

5. まとめ

このように大きな期待と技術課題のあるspectroscopyであるが、臨床的に大きなハードルが残されている。それは保険診療が認められておらずresearch studyでしか行えないことである。この原因の一つに信頼性の高いデータが得にくいいため、データ解析の精度が低い点が挙げられる。データの精度を落としている点には信号のS/N比が低いことがある。また、MRであるので様々な緩和情報を持っているのだが、これらを考慮して正確にspectrumの持っている意味を比較できるようにするにはならない。また、どのような領域か

ら得られているのかははっきり分らないと、正しいspectrumの評価とはならないであろう。臨床家側とわれわれ技術側との討論と協力がspectroscopyには必須であろう。

spectroscopyはまだまだ大きな技術課題を持っているが、他では得られない生理生化学的な機能を通じてわれわれに夢を与えてくれる。今後さらに技術的な検討と、臨床的な評価が試みられる必用があり、それにはわれわれと臨床家との協力なしには成り立たないことを忘れてはならない。

参考文献

- 1) 渡辺英宏, 吉川美祢, 石原康利, 他: 局所励起HSQC法によるin vivo ^{13}C -MRS. 第24回日本磁気共鳴医学会大会講演抄録集, 236, (1996).
- 2) ガーディアン DG: 医学・生物学のためのNMR生体系への応用. 今井昭一訳, 西村書店, 新潟, (1985).
- 3) 福田信男, 福田 寛 編著: PET & MRS ポジトロン核医学と生体核磁気共鳴スペクトル法(MRS編). アイビーシー, 東京, (1990).
- 4) MR入門講座テキスト: 日本磁気共鳴医学会教育委員会.

4. 機能画像装置としての高機能化

Symposium

村田勝俊
シーメンス旭メディテック株式会社

序

機能というものを「生体固有の時間的に変化する物理量」とであると定義するならば、機能画像装置として高機能化を図るには以下の2点からのアプローチが必要であることが分かる。

1. 時間分解能の向上
2. 対象とする物理量の変更

以下に上記2項目について、現在のMR装置の最先端技術を紹介する。

1. 時間分解能の向上

時間的に変化する物理量を、より時間分解能よく検出するためには、より高速な撮像法の実現が望まれる。現在、EPIを中心にその研究がなされており、ハードウェアの向上(1-1)、および新たな撮像法の開発(1-2)によりその可能性が試みられている。

1-1 高性能グラディエント

MR装置では空間的に変化する磁場=グラディエントを印加し、スピンの位相を変化させることにより位置情報を得ている。このため、グラディエントを高速にスイッチングすることにより、撮像時間を短縮化させることができることは容易に想像がつく。すなわち、グラディエントの変化率=slew rate $[\text{T}/(\text{m} \cdot \text{s})]$ を向上させることにより、高速撮像が可能となる。しか

し、極端なグラディエントの高速スイッチングは、人体に誘導起電力を発生させ、この影響は無視することはできない。実際、IECおよび厚生省により、この値は $\text{dB}/\text{dt} [\text{T}/\text{s}]$ として制限されている¹⁾。ここで、注意していただきたいのは、slew rateと dB/dt は異なるものであるということである(単位参照)。slew rateはグラディエントの変化率であり、 dB/dt は、ある空間における磁場の変化率である。すなわち、グラディエント中心より離れるにつれて dB/dt は大きくなっていく。しかし、グラディエントコイルは有限の大きさを持っているため、グラディエントコイルを外れれば dB/dt は小さくなる。すなわち、小さなグラディエントコイルを使用すれば、 dB/dt を抑えたまま、slew rateを上げることが可能となる。この試みは、Schmittらによってなされている²⁾。彼等は、頭部、心臓をターゲットにしたグラディエントコイル(長軸56cm, 短軸48cm)を制作し、制限範囲内の dB/dt で、167 $[\text{T}/\text{s}]$ というslew rateを実現、従来の2倍の空間分解能のEPIを可能とした。もちろん、空間分解能を一定にすれば時間分解能を向上することも可能である。

1-2 EPIに替わる撮像法

EPIは、ハードウェアの格段の進歩により実現した撮像法であり、強力なグラディエントシステムが必要とされる。しかし、このようなグラディエントに頼ら

ずに高速化が可能なシーケンスの開発も進められており、Burstもその一つである。BurstはHenningらによって開発されたシーケンスであり³⁾、国内ではMatsudaらによって研究がなされている⁴⁾。Burstでは撮像スライスをDANTEパルスを使用して各カラムに分離し、各カラムごとにFFTを行っている(Fig.1)。ハードウェアの改造なしに50msという撮像時間が実現されている。

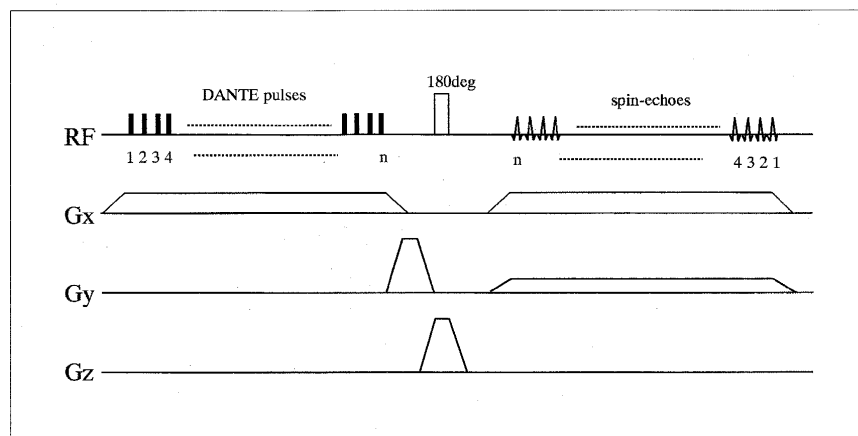


Fig. 1 Burstのタイミングチャート。DANTEパルスにより撮像面をカラムに分離する(参考文献5より)。

2. 対象とする物理量の変更

対象とする物理量を変えることにより、新たな機能が描出される可能性が示唆されている。ここでは、造影剤を使用せずに微少血流を視覚化する撮像法(2-1)と、気体のMRI(2-2)を紹介する。

2-1 arterial spin labeling

arterial spin labeling(以下、ASL)は、撮像面内に流入してくるスピンをRFにより標識し、その動態を観察する撮像法であり、EPI-STAR、FAIRなどがある。EPI-STAR(EPI-signal targeting alternating radio frequency)はEdelmanらによって研究されている⁵⁾。EPI-STARでは、(1)プリサチュレーションパルスにより撮像面を飽和させ、(2)撮像面上流に180度パルスを印加して血流を標識化し、(3)撮像面をEPIにて撮像する。引き続き、(1')プリサチュレーションパルスにより撮像面を飽和させ、(2')撮像面をEPIにて撮像する。これら、(1)~(3)の手順で得られた画像と(1')、(2')で得られた画像をサブトラクションすることによりRFで標識された血流の画像が得られる(Fig.2)。

FAIR(flow sensitive alternating inversion recovery)はKimらによって研究が進められている⁶⁾。FAIRは2種類のIR-EPI画像のサブトラクションにより得られる。ここで、一方のinversionパルスは選択的であり、撮像面外の血流にはRFは印加されず、もう一方のものは非選択的で、撮像面外の血流に180度パルスが印加される(Fig.3)。EPI-STARと比較し、MTSの効果が無いことが特徴である。

ASLによる撮像は、造影剤を使用せずに血流動態を視覚化するという点で優れており、これらを使用したfunctional MRIの研究も行われ、BOLD法とは異なる物理量による賦活領域の描出が試みられている^{5,6)}。

2-2 hyperpolarized gas imaging

不活性ガス(³He, ¹²⁹Xe)にレーザを照射すると、非常に大きな磁化が

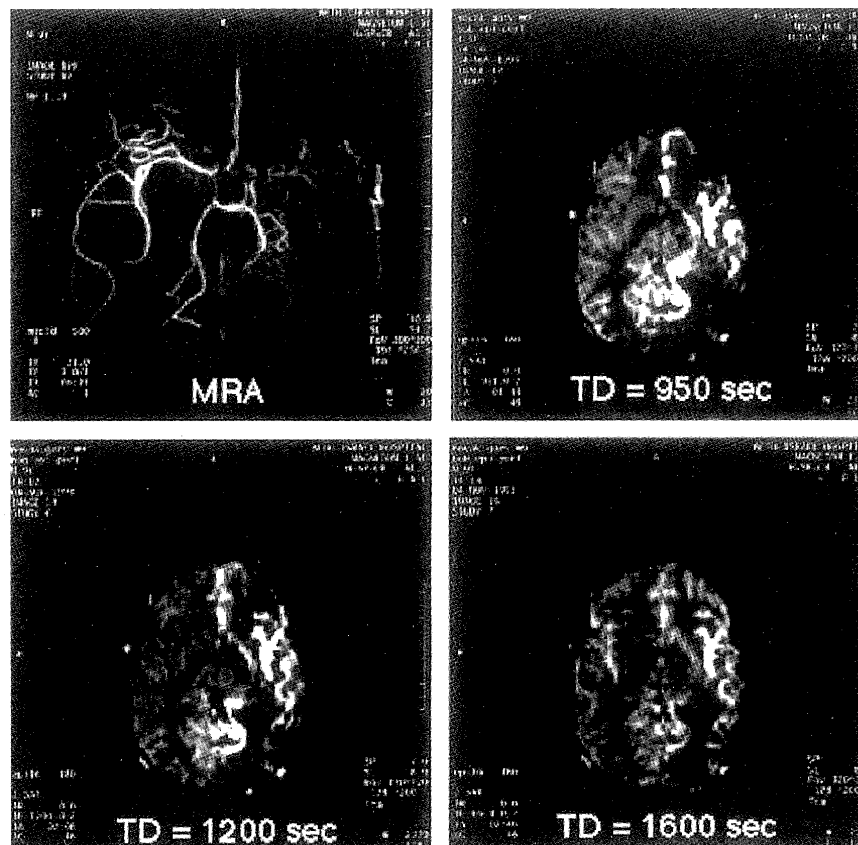


Fig. 2 EPI-STARによる臨床画像(Moya-Moya disease)。左側のMCAが閉塞している(Dr. Warachの好意による)。右上、MRA像、左上、右下、左下の順番でTD=950, 1200, 1600ms。

発生する。これを利用したのがhyperpolarized gas imagingである^{7,8)}。気体の密度は体内のプロトンの密度より遥かに小さいが、この磁化が～2,500倍程度の大きさを持つため、画像化するには十分な信号として検出することができる。これにより、プロトン密度が低いために通常のMRではほぼ不可能であった肺の画像化が試みられている(Fig.4)。しかし、共鳴周波数がプロトンと違い現存のMR装置をそのまま使用することはできない。ガスが非常に高価であり、hyperpolarizationにも特殊な装置が必要であるなど、まだまだ研究段階であることは否めない。

3. 最後に

数年前までは予想もしなかった技術が次々と実現化されている。機能画像装置としての高性能化にとって重要なのは、このように新しく生まれてくる新しい技術に対応していける柔軟性であるといえるかもしれない。

謝 辞

本発表を行うにあたり、画像を提供して下さった京都大学附属病院第3内科 松田先生、通信総合研究所 富内先生、Beth Israel Hospital Neurology Dr. Warach, Deutsches Krebsforschungszentrum Dr. Shadに心より感謝いたします。

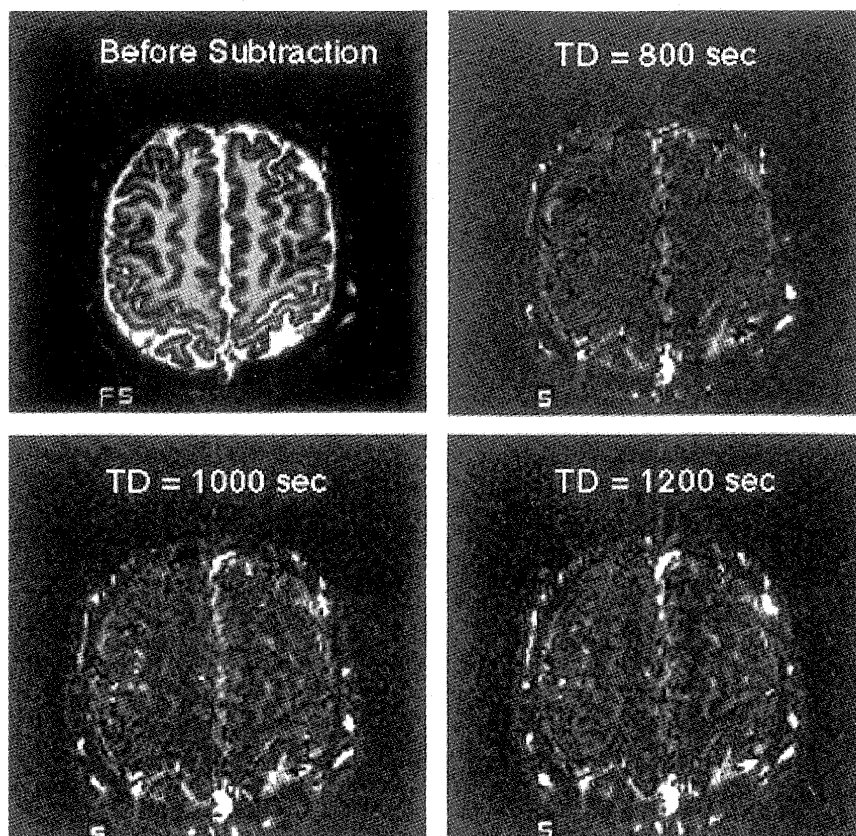


Fig. 3 FAIRの画像(健常者)。ディレイタイムを変更することにより、血流動態を描出する(Dr. Miyauchiの好意による)。右上、減算処理をする前の画像、左上、右下、左下の順番でTD=8000, 1000, 1200ms。

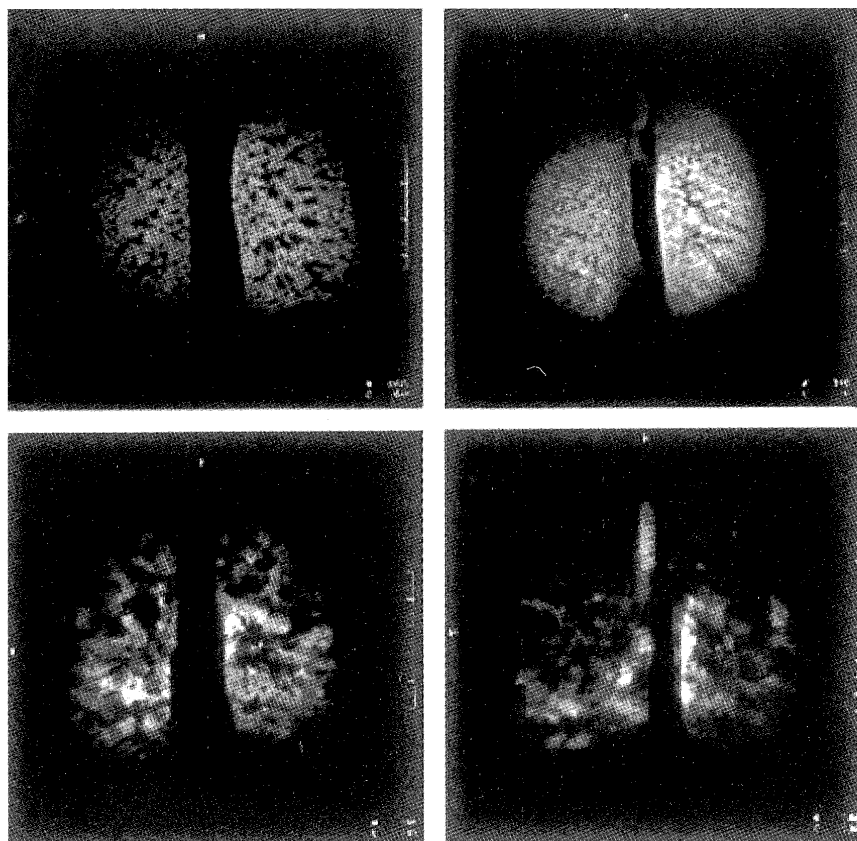


Fig. 4 hyperpolarized ^3He による肺野の画像(Dr. Shadの好意による)。健常者(上段)、および肺気腫の画像(下段)。左列は断層像、右列はMIP像。

参考文献

- 1)MRIの安全性と新IEC規格：共催 日本磁気共鳴医学会，日本医学放射線学会，日本放射線技術学会，日本放射線機器工業会，(1996)。
- 2) Schmitt F, Gebhardt MG, Wielopolski P, et al.: A new whole body gradient insert coil for faster MRI. ISMR book of Abstracts, 123, (1996)。
- 3)Henning J and Hodapp M: Burst Imaging. MAGMA, 1, 39-48, (1993)。
- 4)Matsuda T, Komori M, Inoue H, et al.: Another interpretation of Burst imaging as a variation of line projection imaging. MRM, 36, 796-799, (1996)。
- 5)Edelman RR, Siewert B, Darby DG, et al.: Quantitative mapping of cerebral blood flow and functional localization with echo-planar MR imaging and signal targeting with alternating radio frequency. Radiology, 192, 513-520, (1994)。
- 6)Kim SG: Quantification of relative cerebral blood flow change by flow-sensitive alternating inversion recovery (FAIR) technique: Application to functional mapping. MRM, 34, 293-301, (1995)。
- 7)Bachert P, Shad LR, Bock M, et al.: Nuclear magnetic resonance imaging of airways in humans with use of hyperpolarized ^3He . MRM, 36, 192-196, (1996)。
- 8)Wagshul ME, Button TM, Li HF, et al.: In vivo MR imaging and spectroscopy using hyperpolarized ^{129}Xe . MRM, 36, 183-191, (1996)。