

NEW今からでも大丈夫!! シリーズ

# SE法の基礎原理と臨床

昭和大学藤が丘病院 放射線技術部

秋葉 泰紀

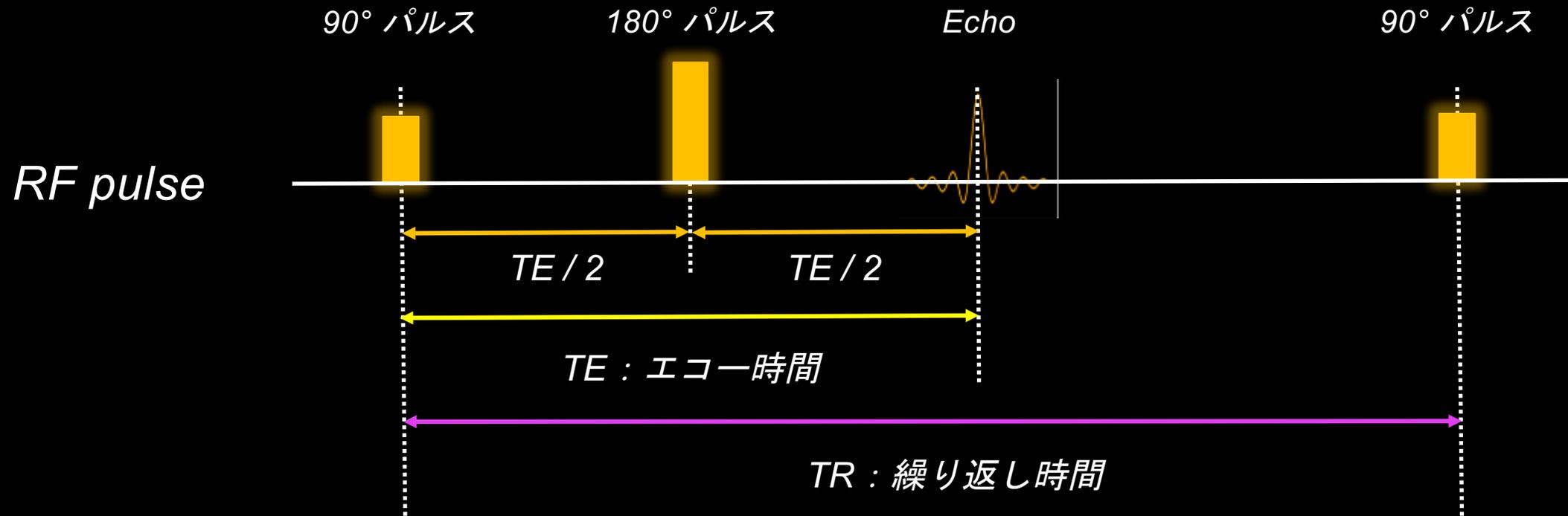
この内容に関連する利益相反事項は

ありません。

# 本日の内容

- SE法の基礎
- FSE法の基礎
- 臨床画像について

# Spin echo 法のパルスシーケンス



# Spin echo 法の横磁化の挙動

RF pulse

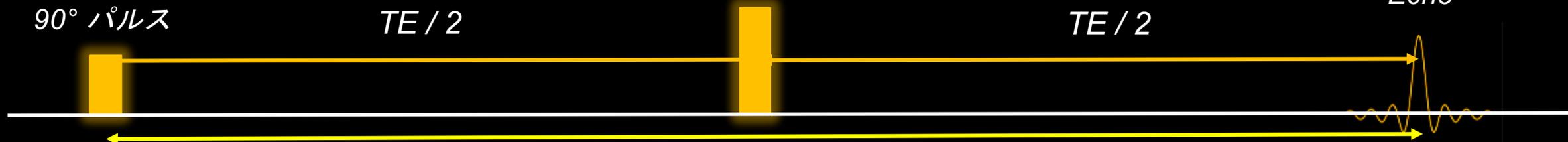
90° パルス

TE / 2

180° パルス

TE / 2

Echo



TE : エコー時間

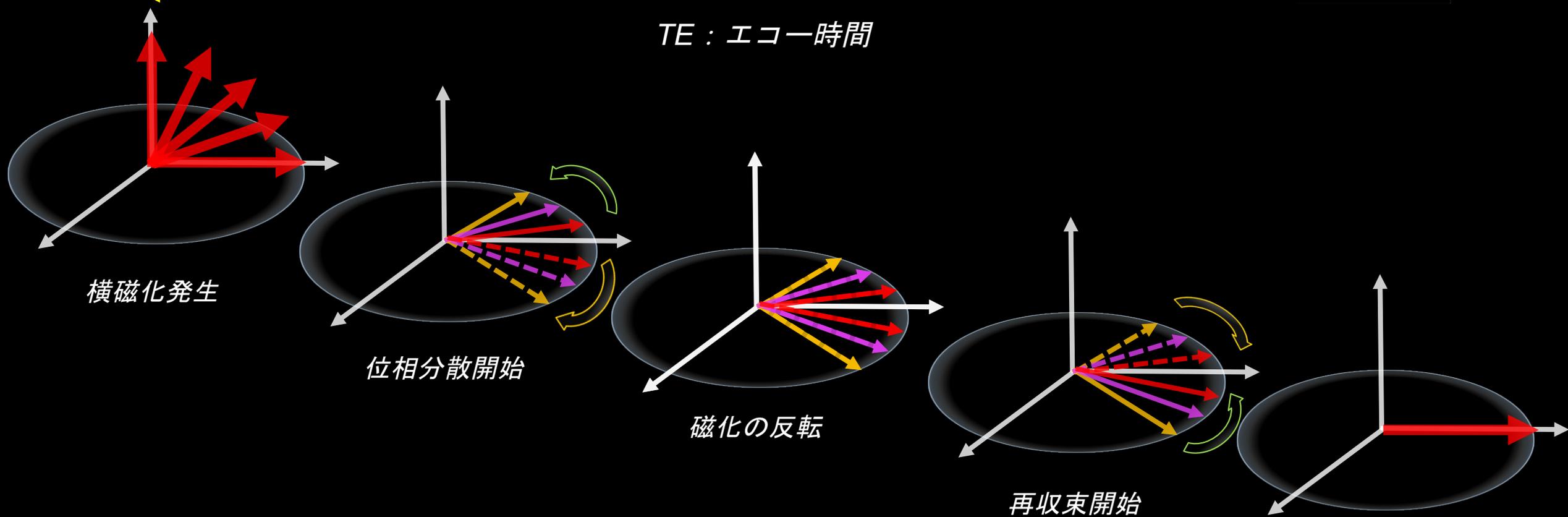
横磁化発生

位相分散開始

磁化の反転

再収束開始

位相が揃い信号発生



# Spin echo 法の信号強度

コントロール可能なパラメータ

繰り返し時間

エコー時間

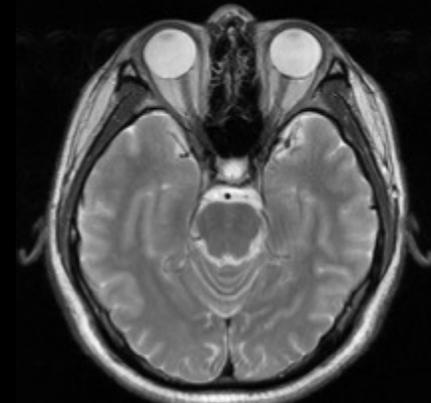
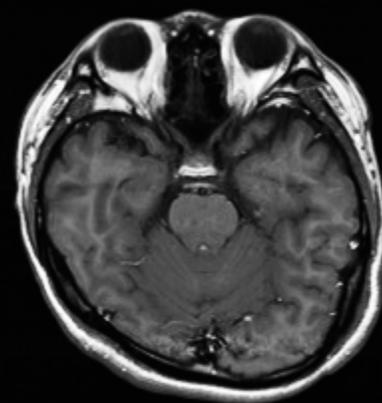
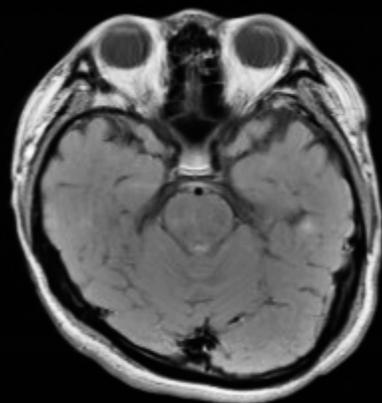
$$S (TR, TE) \propto \rho \cdot (1 - e^{-TR/T1}) \cdot e^{-TE/T2}$$

プロトン密度

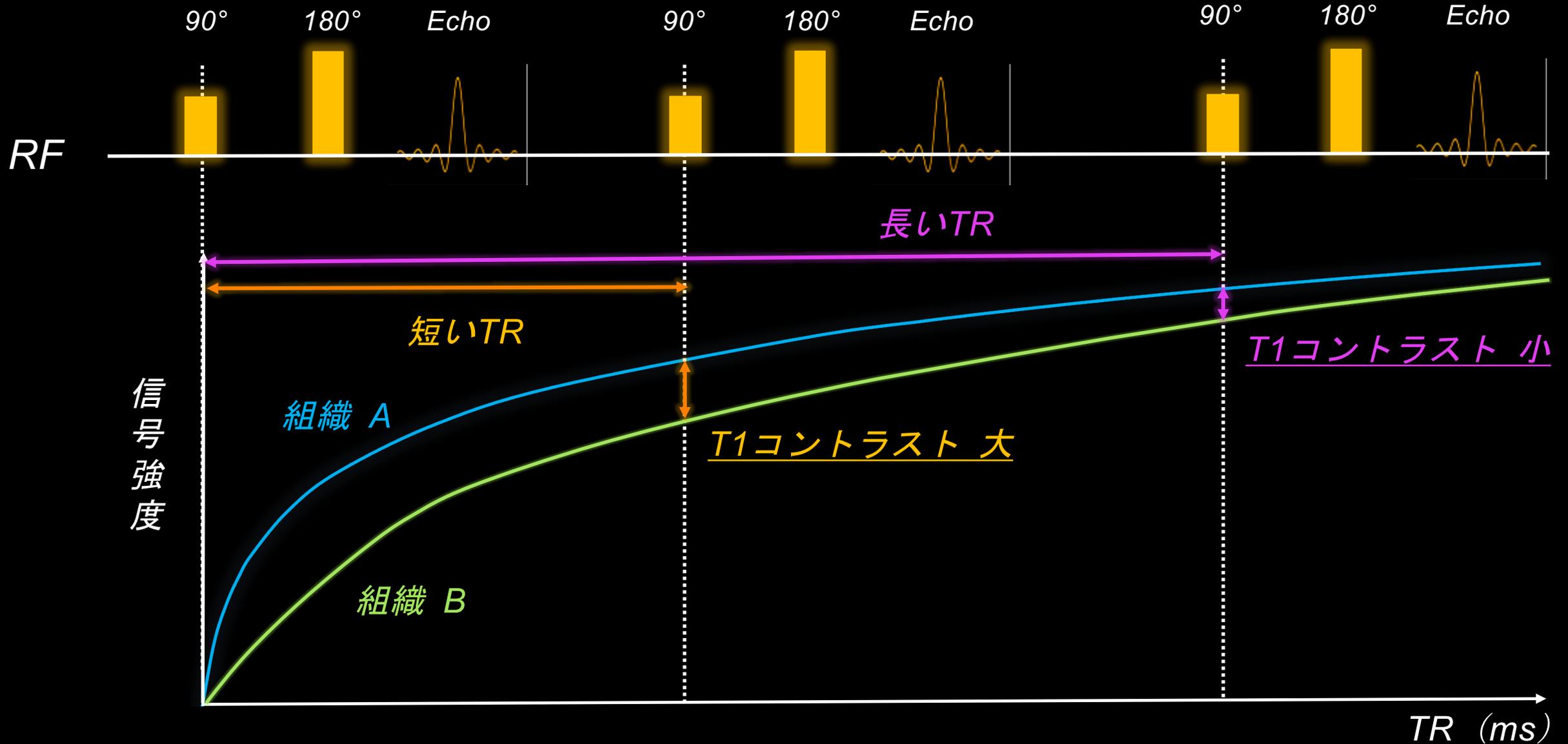
T1緩和時間

T2緩和時間

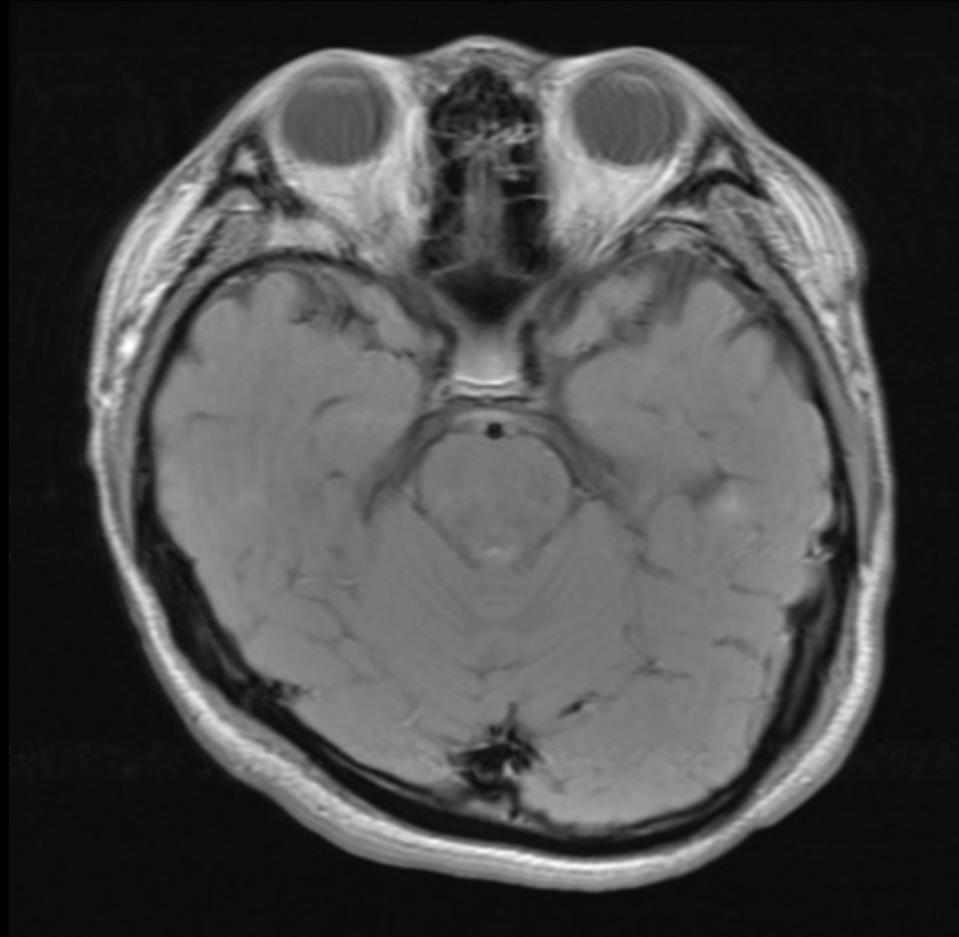
組織固有の値



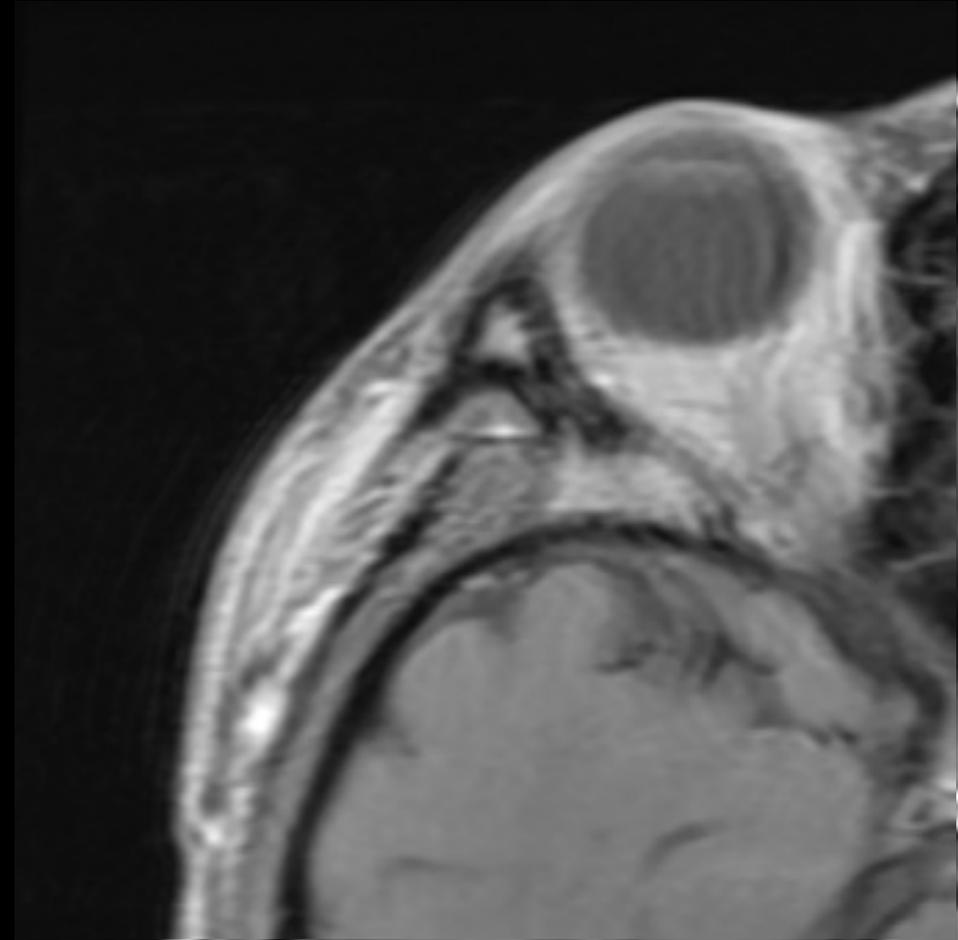
# TRとT1コントラスト



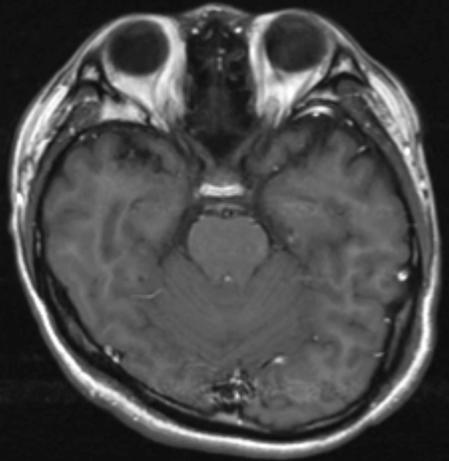
# TRとT1コントラスト



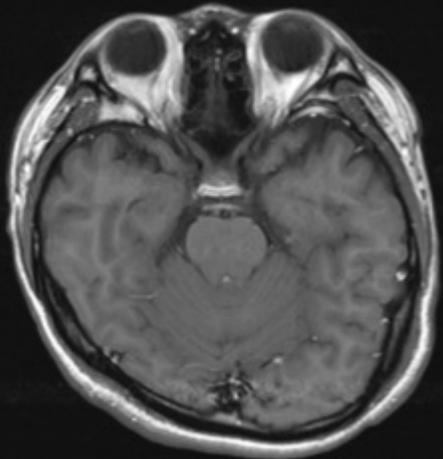
TR : 8000



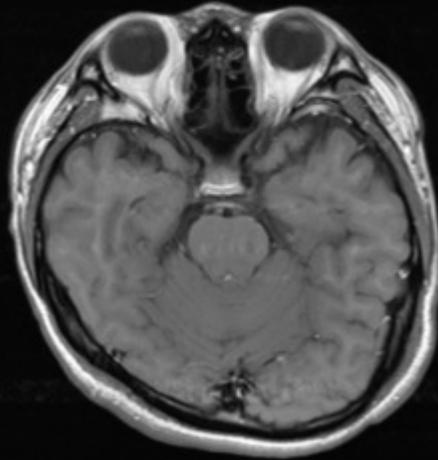
拡大画像 TR : 8000



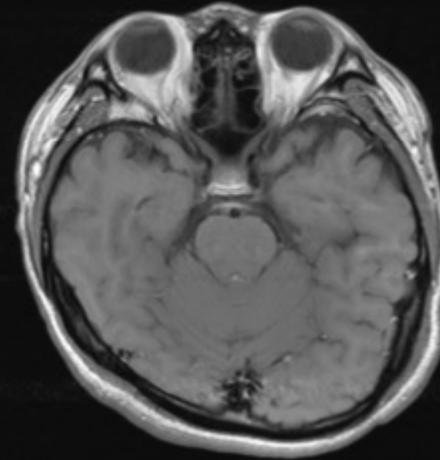
TR : 300



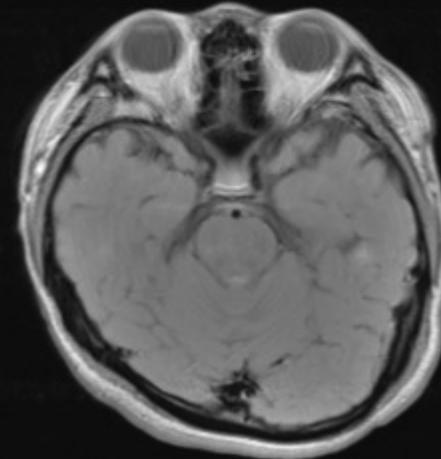
TR : 500



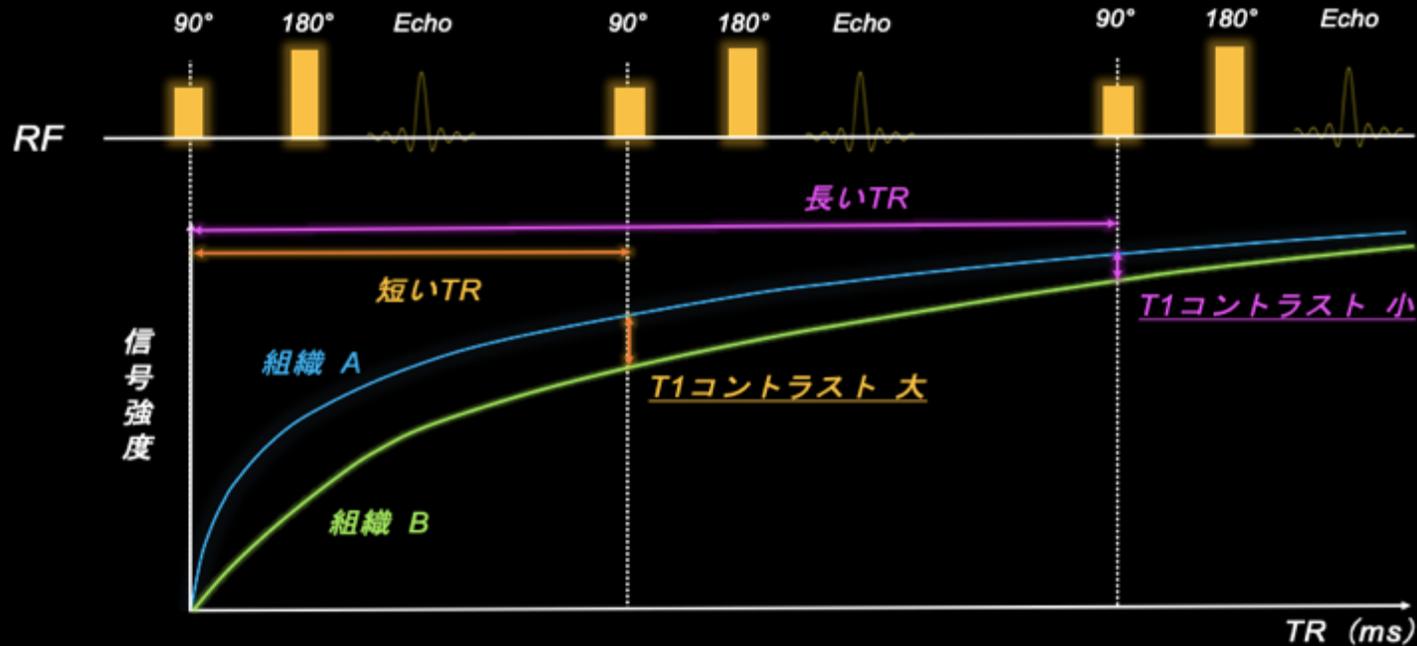
TR : 800



TR : 1000



TR : 2000



短い TR : T1コントラスト 大

長い TR : T1コントラスト 小

# Spin echo 法の信号強度

コントロール可能なパラメータ

繰り返し時間

エコー時間

$$S (TR, TE) \propto \rho \cdot (1 - e^{-TR/T1}) \cdot e^{-TE/T2}$$

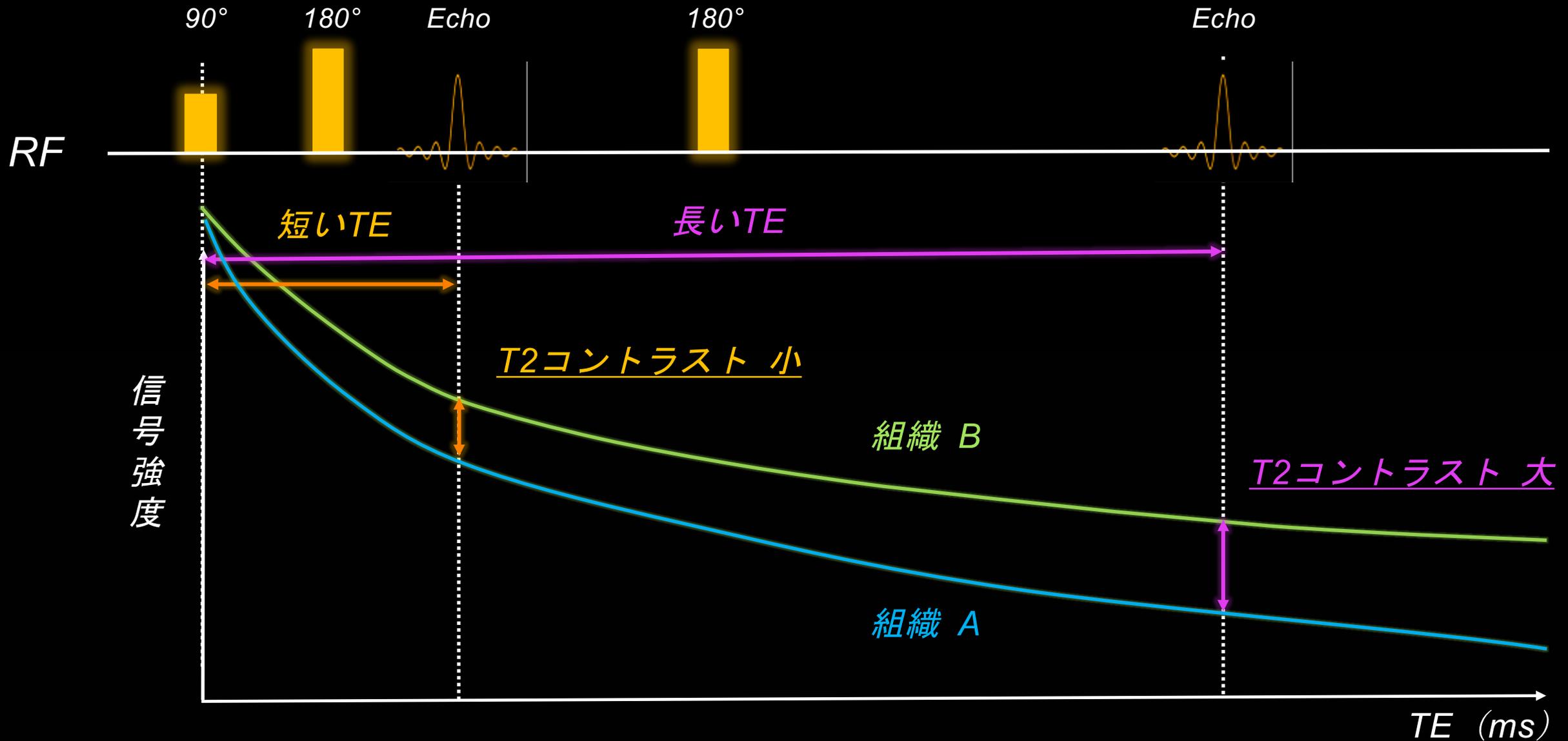
プロトン密度

T1緩和時間

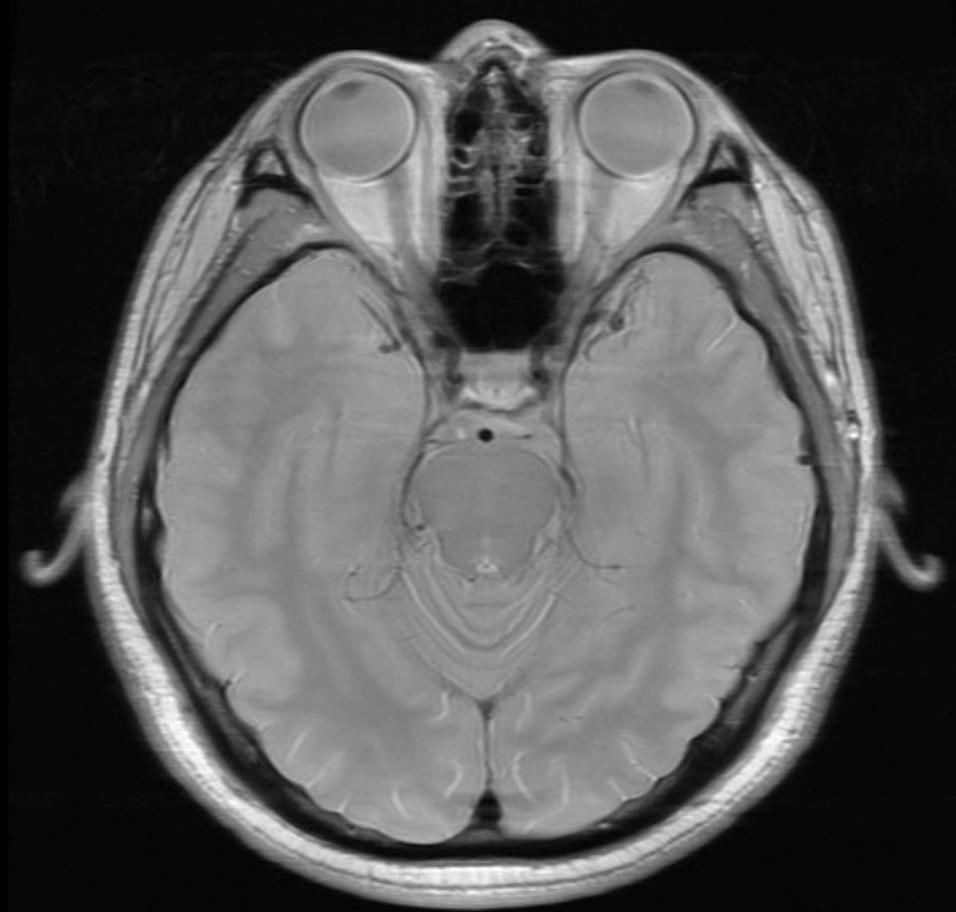
T2緩和時間

組織固有の値

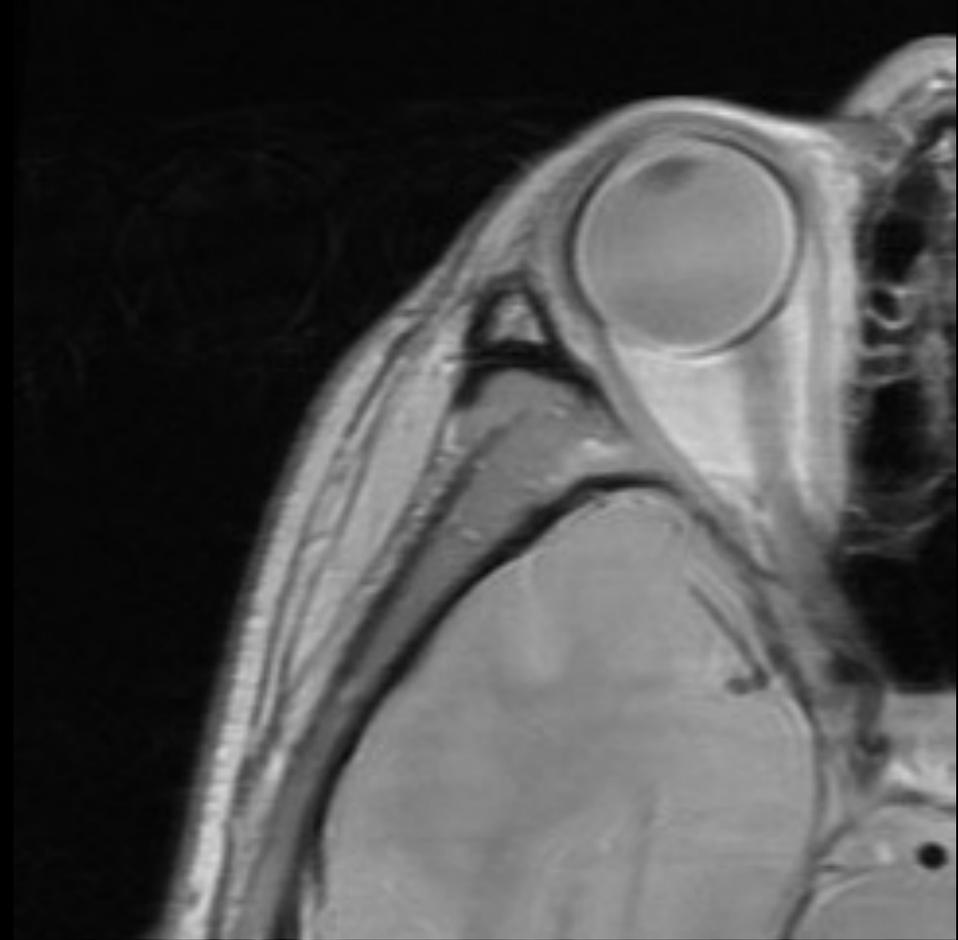
# TEとT2コントラスト



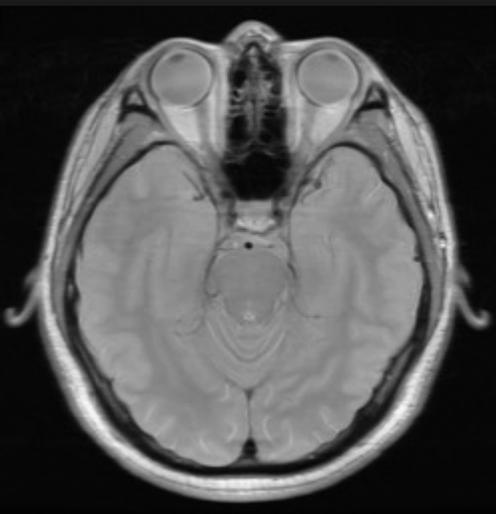
# TEとT2コントラスト



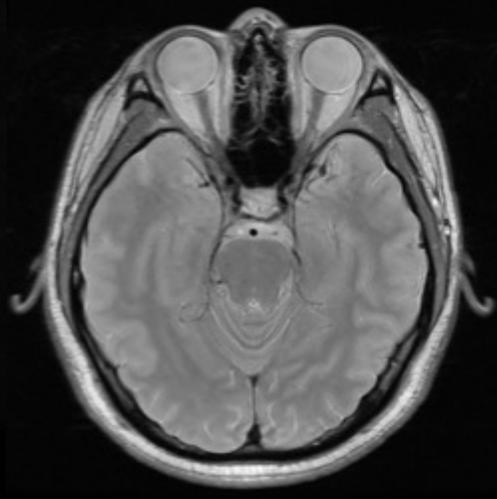
TE::1332



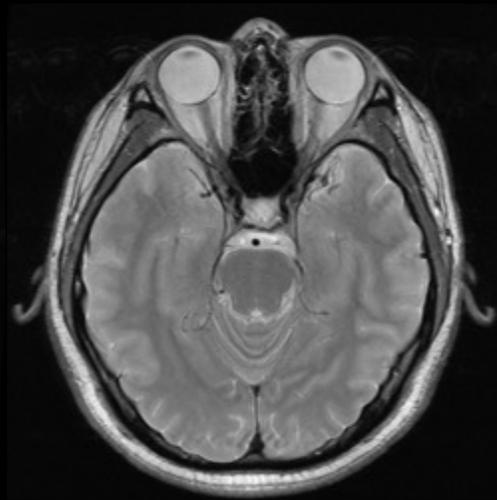
撮大面像 TE::1332



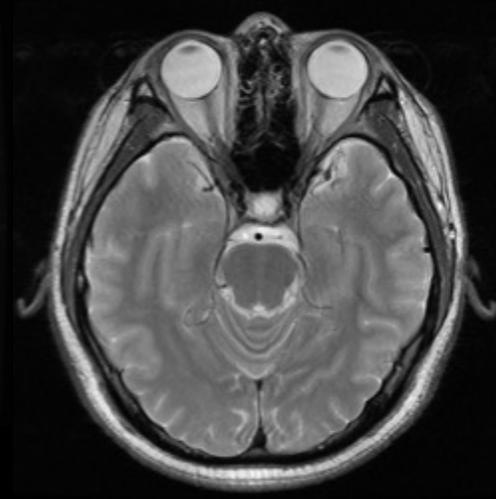
TE : 11.2



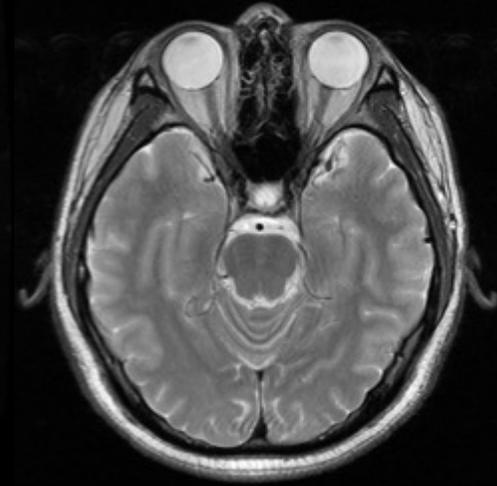
TE : 42



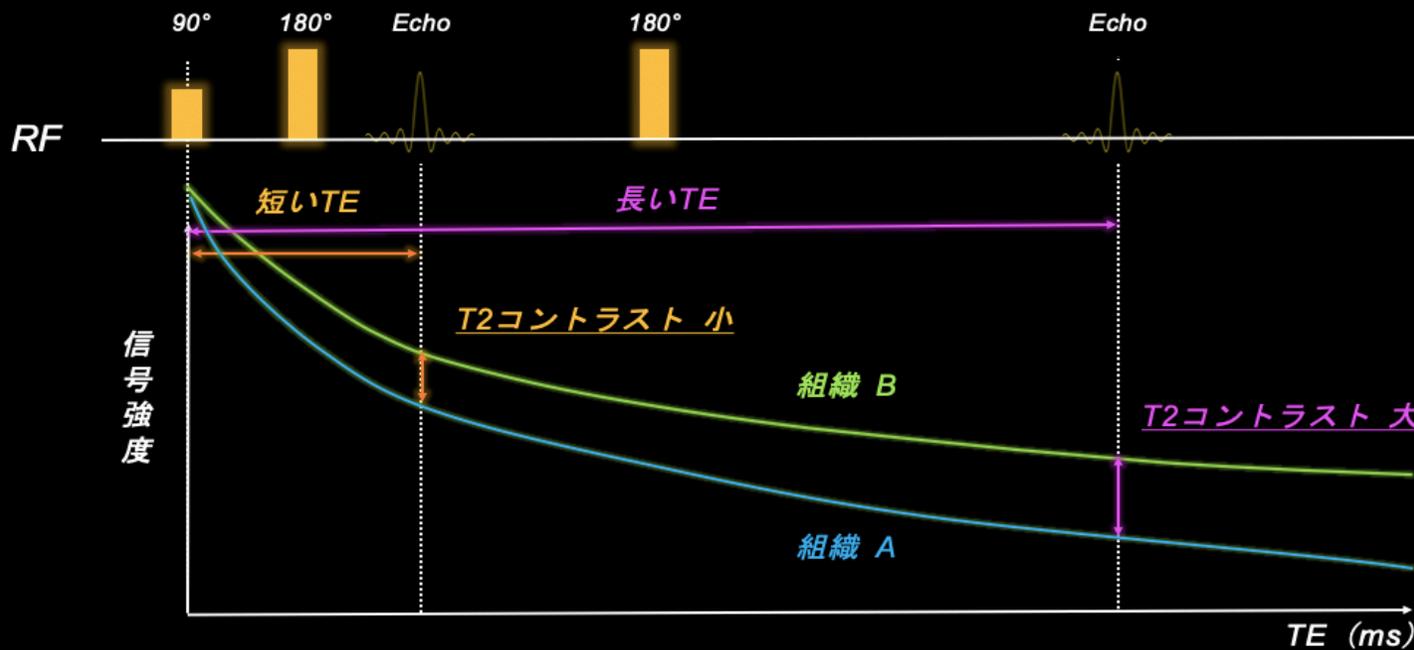
TE : 68



TE : 85



TE : 102



短い TE : T2コントラスト 小

長い TE : T2コントラスト 大

# Spin echo 法の信号強度

コントロール可能なパラメータ

繰り返し時間

エコー時間

$$S (TR, TE) \propto \rho \cdot (1 - e^{-TR/T1}) \cdot e^{-TE/T2}$$

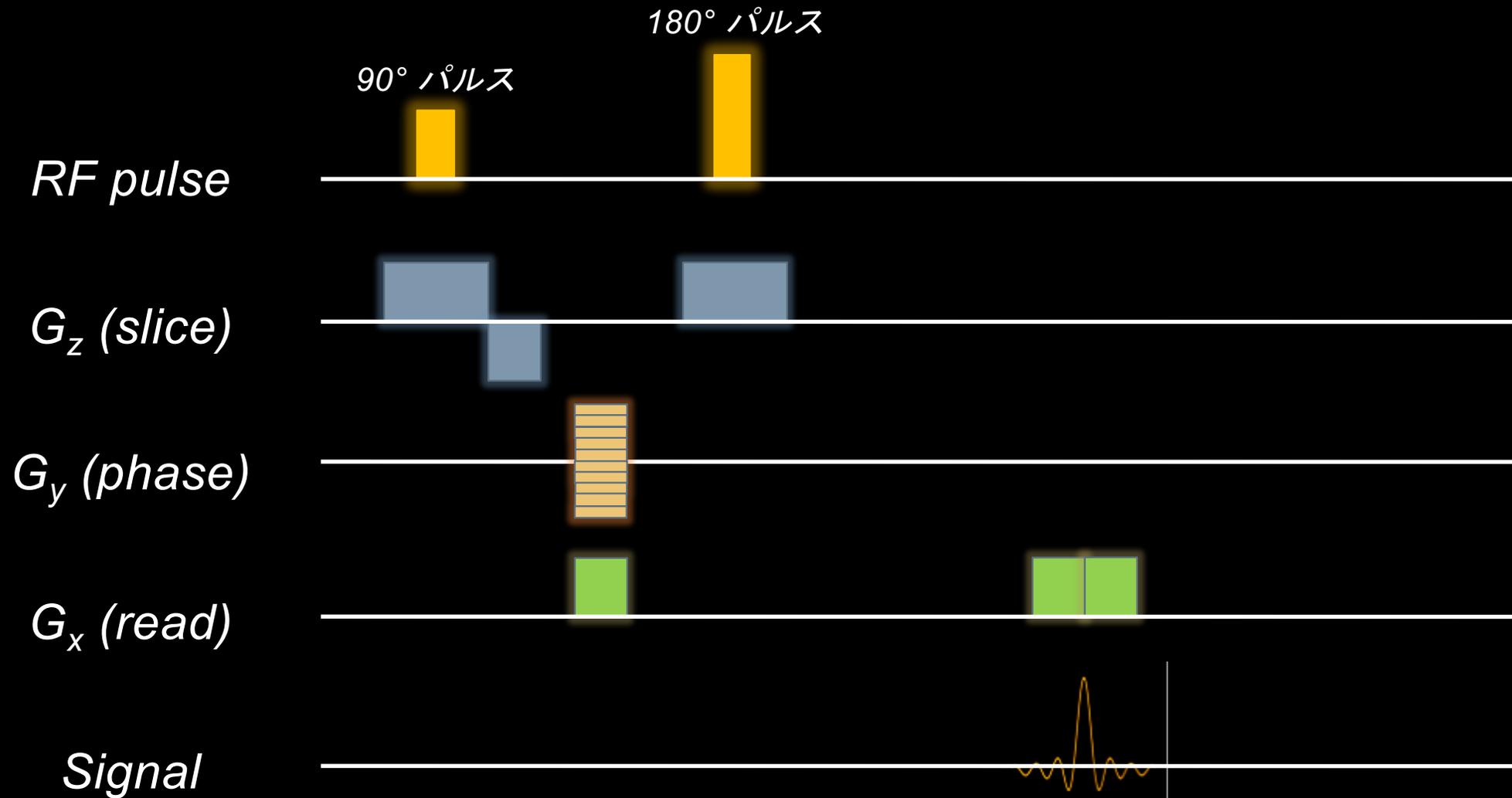
プロトン密度

T1緩和時間

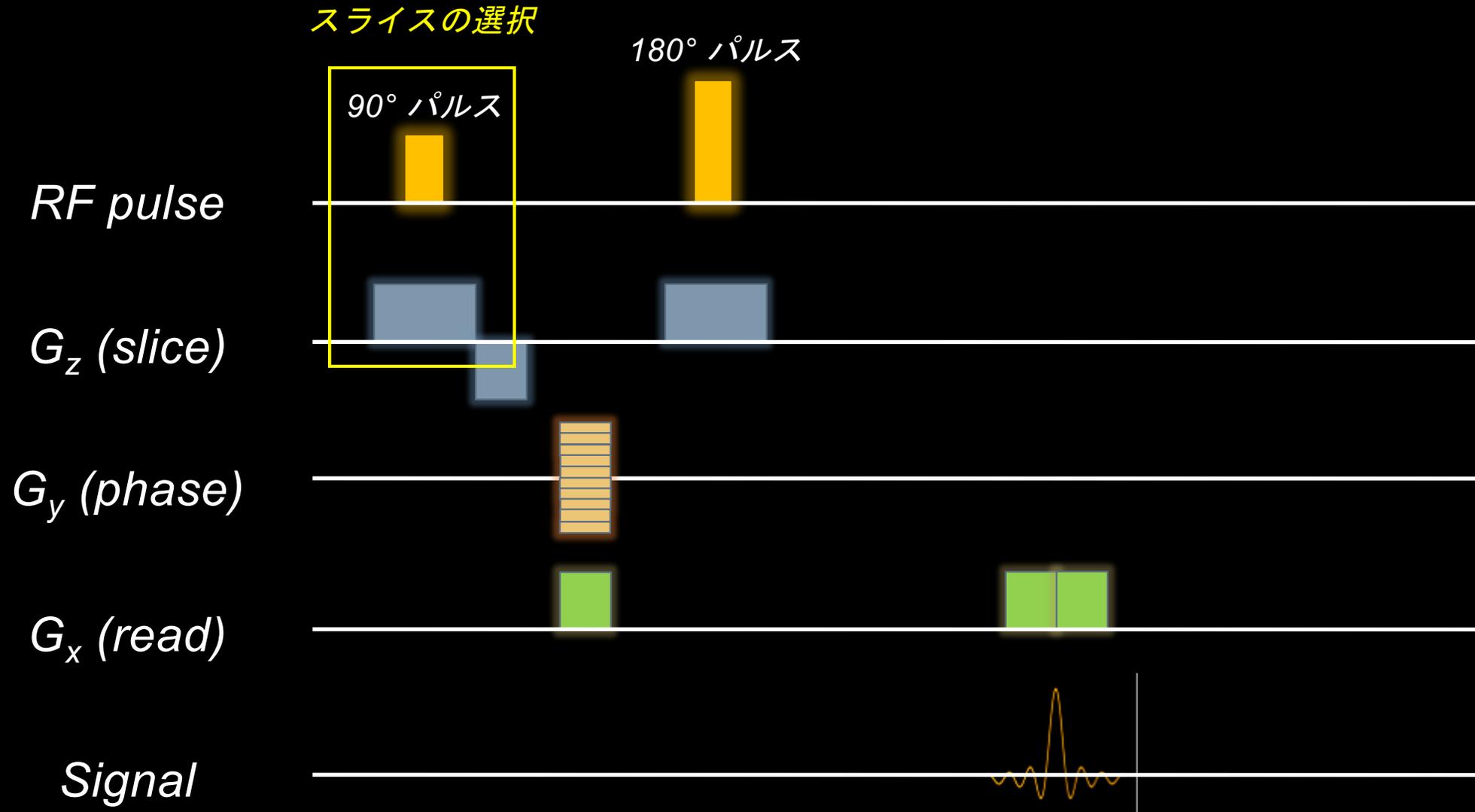
T2緩和時間

組織固有の値

# Spin echo 法のパルスシーケンスダイアグラム



# Spin echo 法のパルスシーケンスダイアグラム



# スライス選択傾斜磁場

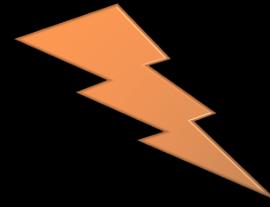
ラーモアの周波数  $F = \gamma \cdot B_0$

$F$  : 歳差運動周波数

$\gamma$  : 磁気回転比 42.6MHz/T  
(水素原子核)

$B_0$  : 静磁場強度

RF pulse



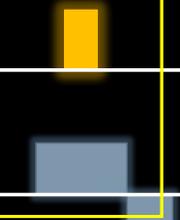
傾斜磁場がない状態  
全て63MHz

RF pulse

$G_z$  (slice)

スライスの選択

90° パルス



断面を選択出来ない



RF pulse

撮像スライス厚に対応する  
周波数幅  $\pm \Delta\omega$  のRFパルスを与える

$63 + \alpha$  MHz  
少し強い磁場

中心周波数  $\omega_0 + \Delta\omega$

63 MHz

中心周波数  $\omega_0$

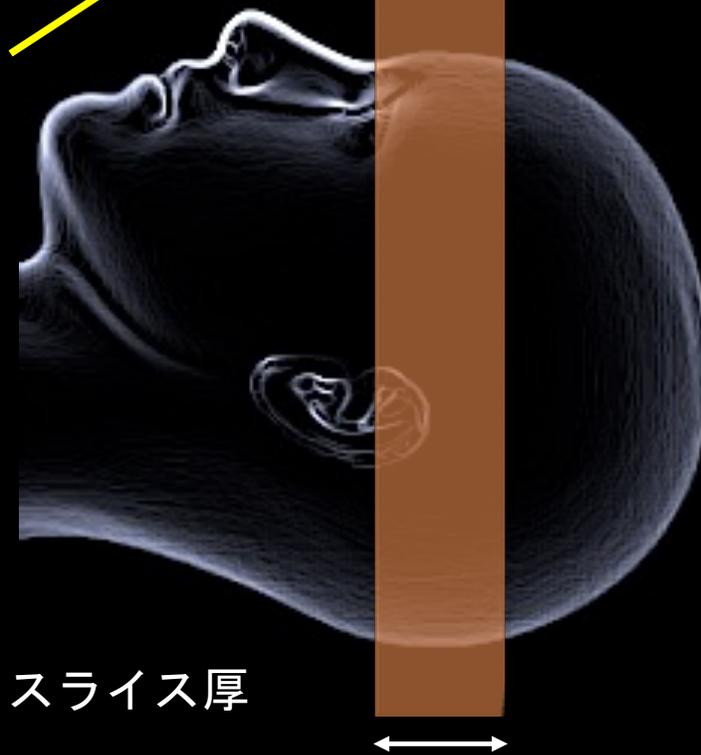
スライス選択用  
傾斜磁場  $G_z$

中心周波数  $\omega_0 - \Delta\omega$

$63 - \alpha$  MHz  
少し弱い磁場

傾斜磁場により共鳴周  
波数に幅を持たせる

RFパルスの周波数帯域に  
一致する領域が選択的に  
励起される

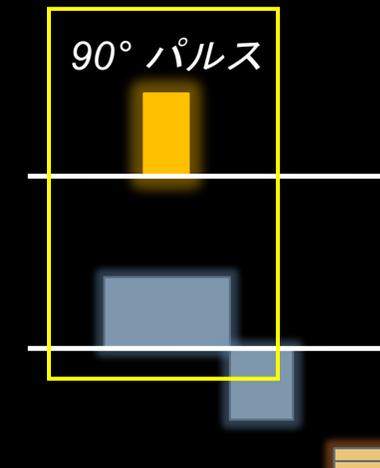


スライス厚

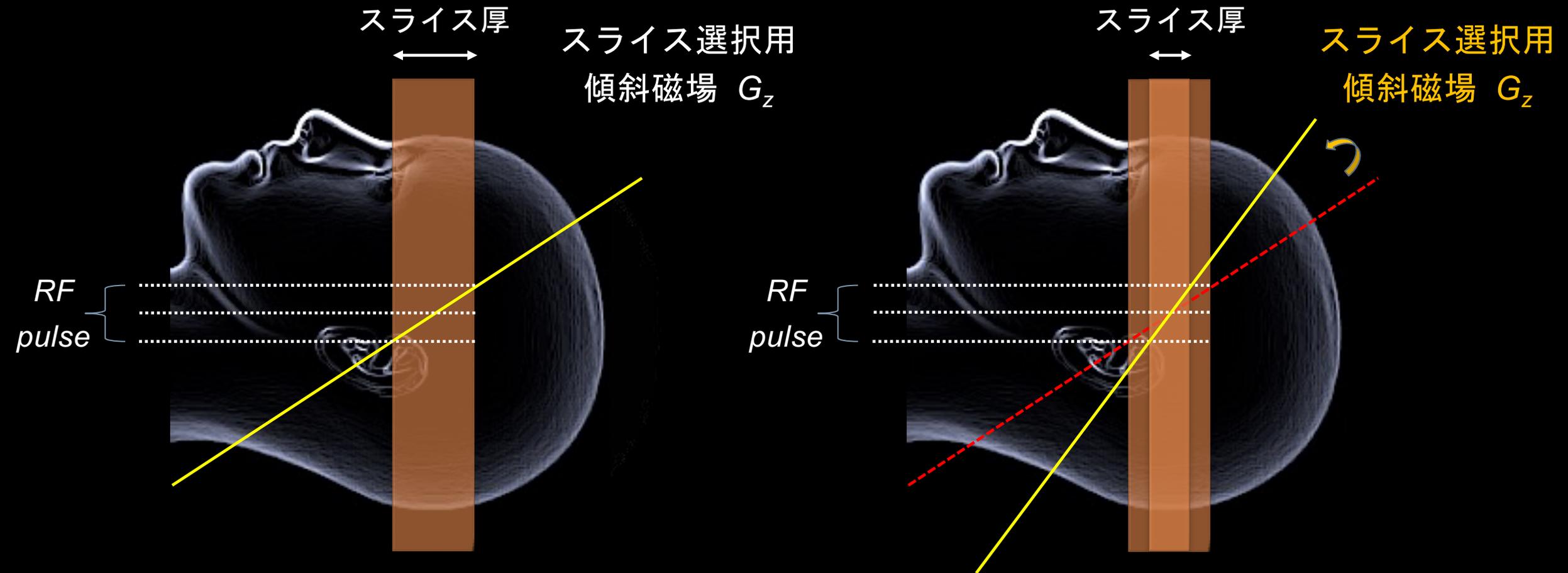
RF pulse

$G_z$  (slice)

スライスの選択

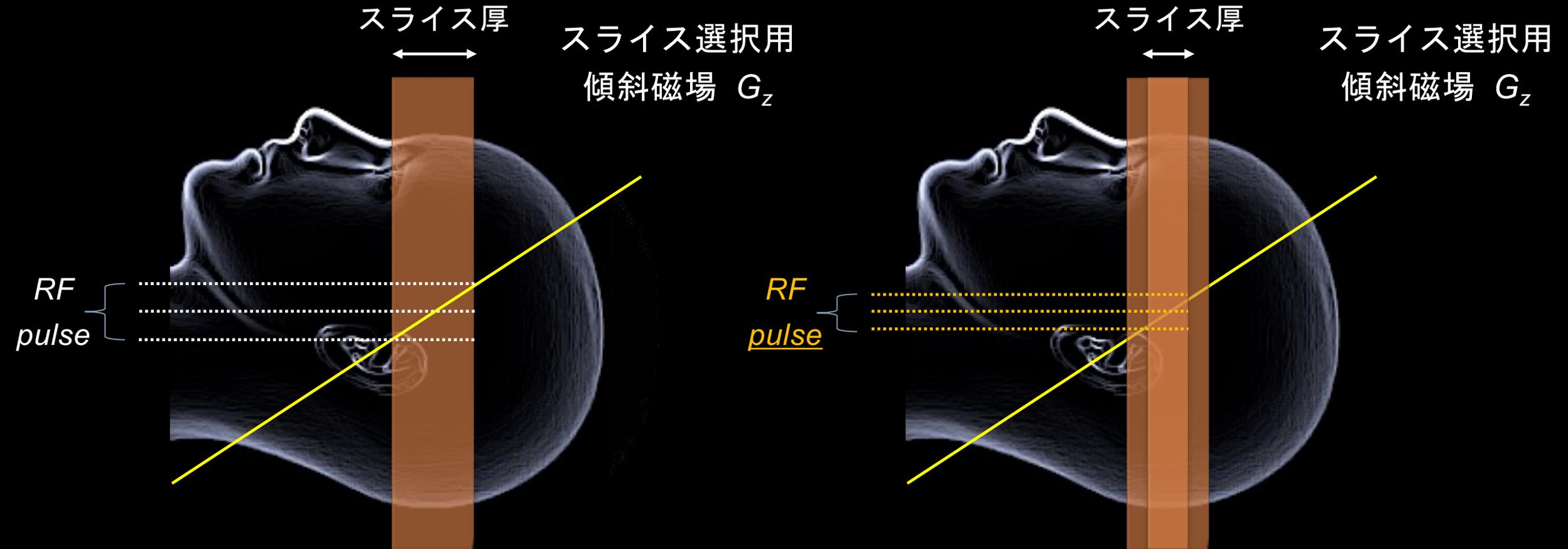


# スライス厚の変更 1



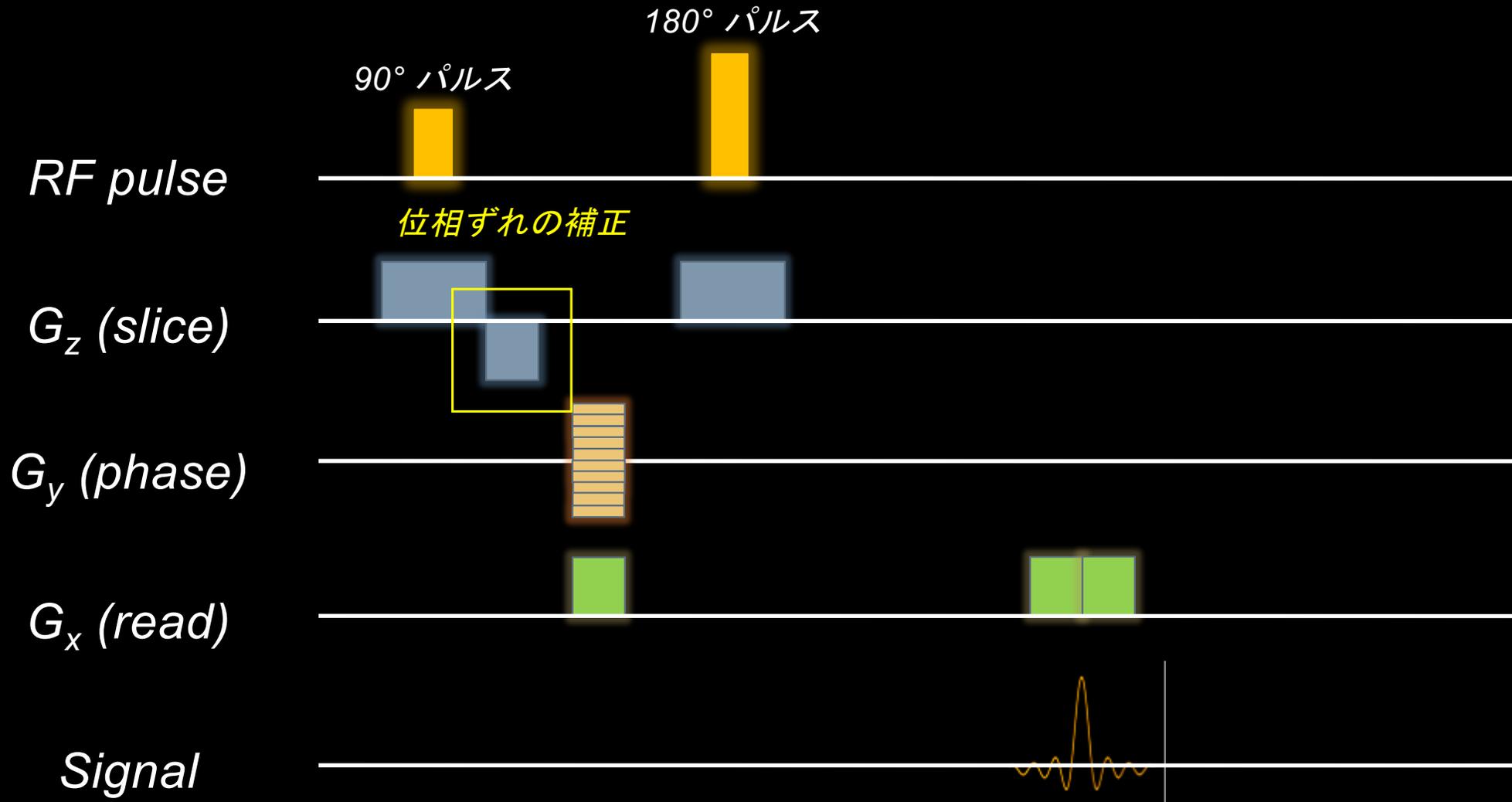
スライス選択用傾斜磁場強度（磁場勾配）を大きくすることで、スライス厚を薄くできる

# スライス厚の変更 2

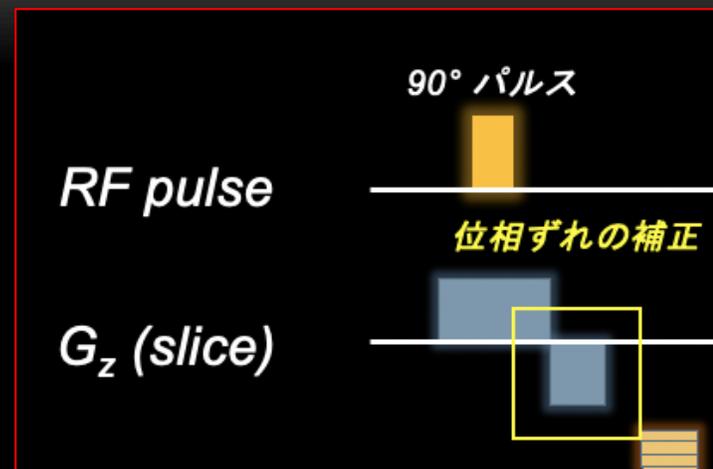
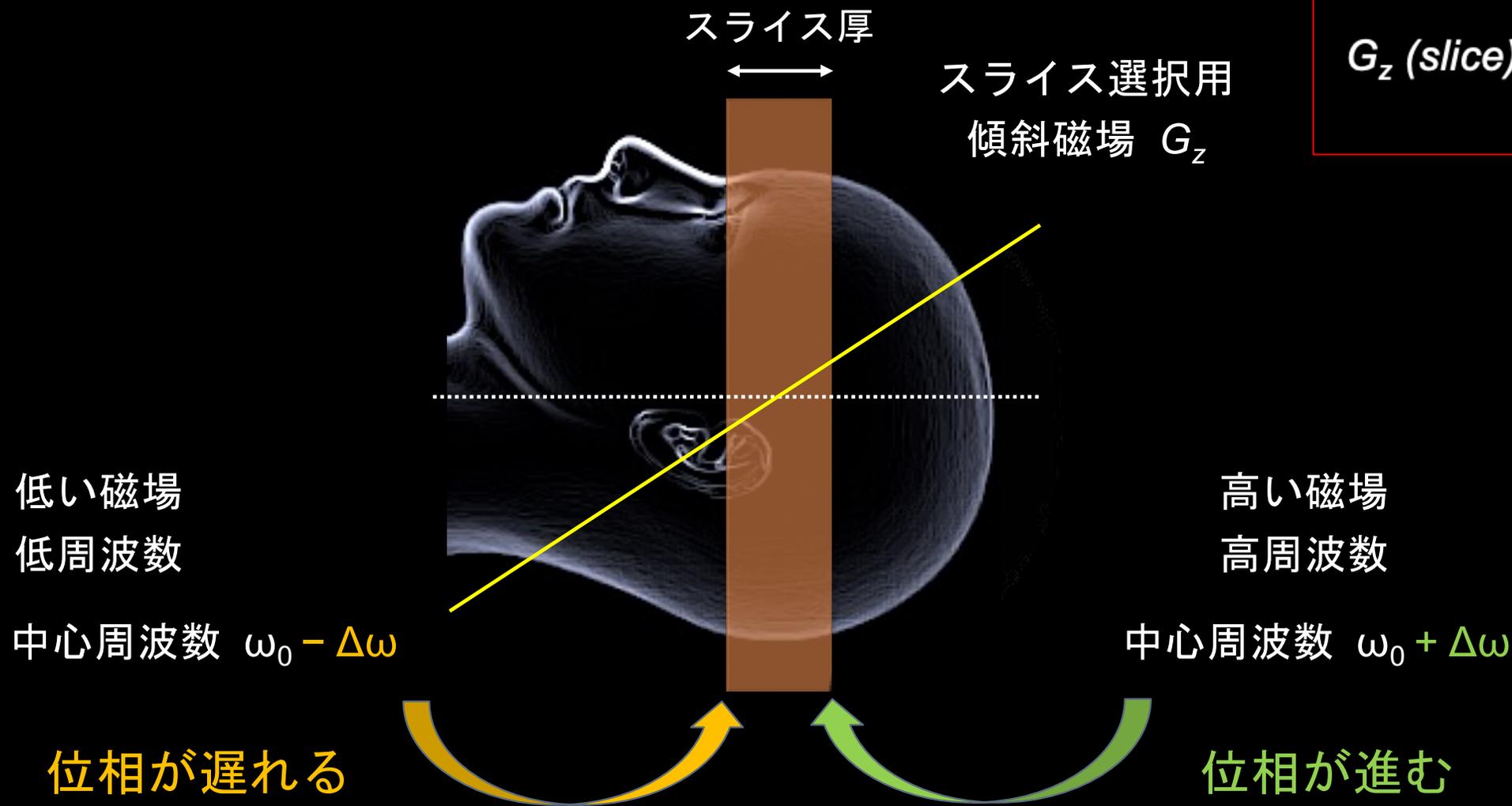


RFパルスの周波数帯域を小さくすることで、スライス厚は薄くできる

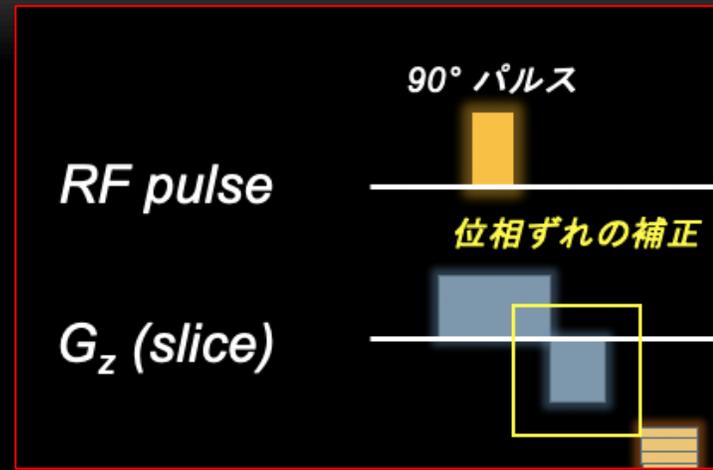
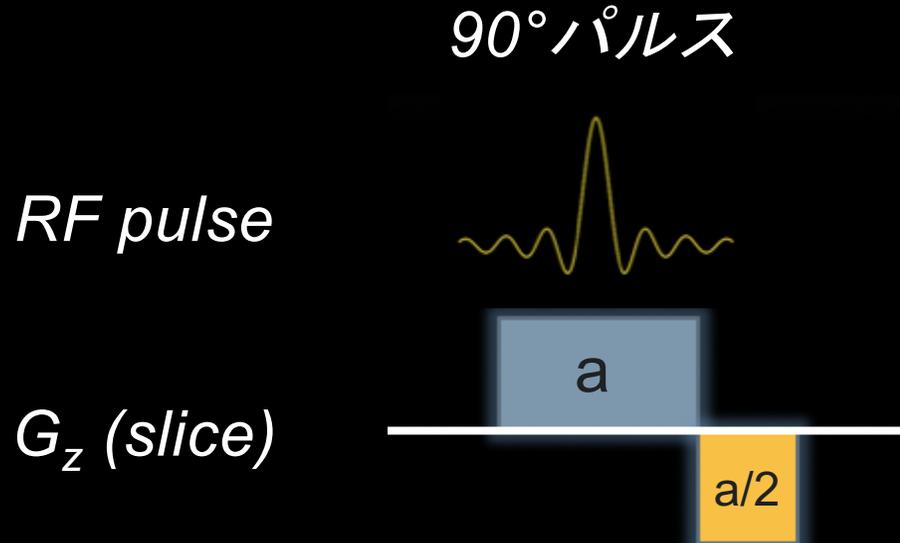
# スライス内位相分散と再収束



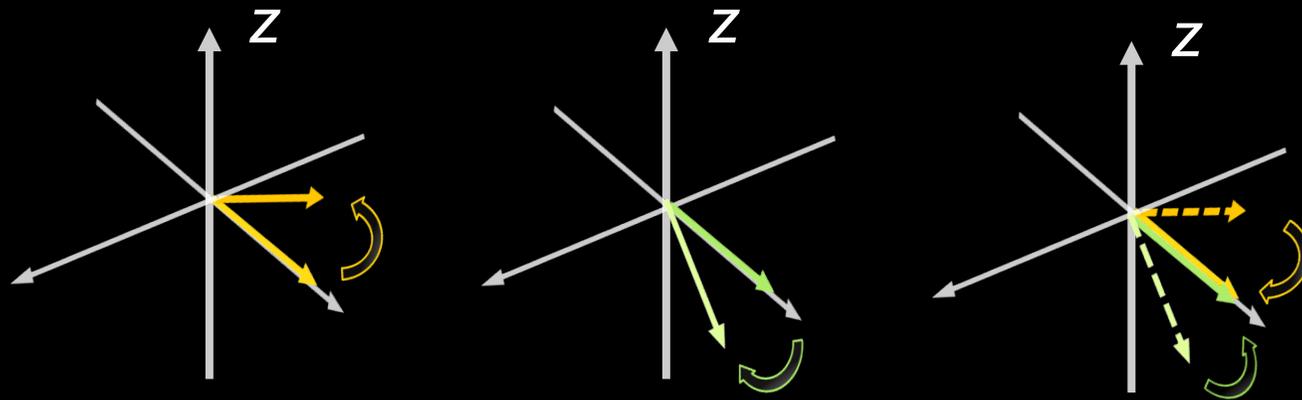
# スライス内位相分散と再収束



# スライス内位相分散と再収束



スライス選択用傾斜磁場波形の面積 (a) の半分の傾斜磁場 (a/2) を極性を反転させて加える

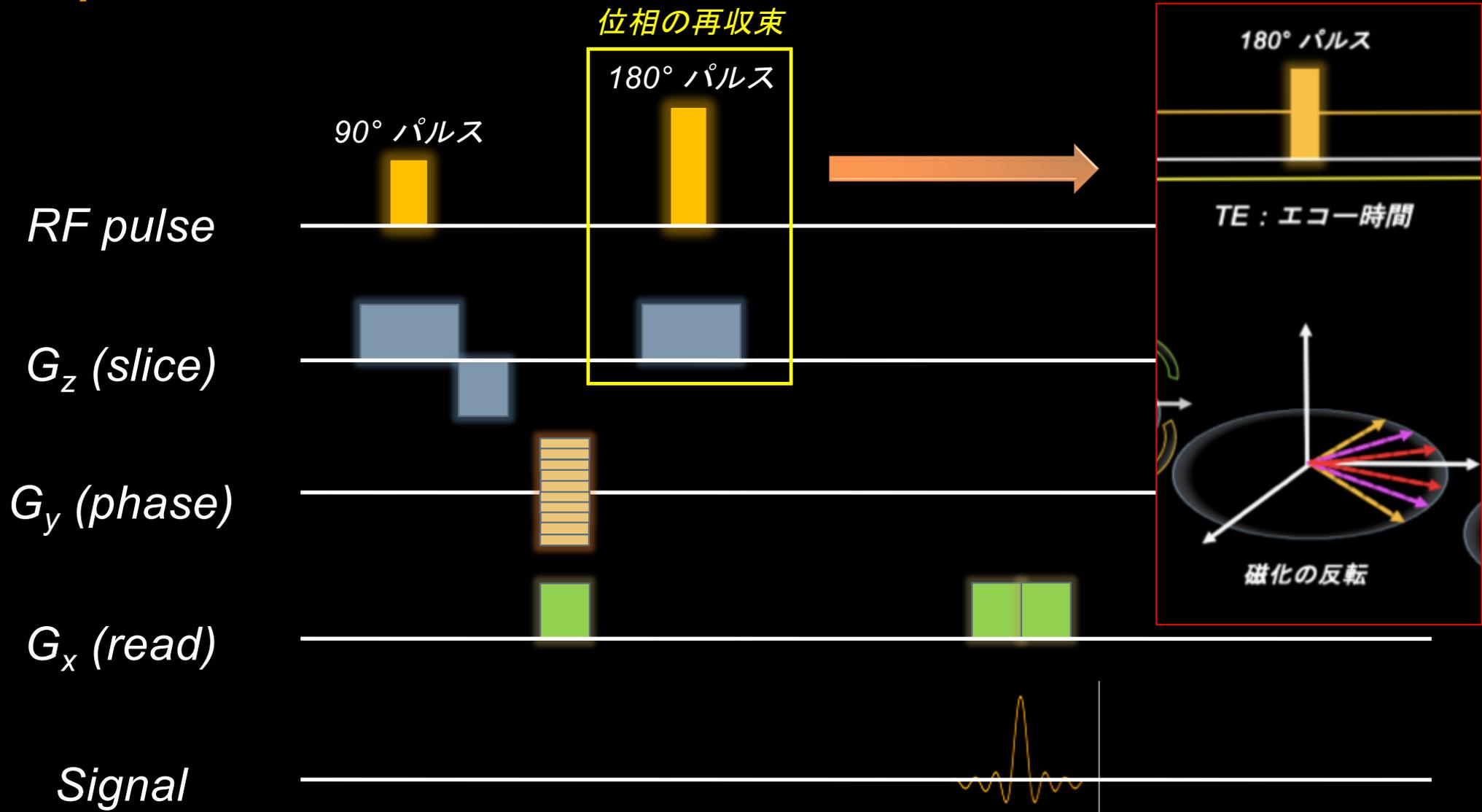


位相が遅れる

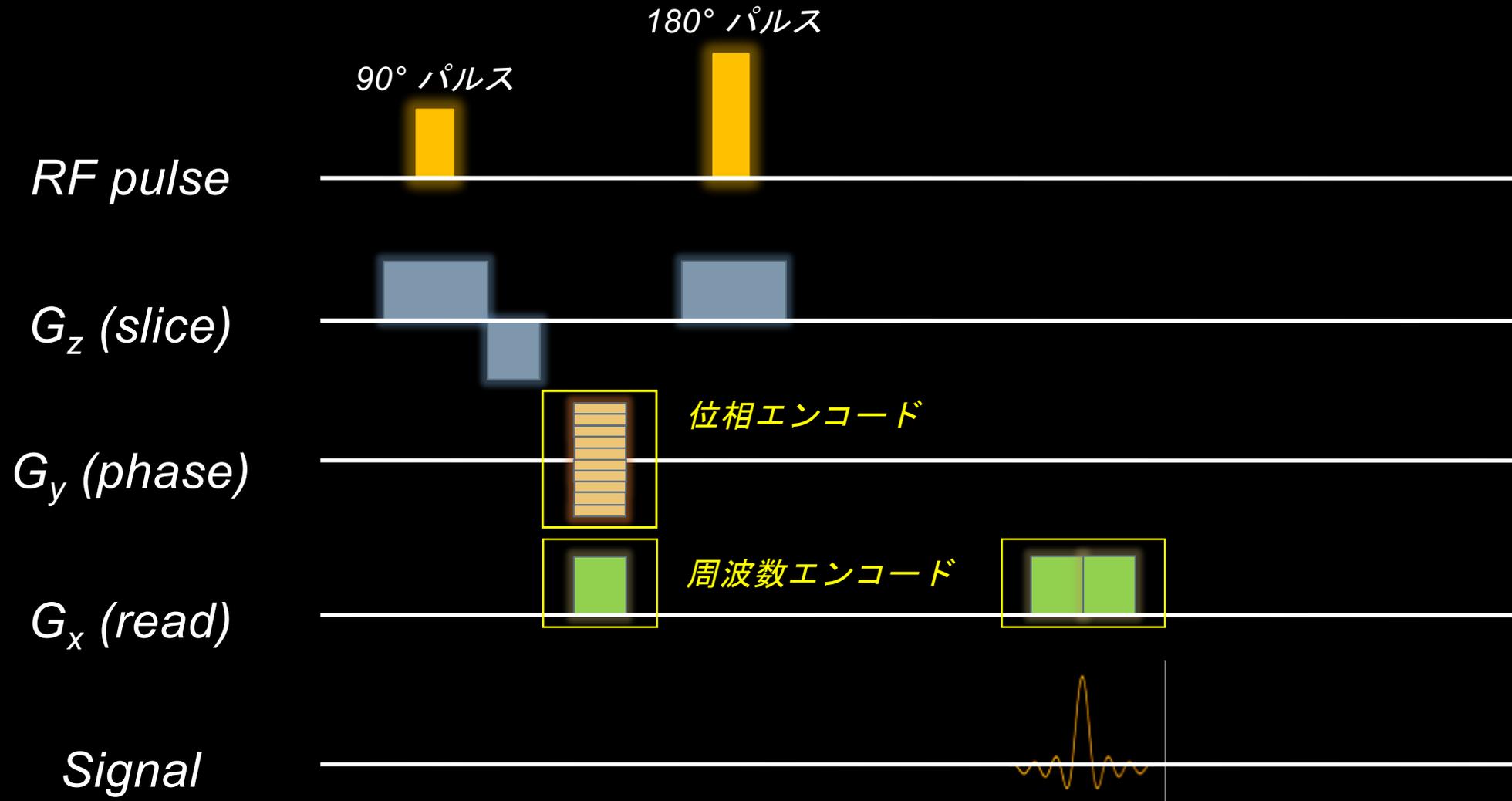
位相が進む

スライス選択時に分散した分の位相差 (位相ずれ) を戻す

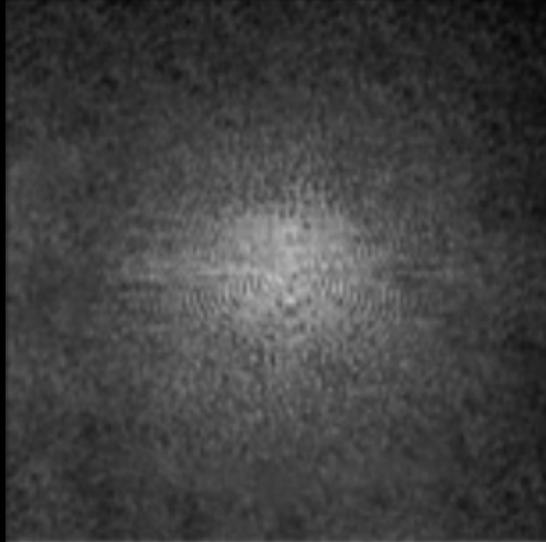
# Spin echo 法のパルスシーケンスダイアグラム



# Spin echo 法のパルスシーケンスダイアグラム



# 位相エンコードおよび周波数エンコード傾斜磁場

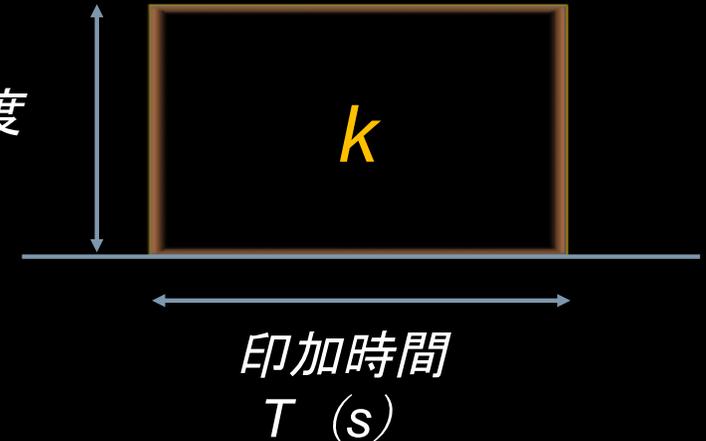


k-space

- k : kayser  
(ドイツの物理学者)
- MRIのk空間  
(空間周波数領域)

傾斜磁場強度  
 $G$  (T/m)

周波数エンコードまたは  
位相エンコード傾斜磁場



周波数 (Hz) を振動数 (cycles/m)  
に置き換えると...

$$k = \gamma \cdot G \cdot T$$

(Hz/T) × (T/m) × (s)

↑

傾斜磁場の面積

$$k = \gamma \cdot G \cdot T \text{ (cycles/s)}$$

(~~cycles/m/T~~) × (~~T/m~~) × (s)

空間周波数は傾斜磁場面積によって決定される

k空間のy軸（位相）方向の位置

$$k_y = \gamma \cdot \underbrace{G_y \cdot T_y}_{\text{面積}}$$

位相エンコード傾斜磁場の面積

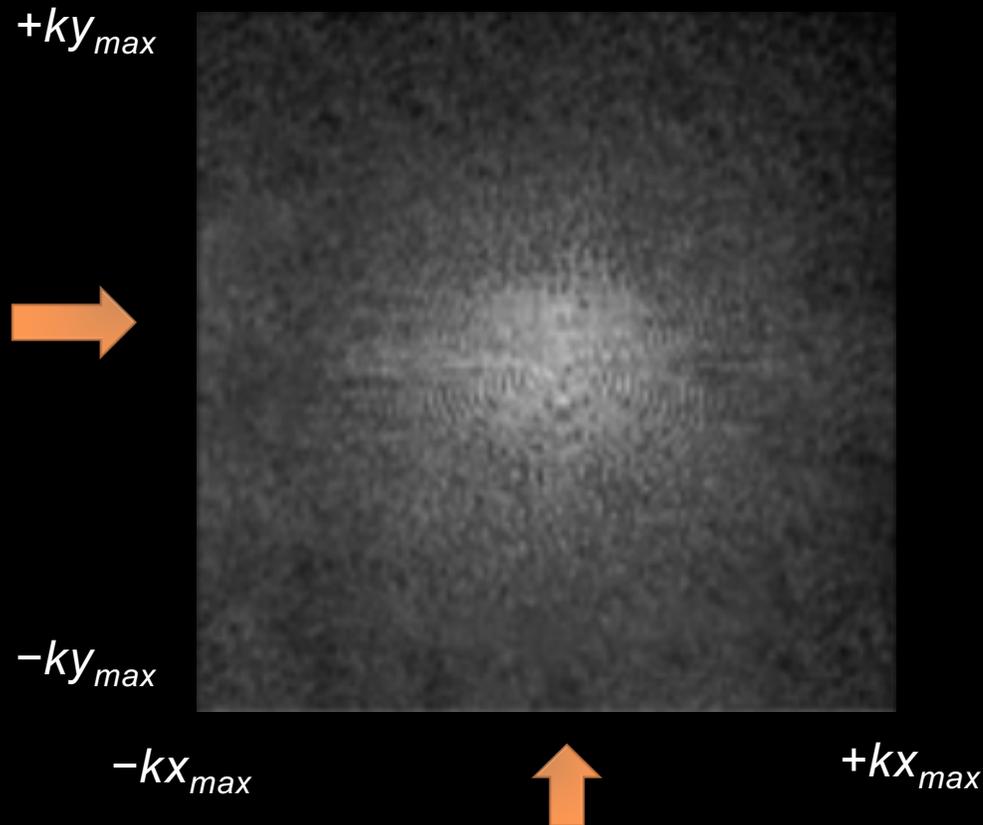
周波数エンコードまたは  
位相エンコード傾斜磁場

傾斜磁場強度  
 $G$  (T/m)



傾斜磁場の面積によってk-space上の  
位置が決定される

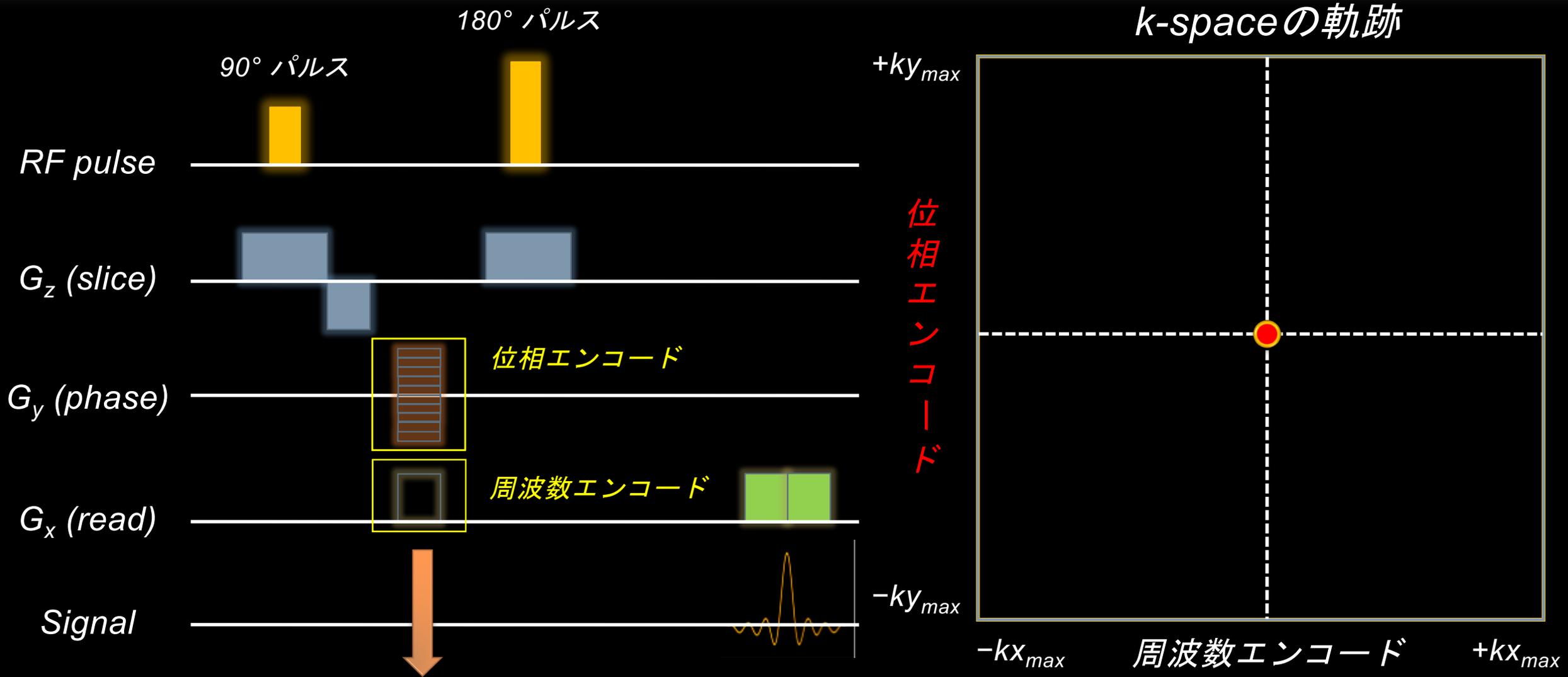
k-space



k空間のx軸（周波数）方向の位置

$$k_x = \gamma \cdot \underbrace{G_x \cdot T_x}_{\text{面積}}$$

周波数エンコード傾斜磁場の面積

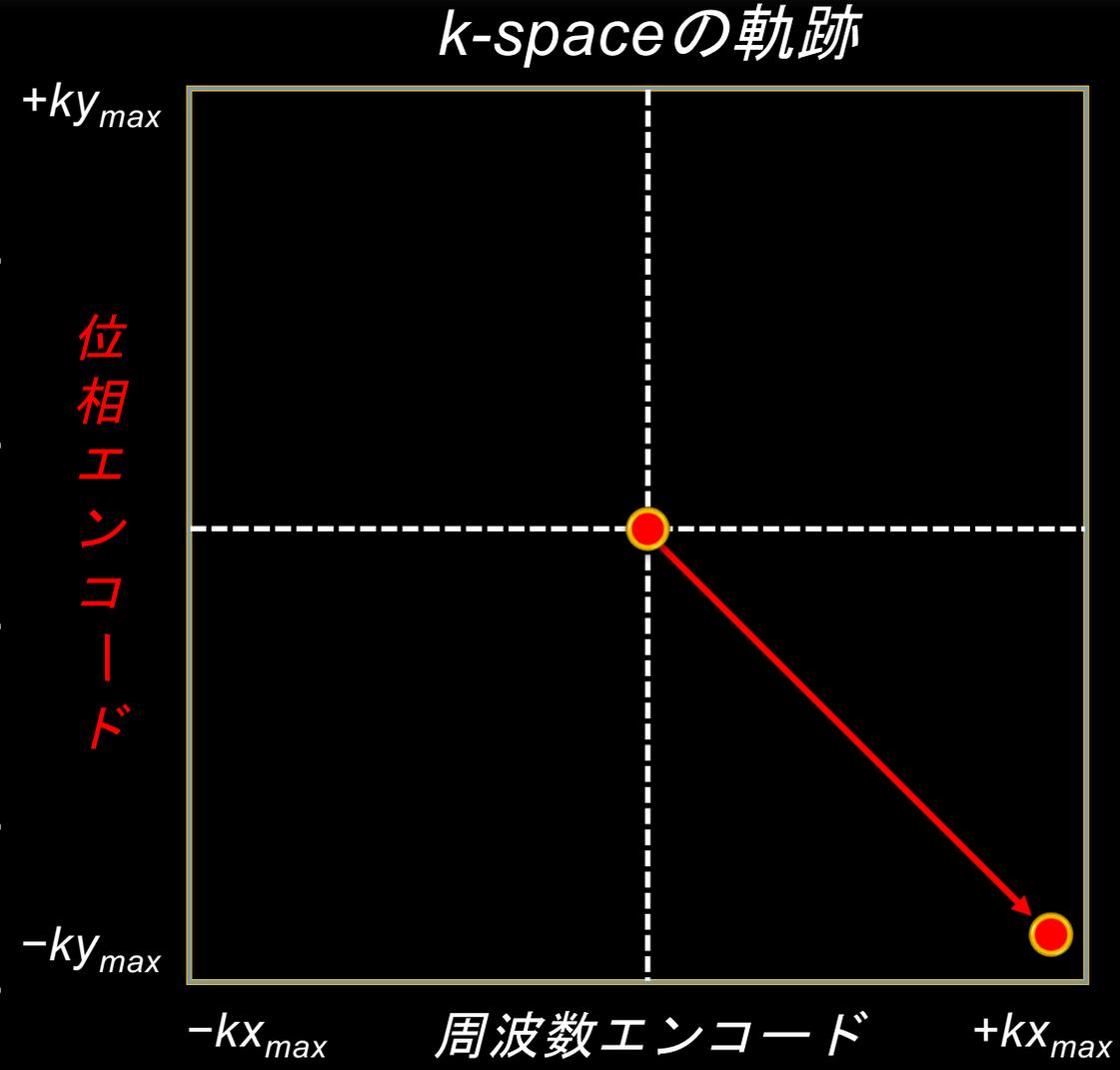
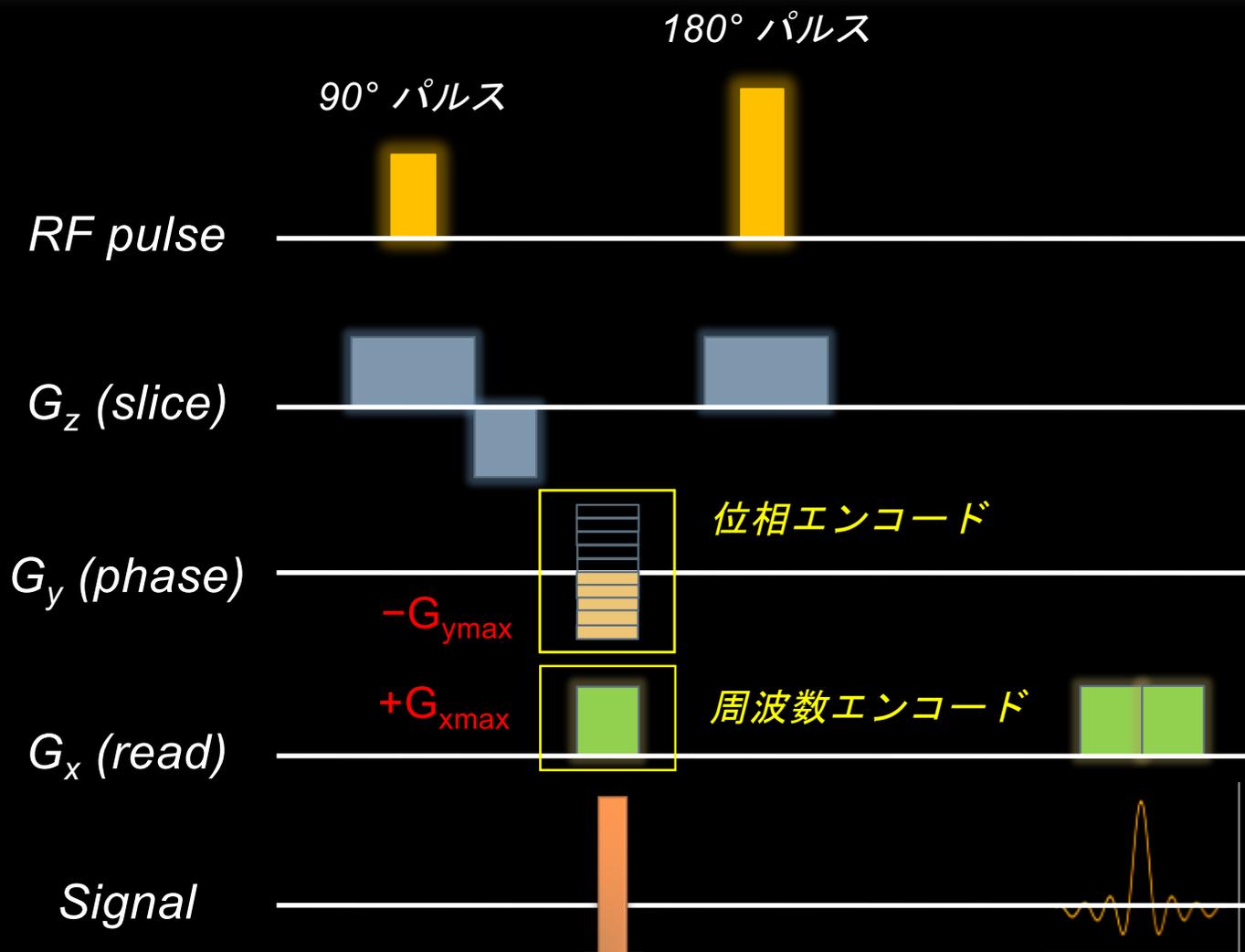


位相および周波数エンコード傾斜磁場がない場合

$k_y = 0$  および  $k_x = 0$



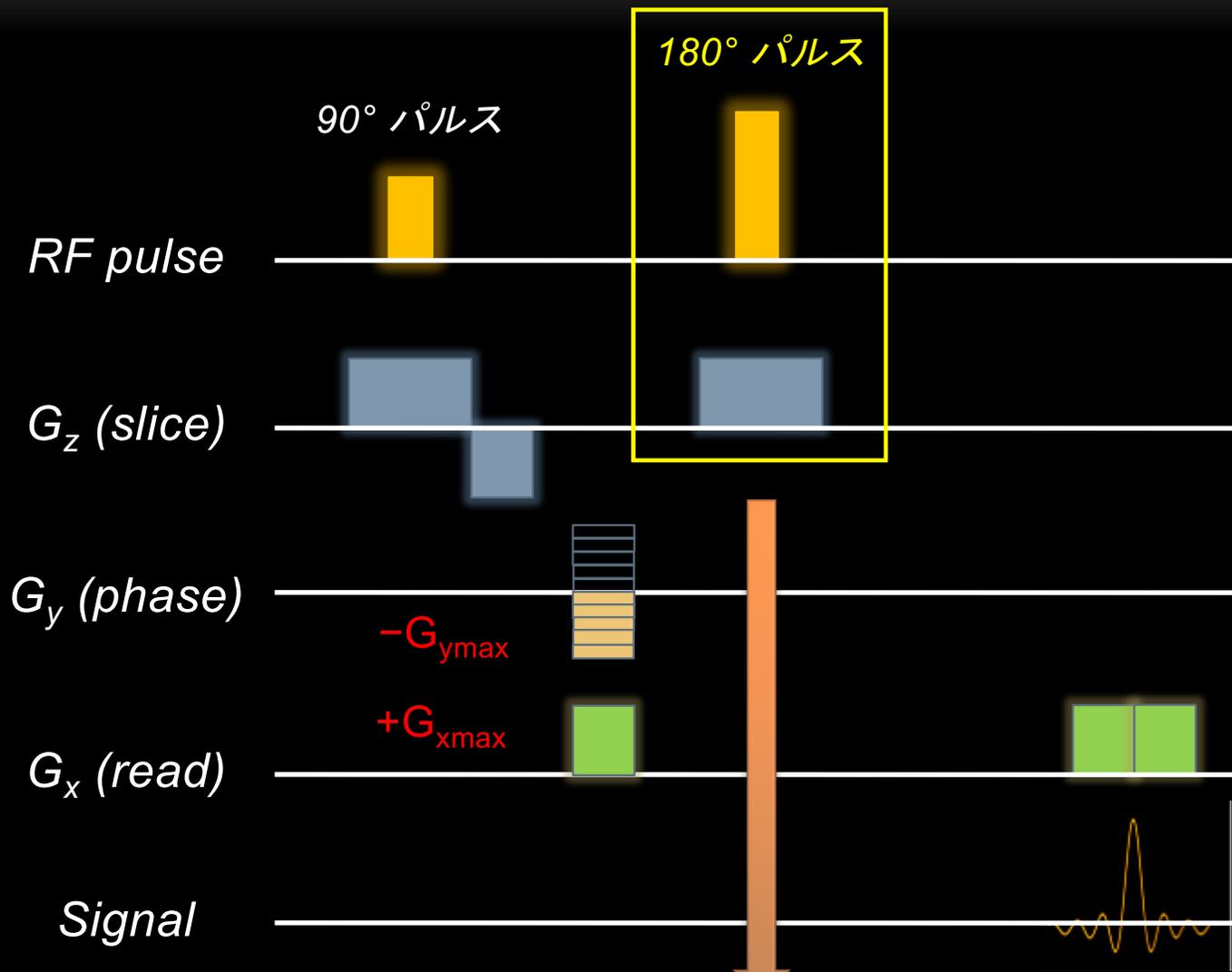
k空間の中央 (原点)



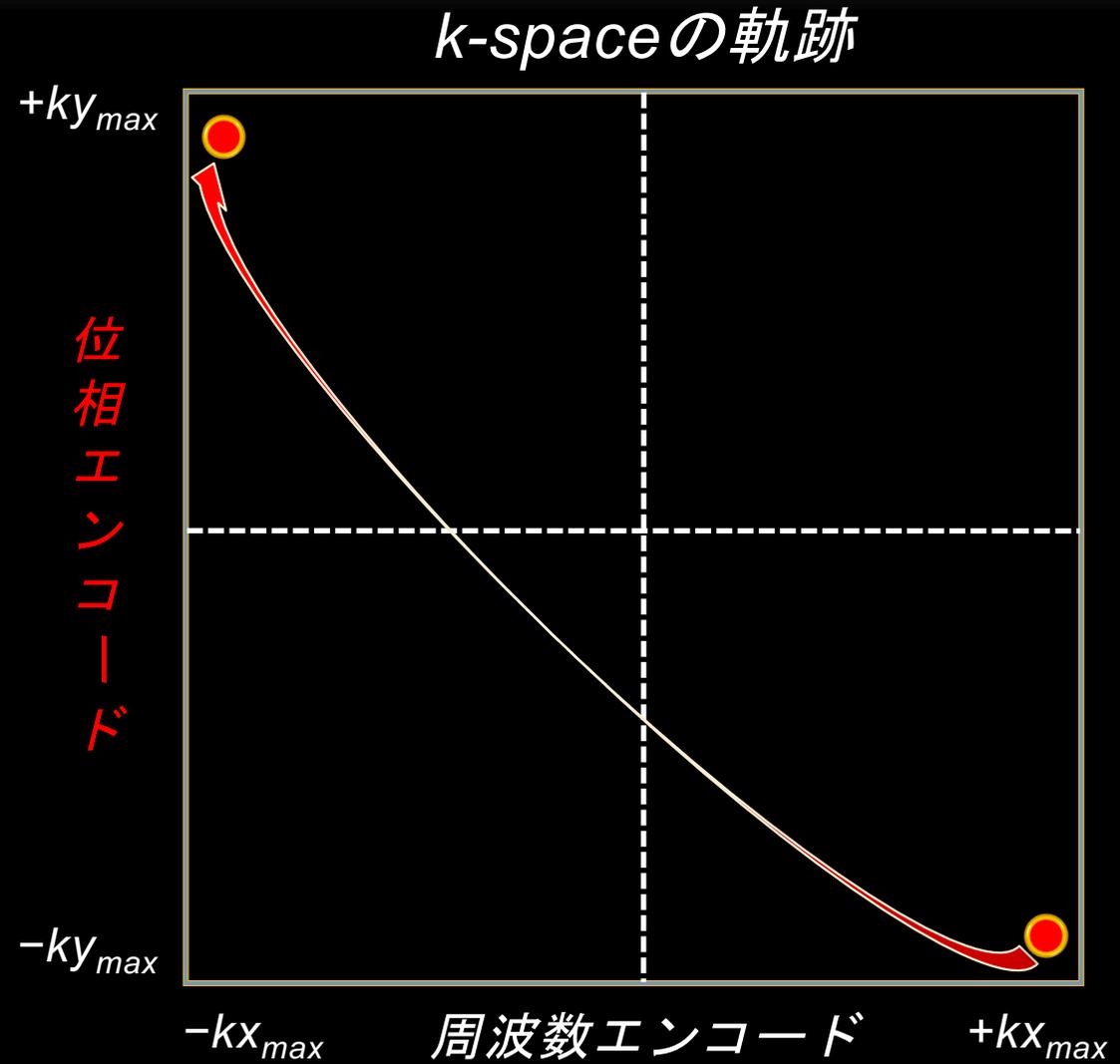
$$k_y = \gamma \cdot -G_{y_{max}} \cdot T_y = -k_{y_{max}}$$

$$k_x = \gamma \cdot +G_{x_{max}} \cdot T_x = +k_{x_{max}}$$

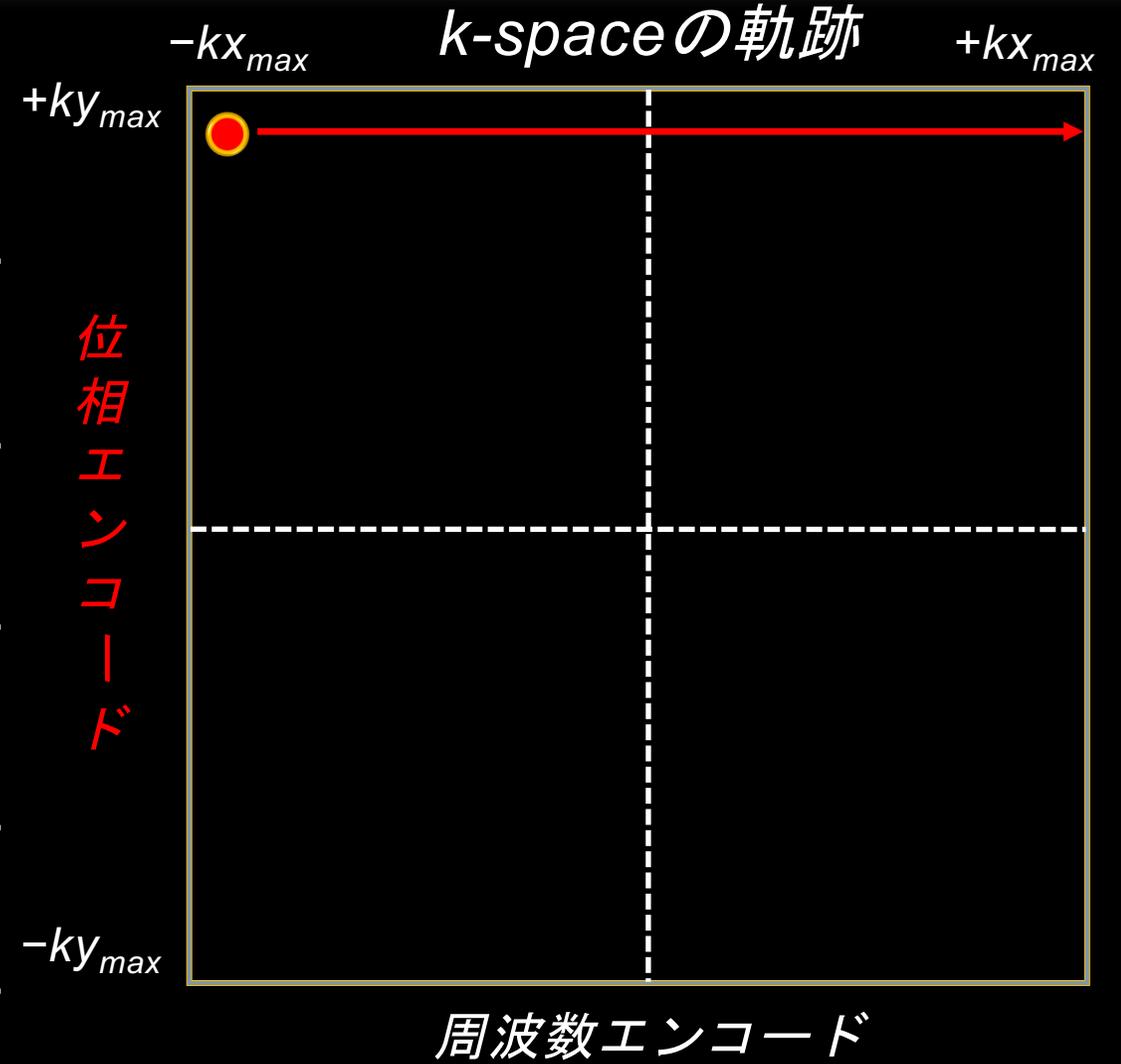
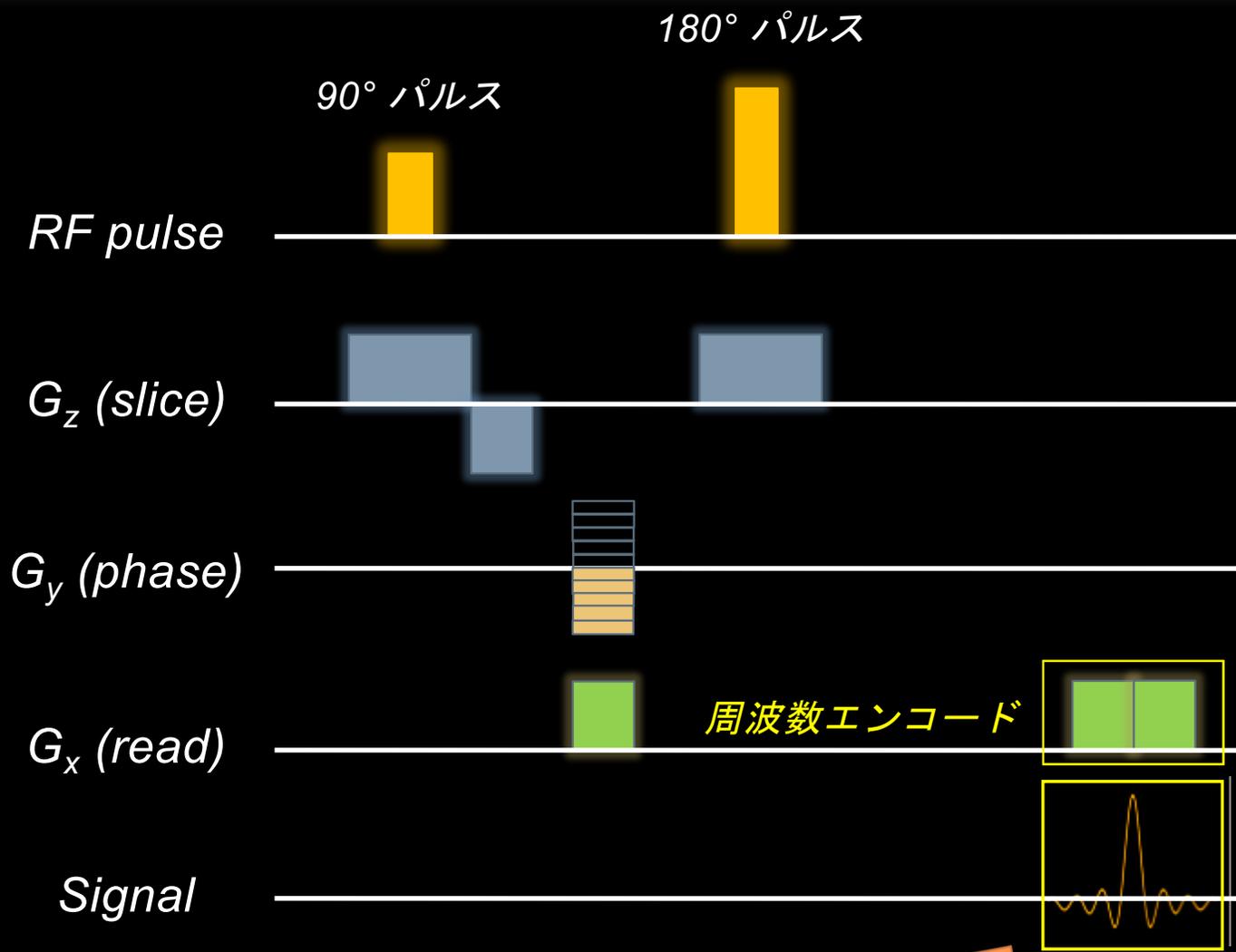
**-G<sub>y<sub>max</sub></sub>** と **+G<sub>x<sub>max</sub></sub>** により、  
k空間の右下に移動



$-k_{y\max}$        $180^\circ$ パルス       $+k_{y\max}$   
 $+k_{x\max}$        $180^\circ$ パルス       $-k_{x\max}$



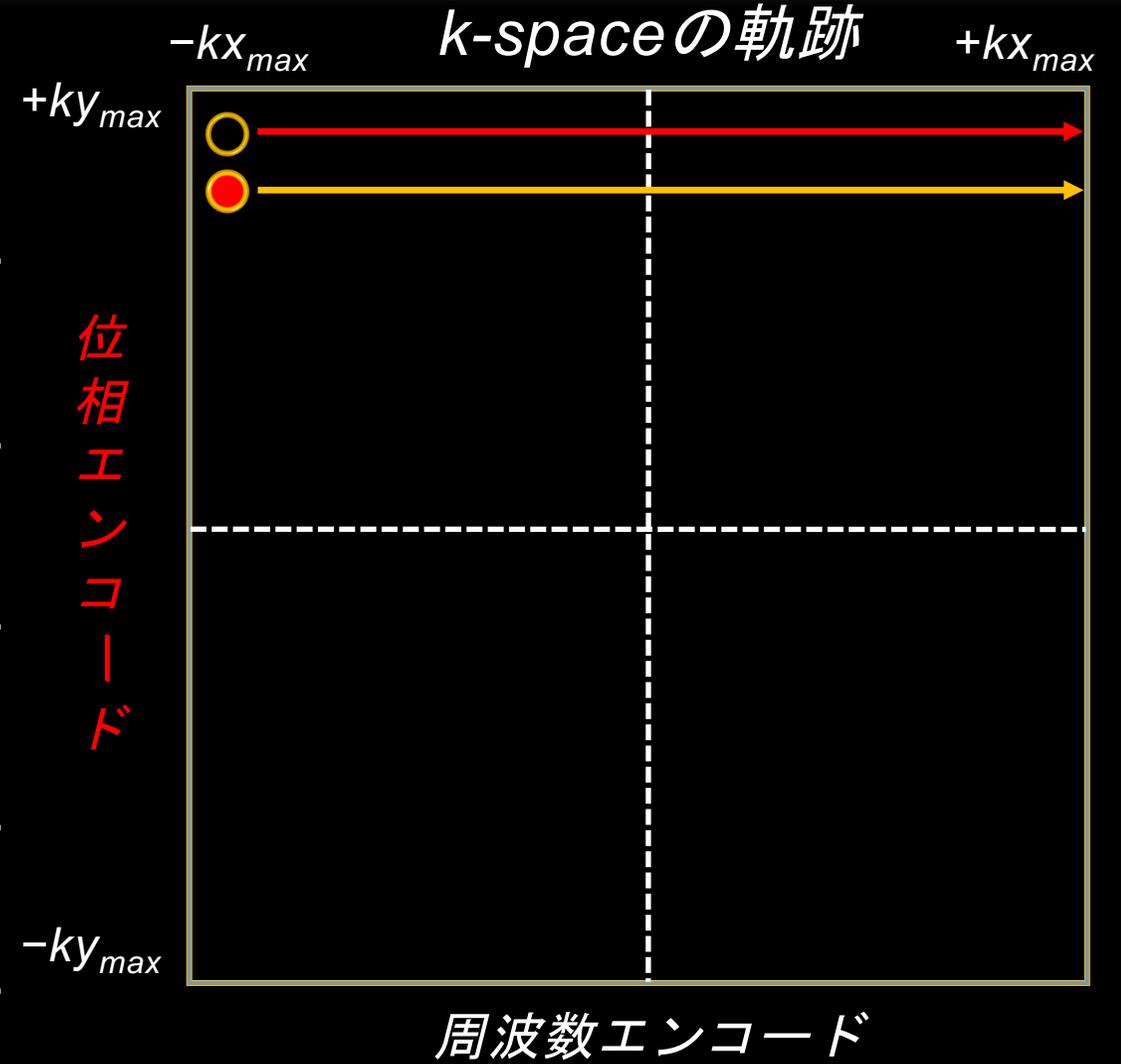
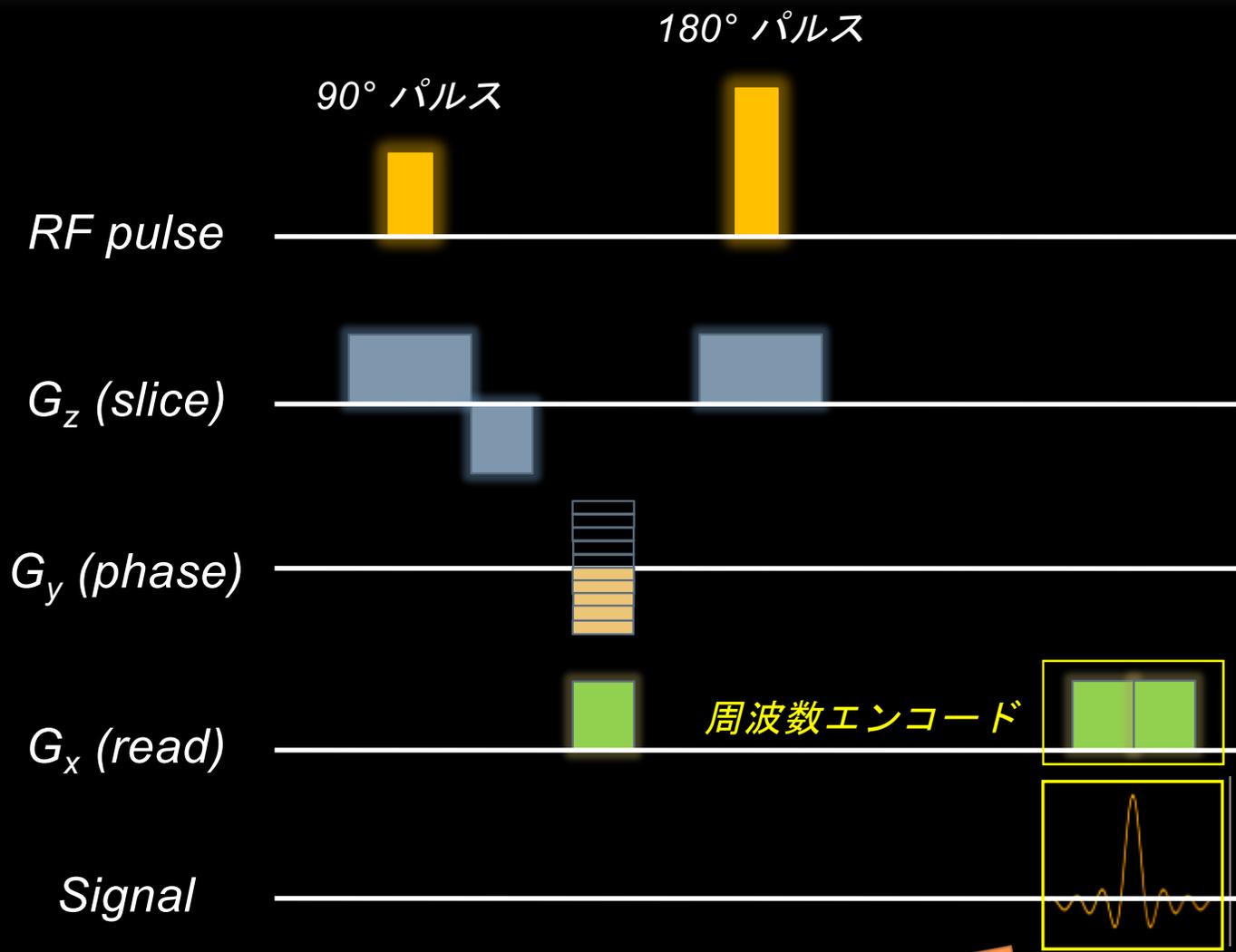
$180^\circ$ パルスにより、原点に対し点対象の位置へ移動する



$$k_y = +k_{y_{max}}$$

$$k_x = -k_{x_{max}} + \gamma \cdot +G_x \cdot T_x \longrightarrow +k_{x_{max}}$$

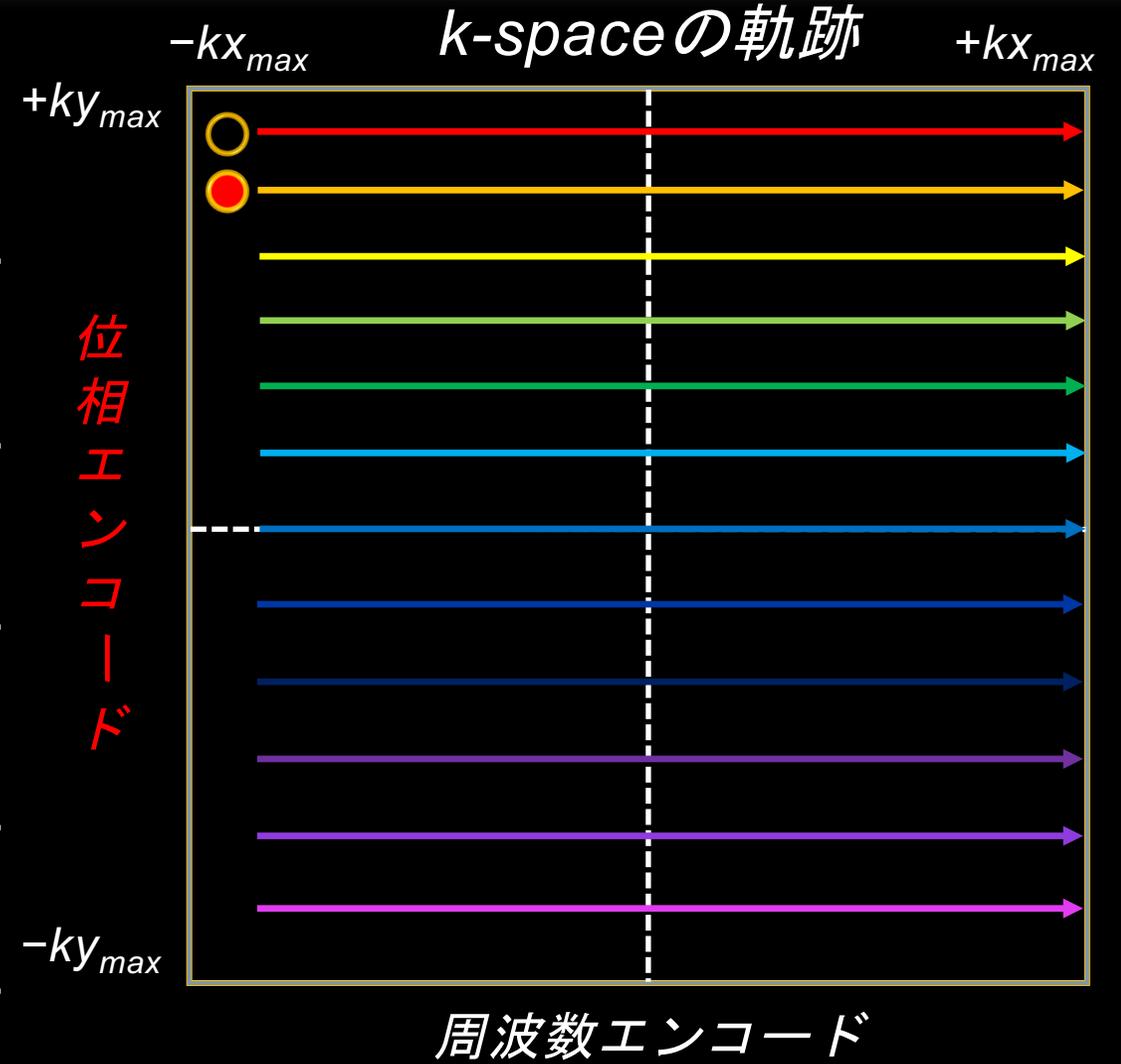
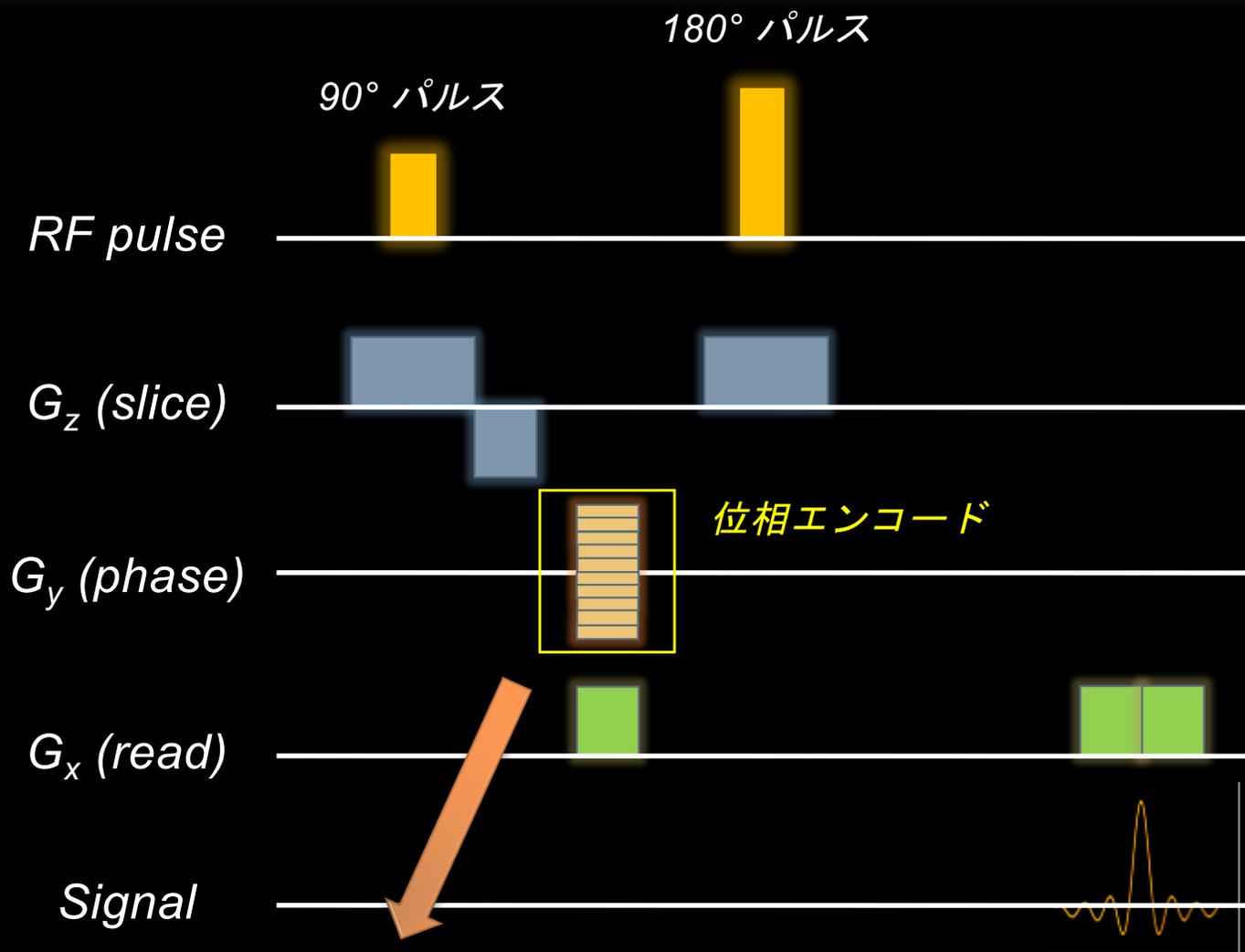
$-k_{x_{max}}$  から  $+k_{x_{max}}$  までを信号データを埋めながら移動する



$$k_y = +k_y$$

$$k_x = -k_{xmax} + \gamma \cdot +G_x \cdot T_x \longrightarrow +k_{xmax}$$

$-k_{xmax}$  から  $+k_{xmax}$  までを信号データを埋めながら移動する

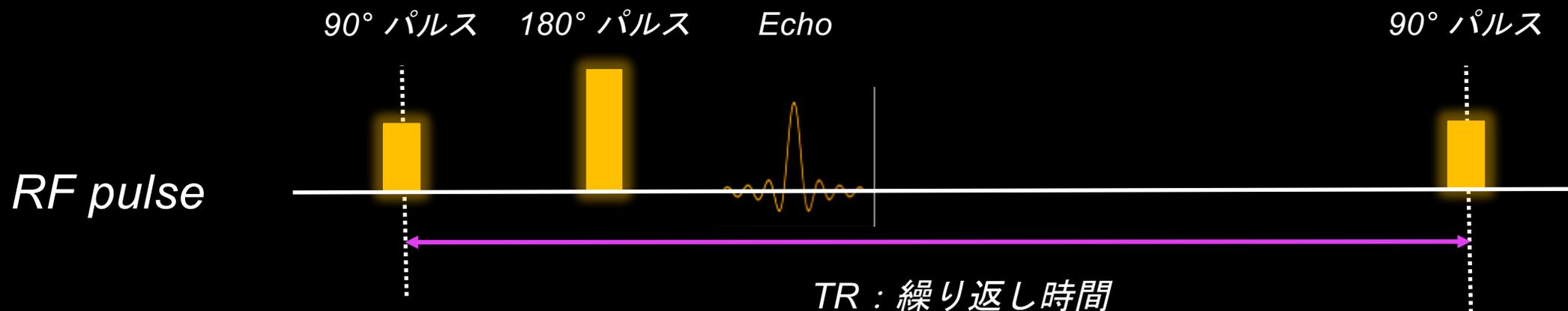


位相エンコード傾斜磁場の大きさを変化させながらk空間にデータを充填する



位相エンコード方向のMatrixが256の場合、この手順が256回繰り返される

# Spin echo 法の撮像時間



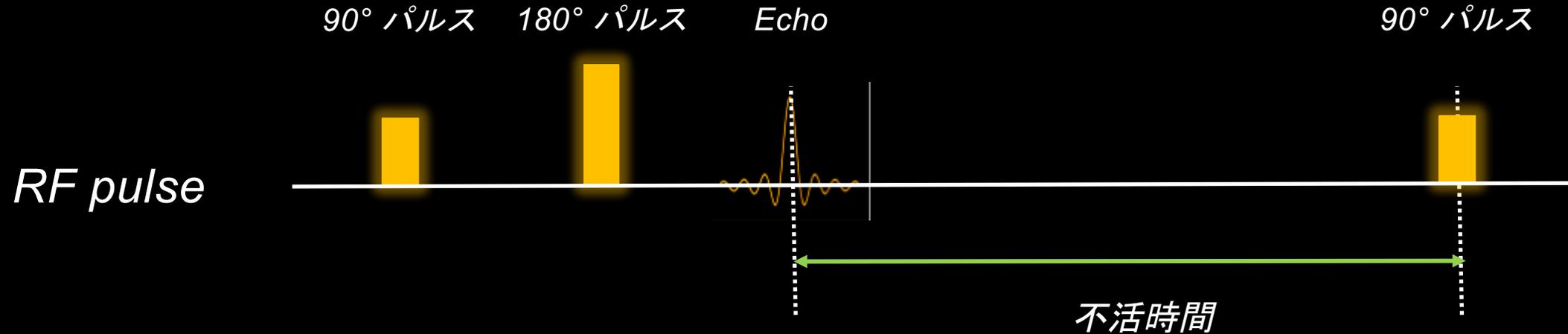
$$\text{Scan Time} = \text{TR} \times \text{位相マトリックス数} \times \text{加算回数}$$

TR = 3000 ms, 位相エンコード数 = 256, 加算回数 = 1 の場合



$$\text{Scan Time} = 3000 \times 256 \times 1 = 768000\text{ms} = \text{約13分}$$

# Spin echo 法の問題点



不活時間：縦磁化の回復を待つ時間

➡ Multi slice時は他の断面の信号収集に活用される。

T1強調 TE : 10-20ms, TR : 300-600ms, 不活時間 : 250-550ms 程度

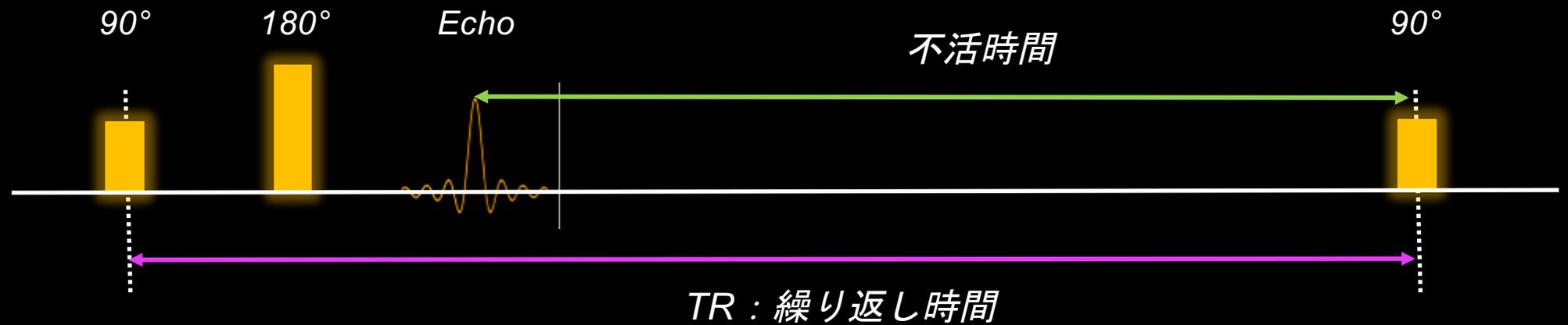
T2強調 TE : 100ms, TR : 4000ms以上, 不活時間 : 3900ms 以上

# 本日の内容

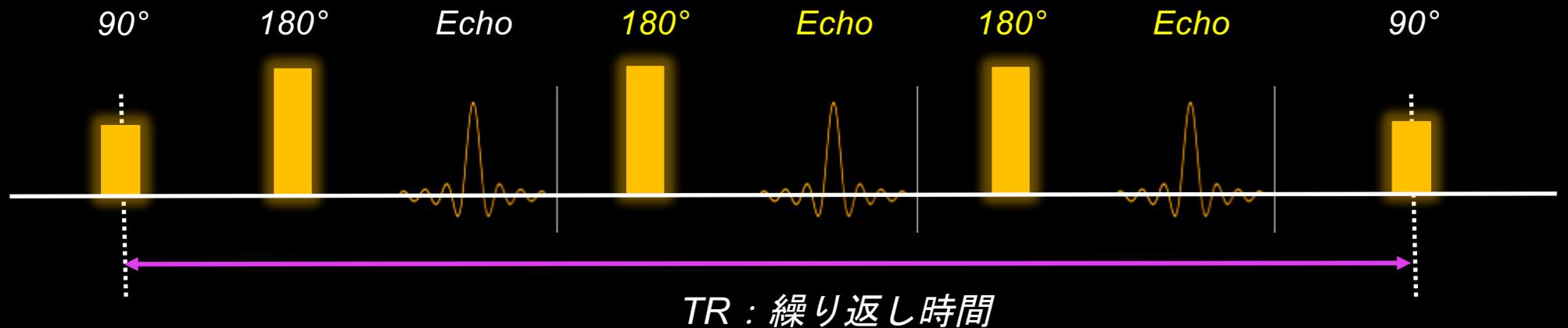
- SE法の基礎
- FSE法の基礎
- 臨床画像について

# Fast spin echo 法のパルスシーケンス

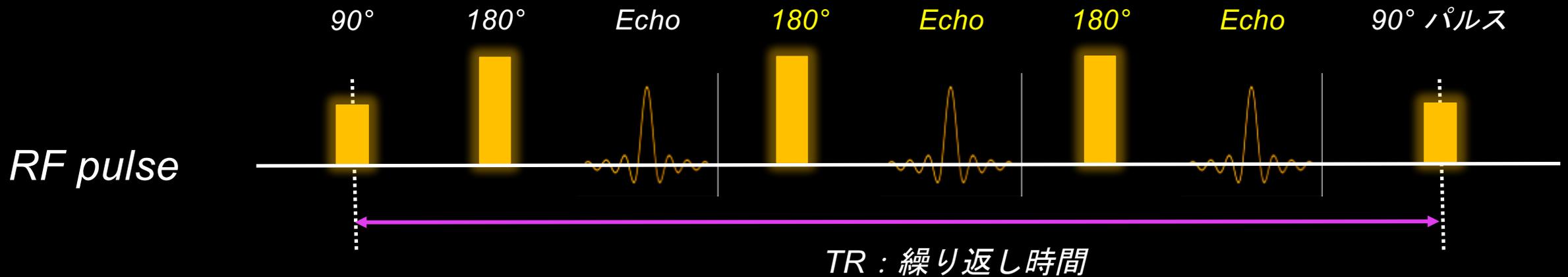
SE 法



FSE 法



# Fast spin echo 法のパルスシーケンス



1回のTR間に**複数の180°パルス**を与えて取得した複数の信号をk空間に充填する。



エコートレイン数 (echo train length : ETL)

# Fast spin echo 法の撮像時間

SE 法       $\text{Scan Time} = \text{TR} \times \text{位相マトリックス数} \times \text{加算回数}$

FSE 法       $\text{Scan Time} = \frac{\text{TR} \times \text{位相マトリックス数} \times \text{加算回数}}{\text{エコートレイン数 (ETL)}}$

TR = 3000 ms, 位相エンコード数 = 256, 加算回数 = 1, ETL = 3 の場合

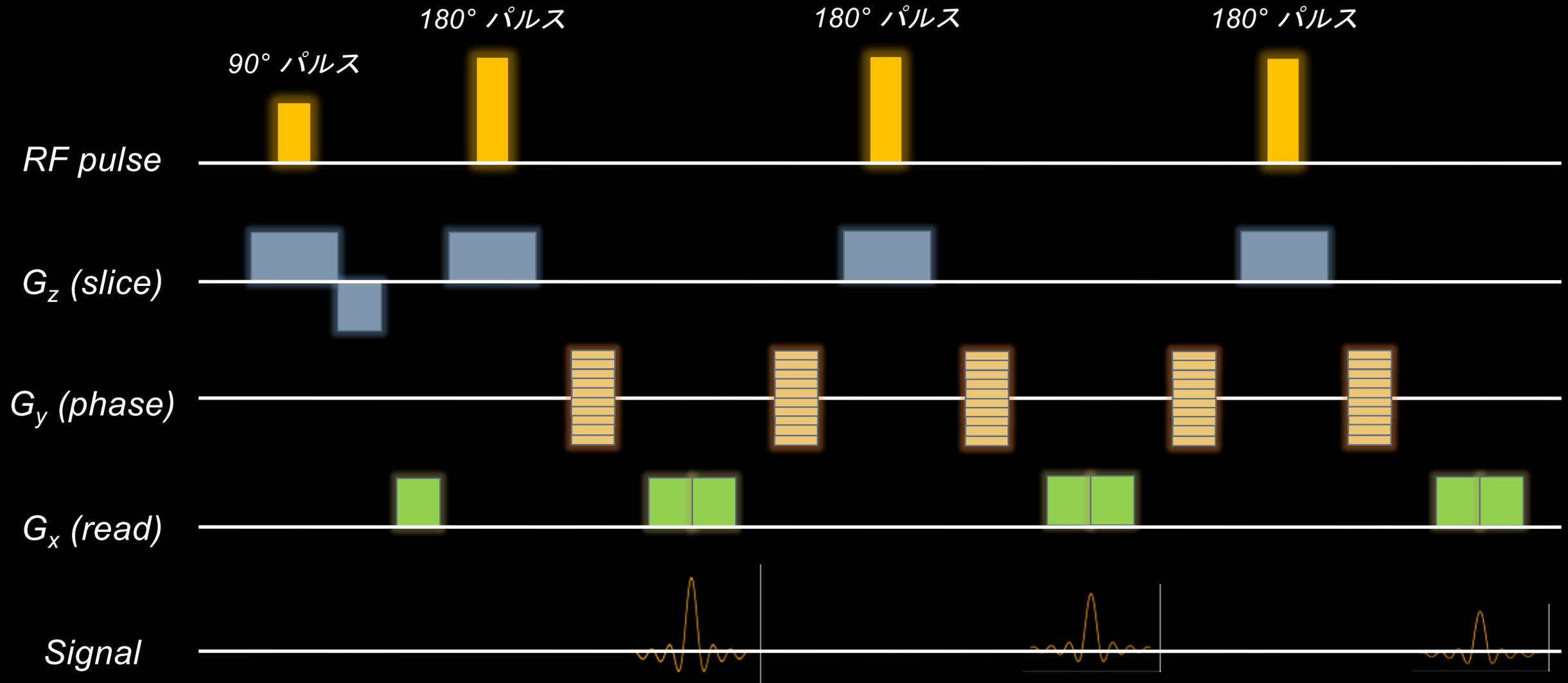


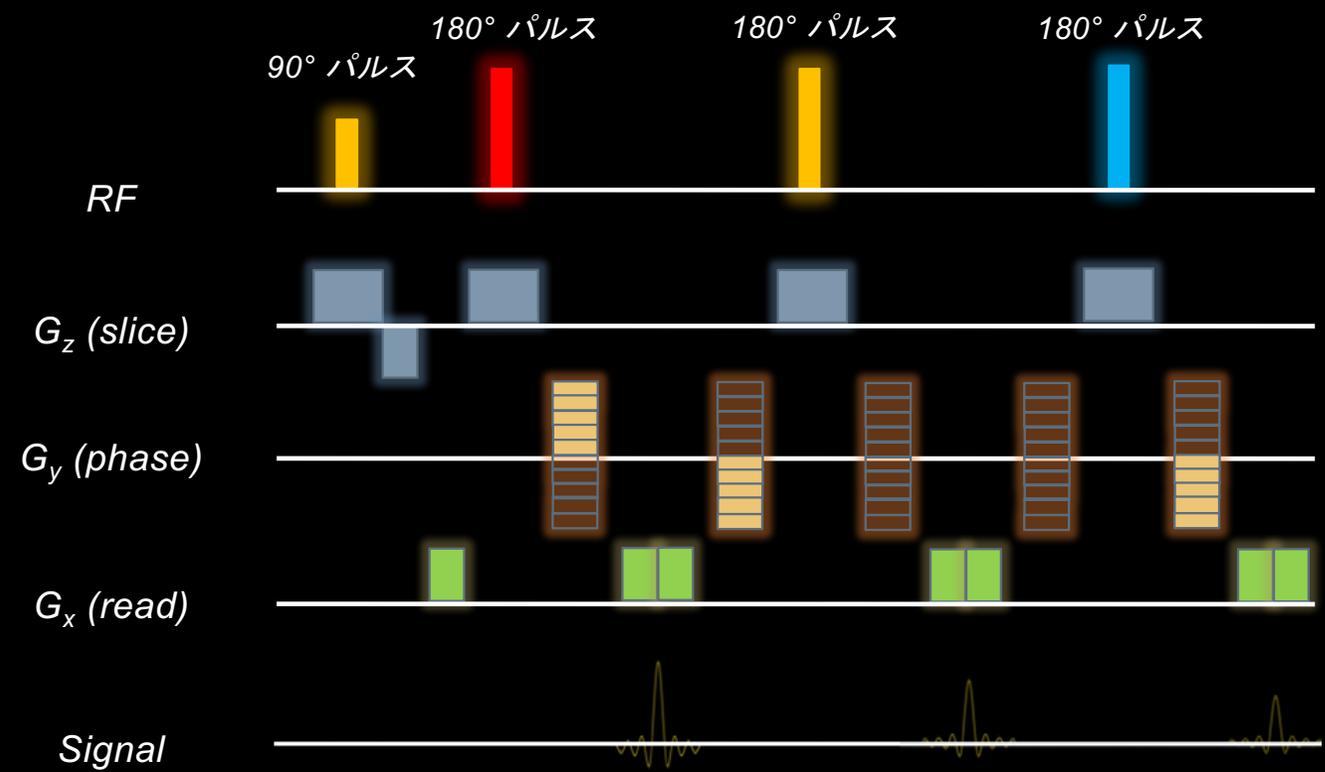
SE 法       $\text{Scan Time} = 3000 \times 256 \times 1 = 768000\text{ms} = \underline{\text{約13分}}$

FSE 法       $\text{Scan Time} = \frac{3000 \times 256 \times 1}{3} = 256000\text{ms} = \underline{\text{約4分30秒}}$

撮像時間の短縮 (高速化)

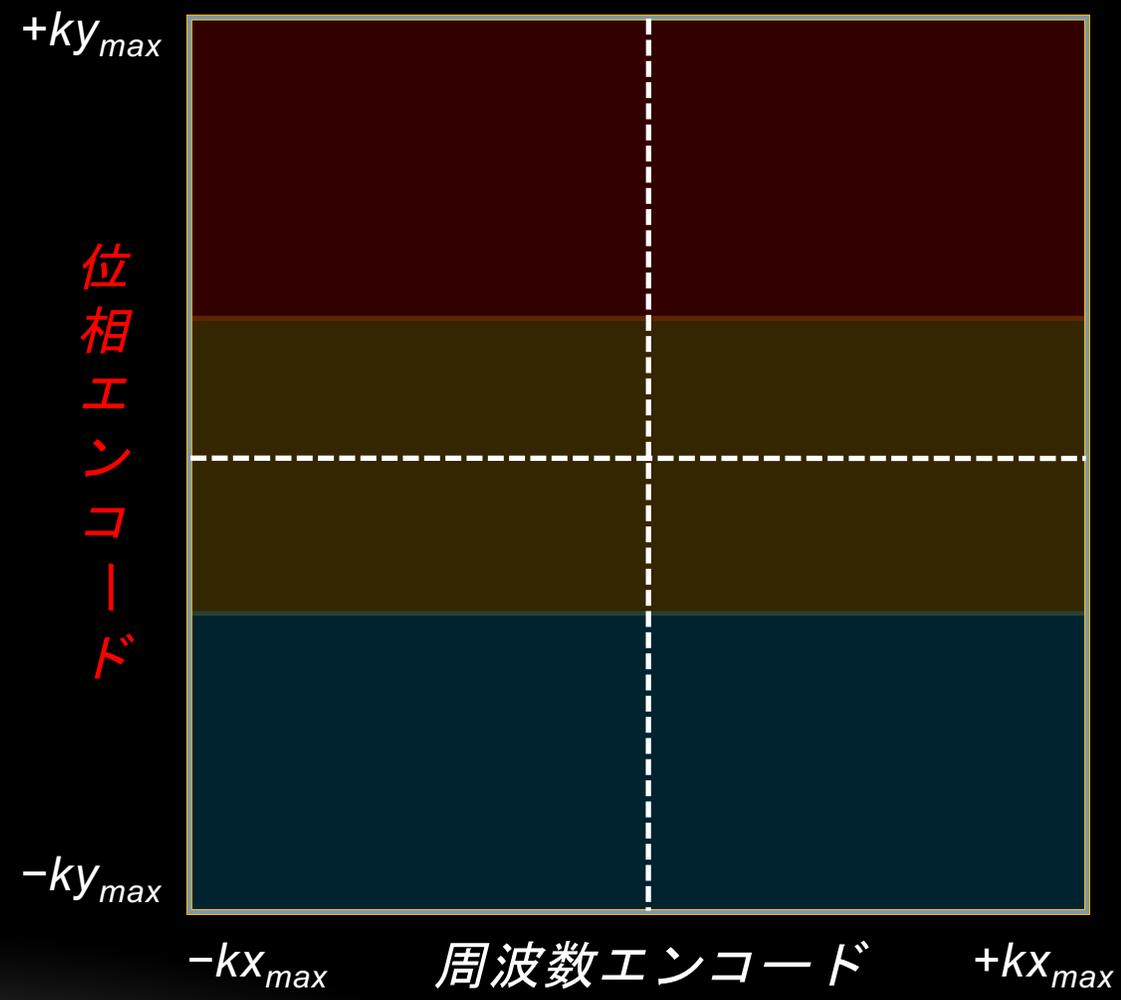
# Fast spin echo 法のパルスシーケンスダイアグラム

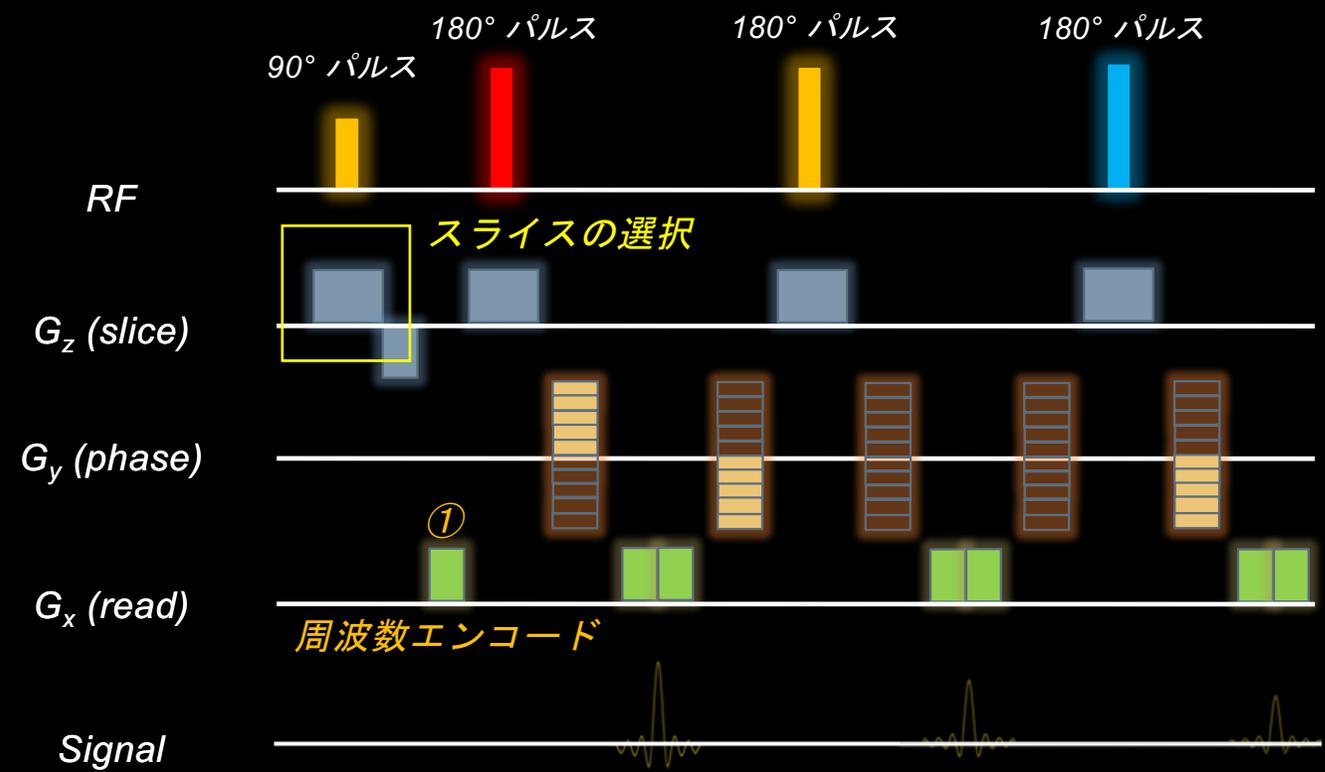




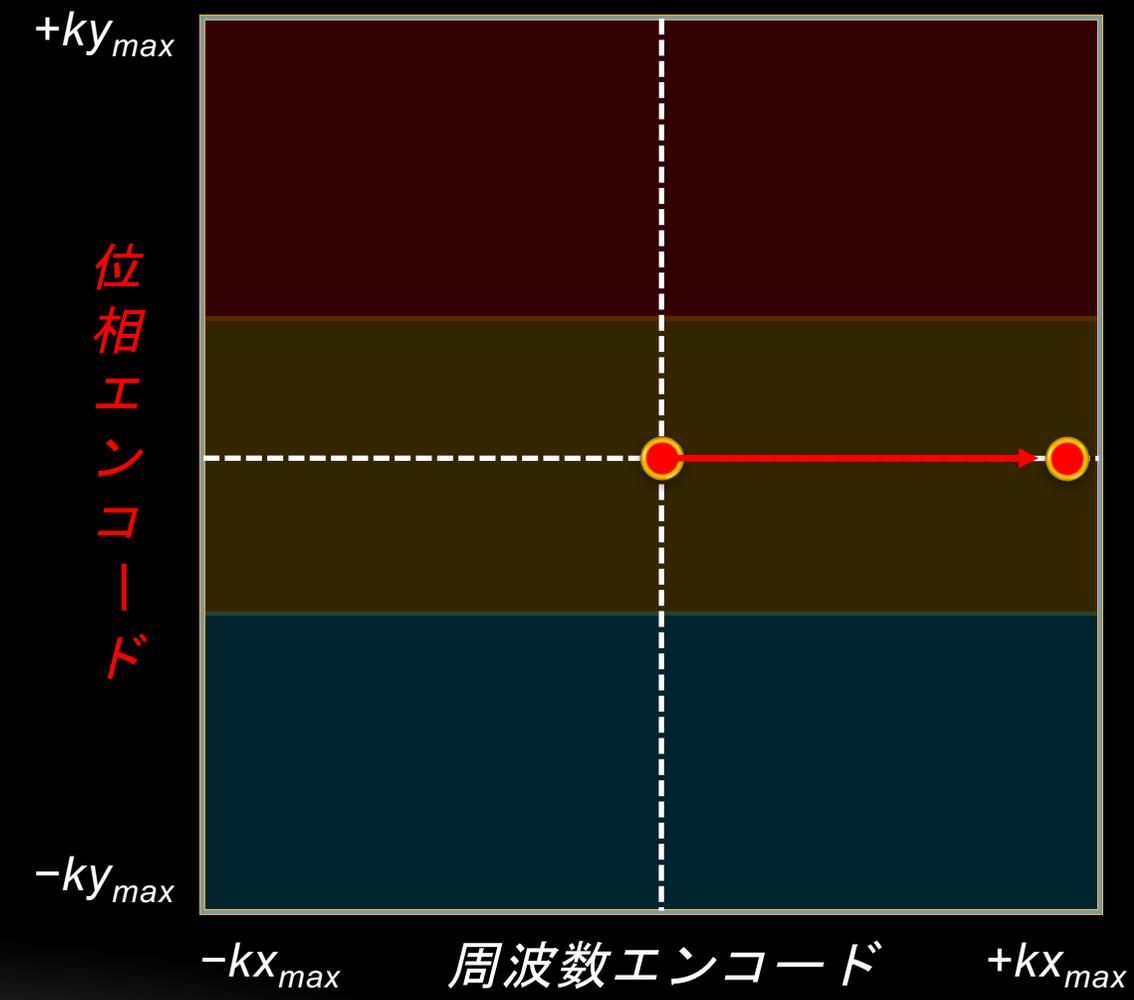
**k-space内をエコートレイン数分の  
スラブと考える**

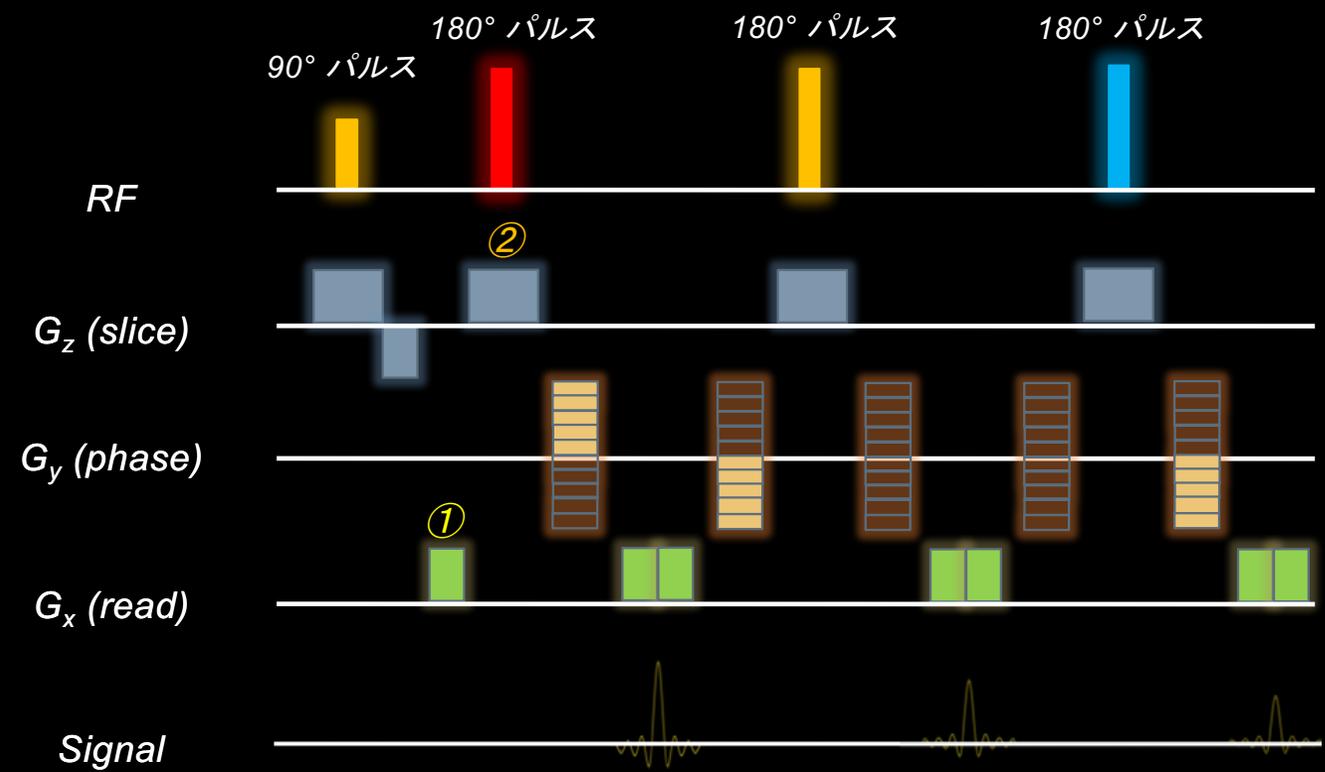
### k-spaceの軌跡



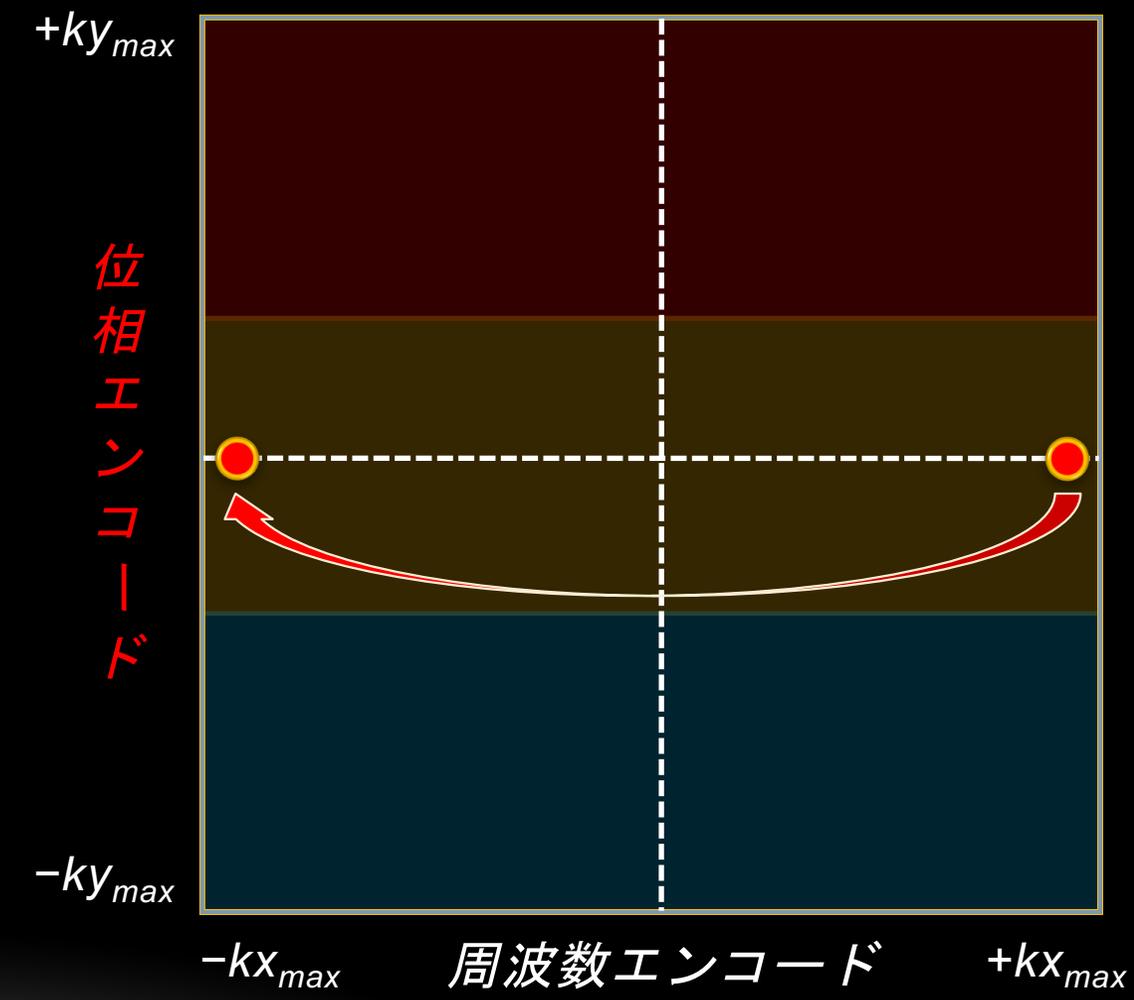


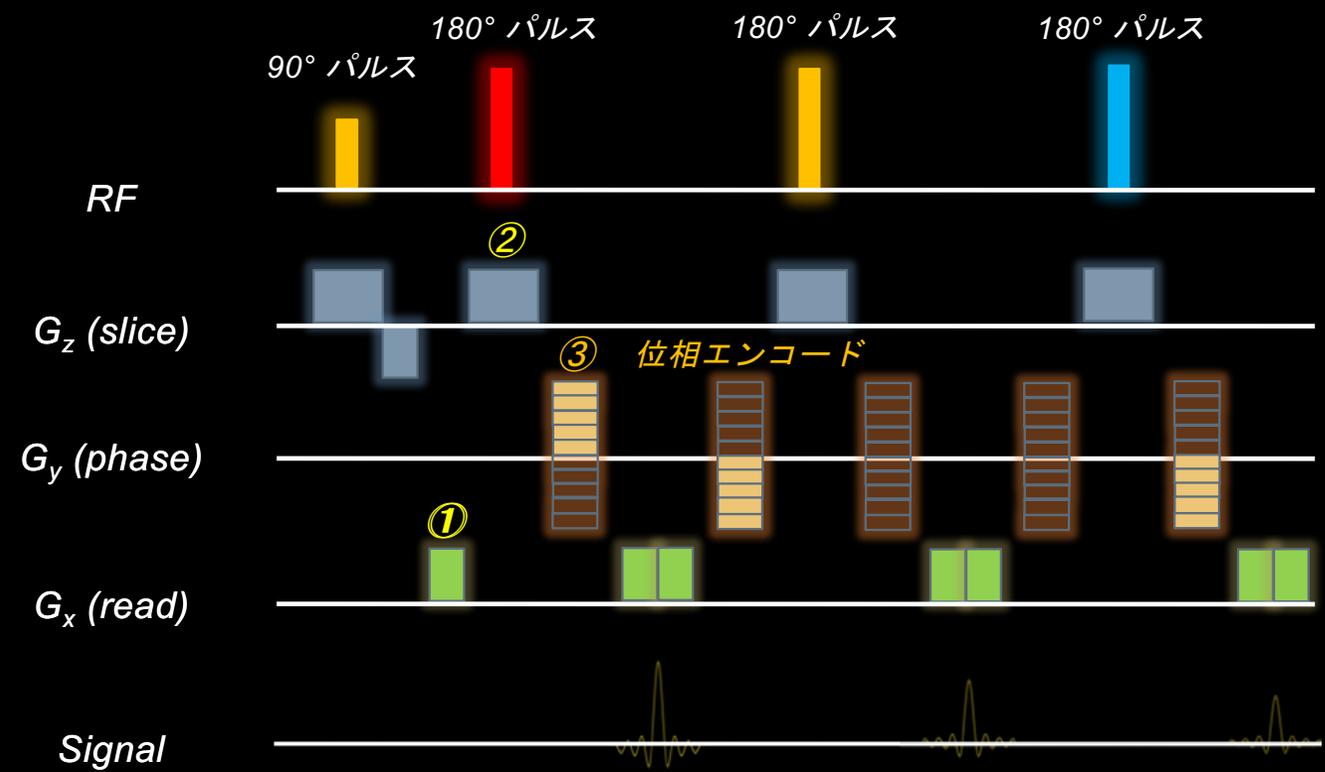
# k-spaceの軌跡



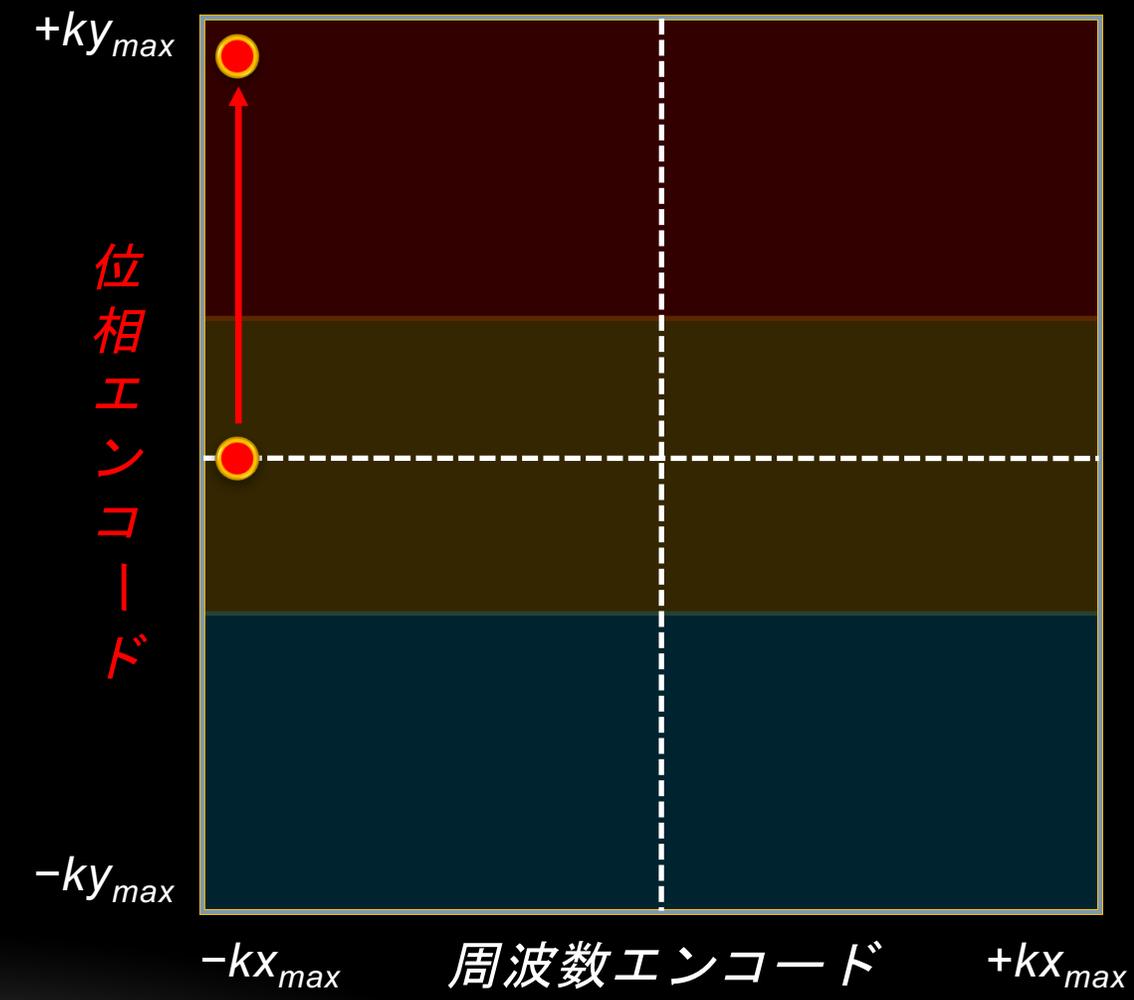


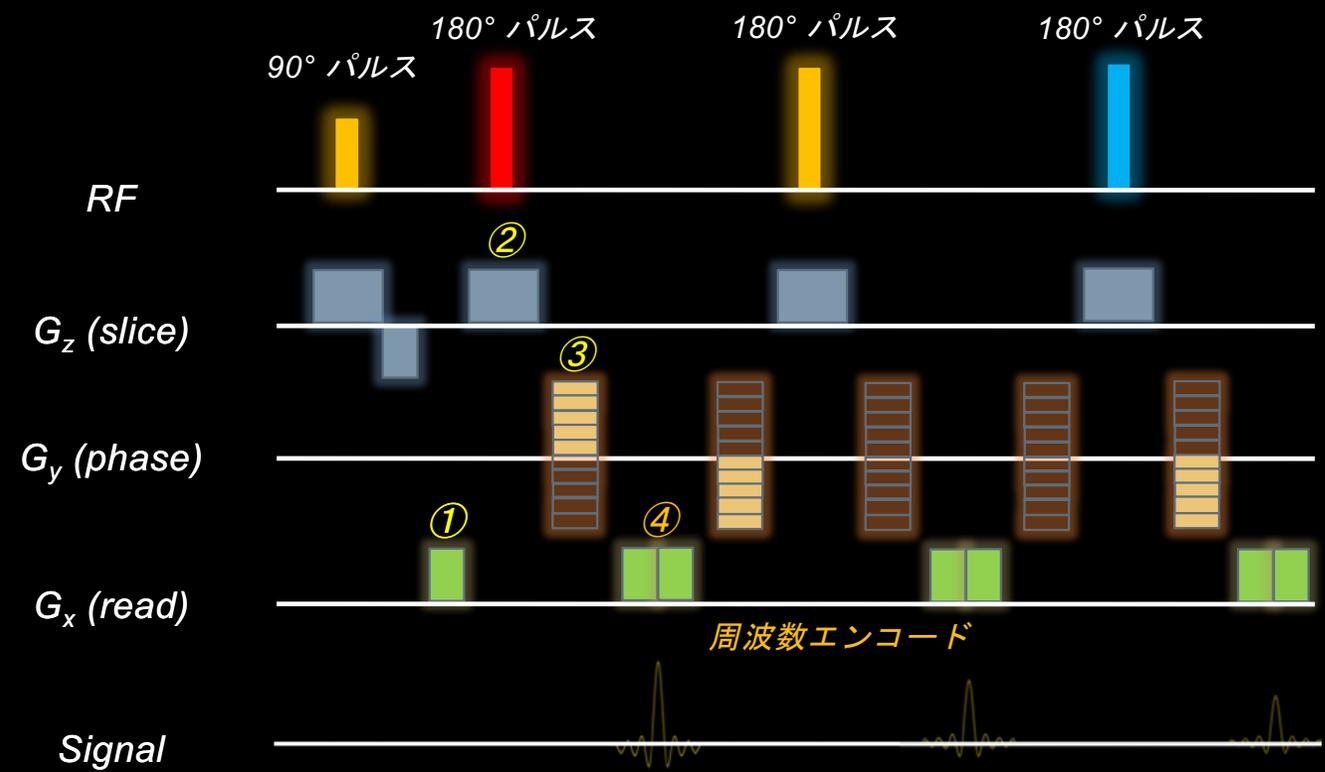
# k-spaceの軌跡



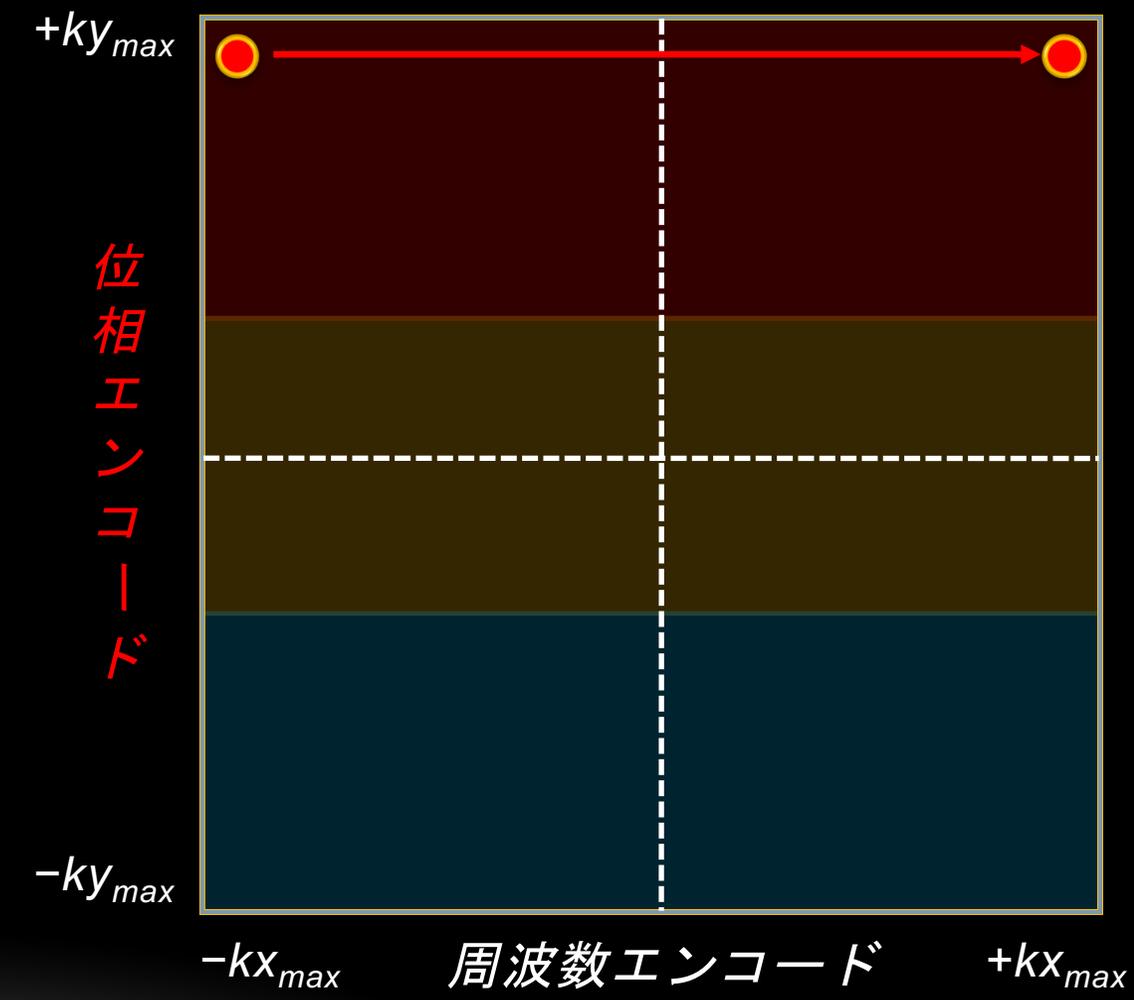


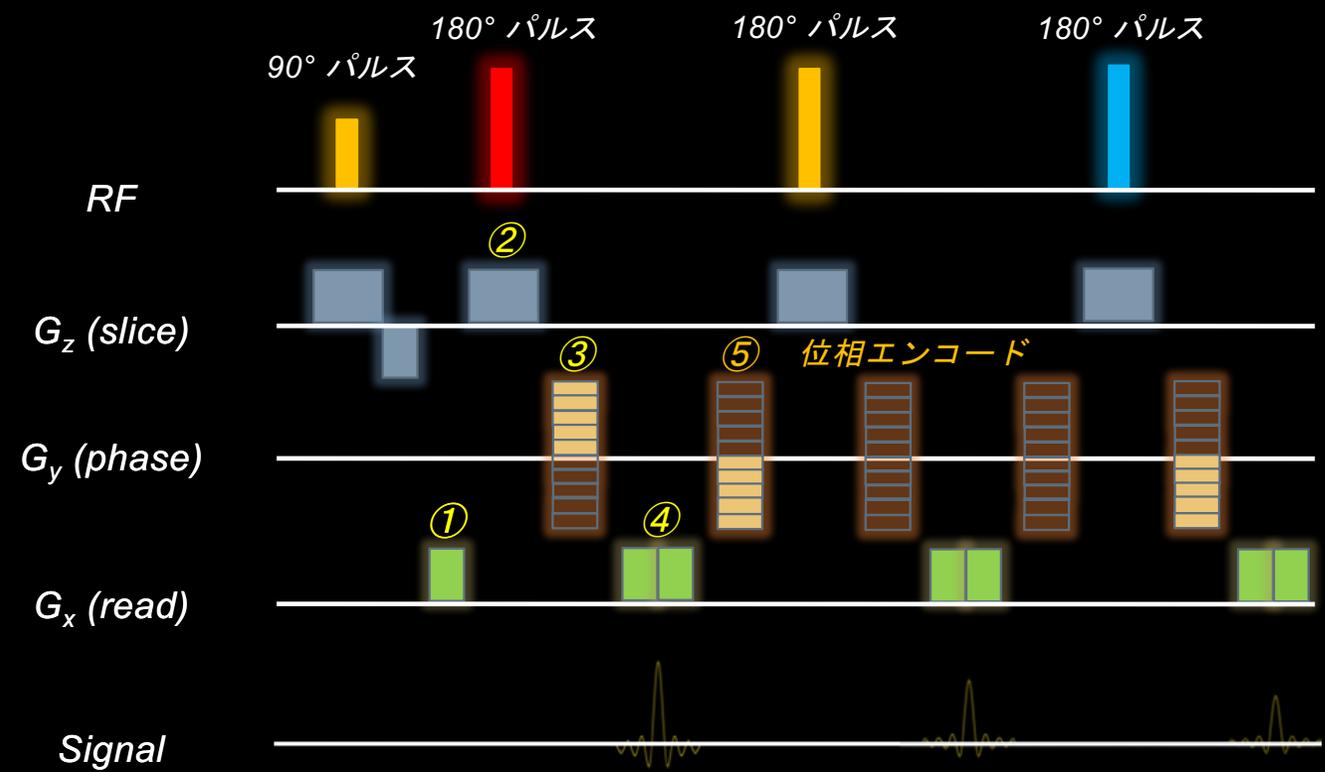
### k-spaceの軌跡



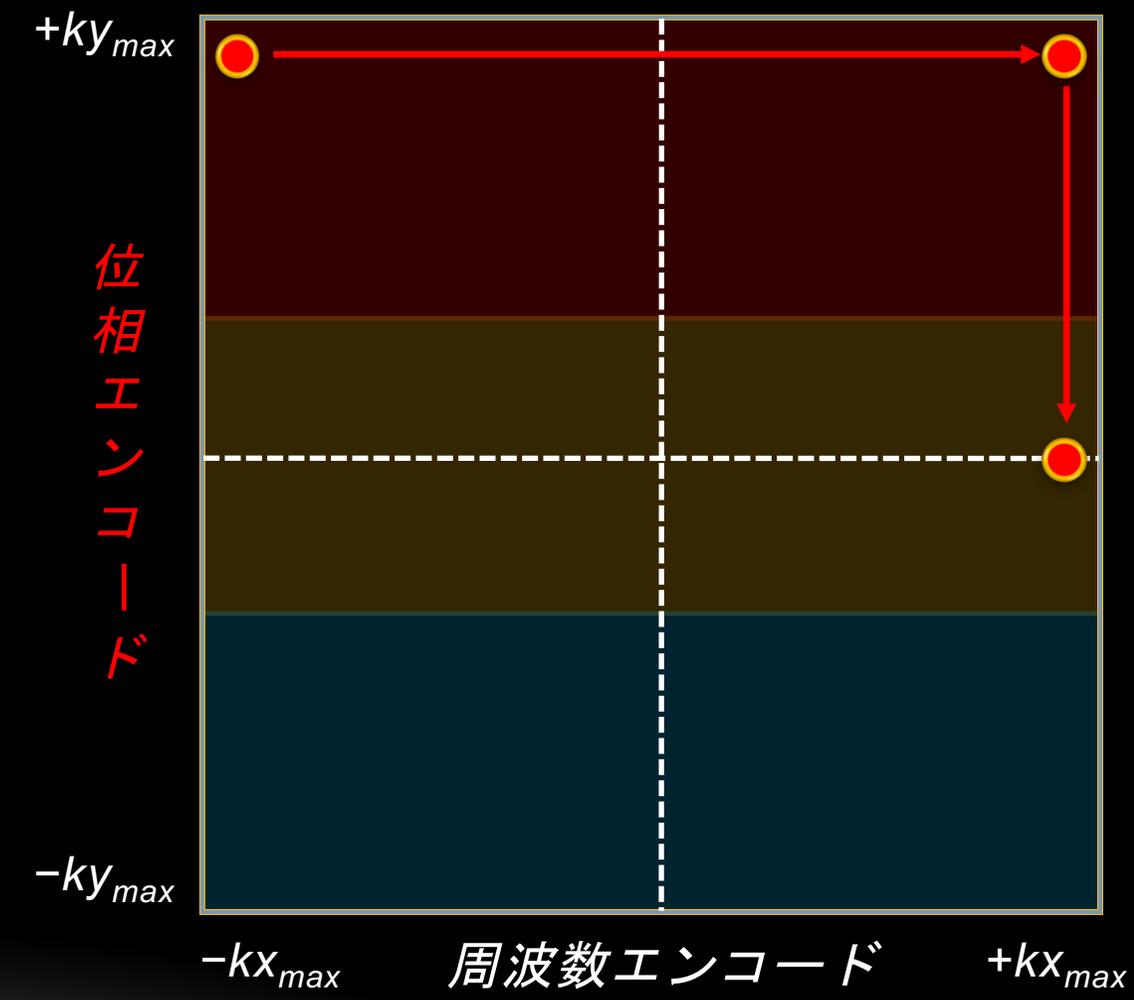


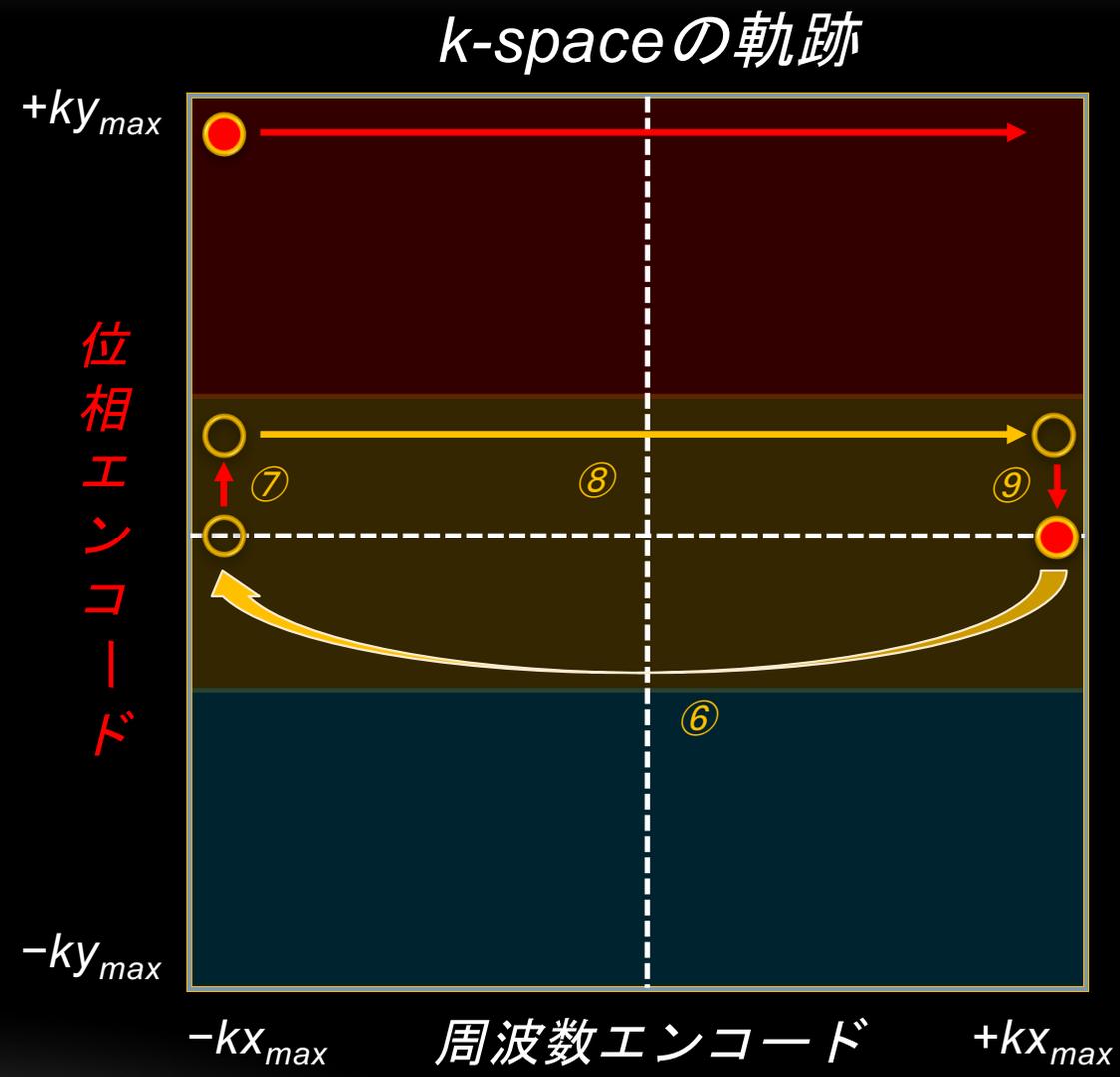
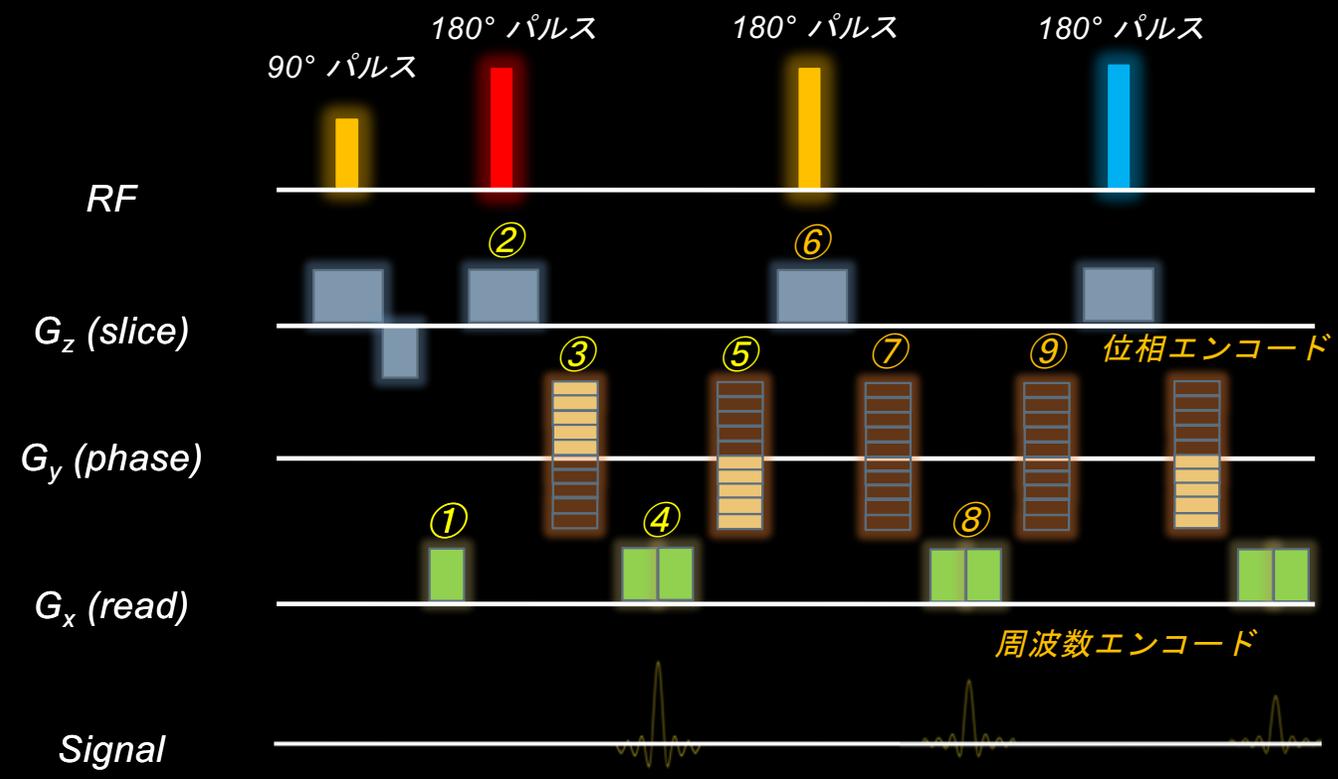
# k-spaceの軌跡

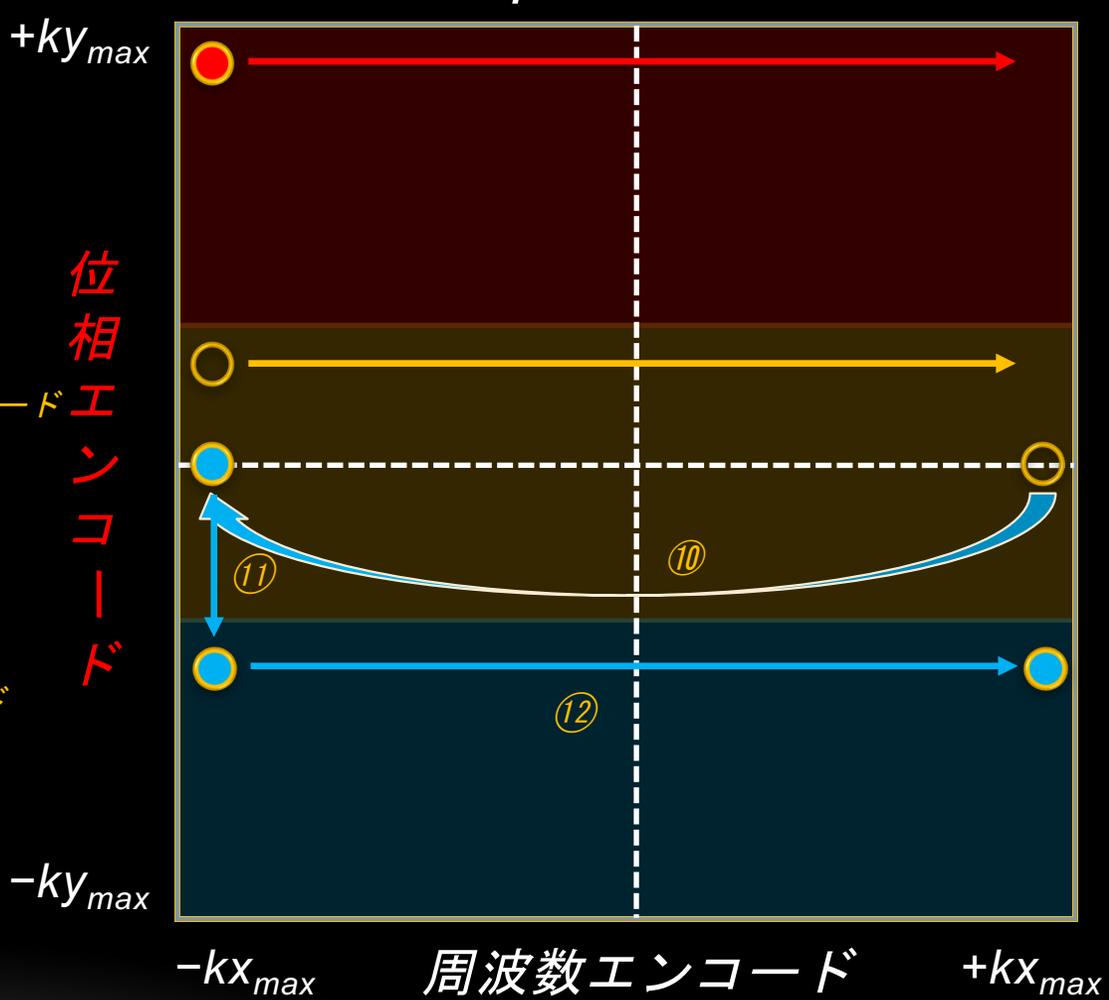
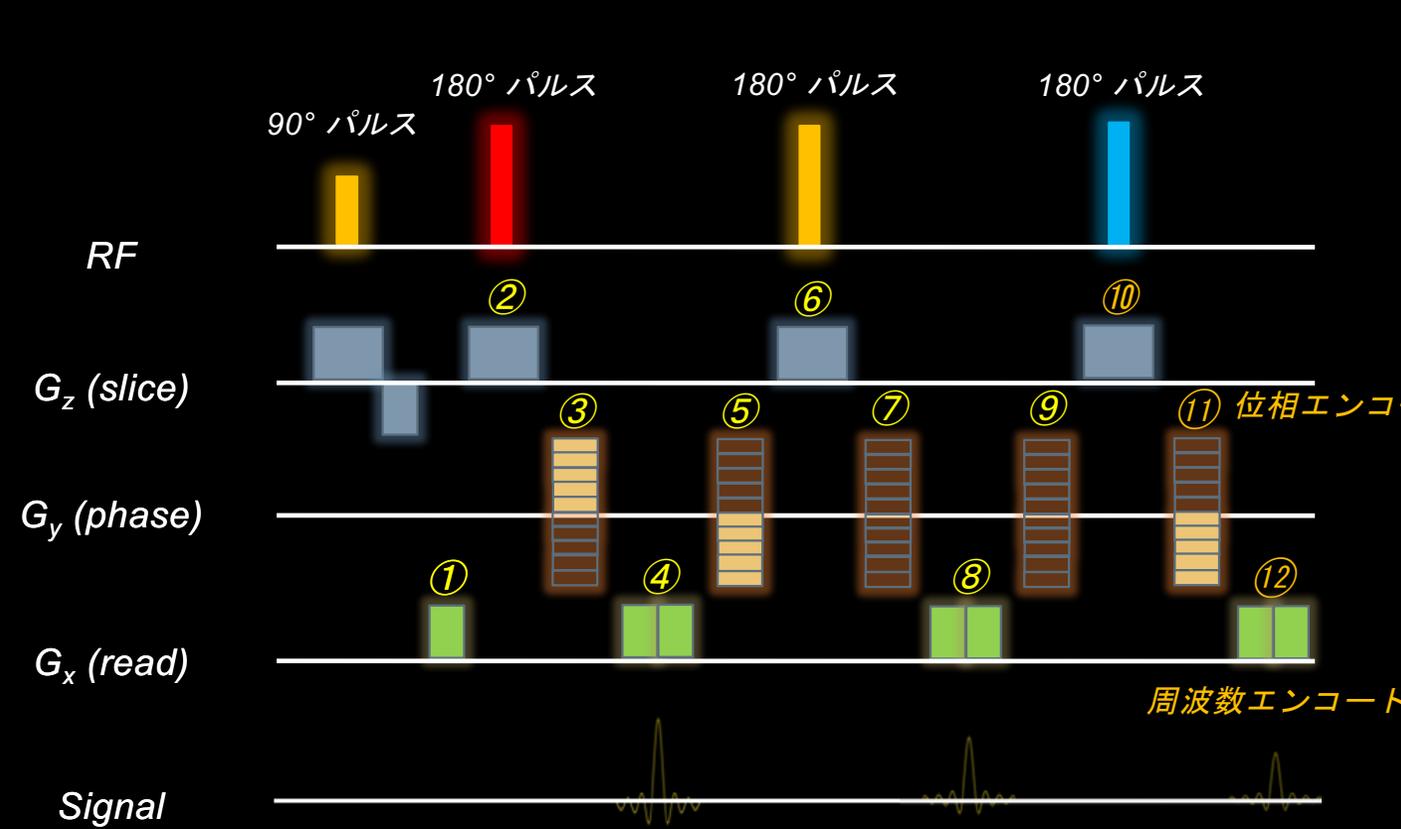


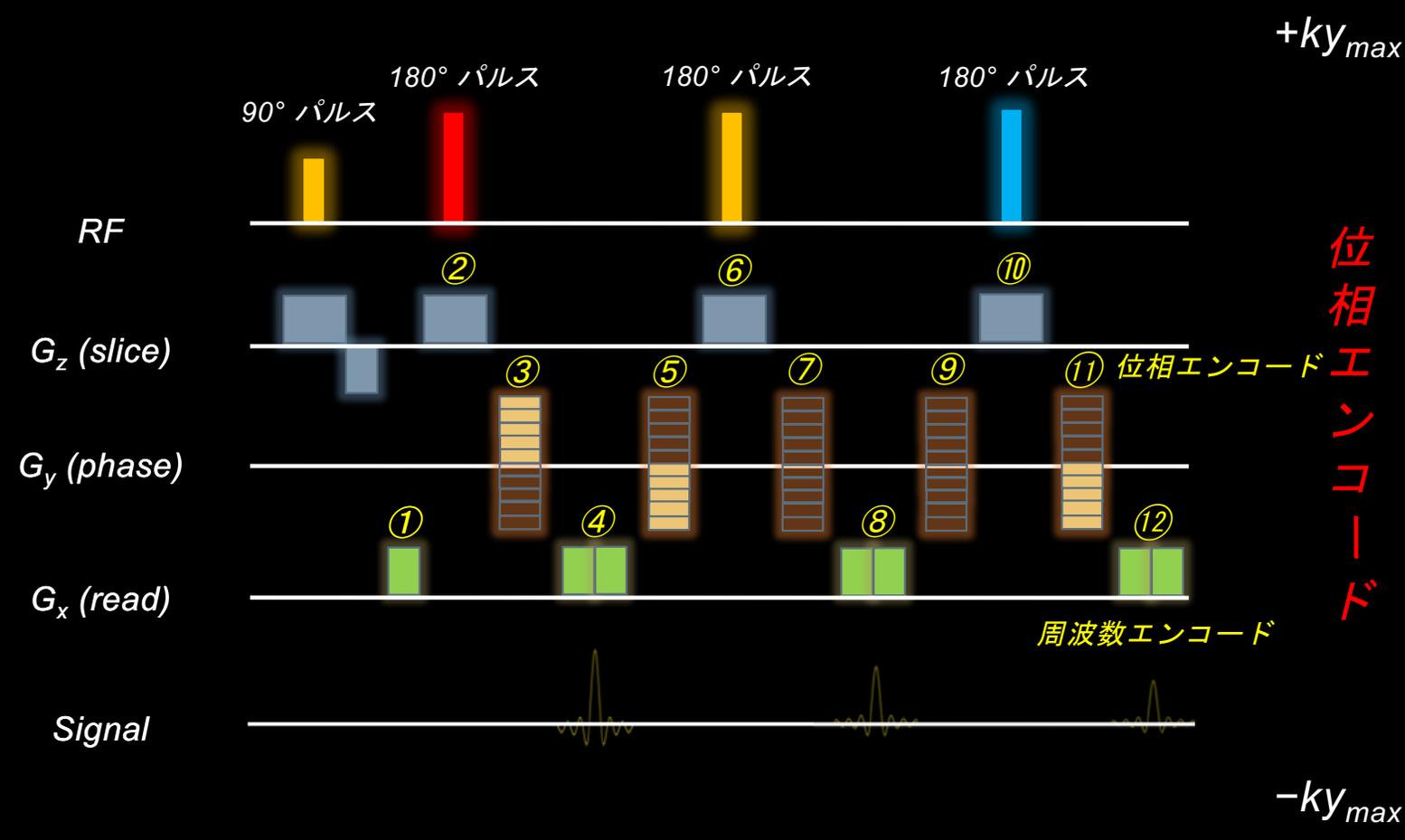


# k-spaceの軌跡



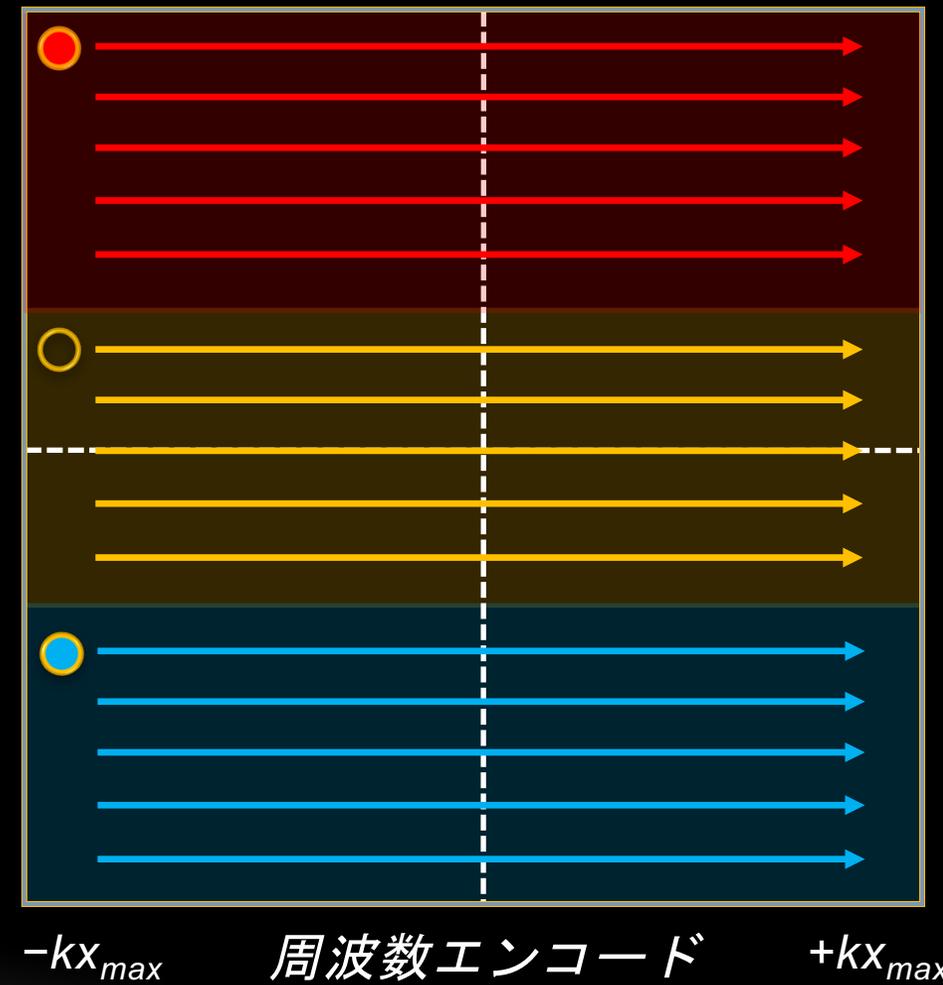


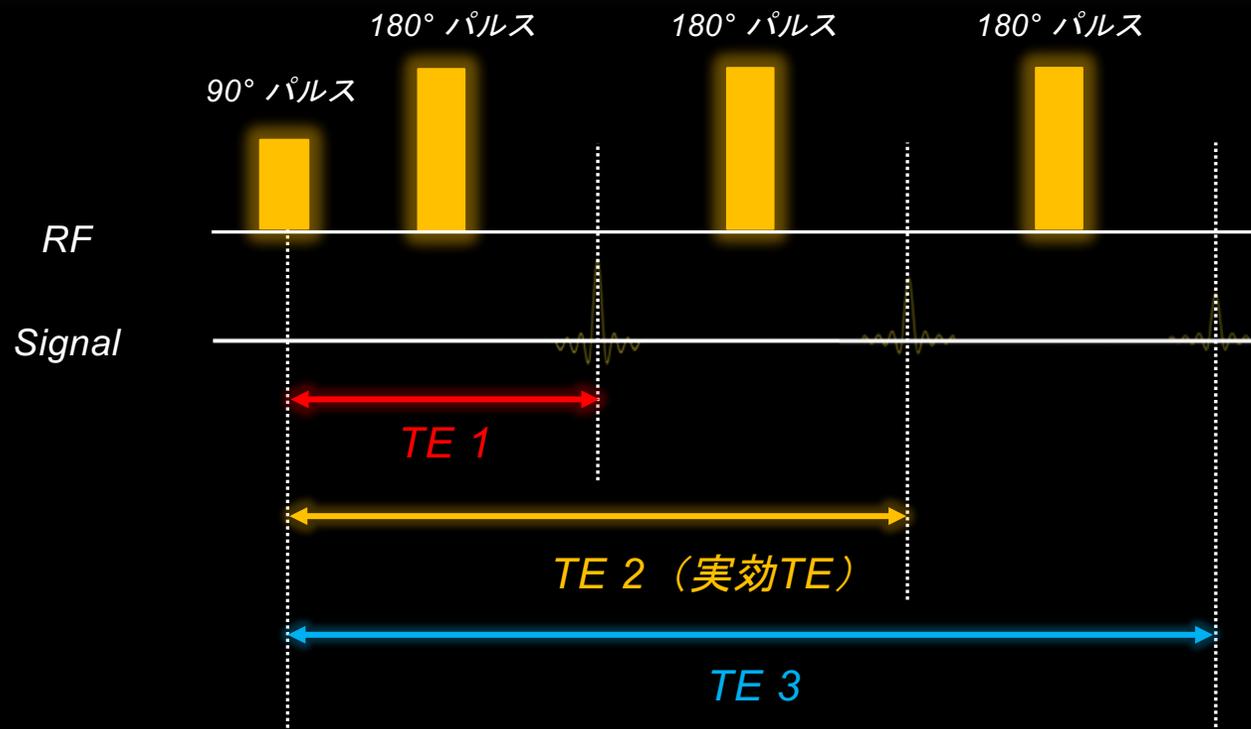




位相エンコード  
 エンコード  
 周波数エンコード

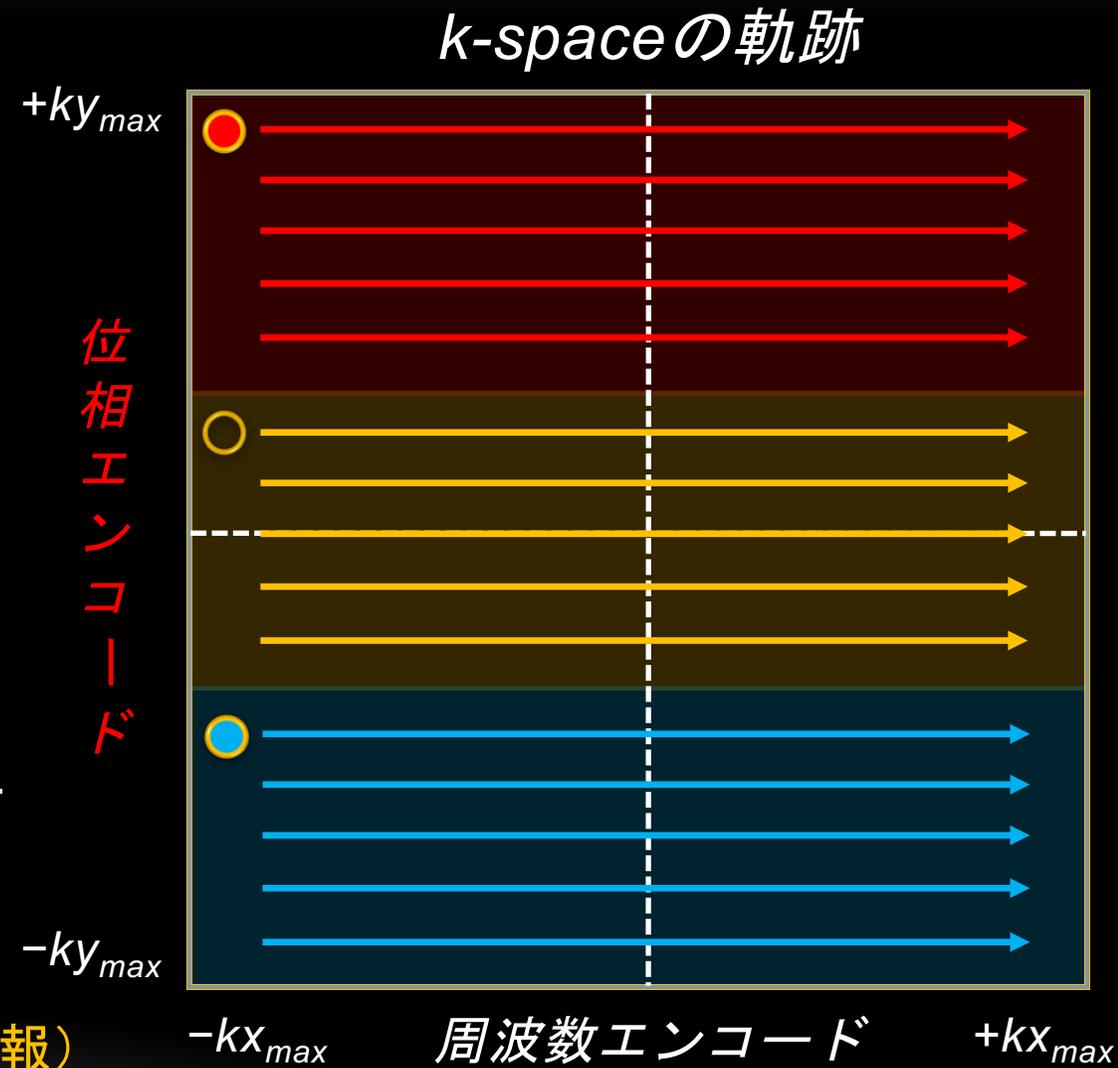
### k-spaceの軌跡



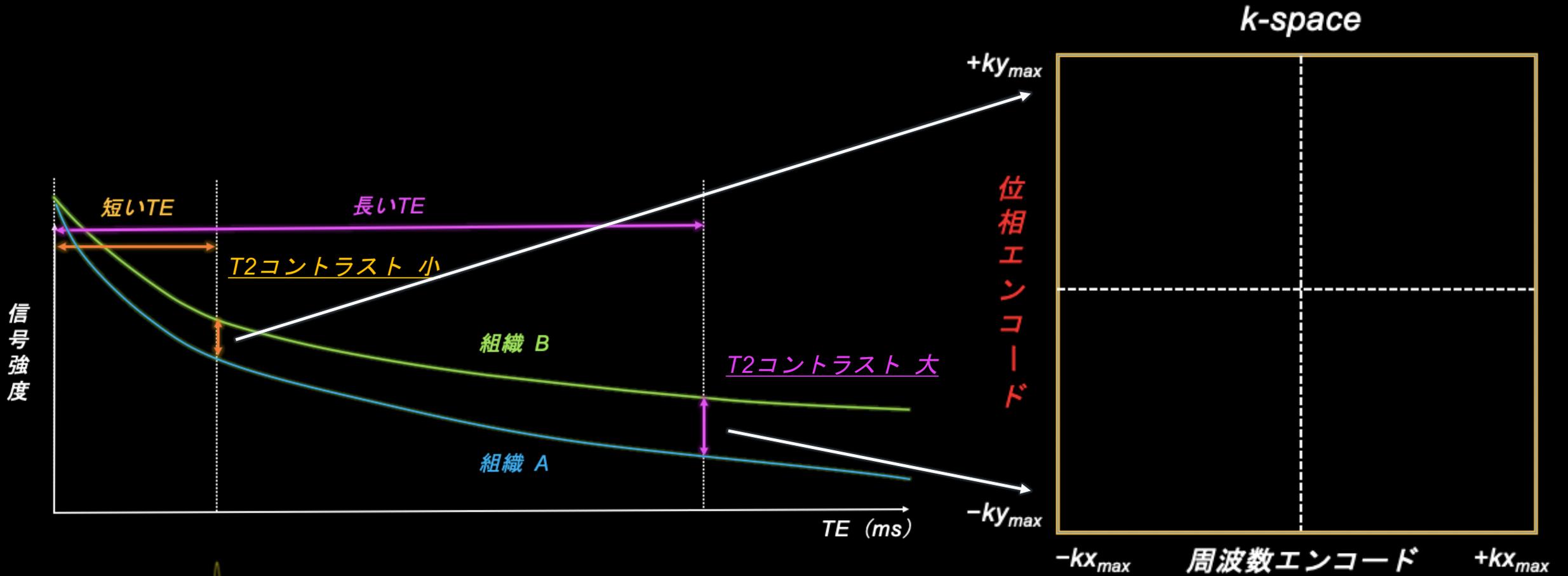


実効TE : k-spaceの中央 (低周波成分) を埋めるエコー  
 低周波成分 = 画像コントラストに影響

k-spaceの外側 (高周波成分) を埋めるエコー  
 高周波成分 = 空間分解能に影響 (輪郭情報)

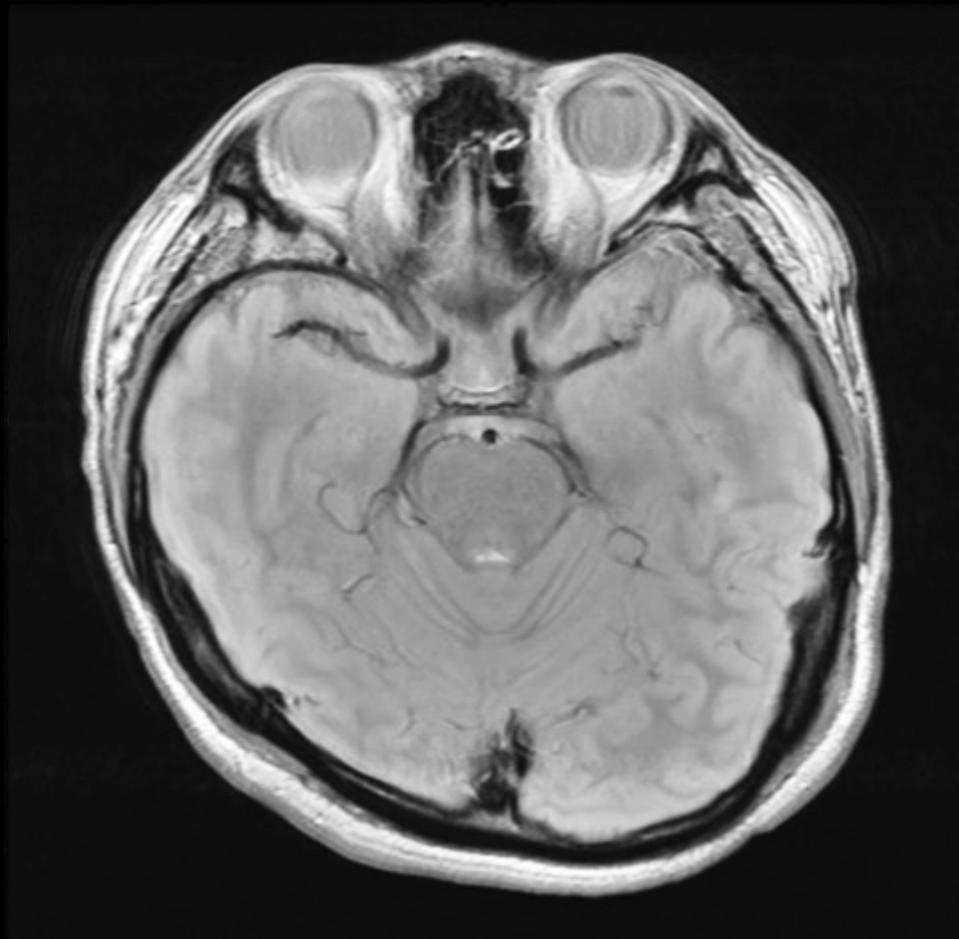


# ブラーリング

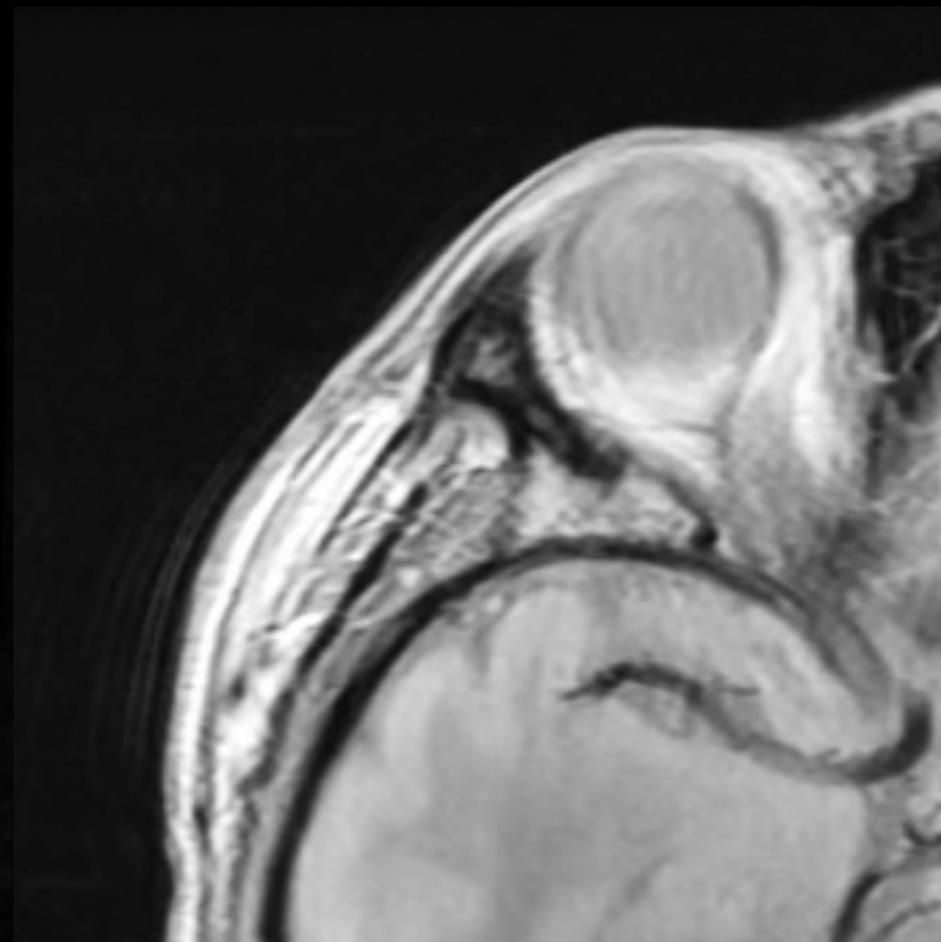


k-space 内の信号差が大きくなり、**ブラーリング** (画像のぼけ) が発生する

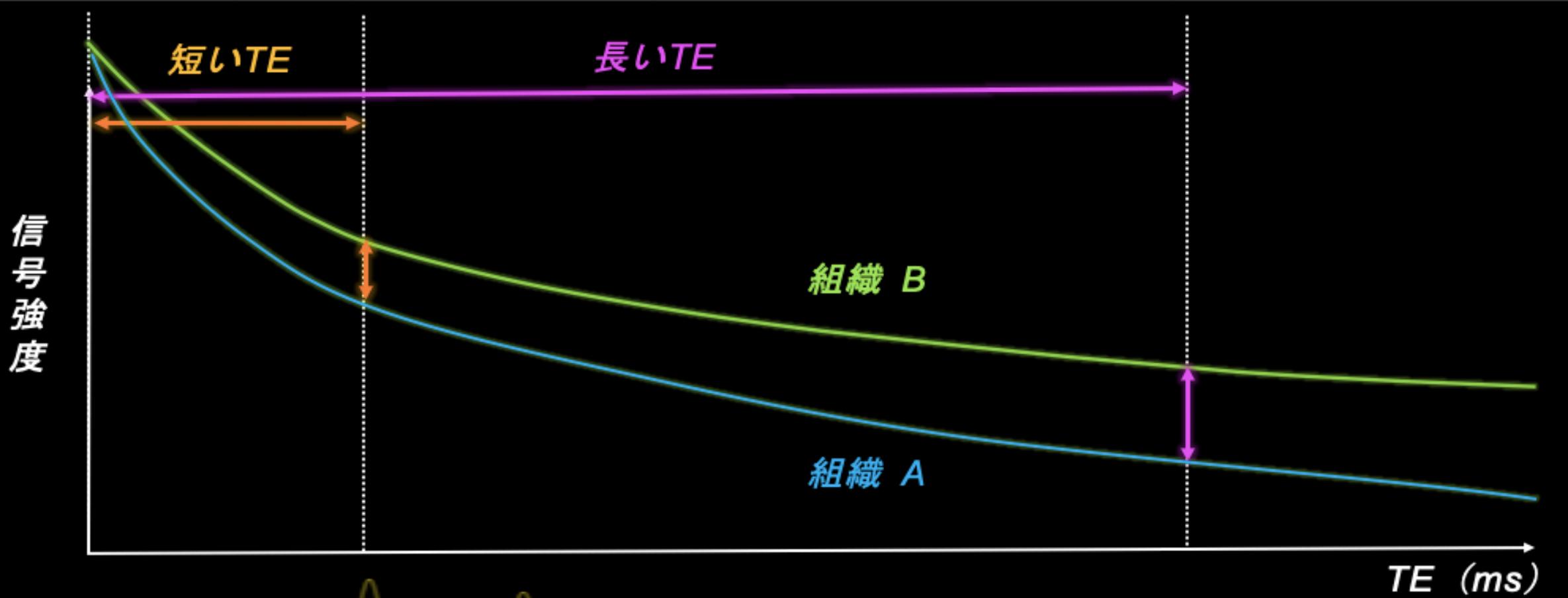
# ブラーリングイメー ジ T2WI



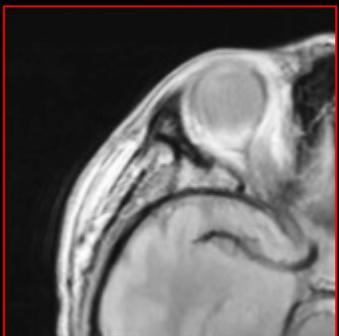
ETL: :100



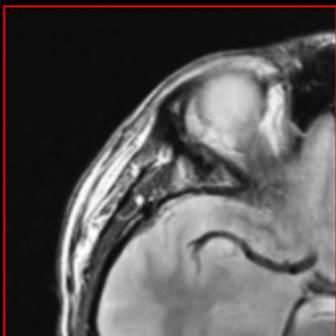
拡大画像 ETL: :100



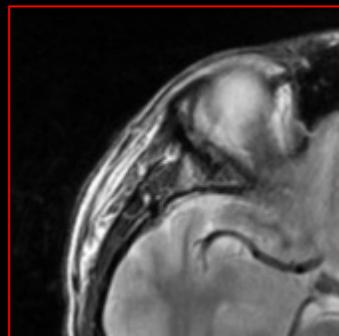
Signal



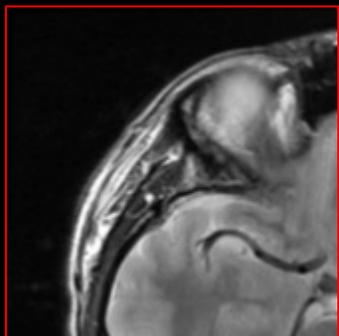
ETL : 2



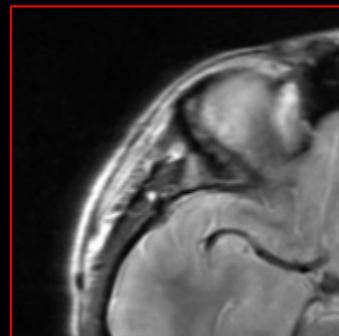
ETL : 6



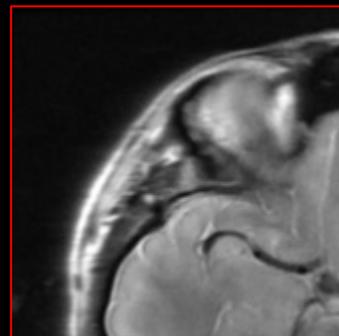
ETL : 10



ETL : 20



ETL : 60



ETL : 100

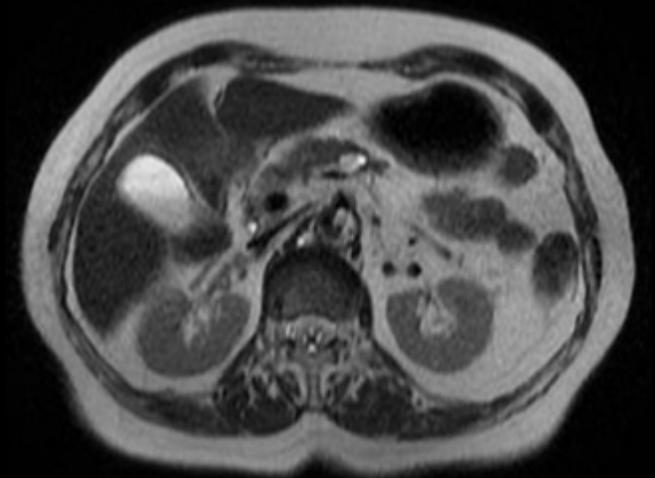
# 本日の内容

- SE法の基礎
- FSE法の基礎 → Single Shot FSE
- 臨床画像について

# Single-shot FSE : SSFSE

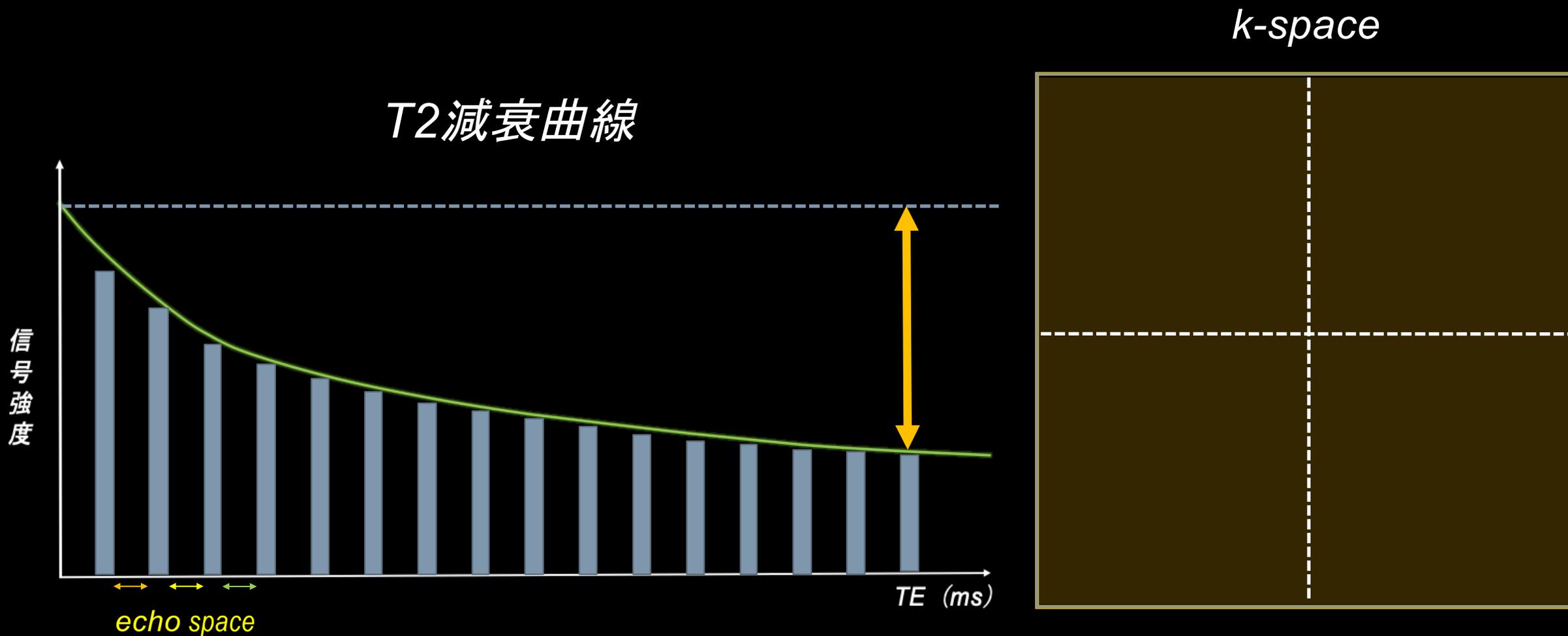
(HASTE , Single-shot TSE , FACE)

- 基本はFSE法であり、FSE法をより高速化させたシーケンス
- 1TR内で全てのエコーを取得するので動きに強い
- FSE法と同様にETLを多く設定するため、k-space内の信号強度差が生じることで画像がボケる（ブラーリング）



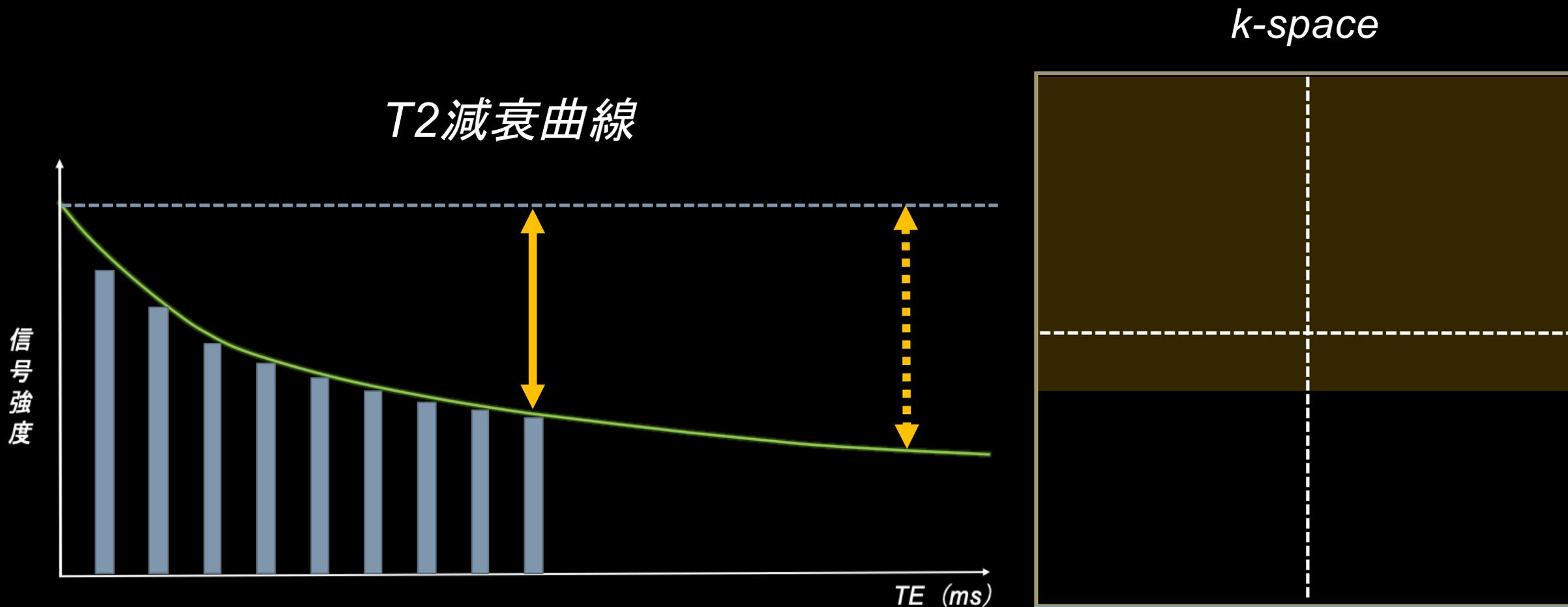
# SSFSEにおけるブラーリング

- 信号差を少なくするようなパラメータ設定にて対策する。



# SSFSEにおけるブラーリング

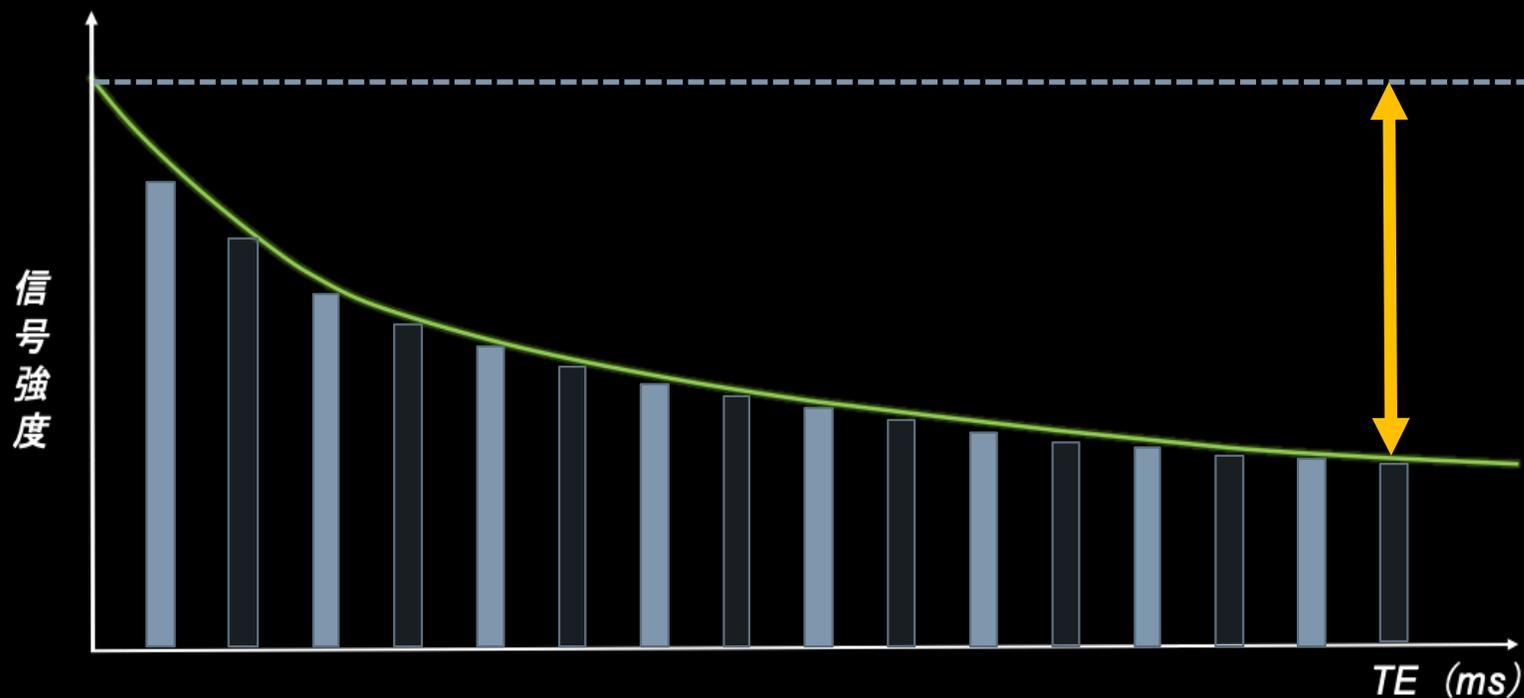
echo 数を減らす  $\longrightarrow$  partial fourier を用いる



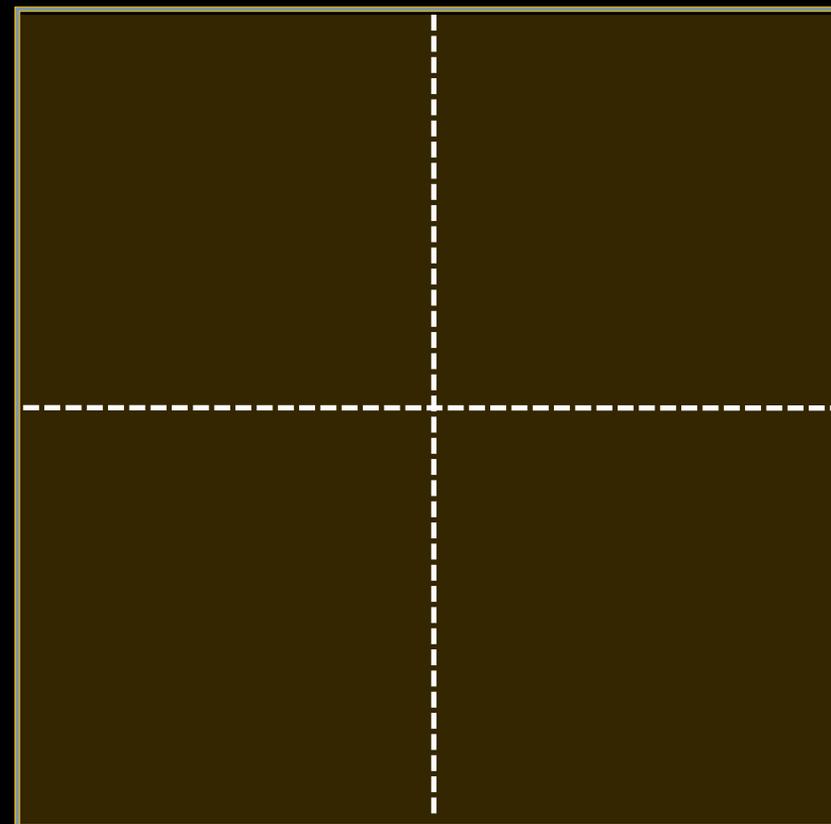
# SSFSEにおけるブラーリング

echo 数を減らす → パラレルイメージングを用いる

T2減衰曲線



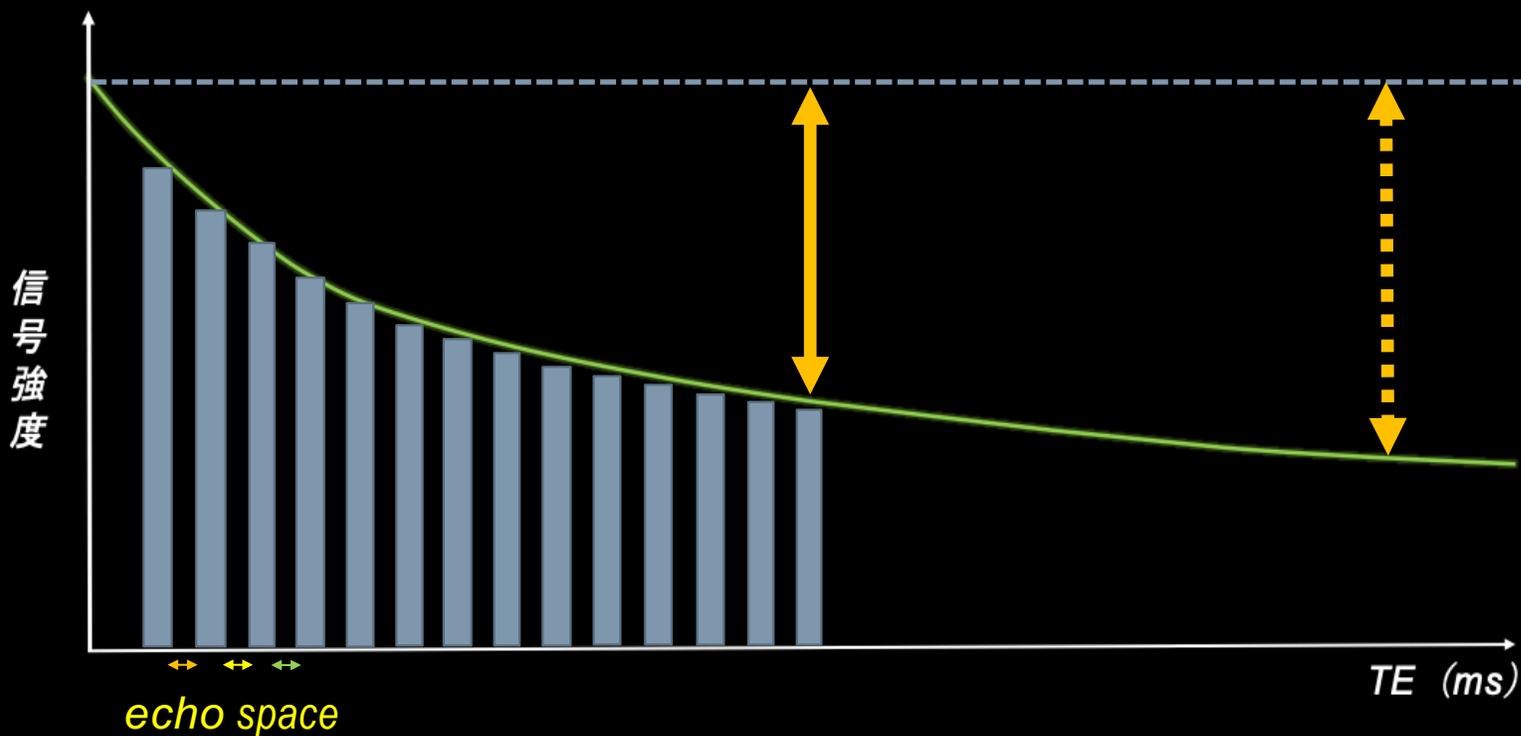
k-space



# SSFSEにおけるブラーリング

echo spaceを狭める  $\longrightarrow$  バンド幅を広げる

T2減衰曲線



$$\overset{\text{小}}{\Delta T_s} = \frac{1}{\underset{\text{大}}{BW}}$$

$$T_s = N_x \times \Delta T_s$$

小                      小

BW : 受信バンド幅

$\Delta T_s$  : サンプリング間隔

$T_s$  : サンプリング時間

$N_x$  : 周波数エンコード

# 本日の内容

- SE法の基礎
- FSE法の基礎
- 臨床画像について

## 臨床画像について

- 臨床においては、どの撮像シーケンスを選択し、どのような画像を提供するかが重要である。
- その中で、検査を行いながら追加のシーケンスを撮像することは臨床上、よく経験する。

検査部位

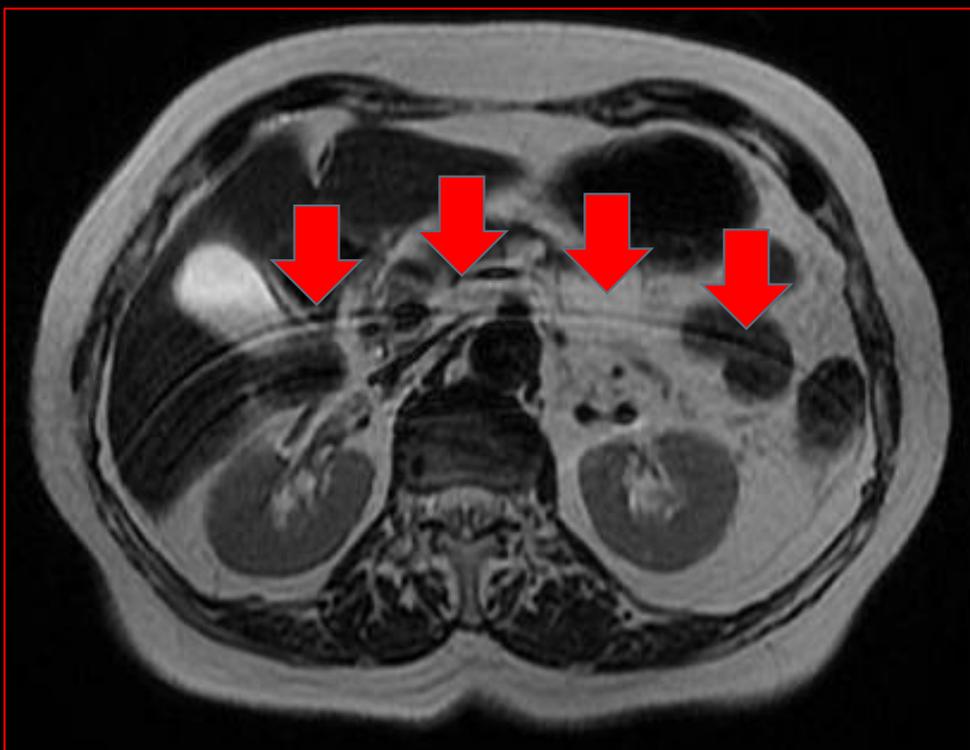
アーチファクト

検査時間

腹部や骨盤部の検査では、  
FSE + SSFSEが多用される。

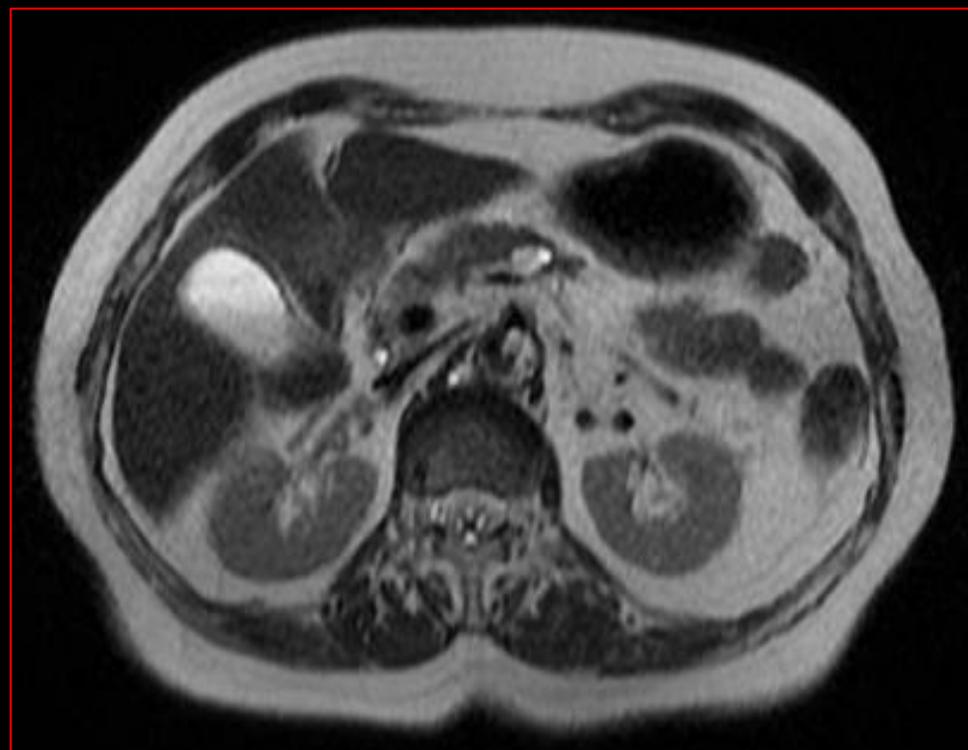
# 臨床画像について ～ MRCP ～

## ～ 膵管内乳頭粘液性腫瘍：IPMN ～



T2 FSE

TR : 5200ms TE : 103ms BW :  $\pm 62.5$ kHz Slice  
thickness : 5.0mm Matrix : 320 $\times$ 192 ETL : 24



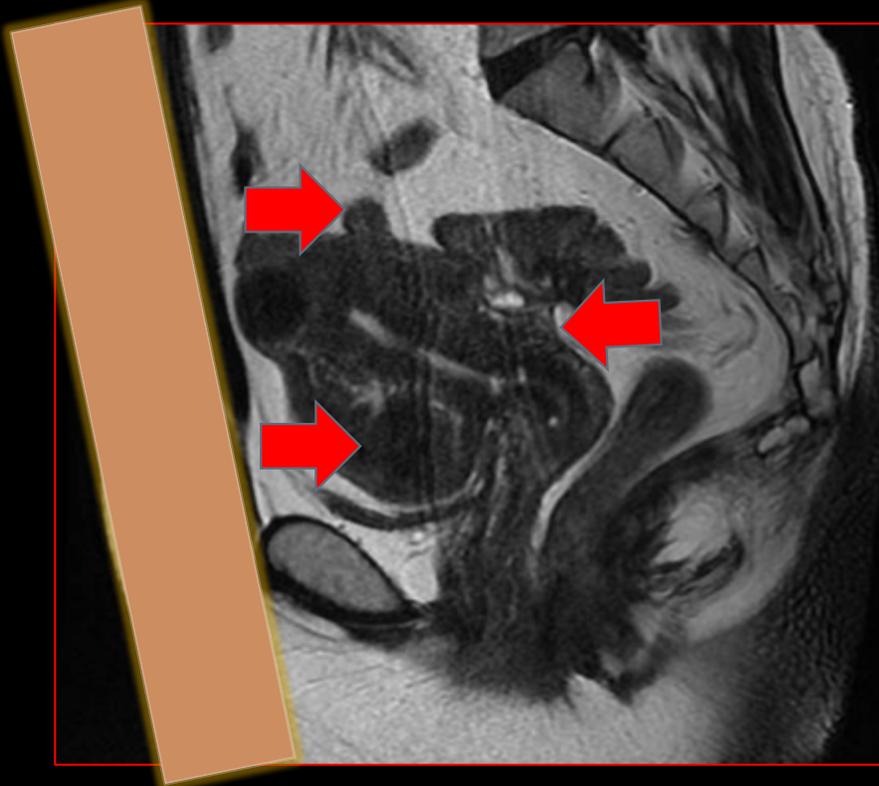
SSFSE

TR : 580ms TE : 77.8ms BW :  $\pm 83.3$ kHz  
Slice thickness : 5.0mm Matrix : 320 $\times$ 160

# 臨床画像について ～ 女性骨盤 ～

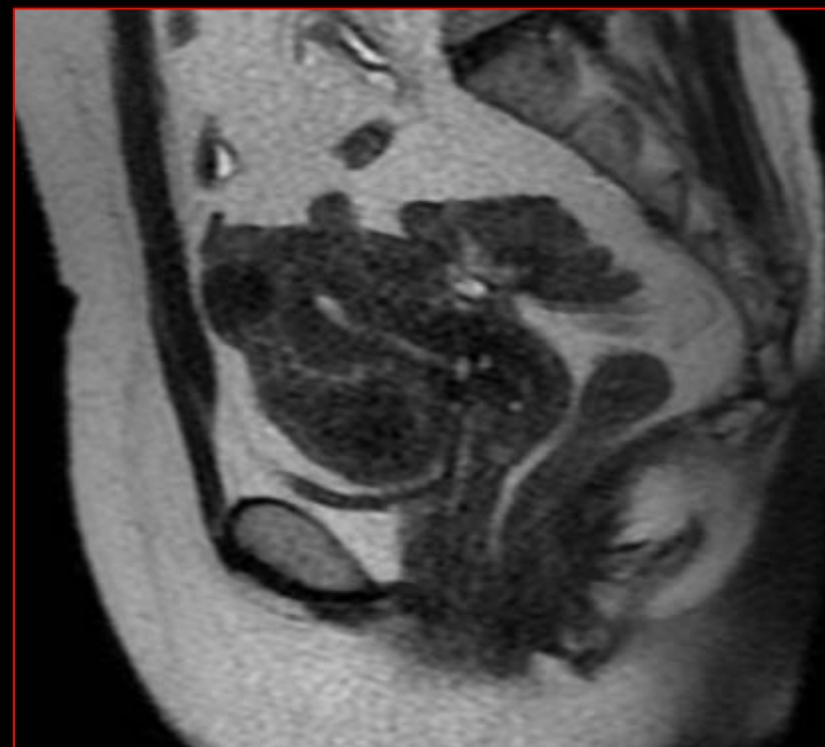
## ～ 子宮筋腫 ～

SATパルス



T2 FSE Sg

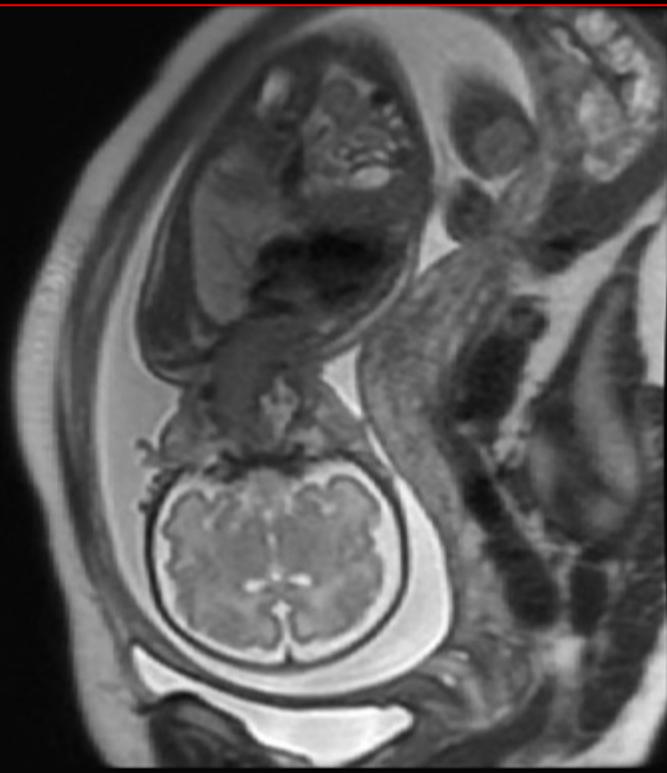
TR : 5400ms TE : 103ms BW :  $\pm 41.7$ kHz Slice  
thickness : 5.0mm Matrix : 320 $\times$ 224 ETL : 24



SSFSE Sg

TR : 540ms TE : 79.7ms BW :  $\pm 83.3$ kHz  
Slice thickness : 5.0mm Matrix : 320 $\times$ 160

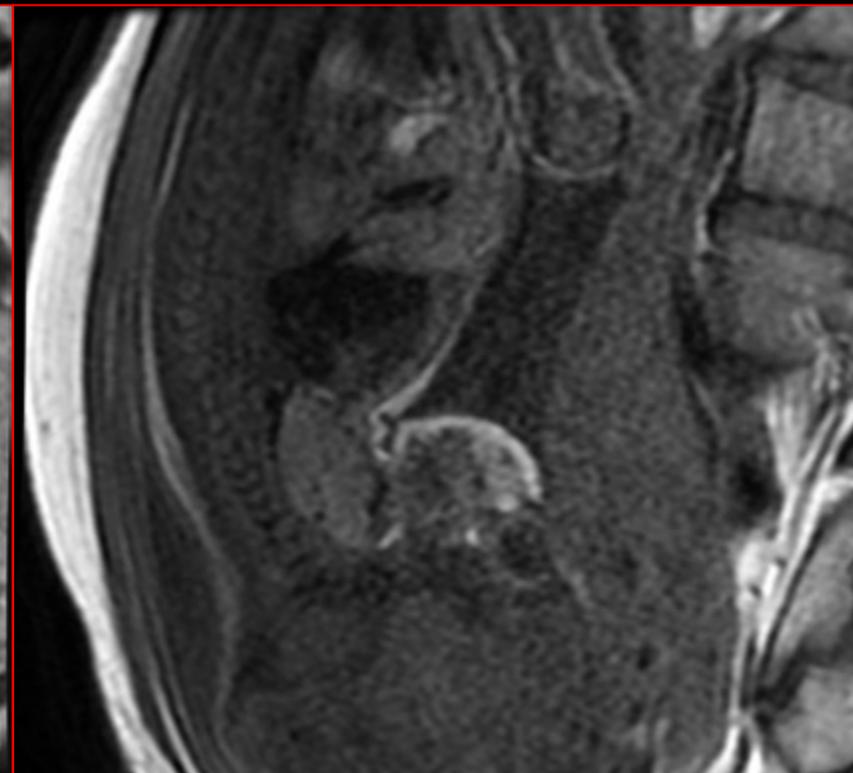
# 臨床画像について ~ 胎児 ~ ~ 甲状腺腫疑い ~



SSFSSE Cr FOV28



SSFSSE Sg FOV20cm



T1Sg FOV20cm

パラレルイメージングファクターを 2.0 → 1.25 に変更し、small FOV のSSFSSEを撮像することで、折り返しアーチファクトが発生せずに胎児に絞った画像が取得できる。

## まとめ

SE法およびFSE法の原理や特徴を理解することで、撮像条件における各パラメータの変化が画像にもたらす影響を把握でき、診断に役立つ画像を提供することができる。

# 参考文献

決定版

## MRI 完全解説

飛木 力\*

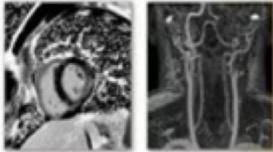
秀潤社

## MRIの基本 パワーテキスト

第3版

監訳 荒木

基礎理論から最新撮像法まで



MRI  
The Basics Third Edition

Ray H. Hashemi

William G. Bradley, Jr.

Christopher J. Lisanti

メディカルサイエンスインターナショナル

## これだけは習得しよう MRI検査

診療放射線技師継続学習テキスト

The minimum things to learn  
about MRI examinations

編著 土橋俊男 飯塚明寿 石黒秋弘 藤田 功

PILAR  
PRESS

改訂版

## MRI 応用自在

監修 桂屋琢一 杏林大学医学部名誉教授  
編者 高原太郎 東海大学医学部放射線学系准教授  
監 和之 日本赤十字社医療センター放射線科部長

MEDICAL VIEW

## MRI 応用自在

第4版

THE FOURTH EDITION

監修  
高原太郎

東海大学工学部医用生体工学科教授

編集  
堀 正明

東海大学医療センター放射線科准教授

本杉 宇太郎

宇都宮県立病院放射線科

高橋 光幸

鹿児島県済生会放射線科

MEDICAL VIEW