

## 先行パルスを考えよう！ ～組織抑制とコントラストの強調～

座長 新潟大学医歯学総合病院 診療支援部放射線部門 内藤 健一 (Kenichi Naito)

### 【座長集約】

前回に引き続き、先行パルスを用いた撮像法をテーマに取り上げる。今回は、その中から脂肪抑制法として使用する機会の多いSTIR(short TI inversion recovery)と頭部領域で使用可能になったDIR(double inversion recovery)について考える。いずれの撮像法も先行パルスとして反転回復(Inversion Recovery: IR)パルスを用い、ある特定の組織を抑制しコントラストを強調する手法である。これらの手法に関して、基本原理から臨床応用まで注意すべきポイントを含め解説して頂いた。演者は、市立角館総合病院の千葉大志氏と新潟大学医歯学総合病院の斉藤宏明氏である。

STIRは、IRパルスで縦磁化を反転した後、脂肪の縦磁化がゼロになる時間(null point)で励起することで脂肪抑制効果が得られる。化学シフトを利用した方法と異なり、組織のT1値の違いを利用するため磁場不均一の影響を受け難い。しかしながら、STIRの画像コントラストにはT1(縦磁化)が反映される。脂肪のT1値は他の組織に比べ短いため、脂肪のnull pointでは他のほとんどの組織の信号はマイナスの値となる。これを絶対値表示すると、信号極性の反転でT2とT1が信号強度に対して相乗的に働く。自由水のようにT2の長い組織は、T1も長いと縦磁化の回復が遅い、これが反転されることでより大きい縦磁化となる。すなわち、T1強調画像で信号強度が低信号なほど、STIRでより高信号となる。極めて稀なコントラストを呈する。このT1(縦磁化)の影響を上手く利用し、組織間や病変とのコントラストの向上を図ることがSTIRの本質であると思われる。したがって、このような条件設定で腫瘍の性状評価など質的診断にSTIRを用いるべきではない。また、脂肪抑制T2強調画像の代替として用いる場合も、T1の影響を極力抑えた条件設定が必要になる。目的に合わせた条件設定について、本文で確認して頂きたい。

DIRは、2つの反転パルスを用い2つの組織の信号を抑制する方法である。主に脳脊髄液と白質を同時に抑制し灰白質を高信号にする方法で、病変検出能の高い撮像法として注目されている。DIRはIRパルスを2つ用いるため、設定方法がより複雑になる。その設定のポイントや各メーカーでのTIの定義の相違などが本文にまとめられているので、参考にして頂きたい。DIRのコントラストは、IRパルスを用いるためT1(縦磁化)の影響を受ける。さらにマイナスの値が反転されるため、STIRと同様にT2とT1が相乗的に働く。このことから、適切なTIの設定と同様に、TRやTEによるコントラストの変化の把握も重要である。また、DIRは原理上長い撮像時間が問題となる。この解決策の1つとして、T2prepの併用によるTRの短縮が大変有用と考えられる。T2prepは、予め縦磁化に横磁化の差を付ける方法で、通常、この方法を併用すると縦磁化(信号強度)は減少する。しかし、DIRのようにマイナスの領域を経由する場合、信号強度を増加させる方向に働く場合があり、TRの短縮によるコントラストおよび信号強度の低下を抑えることが期待できる。

IR法は、組織のnull pointにTIを合わせることで組織の信号を抑制できる。このTIの設定は、組織により常に一定な値ではなく、繰り返し時間(縦磁化の回復時間)などの撮像条件によって変化する。また、IR法は、一見T2強調画像のように見える撮像法が多いが、反転パルスを用いるため、少なからずT1(縦磁化)の影響を受ける。このT1の影響を上手く利用することで、よりコントラストを強調した画像が得られる。この特徴を理解した上で、条件設定に注意し臨床に用いることが重要である。また、T2prepなどの先行パルスを併用することで、さらにコントラストを強調することができる。先行パルスは、今後、新たな組織の抑制やコントラストの強調など、さらなる発展・応用が期待できる撮像技術である。

## 先行パルスを考えよう - Short TI inversion Recovery -

市立角館総合病院 放射線科 ○千葉 大志 (Taishi Chiba)

### 【はじめに】

臨床現場においてShort TI inversion Recovery(以下、STIR)法は脂肪抑制T2強調像と同等に捉えられがちだが、厳密に言うとS/N比の低下やT1値の影響が含まれ相違点が多く存在する。STIRの概要と活用法について確認することを目的とし報告する。

### 【STIRの概要】

STIRは非選択的脂肪抑制法として使用され、生理的に最もT1が短い組織である脂肪のT1値を対象としている。パルスシーケンスはSpin Echo法(以下、SE)の前に先行パルスを印加するInversion Recovery法(以下、IR)

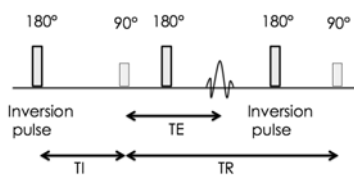


Fig.1 STIRのパルスシーケン

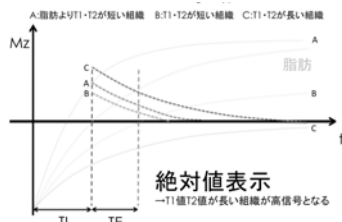


Fig.2 STIRの挙動

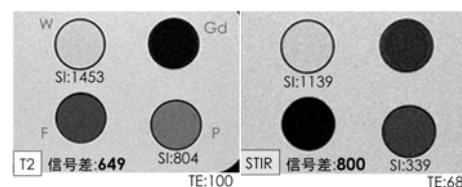


Fig.3 ファントム実験結果 T2/STIR信号値

を用いている。(Fig.1) 縦磁化の挙動は初めに先行パルス(Inversion pulse)を印加することで縦磁化が反転する。その後それぞれの組織が縦緩和に従い回復し、脂肪の縦磁化が0になった時点(null point)で90°パルスを印加することで横緩和が影響し始める。ここまでの経過時間をInversion Time(以下、TI)という。ここで脂肪組織のT1値が短いことから、多くの組織はバックグラウンドより信号が低くなるため対処法として絶対値表示が行われる(180°位相をずらす)。絶対値表示の影響により本来T1T2値の長い組織がT1T2値の短い組織より高信号を呈する、これをT1T2相乗効果<sup>2)</sup>という。また90°パルス印加直後の巨視的磁化の大きさの差がそれぞれの組織の縦緩和の差を反映している。その後180°パルスを印加することで横緩和の差が反映されたMR信号が発生する。即ちSTIRは縦磁化の影響と横磁化の影響が混在する特殊なコントラストである。また仮に脂肪組織よりT1T2値が短い組織である場合はTI経過時に巨視的磁化が脂肪より大きいため、最終的に絶対値表示後であってもT1T2値が長い組織と比べ高信号となることがある。(Fig.2) IRを使用するにあたって注意したいのがnull pointの設定であり次式aで表される。

$$TI_{null} = 0.693T_1 \dots a$$

式aは縦磁化が完全に回復した場合を前提としている事に注意する。また脂肪のT1値は1.5Teslaの場合約250msであり式aよりTI値は約170msとなるが、生体組織の脂肪には10~20%程度水が含まれるため<sup>2)</sup>実際のTI値は120~140msとなる。

STIRの利点として磁場の不均一に左右されない、軟部組織のコントラストに優れる。利用法としては病変部の形状認識や存在診断(リンパ節<sup>4)</sup>、癒着<sup>5)</sup>、早期RA<sup>6)</sup>、脂肪組織に囲まれた領域(眼窩等)、磁場不均一になりやすい領域(頸部、空気の多く存在する部位)などがあげられる。欠点としてT1T2相乗効果により信号が高くなりすぎる(T2-highとT2-very highの誤認：乳腺における繊維腺腫と粘液種等)、同様のT1値を持つ組織は全て抑制される(卵巣チョコレート嚢胞等)、SNRの低下などである。また造影後の使用にも注意が必要であり、組織のT1緩和がT1短縮造影剤により促進された場合、絶対値表示により造影前の巨視的磁化の大きさより造影後の巨視的磁化の大きさが小さくなる場合がある。

#### 【コントラスト検証実験方法】

STIRの信号式は式bとなる。式bよりIRはT1の影響を強くうける。

$$S_{IR-SE} \propto M_0 \{1 - 2\exp(-TI/T_1)\} \{1 - \exp(-TR/T_1)\} \exp(-TE/T_2) \dots b$$

今回STIR法のコントラストに関して自作ファントムを用いて各シーケンスにおける信号強度を測定し各試料での信号強度(SI)及びSNR・CNRを比較・検証した。撮像条件 TR: 3000~15000(2000msずつ延長) TE: 30, 50, 70, 90 TI: A-臨床との比較(80, 100, 120, 140) B-TIの影響(100, 300, 500, 700, 900, 1200, 1500, 2000, 2500)。シーケンス; T1強調像(以下、T1)、脂肪抑制併用T1強調像(以下、T1Fs) TR: 400 ms, TE: minimum ms, T2強調像(以下、T2)、脂肪抑制併用T2強調像(以下、T2Fs), TR: 3800 ms, TE: 100 ms, シーケンス共通; FoV: 180 mm, Slice厚: 5 mm, Matrix: 256×256, ETL: 8, BW: ±15.63 kHz. 使用装置: GE healthcare Japan社製 0.5Tesla Contour. 4つの円柱上容器に蒸留水(以下、W): T1値975 T2値445, 5mmol/L Gd水溶液(以下、Gd): T1値40 T2値37, 100%パイナップルジュース(以下、P): T1値257 T2値94, サラダ油(以下、F): T1値174 T2値45を封入し、それぞれをT1-low T2-high, T1-high T2-low, T1-high T2-high, T1-high T2-high(Pよりややlow)を想定した。周囲はPVAゲルとした。SNR: 同一関心領域内における平均信号値(Signal Intensity, 以下、SI)/標準偏差, CNR: SNR組織<sub>a</sub>-SNR組織<sub>b</sub>。尚、ファントムはMRI室内(室温: 22°C)に24時間置いたのち撮像開始前にコイル内に配置後10分の時間を置いた。

#### 【結果】

ファントムにおけるT2とSTIRの結果をFig.3に示す。WとPに着目するとSIはT2よりSTIRのほうが下がっているが信号差は上がっている。WとPのCNRもSTIRが大きかった。これはWとPのT1値の差(縦緩和)が反映されコントラストが上昇していると考えられる。臨床におけるコントラスト上昇の一例としてFig.4に示す。T1値の影響を受け白質/灰白質コントラストがSTIRで上昇している。またT2Fsと同様のコントラストを呈さない事も明らかである。TR変化の検証ではTRの延長によりコントラストが大きく変わらなかったが、縦磁化の回復に伴い水信号が回復し信号が上昇した。補足的な検証としてTI変化(B)を検証したが、TIを変える事によって抑制対象が変わり大きくコントラストは変化した。しかしGd, P, Fに関してはTI900よりSIの変動が少なくなり縦磁化が回復したと思われるが、WはSIが下がり続けTI1500で折り返し上昇に転じた。TI1500までは絶対値表示によりSIが保たれていることがわかり、以上よりIRでは対象組織にて同一の信号値を得る為に2種類のTI値を設定できる。これらのことを利用し、TIの変更を行うことで整形領域にて活用できる。

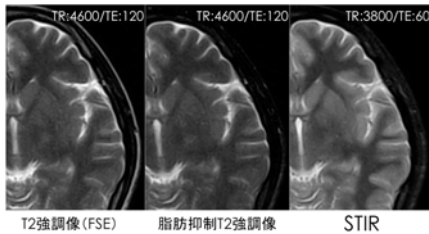


Fig.4 STIRによる白質/灰白質コントラスト上昇

TIを大きくすると他組織の信号が抑制され見た目のコントラストが変わってしまうが、脂肪が生体組織で最もT1値が短いことからTIを小さくすることにより抑制対象を変えずに信号値を保ったまま他組織の信号を回復させること(絶対値表示の利用)ができ解剖学的構造がわかりやすくなる(Fig.5)。TE変化の検証ではTE延長に伴い全体のSIは下がり、また横緩和が進むためT2コントラストが反映される。ここでGdとPの縦緩和の関係はT1値よりGd-(Fig2.軌線A)、P-(Fig2.軌線B)の状態と考えられる。Fig.6でGdとPに着目するとTEが30-70まではTI直後の縦緩和の差が強く反映され縦緩和優位のためPよりT1値が小さいGdのSIが高くなっているが、TEが70-90ではPよりT2値が小さいGdの横緩和が早く進み横緩和優位となりSIがPより低くなっている。以上よりTEを短縮するとT1値の影響が強く、延長するとT2値の影響が強まることわかる。またTEの延長で横緩和が進み全体のSIが下がる事により、ダイナミックレンジが変化しT2値の大きいWは信号の減衰が遅いため相対的に高信号に見える。

【臨床利用】

実際にSTIRがT2Fsの変わりになるか考察すると式aよりTIとTRを非常に長くとりかTEを伸ばすかが考えられるが、STIRという特性を考慮するとTIを変化させる時点でSTIRとはならず、合わせてTRが非常に長いことより実際の撮像には多くの時間を要するため現実的ではない。TEを延長させると頭部においておおよそ近いT2コントラストとなる(Fig.7)。しかし四肢においてはFig.7の条件では黒くなりすぎてしまう。またT2コントラストを呈するからといってSTIRの特性である脂肪と同程度のT1値を有する組織を抑制する点や造影後の信号が変化する点・SNRが低下する点は忘れてはいけない。関節での応用として膝関節などで撮像する際はTE：60、TR：3800で撮像したものよりTE：27、TR：5000で撮像したものは、

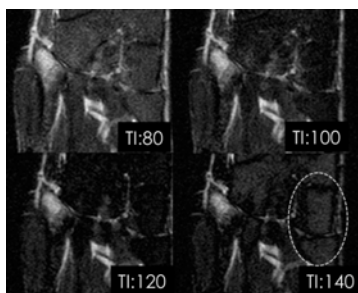


Fig.5 整形領域におけるTI変化

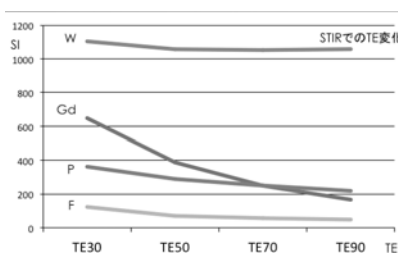


Fig.6 STIRでのTE変化

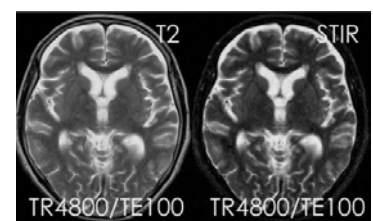


Fig.7 STIRのT2近似化

TE短縮によるT1成分の強調と軟部組織コントラストの向上・TR延長による水成分の強調により半月板や軟骨の観察が容易となる。しかしT1成分を強調していることから骨軟部腫瘍の撮像に利用する際は読影に注意が必要である。その他T2-reversedとの比較<sup>7)</sup>、MRI-Aiでの利用<sup>9)</sup>、DWIBS(Diffusion-weighted whole body Imaging with Background Suppression)での利用<sup>8)</sup>などがある。

【まとめ】

STIRは先行パルスの影響で縦緩和と横緩和が相互に影響し合うシーケンスである。このため通常のコントラストとは違いT1値の影響が加味されていることを意識しなければならずT2強調像と同等とは言えない。また非選択的励起の影響で脂肪と同程度のT1値をもつ組織が抑制されることや、造影剤によるT1短縮が影響し信号値が低下すること・T2high病変がT2very-highに誤認しやすくなることなど注意点も多く存在する。しかし適切な理解をもって条件の変更をすることにより組織コントラストを向上させ病変検出能を向上させることができ様々な臨床応用が期待できるシーケンスである。

【参考文献・図書】

- 1)MRI応用自在 高原 太郎監修 メジカルビュー社
- 2)MRI 完全解説 荒木 力 秀潤社
- 3)志田 修彦： Inversion Recoveryの基礎とパラメータ設定の注意点 日放技学誌 66(7), 836-844, 2010
- 4)藤本 公則： 原発性肺癌におけるSTIR併用MRIを用いた縦隔リンパ節転移診断 肺癌 34(6), 911-921, 1994
- 5)小俣 香： 子宮内膜症のMRI診断 short TI inversion recovery(STIR)法による 日医大誌 61(5), 372-388, 1994
- 6)川上 純 他： 間接リウマチ早期診断MRI 日本内科学会雑誌 94(10), 18-22, 2005
- 7)佐々木 真理 他： 画像診断 23, 1288-1294, 2003
- 8)高原 太郎： 腹部MRIのトピックス 軀幹部拡散強調画像の現状と展望 アールティ Vol.33, 60-72, 2006
- 9)Kobayashi T, Monma M, Baba T, Ishimori Y, Shiotani S, Saitou H, et al. Optimization of inversion time for postmortem short-tau inversion recovery(STIR) MR imaging. Magn Reson Med Sci 2014; 13: 67-72.

# 先行パルスを考えよう

## - Double Inversion Recovery -

新潟大学医歯学総合病院 診療支援部放射線部門 ○齊藤 宏明 (Hiroaki Saito)

### 【はじめに】

反転パルスを2つ使用したDouble Inversion Recovery法(以下, DIR)についての理解を深めることを目的とし, 報告する.

### 【DIRの概要】

臨床で使用されているDIRには, 大きく2つの用途がある. 1つは心電同期と併用したblack blood法であり, もう一方が2つの組織の抑制である. 本稿では2つの組織を抑制するDIRに注目する. DIRは2つのIRパルスによりT<sub>1</sub>値の大きく異なる2つの組織を抑制し, コントラストの高い画像を取得する方法である. 中枢神経系において報告の多いものは, 脳脊髄液(cerebrospinal fluid; CSF)と白質(white matter; WM)を抑制し, 灰白質(gray matter; GM)を高信号としたものである. 近年の中枢神経領域において有用性が多数報告されており<sup>1,2)</sup>, 臨床科からの要望はさらに増加するものと考えられる.

Fig.1にWMとCSF, GMを例にDIRにおける縦磁化の挙動を概念的に示した. DIRは通常のIRシーケンスにもう1つのIRパルスを先行パルスとして付加した形となり, 新しいパラメータTI<sub>1</sub>とTI<sub>2</sub>が登場する. TI<sub>1</sub>の時点では両者の縦磁化をnullにせず, 2つ目のIRパルスを印加することで, 結果として励起直前には両者の縦磁化はnullとなる. このときGMの縦磁化はわずかに負の値をとる.<sup>3,4)</sup> このためDIRではGMがコントラスト高く描出される.

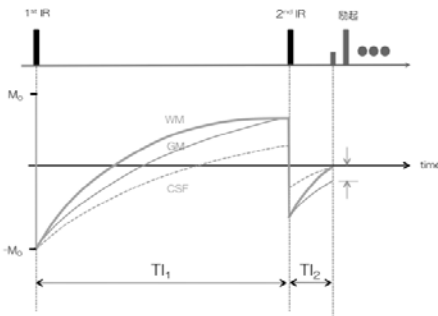


Fig.1 DIRでの縦磁化の挙動の概念図

### 【DIRにおけるTI<sub>1</sub>とTI<sub>2</sub>の最適化】

数式からDIRを考えると, 信号収集をspin echo法で行なった場合の理論式は, 以下の式aのようにになるとされる.<sup>3)</sup>

$$M_{z,T_2} = M_0(1 - 2\exp^{-T_1/T_1} + 2\exp^{-(T_1+T_2)/T_1} - 2\exp^{(-TR-TE/2)/T_1} + \exp^{-TR/T_1}) \dots a$$

式aに示される通り, 全ての項にT<sub>1</sub>が関与し, CSFとWMを抑制する最適TI<sub>1</sub>とTI<sub>2</sub>にはTR依存性があることが理解できる. 我々が以前に行なった2D DIRにてTRとTI<sub>1</sub>, TI<sub>2</sub>を求めるシミュレーションでは, TI<sub>1</sub>とTI<sub>2</sub>の両者が最適値をとらなければ良好なCSFとWMの抑制ができないことがわかっている. また, 林らは, 2D DIRにて任意のT<sub>1</sub>値, TR, TEを入力することで最適TI<sub>1</sub>, TI<sub>2</sub>を算出するプログラムを提案した.<sup>5)</sup>これにより, 2D DIRにおける撮像条件の設定の自由度が上がったといえる. しかし, 臨床機に実装されているDIRは各社ともに3D撮像が主体で

あり, このプログラムを用いても最適TIが求められないことがある. これは各社の3D DIRに違いがあるためと考えられる.

### 【3D DIR】

Table 1に筆者の使用している装置で実装されている3D DIRの違いを示す. 特徴的なのは, TI<sub>1</sub>の定義が異なる点, TI設定に対してAuto機能がある点, T<sub>2</sub> preparation pulse(以下, T<sub>2</sub>prep)を印加しているかどうかの3点である.

この3D DIRを用いて, 最適TIを求めるファントム実験をSPACE DIR(SIEMENS)を用いて, Magnetom Verio VB19(SIEMENS)で行った. ファントムは加温した生理食塩水を封入した90-401型ファントムを使用し, PVAセクションをWM, GMとし, 生理食塩水をCSFに模擬した. なお, 生理食塩水は7分おきに交換して実験を行なった. ボランティア等の撮像については倫理委員会の承認を得ている. 信号強度の評価を行なう際には, ゲイン等の固定を行い比較できるようにした. また, SNRは同一関心領域法にて, コントラストは信号強度の和と差の比から求めた.<sup>6)</sup>

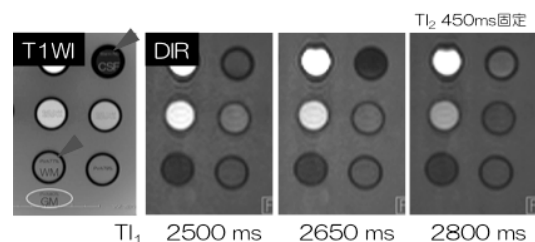
TR 6000 msにおける結果をFig.2に示す. TI<sub>2</sub>は450 msに固定されており, TI<sub>1</sub>が2650 msから150 ms前後するとCSFの信号強度は上昇した. つまり, CSFとWMを抑制できる最適TIの範囲は非常に狭いということが理解できる. また, TRの延長に伴い, 最適TI<sub>1</sub>は延長した.

このようにTIはTRによって変化するが, BrainVIEW DIR(PHILIPS)においてはRefocus Flip Angle(以下, RFA)もTIに関係するので注意が必要である. Ingenia 1.5 T(PHILIPS)にてRFA40°と90°で撮像した例をFig.3に示す. RFAの変更によって, 横磁化の大きさが変化し, 見かけのT<sub>2</sub>値が変化したためequivalent TEが変化した. 結果として回復してくる縦磁化の大きさも変化したため

Table 1 各3D DIR撮像法の違い

	TI <sub>1</sub> の定義	TI設定の自由度	T <sub>2</sub> prep
BrainVIEW DIR <small>PHILIPS</small>	1 <sup>st</sup> IR-励起	Manual	必須
SPACE DIR <small>SIEMENS</small>	1 <sup>st</sup> IR-励起	TI <sub>1</sub> のみ*	なし
CUBE DIR <small>GEHC</small>	1 <sup>st</sup> IR-2 <sup>nd</sup> IR	Auto, Manual	任意

\*VEではmanual設定可能



@SIEMENS Magnetom Verio VB19

Fig.2 TI<sub>1</sub>の変化によるWMとCSFの信号変化

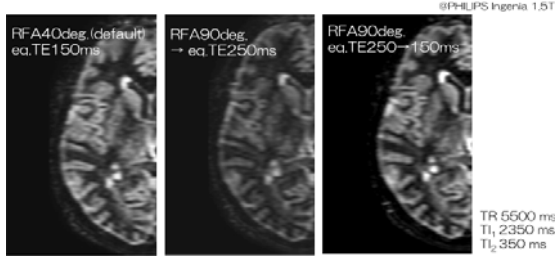


Fig.3 RFAによる最適TIの変化

の現象と考えられる。Fig.3右図のようにequivalent TEを合わせると、TRとTIの変更なくCSFとWMを抑制することができた。

【DIRとT<sub>2</sub>prep】

DIRでは2つのIRパルスにより、TRが長くなる傾向にある。これは、臨床で3D DIRを撮像する上で特に問題となる。Fig.4に示すように、TRを短くすると、IR印加前の縦磁化の減少が起きるためGMの信号強度が低下し、WMとのコントラストも低下する。したがって、TRを短縮する場合には、コントラストの低下を補う先行パルス「T<sub>2</sub>prep」の印加が必要となる。

T<sub>2</sub>prepはDriven Equilibrium (DE) pulseの一種であり、古くは1980年代に提唱された技術である。<sup>7)</sup>T<sub>2</sub>prepを先行パルスとして印加することで、励起直前の縦磁化がT<sub>2</sub>値を反映したものとなる。これによって横磁化の差をよりつけることが可能となる。<sup>7,8)</sup>T<sub>2</sub>prepとDIRの関係調べるため、本項での実験はT<sub>2</sub>prepの印加を自由に選択できるCUBE DIR(GEHC)を用い、Discovery750w(GEHC)で行なった。

T<sub>2</sub>prepを印加時のDIRにおけるGMとWMの信号強度をFig.4に示す。T<sub>2</sub>prep印加時においてもTRの延長により、GMの信号強度が上昇しており、WMとのコントラストが高くなっている。また、Fig.4の同一TRで比較すると、T<sub>2</sub>prep印加時にGMの信号強度の上昇が見られている。これは次のように考えられる。T<sub>2</sub>prep単独では励起直前の縦磁化は減少する。ここで、WMとCSFをnullにするため、TI<sub>1</sub>は短縮し、TI<sub>2</sub>をやや延長する必要がある。T<sub>2</sub>prepの印加とIRによる反転、TI<sub>1</sub>、TI<sub>2</sub>の変化によって、励起直前にはT<sub>2</sub>prepを印加しないときに比べ、GMが大きな縦磁化を得たものと推測される。T<sub>2</sub>prep印加時のコントラストに注目すると、ファントムでは、T<sub>2</sub>prep印加なし

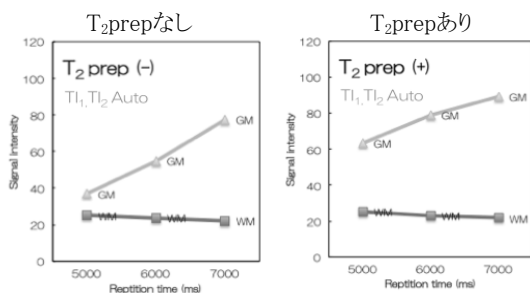


Fig.4 TRと各ファントムの信号強度変化

TR 7000 msとT<sub>2</sub>prepありTR 5000 msで同等のコントラストが得られている。つまり、T<sub>2</sub>prepにはTR短縮によるコントラスト低下を補う効果があるといえる。これにより、TRを短縮しT<sub>2</sub>prepを印可することで撮像時間を短縮可能と考えられる。Fig.5に示す実際のボランティアの頭部画像においてもファントム実験と同様の傾向が見られた。

【まとめ】

DIRを撮像するには、TIの設定が重要であるが、その最適範囲は狭く、TRやTEなど縦磁化の回復の程度に依存する。最適TIの設定にはシミュレーションプログラムの利用、論文等の参照に加え、実測が必要と考える。TRは長いほどSNR、コントラストに優れるが撮像時間の延長が問題となる。臨床で活用するためには、撮像時間の延長を抑制するためにTRを適切に短縮し、T<sub>2</sub>コントラストの低下を補うためT<sub>2</sub>prepを積極的に併用すべきと考える。

【参考文献】

- 1)Geurts J.J.G., et al. Consensus recommendations for MS cortical lesion using double inversion recovery MRI. Neurology 2011; 76: 418-424.
- 2)Pouwels PJW, et al. Human gray matter: feasibility of single slab 3D double inversion recovery high-spatial resolution MR imaging. Radiology 2006; 241(3): 873-79.
- 3)Boulby PA, et al. Optimized interleaved whole-brain 3D double inversion recovery (DIR) sequence for imaging the neocortex. Magn Reson Med 2004; 51: 1181-86.
- 4)Redpath TW, et al. Technical note: use of double inversion recovery pulse sequence to image selectively grey or white brain matter. Br J Radiol 1994; 67:1258-63.
- 5)林則夫, 他. Double inversion recovery(DIR)法における最適な撮像条件算出プログラムの開発. 日放技学誌 2015 71(6): 512-19.
- 6)小倉明夫. MRIの画像評価—SNR, CNR, 信号検出能—. 日放技学誌 2012 68(4): 491-97.
- 7)Bernstein MA, et al. HANDBOOK OF MRI Pulse Sequences. USA: Elsevier Academic Press, 2004.
- 8)荒木力. MRI完全解説. 東京: 秀潤社, 2008.

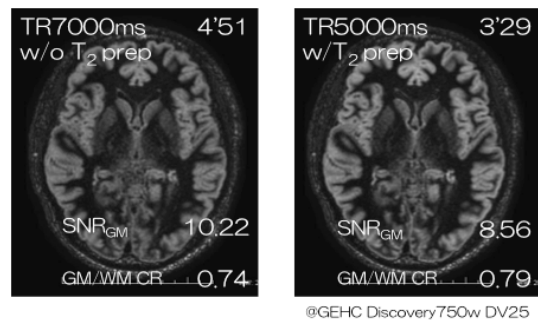


Fig.5 TRの短縮時におけるT<sub>2</sub>prepによるコントラスト低下を補う効果