 min 33 s	3 min 40 s	1 min 30 s	2 min 18 s	5 min 45 s	2 min 20 s
F	1 min 31 s	4 min 45 s	1 min 31 s	2 min 26 s	6 min 40 s	2 min 22 s
G	1 min 24 s	4 min 10 s	1 min 22 s	2 min 31 s	7 min 10 s	2 min 25 s
H	1 min 26 s	3 min 53 s	1 min 34 s	2 min 22 s	7 min 37 s	2 min 20 s
I	1 min 34 s	5 min 20 s	1 min 29 s	2 min 23 s	5 min 51 s	2 min 15 s
J	1 min 29 s	4 min 16 s	1 min 21 s	2 min 19 s	6 min 23 s	2 min 21 s
mean	1 min 29 s	4 min 17 s	1 min 27 s	2 min 23 s	6 min 34 s	2 min 19 s

4. 考 察

これまでにNRST法を腹部領域に応用したものには、複数回息止め撮像⁸⁾や肝臓ダイナミックMRI撮像⁹⁾などの報告がある。しかし、体幹部DWIに応用した例はほとんどなく、TRON法のように、NGWを排除し、直線補間法を追加した改良型NRST法を行う手法

の報告はない。

4-1 2DSRPからスライス励起までの間隔

2DSRP当たりのマルチスライス数を増加させれば撮像時間を短縮することができる。しかし、2DSRPから最終スライス励起までの間隔は延長することにな

り誤差を生じる。本研究では誤差の限界値を2.5mmとしたが、この条件を満たすには14package (2DSRP当たり3スライスのマルチスライス)が限界であると考えられた。

4-2 2DSRPのFAとNELの違いによる横隔膜位置認識

2DSRPのFAは15°以上で良好であったが、FAが低いと回復時間が短くなるためスライス励起から2DSRPまでのDTを短縮できると考えられる。しかし、低すぎると横隔膜位置認識に十分なコントラストが得られず誤認識が生じたと思われた。NELについては、横隔膜位置認識に影響を与えることはないと考えられた。

4-3 NRSTの精度と遅延時間

本検討では、肝臓上部に2DSRPとスライス面が干渉する部分がある。われわれが予想したように、スライス励起後十分な回復が得られないまま、次の2DSRPが照射されると干渉した部分の信号が低下し、本スキャン中の横隔膜位置の誤認識が発生する。これにより従来のNE法では誤った位置変動量を算出し、誤ったNRSTを行うため黒抜け部分のあるMPR画像となる。このことは、DTを延長すると横隔膜位置認識が良好になりNRSTの精度が向上する傾向にあったことから裏付けられる。

一方、TRON法では直線補間法を追加し前後の横隔膜位置関係から信号低下部分を修復する。その後に位置変動量を算出するため正確なNRSTを行うことができる。したがって、DT 0msecにおいても良好な結果が得られると考えられた。

以下に、TRON法での直線補間法による信号低下部分の修復について述べる。通常2DSRPとスライス面は直行していることから、NEDでは矩形状の信号低下として現れる。また、その信号低下部分の大きさはスライス厚となる。このように、あらかじめ信号低下部分の形状が予測されるため、スライス厚相当の矩形状信号と2DSRPの一次元フーリエ変換画像の相関係数を計算することでその発生位置を求めることができる。次に、信号低下部分の中心から両側にスライス厚の半分と2ピクセル離れた位置のデータは、interleave slice orderのため2DSRPとスライス面が干渉しない部分のデータであることから、これらを用いて直線補間を行い信号低下部分の修復を行うことができる。

package数に関しては、package数を減らす(2DSRP当たりのマルチスライス数の増加)と回復時間が得られることから信号低下部分は改善される。しかし、

2DSRPからのスライス励起までの間隔が延長するため誤差が大きくなる。逆に、package数を増やすと(2DSRP当たりのマルチスライス数の減少)撮像時間は延長する。したがって、package数14(2DSRP当たり3スライスのマルチスライス)が最も妥当であるといえる。

4-4 撮像画像の評価

ボランティアの撮像を行うとファントム実験の結果と異なる例が2例あった。

まず一つ目は、NELにより違いがあったことである。NELが60mmに比べ120mmの方が良好になっていた。これは、NELが長くなることで横隔膜位置変動の解析範囲が広くなり、解析に用いるサンプル数が増加し呼吸による形状変化や特徴を捉えやすくなるためと考えられた。動態ファントム実験でこの傾向がみられなかった理由は、ファントムを等速運動で移動させたため形状変化や特徴はなく解析範囲には依存しないためであると思われた。

二つ目はDTである。ほとんどの場合DTは0msecで良好であったが、b-factor: 1000sec/mm²の一部(10例中1例)においてNRSTの精度低下がみられた。これは、ボランティアの呼吸状態が影響したためと考えられた。本検討では、安静時呼吸の横隔膜平均移動速度と平均移動量を測定し、これをもとにファントム実験を行っている。不安定となったボランティアでは、われわれが想定した以上に移動速度、移動量があったためにNRSTの精度が低下したと思われた。

視覚的評価については、各b-factorにおいてTRON法は呼吸同期法と同等の画像を得ることができていた。特に、b-factor: 1000sec/mm²の場合、DWIBS法では縞状のアーチファクトが目立つが、TRON法ではみられず良好に呼吸性のアーチファクトを軽減できたものと考えられる。

実撮像時間に関しては、TRON法は呼吸同期法に比べ十分に短かった。これは、TRON法では呼吸運動中のすべてのデータを取得するためであるといえる。加算回数を一定とした場合、呼吸同期法と同等の画質を短時間に得ることができる。仮に実撮影時間を一定にすると、TRON法はより高いSNRを得ることもできるといえる。

また、呼吸同期法や従来のNE法では大幅に実撮像時間が延長し、その延長率を事前に把握できない。TRON法では、計画時の撮像時間がそのまま実撮像時間となるため一連の検査プロトコルを効率的に計画実行できると考えられる。

最後に、現段階でのTRON法の課題を述べる。それは、肝臓に対するNRSTを行うため、静止している

Fig. 9 Problems with the TRON method.

A coronal reformatted image in a volunteer (b-factor: 50 sec/mm²). In the TRON method, the blur of the vertebra and the disk is greater than that of other techniques.

部分や肝臓の動きと著しく異なる動きをする部分ではブレを生じることである。Fig. 9に示すようにTRON法では、ほかの手法に比べ椎体・椎間板のブレが大きいことが分かる。また本検討では、呼吸運動により肝臓が等速直線運動を行っていることを想定している。しかし、実際には肝臓の各部分で回転運動や変形などを生じていることが示されており^{10, 11)}、これらを考慮したさらに高次元のNRST補正技術の開発が必要であるといえる。

5. 結 語

TRON法は、体幹部拡散強調画像において呼吸同期法と同等の画質を短時間に得ることができる。ま

た、計画時の撮像時間が実撮像時間となるため効率的に検査を実行できる。

謝 辞

稿を終えるにあたり、本検討にご協力いただきましたMedical Systems, Philips Electronics Japanの方々ならびに東海大学医学部付属病院放射線技術科技師諸兄に深く感謝致します。

なお、本論文の要旨は第34, 35回日本磁気共鳴医学会大会(つくば, 神戸)および第63, 64回日本放射線技術学会総会学術大会(横浜), ISMRM 2008 Annual Meeting (Toronto, Canada)にて発表した。

参考文献

- 1) Ichikawa T, Haradome H, Hachiya J, et al. Diffusion-weighted MR imaging with a single-shot echoplanar sequence: detection and characterization of focal hepatic lesions. *AJR Am J Roentgenol* 1998; 170(2): 397-402.
- 2) Yamashita Y, Tang Y, Takahashi M. Ultrafast MR imaging of the abdomen: echo planar imaging and diffusion-weighted imaging. *J Magn Reson Imaging* 1998; 8(2): 367-374.
- 3) Chan JH, Tsui EY, Luk SH, et al. Diffusion-weighted MR imaging of the liver: distinguishing hepatic abscess from cystic or necrotic tumor. *Abdom Imaging* 2001; 26(2): 161-165.
- 4) Takahara T, Imai Y, Yamashita T, et al. Diffusion weighted whole body imaging with background body signal suppression (DWIBS): technical improvement using free breathing, STIR and high resolution 3D display. *Radiat Med* 2004; 22(4): 275-282.
- 5) 原留弘樹, 似鳥俊明. 肝における拡散強調画像. *日独医報* 2005; 50(4): 664-677.
- 6) 室伊三男, 高原太郎, 堀江朋彦, 他. 自由呼吸下-躯幹部拡散強調画像における動きの影響について(動体ファン
- トム実験). *日放技学誌* 2005; 61(11): 1551-1558.
- 7) Cauterer M, 小原 真. 心臓検査における動きのコントロール法 Vector Cardiogram & Respiratory Navigator System. *Innervision* 2002; 17(9): 50-52.
- 8) 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(3): 443-450.
- 9) 岩館雄治, 竹井直行, 平野勝也, 他. 息止め肝MRIにおけるスライストラッキングの検討. *日磁医誌* 2006; 26(3): 153-159.
- 10) 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(3): 175-185.
- 11) Rohlfing T, Maurer CR Jr, O'Dell WG, et al. Modeling liver motion and deformation during the respiratory cycle using intensity-based nonrigid registration of gated MR images. *Med Phys* 2004; 31(3): 427-432.

図表の説明

- Fig. 1 従来法とTRON法との相違点 navigator gating window (NGW)
 (a) 従来のnavigator echo法
 (b) TRON法
 従来のnavigator echo法では、NGWにより規定された非常に短い時間的データを取得する。TRON法では、NGWを用いずすべての時間的データを取得する。
- Fig. 2 Navigator real time slice tracking (NRST)の違い 直線補間法
 TRON法では、位置変動量を算出する直前に直線補間法が追加されている。これにより信号低下部分を修復することで正確な位置変動量を算出できる。
- Fig. 3 TRON法のパラメータ説明
 スライス数42枚、TR4200msecの例を示す。図中の①、②、③は、それぞれ2D-selective RFパルス(2DSRP)から各スライス励起までの間隔である。
- Fig. 4 2DSRPのFAとNELの違いによる横隔膜位置認識
 (a) FAの違いによる横隔膜位置認識(navigator echo length : NELは120mmに固定)
 (b) NELの違いによる横隔膜位置認識(FAは15°に固定)
 FAが高くなると横隔膜位置認識は向上し15°以上で安定した。NELによる影響はなかった。
- Fig. 5 NRSTの精度と遅延時間(DT) 従来法
 (a) 従来法におけるnavigator echo display (NED)
 (b) 従来法における撮像画像のcoronal MPR画像
 DT 0msecでは、NED上に横隔膜位置の誤認識が発生しており、MPR画像では黒抜け部分がありNRSTの精度が低下している。DT 400msecではNED上に誤認識はなく、MPR画像においても黒抜け部分はみられずNRSTの精度は安定している。
- Fig. 6 NRSTの精度と遅延時間 (DT) TRON法
 (a) TRON法におけるNED
 (b) TRON法における撮像画像のcoronal MPR画像
 DT 0msecであってもNED上に横隔膜位置の誤認識はみられず、MPR画像にも黒抜け部分はなく良好にNRSTがされている。
- Fig. 7 ボランティア画像におけるNELとDT
 (a) NELによる違い
 (b) DTによる違い(b-factor : 1000sec/mm²)
 NELは長い120mmの方がNRSTの精度は良好であった。DTは、b-factor : 1000sec/mm²では200msec設けるとNRSTの精度は向上した。
- Fig. 8 ボランティア画像
 (a) b-factor : 500sec/mm²ボランティア画像
 (b) b-factor : 1000sec/mm²ボランティア画像
- Fig. 9 TRON法における問題点
 ボランティアにおけるcoronal MPR画像(b-factor : 50sec/mm²)。TRON法では、ほかの手法に比べ椎体、椎間板のブレが大きい。
- Table 1 TRON法, RT法, DWIBS法の撮像パラメータ
- Table 2 2DSRPからスライス励起までの間隔
 Fig. 3の①、②、③に対応する2DSRPからスライス励起までの間隔
- Table 3 ボランティアスキャンにおける実撮像時間