



15分で分かる(?)MRI

●○● 古典力学的説明 ○●○

MRI原理へのいざない Part 3-1



1個のプロトンから15分単位で理解できる(?)
基本的な信号強度

Part 3 巨視的磁化ベクトルでの説明

※教科書的記述

通常の教科書での信号強度の説明は、巨視的磁化ベクトルからスタートしています。2004年位までは、こちらを主体としていました。Part1およびPart2での説明に限界を感じた方は、こちらにて更に深く学習することをお勧めします。

Part 1～4へのリンク

- Part 1: プロトン密度、T1、T2と信号強度（学部学生必須）
<https://www5.dent.niigata-u.ac.jp/~nisiyama/MRI-15-min.pdf>
 - 補遺・任意断面の撮影・その1 --- 位置情報なければ0次元(点)
 - 補遺・MRIの安全性に関連した項目
- Part 2: 信号の取り出し方について（学部学生用）
<https://www5.dent.niigata-u.ac.jp/~nisiyama/MRI-15-min-p2.pdf>
 - 補遺・任意断面の撮影・その2 --- 平面内での位置情報
- Part 3-1: 巨視的磁化ベクトルでの説明（学部学生用）
<https://www5.dent.niigata-u.ac.jp/~nisiyama/MRI-15-min-p3.pdf>
 - 補遺: TE時間後の信号の取得方法(SE、GRE、UTE etc.)
 - 補遺: 各種撮影法について
- Part 3-2: 補遺特集（大学院生用）
<https://www5.dent.niigata-u.ac.jp/~nisiyama/MRI-15-min-p3-2.pdf>
 - 補遺: T1緩和とT2緩和の背景、NMR/MRIの核種について
 - 補遺・MRIの信号シミュレーションソフト
- Part 4: 「流れ」を見る。（大学院生用）
<https://www5.dent.niigata-u.ac.jp/~nisiyama/MRI-15-min-p4.pdf>

Part 3. ここはやっぱり1時間？

巨視的磁化ベクトルでの説明

一般的な教科書での説明
古典力学系で学びましょう

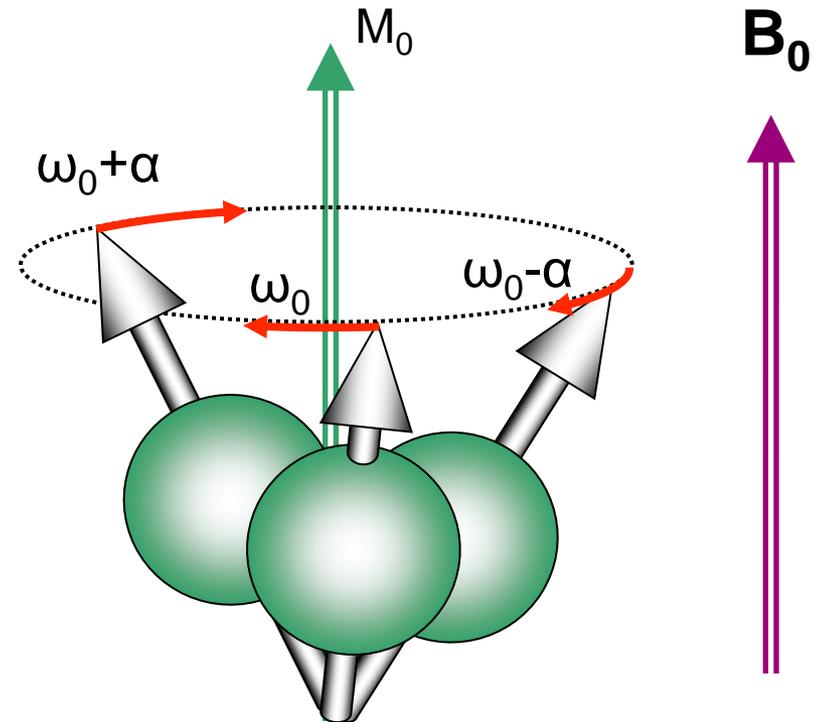
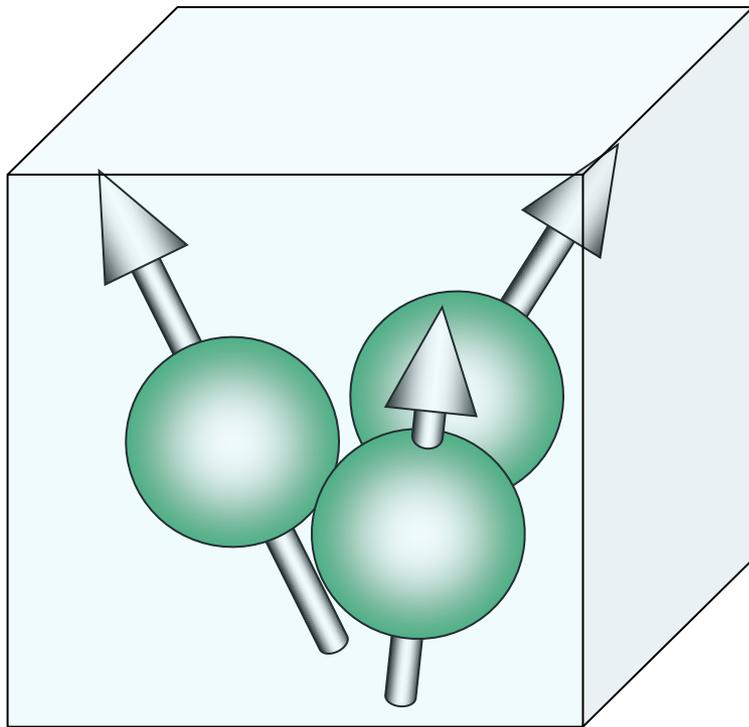
※静磁場内では、外部からエネルギーを与えられるなどして倒されない限り、(理想状態として)巨視的磁化ベクトルは歳差運動を行わないので注意してください。90度パルス等にて倒れた後では歳差運動を行います。

いままでのコースとの違い

- 強調像の本質を理解できる。
- T1緩和とT2緩和の本質的な違いを理解できる。
- TRとTEの本質的な意味を理解できる。
- 信号強度の残り10%程度を説明可能(すなわち、80%程度を理解可能)。

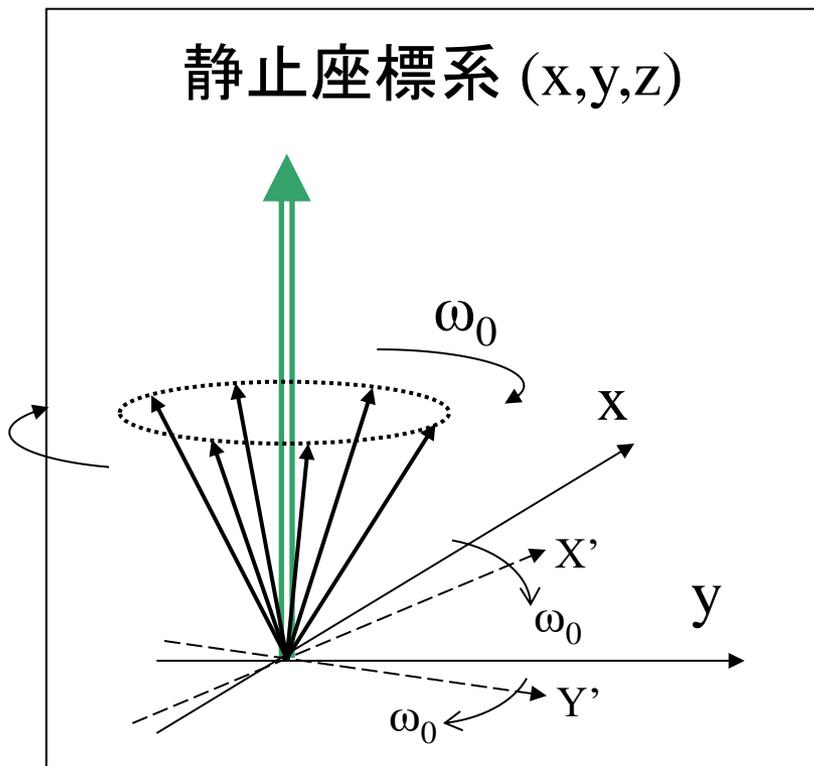
巨視的磁化ベクトル： M_0

大きさは、ボクセル内の磁気モーメント（磁化ベクトル）の量、すなわちプロトン密度に比例する。

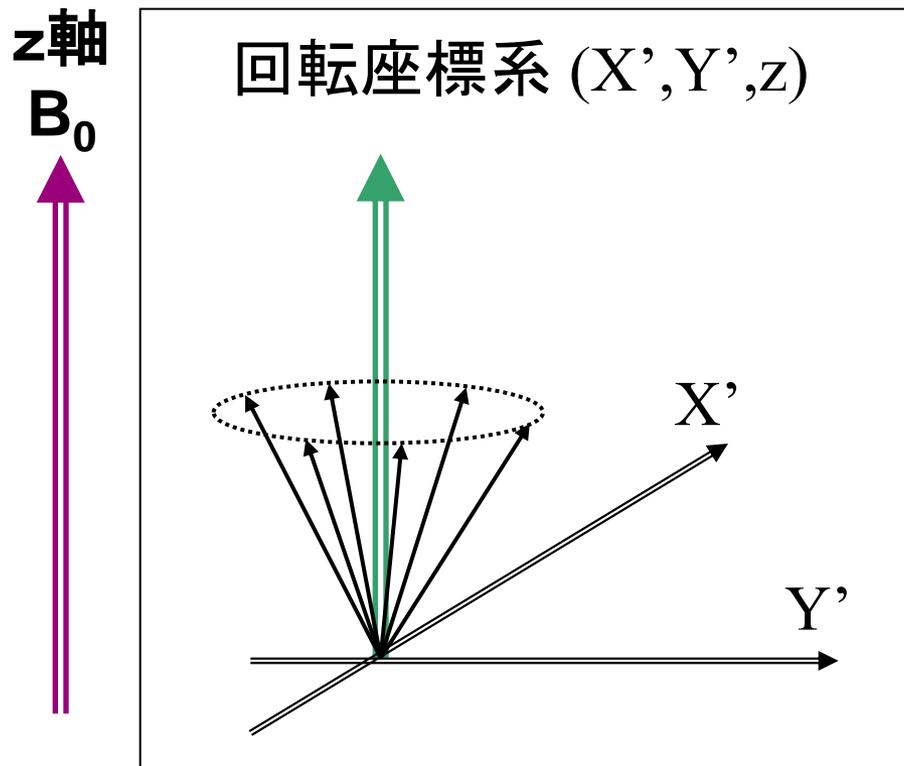


※ボクセル内で、局所的な磁場の状態が僅かに異なっていると、個々の磁化ベクトルのラーモア周波数が僅かに異なる。ボクセル内の平均の周波数が ω_0 ということ。
※局所磁場の僅かな差は「位相のずれ」($\pm\alpha$)を生じて、T2緩和に影響する。

静止座標系と回転座標系



個々のプロトンの磁気モーメント
(磁化ベクトル)は、座標系
(x,y,z)に対し ω_0 で回転



個々のプロトンの磁気モーメント
(磁化ベクトル)は、 ω_0 で回転する
座標系(X',Y',z)に対し、ほぼ停止

信号強度と緩和の基本

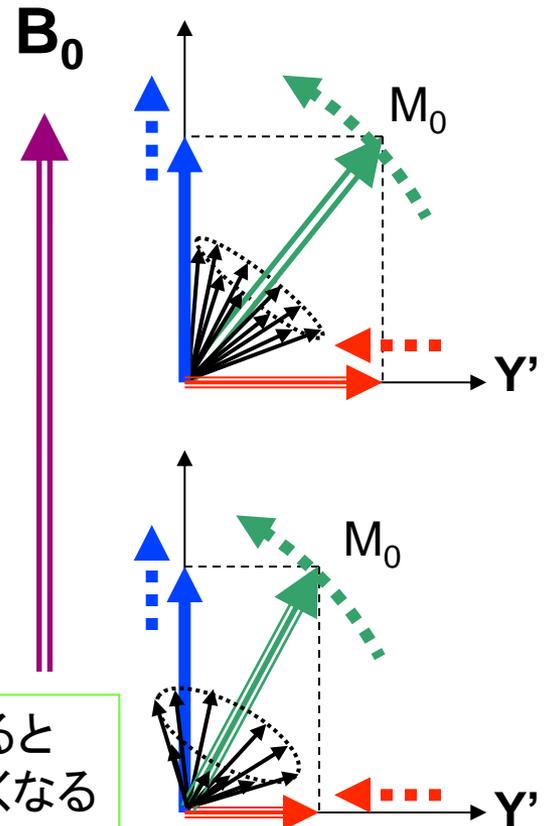
- 単位体積(ボクセル)あたりのプロトンの量
 - **プロトン密度** → **プロトン密度強調像(PDWI)**
 - 但し、全プロトンの内、0.01%程度のプロトンのみが寄与している。(1Tの場合)
- 単位体積(ボクセル内)の巨視的磁化ベクトルが、倒れて戻るときの戻り方の差を映像化する。**PDWI**以上の信号は得られない。

- **縦緩和(T1緩和)** → **T1強調像(T1WI)**

- エネルギーを失う緩和
- 時間が経てばベクトルが長くなる

- **横緩和(T2緩和)** → **T2強調像(T2WI)**

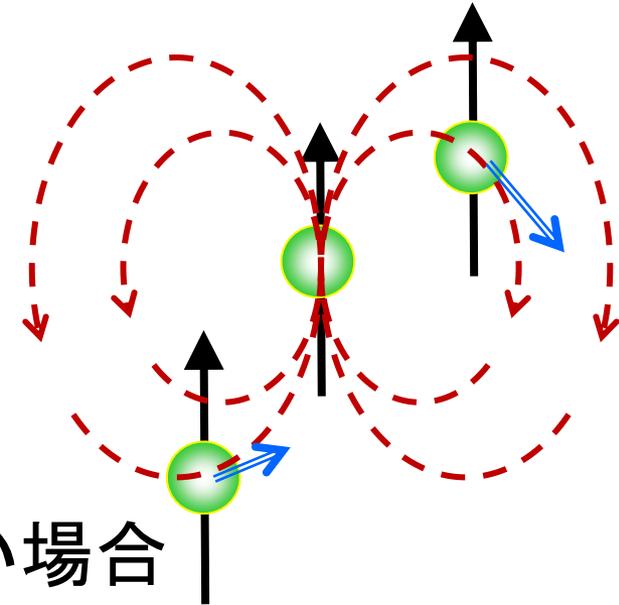
- エネルギーを失う緩和(+位相のずれやすさ)
- 時間が経てばベクトルは短くなる
- $T1 \text{緩和時間} \geq T2 \text{緩和時間} > T2^* \text{緩和時間}$
- 「=」は、「位相のずれやすさ」がゼロのとき。
- 通常、T1緩和はT2緩和よりも遅い。
- さらに、(静的な)局所磁場の影響でFID信号はT2緩和よりも早いT2*減衰をする。



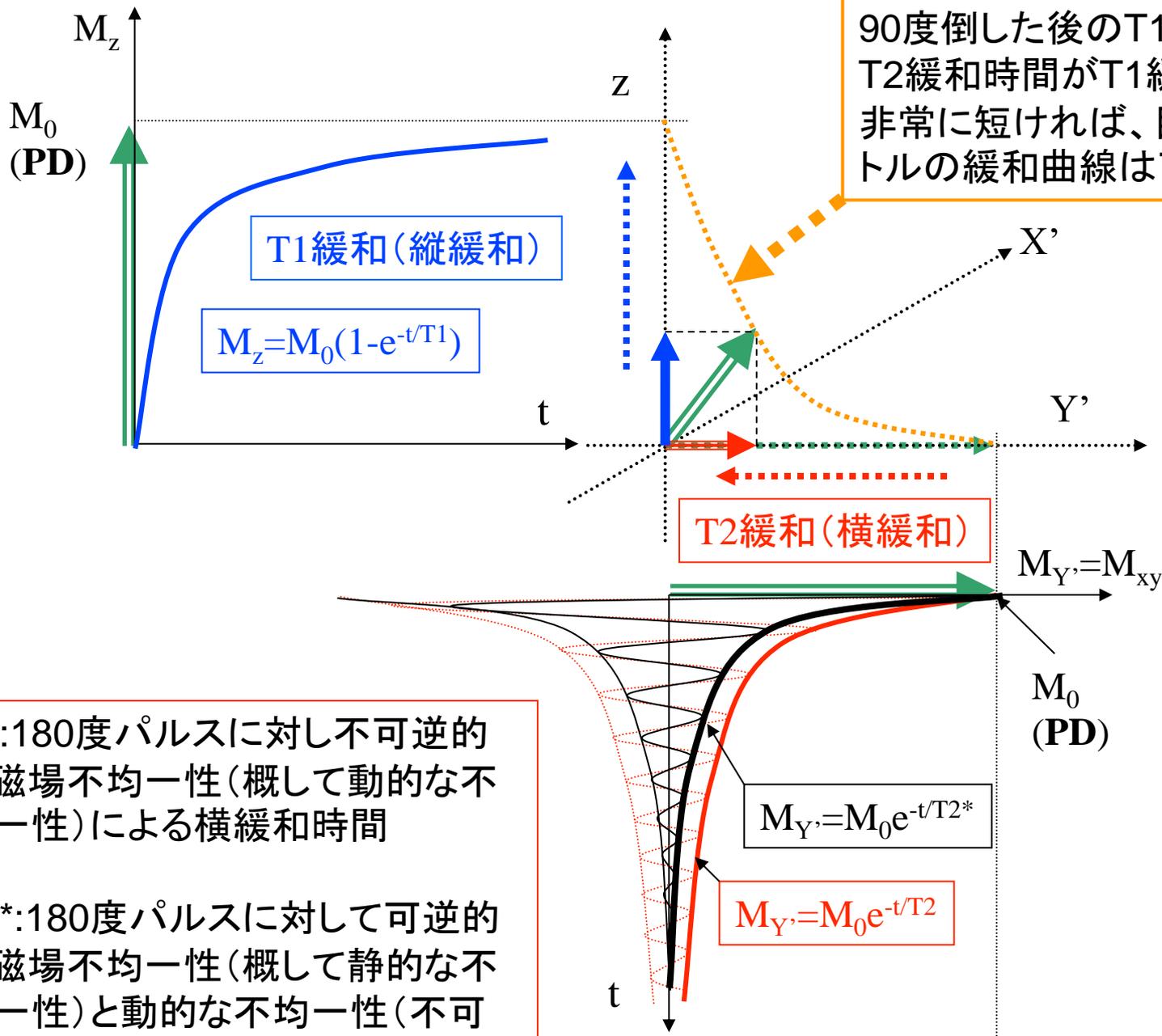
位相がずれると
T2緩和が早くなる

T2緩和とT2*緩和

- 磁気双極子・双極子相互作用
 - 個々のプロトンの磁気双極子（磁気モーメント、磁石）が近隣の磁気双極子に及ぼす影響。



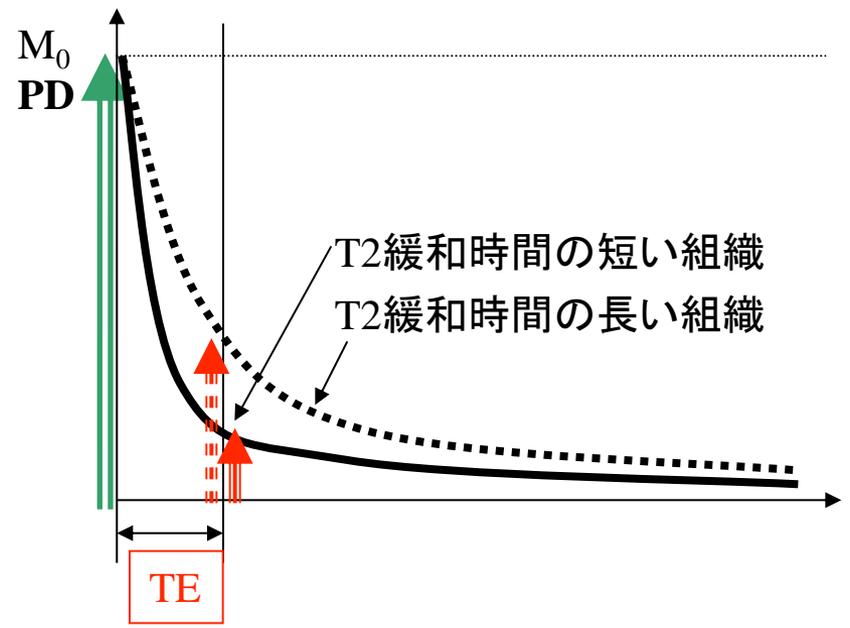
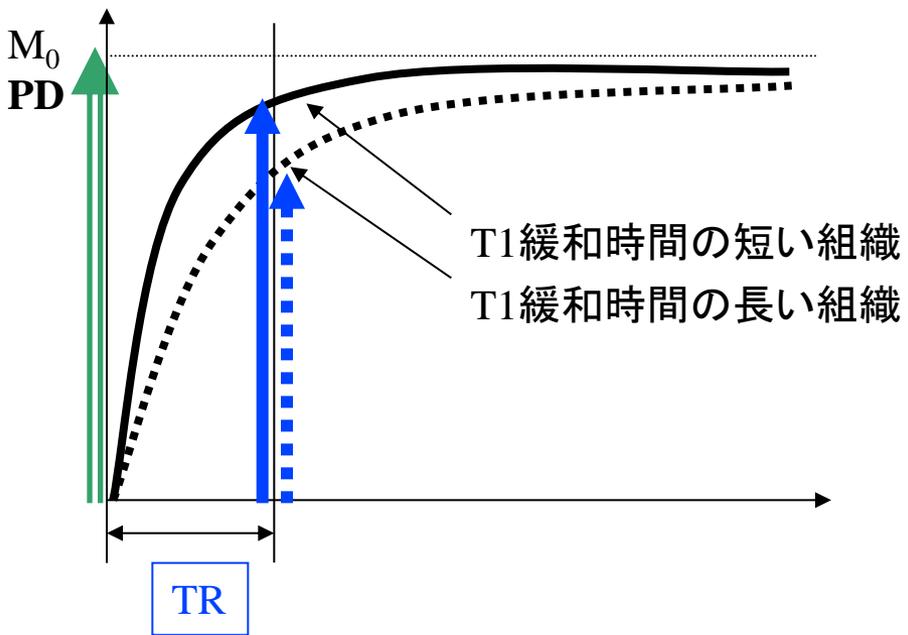
- 静的な局所磁場の影響
 - 高分子等、分子の移動がほぼない場合
 - スピンエコー法で回避可能
 - グラジエントエコー法では回避不可能 → T2*緩和
- (ランダムな)動的な局所磁場の影響
 - 水分子等のランダムな分子運動による場合
 - スピンエコー法でも回避不可能 → T2緩和



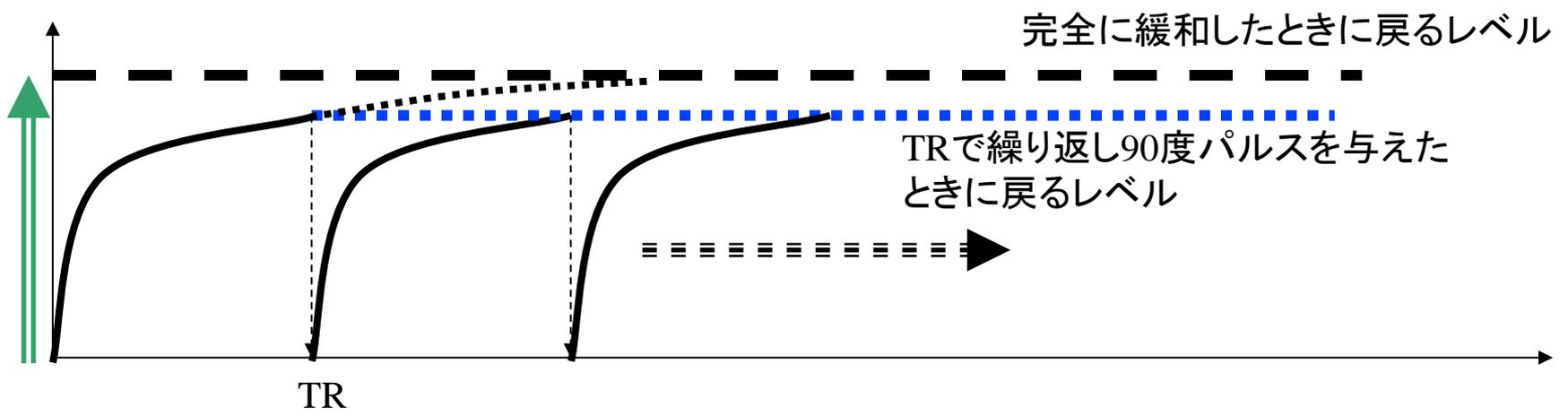
90度倒した後のT1緩和とT2緩和。
 T2緩和時間がT1緩和時間よりも
 非常に短ければ、巨視的磁化ベク
 トルの緩和曲線は下に凸となる。

T2:180度パルスに対し不可逆的
 な磁場不均一性(概して動的な不
 均一性)による横緩和時間

T2*:180度パルスに対して可逆的
 な磁場不均一性(概して静的な不
 均一性)と動的な不均一性(不可
 逆的→T2)による横緩和時間



特定断面の画像を得るためには、繰り返し信号を得る必要がある。



SE法で画像化するには

- 一つの信号では、1次元(点)の情報しか得られないので、何度も繰り返し倒して、2次元(面)ないし3次元(立体)の信号を得る。
- 基本的な撮影法としてSE(スピンエコー)法がある。
- 基本的な繰り返し
 - 90度倒し、引き続いて90度倒し、...を繰り返す。
 - 上記繰り返し間隔がTR(Repetition Time, 繰り返し時間)
- 上記90度パルスの中に、エコー信号を得るための180度パルスを入れる。
 - 90度-180度パルス間隔の倍がTE(Echo Time, エコー時間)となり、平面に倒された信号の情報を得ることができる。

90度倒して、十分な時間回復後(長いTR後)であれば、プロトン密度のレベル近くまで、巨視的磁化ベクトルが戻る。

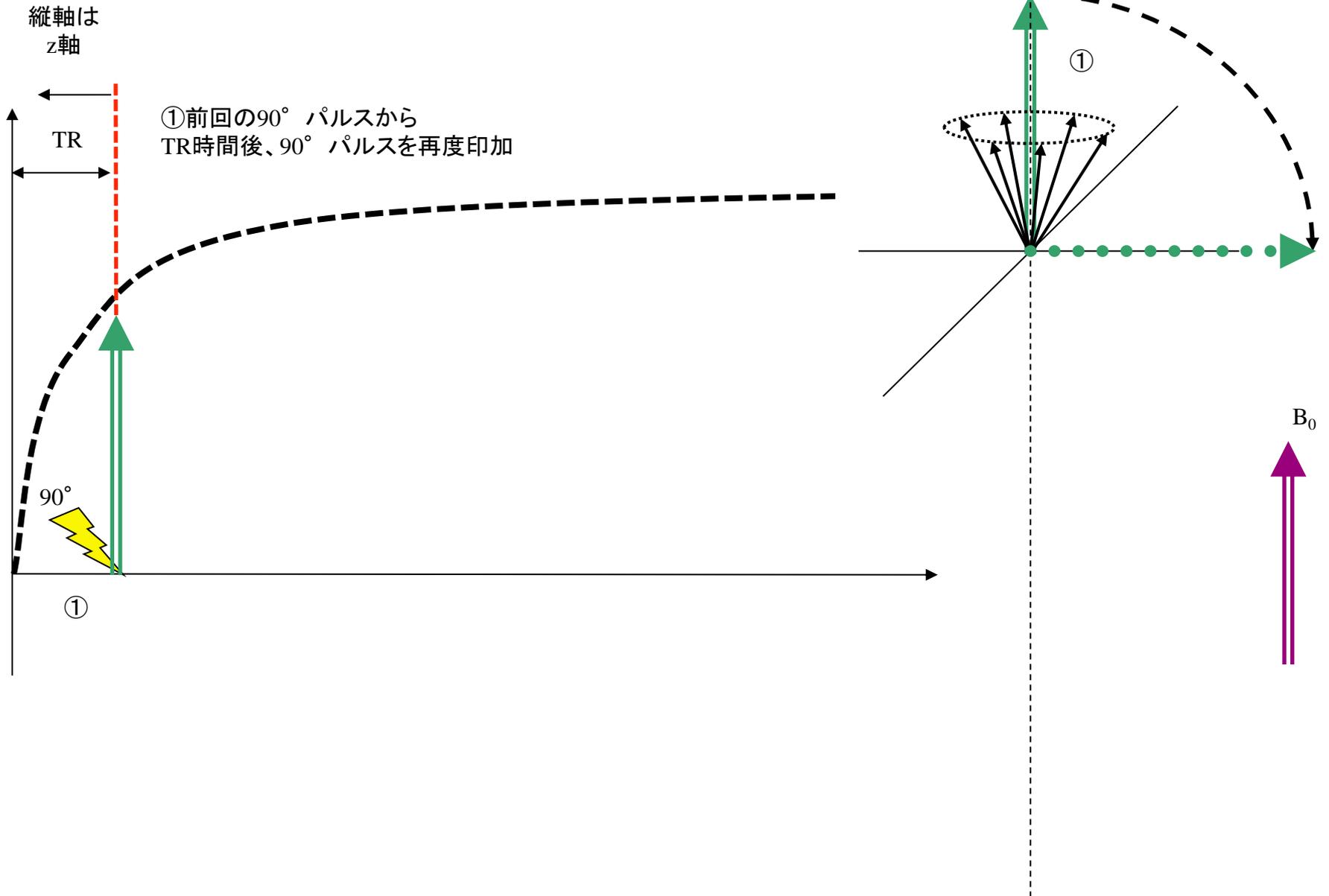
さらに90度倒し、できるだけ短い時間でエコー信号を得る(TEを短くすること)で、プロトン密度強調像(PDWI)を得る。

さらに90度倒し、適度な時間でエコー信号を得る(TEを長くすること)で、組織間のT2コントラストが強調され、T2強調像(T2WI)を得る。

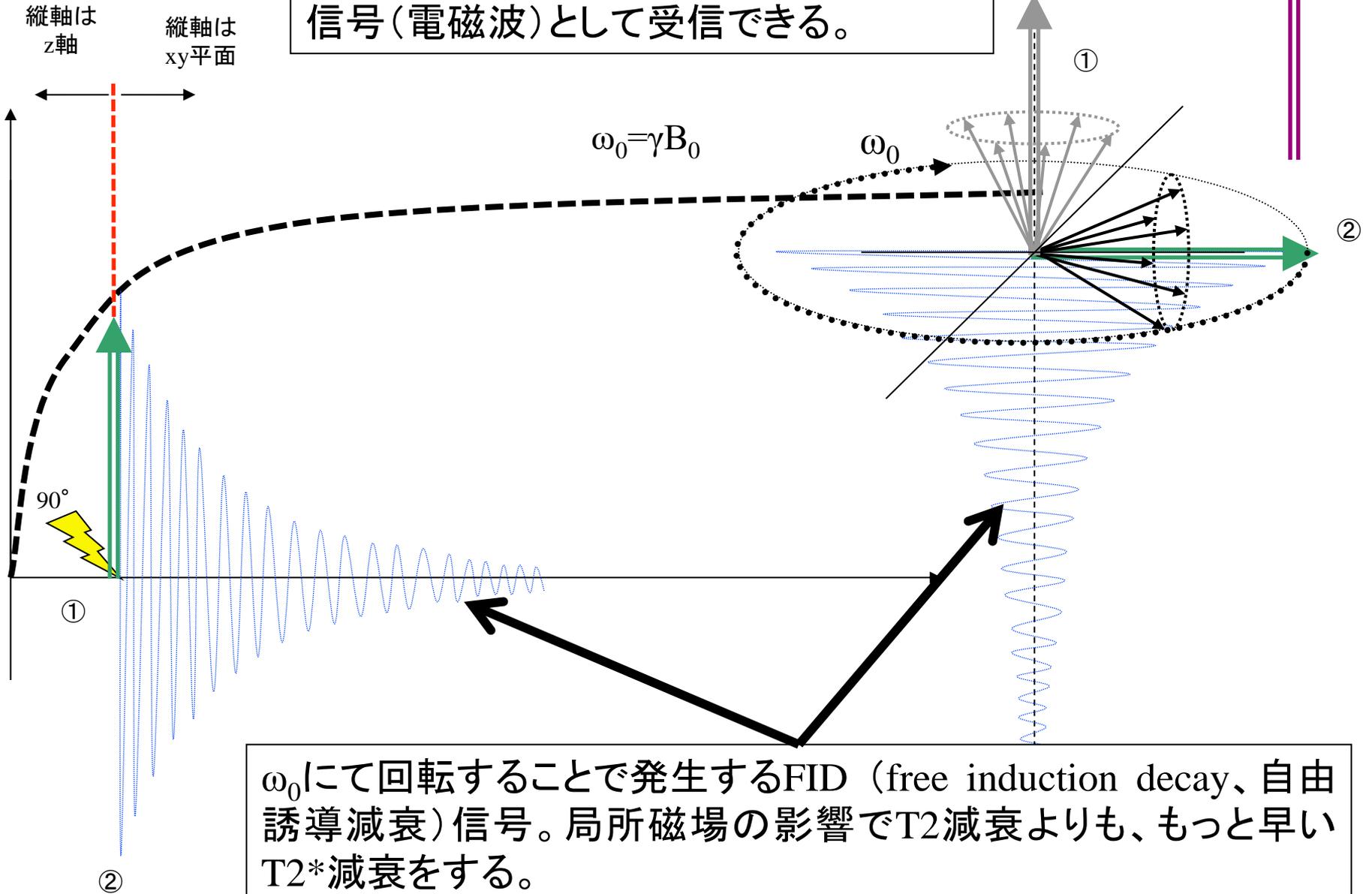
90度倒して、適度な時間回復後(短いTR後)、すなわち組織間のT1コントラストが強調された状態にする。

さらに90度倒し、できるだけ短い時間でエコー信号を得る(TEを短くすること)で、T1強調像(T1WI)を得る。

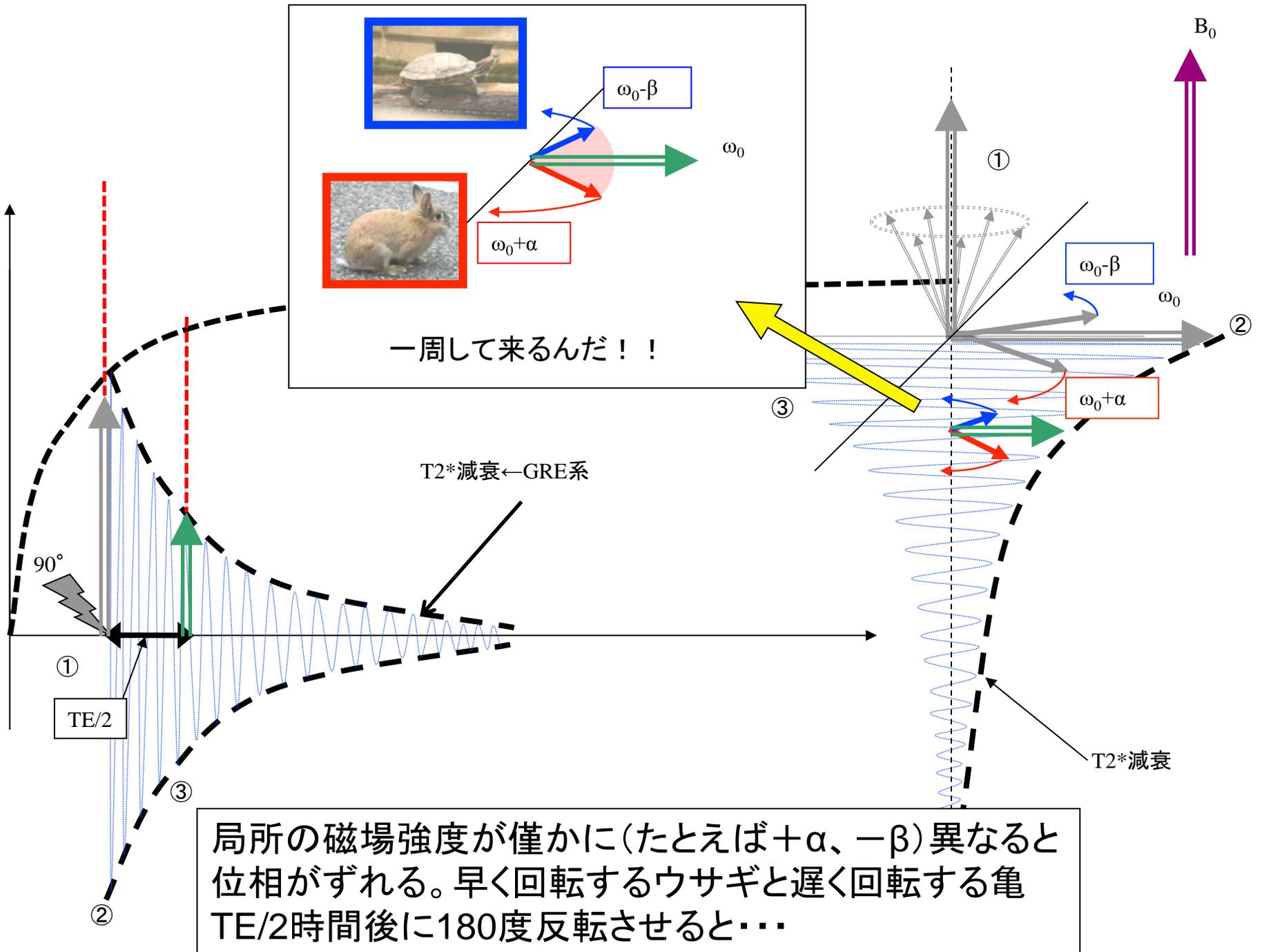
順を追って詳しく...

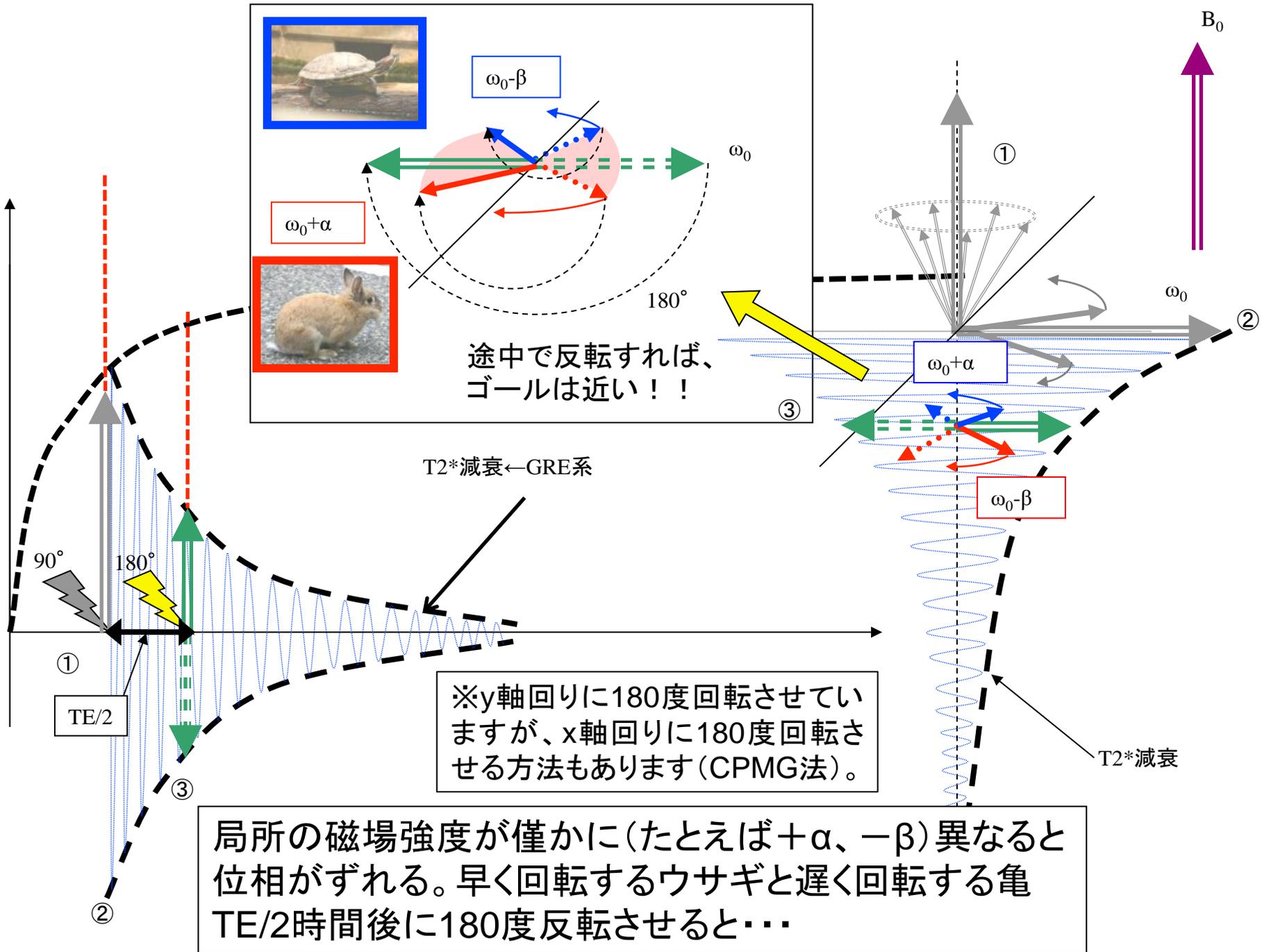


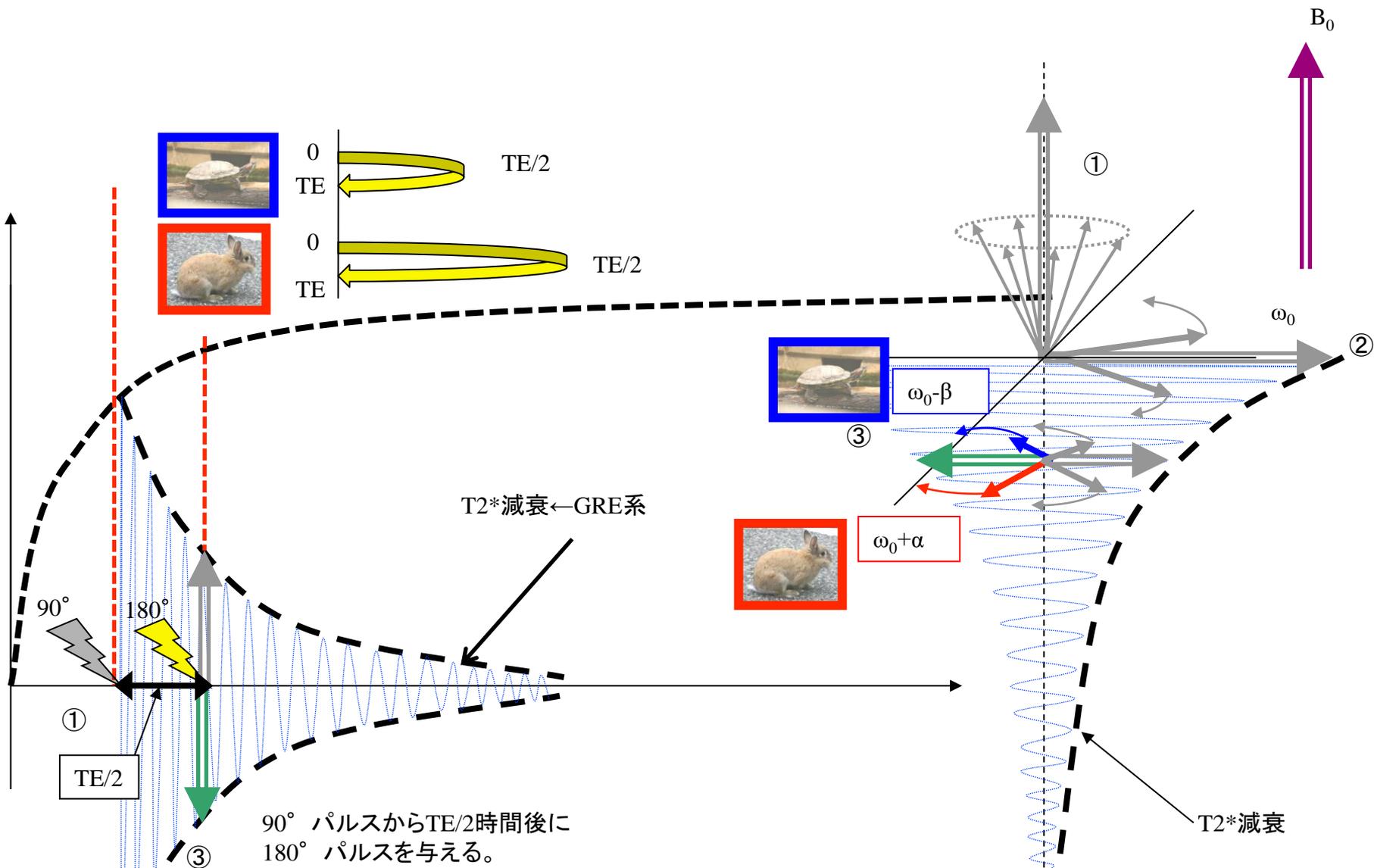
巨視的磁化ベクトルはxy平面に倒れ、
静磁場： B_0 の影響で ω_0 にて回転し、
信号（電磁波）として受信できる。



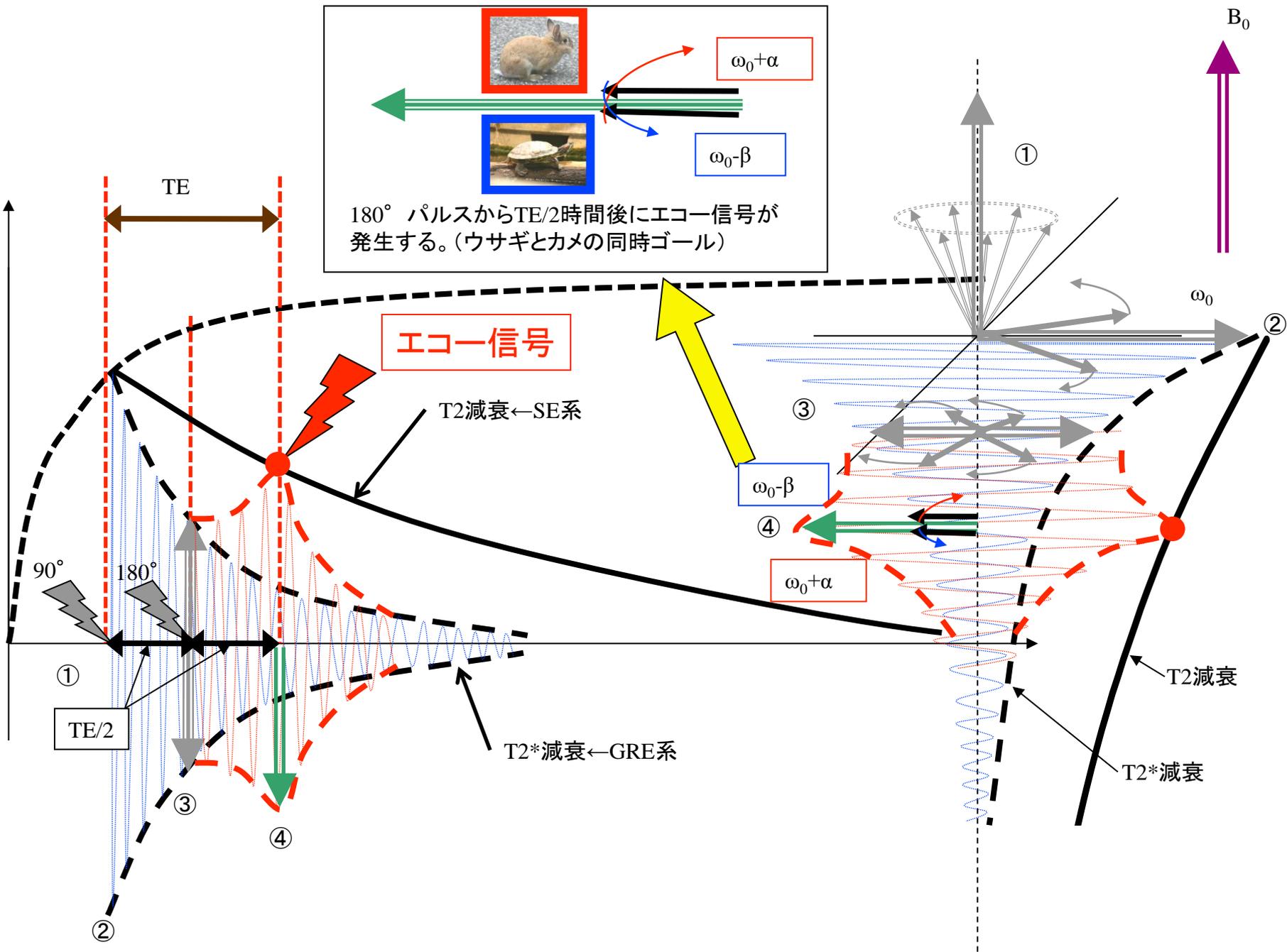
ω_0 にて回転することで発生するFID（free induction decay、自由誘導減衰）信号。局所磁場の影響でT2減衰よりも、もっと早いT2*減衰をする。



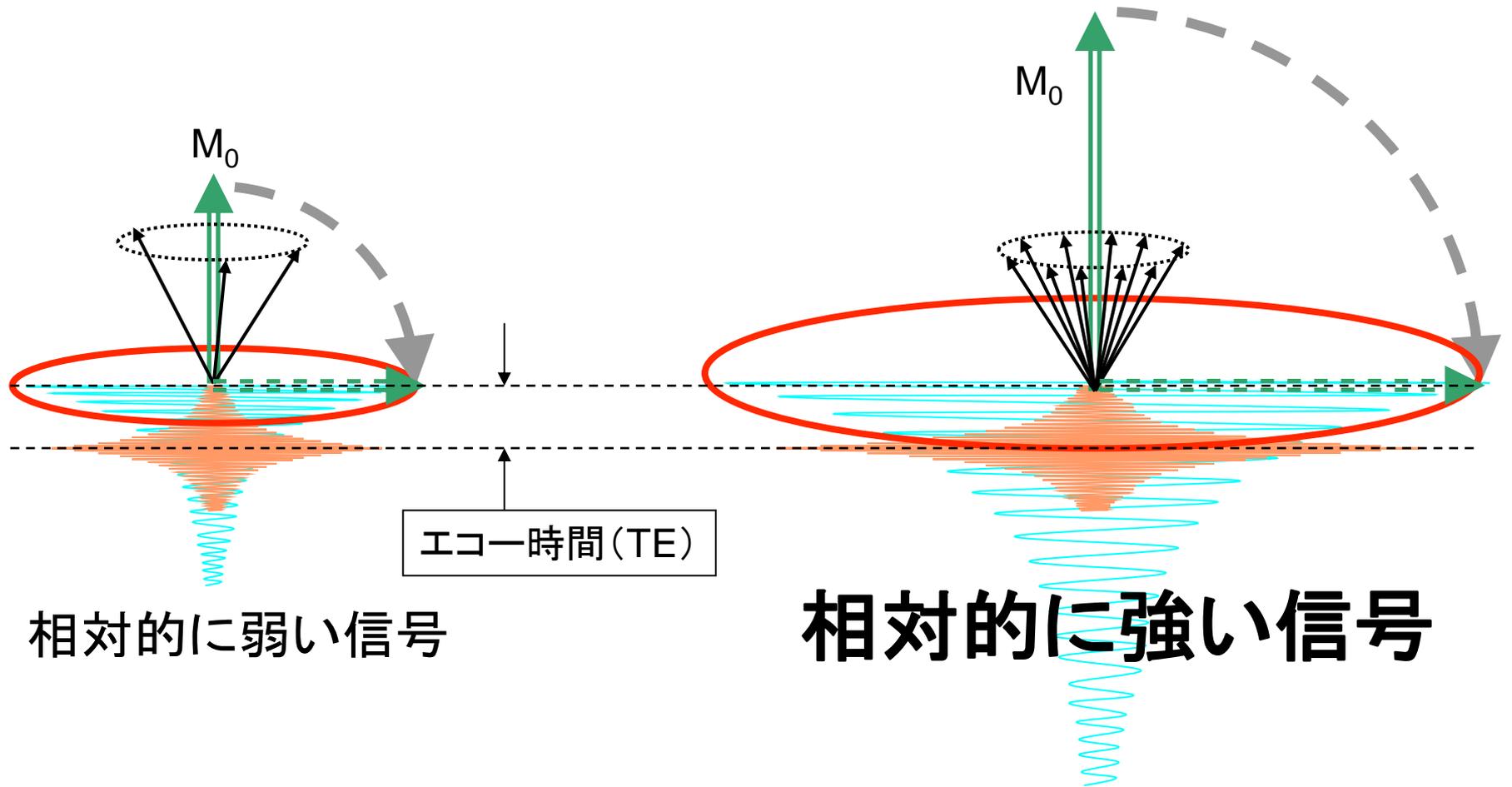




「180度回転させる」とは？ たとえ速度が違ってても、一定時間後に同時に折り返せば、スタートから倍の時間後には同時にゴールする (スタート地点に戻る)。



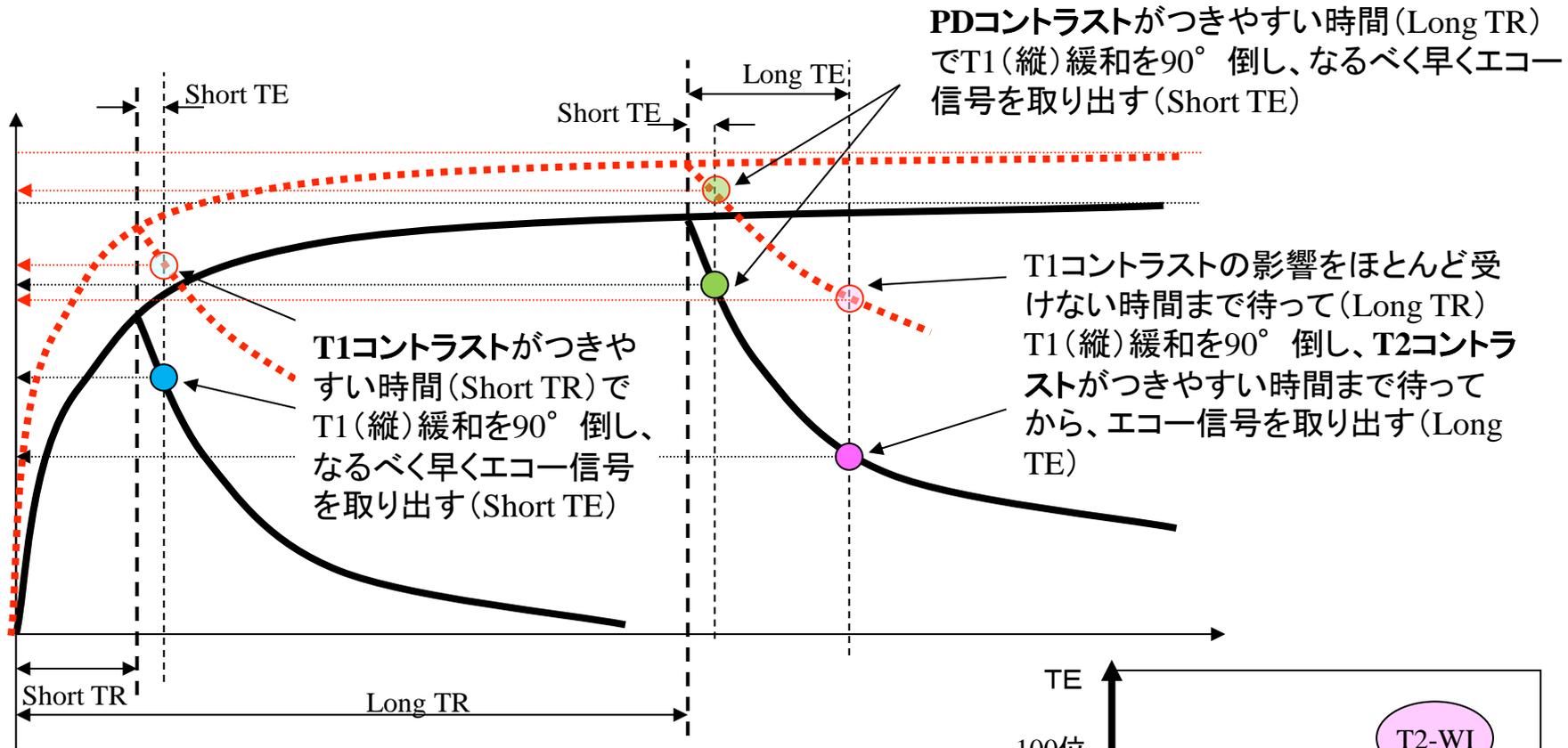
プロトン密度による信号の違い (90度倒し直後にエコー信号を得る)



※前回倒した後、十分な時間経てば、プロトン密度のベクトルまで回復する。その後に倒す、すなわちTR(繰り返し時間)を長くする2000~4000msec。TEは短くし信号減衰を避ける。

$$M \propto PD \times (1 - e^{-TR/T1}) \times e^{-TE/T2}$$

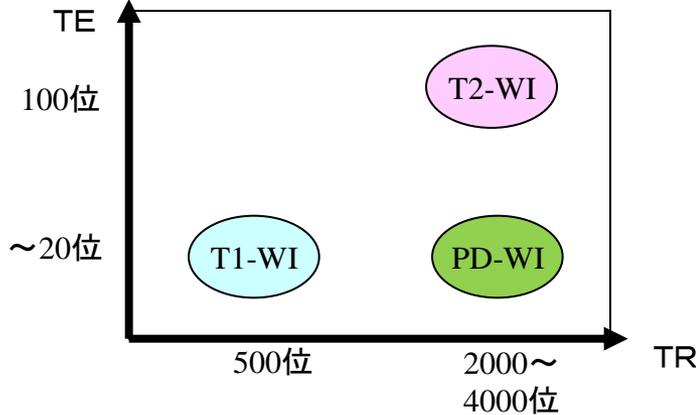
それぞれのコントラストを取り出すために。。。。



TE → 0 のとき、
 $e^{-TE/T2} \rightarrow 1$
 $M \rightarrow PD \times (1 - e^{-TR/T1})$

TR → ∞、かつ TE → 0 のとき、
 $M \rightarrow PD$

TR → ∞ のとき、
 $(1 - e^{-TR/T1}) \rightarrow 1$
 $M \rightarrow PD \times e^{-TE/T2}$



まとめ

- 所定の磁場内におかれた、単位体積あたりに含まれるプロトン（水素原子核）の密度 (PD) と、その状態 (縦緩和: T1、横緩和: T2、流れ: v) を、繰り返し時間 (TR)、エコー時間 (TE) 等の値を調整して画像化する。
- 基本的にプロトン密度 (PD) 以上の信号強度 (SI) を得ることはできない。
- 厳密にそれぞれの正確な値を得ることはできずに、強調像として画像化する。(以下スピンエコーでの信号強度の例)

$$SI = f(v) \times PD \times (1 - e^{(-TR/T1)}) \times e^{(-TE/T2)}$$

$$PD_{wl} \doteq PD ; \{TR \rightarrow \infty, TE \rightarrow 0\}$$

$$T1_{wl} \doteq PD \times (1 - e^{(-TR/T1)}) ; \{TE \rightarrow 0\}$$

$$T2_{wl} \doteq PD \times e^{(-TE/T2)} ; \{TR \rightarrow \infty\}$$

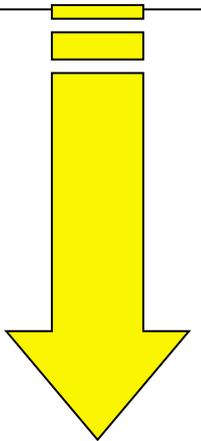
$$\text{ここで、} 0 < (1 - e^{(-TR/T1)}) < 1、 0 < e^{(-TE/T2)} < 1$$

補遺：TE時間後の信号の取得方法

(SE、GRE、UTE etc.)

- 電磁波(180° パルス)を使用する方法
 - スピンエコー法(SE)
 - 静的な局所磁場の影響を消去する方法で、歪みにくい。
 - 比較的、検査時間が長くなる。
- 傾斜磁場(高速反転)を使用する方法
 - グラジエントエコー法(GRE法)、フィールドエコー法(FE法)。
 - 比較的、検査時間が短い。
 - 静的な局所磁場の影響を受け、歪みやすい。
- FID減衰に直接フーリエ変換を使用する方法(等)
 - 超短TE法(UTE法; Ultrashort-TE)
 - 含水量の非常に少ない組織(歯・骨の水)を画像化する。
 - 周囲に信号強度の強い組織があると判別できない。(マルチエコーによる差分等が必要)

とりあえずSE法について理解すること！！
後は画像を見ながら、現場で身につけた方がいい。

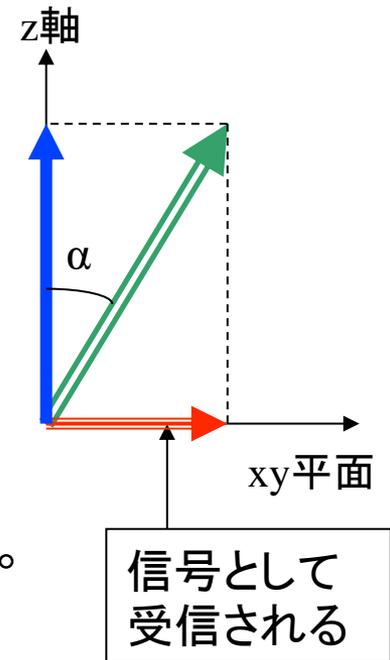


※エコー信号としては取得できない場合でも、TE相当の時間については、TEという用語を用いているようです。

グラジエントエコー (GRE) 系

● グラジエントエコー系

- TR間隔で小フリップ角($\alpha < 90^\circ$)を使用する
- 縦磁化成分が最初から十分残っている
- 短時間で撮影できる(反転に変動磁場を用いる)
- 磁場の不均一性による影響が大($T2^*$ で画像化)
 - ただし、TEを短くすることで、影響を抑えることができる。



● 参照: スピンエコー系

- TR間隔で 90° パルスを使用する
- 十分な縦磁化の回復を待つ必要あり
- 時間がかかる
- 磁場の不均一性による影響が小

SE系とGRE系の比較

	磁化ベクトル の反転	撮像 時間	局所磁場 の影響	基本的な式
スピンエ コー系列	電磁波 180度パルス	相対的 に長い	小さい	簡単 理解しやすい
グラディ エントエ コー系列	磁場 変動磁場 (傾斜磁場)	相対的 に短い	大きい	複雑 理解しにくい

SE: Spin Echo

IR: Inversion Recovery

GRASS: Gradient Recalled
Acquisition in the Steady State

補遺：各種撮影法について

概念を抑える程度に！ 学部学生は個々のシーケンスまでは不要

SSFP: Steady-State
Free Precession

• スピンエコー系 --- SE

- SE, fast SE(turbo SE), IR

FISP: Fast Image with Steady-state
Precession

PSIF: time reversed FISP

• グラジエントエコー系 --- GRE (FE)

- スポイラーパルスをかけないもの (横磁化を残す)

- FID収集; GRASS (FISP)、エコー信号収集; SSFP (PSIF)、FID+エコー信号収集; FIESTA、特殊; CISS

- 基本的にT2*を強調 (本当はT2/T1等複雑)。

- スポイラーパルスをかけるもの (横磁化を消す)

- SPGR (FLASH), fast SPGR (turbo FLASH)

- 基本的にT1およびPDを強調。

SPGR: SPoiled GRass

FIESTA: Fast Imaging Employing
STeady-state Acquisition

CISS: Constructive Interference in
Steady State, (FISP+PSIF+ α)

FLASH: Fast Low Angle Shot

スピンエコー系(1)

- SE (spin echo)
 - 典型的・基礎的な撮影方法。
 - 分かりやすいので信号強度の説明に用いられる。
- FSE (fast SE)、TSE (turbo SE)
 - SEでT2強調画像を得ようとする、10分以上必要
 - 1回のTR内にて多数のエコーを収集することで、短時間にてT2強調画像を得ようとするもの。
 - 通常のSE法と比較して、J-couplingと呼ばれる現象等にて、脂肪信号が上昇するので注意！！
 - 現在、撮影の中心的位置を占めている。

スピンエコー系(2)

- SE (spin echo)
 - シングル・エコー; $90^\circ \Rightarrow 180^\circ$
 - 1回のTR中に、エコーを一つ
 - マルチ・エコー; $90^\circ \Rightarrow 180^\circ \times (2 \text{ or } 4)$
 - 1回のTR中に、エコーを2つないし4つ
- FSE (fast SE)、TSE (turbo SE)
 - 1回のTR中に、複数エコー; $90^\circ \Rightarrow 180^\circ \times n$
- IR (inversion recovery)
 - 180° TI (Inversion Time後) $\Rightarrow 90^\circ \Rightarrow 180^\circ$
 - **STIR(脂肪抑制)**、**FLAIR(水抑制)**

STIR: Short TI Inversion Recovery

FLAIR: FLuid-Attenuated Inversion Recovery

その他・教科書で出てくる撮影法(1)

詳しくはPart 3-2ないしPart 4参照

- **脂肪抑制法** (Part 3-2参照)
 - 水からの信号と脂肪からの信号を区分し、脂肪からの信号を抑制する方法。
 - 主にCHESS法とSTIR法がある。
- **拡散強調像** (&「みかけの拡散係数」)
 - Diffusion Weighted Image (& Apparent Diffusion Coefficient) (Part 4参照)
 - 組織構造の差による水分子の分子運動(拡散)の程度に応じた強調像。基本はT2強調像であり、拡散の程度(1以下)を掛け合わせた像。

その他・教科書で出てくる撮影法(2)

詳しくはPart 3-2ないしPart 4参照

- **ダイナミックMRI**
 - 正確には“Dynamic Contrast Enhanced MRI”
 - 造影剤を静注(静脈注射)しながら一定間隔で撮影を繰り返し、造影の動態を画像化する。
- **機能的MRI**(fMRI, functional MRI)
 - MRIにて脳機能を画像化する方法。
 - 主としてBOLD法(Blood Oxygenation Level Dependent Contrast)を用いる。機能している脳が酸素を消費 → ヘモグロビンが変化 → プロトン緩和への影響が変化することを利用。

その他・教科書で出てくる撮影法(3)

詳しくはPart 3-2ないしPart 4参照

- **MRスペクトロスコピー**(MRS)
 - MR Spectroscopy
 - 水素(^1H)やリン(^{31}P)等を用い、代謝を画像化する。(対象となりうる核種はPart 3-2参照)
 - 対象となる分子・代謝産物の比率を、分子の構造による「局所磁場の差」(Part 3-2参照)を利用して分離し、評価する。
 - NMRに類似するが、画像化を主体とする点で異なる。

その他・教科書で出てくる撮影法(4)

詳しくはPart 3-2ないしPart 4参照

- **MRアンギオグラフィー(MRA)**
 - MR Angiography
 - Part 4参照
 - スライス面内への血液の流入効果を利用し、動脈程度の流速を画像化するTOF(Time Of Flight)法および流れに伴う位相のずれを画像化するPC(Phase Contrast)法がある。他にTime-SLIP法(Time Spatial Labelling Inversion Pulse)などがある。

参考資料

- MRIの基本 パワーテキスト第2版—基礎理論から最新撮像法まで、Ray H. Hashemi, Christopher J. Lisanti, William G., Jr. Bradley (原著),メディカル・サイエンス・インターナショナル、6,500円(税別)
- MRI「超」講義—Q&Aで学ぶ原理と臨床応用、Allen D. Elster (原著), Jonathan H. Burdette (原著)、メディカル・サイエンス・インターナショナル、5,800円(税別)
- MRIデータブック、MEDICAL VIEW、6,000円(税別)
- NMRハンドブック、Ray Freeman (著)、共立出版、8,400円
- パルスおよびフーリエ変換NMR—理論および方法への入門 (現代科学)、Thomas C. Farrar (著), Edwin D. Becker (著)、吉岡書店
- MRI「再」入門 —臨床からみた基本原理—、荒木 力(著)、南江堂、6,500円(税別)
- MRI応用自在・第4版、高原太郎(監修)、堀 正明、本杉宇太郎、高橋光幸(編集)、Medical View、7,900円(税別)

Part 1～4へのリンク

- Part 1: プロトン密度、T1、T2と信号強度（学部学生必須）
<https://www5.dent.niigata-u.ac.jp/~nisiyama/MRI-15-min.pdf>
 - 補遺・任意断面の撮影・その1 --- 位置情報なければ0次元(点)
 - 補遺・MRIの安全性に関連した項目
- Part 2: 信号の取り出し方について（学部学生用）
<https://www5.dent.niigata-u.ac.jp/~nisiyama/MRI-15-min-p2.pdf>
 - 補遺・任意断面の撮影・その2 --- 平面内での位置情報
- Part 3-1: 巨視的磁化ベクトルでの説明（学部学生用）
<https://www5.dent.niigata-u.ac.jp/~nisiyama/MRI-15-min-p3.pdf>
 - 補遺: TE時間後の信号の取得方法(SE、GRE、UTE etc.)
 - 補遺: 各種撮影法について
- Part 3-2: 補遺特集（大学院生用）
<https://www5.dent.niigata-u.ac.jp/~nisiyama/MRI-15-min-p3-2.pdf>
 - 補遺: T1緩和とT2緩和の背景、NMR/MRIの核種について
 - 補遺・MRIの信号シミュレーションソフト
- Part 4: 「流れ」を見る。（大学院生用）
<https://www5.dent.niigata-u.ac.jp/~nisiyama/MRI-15-min-p4.pdf>