

Gradient echo法の基礎

北里大学病院放射線部 塚野優

GRE法が奏でるコントラスト



本日の内容

教科書的にGRE法を考える

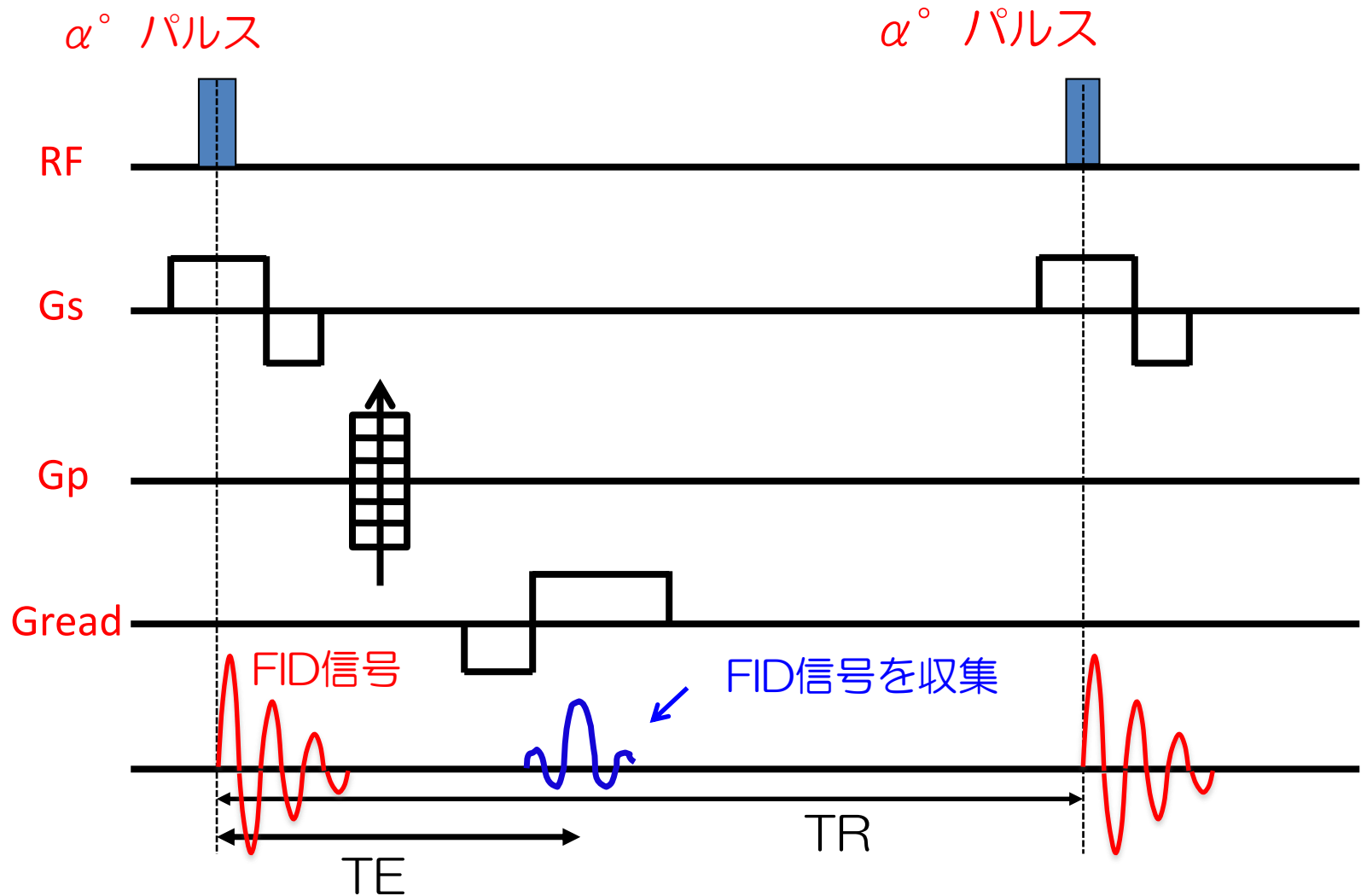
画像からGRE法を考える

応用編

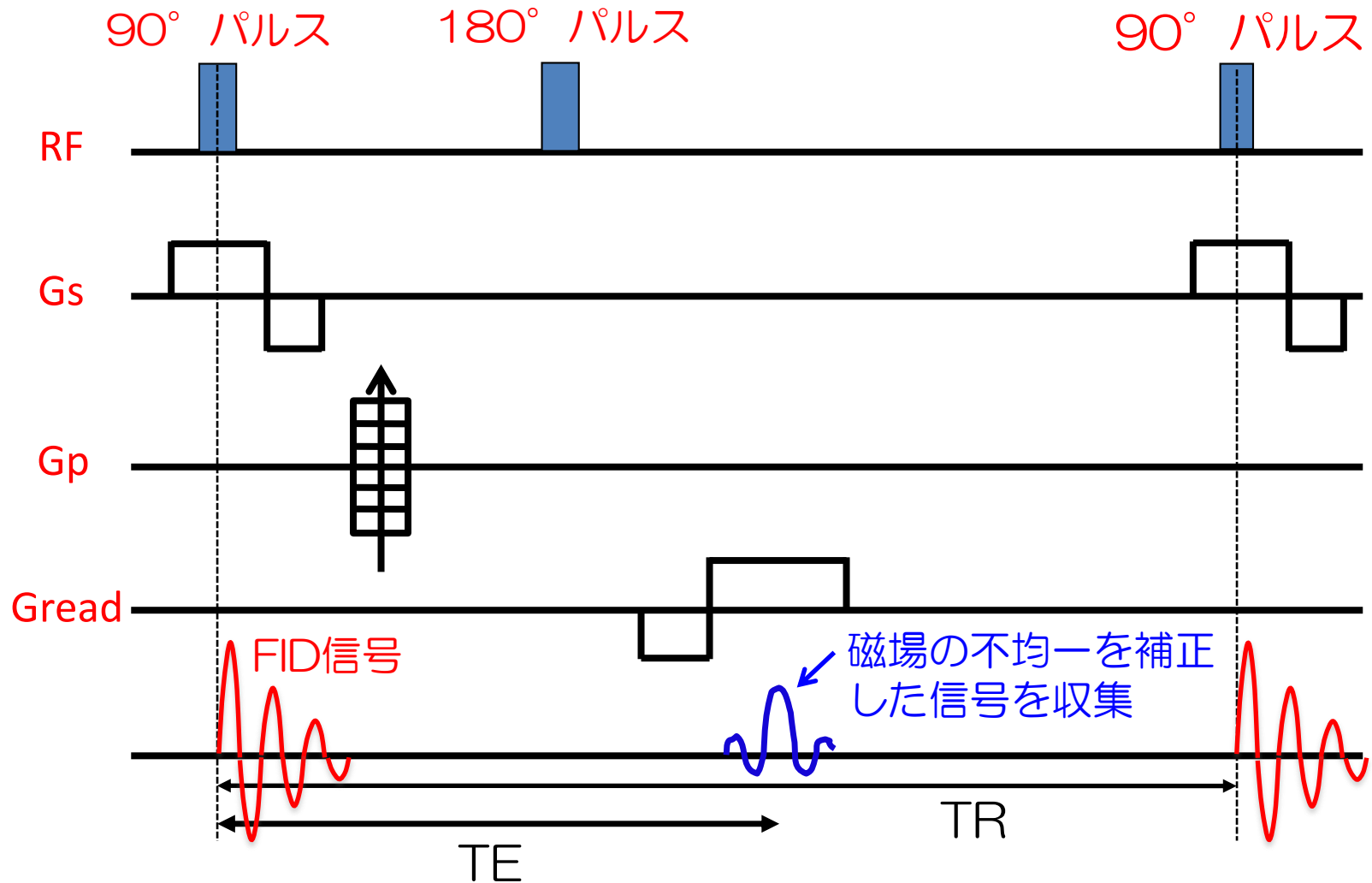
GRE法の特徴

- $T2^*$ 緩和する → コントラスト
- 磁化率効果、磁場の不均一の影響が大きい
- 血管内の信号が高い (inflow effect)
- TR, TEの短縮が容易 → 短時間撮像

GRE法のPSD(Pulse Sequence diagram)



参考までにSE法のPSDは？



GRE法のPSDは、SE法のPSDから180° 再収束パルスを抜いた形

MRI完全解説 荒木力 著

Kitasato University Hospital

コントラストに関わる因子

TR : repetition time

→ T_1 緩和と深い関係

- 長いTR > 100ms
- 短いTR < 50ms

TE : echo time

→ T_2^* 緩和と深い関係

- 長いTE 15~25ms
- 短いTE 5~10ms

FA : flip angle

- 大きいFA $70^\circ \sim 110^\circ$
- 小さいFA $5^\circ \sim 20^\circ$

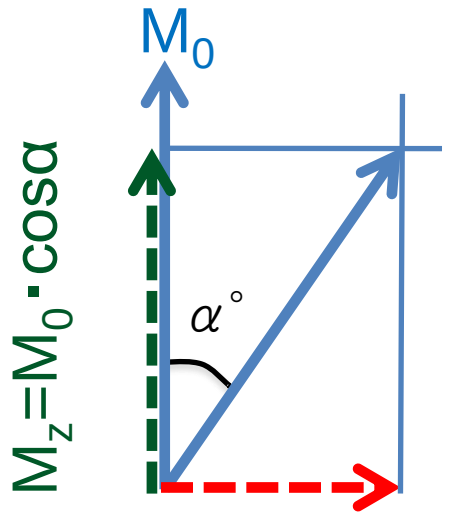
MRI 基礎と実践 Catherine Westbrook 著

GRE法のコントラストはTR、TE、FAと臓器の緩和とが関連して導かれる→複雑なコントラスト

TR、TE、FAの組み合わせ（数式から）

GRE法の信号強度は($FA = \alpha^\circ$ の場合)

$$S_{\text{GRE}} = K \cdot f(v) \cdot \underbrace{\rho}_{\text{プロトン密度}} \cdot \frac{\overbrace{\left[1 - \exp(-TR/T_1)\right]}^{T_1 \text{に依存する項}} \overbrace{\exp(-TE/T_2^*) \cdot \sin \alpha}^{T_2^* \text{に依存する項}}}{\underbrace{\left[1 - \cos \alpha \cdot \exp(-TR/T_1)\right]}_{T_1 \text{に依存する項}}}$$



α° パルス印加後に残存した縦磁化から M_z が回復

横磁化 M_{xy} は α° パルス印加前の縦磁化と $\sin \alpha$ の積

TR、TE、FAの組み合わせ（数式から）

FAが大きい場合 ($\alpha \doteq 90^\circ$)

$$S_{\text{GRE}} = K \cdot f(v) \cdot \rho \cdot \frac{\left[1 - \exp(-TR/T_1) \right] \exp(-TE/T_2^*) \cdot \sin \alpha}{\left[1 - \cos \alpha \cdot \exp(-TR/T_1) \right]}$$

$\sin \alpha \doteq 1$ となる
↑

↓
 $\cos \alpha \doteq 0$ となる

SE法の信号強度式のT2がT2*に変わっただけ

$$S_{\text{SE}} = K \cdot f(v) \cdot \rho \cdot \left[1 - \exp(-TR/T_1) \right] \exp(-TE/T_2)$$

TR、TE、FAの組み合わせ（数式から）

FAが大きい場合 ($\alpha \doteq 90^\circ$)

GRE法の信号強度は (FA=90°)

$$S_{\text{GRE}} = K \cdot f(v) \cdot \rho \cdot \left[1 - \exp(-\text{TR}/T_1) \right] \exp(-\text{TE}/T_2^*)$$

TR 短、TE 短 $\rightarrow T_1$ 強調画像

TR 長、TE 長 $\rightarrow T_2^*$ 強調画像

TR 長、TE 短 $\rightarrow$ プロトン密度強調画像

※あくまで数式から考えると

TR、TE、FAの組み合わせ（数式から）

FAが小さい場合 ($\alpha < 20^\circ$)

$$S_{\text{GRE}} = K \cdot f(v) \cdot \rho \cdot \frac{\left[1 - \exp(-TR/T_1) \right] \exp(-TE/T_2^*) \cdot \sin \alpha}{\left[1 - \cos \alpha \cdot \exp(-TR/T_1) \right]}$$

$\downarrow$
 $\cos \alpha \doteq 1$ となる

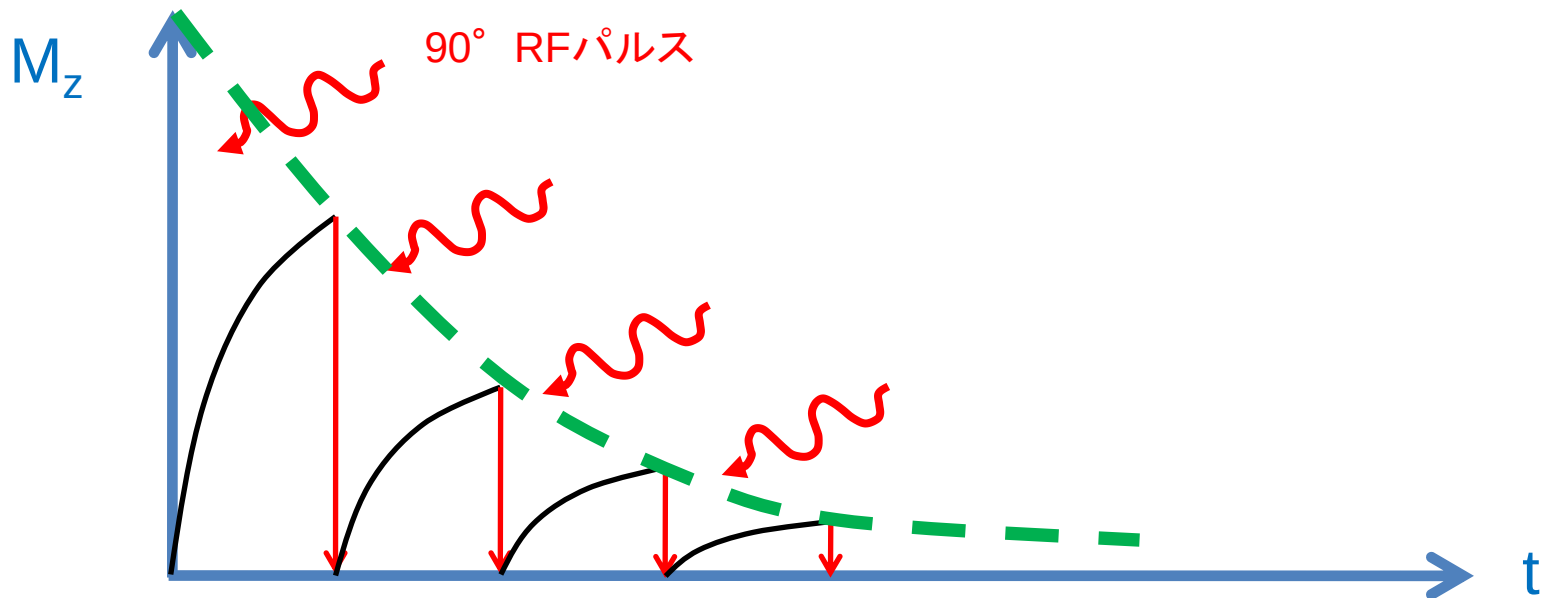
TE 短 → プロトン密度強調画像

TE 長 → T_2^* 強調画像

※あくまで数式から考えると

短時間で撮像する？（縦磁化を考える）

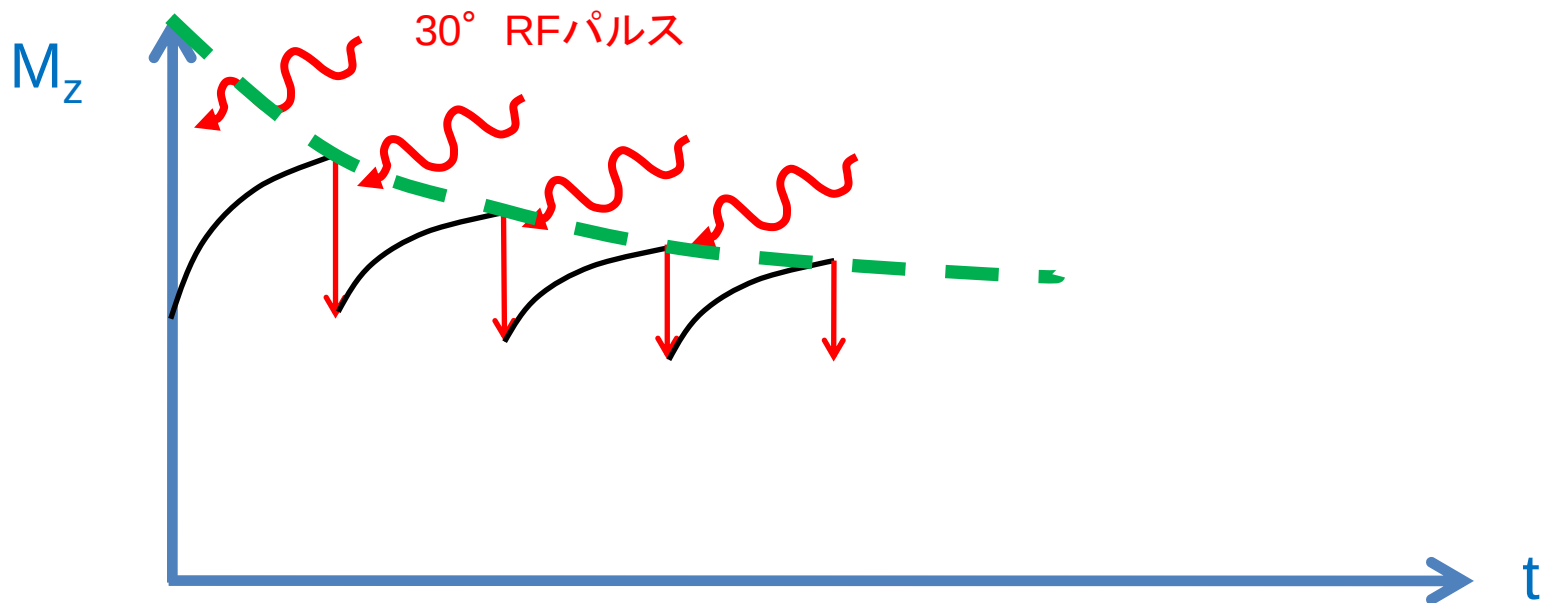
TRを短くして撮像できるが、短いTRでRFパルスを印加することで、縦磁化が回復しきれなくなる



90° RFパルスの印加では縦磁化の回復が不十分
⇒大きい信号が得られない

短時間で撮像する？（縦磁化を考える）

小さいFAを用いてRFパルスを印加する(例：FA30°)



RFパルス印加後の縦磁化消失が小さいため、信号低下が緩やか
⇒大きい信号が得られる

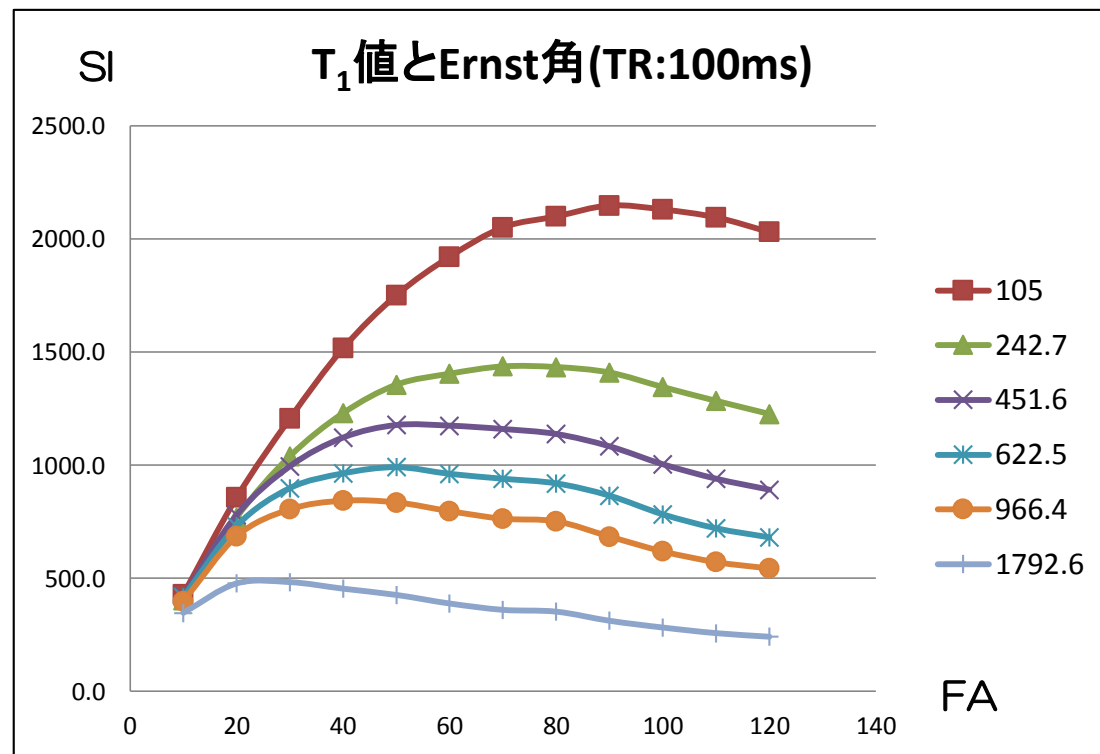
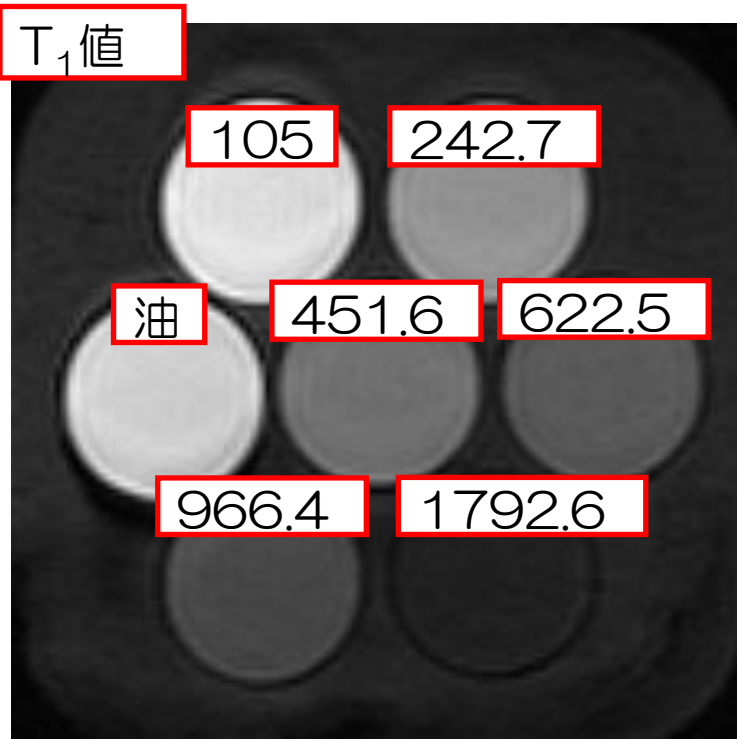
⇒TRと組織の T_1 値によって最も高い信号が得られるFAがある

Ernst(エルンスト)角

→組織の信号強度を最も大きくするRFパルスのFA

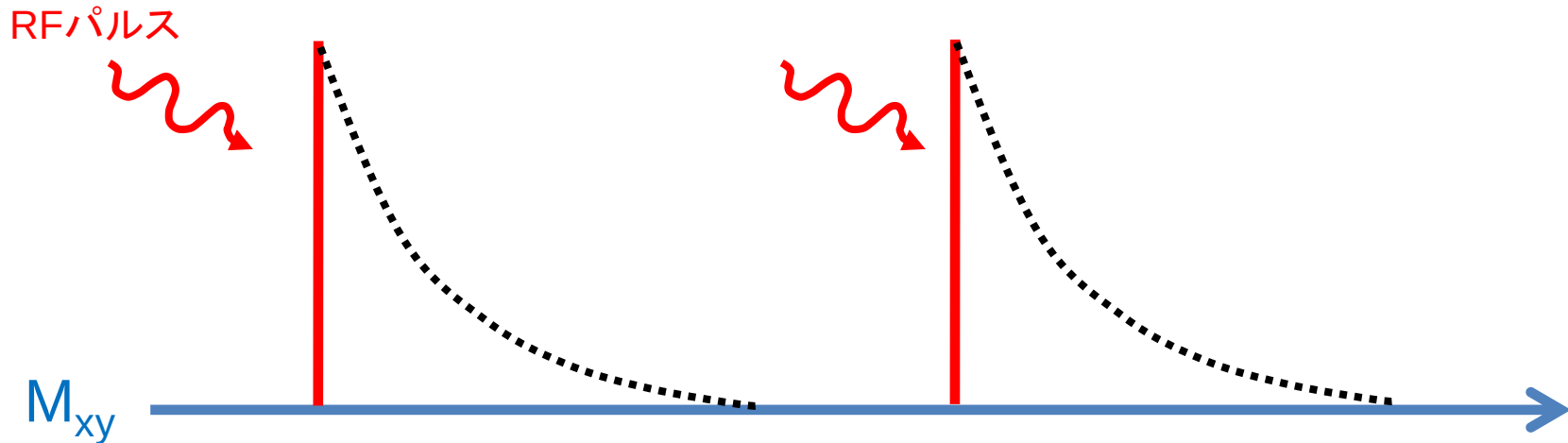
→組織の組織の T_1 値とTRによって決まる $\cos \alpha = \exp(-TR/T_1)$

ex) Gd造影剤希釈ファントム



短時間で撮像する？（横磁化を考える）

TRが長い場合

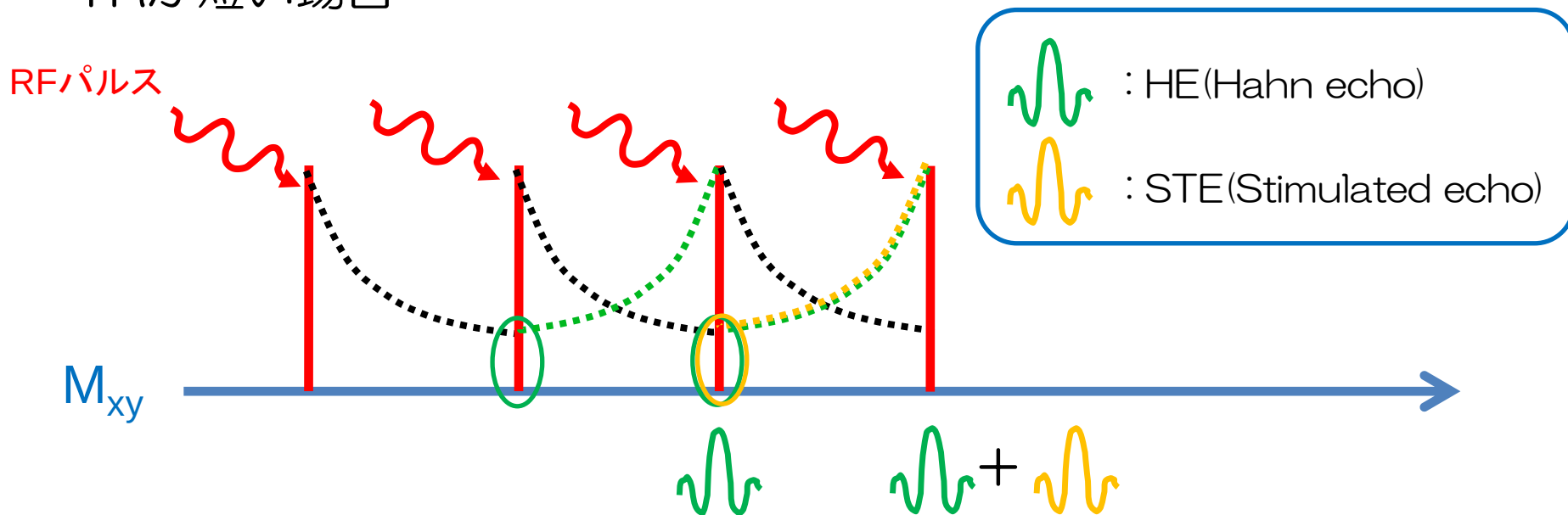


次のRFパルスまでに横磁化は無視できるほど減衰している

→FID信号のみ発生し、GREの基本PSDで考えることができる

短時間で撮像する？（横磁化を考える）

TRが短い場合



次のRFパルスまでに横磁化が残留する

→残留横磁化により、多数のエコーが発生⇒コントラストが複雑に

TRを更に短くすると、FID、HE、STEが融合した一定の信号に

→定常状態自由歳差運動（steady state free precession:SSFP）

残留横磁化をどうするか？

• Spoiled GRE (incoherent GRE) 法

→ 残留横磁化を消す

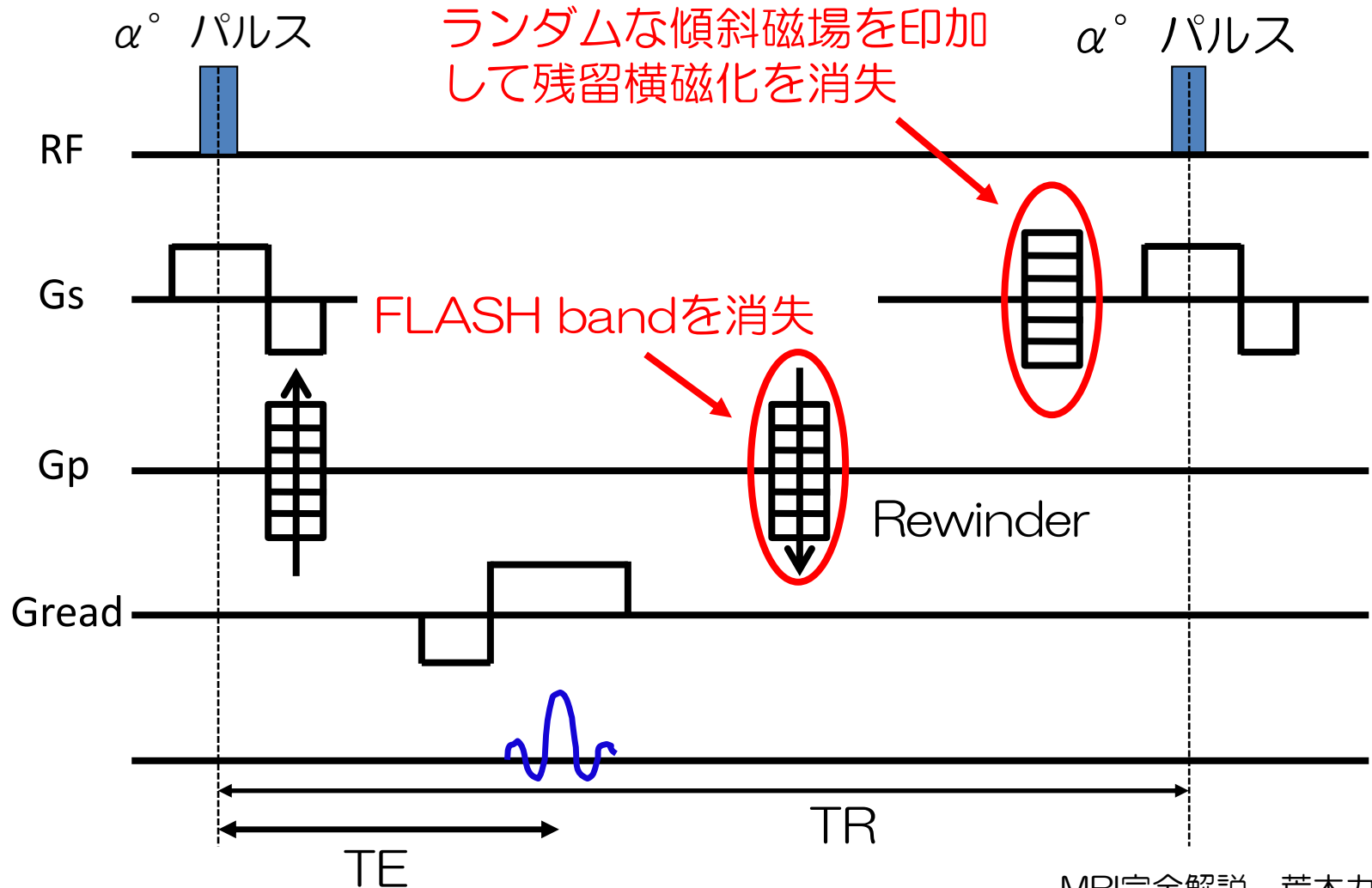
- Gradient spoiling → ex) FLASH
- RF spoiling → ex) SPGR

• Coherent GRE法

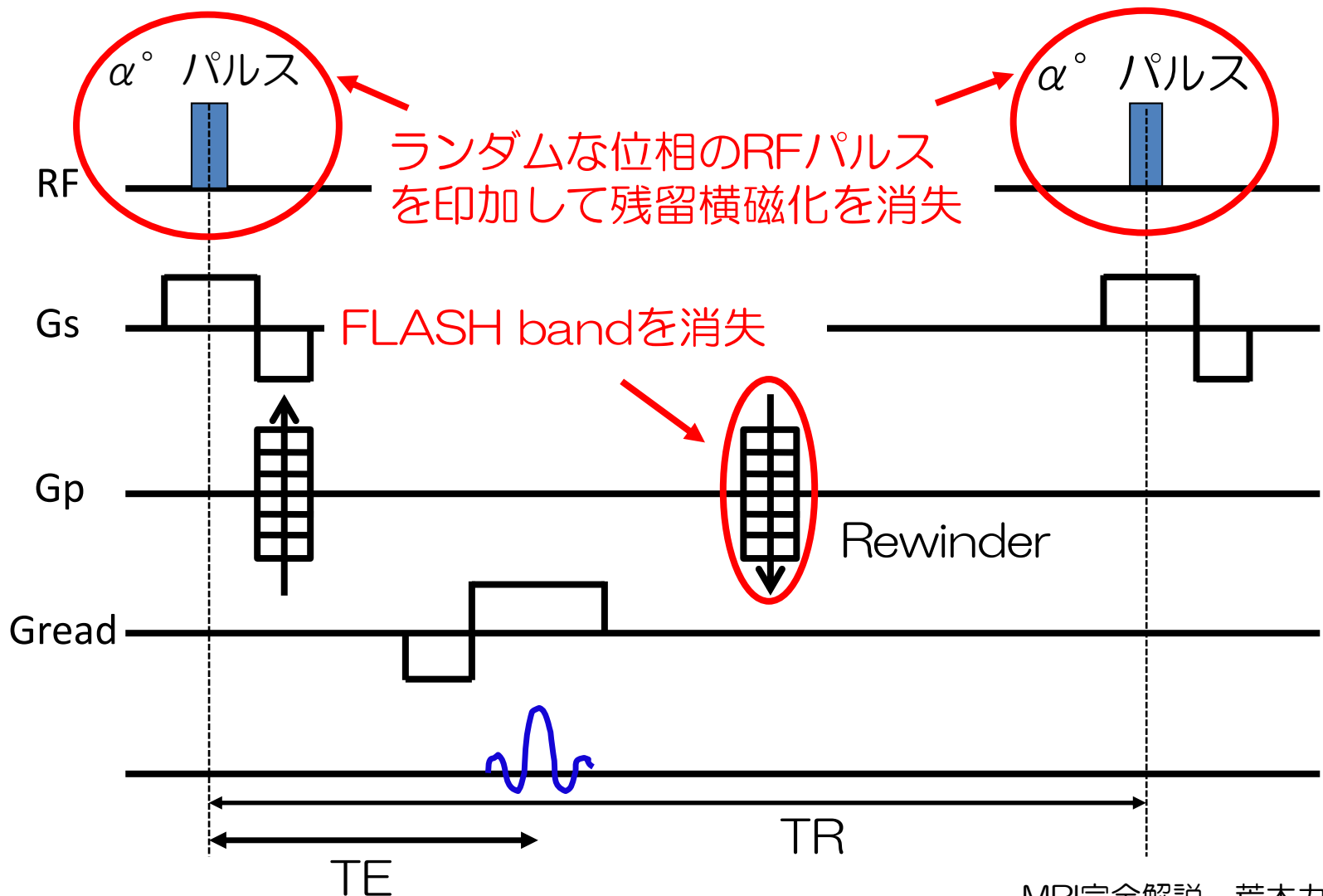
→ 残留横磁化を残す

- SSFP-FID → ex) FISP, GRASS, FFE
- SSFP-SE
- SSFP
- balanced SSFP

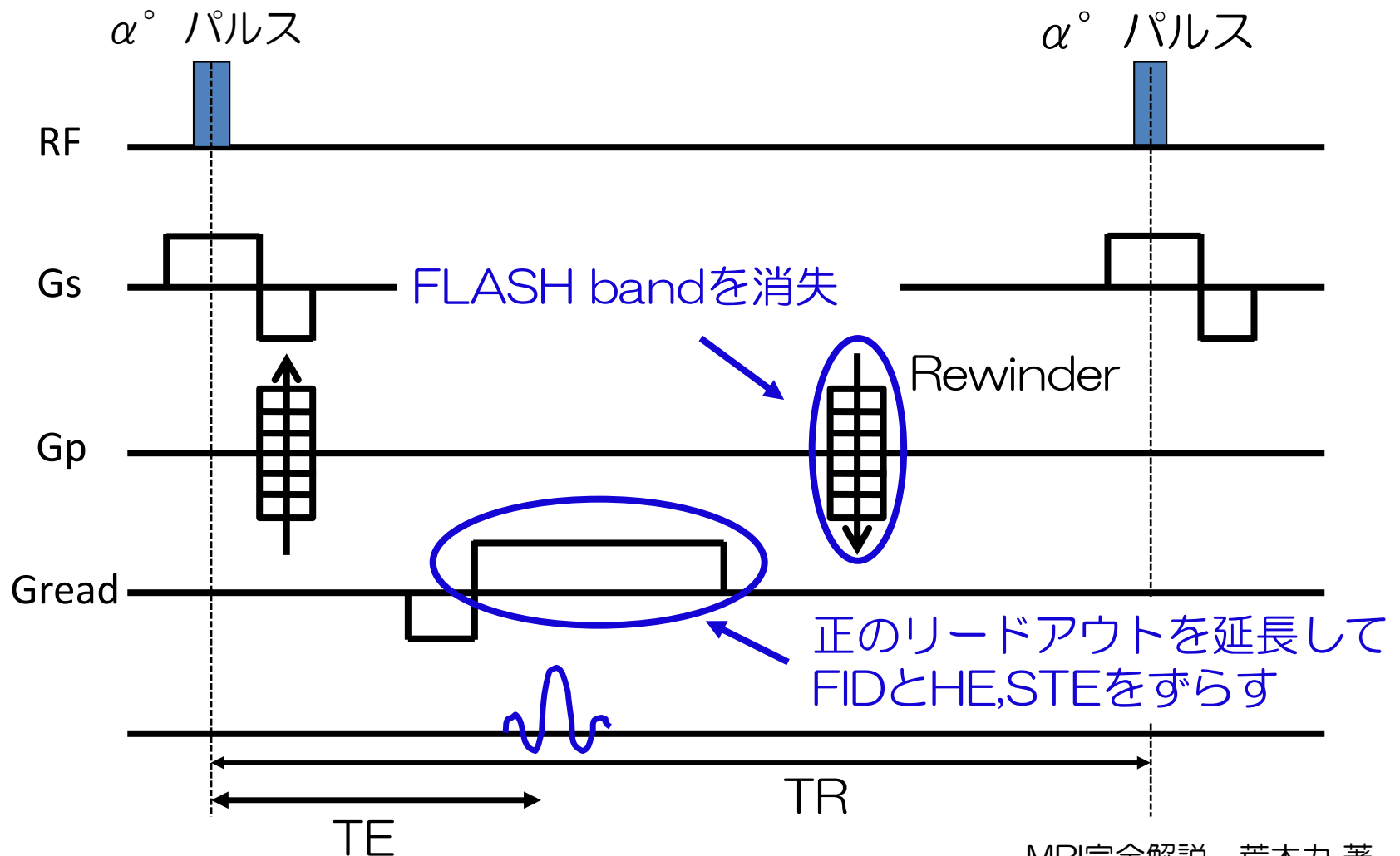
Spoiled GRE法(Gradient spoiling)



Spoiled GRE法(RF spoiling)



Coherent GRE法 (SSFP-FID)



本日の内容

教科書的にGRE法を考える

画像からGRE法を考える

応用編

TR、TE、FAの組み合わせ

GRASS (Coherent GRE法SSFP-FID)

TR

40ms

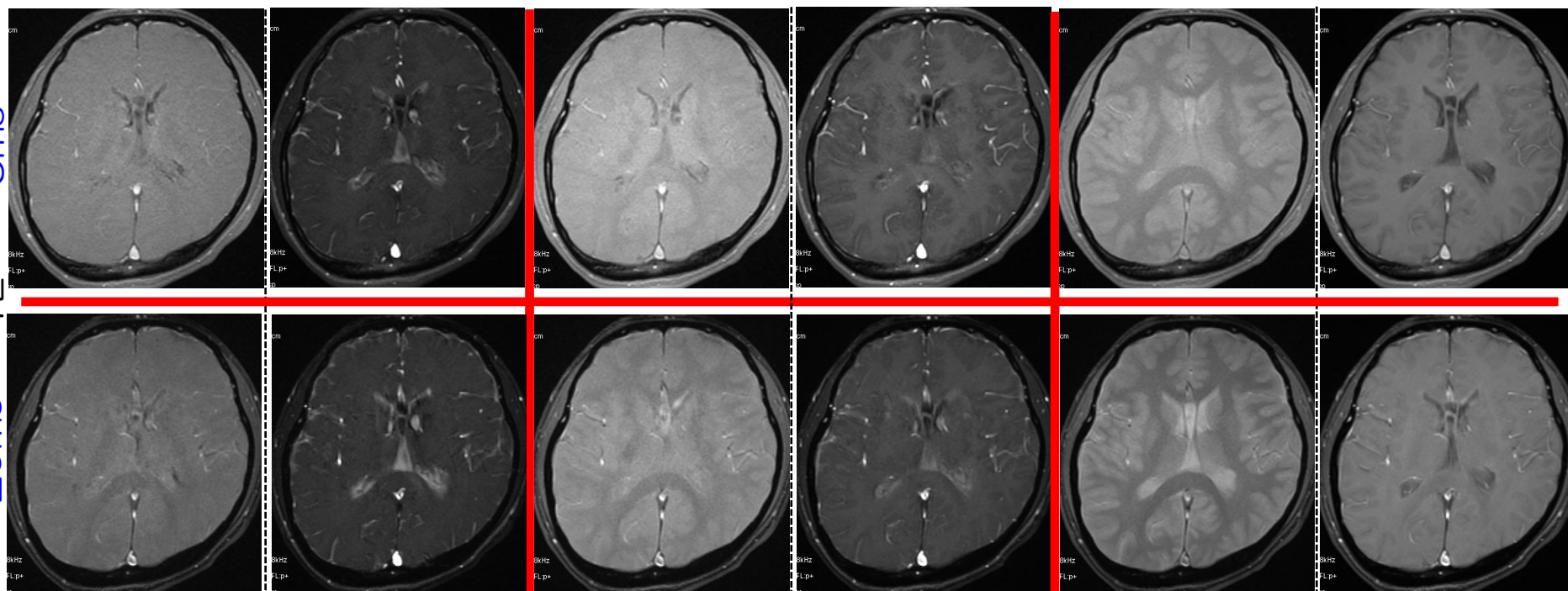
100ms

500ms

5ms

TE

20ms



a

b

a : FA20°

b : FA90°

TR、TE、FAの組み合わせ

SPGR(Spoiled GRE法 : RF spoiling)

TR

40ms

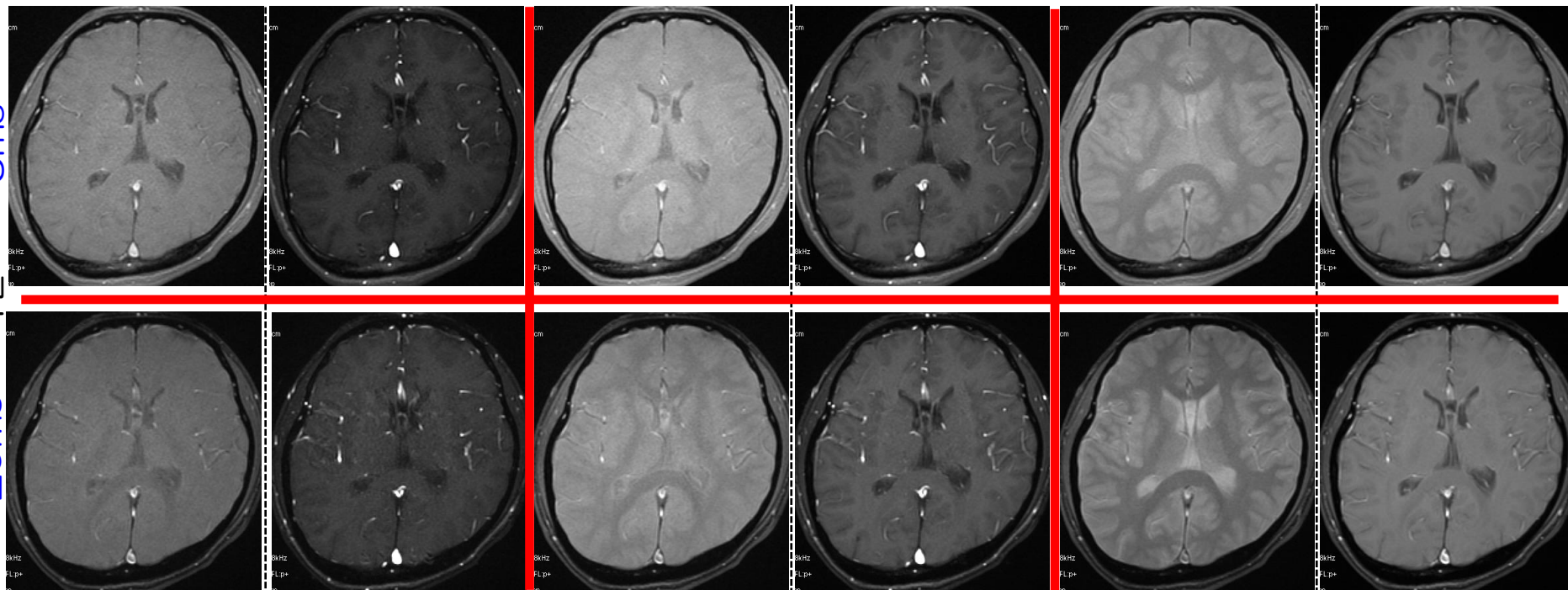
100ms

500ms

5ms

TE

20ms



a

b

a : FA20°

b : FA90°

SPGR vs GRASS

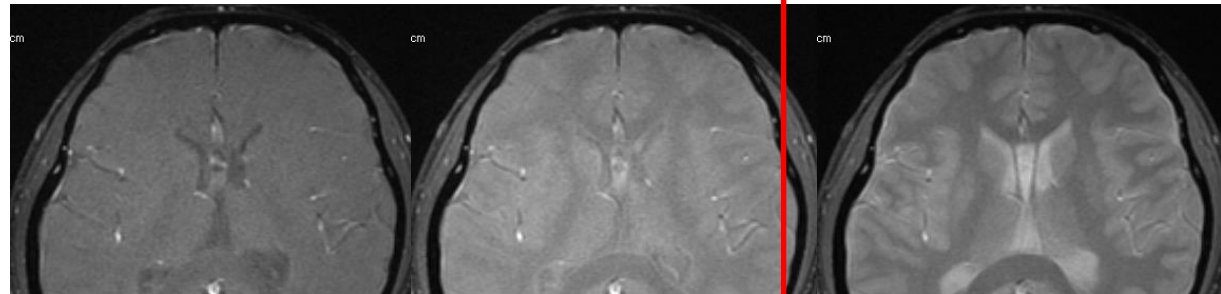
FA 20°, TE 20msの場合

TR 40ms

100ms

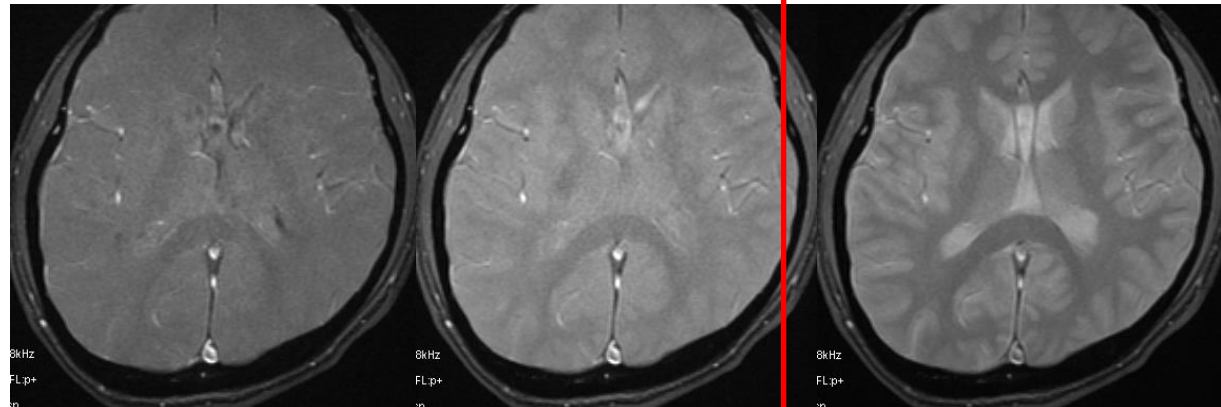
500ms

SPGR



T₂*強調画像は、TRが長くなるにつれてSPGRとGRASSでほとんど変化がなくなる

GRASS

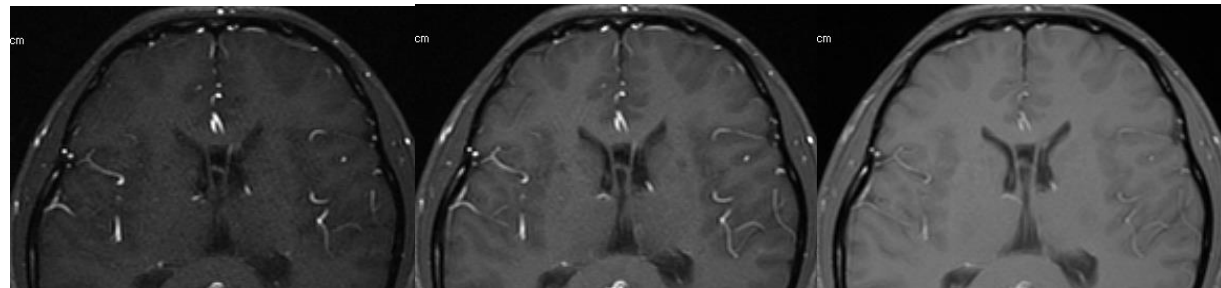


SPGR vs GRASS

FA 90°, TE 5msの場合

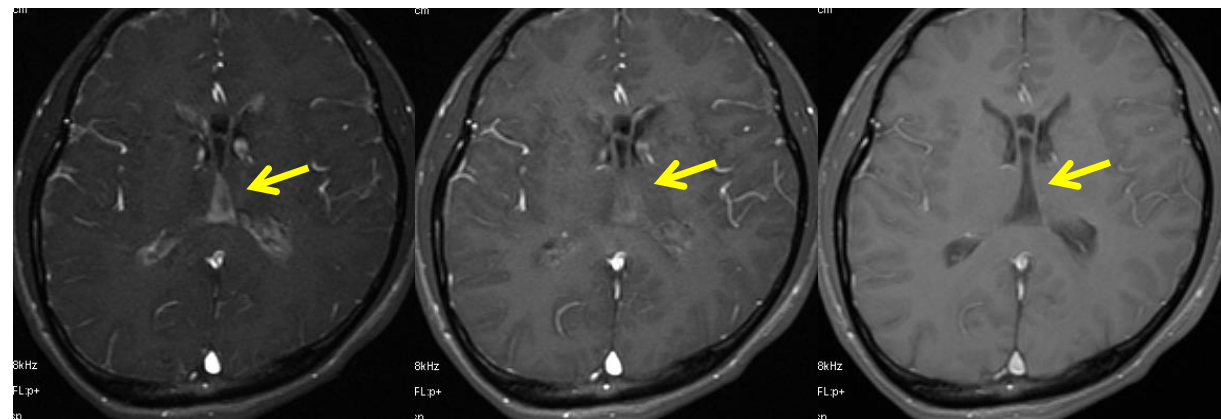
TR 40ms 100ms 500ms

SPGR



T₁強調画像では、GRASSは横磁化の信号が混入するため、**SPGR**の方が良い

GRASS



本日の内容

教科書的にGRE法を考える

画像からGRE法を考える

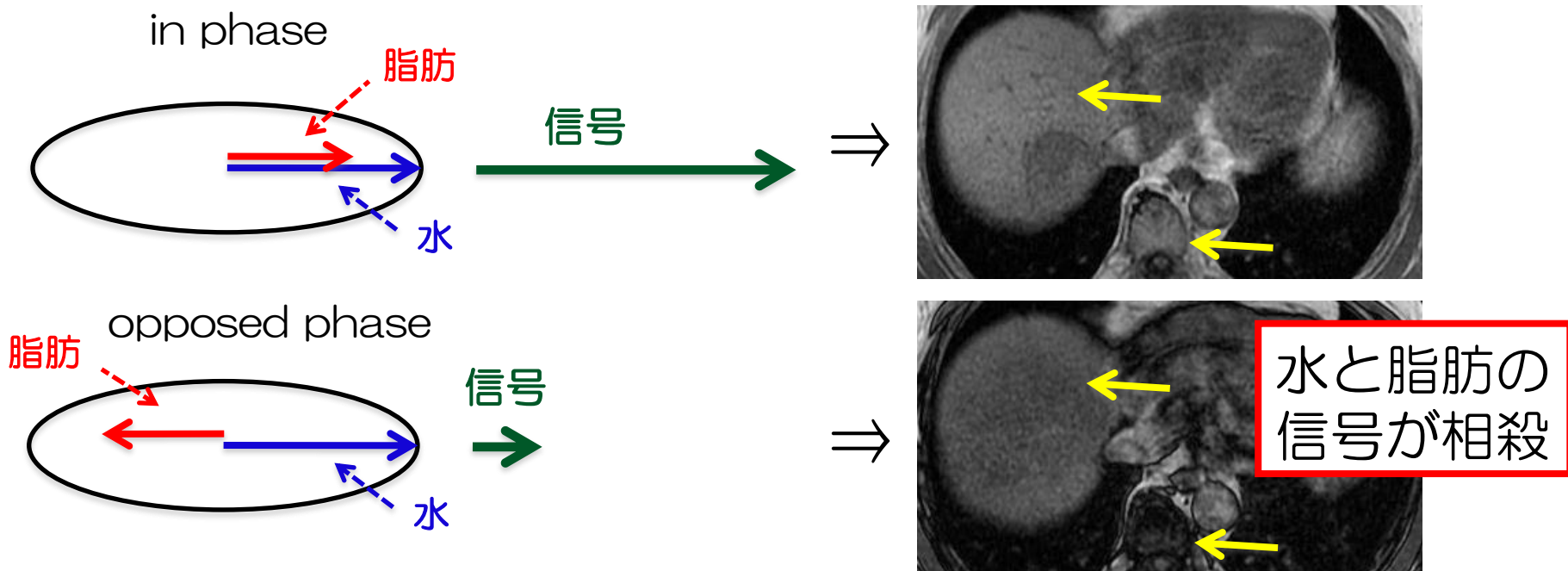
応用編(少しだけ)

in phase , opposed phase

水と脂肪の共鳴周波数の差は3.5ppm(1.5Tでは約220Hz)

→水と脂肪が同位相を繰り返す時間 $\Rightarrow 1 / 220\text{Hz} \div 4.5\text{ms}$

→水と脂肪が逆位相を繰り返す時間 $\Rightarrow 4.5 / 2 = 2.25\text{ms}$



in phase , opposed phase with GRASS

膝関節（GRASS：TR 500ms , FA 30°）

6.8ms

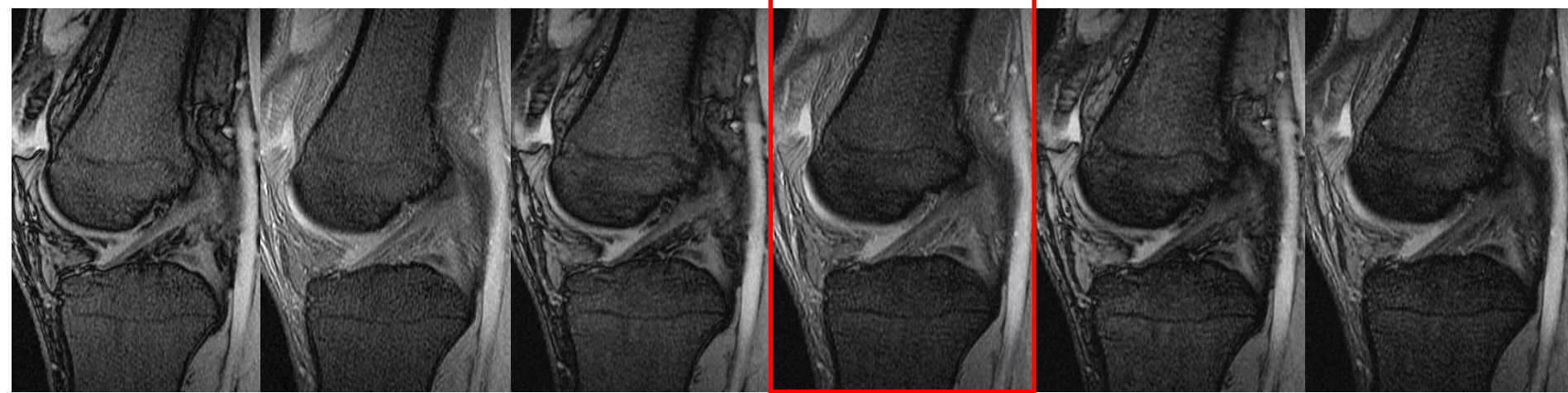
9.0ms

11.3ms

13.5ms

15.8ms

18.0ms



opposed phaseでは同一ピクセル内の水と脂肪の信号が相殺

膝関節で撮像するT2*強調画像はin phaseとなるTEが良い

※TE=13.5msは、0.5T , 1.0Tでもin phaseである

膝MRI 新津守 著

Kitasato University Hospital

fast Spoiled GRE (fast SPGR) 法

- 3D fast SPGR法

非常に短いTR(5ms程度)、浅いFA(15° 程度)を用いる3D撮像法。
Parallel imagingを用いて更に高速化が可能

→呼吸停止下での撮像が可能

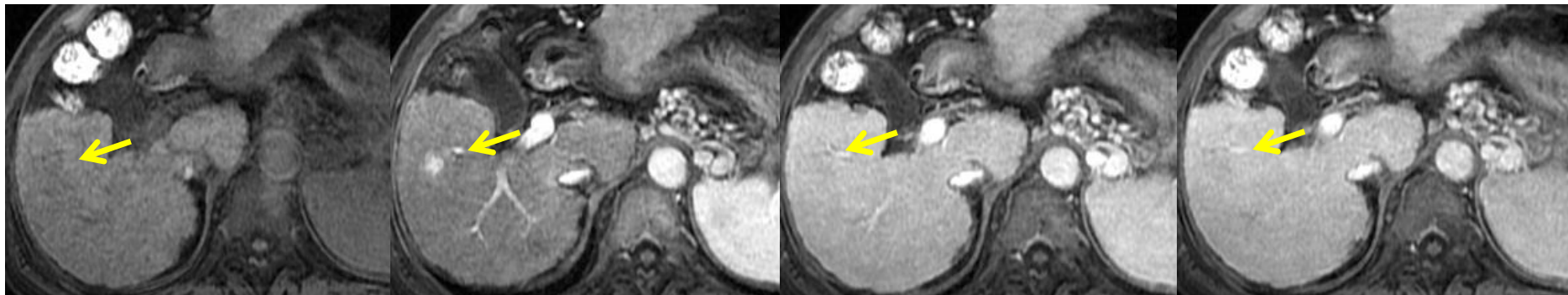
ex) 肝臓のDynamic study (LAVA : GE社)

Pre

Early (late A)

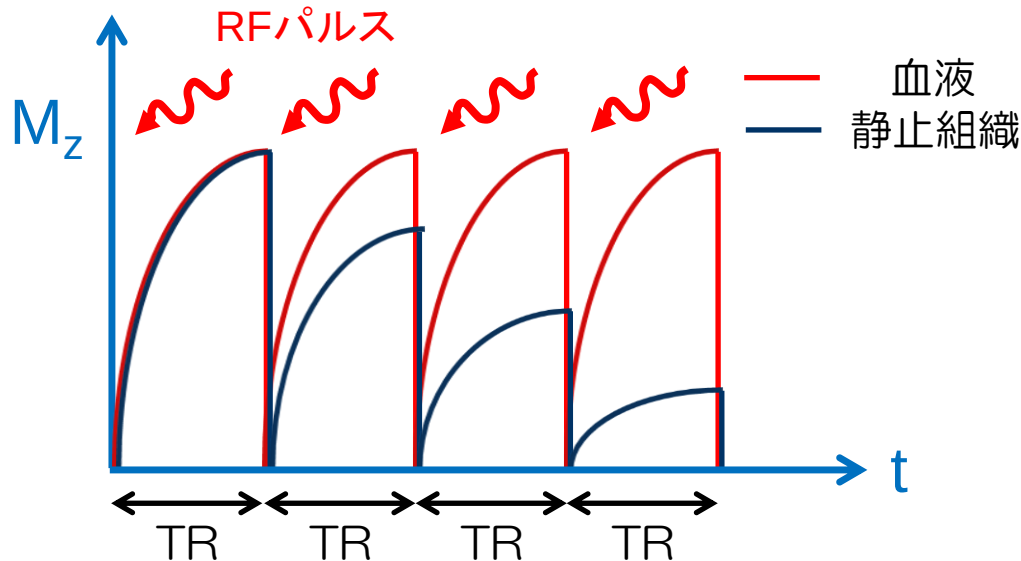
Portal

Delay

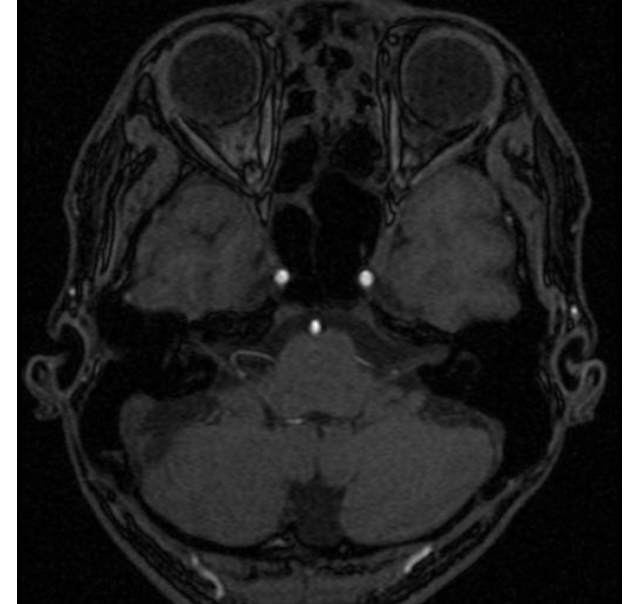


Time of flight(TOF)法

流入効果(In flow effect)



3D Vasc TOF SPGR



血液：撮像スラブ内に励起パルスを受けていないプロトンが流れ込んできくため、短いTRでも縦磁化は保たれる

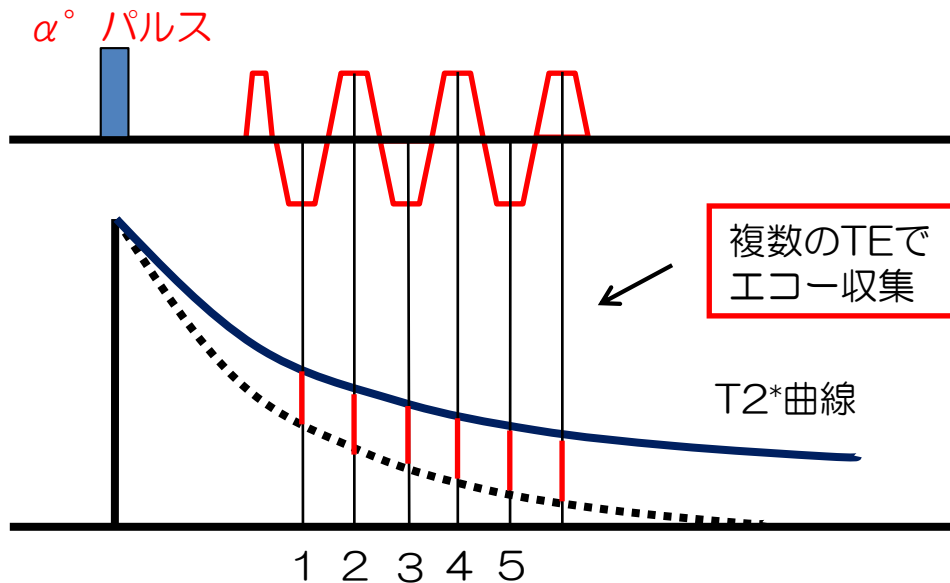
※流速・スラブ厚・TRによって変化する

$$\text{流速}(v) = \text{距離}(d) / \text{TR}$$

静止組織：縦磁化が十分回復する前にプロトンが次の励起パルスを受けてしまうため、短いTRでは縦磁化が保てない⇒飽和効果

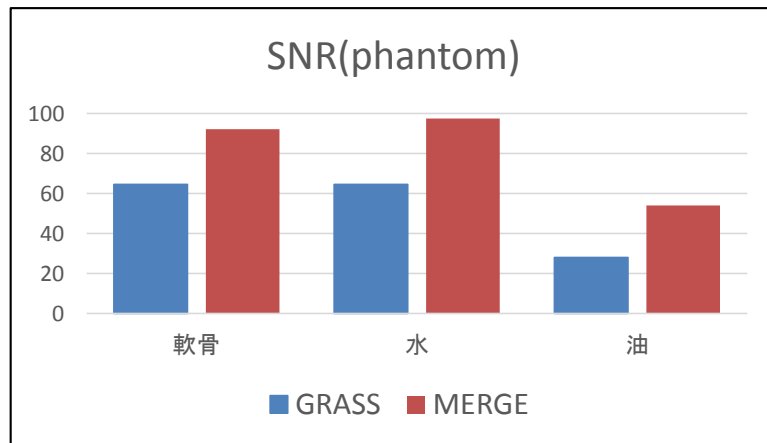
Multi echo GRE法(MERGE)

複数のTEで信号を取得し、各TEのデータを平均化した画像



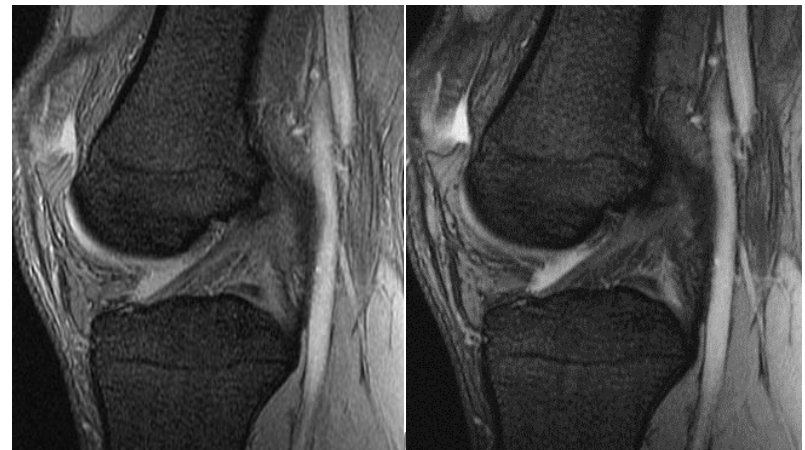
GRASSに比べて

- S/Nが高い
- 水の信号が高い
- 筋、脂肪等の信号が高い



GRASS

MERGE



磁化率強調画像(SWI)

流速補正3D GREシーケンスの強度画像と位相画像の集合体

磁化率の異なる物質による、局所磁場の不均一
(T_2^* 短縮)を反映した画像

⇒強度画像

位相画像をフィルター処理したデータ

⇒位相マスク

強度画像

+

位相マスク

+

流速補正



Akira Kunimatsu et al. Magn Reson Med Sci, vol 11, No 3, 205-211 (2012)

まとめ

GRE法のコントラストはTR、TE、FAと臓器の緩和が関連して導かれる複雑なコントラスト
更に縦磁化の回復や残留横磁化も考慮する必要があり、条件が難しい

…ですが、

GRE法の原理について知識をつけて、特徴を理解すれば、様々なコントラストが生み出せる撮像法

色々と画像を撮ってみましょう！