

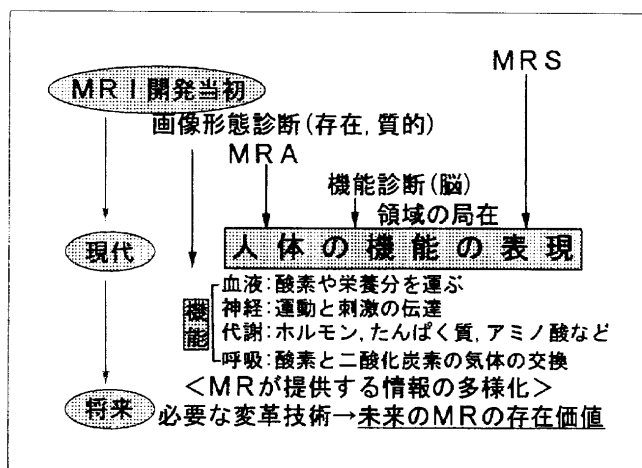


Fig. 2 MRの発展の歴史と情報の多様化.

1. TE短縮技術とその効果

Symposium

紀ノ定保臣
京都府立医科大学

1. はじめに

MR (magnetic resonance) 信号はTE (echo time) とともに減衰する。TEを短縮することができれば、MR信号をS/N (signal to noise ratio) 良く取得することが可能になる。また、motion artifactやflow artifactを減らすことも可能である。

最近のMR装置はEPI (echo planar imaging) に代表される高速撮像技術を可能にするために、強力な傾斜磁場コイルを装備しており、このような高性能傾斜磁場コイルは種々のパルス系列においてTEを短縮することを容易にしつつある。本稿では、TE短縮技術とその効果について報告する。

2. MRにおける最近の技術進歩について

MRI (MR imaging) の基本原理をFig.1に示す。MRIは生体に対して照射されたRF (radio frequency) パルスによって励起されたスピンの緩和する現象をMR信号として計測する手段であり、MR信号からは組織のプロトン密度、 T_1 ・ T_2 緩和時間、流速、拡散定数、磁化移動率、化学シフト等を知ることが可能である。一方、これら生体組織からの信号をS/N良く計測するためには、MRIの基本原理をよく理解する必要がある。特に、MR信号強度はTEとともに減衰するため、組織の緩和時間とTEとの関係が非常に大切である。

TEを短縮する技術とその効果をFig.2にまとめる。TE短縮技術として最初に利用された手法はSE (spin

echo) パルス系列をGRASS (gradient recalled acquisition in the steady state) パルス系列に変更することであった。Fig.3aに示すごとく、SEパルス系列は90度RFパルスと180度RFパルスを利用して T_2 緩和信号を計測する手法であるが、SE信号を取得するためには90度RFパルスと180度RFパルスの間隔に相当する時間の2倍の時間を要するという欠点があった。これは、SEパルス系列では必ず180度RFパルスを用いてスピンの位相を反転しなければならないためである。一方、スピンの位相反転に傾斜磁場パルスを用いるGRASSパルス系列 (Fig.3b) は、180度RFパルスを用いる必要がないため、readout gradient (MR信号読み取り用傾斜磁場パルス) をよりfrequency encoding gradientパルスに近づけて置くことができ、

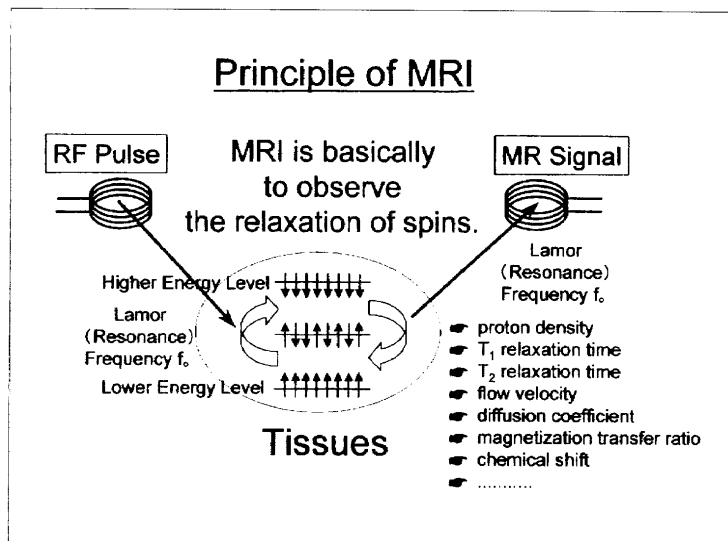


Fig. 1 MRIの基本原理.

TEの短縮が容易に行えるという利点がある。ただし、この場合に得られるMR信号は T_2 緩和ではなく、 T_2^* 緩和を反映したgradient echo信号となる。なお、MR装置発展の歴史において、TEを大幅に短縮する技術として利用可能であった手法はGRASSパルス系列のみである。他のTE短縮技術としてasymmetry echo法や高いバンド幅を用いる手法も報告されているが、技術的・方法論的に広く普及するものではなかった。

一方、最近のMR装置における最も優れた技術進歩として、高速に立ち上がることが可能な傾斜磁場コイルを挙げることができる。MR撮像に用いられるパルス系列はすべてRFパルスと傾斜磁場パルスの組み合わせから構成されており、MR信号の計測においては前述のごとくTEが最も重要なパラメータである。MR撮像において緩和時間の長い信号成分を計測することは容易であるが、緩和時間の短い組織成分からの信号を取得する場合にはTEを短くすることが不可欠である。TEを短くする場合には傾斜磁場パルスに要する時間(ramp up time + data sampling time + ramp down time)がパルス系列上の重要な技術要素となる。すなわち、TEを短縮しようとする場合、傾斜磁場パルスに要する時間をいかに短くするかが技術的な課題となる。近年利用可能になりつつある高性能傾斜磁場コイルはこれら課題に対する強力な解決策を提供してくれる。

Fig.4に高性能傾斜磁場コイルの有用性を示す。また、Fig.5にMR信号計測時のreadout gradientパルスの役割とその意味を示す。高性能傾斜磁場コイルの特徴を最も端的に表現するキーワードは同図に示すmaximum gradient amplitude(最大傾斜磁場強度)、maximum gradient slew rate(最大傾斜磁場強度対立ち上がり時間)、maximum RF receiver bandwidth(最大バンド幅)、maximum gradient duty cycleである。MRパルス系列において傾斜磁場パルスが作り出す台形の面積はスピンの位相シフトと深く関係するパラメータである(台形の面積を大きくすればするほど画像の空間分解能に貢献することになる)。しかし、一般的な撮像パルス系列において傾斜磁場パルスの波形(台形の形)をどのように形成するかは任意である。画像を構成するのに十分な位相シフトをもたらす台形の面積があれば、その形は任意である。すなわち、底辺が広く高さの低い台形状

Some Techniques and Effects of Shortening TE

Techniques of Shortening TE

- Spin Echo → Gradient Echo
- Fractional Echo (Asymmetric Echo)
- Shorter Echo Space (Higher Slew Rate)
-

Effects of Shortening TE

- Increase of Signal Intensity
- Reduction of Motion/Flow Artifact
- Possible to get signals from Tissues with short- T_2
-

Fig. 2 TEを短縮する技術とその効果。

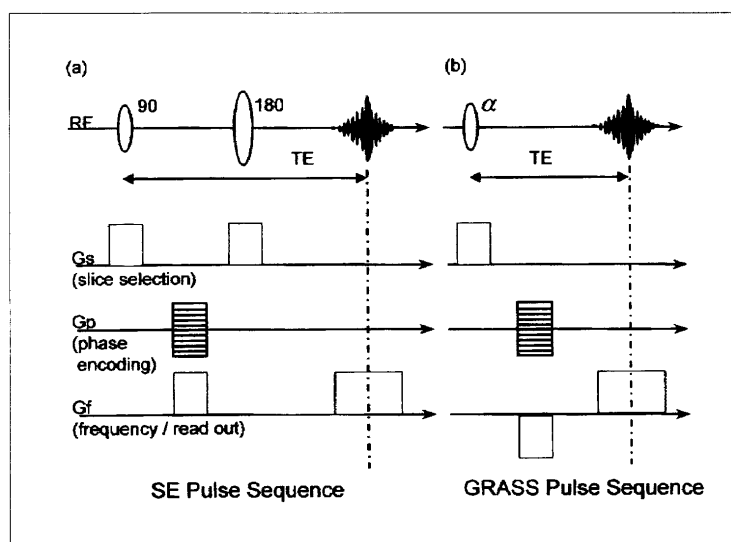


Fig. 3 SEパルス系列(a)とGRASSパルス系列(b)の比較。

Some Merits of Higher Performance Imaging System

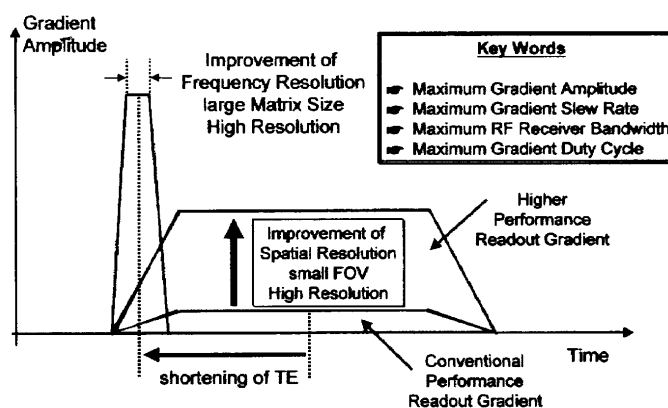


Fig. 4 高性能傾斜磁場コイルの有用性。

の傾斜磁場パルス(従来のMR装置で使用)でも、底辺が狭く高さの高い台形状をした傾斜磁場パルス(高性能型のEPI装置で使用)でも、その面積が同じであれば同様の画像を得ることができる。このことは、高性能傾斜磁場コイルを装備したMR装置を用いて従来と同程度の空間分解能を持った画像を得るためには、傾斜磁場パルスの強度を上げ、パルスの印加時間を短くすることが可能であることを意味し、TEの短縮に大きく貢献する最も重要な技術であることが理解できる。同時に、このように短い時間で高い傾斜磁場強度を達成するためにはslew rateが大きいことが不可欠であり、短いパルス幅(data sampling time)でデータ収集を行うためには、バンド幅も大きくなければならない(これは、周波数分解能の向上をもたらす)。なお、slew rateとは傾斜磁場強度対立ち上がり時間比($\text{gradient amplitude/rise time}$)であり、いかに短い時間で大きな傾斜磁場強度を得ることができるかを示すパラメータである。近年利用可能なEPI装置では、従来のMR装置に比して傾斜磁場強度で2倍以上に、slew rateで6~8倍程度に性能が向上している。以上のごとく、高性能傾斜磁場コイルを装備した最近のMR(EPI可能)装置では、強い傾斜磁場パルスを積極的に用いることによって種々のパルス系列で時間軸の短縮(shorter TE)が図られているわけである。このような状況をGRASSのパルス系列に反映するとFig.6bのごとくなる。

3. TEの短縮技術とその効果

高性能傾斜磁場コイルの性能がgradient echo系のパルス系列(特に、傾斜磁場パルスの時間幅の短縮)にどのように貢献するかを考える。Fig.5に示すごとく、傾斜磁場パルスの時間幅は(ramp up time + constant

amplitude(data sampling)time + ramp down time)から成る。constant amplitude timeの間にdata samplingや位相encodingが行われる。また、通常のecho収集用 readout gradientはconstant amplitudeの中央がecho centerとなるように設計されている。一方、ramp up timeやramp down timeの間は何もしないのが一般的である(傾斜磁場パルスは急には立ち上がれないため、どうしてもこのような立ち上げの時間が必要になる)。特に、TEにはramp up/ramp downとconstant amplitudeに要する時間幅が大きく影響する。したがって、傾斜磁場パルスの時間幅を短縮するためにはramp up timeとramp down timeを切り詰める必要がある。また、ramp up time(またはramp down time)を短くするためにはslew rateの大きなMR装置が必要である。例えば、従来のMR装置ではramp up time(またはramp down time)には1msec~600 μsec を要した。これに対して、最近のEPI撮像が可能なMR装置では300 μsec 程度にまで短縮されている。このような性能の傾斜磁場コイルを用いるとき、一つの傾斜磁場パルス当たりの時間幅について合計1400~600 μsec 程度(ramp up timeとramp down timeで)短くなる。

TEが短縮される効果として、①得られるMR信号の強度が著しく向上する、②MR angiography等においてピクセル内のphase dispersionが抑えられる、③短い T_2 成分の信号検出能力が向上する等の多くの利点が考えられる(Fig.2)。以下に、これらについて概観する。

3-1 MR信号強度の向上および短い T_2 成分の信号検出能力の向上

MR信号はTEとともに $\exp(-TE/T_2)$ に従って減衰する。TEを短縮することができれば、MR信号をS/N良く取得することが可能になる。特に、 T_2 緩和時間が短い組織の画像化が可能になる。 T_2 時間の短い組織として肺野が挙げられる。肺野は水分が少なく、かつ肺胞の中の空気が磁化率分布の不均一を作り出す原因となるため、肺野は T_2^* が非常に短い組織であるということが出来る。すなわち、プロトン密度が低く、 T_2^* が短いため、肺野からの信号は従来のMR撮像手法では計測することができないものであった。Hatabuらは高性能の傾斜磁場コイルを装備したMR装置を用いることによってTEを0.7msecまで短縮することを可能にし、これによって肺実質のMR画像作成に成功した。TE=0.7msecは今日の一般的な商用MR装置でも撮像条件的に厳しい値であるが、TEを短縮することによってMRの研究分野では不毛の領域であった肺野が新しく研究対象になったと

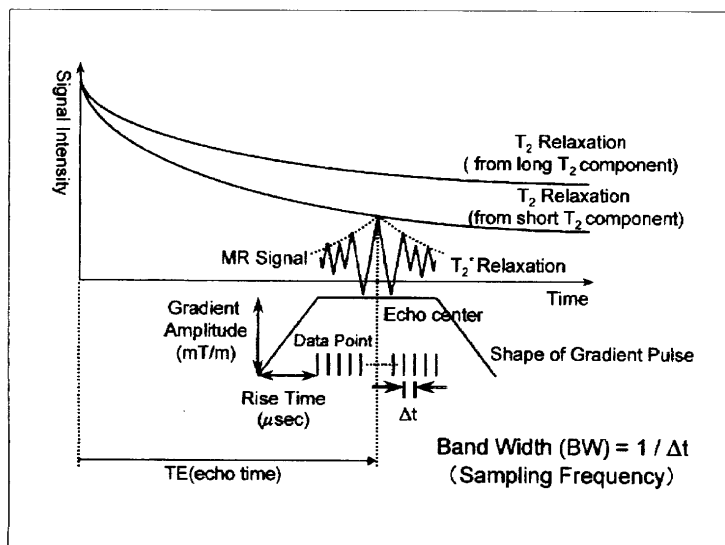


Fig. 5 読み取り用傾斜磁場パルスの役割とその意味。

いえる (Fig.7).

TEを短縮することによる信号検出能向上の顕著な例として、 ^1H -MRS (MR spectroscopy) を挙げることができる。Fig.8に人脳灰白質からSTEAM法を用いて計測した ^1H -MRSのデータの例を示す。(a)はTE=270msecで、(b)はTE=13msecで得られたデータである。両者を比較すると、TEを短くした場合のMRSデータは信号強度が高く、各化合物からの信号成分を認識することが容易になっている。 ^1H -MRSで計測される信号としてNAA, Cr, Choが代表的な信号である。しかし、TEを短縮することによって T_2 値の短いInを検出することも可能である。このように、TEを短縮することによって信号強度の向上と短い T_2 値を有する信号成分の検出が望めるため、TEを短縮することの有用性は明らかである。

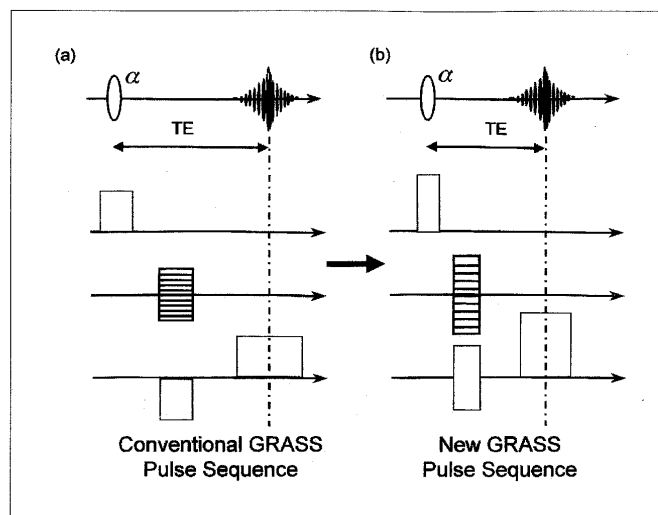


Fig. 6 高性能傾斜磁場コイルを利用した場合のGRASSパルス系列。

3-2 MR angiography等におけるピクセル内phase dispersionの抑制

MR信号はプロトン密度や緩和時間のみならず、スピンの位相シフトによっても大きく修飾される。通常のMR撮像は静止したスピンの画像化を前提にしているため、移動するスピンからの信号はmotion artifactやflow artifactの原因となり、信号の減衰や画質劣化につながる。MR angiography等において、移動スピンの位相シフト (phase dispersion) はTEとともに大きくなるため、TEを短縮することによるphase dispersionの抑制はmotion artifactやflow artifactを減らし、画質の改善にも大きく寄与する。

Fig.9は2D TOF (time of flight) MR angiographyの元画像を示したものであり、左にはflow compensationなしで撮像したTE=20, 10, 3.3msecの画像を、右にはflow compensationありで撮像したTE=20, 10, 5.1msecの画像を示す。flow compensationがある場合には内頸動脈からのflow artifactは抑制されているが、flow compensation pulseを入れたために最小TEが5.1msecとなっており、TEの短縮は困難である。一方、flow compensationがない場合では、TEの短縮とともに内頸動脈からのflow artifactは次第に抑制されるようになり、TE=3.3msecの場合にはflow artifactは消失している。TE短縮の効果が顕著に示された例である。このようなMR

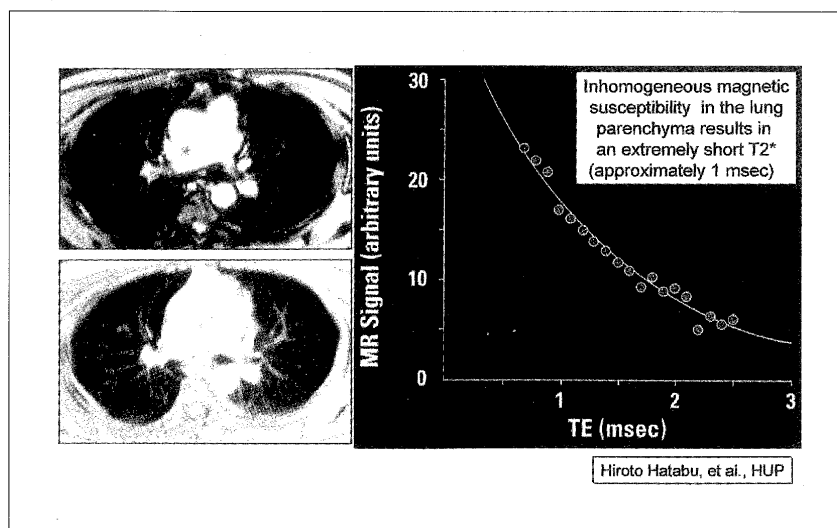


Fig. 7 短いTEを用いた肺野領域の撮像。

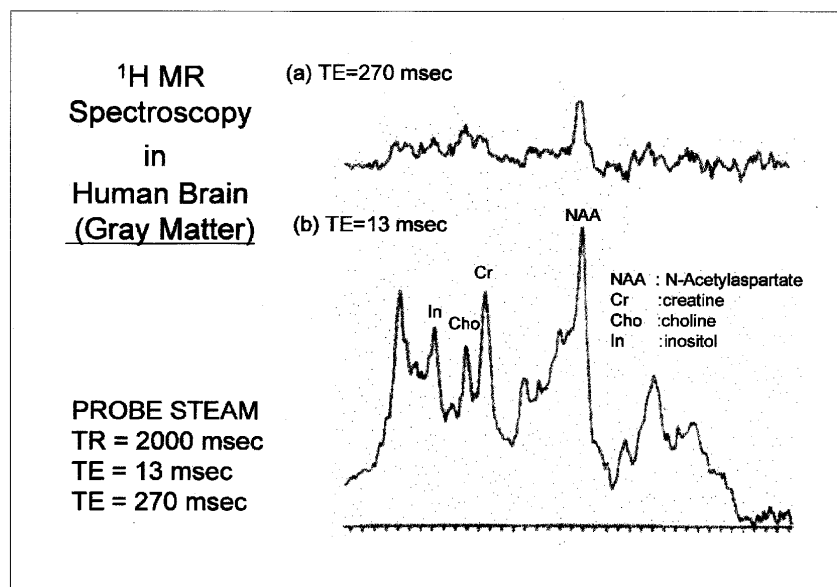


Fig. 8 ^1H -MRS信号の比較。
(a) TE=270 msec
(b) TE=13 msec

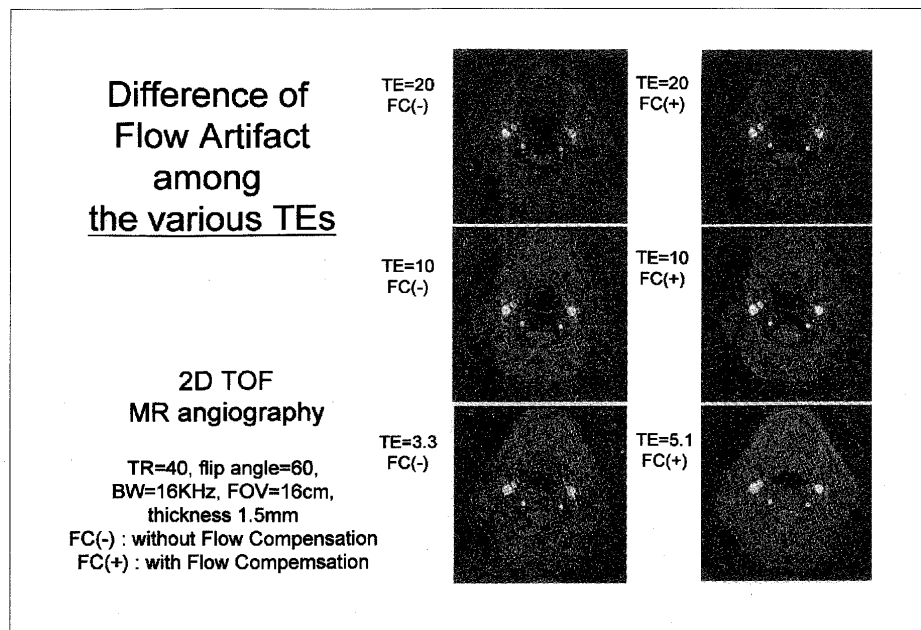


Fig. 9 TE短縮によるフロー・アーチファクトの抑制。

angiographyにおけるTE短縮の効果は、血管の分枝部や乱流が発生しやすい部位での血管描出能の向上に有効である。

3-3 fat suppressionにおけるshort TEの利用

MR信号に寄与するプロトンには、水(H_2O)由来のものと脂肪($-\text{CH}_2-$)由来のものがある。どちらも同じプロトンであるが、プロトンを取り巻く環境がそれぞれ異なる。水由来のプロトンと脂肪由来のプロトンではその周囲に存在する電子の個数が異なり、脂肪由来のプロトンの方が周囲に多くの電子を持っている。プロトンと同様に電子にも電子スピンのあり、この電子スピンの持つ微小磁場がこれら電子群の内部に存在するプロトンへの磁場を遮蔽するように作用するため(電子遮蔽)、外部磁場強度が一定であっても、水由来

のプロトンと脂肪由来のプロトンではプロトン自身が感じる磁場強度は異なる(脂肪由来のプロトンの方が外部磁場を弱く感じる)。磁場強度の違いはそれぞれの共鳴周波数の差として反映され、両者間には3.45ppm(1.5Tで220Hz, 1.0Tで147Hzに相当)の差がある。すなわち、脂肪由来プロトンからのMR信号は水由来プロトンよりも低周波数よりに(3.45ppm低く)計測され、chemical shift artifactの原因となる。一方、共鳴周波数の違いは水由来のプロトンと脂肪由来のプロトン間でスピンの回転(歳差運動)周波数が異なることを意味するため、両スピンの

運動には位相シフトが生じる。Fig.10に両者の位相シフト量をTE時間に換算した場合の信号強度の変化として示す。1.5Tの環境下では、TE=0msecから4.5msecごとに両者の位相が揃う(in phase)タイミングと、TE=2.3msecから4.5msecごとに両者の位相が反対になる(out of phase)タイミングとが交互にある。このような脂肪と水の位相サイクルを考慮すると、撮像時にTEを適当に選択することによって脂肪由来の信号を減少させることが可能であり、日常臨床においてもout of phaseになるTEを選択してfat suppressionに利用されている。このような場合、従来のMRI装置(1.5Tを想定する)ではTE=6.8msec前後の値が利用されていたが、高性能傾斜磁場コイルを装備したMRI装置ではTE=2.3msecを選択することが可能になり、MR angiography等ではflow artifactを減らしながら、同時

にfat suppressionの効果を持たすことができるため、このような撮像条件が利用可能になることの臨床的価値は高い。

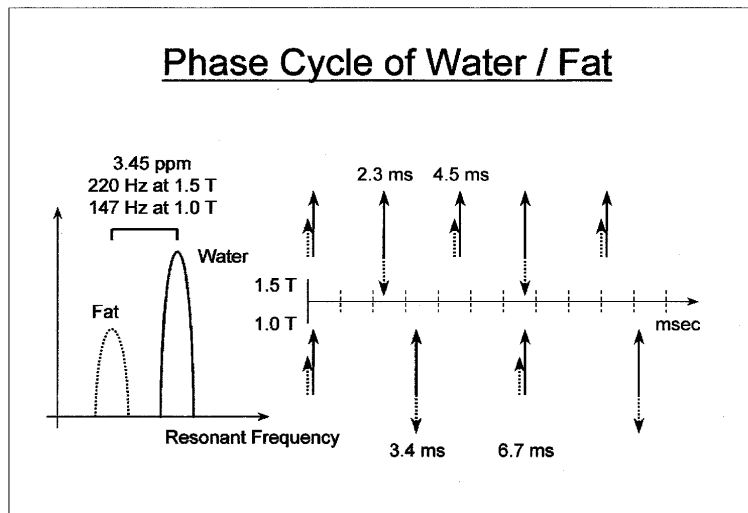


Fig.10 水と脂肪の位相サイクル。

4. おわりに

TE短縮技術とその効果について述べた。近年のTE短縮技術は高性能の傾斜磁場コイルに依存する部分が多く、MR装置の技術進歩を十分に理解する必要があるといえる。同時に、TEを短縮することによって得られる新しいMR信号にも期待が大きく、特に短い T_2 あるいは T_2^* 成分を有する組織からの信号は生体の構造や機能を反映するため、今後の新たなMRの研究分野が開かれる可能性もある。MR装置のより一層の技術進歩とその応用分野に注目をしたい。

謝 辞

本研究の実施にあたり、愛知県がんセンター放射線治療部 松島 秀先生、三重大学中央放射線部 久保 均

先生、広南病院脳神経外科 清水宏明先生、GE横河メディカルシステム株式会社の方々に多大なご協力をいただいた。ここに深謝する。

参考文献

- 1) 紀ノ定保臣: MRIの基礎. 医学書院, 東京, (印刷中).
- 2) Hasse A: FLASH imaging: Rapid NMR imaging using low flip-angle pulses. J. Magn. Reson., 67, 258-266, (1986).
- 3) Hatabu H, Gaa J, Kim D, et al.: Pulmonary perfusion and

angiography: Evaluation with breath-hold enhanced three-dimensional fast imaging steady-state precession MR imaging with short TR and TE. AJR, 167(3), 653-655, (1996).

2. 脳機能の描出技術

Symposium

山田幸典
国立循環器病センター

1. はじめに

近年, echo planar imaging (EPI) がようやく実用化された. そのことは, MRにとって新天地が開けたと言って過言ではないだろう. 今回のテーマ「脳機能の描出技術」にとっても, 多くの恩恵がもたらされた. ここでは「脳機能」の意味を広く捉え, EPIを用いることにより, より精密な画像が得られるようになった perfusion image, diffusion weighted image (DWI), functional MR image (fMRI) について手法, 問題点・利点と展望について述べた.

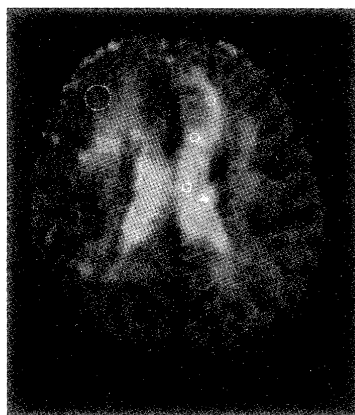
2. perfusion image

perfusion imagingは, これまでgradient echo (GrE) 法で試みられ, 単一断面を低い空間分解能で撮像していたが, EPIを用いることにより, 多断面を高い空間分解能と時間分解能で撮像することが可能となった. Gd-DTPAをボラスで静注し, それが比較的高濃度で血管中を流れ, 血管周辺の磁場を乱し磁化率効果から脳実質の信号を低下させることを利用し, 梗塞部位と正常部位の血液灌流差を可視化するものである. 非常に鋭敏に灌流差を捉えることから, 現在では超急性期の脳梗塞の検出に必須の検査となりつつある. われわれが,

実際に用いているのは, T_2^* 強調のsingle shot EPI (FID type) であり, 1 秒ごとに 1 回の割合で数断面を60秒間にわたり撮像し, その信号強度変化からデータ処理を行う. 簡便な評価法としては, 梗塞部位と正常部位それぞれにROIを取りtime intensity curveを描き, 極小点の時相の遅れ, 信号低下量の減少から灌流低下を推察する (Fig.1). その他perfusion mapとして, 信号強度ヒストグラムの曲線の幅を表すstandard deviation map, 造影剤ボラスの到達時間差を表すslope map, 相対的に脳血液量を表すrelative CBV map¹⁾を作成できる (Table 1). また ΔR_2^* (T_2^* 緩和率) 曲線¹⁾を描く場合もある.

問題点として, 核医学検査のように定量的評価法が

Perfusion Image



Time vs. Intensity Curve

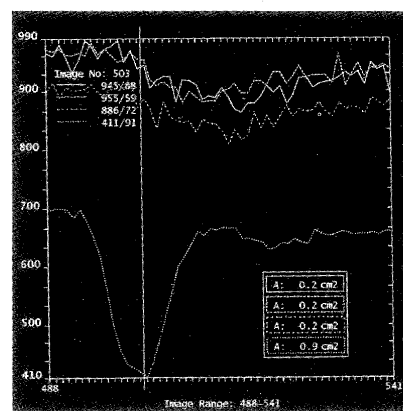


Fig. 1 左: 脳梗塞発症後 8 日. 75 歳, 女性の perfusion image. 正常部位 1 カ所, 梗塞部位 3 カ所に ROI をとった.

右: 同部位の時間信号強度曲線. 正常部位では, 急速注入された Gd の T_2^* 緩和の影響により, 急峻な信号低下が起こる. 梗塞部位では, 信号低下はあまり生じず, その極小点の時相も遅延している.