



Title	三方向diffusion encodingを用いた拡散係数イメージングの研究
Author(s)	原田, 貢士; 藤田, 典彦; 櫻井, 康介 他
Citation	日本医学放射線学会雑誌. 1990, 50(2), p. 198-200
Version Type	VoR
URL	https://hdl.handle.net/11094/20730
rights	
Note	

The University of Osaka Institutional Knowledge Archive : OUKA

<https://ir.library.osaka-u.ac.jp/>

The University of Osaka

研究速報

三方向 diffusion encoding を用いた拡散係数イメージングの研究

大阪大学医学部放射線医学教室

原田 貢士 藤田 典彦 櫻井 康介 金 尚元
中西 克之 村上 卓道 小塙 隆弘

（平成元年10月16日受付）
（平成元年12月15日最終原稿受付）

Diffusion Imaging using Three Orthogonal Diffusion Encoding Gradients

Koushi Harada, Norihiko Fujita, Kousuke Sakurai, Syogen Kin, Katsuyuki Nakanishi,
Takamichi Murakami and Takahiro Kozuka
Department of Radiology, Osaka University Medical School

Research Code No. : 209.2

Key Words : MR, Diffusion imaging, Pulse sequence

A new pulse sequence for *in vivo* diffusion measurements by magnetic resonance imaging is introduced. The proposed sequence employed gradient sensitization in three orthogonal directions to accentuate the effects of diffusion. The amplitudes and durations of the diffusion encoding gradients were carefully selected to achieve optimal signal-to-noise ratio in diffusion imaging. The pulse sequence was implemented on a superconducting whole body imager operating at 1.5 T. The self-diffusion coefficient of water in a bottle was measured to be $2.17 \pm 0.089 \times 10^{-9} \text{ m}^2/\text{sec}$ at 23°C consistent with other previous measurements. A preclinical study with a human volunteer was also performed and results were presented.

拡散係数は新たなNMRパラメータとしてtissue characterizationの面から期待されている。精度の良い拡散係数画像を得るために、拡散係数の算出に出来る限りエラーが入り込まないように最適化された信号減衰を可能な限り短いTEで達成しなければならない。我々は拡散による信号減衰を促進するための傾斜磁場（diffusion encoding gradient）の印可方向を従来の一方向から三方向¹⁾へと拡張し、限られたTE内に効率よく拡散による信号減衰を招来するとともにその減衰量を最適化したパルスシーケンスを開発し、健常ボランティアへの応用を行い、その拡散係数画像の作成に成功したので報告する。

方 法

エコー時間が同一で拡散による信号強度の減衰

が事実上無視できるパルスシーケンス（シーケンス1）と拡散による信号強度の十分な減衰を起こし得るパルスシーケンス（シーケンス2）を用いて撮影した2枚の画像より、2点法で拡散係数画像を作成した。シーケンス2をFig. 1に示す。diffusion encoding gradientは読みだし、位相、スライス選択の3方向でそれぞれ180°パルスの前後に同一の強さ(8mT/m)で同一の期間印可してある。エコー時間は120msである。シーケンス1は、シーケンス2より diffusion encoding gradientを除いたものである。

蒸留水ファントームを対象にシーケンス1およびシーケンス2を用いて撮影した画像より水の拡散係数を求めた。撮影パラメータはTR500ms, NEX1, マトリックス128×256, フライス厚は10

mm である。測定は室温 (23°C) で行った。

つぎに健常志願者 1 名を対象に撮影を行い、脳の拡散係数画像を作成した。心電図同期を用い、NEX1、マトリックス 128 × 256、スライス厚 10mm で撮影した。

使用した装置は 1.5T 超伝導型 MRI システム (Magnetom; Siemens 社製) である。

結 果

ファントーム実験で得られた水の拡散係数は $2.17 \pm 0.089 \times 10^{-9} \text{ m}^2/\text{s}$ であり、従来の報告²⁾と一致していた。

健常志願者の脳の拡散係数画像では CSF は

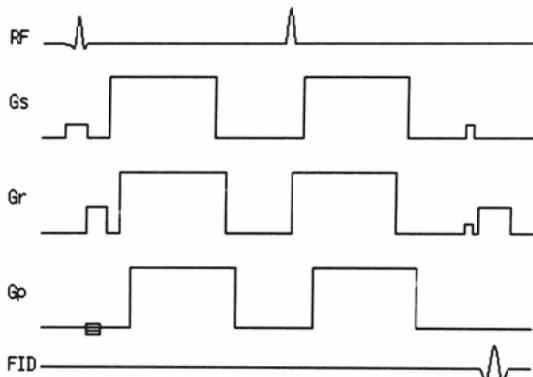


Fig. 1 The pulse sequence for diffusion imaging using three orthogonal diffusion encoding gradients. (Sequence 2)

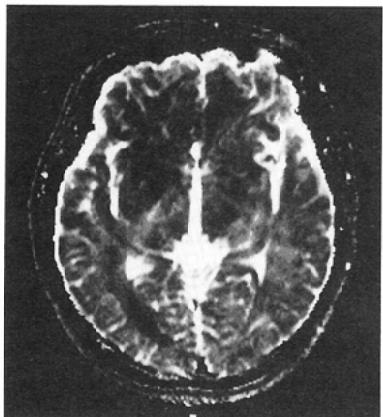


Fig. 2 An apparent diffusion coefficient map of a volunteer obtained by the proposed technique. Diffusion coefficient of CSF is high compared with that of brain parenchyma.

$3.75 \times 10^{-9} \text{ m}^2/\text{s}$ と拡散係数は高く、脳実質は拡散係数が $1.0 \times 10^{-9} \text{ m}^2/\text{s}$ 前後の内部の拡散係数の差の比較的小さい構造として描出された (Fig. 2)。

考 察

MRI を用いた拡散の測定は Wesbey 等³⁾により導入された。Le Bihan 等⁴⁾により拡散は微小循環とともに intravoxel incoherent motion (IVIM) として分類され、この IVIM の全ての効果を含んだまま算出される拡散係数は apparent diffusion coefficient (ADC) と呼ばれた。今回我々が測定したのも in vivo においては真の拡散係数ではなくこの ADC である。

拡散係数測定用シーケンスの作成にあたっては、まず撮影対象の拡散による信号減衰量をどの程度にすれば得られる拡散係数画像の精度が最も良いか、すなわち拡散による信号減衰効果の最適化を行わねばならない。Hrovat and Wade⁵⁾は、拡散による信号減衰効果のあるシーケンスで得られる信号強度と拡散による効果が無視できるシーケンスで得られる信号強度の比が 0.1 ~ 0.6 を最適としている。今回我々の使用したシーケンスではこの比は、室温の蒸留水で 0.3、ボランティアの脳実質で 0.5 ~ 0.6、CSF で 0.1 強となっている。

MRI では利用可能な傾斜磁場の強度がスペクトロスコピーの場合と比較して極めて弱く、拡散係数を算出するためには長時間の傾斜磁場の印可が不可避であり、TE の延長を余儀なくされる。傾斜磁場の印可方向を多方向化すれば、拡散による信号減衰効果はそれぞれの方向の効果の和となり²⁾、より効果的な信号減衰効果が得られる。可能な限り TE を短くして S/N の良い原画像を得るために diffusion encoding gradient の多方向化は試みられるべき一つの手法である。

拡散の飛程に比べ十分大きなファントームを用いる限り、拡散は isotropic である。しかし生体を対象とした場合、細胞膜やミトコンドリアなどの構造物により拡散は制限されており (restricted diffusion)⁶⁾、拡散に異方性がある場合も十分に考えられる。Moseley 等⁷⁾は 2T の実験用装置を使って、動物実験ではあるが脳の白質での拡散に異方性があることを報告している。

本研究で用いたシーケンスでは三方向すべてに同強度、同期間の diffusion encoding gradient が印可されており、拡散による信号減衰効果はisotropicである。一方、従来の報告のように diffusion encoding gradient が一方向に印可されるシーケンスでは拡散による効果は anisotropic である。我々が用いたシーケンスを使用する限り、拡散の異方性は捉えられない。しかし臨床応用の際には、拡散係数画像がポジショニングの違いにより変化する事態は避けられる。

三方向 diffusion encoding を用いることにより TE の短縮が可能であり、拡散係数画像の精度の向上が計れる。しかし拡散の異方性については長所とも欠点ともなりうるため、三方向 diffusion encoding の評価は生体における拡散係数の意義の解明と共に定まっていくものと思われる。

文 献

- 1) Avraamidou A, Leach MO: Direction independent diffusion coefficient mapping. Abstract Book of Seventh Annual Meeting of SMRM. Vol 2, p747, 1988
- 2) Ahn CB, Lee SY, Nalcioglu O, et al: An improved nuclear magnetic resonance diffusion coefficient imaging method using an optimized pulse sequence. Med Phys 13: 789—793, 1986
- 3) Wesbey GE, Moseley ME, Ehman E: Translational molecular self-diffusion in magnetic resonance imaging. 2. Measurement of the self-diffusion coefficient. Invest Rad 19: 491—497, 1984
- 4) Le Bihan D, Breton E, Lallemand D, et al: MR imaging of intravoxel incoherent motions: Application to diffusion and perfusion in neurologic disorders. Radiology 161: 401—407, 1986
- 5) Hrovat MI, Wade CG: NMR pulsed gradient diffusion measurements. 2. Residual gradients and lineshape distortions. J Magn Reson 45: 67—80, 1981
- 6) Cooper RL, Chang DB, Young AC, et al: Restricted diffusion in biophysical systems. Biophysical J 14: 161—177, 1974
- 7) Moseley ME, Cohen Y, Mintrovitch J, et al: Evidence of anisotropic self-diffusion in cat brain. Abstract Book of Eight Annual Meeting of SMRM. Vol 1, p136, 1989