

SPAIR, FLAIR, STIR における null point 算出法 :

Part 1. Theory

北 美保¹, 河野和浩², 米谷克也², 金堂敏彦²,
島本一宏², 田中文浩¹, 尾田英之¹, 小嶋章裕¹,
佐藤守男³

¹生長会府中病院中央放射線部画像診断部 ²同放射線室
³和歌山県立医科大学放射線医学教室

はじめに

SPAIR (spectral adiabatic inversion recovery, spectral attenuated inversion recovery), FLAIR (fluid attenuated inversion recovery), STIR (short inversion time inversion recovery) などの反転回復法 (IR 法) において, 脂肪や脳脊髄液の信号がゼロ (null point) となる反転時間 (TI_{null}) は, 経験値¹⁾を用いる方法や, $TI_{null} = T_1 \cdot \ln 2$ の式²⁾ (ここで, T_1 は縦緩和時間) を用いる方法などが一般的である. しかし, これらの方法では, 撮像条件が変化した場合に TI_{null} をすぐには最適化できずに抑制不良となることがある.

一般によく知られている $TI_{null} = T_1 \cdot \ln 2$ の式は, 繰り返し時間 (TR) が T_1 値より十分長い場合にしか成り立たない³⁾. どんな条件下でも正確に TI_{null} を算出するには, 撮像法に応じた正確な数式が必要で, いくつかの報告が見られるが^{3)~5)}, それらの数式は複雑難解で, 撮像法別に導出過程を分かりやすく解説した報告はほとんどなく, 一般にはあまり広まっていない.

本研究の目的は, SPAIR, FLAIR, STIR など, IR パルスを spin echo (SE) 系シーケンスに組み合わせた撮像法において, 臨床現場で撮像条件の変化に応じて即座に TI_{null} を決定できるように, 正しい数式による TI_{null} 算出を簡便化, 汎用化することである. そのためには, 数式の成り立ちを解明して, 撮像法別に該当する数式を選択しやすくすることが必要と考え, 縦磁化の挙動をシェーマ化して数式の導出過程を分かりやすく明示し, 撮像法の種類別に数式を分類して簡便に利用できるよう工夫したので, 報告する.

方 法

使用した MRI 装置は, 1.5T の Siemens 社製 MAGNETOM Symphony と, 3T の Philips 社製 Achieva X-series である.

研究対象とした撮像法は, 両装置に現在インストールされている撮像法のうち, IR パルスを SE 系シーケンスに組み合わせた種々の撮像法 (SPAIR, FLAIR, STIR) で, これらの撮像法を縦磁化の挙動により大きく 3 種類に分

キーワード magnetic resonance (MR), inversion recovery (IR), null point, spectral attenuated inversion recovery (SPAIR), equation

Table. IR Pulse Sequences (SE type), Classified by the Behavior of Longitudinal Magnetization

Number of Spin-Echo before the IR Pulse of the 2nd Repetition	IR Pulse Sequences (SE type)
Multiple	FLAIR-TSE, STIR-TSE, 3D SPAIR-TSE, 2D single-slice SPAIR-TSE
One	STIR-DWI, FLAIR-SE, STIR-SE, 2D single-slice SPAIR-DWI
Zero	2D multi-slice SPAIR-DWI, 2D multi-slice SPAIR-TSE

類した (Table). この三つの種類別に TI_{null} の数式を導出し, パソコンの Excel に組み込むことにより簡便に TI_{null} を算出できるよう工夫した.

1. TI_{null} の数式の導出

Bloch 方程式のうち, z 軸方向の外部磁場下での縦緩和は次式で表される³⁾.

$$\frac{dM_z}{dt} = -\frac{M_z - M_0}{T_1}$$

ここで, M_z は縦磁化, M_0 は熱平衡状態の縦磁化, T_1 は縦緩和時間を表す.

時刻 t における縦磁化を $M_z(t)$ とおいて積分すると,

$$\int \frac{1}{M_z(t) - M_0} dM_z(t) = -\int \frac{1}{T_1} dt$$

$$\ln(M_z(t) - M_0) = -\frac{t}{T_1} + C \quad (C \text{ は積分定数})$$

$$M_z(t) - M_0 = e^{(-t/T_1 + C)}$$

$t=0$ の時の縦磁化を $M_z(0)$ とおくと, 上式より $M_z(0) - M_0 = e^C$ となる. これを再び上式に代入すると, $M_z(t)$ は次の式[A]で与えられる.

$$M_z(t) = M_0 - (M_0 - M_z(0)) \cdot \exp\left(-\frac{t}{T_1}\right) \dots\dots[A]$$

この[A]式は, 時刻 0 から t の間に, 縦磁化が

$M_z(0)$ から $M_z(t)$ まで時定数 T_1 で縦緩和することを意味している. すなわち, 縦緩和過程において, ある時刻 ($t=0$) における縦磁化 $M_z(0)$ が分かれば, それより t 時間後の縦磁化 $M_z(t)$ は, 式[A]で求められる. この[A]式を基本として用いることにより, 縦磁化を数式化してゆく.

まず, IR パルス直前の縦磁化が M_0 と等しい場合, すなわち, 初回の励起時や, TR が目的組織の T_1 値より十分長い場合の null point を考える. IR パルスにより M_0 が 180° 反転されて $-M_0$ となる. この時刻を 0 として, これより t 時間後の縦磁化を $M_z(t)$ とおくと, 時刻 0 から t の間に, 縦磁化が $-M_0$ から $M_z(t)$ まで縦緩和する. したがって, 式[A]に $M_z(0) = -M_0$ を代入することにより, $M_z(t)$ は次式で与えられる.

$$M_z(t) = M_0 \left\{ 1 - 2 \exp\left(-\frac{t}{T_1}\right) \right\}$$

null point となる時間 TI_{null} は, $M_z(t) = 0$ となる時間なので, それを解くことにより, 次式で与えられる.

$$TI_{null} = T_1 \cdot \ln 2$$

これは一般によく知られた数式であるが, IR パルス直前の縦磁化が M_0 と等しい場合にのみ成り立つ.

次に, IR パルス直前の縦磁化が M_0 よりも小さい場合, すなわち, TR が目的組織の T_1

値に比べて十分には長くない場合、にも成り立つ TI_{null} の数式について考える。

多くの撮像法では、本撮像の前の空打ちのスキューン (ダミースキューン) も含めて複数回の励起が繰り返されるので、繰り返し 2 回目以降の IR パルス直前の縦磁化は M_0 よりも小さく、小さな縦磁化が反転されるために null point は早く訪れる。

SE 系シーケンスにおいては、 90° パルスによる励起のたびに縦磁化がゼロとなるため、 90° パルス印加後の縦磁化は TR ごとと同じ挙動を繰り返し、 TI_{null} の値は 2 回目の繰り返し (2nd repetition) 以降で一定となる (Fig. 1)。最初の信号の少なくとも 1 回分はダミーとして捨てられることも考慮すると、null point は 2 回目の TI_{null} を数式化して求めればよいと考えられる。

撮像シーケンスを縦磁化の挙動により、2 回目繰り返しの IR パルスの前にスピネコーが複数個ある場合・1 個の場合・ゼロ個の場合の 3 種類に分類し (Table)、それぞれの場合において、 TI_{null} の数式を以下のごとく導き出してゆく。

1) IR パルス前のスピネコーが複数個の場合

[FLAIR-TSE (turbo SE), STIR-TSE, 3D SPAIR-TSE, 2D single-slice SPAIR-TSE, 等]

縦磁化の挙動をシェーマ化して Fig. 1 に示した。エコー間隔を ES 、エコートレイン数を ETL 、エコートレインの最終エコーの中心から次の IR パルスまでの時間を T_D とおくと、 T_D は次式で表される。

$$T_D = TR - TI - ES \cdot ETL \quad \dots\dots\dots(1.1)$$

臨床的な撮像条件下では、 ES が T_1 より十分短いため、最終エコーの中心での縦磁化をゼロと近似できる^{4),6)}。最終エコーより T_D 時間後、すなわち、繰り返し 2 回目の IR パルス直前の縦磁化を M_2 とおくと、 T_D の間に縦磁化がゼロから M_2 まで縦緩和する。したがって、式[A]に $M_z(0) = 0$, $M_z(t) = M_2$, $t = T_D$ を代入すると、 M_2 は式(1.1)で与えられる。

$$M_2 = M_0 \left\{ 1 - \exp\left(-\frac{T_D}{T_1}\right) \right\} \dots\dots\dots(1.2)$$

この M_2 が、IR パルスにより 180° 反転されて $-M_2$ となる。これより TI 時間後の縦磁化を M_2' とおくと、 TI の間に $-M_2$ から M_2' まで縦緩和する。式(A)に $M_z(0) = -M_2$, $t = TI$, M_z

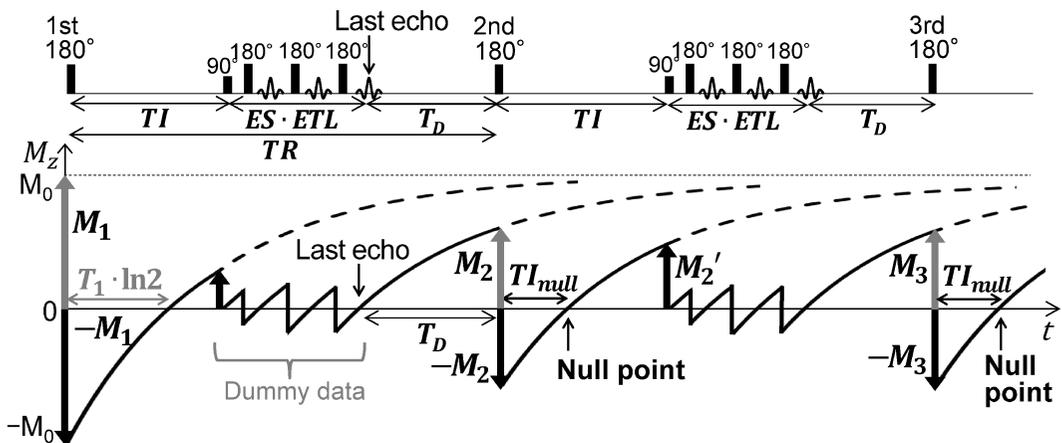


Fig. 1. Behavior of the longitudinal magnetization for FLAIR-TSE and STIR-TSE sequences.
 $M_0 = M_1 > M_2 = M_3 = M_4 = \dots$

(t) = M_2' を代入すると,

$$M_2' = M_0 - \{M_0 - (-M_2)\} \cdot \exp\left(-\frac{TI}{T_1}\right) \dots\dots (1.3)$$

となる. 式(1.3)に式(1.2)と式(1.1)を代入すると, M_2' は次式で表される.

$$M_2' = M_0 \left\{ 1 - 2 \exp\left(-\frac{TI}{T_1}\right) + \exp\left(-\frac{TR - ES \cdot ETL}{T_1}\right) \right\}$$

この M_2' がゼロ (null point) となる TI 時間が求める TI_{null} なので,

$$M_0 \left\{ 1 - 2 \exp\left(-\frac{TI_{null}}{T_1}\right) + \exp\left(-\frac{TR - ES \cdot ETL}{T_1}\right) \right\} = 0$$

となる. これを TI_{null} について解くと, TI_{null} は次式[1]で与えられる.

$$TI_{null} = T_1 \left[\ln 2 - \ln \left\{ 1 + \exp\left(-\frac{TR - ES \cdot ETL}{T_1}\right) \right\} \right] \dots\dots [1]$$

なお, ($TR - ES \cdot ETL$) の値を T_1 よりも十分長くしてゆくと, [1]式の最後の項が 0 に近づき, TI_{null} は最大値の $T_1 \cdot \ln 2$ に近づいてゆく.

2) IR パルス前のスピネコーが 1 個の場合
[STIR 拡散強調像, FLAIR-SE, STIR-SE, 2D single-slice SPAIR 拡散強調像, 等]

ここで, 拡散強調像の撮像法は SE 系の 2D single-shot EPI (echo planar imaging) とする.

TI_{null} の数式は, 式[1]に $ETL = 1$, $ES \cdot ETL = TE$ を代入することにより, 次式[2]で表される.

$$TI_{null} = T_1 \left[\ln 2 - \ln \left\{ 1 + \exp\left(-\frac{TR - TE}{T_1}\right) \right\} \right] \dots\dots [2]$$

3) IR パルス前のスピネコーがゼロ個の場合
[2D multi-slice SPAIR 拡散強調像, 2D multi-slice SPAIR-TSE, 等]

SPAIR パルスを 2D マルチスライス撮像に併用した場合が, これに当たる.

SPAIR パルスは, 脂肪の大部分を占めるメチレン基やメチル基の周波数選択性の 180° 反転パルスであるが, スライス非選択性であるため, ポリウム全体の脂肪のメチレン基やメチル基を反転する³⁾. 2D マルチスライス撮像における全スライス数を撮像分割数 (package 数, もしくは concatenation 数) で割った数, すなわち 1 package (あるいは 1 concatenation) 当たりのスライス数を n とすると, 各スライスを撮像するたびに, TR の間に n 回, SPAIR パルスが脂肪を反転する. SPAIR パルスが印加される間隔 (SPAIR 繰り返し時間; SPAIR TR) を TR_{SPAIR} とおくと, TR_{SPAIR} は次式で与えられる³⁾.

$$TR_{SPAIR} = \frac{TR}{n} = \frac{TR}{\text{全スライス数/撮像分割数}}$$

(ただし, single-shot の 2D multi-slice SPAIR-TSE の場合は, スライス励起間隔が TR として装置に表示されるので, $TR_{SPAIR} = TR$ となる.)

2D multi-slice SPAIR 併用 TSE 法における脂肪の縦磁化の挙動をシェーマ化して Fig. 2 に示した. 第 1 スライスの脂肪の縦磁化の挙動を例にとって考えると, Fig. 2 の最下段に示すように, 初めの SPAIR パルスによる反転の後に第 1 回目のスライス選択性の 90° - 180° パルス系列によるエコートレインが生じるが, その後はスライス非選択性の SPAIR パルスによ

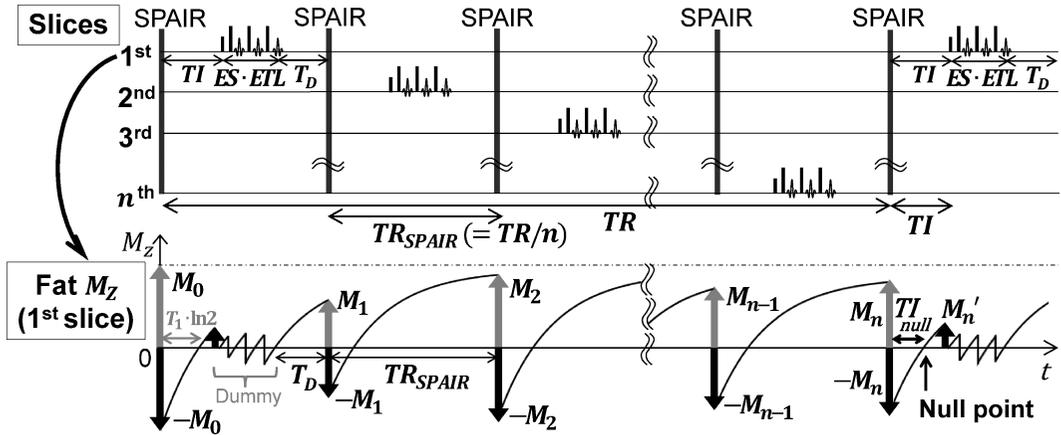


Fig. 2. Diagram of 2D multi-slice SPAIR-TSE
The bottom shows the longitudinal magnetization of fat in the 1st slice.

る反転のみが $(n-1)$ 回連続するだけでスピ
ンエコーは生じない. その次の SPAIR パルス
による反転の後に, 再び第 1 スライスに対し
てスライス選択性の第 2 回目 90° - 180° パルス
系列が印加されて第 2 回目エコートレインが
生じ, その際に脂肪が null point となる TI_{null}
を求めればよい. すなわち, SPAIR パルスに
よる反転のみが n 回連続した後の TI_{null} を数式
化すればよい.

以下, 第 1 スライスの脂肪の縦磁化を順次
数式化してゆく. 第 1 回目エコートレインと
第 2 回目エコートレインとの間の, n 回連続
SPAIR パルスの直前の脂肪の縦磁化を, M_1 ,
 M_2, M_3, \dots, M_n , とおく.

第 1 回目エコートレインの最終エコーでの
脂肪の縦磁化は, ゼロと近似できる. その後
 T_D の間にゼロから M_1 まで縦緩和するので,

式(A)に $M_Z(0) = 0, M_Z(t) = M_1, t = T_D$ を代入
すると, M_1 は次式で与えられる.

$$M_1 = M_0 \left\{ 1 - \exp\left(-\frac{T_D}{T_1}\right) \right\} \dots \dots \dots (3.1)$$

$$\text{ここで, } T_D = TR_{SPAIR} - TI - ES \cdot ETL. \dots (3.2)$$

M_1 が SPAIR パルスにより 180° 反転されて $-M_1$
となる. TR_{SPAIR} の間に $-M_1$ から M_2 まで縦緩
和するので, [A]式に $M_Z(0) = -M_1, M_Z(t) =$
 $M_2, t = TR_{SPAIR}$ を代入すると, M_2 は次式で与
えられる.

$$M_2 = M_0 - \{M_0 - (-M_1)\} \cdot \exp\left(-\frac{TR_{SPAIR}}{T_1}\right) \dots \dots \dots (3.3)$$

式(3.3)に式(3.1)と式(3.2)を代入すると, 次
式が導かれる.

$$M_2 = M_0 \left\{ 1 - 2 \exp\left(-\frac{TR_{SPAIR}}{T_1}\right) + \exp\left(-\frac{2TR_{SPAIR} - TI - ES \cdot ETL}{T_1}\right) \right\}$$

同様にして, M_3 は次式で表される.

$$M_3 = M_0 \left\{ 1 - 2 \exp \left(-\frac{TR_{SPAIR}}{T_1} \right) + 2 \exp \left(-\frac{2TR_{SPAIR}}{T_1} \right) - \exp \left(-\frac{3TR_{SPAIR} - TI - ES \cdot ETL}{T_1} \right) \right\}$$

以下、同様に M_4, M_5, \dots を導いてゆくと、 M_n は次式で表される。

$$M_n = M_0 \left\{ 1 + 2 \sum_{k=1}^{n-1} (-1)^k \cdot \exp \left(-\frac{k \cdot TR_{SPAIR}}{T_1} \right) + (-1)^n \cdot \exp \left(-\frac{n \cdot TR_{SPAIR} - TI - ES \cdot ETL}{T_1} \right) \right\} \dots\dots (3.4)$$

ここで、 $x = -\exp \left(-\frac{TR_{SPAIR}}{T_1} \right)$ とおくと、等比数列の和の公式 $\sum_{k=0}^{n-1} x^k = \frac{1-x^n}{1-x}$ より、

$$\sum_{k=1}^{n-1} (-1)^k \cdot \exp \left(-\frac{k \cdot TR_{SPAIR}}{T_1} \right) = \sum_{k=1}^{n-1} x^k = \frac{1-x^n}{1-x} - 1$$

となる。これを式(3.4)に代入すると、次の式(3.5)が得られる。

$$M_n = M_0 \left\{ 1 + 2 \left(\frac{1-x^n}{1-x} - 1 \right) + (-1)^n \exp \left(-\frac{n \cdot TR_{SPAIR} - TI - ES \cdot ETL}{T_1} \right) \right\} \dots\dots\dots (3.5)$$

$M_1, M_2, M_3, \dots, M_n$ は、変動しながら徐々に定常状態に近づいてゆく。定常状態の縦磁化として、 $n \rightarrow \infty$ のときの M_n の極限值を求める。

$$\lim_{n \rightarrow \infty} x^n = 0, \quad \lim_{n \rightarrow \infty} \left\{ \exp \left(-\frac{n \cdot TR_{SPAIR} - TI - ES \cdot ETL}{T_1} \right) \right\} = 0 \text{ なので,}$$

式(3.5)より、

$$\lim_{n \rightarrow \infty} M_n = M_0 \cdot \frac{1+x}{1-x} = M_0 \cdot \frac{1 - \exp \left(-\frac{TR_{SPAIR}}{T_1} \right)}{1 + \exp \left(-\frac{TR_{SPAIR}}{T_1} \right)} \dots\dots (3.6)$$

となる。

M_n が SPAIR パルスにより反転されて $-M_n$ となる。 $-M_n$ が縦緩和して TI 時間後の縦磁化を M_n' とおくと、式[A]より、 M_n' は次式で与えられる。

$$M_n' = M_0 - \{M_0 - (-M_n)\} \cdot \exp \left(-\frac{TI}{T_1} \right)$$

この M_n' がゼロ (null point) となる TI 時間が求める TI_{null} なので、

$$M_0 - \{M_0 - (-M_n)\} \cdot \exp \left(-\frac{TI_{null}}{T_1} \right) = 0 \dots\dots (3.7)$$

となる。 n が充分大きい定常状態では、式(3.6)を式(3.7)に代入すると、次式となる。

$$M_0 - \left[M_0 + M_0 \cdot \frac{1 - \exp\left(-\frac{TR_{SPAIR}}{T_1}\right)}{1 + \exp\left(-\frac{TR_{SPAIR}}{T_1}\right)} \right] \times \exp\left(-\frac{TI_{null}}{T_1}\right) = 0$$

これを TI_{null} について解くと、

$$TI_{null} = T_1 \left[\ln 2 - \ln \left\{ 1 + \exp\left(-\frac{TR_{SPAIR}}{T_1}\right) \right\} \right] \dots\dots[3]$$

となり、2D multi-slice SPAIR 併用 TSE 法における TI_{null} の数式[3]が導き出された。

なお、式[3]は正確には $n \rightarrow \infty$ の定常状態における数式であるが、実際の臨床的な撮像条件を式(3.5)に代入して計算すると、 n が数回以上でほぼ定常状態に近づき、数式[3]を適用できると見なせる。

次に、2D multi-slice SPAIR 併用拡散強調像の場合は、式(3.2)に、 $ETL = 1$, $ES \cdot ETL = TE$, を代入すればよい。そして、式(3.1)～(3.7)と同様に解くと、 TI_{null} は次式で表され、2D multi-slice SPAIR 併用 TSE 法の場合の式[3]と同一となった。

$$TI_{null} = T_1 \left[\ln 2 - \ln \left\{ 1 + \exp\left(-\frac{TR_{SPAIR}}{T_1}\right) \right\} \right]$$

2. パソコンでの Excel ワークシートの作成

得られた三つの数式をパソコンの Excel に組み込んで、Excel ワークシート (Fig. 3) を作成した。SE 系 IR 法の種々の撮像法を3種類に分類して、該当する数式を明記し、撮像パラメータや T_1 値を入力する欄を設けた。脂肪や脳脊髄液の T_1 値については、静磁場強度別に、測定値や文献での報告値^{7)~9)}、実際の抑制

程度などから総合的に決定した値を参考 T_1 値 (Fig. 3) として、Excel ワークシートに併記した。

結 果

1. TI_{null} の数式

IR パルスを SE 系シーケンスに組み合わせた撮像法を、縦磁化の挙動により3種類に分類し、 TI_{null} の数式三つを得ることができた。

1) IR パルス前のスピネコーが複数個の場合 [FLAIR-TSE, STIR-TSE, 3D SPAIR-TSE, 2D single-slice SPAIR-TSE, 等]

$$TI_{null} = T_1 \left[\ln 2 - \ln \left\{ 1 + \exp\left(-\frac{TR - ES \cdot ETL}{T_1}\right) \right\} \right]$$

2) IR パルス前のスピネコーが1個の場合 [STIR 拡散強調像, FLAIR-SE, STIR-SE, 2D single-slice SPAIR 拡散強調像, 等]

$$TI_{null} = T_1 \left[\ln 2 - \ln \left\{ 1 + \exp\left(-\frac{TR - TE}{T_1}\right) \right\} \right]$$

3) IR パルス前のスピネコーがゼロ個の場合 [2D multi-slice SPAIR 拡散強調像, 2D multi-slice SPAIR-TSE, 等]

$$TI_{null} = T_1 \left[\ln 2 - \ln \left\{ 1 + \exp\left(-\frac{TR_{SPAIR}}{T_1}\right) \right\} \right]$$

ここで、 TR_{SPAIR} は SPAIR パルスの印加間隔 (SPAIR TR) で、

$$TR_{SPAIR} = \frac{TR}{\text{全スライス数/撮像分割数}}$$

である (ただし、single-shot の 2D multi-slice

(1) Pulse sequences with multiple spin-echoes before the IR pulse of the 2nd repetition
[FLAIR-TSE, STIR-TSE, 3D SPAIR-TSE, 2D single-slice SPAIR-TSE, etc.]

T_1 ※	TR	ES	ETL
TI_{null} =	(msec)		

$$TI_{null} = T_1 \left[\ln 2 - \ln \left\{ 1 + \exp \left(-\frac{TR - ES \cdot ETL}{T_1} \right) \right\} \right]$$

(2) Pulse sequences with one spin-echo before the IR pulse of the 2nd repetition
[STIR-DWI, FLAIR-SE, STIR-SE, 2D single-slice SPAIR-DWI, etc.]

T_1 ※	TR	TE
TI_{null} =	(msec)	

$$TI_{null} = T_1 \left[\ln 2 - \ln \left\{ 1 + \exp \left(-\frac{TR - TE}{T_1} \right) \right\} \right]$$

(3) Pulse sequences with no spin-echo before the IR pulse of the 2nd repetition
[2D multi-slice SPAIR-DWI, 2D multi-slice SPAIR-TSE, etc.]

T_1 ※	TR_{SPAIR}
TI_{null} =	(msec)

$$TI_{null} = T_1 \left[\ln 2 - \ln \left\{ 1 + \exp \left(-\frac{TR_{SPAIR}}{T_1} \right) \right\} \right]$$

$$TR_{SPAIR} = \frac{TR}{\text{number of slices / package}}$$

※ T_1 relaxation times [Reference values]

	1.5T	3T	
Fat	260 (240~280)	340 (320~370)	(msec)
CSF	4500 (4200~4700)	4700 (4500~4900)	

Fig. 3. Excel worksheet for calculating TI_{null} on a PC
Enter T_1 relaxation times and imaging parameters in the blank cells, then calculated values of TI_{null} will be immediately displayed in the gray-colored cells.

SPAIR-TSE の場合は、 $TR_{SPAIR} = TR$).

2. パソコンの Excel での自動計算

数式を三つの簡潔な形に導いたため、Excel ワークシートに容易に組み込むことができた (Fig. 3)。これにより、以下の 3 項目が可能となった。

第 1 に、撮像シーケンスごとに該当する数式を一目で選択でき、撮像パラメータ (TR あるいは TR_{SPAIR} , ES, ETL, TE) や静磁場強度に応じた目的組織の T_1 値 (参考 T_1 値として併記) を数値入力することにより、 TI_{null} 計算値をただちに算出することが可能となった。得られた TI_{null} 計算値を反転時間として MR 装置に設定し、すぐに撮像に利用することができた。

第 2 に、 TI_{null} を撮像パラメータや T_1 値の関

数としてグラフ化することが可能となった。例えば、横軸に TR_{SPAIR} をとり、縦軸に TI_{null} をとったグラフを作成でき (Fig. 4)、それを印刷しておく、目視で TI_{null} を決定することもできた。

第 3 に、目的組織の T_1 値が不明な場合でも、ある撮像パラメータのもとの TI_{null} が経験的に分かっている場合には、そのパラメータを Excel ワークシートに入力した上で、種々の T_1 値を試入力することにより、その TI_{null} が得られる T_1 値を探し求める逆算が可能となった。あるいは、Excel のゴールシーク機能を用いて T_1 値を逆算することもできた。こうして得られた T_1 値を見かけの T_1 値として利用することにより、別の撮像パラメータにおける TI_{null} を本ワークシートで算出することもできた。

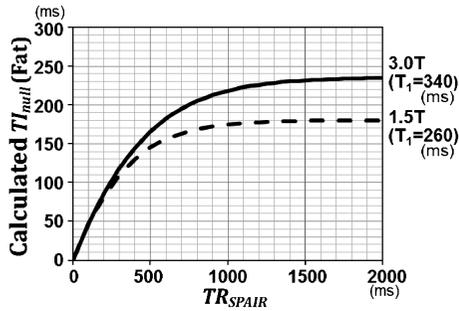


Fig. 4. Calculated TI_{null} of fat as a function of TR_{SPAIR} , for 2D multi-slice SPAIR-DWI and 2D multi-slice SPAIR-TSE sequences at 3T (solid line) and 1.5T (dotted line).

考 察

IR パルスを SE 系シーケンスに組み合わせた撮像法において、 TI_{null} の数式の導出過程を分かりやすく示すため、縦磁化の挙動を 3 種類に分類してシェーマ化した。得られた三つの数式を撮像シーケンス別にパソコンの Excel に組み込むことにより、臨床で簡便に適切な数式を選択して TI_{null} を即時算出できるようになった。TR, ES, ETL, TE, さらに SPAIR の 2D マルチスライス撮像ではスライス数や撮像分割数が変わっても、null point が変動するので、その都度、撮像条件に応じた TI_{null} を算出することが重要と考えられる¹⁰⁾。参考のため、異なる TR, ES, ETL, 静磁場強度など、種々の撮像条件下で本法を用いて撮像した頭部 FLAIR 像の例を Fig. 5 に示す。

また、Fig. 4 のように、 TI_{null} の数式をグラフ化することにより、 TR_{SPAIR} や T_1 値などの因子が TI_{null} に及ぼす影響を視覚的にも理解しやすくなった¹⁰⁾。 TR_{SPAIR} が T_1 値に比べて十分長い場合には TI_{null} は $T_1 \cdot \ln 2$ に近づいてゆくが、臨床でよく使われる比較的短い TR_{SPAIR} の場合には TR_{SPAIR} が変わると TI_{null} が大きく変動することが見て取れる。

さらに、本法による null point の自動計算を

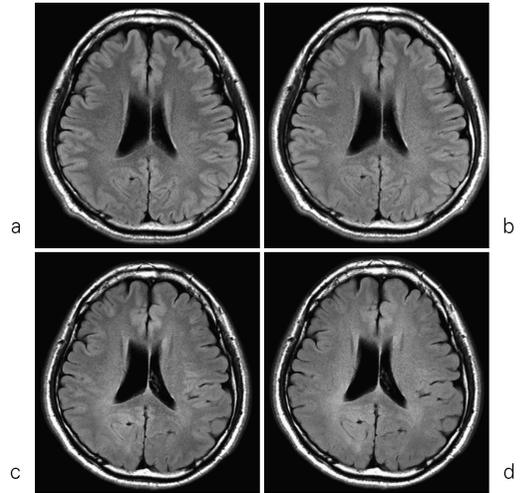


Fig. 5. FLAIR-TSE images of brain at 1.5T (a, b) and 3T (c, d), using calculated TI_{null} according to various TR, ES, and ETL, in a volunteer. T_1 values of CSF used for calculation were 4500 ms at 1.5T and 4700 ms at 3T. Our institutional review board approved this study and we obtained informed consent from the subject. All images showed adequate suppression of CSF signals.

TR/ES/ETL/calculated TI_{null} were as follows:

- (a) 10000/10/17/2639 (ms)
- (b) 8000/10/19/2389 (ms)
- (c) 10000/6.3/29/2709 (ms)
- (d) 7000/7.9/23/2268 (ms).

当院のホームページに Web 公開¹¹⁾して、誰もが簡便に TI_{null} を算出できるようにした。

本研究では、最終エコー中心での縦磁化をゼロと近似して数式を簡略化した。近似しない場合は、田村 元氏の Web ページ¹²⁾に SE 法や高速 SE 法における詳細な数式が記載されており、臨床的な撮像条件下では、ほぼ同じ数値が算出される。なお、2D マルチスライスの SPAIR においては、近似しないと数式が複雑になり過ぎて null point について解き難くなるので、近似が必要となる。

また、2D マルチスライス SPAIR の場合の数式[3]は、定常状態での式である点にも注意すべきである。定常状態となるためには、なる

べく多くの（少なくとも数回以上の）パルス、すなわち 1 package（あるいは 1 concatenation）当たり数枚以上のスライス数やダミースキップが必要と思われるが、実際の多くの臨床的撮像法に当てはまると思われるが、詳細については検討を要する。もし定常状態に満たない場合には、式(3.5)より TI_{null} を算出することも可能である。

また、実際の撮像では、磁化率など B_0 不均一性による影響や、RF パルスの不完全性や B_1 不均一性などにより、完全には数式通りにならない可能性もあり¹³⁾、本研究の限界である。

なお、ある撮像パラメータのもとでの TI_{null} が経験的に分かっている場合は、本法より逆算で T_1 値を求めることができるが、その値は正確な T_1 値とは言えず、見かけの T_1 値である。しかし、実際の画像は B_0 不均一性や RF パルスの不完全性などが加わった画像であるため、それらの要因も加味された見かけの T_1 値を利用することは、同一撮像法における別のパラメータでの TI_{null} を算出する上では有用かもしれず、今後検討してゆきたい。

結 語

IR パルスを SE 系シーケンスに組み合わせた撮像法を 3 種類に分類して縦磁化の挙動をシェーマ化し、 TI_{null} の数式を導出する過程を分かりやすく示した。得られた三つの数式をパソコンの Excel に組み込んで、簡便に TI_{null} を算出できるように工夫した。また、グラフ化による目視決定や、逆算で見かけの T_1 値を求めることも可能となった。

本法は、臨床現場で撮像パラメータが変化しても、即座に TI_{null} を算出でき、静磁場強度や機種を問わず汎用できると思われる。

なお、本研究の要旨は第 39 回日本磁気共鳴医学会大会（2011 年）において発表した。

文 献

- 1) Mürtz P, Krautmacher C, Träber F, et al. : Diffusion-weighted whole-body MR imaging with background body signal suppression: a feasibility study at 3.0 Tesla. *Eur Radiol* 2007; 17 : 3031-3037
- 2) 荒木 力. TI による特定組織抑制. 決定版 MRI 完全解説. 第 1 版. 東京: 秀潤社, 2008; 266-268
- 3) Kaldoudi E, Williams SCR, Parker GJ, et al. : A chemical shift selective inversion recovery sequence for fat-suppressed MRI: theory and experimental validation. *Magn Reson Imaging* 1993; 11 : 341-355
- 4) Meara SJP, Barker GJ : Evolution of the longitudinal magnetization for pulse sequences using a fast spin-echo readout: application to fluid-attenuated inversion-recovery and double inversion-recovery sequences. *Magn Reson Med* 2005; 54 : 241-245
- 5) Rydberg JN, Riederer SJ, Rydberg CH, et al. : Contrast optimization of fluid-attenuated inversion recovery (FLAIR) imaging. *Magn Reson Med* 1995; 34 : 868-877
- 6) Conturo TE, Beth AH, Arenstorff RF, et al. : Simplified mathematical description of longitudinal recovery in multiple-echo sequences. *Magn Reson Med* 1987; 4 : 282-288
- 7) Melhem ER, Israel DA, Eustace S, et al. : MR of the spine with a fast T_1 -weighted fluid-attenuated inversion recovery sequence. *AJNR Am J Neuroradiol* 1997; 18 : 447-454
- 8) Gold GE, Han E, Stainsby J, et al. : Musculoskeletal MRI at 3.0 T. *AJR Am J Roentgenol* 2004; 183 : 343-351
- 9) Rakow-Penner R, Daniel B, Yu H, et al. : Relaxation times of breast tissue at 1.5 T and 3 T measured using IDEAL. *J Magn Reson Imaging* 2006; 23 : 87-91
- 10) 北 美保, 河野和浩, 米谷克也, 金堂敏彦, 島本一宏, 田中文浩, 尾田英之, 小嶋章裕, 佐藤守男 : SPAIR, FLAIR, STIR における null point 算出法 : Part 2. 骨盤部 SPAIR 併用拡散強調像 (3T) への応用. *日磁医誌 (in press)*
- 11) 北 美保, 河野和浩, 米谷克也, 玉垣大地, 谷

- 知美 : SPAIR · FLAIR · STIR の null point
(自動計算サイト). <http://www.seichokai.or.jp/fuchu/dept1602.php>
- 12) 田村 元 : MRI 便利帳. http://www.nidi.med.tohoku.ac.jp/webMathematica/MRI_Notes/
- 13) 田村 元, 永坂竜男 : 臨床 MRI 撮像条件最適化援助ツールの開発. 東北大学保健学科紀要 2010 ; 19 : 117-123

Calculation of Null Points in SPAIR, FLAIR, and STIR : Part 1. Theory

Miho KITA¹, Kazuhiro KAWANO², Katsuya KOMETANI²,
Toshihiko KONDO², Kazuhiro SHIMAMOTO², Humihiro TANAKA¹,
Hideyuki ODA¹, Akihiro KOJIMA¹, Morio SATO³

*Departments of ¹Radiology and ²Radiological Technology, Seichokai Fuchu Hospital
1-10-17 Hiko-cho, Izumi, Osaka 594-0076*

³Department of Radiology, Wakayama Medical University

The inversion time of the null point (TI_{null}) should be optimized according to the imaging parameters in inversion recovery (IR) sequences, including spectral attenuated inversion recovery (SPAIR), fluid attenuated inversion recovery (FLAIR), and short inversion time inversion recovery (STIR). We devised a convenient method for immediate calculation of TI_{null} on a personal computer (PC).

We classified the various IR sequences into 3 groups. In each group, we diagrammed the behavior of the longitudinal magnetization and elucidated the process of deriving equations for TI_{null} . The derived equations were embedded into Excel on a PC.

Calculated values of TI_{null} were immediately displayed on the PC after input of imaging parameters and the longitudinal relaxation time (T_1) of fat or cerebrospinal fluid. Values of TI_{null} could also be visually determined from the graphs for the equations. Furthermore, apparent T_1 could be sought by back calculation.

In conclusion, this method may be useful for immediate calculation of TI_{null} and may be easily available for clinical application.