

全身の拡散強調画像 (DWIBS) について

高原太郎, 今井 裕

東海大学医学部基盤診療学系画像診断学

拡散強調画像における DWIBS 法出現の意義

DWIBS (diffusion-weighted whole body imaging with background body signal suppression) 法¹⁾のコンセプトが普及する前は, 躯幹部における拡散強調画像はハイエンド装置でのみ取得可能であった。また, 撮影可能な装置においても S/N が低く, 高い b 値や thin slice での撮影はできなかった。本法では 1 テスラあるいはそれ以下の装置でも施行できるようになり, 撮影可能機種の裾野が広がったといえる。また従来, 局所的な撮影を主な対象としていた拡散強調画像の撮影可能範囲を広げ, 全身撮影を可能とした。

方法論として重要なポイントは三つある。加算を行っても良いこと, 自由呼吸下で撮影しても劣悪な画像にならないこと, また脂肪抑制効果不良を防ぐために STIR の併用が可能なことを示したことである。本稿では拡散強調画像の本質についてまず述べた後で, これら三つのポイントのもつ意味について述べ, 最後に方法と将来展望について述べる。

拡散強調画像の本質: MPG による IVIM の検出

上記の方法論を説明するために, まず IVIM (intravoxel incoherent motions)²⁾について説明する必要がある。

拡散強調画像は, プロトンの微視的で乱雑な運動 (ブラウン運動) の多寡をコントラストに

利用する。2 対の正負が逆の大きな傾斜磁場 (MPG: motion probing gradient) を印加するとき, 静止しているスピンのには最初の MPG により大きな位相ずれが生じ, 次の, 正負が逆のスピンの位相は逆にずれるので, 結果として 2 対の MPG 印加後には, 何も起こらない。つまり dephasing は生じない。しかし動いているスピンは, 正負の MPG による位相ずれ量に違いが生じるので, 印加時間内に, 印加方向に移動した距離に応じた位相ずれを生じる。この結果全体として dephasing を生じる。

ブラウン運動により, 画素内には, MPG 印加方向において向きが逆の移動成分をもつプロトン同士が存在し, これらは相互に信号を減衰させる (向きが逆の信号ベクトルが相殺される)。すなわち, 画素内の不均等な動き (IVIM) の程度が, 信号低下量を決定する。ブラウン運動の程度が大きいとき, IVIM は大きく, 総和としての信号相殺は大きく, 当該部分の信号強度は低下する。逆にブラウン運動の程度が小さいときには, IVIM は小さく, 信号低下の程度は少なく, 相対的に高信号となる。

方法論 1: 加算による効果

DWIBS 法が登場する前にも, 躯幹部拡散強調画像を複数加算で行っている施設は少数ながらあった。しかし高加算で行われることは一般的ではなく, 積極的に推奨する施設はなかった。その理由として, 前述したように MPG に

キーワード diffusion-weighted image, DWIBS, ADC, STIR, respiratory gating

よりとらえられる信号減衰は、IVIMによるベクトル的な信号相殺によって表現されるので、複数回の撮影を行ってベクトル上の加算を行うと、確率的に信号相殺が大きくなり、拡散情報が失われたり、S/Nがむしろ低くなってしまっているのではないかという懸念があったからである。しかし、1回加算ごとに画像再構成を行い、得られた一連のS/Nの低い画像（非ベクトル情報、スカラー情報）の画像加算を行えば、信号減衰は起こらない。このため、たくさん加算しても拡散情報が失われることはなく、拡散強調のコントラストを保ったままS/Nは向上する。このような画像処理方法は、従来から天文写真において使用されるコンポジット法に似ており、合理的なものである。DWIBS法¹⁾では、それまで1NEX～最大でも4NEX程度で用いられていた使用方法を、一桁多い10NEXで撮影しても問題なく、むしろ高品質な画像が得られることを示した (Fig. 1)。

方法論 2：自由呼吸下撮像

DWIBS原法の10NEX撮影は、自由呼吸停止下に撮影した。これは、10NEX（実撮像時間7分）ではもはや呼吸停止はもちろんのこと、呼吸同期でも実用時間内に撮影できないからである。呼吸同期下の場合、撮影時間の延長の程度は呼吸回数に依存するが、7分のシーケンスは20分程度を要すると思われる。

さて、呼吸のような粗大な動きによって、拡散強調画像はどのような影響を受けると考えられてきたのであろうか。大別すると2種類あるだろう。

一つ目は、呼吸運動自体による大きな信号減衰である。すなわち、微細なブラウン運動すら検出できるような大きなMPGを用いるので、粗大な運動は極めて大きな信号減衰を生じ、拡散強調画像を得ることができないという考え方である。二つ目は、呼吸運動によるぶれである。これは従来の画像診断と同様に、呼吸運動

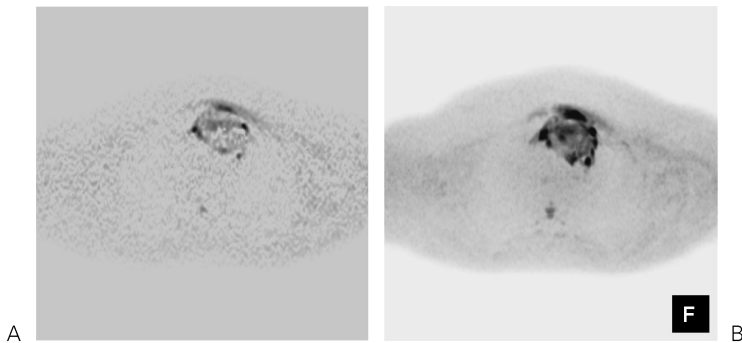


Fig. 1. Improvement of signal to noise ratio using multiple excitations.
 A 23-year-old man with thymoma
 A : A 9 mm-thick axial image obtained with 25 s breath-hold scan.
 B : An 8 mm-thick reconstructed axial image calculated from 4 mm-thick axial image obtained with 430 s non-breathhold scan.
 SNR of non-breath-hold scan (B) is much better than that of breath-hold scan (A).
 (Images reprinted from reference 1 with permission.)

2005年9月26日受理

別刷請求先 〒216-1193 神奈川県伊勢原市望星台 東海大学医学部基盤診療学系画像診断学 高原太郎

をしていればぶれが生じるので、病変が消えてしまうという考え方である。

この二つのうち、DWIBS 法以前に際立って大きな問題と想像されていたのはもちろん前者である。後者については、一般的な撮影すべてに言えることであり、古くは高速 SE 法が出現した時に、それまでの SE 法 (自由呼吸下) 撮影よりも高速 SE 法 (呼吸停止もしくは呼吸同期) の方が小病変の描出に有用であること、また逆に従来の SE 法 (自由呼吸下) においてもある程度の撮影が可能であることは証明されている。したがって、自由呼吸下で撮影不可であると考えられる理由は、一つ目の影響—呼吸自体によるシビリアな信号減衰—を排除しなければならないという考え方があったからだと帰結できる。このため撮像時間には制限があり、S/N が低く、また b 値は高く設定できなかった。

ところが実際に自由呼吸下で 10NEX で撮影してみると、想像されるような極端な信号低下はなく、むしろ加算回数に応じた S/N の向上が得られた。これが DWIBS 法で報告した事実である。

その後我々は、動体ファントム実験を行い、呼吸運動を模したファントム撮影では信号減衰がおこらず、また ADC 値に影響を与えないことを証明した³⁾。ここで、冒頭に示した MPG の働きについて考えると、MPG により dephasing を生じるのは IVIM (画素内のランダムな動き) なのであって、呼吸運動のような、画素内のすべてのプロトンに同じ等速直線運動を与えるような影響では、すべてのプロトンに等しい phase shift を与えても dephasing は生じない。この事実については古くから知られていたわけであるが、実際の臨床の場では、呼吸運動自体が MPG によって信号減衰を招くと誤解されていたのではないと思われる。

このように、理論的にも実証的にも自由呼吸で撮影することは可能であり、いったんこのコンセプトをもてば、ハイエンドな機械でなくても拡散強調画像を高加算で撮影できることが分

かる (Fig. 2)。もちろん、呼吸同期を行って撮影時間をかけ、小病変の描出能を向上させることは方法論として正しい。しかしながら呼吸同期法はパーフェクトな方法ではなく、同期エラーは頻繁におこる。その際でも加算回数に応じた S/N が得られるのは、この項において説明した事実に基づいている。

方法論 3 : STIR 法

従来、拡散強調画像は SE-EPI 法で撮影されることが一般的で、その脂肪抑制としては CHES 法や water excitation 法が使用されてきた^{4),5)}。CHES 法が磁場の不均一に弱いのは以前からよく知られた事実であるが、局所検査であった拡散強調画像を全身へ適用を広げることになると、十分な脂肪抑制効果が得られない領域があることが問題になる。特に、頭頸部

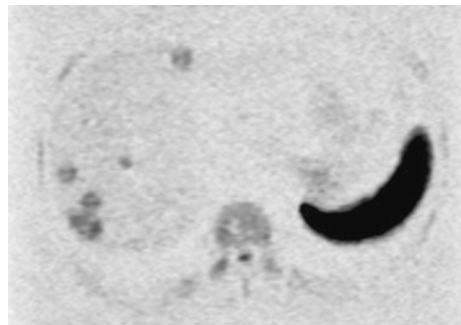


Fig. 2. Diffusion-weighted image (DWI) of the liver obtained under free-breathing with 1.0 Tesla scanner and whole body coil

A 58-year-old woman with multiple liver metastasis from breast cancer. Signal to noise ratio of the image is enough to detect the hepatic lesions even on 1.0T scanner and non-SENSE scan with whole body coil thanks to high number of excitations (16NEX). (Sequence parameter : SE-EPI, Fat suppression with CHES, TR/ TE ; 5200/90 ms, Slice thickness ; 10 mm, FOV ; 40 cm, Acquisition matrix ; 128 × 140, Spatial resolution ; 3.1 × 2.9 mm, Total acquisition time ; 5 min 30 s).

や肩、四肢においては、十分にチューニングした後も脂肪抑制不良が頻繁に生じる。一般に CHES 法を用いた T₂強調画像の脂肪抑制効果不良が予想される場合には、STIR 法を用いる。これと同様に考え、STIR-EPI 法によって十分安定した脂肪抑制効果が得られ、かつ拡散強調画像が得られることを報告した (Fig. 3)¹⁾。

ただし、STIR 法は、脂肪抑制 T₂強調画像に対し S/N が低く、脂肪抑制効果が十分かかる場合には選択されない。これと同様に、拡散強調画像においても、脂肪抑制効果に問題のない部分については CHES 法による撮影の方が S/N が高く、時間が短くてすむので、CHES 法を用いるべきであろう。

なお、STIR 法は、背景信号抑制効果が高いので、腸管内容物や、肝実質の信号強度を低下させる働きがあり、CHES 法より病変描出能が高い場合があることも知っておく必要があるだろう。

呼吸同期撮影が小病変の描出に有用である点については前後で述べたが、CHES 法と STIR 法においては、呼吸同期との組み合わせにおいて、若干の差異があるのでここで述べる。

CHES 法は、短い時間で撮影が可能で S/N が高いため、呼吸同期法による撮影時間延長が

あっても実用時間内撮影が可能となる。また、肝実質の信号強度が高いので、呼吸同期を行うことによって、隣接するスライスからの肝実質 (背景) 信号混入を効果的に防ぐことができる。一方、STIR 法は S/N が低いので、呼吸同期法による撮影時間延長は許容されず、実用時間内での撮影は困難である。しかし、呼吸同期を行わない場合に問題となるであろう、隣接スライスからの背景信号混入は、背景信号そのものが小さいために CHES 法に比較して相対的に問題が小さくなる。ただし、呼吸同期を行わなければ、上下方向に像が伸び、小病変は消失する。実際の撮影においては、これらの得失によって病変の描出能が決まってくることになる。

撮影に用いるコイル

MRI による全身スクリーニングは、DWIBS の出現以前に、検診において X 線被曝を許容しないヨーロッパにおいて検討されている⁶⁾。全身を撮影する場合、あるいは全身ではなくても比較的広範囲を撮影する場合、まず whole body coil を用いることが考えられる。しかし whole body coil は S/N が低く、また parallel imaging によるゆがみ補正を用いることができ



Fig. 3. Comparison of STIR-EPI and SE-EPI with CHES pulse in degree of fat suppression in a 28-year-old man with swollen lymph nodes (pathology unknown)

A : MIP image obtained by SE-EPI sequence with CHES pulse.

B : MIP image obtained by STIR-EPI sequence.

SE-EPI DWI with CHES pulse (A) shows insufficient fat suppression around the jaw and clavicle. On the other hand, STIR-EPI DWI shows evidence of adequate fat suppression. Swollen lymph nodes around the left submandibular gland are well visualized without interfering artifact. (Images reprinted from reference 1 with permission.)

ないので、拡散強調画像のためには局所用の surface coil を用いるのが望ましい。現在、whole body coil のほかに、いくつかの方法が考えられている。

あらかじめ設計されている coil を用いる方法としては、シーメンス社の Tim (total imaging matrix) コンセプト⁷⁾がある。これはあらかじめ多数の surface coil をセットしておき、順番に撮影していくという方法である。この工業デザインは躯幹部拡散強調画像の出現以前に考え出されたものであるので、S/N の低い拡散強調画像の撮影用としては必ずしも最適化されていないが、現時点におけるデザインとしては最も進んだものである。Peripheral vascular coil を用いる方法は東海大学で行っているが (Fig. 4)、あらかじめ末梢血管撮影用に開発されているテーブルスライディングソフトウェアを流用できる⁸⁾。この coil も、coil 径が大きくもう少し S/N が高いものが望ましい。注目されるのは、一つの局所用 coil を使い、スライドさせながら用いる方法である。天板の上にもう 1 枚天板を載せるような工夫が必要だが、汎用の装置であっても全く同様な連続画像が得られる (Fig. 5)。実際に東海大学で撮影に供しているコイルとパラメータの組み合わせを Table に示す。



Fig. 4. Instruction of peripheral vascular coil for whole body scanning

全身あるいは広範囲撮影の臨床的価値

広範囲撮影ができるようになることの最も重要な臨床的価値としては、未知の病変のスクリーニングや、既知の病変の staging 判断であろう。これは FDG-PET が目的としていることに一致している。拡散強調画像は、FDG-PET に対し、いくつかの利点がある。例えば 1) 放射線被曝がない、2) 造影剤 (注射) を前提としない、3) 検査前安静不要、4) 撮影可能台数が多い、5) 保険点数が安く、保険適用範囲がはるかに広い、等である。一方欠点としては、1) 画像ゆがみが大きく、磁性体や空気の近傍では画像が得られない、2) 検査に対する禁忌症例 (ペースメーカー装着患者など) 等が挙げられる。利点に挙げられる部分が多いため、FDG-PET と比較してどの程度の成績が得られるのかが注目されている。落ちら

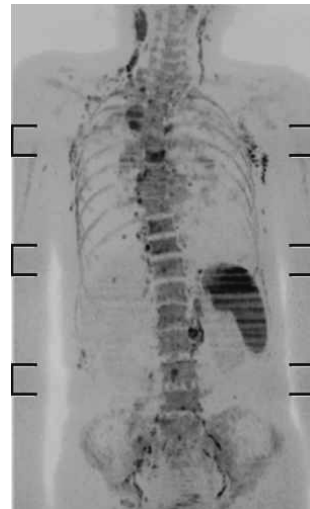


Fig. 5. Whole body diffusion-weighted image with single coil sliding method

This fused image consists of four scan segments obtained sequentially. Only single coil was used for sequential scans by sliding method. The coil can slide freely between two parallel tables. Courtesy of Dr. Reiji Ochiai, Koga Hospital 21, Kurume.

Table. Sequence Parameters of Diffusion-weighted Image in Whole Body Scan and Other Specific Areas

Purpose	Whole Body	Wide area	Upper Abd (1)	Upper Abd (2)	Pelvis	Prostate	Neck
Sequence	STIR-EPI	STIR-EPI	SE-EPI	STIR-EPI	SE-EPI	SE-EPI	STIR-EPI
Coil	Perip. Vasc.	SENSE-Body	SENSE-Body	SENSE-Body	SENSE-Body	SENSE-Body	SENSE-Body
FOV	46 cm	40 cm	40 cm	40 cm	40 cm	40 cm	25 cm
Rectangular FOV%	70%	70%	70%	70%	70%	70%	100%
Acquisition Matrix	160	160	160	160	160	160	128
Scan%	256	256	256	256	256	256	256
Reconstruction Matrix	80%	80%	80%	80%	80%	80%	80%
SENSE Factor	2	2	2	2	2	2	2
Slices	50	60	50	50	50	20	20
Slice Thickness/Gap	6/-1 mm*	4/0	4/0	4/0	4/0	5/1	5/1
Scan Coverage	40 cm	24 cm	20 cm	20 cm	20 cm	12 cm	12 cm
TR	6881 ms	10222 ms	—	7873 ms	6000 ms	3500 ms	2916 ms
TI	180 ms	180 ms	—	180 ms	—	—	180 ms
TE	70 ms	70 ms	64 ms	64 ms	64 ms	84 ms	68 ms
Half Scan Factor	0.6	0.6	0.6	0.6	0.6	0.6	0.6
b Factor (s/mm ²)	1000	1000	800	800	800	2000	800
Number of Excitation	8	10	6	10	6	10	7
Fat Suppression	(STIR)	(STIR)	CHESS (SPIR)	(STIR)	CHESS (SPIR)	CHESS (SPIR)	(STIR)
Scan Time	7 : 34	7 : 09	—	5 : 30	2 : 36	2 : 27	2 : 31
Respiratory Gate	OFF	OFF	ON	OFF	OFF	OFF	OFF

* overlap

によれば、手術を施行した症例において、FDG-PET に比肩し得るようなデータが出ており⁹⁾、今後も検討が行われていくものと思われる。

広範囲撮影によるもう一つ臨床的価値としては、三次元的な病変の分布の把握が挙げられる。マルチスライスCT用に開発された、大きなコンピューティングパワーのワークステーションが普及しているので、基本的に256 matrixのMRIのデータは容易に処理し得る。これにより、任意方向のMPR fusionや、VR画像による容積計測など、様々な表現が可能となる (Fig. 6)。

3年後の展望

ここでは3年後の展望について述べる。前項で述べたように、FDG-PETの補完的機能については、数年後にはかなり進んでいくと思われる。全身撮影を標準的な機能としてもつ装置が各社から発売される可能性がある。この際には、保険点数の見直しも必要になるだろう。また、マルチチャンネル化が進み、S/Nの向上が得られるものと考えられる。現在国際MR学会等で示されているS/Nの向上は、8~32Chの装置において、従来比最大2倍程度のS/N向上がもたらされており、これら装置においては撮影時間が少なくとも20%程度、場合によっては50%以上の削減ができる可能性がある。そのほか3T装置は来年にも広く認可

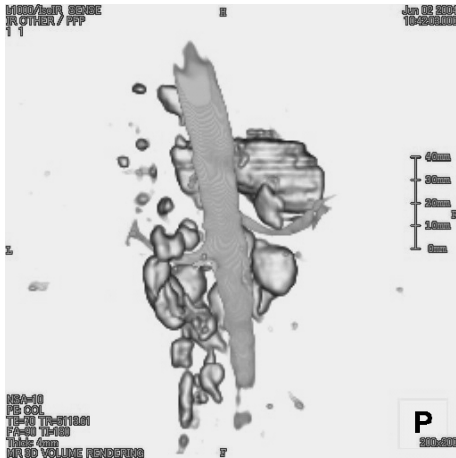


Fig. 6. Three dimensional fusion image of swollen lymphnodes and vascular system. A 77-year-old man with malignant lymphoma. Fused volume rendering image was calculated from data sets of axial diffusion weighted images and coronal non-contrast MR angiography with balanced FFE sequence.

されることが予想されるので、3年後には3T装置を用いた躯幹部拡散強調画像も普及していると思われる。3T装置はアーチファクトの処理に問題があるが、S/Nが2倍になる価値は大きいと思われる。したがって拡散強調画像は3Tでこそ役に立つ可能性があり、今後が注目される。

文 献

- 1) Takahara T, Imai Y, Yamashita T, Yasuda S, Nasu S, Van Cauwenbergh M: 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: 275-282
- 2) Le Bihan D, Breton E, Lallemand D, Grenier P, Cabanis E, Laval-Jeantet M: MR imaging of intravoxel incoherent motions: application to diffusion and perfusion in neurologic disorders. *Radiology* 1986; 161: 401-407
- 3) 室 伊三男, 高原太郎, 堀江朋彦, 他: 自由呼吸下体幹部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 (in press)
- 4) Schick F, Forster J, Machann J, Kuntz R, Clausen CD: Improved clinical echo-planar MRI using spatial-spectral excitation. *J Magn Reson Imaging* 1998; 8: 960-967
- 5) 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: 397-402
- 6) Antoch G, Vogt FM, Freudenberg LS, Nazaradeh F, Goehde SC, Barkhausen J, Dahmen G, Bockisch A, Debatin JF, Ruehm SG. Whole-body dual-modality PET/CT and whole-body MRI for tumor staging in oncology. *JAMA* 2003; 290: 3199-3206
- 7) 水内宣夫. Tim: Total imaging matrix. MRI 応用自在. メジカルビュー社, 2004; 126-129
- 8) 高原太郎. 全身の拡散強調画像 (特に DWIBS 法), 青木茂樹, 阿部修編著. これでわかる拡散 MRI (第2版). 秀潤社, 2005; 446-447
- 9) 落合礼次, 小林尚志, 吉田 毅, 他: 大腸癌に対する DWIBS 法による MRI 拡散強調画像の有用性: FDG-PET との比較. *日磁医誌* 2005; 25 (S): 160

Diffusion-weighted Whole Body Imaging with Background Body Signal Suppression

Taro TAKAHARA, Yutaka IMAI

*Department of Radiology, Tokai University School of Medicine
Bouseidai, Isehara, Kanagawa 216-1193*

Whole body diffusion-weighted images are now available using diffusion-weighted whole body imaging with background body signal suppression (DWIBS). Three important considerations in whole-body scanning are multi-excitation, respiratory motion, and fat suppression. As DWI typically has low signal-to-noise ratio (SNR) from the long and large motion-probing gradient that leads to long echo time (TE), multi-excitation is important. Data addition on k-space may cause degradation of the SNR by canceling signal. However, such degradation does not occur if simple image addition is done after image reconstruction. Contamination by respiratory movement may result when the value of the apparent diffusion coefficient (ADC) of an image is affected by that in an adjacent slice that sometimes goes into the same slice position. However, respiratory motion itself does not affect the ADC directly because it is not intravoxel incoherent motion (IVIM), but coherent motion for all spins in the voxel. Therefore, scanning during free breathing scan can be performed without severe signal loss. Finally, chemical shift selective (CHESS) pulse effectively reduces chemical shift artifacts from fat tissue, but may not be effective in inhomogeneous magnetic fields, frequently seen around the neck, shoulder, and extremities. In those cases, short tau inversion recovery (STIR) combined with echo planar imaging (EPI) sequencing (STIR-EPI) promises complete fat suppression. A whole body coil can be used, but not in combination with parallel imaging, which is extremely effective in reducing distortion on DWI. A multiple coil arrangement, such as a Tim (total imaging matrix) or a peripheral vascular coil is useful, and recently, a single coil with sliding has also shown good results. Because DWI has great potential in the detection of malignancies, it may complement ^{18}F -fluorodeoxyglucose positron emission tomography (FDG-PET) scanning in the near future.