

PROPELLER MRIの基礎的検討および臨床応用

森 壘¹⁾ 青木 茂樹¹⁾ 阿部 修¹⁾ 増谷 佳孝¹⁾
 増本 智彦¹⁾ 林 直人¹⁾ 吉川 健啓¹⁾ 渡辺 靖志¹⁾
 佐竹 芳朗¹⁾ 大友 邦¹⁾ 桃沢 宏之²⁾

1) 東京大学医学部附属病院放射線科/部

2) GE横河メディカルシステム

Evaluation of PROPELLER MR Imaging: Preliminary Experiences

Harushi Mori¹⁾, Shigeki Aoki¹⁾, Osamu Abe¹⁾,
 Yoshitaka Masutani¹⁾, Tomohiko Masumoto¹⁾,
 Naoto Hayashi¹⁾, Takeharu Yoshikawa¹⁾,
 Yasushi Watanabe¹⁾, Yoshirou Satake¹⁾,
 Kuni Ohtomo¹⁾, and Hiroyuki Kabasawa²⁾

Periodically Rotated Overlapping Parallel Lines with Enhanced Reconstruction (PROPELLER) MR imaging (MRI) has a unique ability to correct motion artifacts and is expected to be useful in diffusion-weighted MRI. This article describes preliminary experiences with PROPELLER MRI. PROPELLER uses a radial scan variation of the fast spin-echo sequence and it shows much less spatial deterioration than the echo-planar imaging sequence. To determine the optimal parameters of this technique, we calculated the signal intensities of phantoms and brains in various settings. PROPELLER MR examinations were also performed in 66 patients for clinical use. PROPELLER MRI appears to be a promising and useful technique.

Research Code No.: 503.9

Key words: Fast spin-echo, Motion correction, Navigator echo, CNS, MR imaging

Received Feb. 4, 2002; revision accepted Apr. 12, 2002

1) Radiology, University of Tokyo Hospital

2) GE Yokogawa Medical Systems

別刷請求先

〒113-8655 東京都文京区本郷7-3-1

東京大学医学部附属病院放射線科

森 壘

はじめに

PROPELLER (Periodically Rotated Overlapping Parallel Lines with Enhanced Reconstruction) は radial scan の一種であり, fast spin-echo (FSE) で 1 繰り返し時間 (TR) に得た並行する複数の k-space trajectory (このひとまとまりを blade と呼ぶ) を, TR ごとに回転させながら k-space を埋めていく撮影技術である^{1), 2)}. 各 blade の位置ずれ補正をしながら再構成するので動きのアーチファクトに強い画像が得られる. 今回われわれは PROPELLER MRI の撮影法を最適化するための基礎的検討および臨床応用の試みを行ったので, その初期経験を報告する.

対象および方法

1. 基礎的検討: 約 20°C の水, アセトンファントムおよび健常成人ボランティア 3 名で, GE 社製 Signa Horizon LX 1.5T, circularly polarized head coil を用いて以下の測定を行った. PROPELLER T2 強調像は TR=4,000ms, echo train length (ETL)=24, matrix=256×256, FOV=21cm, 加算回数 (NEX)=1.5 を, PROPELLER 拡散強調像は TR=4000ms, ETL=16, matrix=256×256, FOV=21cm, NEX=1.5 を基準に, その他の条件を固定して,

1) ETL を 8~48 まで変化させた.

2) NEX を 1.5~4 まで変化させた.

以上の条件下で, PROPELLER T2 強調像では撮影時間と実効エコー時間 (TE) を, PROPELLER 拡散強調像では水の見かけの拡散係数 (ADC) を測定した.

3) PROPELLER 拡散強調像では更に, b 値を 10~1,000s/mm² まで変化させ, 水の信号強度および ADC を測定した.

4) 健常ボランティアでは PROPELLER T2 強調像で, FOV を 12~24cm まで変化させ, 折り返しアーチファクトの有無も調べた.

5) また, 健常ボランティアでは PROPELLER 拡散テンソル画像で, TR=3,500ms, matrix=256×256, スライス厚 5mm, スライス間隔 1.5mm, FOV=24cm, NEX=1.5 と

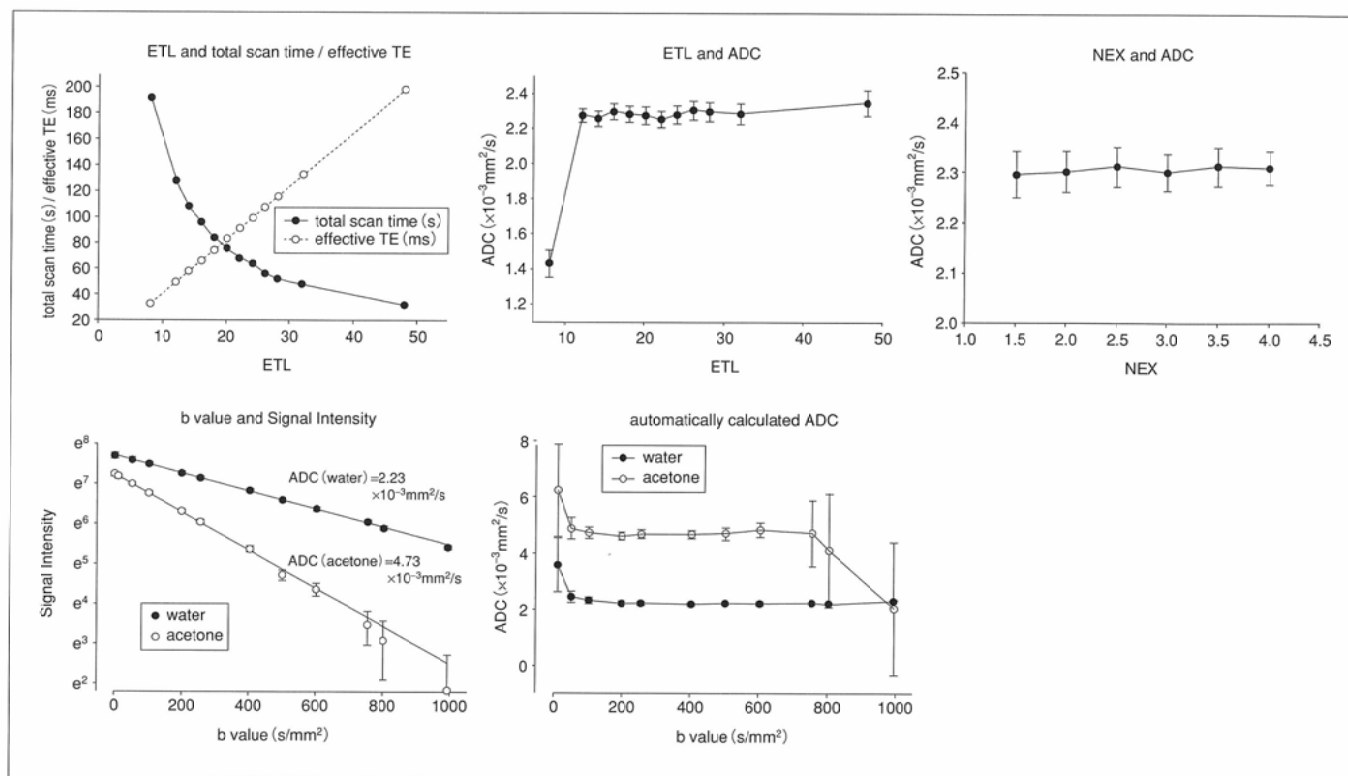


Fig. 1

A: Relationship between ETL and total scan time / effective TE
 B: Relationship between ETL and ADC
 C: Relationship between NEX and ADC
 D: Relationship between b value and signal intensity
 E: Relationship between b value and ADC

A	B	C
D	E	

固定し、ETLを8~24まで変化させ、脳の各部位でのADC, fractional anisotropy (FA) およびその標準偏差 (SD) を測定した。

2. 臨床応用：以上の基礎的検討に基づき、当施設で2001年10月17日から12月27日まで頭頸部疾患を持つ66例(男性36例, 女性30例, 平均52.2歳)にPROPELLER MRIを施行し、T2 強調像は通常のFSE (TR/TE=3,500/96ms, matrix=256×256, スライス厚 5mm, FOV=21cm)と、また、拡散強調像はecho-planar imaging (EPI; TR/TE=5,000/102ms, matrix=128×128, スライス厚 5mm, FOV=24cm)との比較を行った。

少が著しく、SDが増加してADC値の誤差は増大した (Fig. 1E)。

4) FOV減少に伴う折り返しアーチファクトは生じなかった。

5) 脳の各部位のADC, FA値はTable 1 に示した。ETLの増加に従ってFA値のSDが増大する傾向にあった。

2. 臨床応用：

66例中、動きが抑制できなかった4例全例でFSEよりアーチファクトの少ないPROPELLER T2 強調像が得られた (Fig. 2)。また、拡散強調像についても頭蓋底、後頭蓋窩、上部頸髄でEPIより歪みの少ない画像が得られた。

結 果

1. 基礎的検討：

- PROPELLER T2 強調像ではETL増加に比例して実効TEは増加し、一方、撮影時間は反比例した (Fig. 1A)。PROPELLER拡散強調像ではETLが12~32で水のADC値はほぼ一定値を示した (Fig. 1B)。
- NEX増加に従って水のADC値のSDは減少した (Fig. 1C)。
- 水、アセトンの信号強度の対数はb値の増加にほぼ比例して減少したが (Fig. 1D)、アセトンでは信号強度の減

考 察

PROPELLER MRIでは原理的にnavigator echoを内在しているため、動きのアーチファクトを補正できる。また、FSEを用いているため、EPI拡散強調像では磁化率アーチファクトが強い頭蓋底部などでも歪みの少ない拡散強調像が得られる。しかし、この新しい撮影法ではblade内のline数 (=ETL) やbladeの数など画質を決定するさまざまな媒介変数が存在する。そこで今回、種々の撮影条件下でPROPELLER MRIの最適化を行った。なお、1TRで1bladeを取得するため、次の関係式が成り立つ。

Table 1 Measured value of ADC and FA obtained from maps generated by PROPELLER tensor imaging

	ADC ($\times 10^{-3} \text{mm}^2/\text{sec}$)		FA					
	average	SD	average	SD (ETL 8)	SD (ETL 12)	SD (ETL 16)	SD (ETL 20)	SD (ETL 24)
Right frontal cortex	0.97	0.075	0.16	0.045	0.063	0.133	0.101	0.205
Left frontal cortex	0.92	0.080	0.19	0.051	0.113	0.092	0.095	0.165
Right corona radiata	0.67	0.070	0.60	0.096	0.094	0.122	0.118	0.145
left corona radiata	0.67	0.060	0.65	0.110	0.110	0.116	0.138	0.155
Right posterior ramus of internal capsule	0.68	0.091	0.60	0.091	0.095	0.147	0.157	0.237
Left posterior ramus of internal capsule	0.72	0.074	0.69	0.120	0.109	0.159	0.179	0.229
Right putamen	0.77	0.069	0.19	0.058	0.072	0.126	0.171	0.185
Left putamen	0.74	0.063	0.18	0.059	0.090	0.114	0.197	0.181
Splenium of corpus callosum	0.72	0.039	0.89	0.053	0.097	0.114	0.128	0.173
Right cerebral peduncle	0.82	0.092	0.67	0.158	0.121	0.139	0.167	0.135
Left cerebral peduncle	0.82	0.101	0.54	0.136	0.131	0.166	0.136	0.196
Right middle cerebellar peduncle	0.82	0.106	0.56	0.088	0.149	0.178	0.213	0.227
Left middle cerebellar peduncle	0.82	0.096	0.67	0.091	0.101	0.185	0.164	0.157

ADC: apparent diffusion coefficient, FA: fractional anisotropy, SD: standard deviation, ETL: echo train length

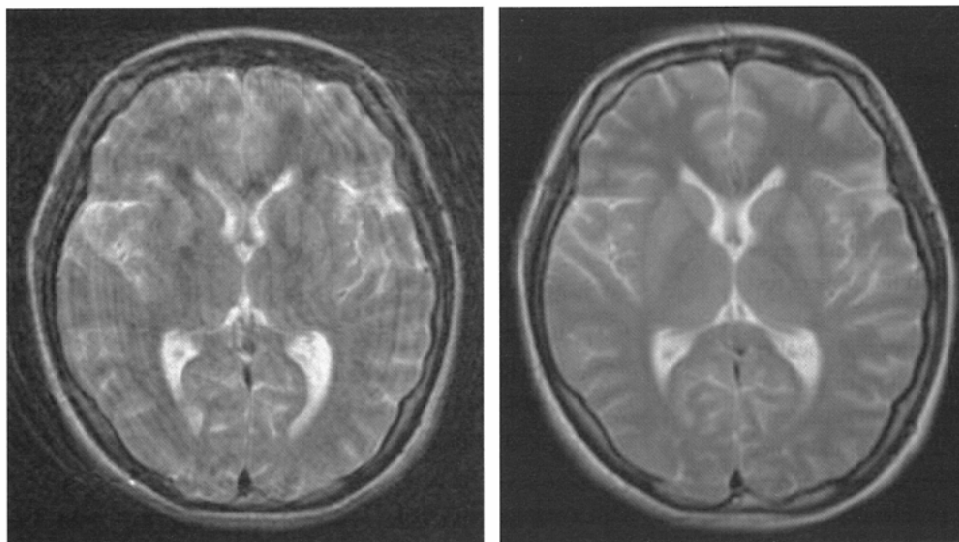


Fig. 2 18-year-old female, referred as variant Creutzfeldt-Jakob disease.
A: conventional T2-weighted FSE MR image (TR/TE=3,500/94.8, ETL=8) showed marked motion artifact. High intensities of both pulvinars (pulsar sign) were suspected.
B: PROPELLER T2-weighted MR image (TR/TE=4,000/99.4, ETL=24) showed much less motion artifact. It became clear that the pulvinar sign was negative.

$\text{ETL} \times \text{blade数} = \text{matrix} \times \pi / 2 (\text{NEX})$.

また、実効TEはblade採取の中央の時点である。PROPELLER T2 強調像ではTEを100前後にするにはETL=24が最適である。この時、撮影時間はNEX=1.5で1分4秒であり、2倍のNEX=3にしても十分、臨床応用が可能である。PROPELLER拡散強調像ではblade数が多い方が画質上は有利だが、撮影時間も延長するためETL=16位が適当と考えられる。アセトンは拡散係数が高く、高b値での評価試料としては不適当であったが、信号強度が十分得られるb値の範囲

では信号強度の対数はb値と比例相関があり、理論値(20°Cで水は $2.22 \times 10^{-3} \text{mm}^2/\text{s}$ 、アセトンは $4.5 \sim 4.8 \times 10^{-3} \text{mm}^2/\text{s}$)に相当するADC値が得られた。また、脳各部でのADC、FA値も文献的な報告値とほぼ一致しており³⁾信頼性が確認された。

また今回検討した臨床例において、PROPELLER MRIは動きに強く、歪みの少ない拡散強調像が得られるなどの利点が認められ、臨床応用に有望な撮影技術と考えられる。今後はこれらの利点を活かして後頭蓋窩や頸髄の疾患に特に注意を払いつつ、さらなる症例を重ね検討したい。

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, Forbes KP: Multishot diffusion-weighted FSE using PROPELLER MRI. Magn Reson Med 47: 42-52, 2002
- 3) Melhem ER, Itoh R, Jones L, et al: Diffusion tensor MR imaging of the brain: effect of diffusion weighting on trace and anisotropy measurements. Am J Neuroradiol 21:1813-1820, 2000