原 著

頭部血管における閉塞と低流速の識別における
PROPELLER DWIの有用性

後藤政実・青木茂樹¹⁾・林 直人・森 壱¹⁾・渡辺靖志
井野賢司・佐竹芳朗・西田克次・佐藤春雄
飯田恭人・美馬和男・大友 邦¹⁾

東京大学医学部附属病院放射線部
1)東京大学医学部附属病院放射線科

論文受付
2004年 3月31日

論文受理
2004年 8月13日

Code No. 261

緒 言

PROPELLERとはperiodically rotated overlapping parallel lines with enhanced reconstructionの省略で、radial scanとfast-spin-echo(以下FSE)の技術を合わせたものであり、Fig. 1に示したようなk-space充填法である。1TRで取得するtrajectoryはecho-train-length(以下ETL)により決定され、平行に配列されたtrajectoryにおける一つのまとまりをblade(またはstrip)と呼ぶ。

PROPELLERは原点近傍を通過するtrajectoryを複数回データ収集することにより、並進運動、回転運動の補正が可能となっている(Fig. 2)^{1), 2)}。

通常のMRI診断では、spin-echo T1-weighted image(以下SE T1WI)、FSE T2-weighted image(以下FSE T2WI)における血管腔内のflow voidや、phase-contrast(以下PC)あるいはtime-of-flight(以下TOF)における高信号により流速があると判断する。しかし、flow void

Distinguishing between Occluded and Low-flow Vessels with PROPELLER DWI Sequence: A Phantom Study

MASAMI GOTO, SHIGEKI AOKI,¹⁾ NAOTO HAYASHI, HARUSHI MORI,¹⁾ YASUSHI WATANABE, KENJI INO, YOSHIROU SATAKE, KATUJI NISHIDA, HARUO SATO, KYOHITO IIDA, KAZUO MIMA, and KUNI OHTOMO¹⁾

Department of Radiological Technology, University of Tokyo Hospital

1)Department of Radiology, University of Tokyo Hospital

Received March 31, 2004; Revision accepted Aug. 13, 2004; Code No. 261

Summary

Purpose: To evaluate the ability of periodically rotated overlapping parallel lines with enhanced reconstruction diffusion-weighted imaging (PROPELLER DWI) to distinguish between vessel occlusion and slow flow. **Materials and Methods:** Using a flow phantom with various velocities (1.37 to 11.1 cm/s), the signal-intensity ratios of the phantom, with the intensity of no flow as baseline, were measured using the following imaging sequences: PROPELLER DWI, spin-echo T1-weighted imaging (SE T1WI), fast-spin-echo T2-weighted imaging (FSE T2WI), two-dimensional phase-contrast imaging (2D PC), and two-dimensional time-of-flight imaging (2D TOF). The b-factor of PROPELLER DWI was varied from 0 to 1000 s/mm². The velocity encoding of 2D PC was varied from 2 to 30 cm/s. **Results:** At the lowest flow velocity (1.37 cm/s), the signal-intensity ratio was 0.0075 for PROPELLER DWI (b-factor=1000 s/mm²), 1.8 for SE T1WI, 0.67 for FSE T2WI, 11 for 2D PC (velocity encoding=2 cm/s), and 1.4 for 2D TOF. The signal-intensity ratio was smallest for PROPELLER DWI, even when the reciprocals of the signal-intensity ratio of 2D PC or 2D TOF were considered. **Conclusion:** The results indicate that PROPELLER DWI provides the best signal intensity-ratio between vessel occlusion and slow flow. Although DWI with single-shot echo-planar imaging (EPI) or multi-shot EPI may have similarly high sensitivity for slow flow, these sequences do not have high spatial resolution or robustness to susceptibility artifacts. PROPELLER DWI would be a better choice for distinguishing between occluded and low-velocity arteries in the skull base or parasellar regions.

Key words: Magnetic resonance imaging (MRI), PROPELLER, Occlusion, Low velocity, Intravascular flow void

別刷資料請求先: 〒113-8655 文京区本郷7-3-1
東京大学医学部附属病院 放射線部 後藤政実 宛

や高信号を確認できないときには、流れが全くない状態と、低流速ではあるが流れを保っている状態を識別することができない。造影剤を使用することによりその識別は可能となるが、造影剤を使用しない方法として、motion-proving-gradient(以下MPG)を用いたDWIにより識別能向上が期待できる。しかし、single-shot echo-planar-image(以下EPI)やmulti-shot EPIを用いたDWIでは、空間分解能が低く、磁化率アーチファクトに弱い方法となる。そこで、PROPELLER diffusion-weighted image(以下DWI)により血流を信号欠損として描出することが可能か、SE T1WI, FSE T2WI, PC, TOFと比較し検討を行った。

1. 方法

1-1 使用機器

撮像装置：GE社製Signa Horizon LX 1.5T

使用コイル：circularly polarized head coil

インジェクター：MEDRAD社製SPECTRIS

解析装置：GE社製Advantage Workstation4.0

1-2 模擬血管ファントムの作成

直径20cm、深さ30cmの円柱型容器内に3種類の耐圧チューブ(チューブ断面積：1.8mm², 4.9mm², 7.3mm²)を1本につなげ(Fig. 3)、寒水を満たすことによりチューブを固定した。チューブ内に流す溶液はgadoteridol(プロハンス, エーザイ)を蒸留水にて希釈したものを用いた。

1-3 SE T1WIのsignal-intensity(以下SI)に及ぼす造影剤濃度の影響

流速0cm/secに対するSI比が、ファントム内に流すgadoteridol溶液の濃度により変化するかをインジェクター流出量、溶液濃度を变化させ検証した。SE T1WI(撮像条件はTableに示した)にて流れに垂直な断面で模擬血管ファントムを撮像し、画像のチューブ(断面積：7.3mm²)内に関心領域(以下ROI)を設定してSIを測定した。インジェクター流出量は0~0.4ml/secと変化させ、蒸留水にてgadoteridolを0.1%, 0.01%, 0.001%に希釈し濃度を变化させた。

1-4 低流速に対する識別能の検討

Tableに示した各撮像法(すべてシングルスライスにより撮像)における、流速0cm/secに対する低流速のSI比を求め、各撮像法が有する低流速の識別能を検証した。gadoteridolを0.1%に希釈した溶液をインジェクターにて持続注入(撮像開始前数秒から撮像終了後数秒まで一定流速を保持した)し、Tableに示した撮像法にて流れに対して垂直な断面を撮像した。インジェク

Fig. 1 PROPELLER sequence k-space trajectory.

Fig. 2 PROPELLER sequence timing chart.

ター注入速度の設定により、模擬血管内の流速を1.37~11.1cm/sec (PROPELLER DWIのみ6.15cm/sec)と変化させ、各流速において取得された画像の模擬血管腔横断像内にROI(3種類の断面積を持ったチューブを使用しているため、ROIの大きさはチューブごとに異なる)を設定し、流速0cm/secに対するSI比を求めた。なお、2D PCにおいてはvelocity-encoding(以下VE)を2, 6, 15, 30cm/secと変化させ同様のことを行った。また、PROPELLER DWIにおいては、b値が上昇するに当たってSNRが低下する³⁾ため、低流速を信号欠損として描出するのに十分となる低b値の検討が必要となる。そこで、b値を0, 5, 10, 50, 100, 500, 1000s/mm²と変化させ検討を行った。

2. 結果

2-1 SE T1WIのSIに及ぼす造影剤濃度の影響

流速に対するSIの測定結果をFig. 4に示した。流速

Fig. 3 Vessel phantom used in this study.
 (a) Lateral view.
 (b) Top view.
 (c) Lateral-top oblique view.
 (d) Lateral-frontal oblique view.

Table Imaging parameters.

	PROPELLER T2WI	FSE T2WI	SE T1WI	2D PC	2D TOF
TR (ms)	3000	3000	450	52	52
TE (ms)	83	83	9	7.1~11.7	5
BW (kHz)	15	15	15	15	15
ETL	16	16			
flip angle				30	60
slice thickness (mm)	5	5	5	5	5
FOV (mm)	24	24	24	24	24
matrix size	192×192	192×192	192×192	192×192	192×192
number of acquisition	1.5	2	1	2	4
scan time	1:54	1:18	1:32	1:21	1:20

Fig. 4 Relationship between flow rate and signal intensity for SE T1 WI.

がない場合にはSIの値が希釈濃度に大きく影響されたのに対し、流速が速くなるにつれその影響は消えた。この結果より、溶液作成時の濃度誤差を少なくする観点から溶液は0.1%に希釈することとした。

2-2 各撮像法におけるSI比

PROPELLER DWIにより撮像した結果をFig. 5に示した。流速が速くなる、または、b値を大きくすることによりSI比が低くなる傾向となった。今回設定した最も低流速(1.37cm/sec)時のSI比は、b0:0.74, b5:0.51, b10:0.35, b50:0.057, b100:0.028, b500:0.012, b1000:0.0075となった。

SE T1WI, FSE T2WIにより撮像した結果をFig. 6に示した。SE T1WIでは流速が10cm/secを過ぎた測定点でSI比が1以下となりflow voidを確認することが可能となったが、それより低い領域では流速がない状態よりも高いSIとなり、今回設定した最も低流速時のSI比は1.8であった。また、FSE T2WIでは流速が大きくなるにつれSIが低くなる傾向となったが、流速1.37cm/secでのSI比は0.67でありPROPELLER DWIに比較し高いSI比であり、信号欠損量としては低い結果であった。

2D PCにより撮像した結果をFig. 7に示した。設定したVE前後のSIは高い値となったが、VEの流速から離れるにつれSIは急速に低下した。流速1.37cm/secでのSI比は、VE2:11, VE6:6.6, VE15:2.6, VE30:1.6であり、設定VEにより大きく左右された。

2D TOFにより撮像した結果をFig. 8に示した。流速が高くなるにつれSI比は高くなった。流速1.37cm/secでのSI比は、1.4であった。

3. 考 察

PROPELLER DWIにおけるSI比の結果は、流速1.37~5cm/secを超えるあたりまで、b値の上昇にともないSI比が小さくなっている。PROPELLER DWIでは、90°パルスと180°パルスの両方を受けることができない流速を持ったプロトンによる信号欠損³⁾のほかに、2回のMPGを同じ強さで受けていないプロトンによる信号欠損が生じている。したがって、b0とした際の結果は、TR, 実効TEなどの撮像条件が同じであるFSE T2WIの測定結果と大きな差がなかった。また、低流速領域においてb値を上げるにつれSI比が低下する傾向となった原因は、90°パルスと180°パルスの両方を受けることができない流速を持ったプロトンによる信号欠損の影響が小さく、MPGによる信号欠損の影響が大きいためと考えられる。

MPGを印加した場合の信号強度をS, 印加しない場合をS₀とし、拡散能をDとした基本的な等式を(1)式³⁾

に示す。

$$\ln(S/S_0) = -b \cdot D \quad \dots\dots\dots (1)$$

(1)式から分かるように、流速を持たない周囲の寒天(臨床画像では周囲の臓器)におけるSIもMPGにより低下していた。通常の臨床画像では血管と周囲臓器の位置関係をSNRの高い画像で観察するために、必要以上のMPGを印加するメリットはない。また、b50より低いMPGを使用するとapparent-diffusion-coefficient(ADC)との相関が取れなくなるという報告⁴⁾がある。よって、b50程度のMPGを印加することで、周囲との関係が観察しやすく低流速に感度の高い(b50:SI比0.057)画像が得られると判断した。また、今回測定した最低流速である1.37cm/secにおいてb50のMPGで十分な信号欠損量であったこと、MPGを強くするほど信号欠損量が増加することから、b50よりも強いMPGによって1.37cm/secより低い流速に対する描出が可能になると予想された。

SE T1WIでは、流速10cm/sec程度までin flow効果が原因と思われるSI上昇が観察された。撮像する領域内の信号強度(S), TRと流速(V), および撮像領域の厚さ(D)の関係は、流れの分布をplug flowに仮定、励起パルスに90°パルス, 0<TR・V/D<1の条件下において、式(2)で表され、in flow効果による信号増強は、ほぼTR=D/Vで最大信号となる^{5, 6)}。

$$S(TR, D) \propto 1 - (1 - TR \cdot V/D) \cdot \exp(-TR/T1) \quad \dots\dots\dots (2)$$

今回の撮像条件ではV=0.5cm/0.45secの流速でin flow効果は最大となり、その後一定となる。励起パルスを受けてからTE時間内にスライス外へと移動するプロトンによる信号欠損をin flow効果によるSI増強が上回っていたため、流速が10cm/sec程度まで、1より大きいSI比になった。FSE T2WIではSE T1WIに比べTEが長いため、プロトンがパルス間に移動する距離が長くなり、1cm/secの流速においてflow voidを観察できた。しかし、流速1.37cm/secでのSI比が0.67であったようにその欠損量は十分でなく、それ以下の流速をflow voidとして描出するためには、撮像範囲を限定しスライス厚を薄くする、あるいはSNRを犠牲にしてTEを長くするなど、画質を変更する必要が生じる。以上のことより、SE T1WI, FSE T2WIではflow voidとして描出できないような低流速でも、PROPELLER DWIにより描出が可能と判断できる。

2D PCでは、1.37cm/secという流速においてVE 2cm/secという設定であればSI比の高い画像を得られるが、臨床では予想流速が実際の流速とずれるほどSI低下を示す危険性がある。また、低流速にVEを設定してしまうとVEから離れた流速の周囲血管が描出さ

Fig. 5 Relationship between flow speed and signal intensity ratio for PROPELLER DWI.

Fig. 6 Relationship between flow speed and signal intensity ratio for SE T1WI and FSE T2WI.

Fig. 7 Relationship between flow speed and signal intensity ratio for 2D PC.

Fig. 8 Relationship between flow speed and signal intensity ratio for 2D TOF.

れなくなる。そして、流速に対して敏感というメリットは、患者の動きに対しても敏感であるというデメリットや周囲臓器との関係が分かりづらいというデメリットでもある。以上のことより、流速の予想が難しい症例や2D PCではモーションアーチファクトの大きい症例でも、PROPELLER DWIにより信号低下を観察することが可能と判断できる。

2D TOFでは流速1.37cm/secにおいてSI比1.4という結果であり、流速0cm/secのSIが既知であり、画像の感度均一性が高く、ROIを血管腔内におくことで正確にSIを測定することができれば、低流速まで流速の存在を判断することが可能といえる。しかし、臨床画像での感度は不均一であり、得られた画像内に流速0cm/secと分かっている部分が存在しないため、PROPELLER DWIに比較し低流速の存在判断が困難になると考えられる。

造影剤を使用せずに流れの存在を確認することがPROPELLER DWIのみで可能であった臨床画像をFig. 9に示した。SE T1WI, FSE T2WIでは、血流が遅いためflow voidを観察することができず、血流があると判

断できない。また、3D TOFにおいても、血流を高信号として観察することができず、血流があると判断できない。しかし、b1000のPROPELLER DWI(Tableに示した条件にて撮像)においては、同部位に信号欠損が確認され、造影3D MRAとともに流れの確認がされた。

PROPELLER DWIを含めるすべての撮像法において流れがないと判断された臨床画像をFig. 10に示した。SE T1WI, FSE T2WIでは、血流が遅いためflow voidを観察することができず、血流があると判断できない。また、3D TOFにおいても、血流を高信号として観察することができず、血流があると判断できない。そして、PROPELLER DWIにおいても同部位にSIが確認され血流がないと判断した。

4. 結 語

PROPELLER DWIは、2D PCのように対象流速が限定されず、SE T1WI, FSE T2WI, 2D TOFでは流速0cm/secと区別がつかない1.37cm/sec程度の低い流速でも識別することが可能であった。これより、頭部血管において、完全閉塞なのか、流れがあるのかを判断

Fig. 9 Severe stenosis of the right ICA.

- (a) SE T1WI.
 (b) FSE T2WI.
 (c) PROPELLER DWI (b100).
 (d) Enhanced 3D MRA.
 (e) 3D TOF (MIP).
 (f) 3D TOF (source image).

Fig. 10 Occlusion of the right VA.

- (a) FSE T2WI.
 (b) SE T1WI.
 (c) PROPELLER DWI (b100).
 (d) single-shot EPI (b1000).
 (e) 3D TOF (MIP).

する際に有用な撮像方法であると考えた。

之様にこの場を借りて深謝いたします。

謝 辞

MR研究を進めるにあたり、日頃からご指導をいただいている東京大学放射線科の先生方や放射線部技師諸兄、GE横河メディカルシステム株式会社の柁沢宏

なお、本論文の要旨は2003年10月日本放射線技術学会第31回秋季学術大会(秋田)、2003年9月第31回日本磁気共鳴医学会大会(山梨)において発表した。

参考文献

- 1) Pipe JG: Motion correction with PROPELLER MRI: application to head motion and free-breathing cardiac imaging. Magn Reson Med, 42, 963-969, (1999).
- 2) Pipe JG, Farthing VG, and Forbes KP: Multishot diffusion-weighted FSE using PROPELLER MRI. Magn Reson Med, 47, 42-52, (2002).
- 3) 青木茂樹, 阿部 修: これでわかる拡散MRI. pp.56-69, 秀潤社, 東京, (2002).
- 4) 森 壱, 青木茂樹, 阿部 修, 他: PROPELLER MRIの基礎的検討および臨床応用. 日本医放会誌, 62(6), 287-289, (2002).
- 5) 土井 司: 放射線医療技術学叢書(18)MR撮像技術. pp.66, 社団法人日本放射線技術学会, 京都, (2000).
- 6) 土橋俊男: 基礎講座MRシリーズ-MR Angiography (MRA)-. 日放技学誌, 59(9), 1112-1122, (2003).

図表の説明

- Fig. 1 PROPELLERのk-space充填法
- Fig. 2 PROPELLERのタイミングチャート
- Fig. 3 模擬血管ファントム
- (a)側面から見た画像
- (b)頭側から見た画像
- (c)側面-頭側方向に傾けた画像
- (d)側面-正面方向に傾けた画像
- Fig. 4 SE T1WIにおけるインジェクター注入速度と信号強度の関係
- Fig. 5 PROPELLER DWIにおけるチューブ内流速と信号強度比の関係
- Fig. 6 SE T1WI, FSE T2WIにおけるチューブ内流速と信号強度比の関係
- Fig. 7 2D PCにおけるチューブ内流速と信号強度比の関係
- Fig. 8 2D TOFにおけるチューブ内流速と信号強度比の関係
- Fig. 9 臨床画像(Severe stenosis of the right ICA 70M.)
- (a)SE T1WI
- (b)FSE T2WI
- (c)PROPELLER DWI(b100)
- (d)造影3D MRA
- (e)3D TOF(MIP)
- (f)3D TOF(source image)
- Fig. 10 臨床画像(Occlusion of the right VA 61M.)
- (a)FSE T2WI
- (b)SE T1WI
- (c)PROPELLER DWI(b100)
- (d)single-shot EPI(b1000)
- (e)3D TOF(MIP)

Table 各シーケンスの撮像条件