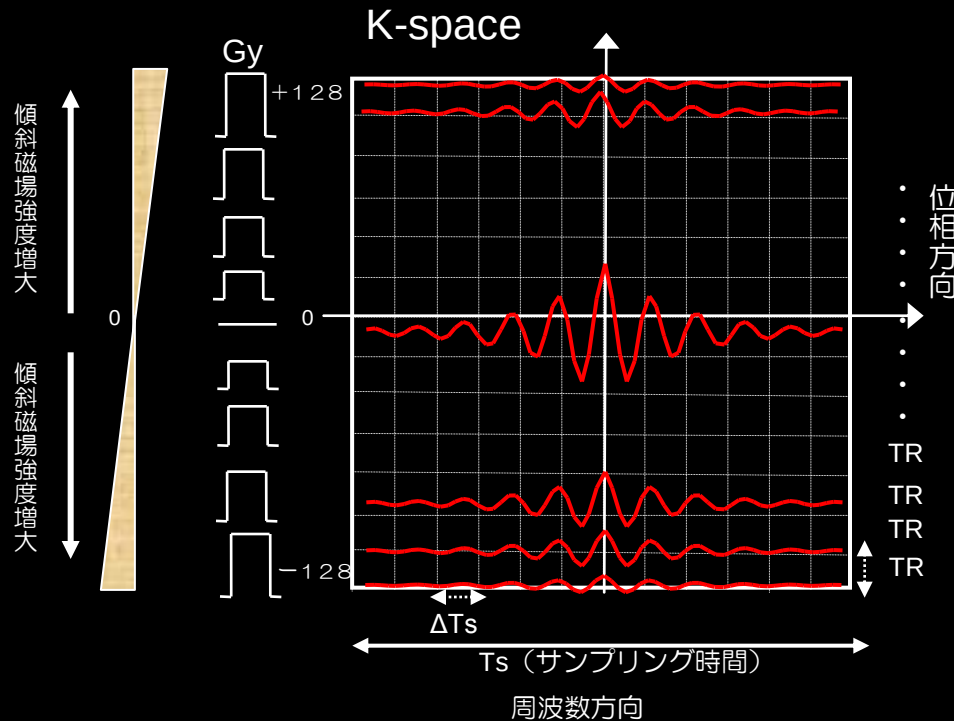
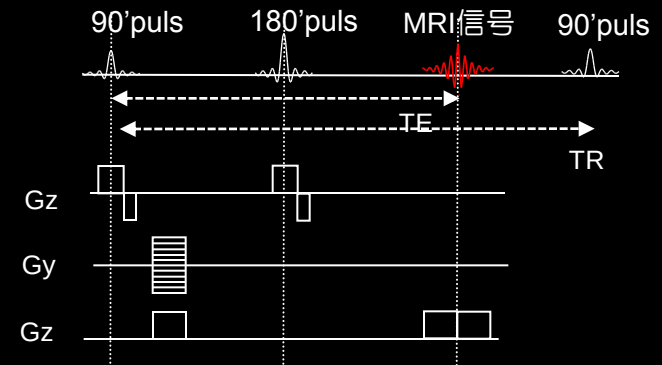


# 位相方向のMotion Artifact



SE法シーケンスチャート



位相方向：AP

臨床画像 T1WI ax

アーチファクト発生

位相方向：RL

臨床画像 T1WI ax

アーチファクトの発生方向  
が左右になる

- 周波数方向へデータを一行埋めるには数秒。

サンプリング時間:  $Ts = Nx \cdot \Delta Ts$

- 位相方向の列を全て埋めるためには  $TR \times$  位相数の時間がかかる

撮像時間:  $ScanTime = TR \times Np$

- つまり、体動や拍動が位相方向に顕著に表れやすい

# 腹部領域における呼吸同期法

～知っておきたい撮像原理と撮像時の工夫～

---

東海大学医学部付属病院 放射線技術科  
MRI検査室

梶原 直



# 呼吸同期が必要なのはどんな時？

施設毎の考え方

- MRIはmulti contrastで評価 ⇒ 1sequenceにおける撮像時間を短くしたい
- 息止め撮像においてmotion artifactが発生
- 分割撮像において撮像スライスが設定した励起スライスと異なる

## 1package (1 breath hold )

臨床画像 T2WI ax

モーションアーチファクト及び  
ゴーストアーチファクトにより画  
像の劣化している画像

## 2packages (2 breath hold )

臨床画像 T2WI ax

2packagesにて撮像しているため  
設定した励起スライス位置が異な  
る画像

- スライス枚数↑ 高空間分解能 ⇒ 息止め可能な撮像時間に収まりきらない
- そもそも撮像時間の長いシーケンス

被検者の状況や撮像パラメータの理由により様々・・・

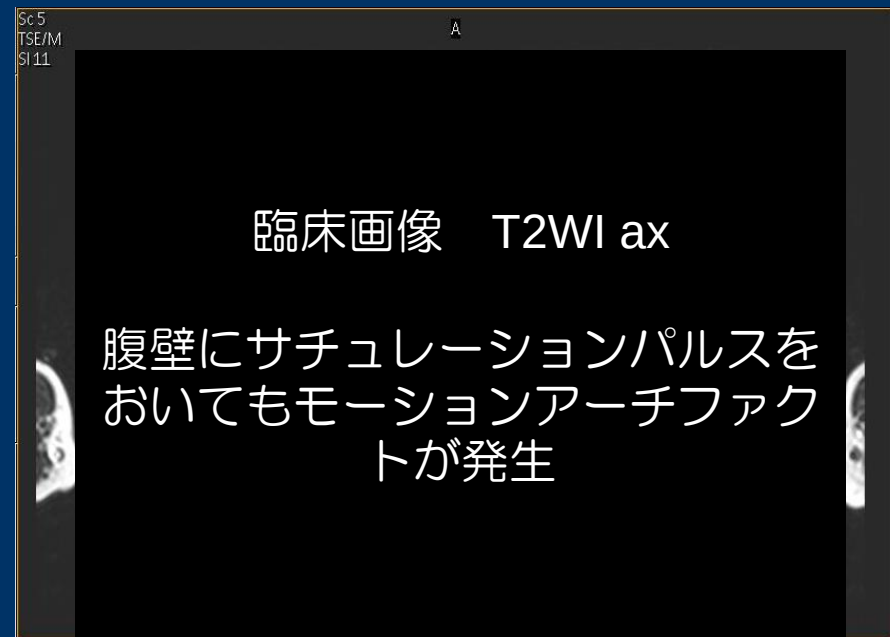
# 本日の内容と目的

呼吸同期法

## MRCP



## T2WI



何かしら試みて改善をしなければならない? でも どうやって?

これらを解決するためには・・・

- ① motion artifactの発生原理を理解
- ② ポジショニングの工夫
- ③ Data acquisitionにおけるk-space上でのmotion artifact軽減方法 ETL, ESP, ordering

基本的な概念を理解

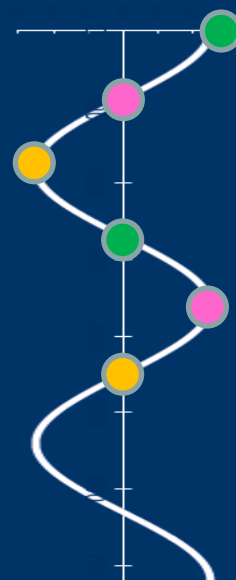
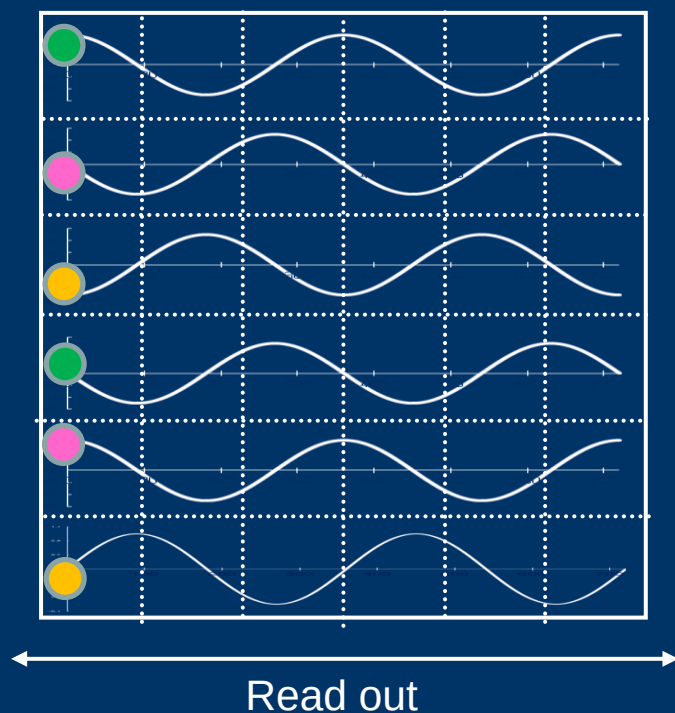
様々な応用に活かしていく

MRIの画像再構成はフーリエ変換にて行われる

傾斜磁場を使用してマトリクス各ピクセルに相当する位置に周波数の情報を与える

読取りにて受信される信号は1次元Dataなため2次元のDataを得るためには傾斜磁場により位相を故意に変化させて何回も信号を収集する

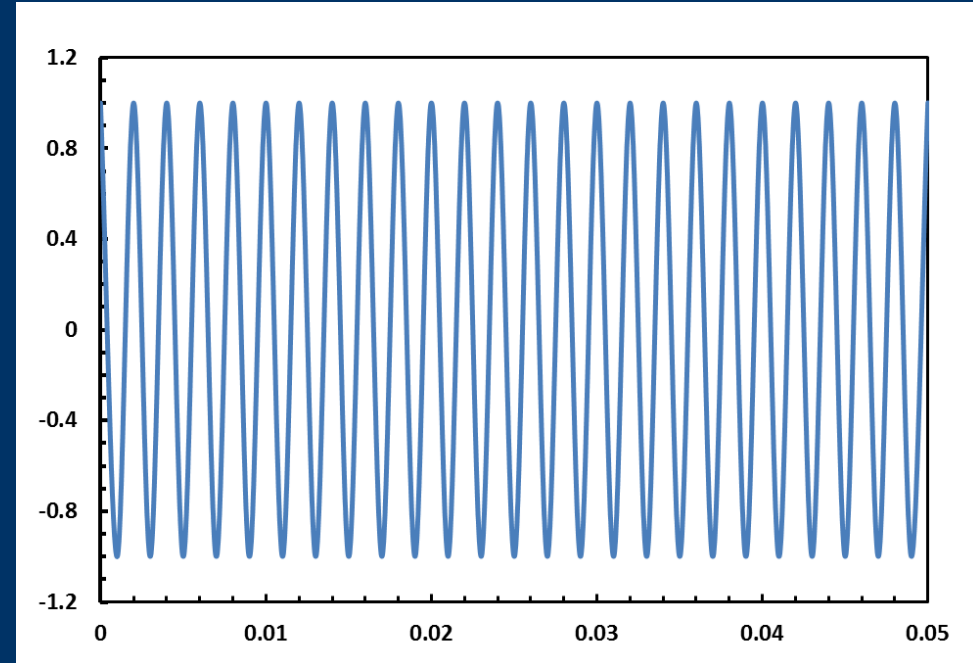
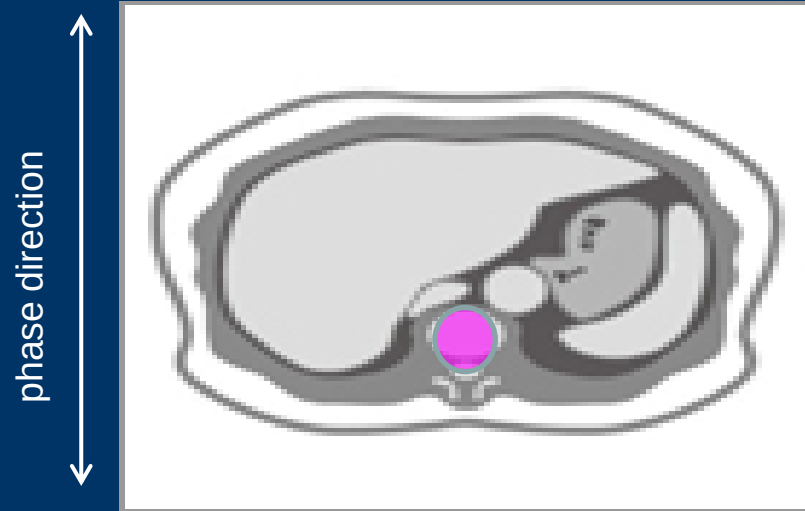
！傾斜磁場によって与える情報と位置とは必ず比例関係にある事が必要条件！



基本的には対象が動いていない事が前提

# ghost artifact

Staticなprotonに対しては正しくフーリエ変換が可能



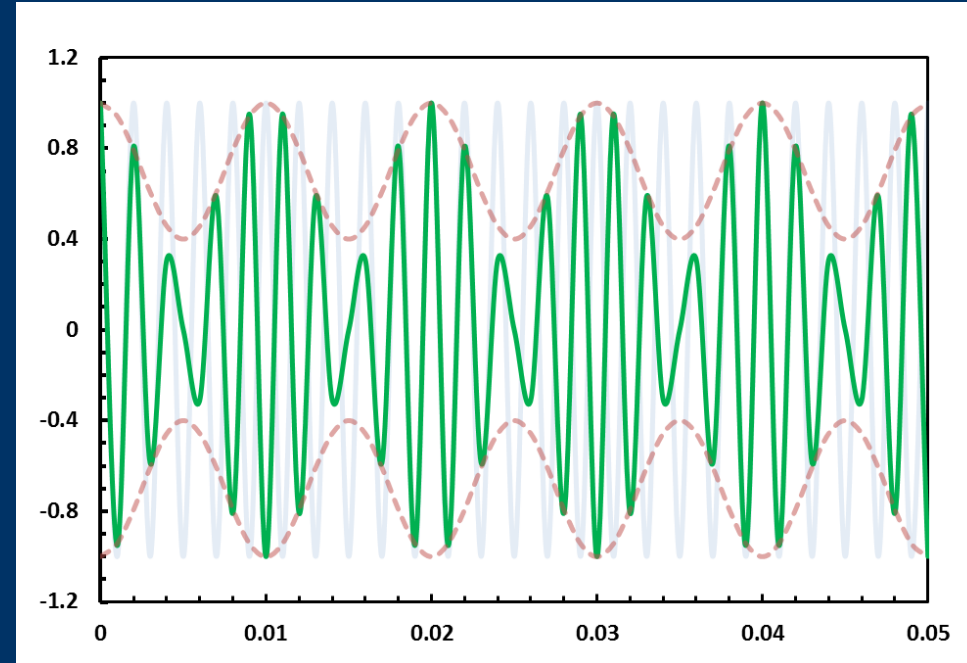
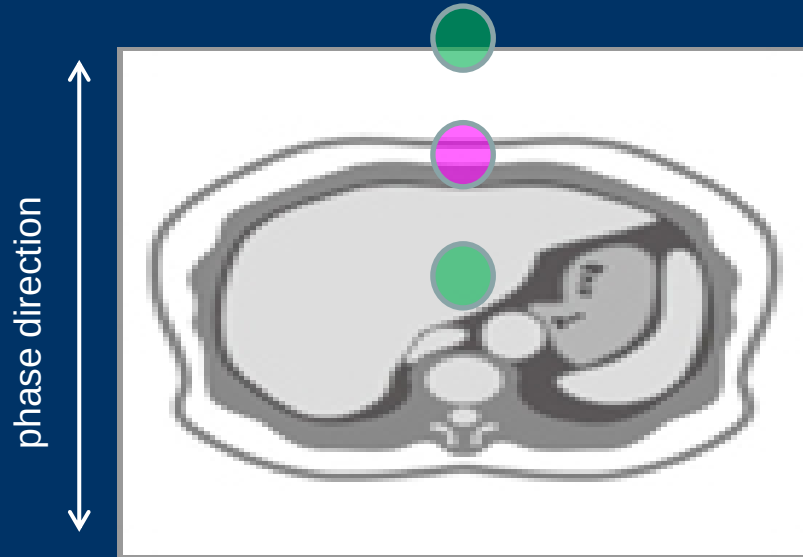
  $F \cdot T$

$f_0$



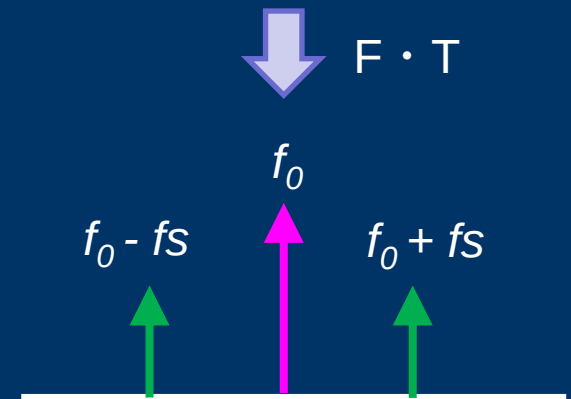
# ghost artifact

Staticなprotonに対しては正しくフーリエ変換が可能



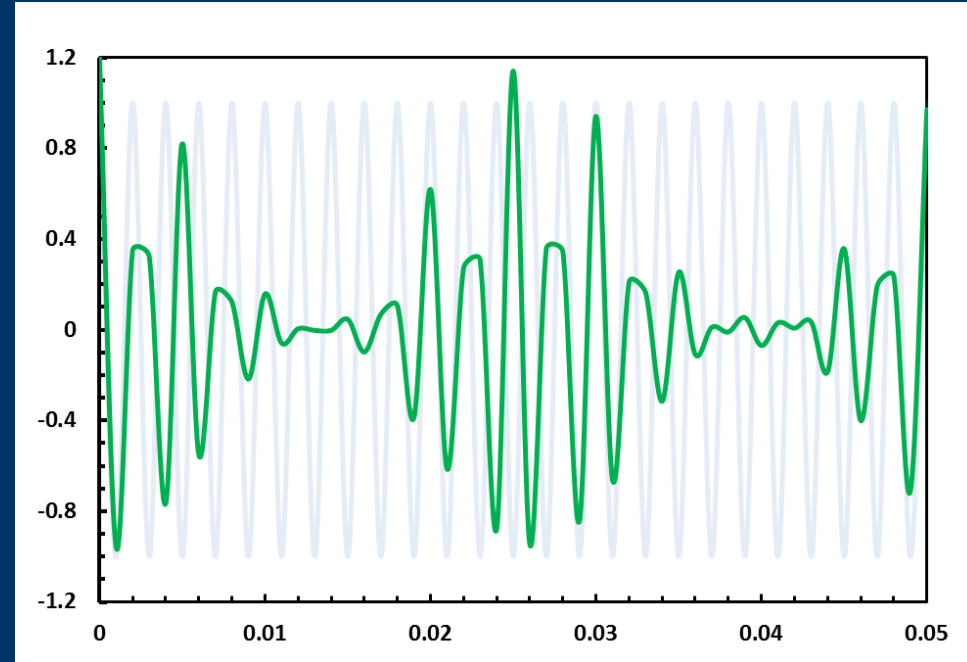
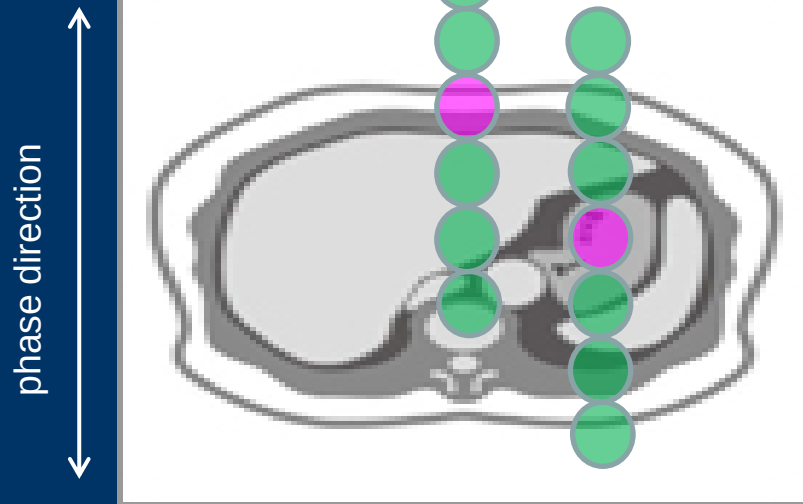
周期的な動きが加わると側波帯を発生

Ghostの間隔 → 基本周波数（呼吸周期）  
Ghostの強さ → 振幅変動を引き起こす信号原因  
・ 脂肪抑制法 REST pulse



# ghost artifact

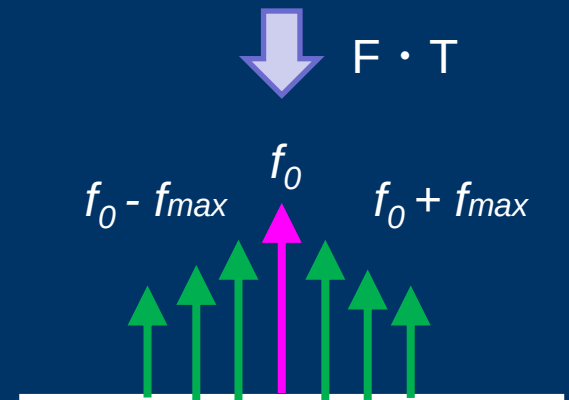
Staticなprotonに対しては正しくフーリエ変換が可能



周期的な動きが加わると側波帯を発生

Ghostの間隔 → 基本周波数（呼吸周期）  
Ghostの強さ → 振幅変動を引き起こす信号原因  
・ 脂肪抑制法 REST pulse

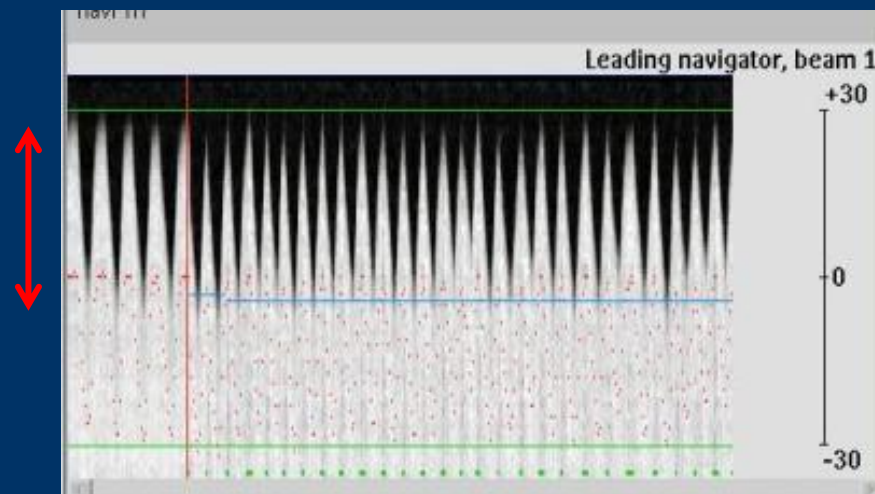
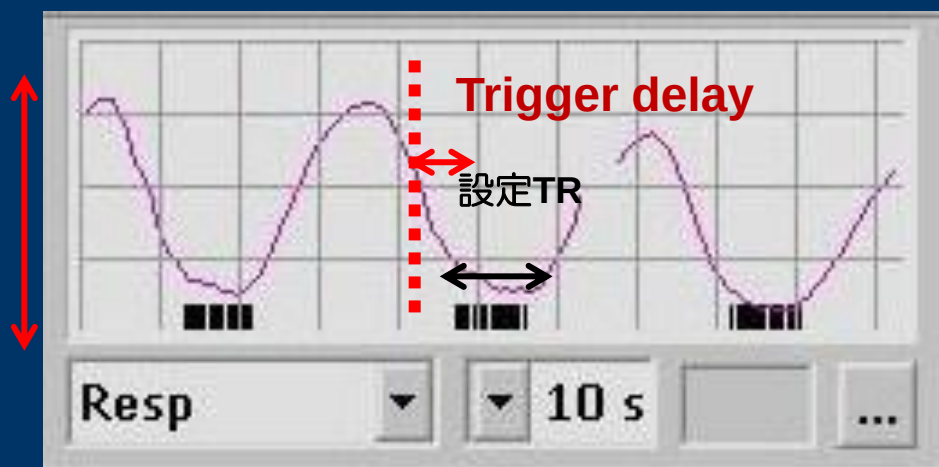
呼吸の運動を小さく・安定させることが大切





動いているけど動いていないようにして撮像する方法

- Respiratory triggering
  - Navigator echo
- } 呼吸（腹壁・肝臓）の動きをモニタリング



### 実際のパラメータ設定

- Trigger delay の設定は動いていないところを狙い撃ち
- 呼吸の周期が実行TR
- 設定TR : 1000 ~ 1400ms
- 適度な周期で！
- 波形の振幅を小さくする努力！

## 第2段階

# ポジショニング

ベルトを巻くところの位置

呼吸は吐いたところで強く締める

痩せた被験者ではタオルやスポンジを使用

波形パターンを確認

脈を感知した場合は横に移動

被験者によく説明をする

- ・息を止めて撮像する方法
- ・〇〇さんの呼吸に機械が合わ
- ・検査時間と画質について
- ・深呼吸は禁止です あと寝ないでください

口呼吸ではなく鼻で呼吸



一般的に使用する道具



動いている箇所に巻く

特に婦人科領域では骨盤全体（下腹部）に  
しっかり巻きつける

## 第2段階

# ポジショニング

ベルトを巻くところの位置

呼吸は吐いたところで強く締める

痩せた被験者ではタオルやスポンジを使用

波形パターンを確認

脈を感知した場合は横に移動

被験者によく説明をする

- ・息を止めて撮像する方法
- ・〇〇さんの呼吸に機械に合わせて撮像する方法がある
- ・検査時間と画質について
- ・深呼吸は禁止です。あと寝ないでください

口呼吸ではなく



ベルトを巻くときのイメージ画像

ウィンドサーフィンをするときの  
ようにしっかりとベルトを引いて  
巻きつけましょう！

<http://www.groupon.jp/cid/29061>

臨床画像 T2WI

画像においてくびれが確認  
できればOKです！

臨床画像2 T2WI

画像においてくびれ  
が確認できればOKで  
す！

人工肛門の有無  
傷口や痛みは無いかな？  
必ず事前に確認！

## 第2段階

# ポジショニング

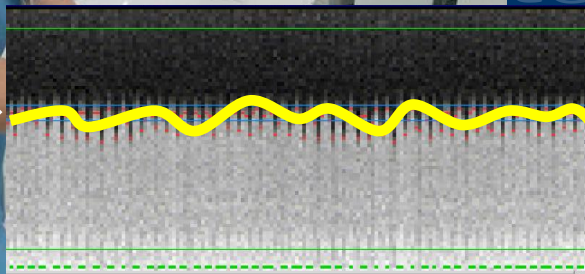
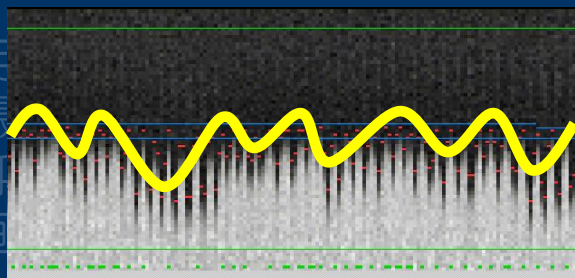
ベルトを巻くところの位置

呼吸は吐いたところで強く締める

痩せた被験者ではタオルやスポンジを使用

波形パターンを確認

脈を感知した場合は横に移動



ベルトを巻くときのイメージ画像

ウィンドサーフィンをするときの  
ようにしっかりとベルトを引いて  
巻きつけましょう！

<http://www.groupon.jp/cid/29061>

臨床画像 T2WI

画像においてくびれが確認  
できればOKです！

臨床画像2 T2WI

画像においてくびれ  
が確認できればOKで  
す！

人工肛門の有無  
傷口や痛みは無いかな？  
必ず事前に確認！

## 第2段階

# ポジショニング

ベルトを巻くところの位置

呼吸は吐いたところで強く締める

痩せた被験者ではタオルやスポンジを使用

波形パターンを確認

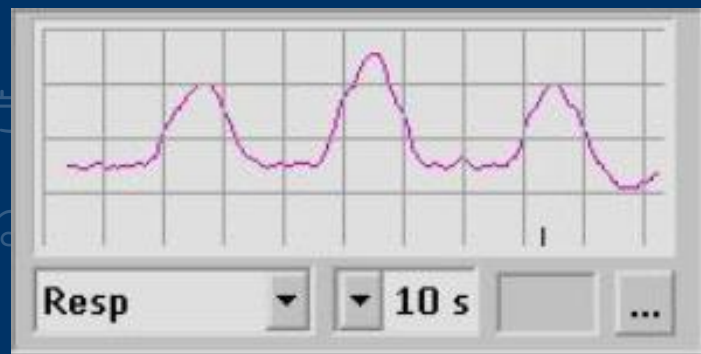
脈を感知した場合は横に移動

被験者によく説明をする

- ・息を止めて撮像する方法
- ・〇〇さんの呼吸に機械に合わせて撮像する方法
- ・検査時間と画質について
- ・深呼吸は禁止です あと寝ないでくださいね

口呼吸ではなく鼻で呼吸

先輩うまく呼吸同期が出来ないんですけど・・・





## 第2段階

# ポジショニング

ベルトを巻くところの位置

呼吸は吐いたところで強く締める

痩せた被験者ではタオルやスポンジを使用

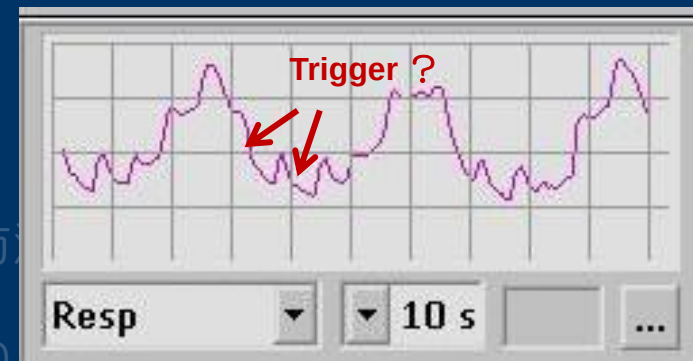
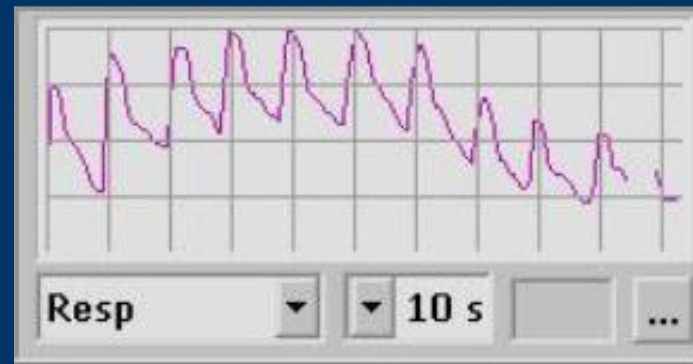
波形パターンを確認

脈を感知した場合は横に移動

被験者によく説明をする

- ・息を止めて撮像する方
- ・〇〇さんの呼吸に機械
- ・検査時間と画質につい
- ・深呼吸は禁止です あ

口呼吸ではなく鼻で呼吸



ベルトを巻くところの位置

呼吸は吐いたところで強く締める

痩せた被験者ではタオルやスポンジを使用

波形パターンを確認

脈を感知した場合は横に移動

被験者によく説明をする

- ・息を止めて撮像する方法
- ・〇〇さんの呼吸に機械に合わせて撮像する方法がある
- ・検査時間と画質について
- ・深呼吸は禁止です あと寝ないでくださいね

□呼吸ではなく鼻で呼吸

## 第2段階

# ポジショニング

ベルトを巻くところの位置

呼吸は吐いたところで強く締める

痩せた被験者ではタオルやスポンジを使用

波形パターンを確認

脈を感知した場合は横に移動

被験者によく説明をする

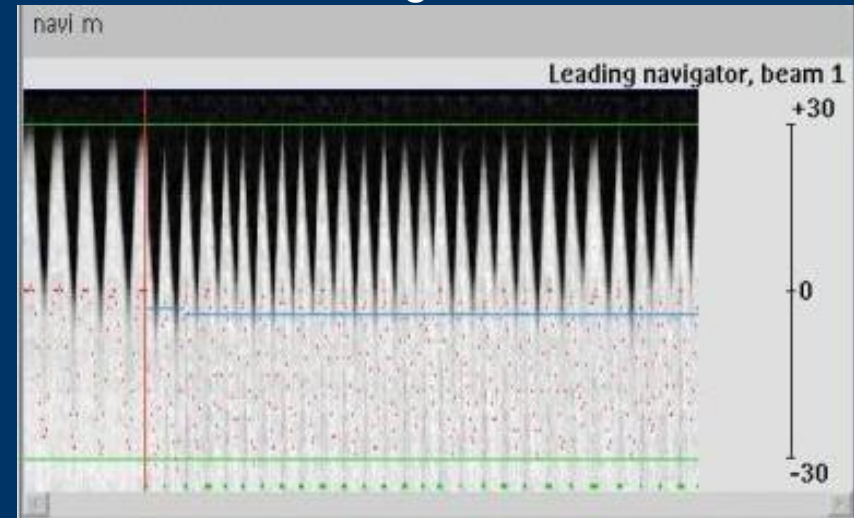
- ・息を止めて撮像する方法
- ・〇〇さんの呼吸に機械に合わせて撮像
- ・検査時間と画質について
- ・深呼吸は禁止です あと寝ないでくだ

口呼吸ではなく鼻で呼吸

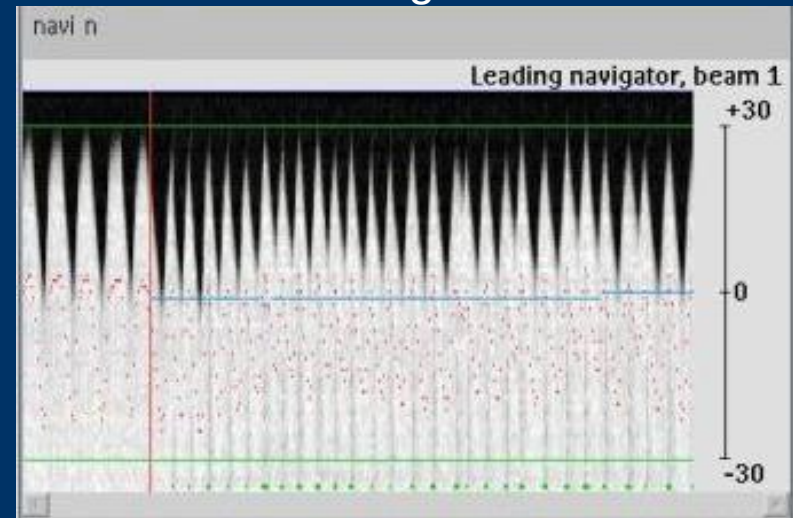
ここまで最低限行う

成功において必要不可欠

mouth breathing



nose breathing



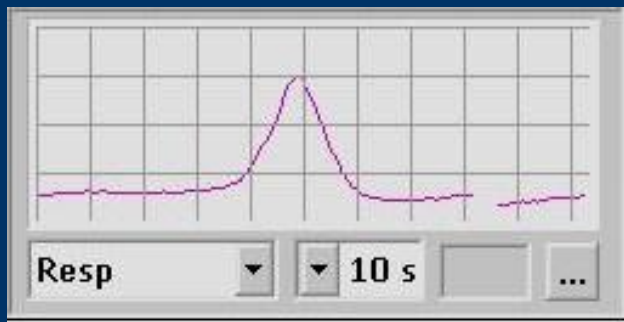


## 我々があきらめない

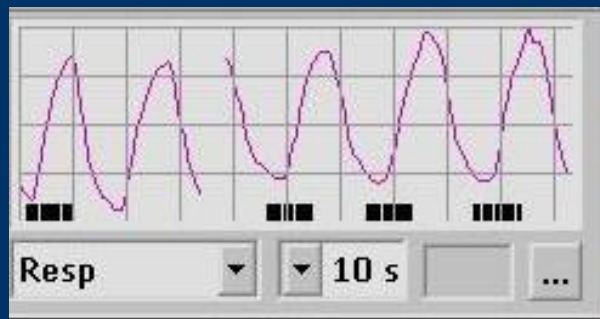
- ・マイクやAuto voiceを使用
- ・メトロノーム

先ほどのMRCPでの一例

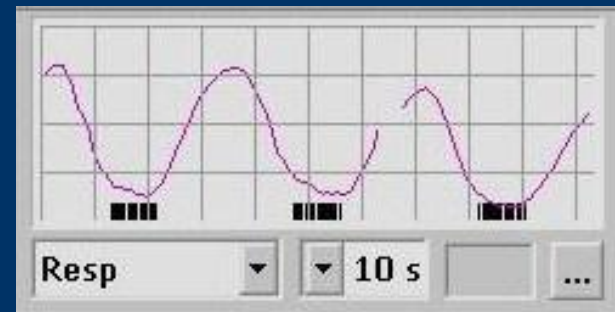
時間経過と共に波形は元に戻るので  
分解能を下げる・SENSEを増やす・slice厚を  
変える・枚数を減らす等の工夫を！



bad MRCP



good MRCP



臨床画像 3DMRCP

呼吸同期が上部中央の画像

全体的にボケた画像

臨床画像 3DMRCP

呼吸同期が右端の画像  
呼吸同期が良好で抹消胆管までシャープに描出された画像

こんな経験ありませんか？息止めをしてもmotion artifactが発生  
呼吸同期では谷の間にデータ取得するのでアーチファクトの発生はよりシビア！

Breath hold      linear order

臨床画像 T2WI AX

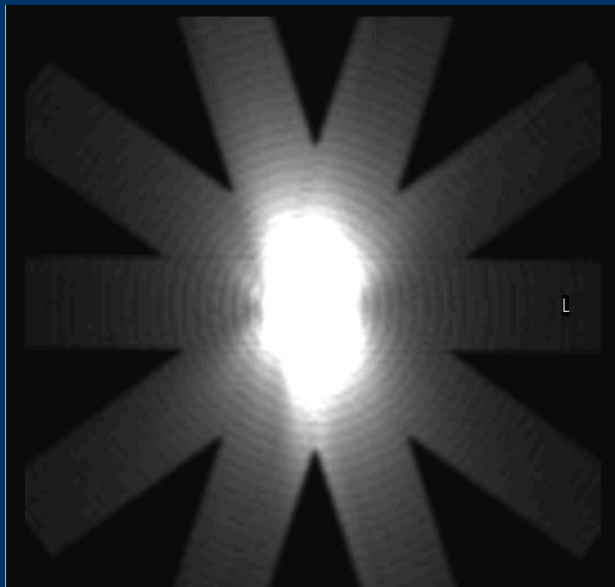
モーションアーチファクトが  
発生している画像

- 脂肪抑制やsaturation pulseはアーチファクトの発生を抑える技術
- 動きに強い撮像方法を選択する
- アーチファクトを目立たなくする方法

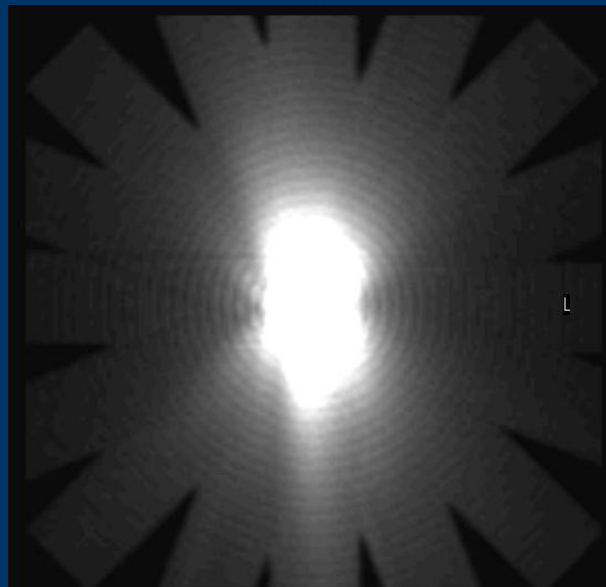
k-spaceそのものについての理解

- 面内の体動の影響を低減させる撮像技術
- $K_0$ を中心にbladeを回転させながらk-spaceを充填していく
- 各blade間での位置ずれ補正は最初のreferenceを元に行う

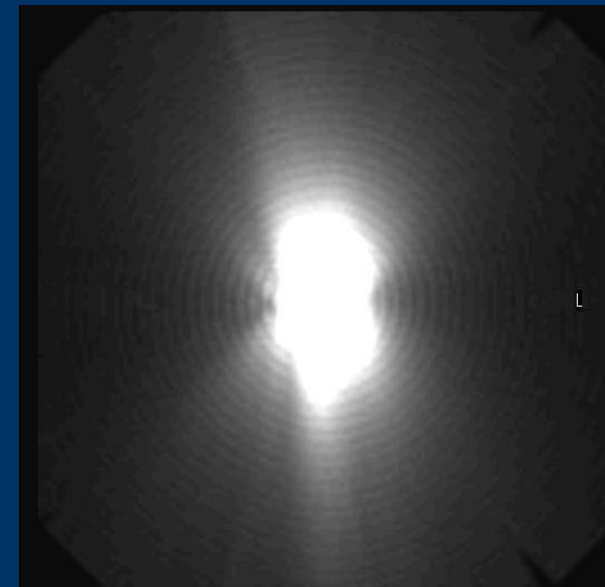
MultiVane per:70%



MultiVane per:100%



MultiVane per:160%



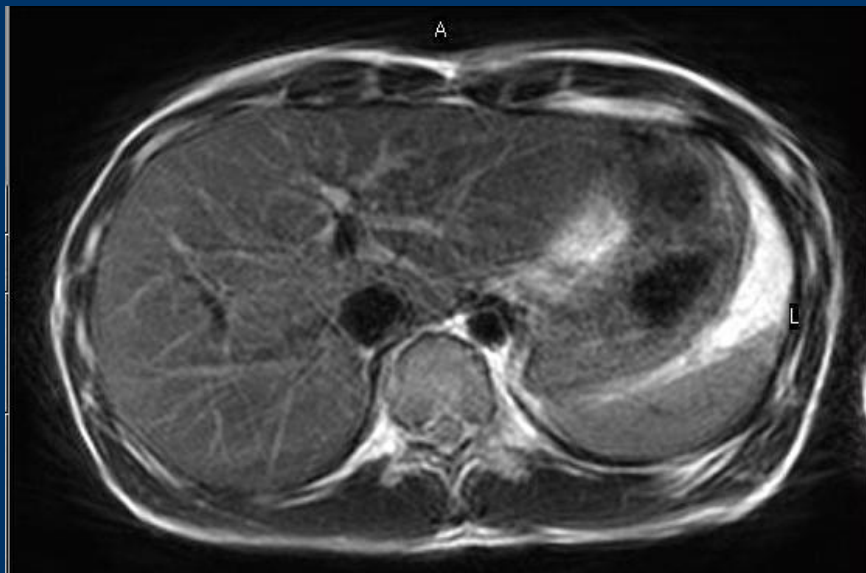
cartesian:100% 相当

最低でも157%以上のdata収集が必要

呼吸同期法に組み合わせる事でさらなるartifact軽減低下

**Multi Vane**

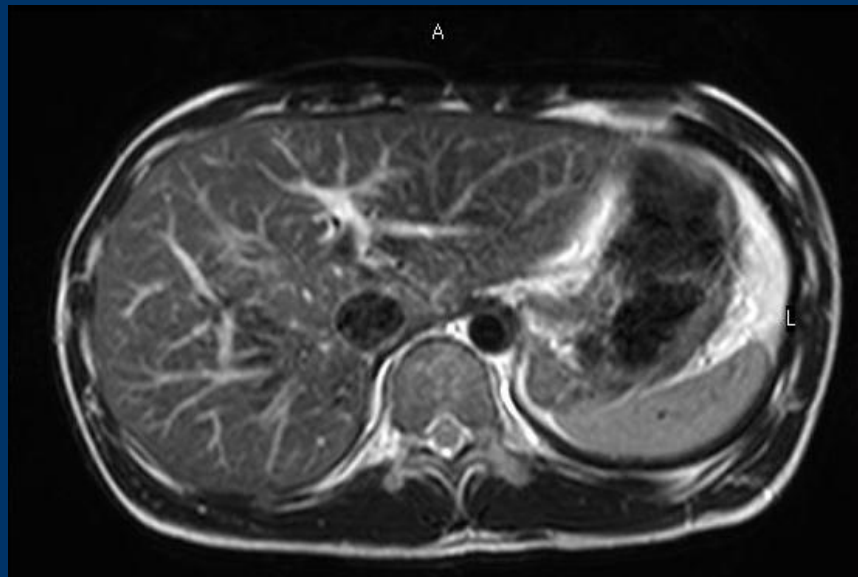
per:160%



なんとなく異和感のある画像

**Cartesian**

linear order (RC)



**Multi Vane with RC**



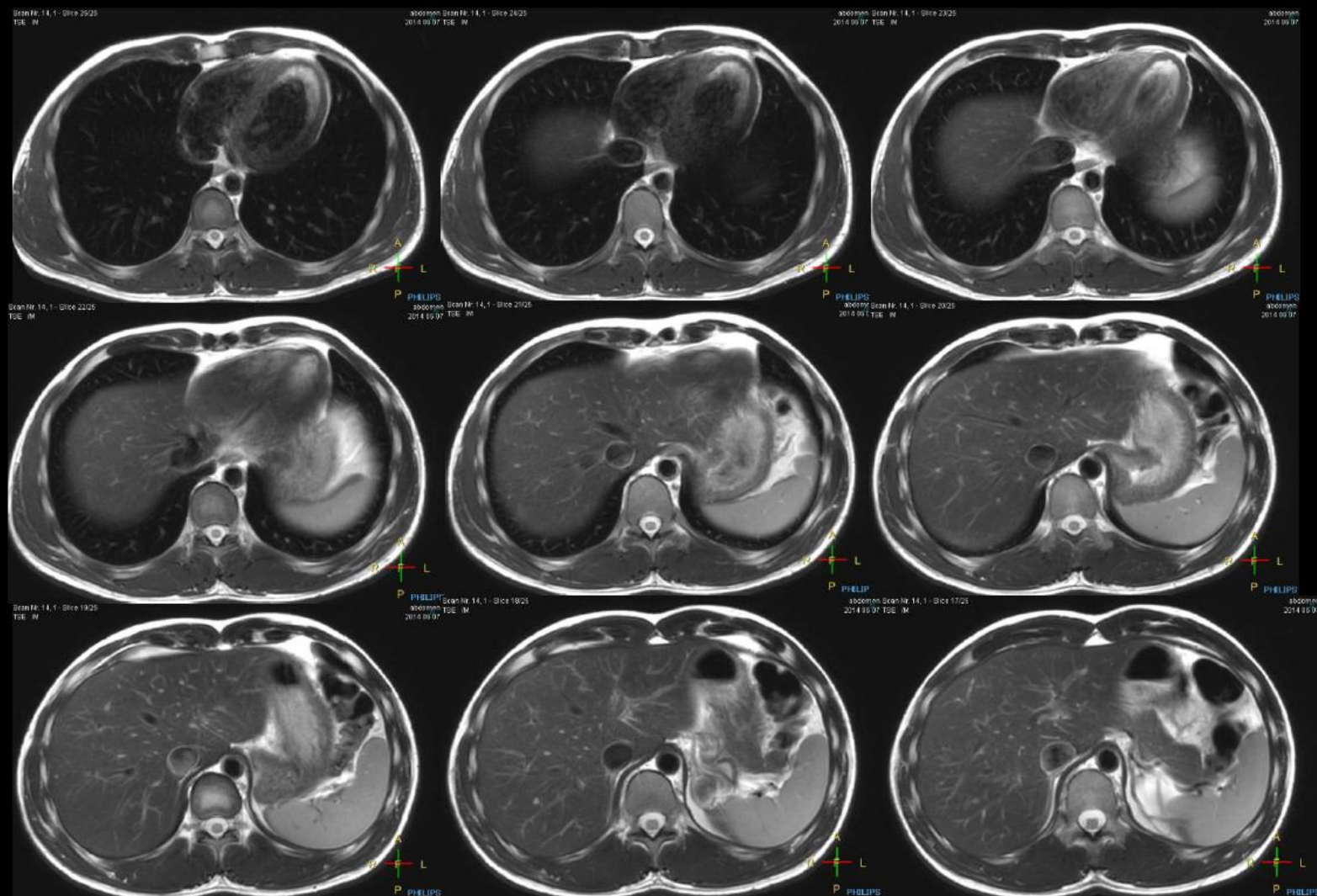
通常のCartesianのBHのlinearと比較すると

- SENSE・長方形FOVが活用できない
- 極端に撮像時間が延長



# MultiVane XD

MV XDは肝実質のムラが改善され、腸管付近のstreak artifactも低減していました



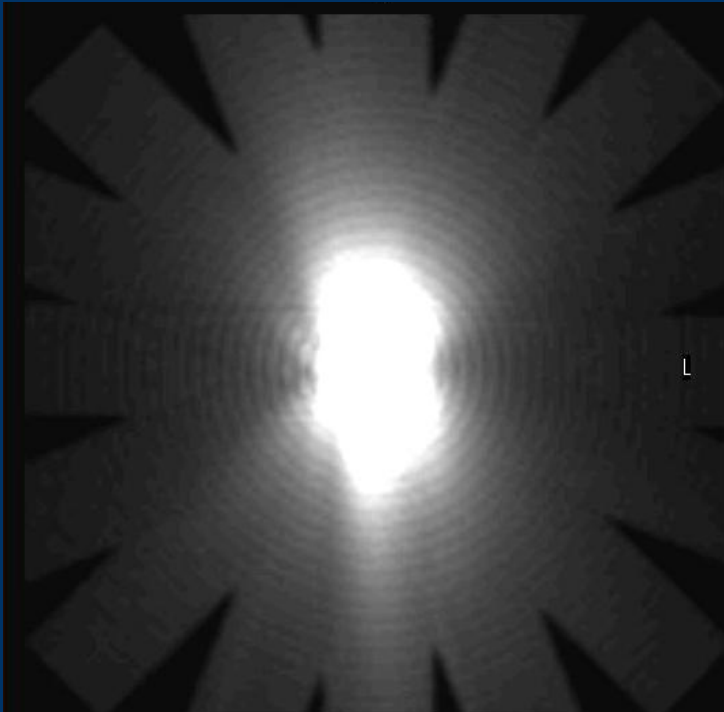
MultiVane XD:Yes SENSE2

**PHILIPS**

PHILIPSより資料提供

Multi vaneではなく従来法のcartesianで画質改善を何とか試みる手立てを考える

Multi Vane

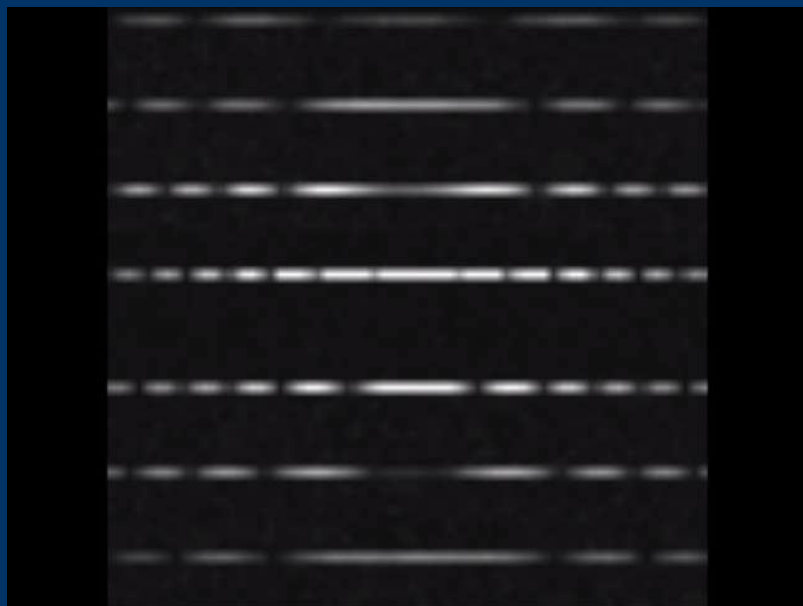


Cartesian

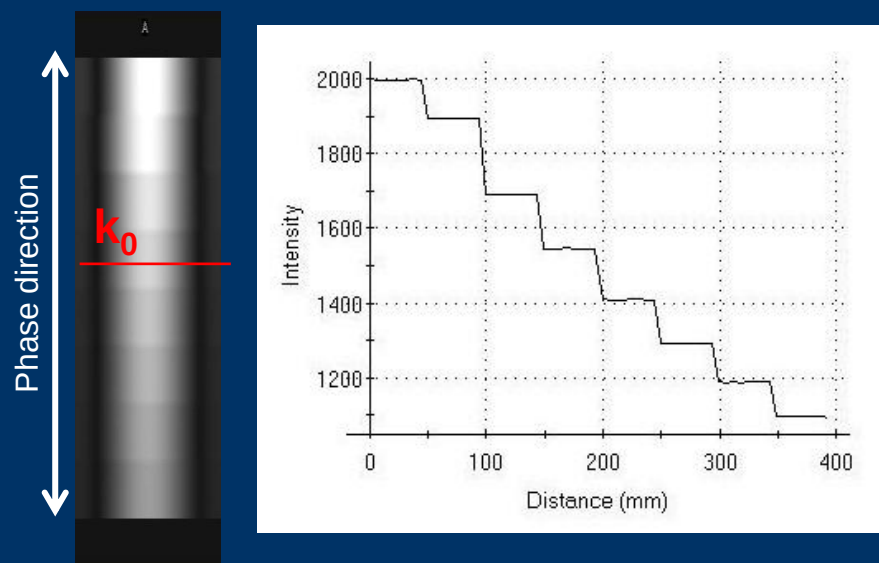
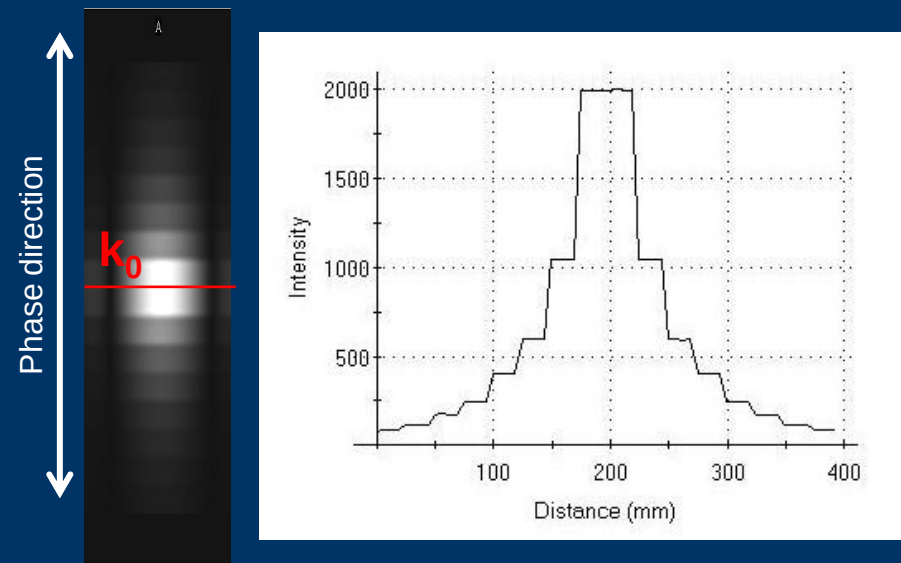
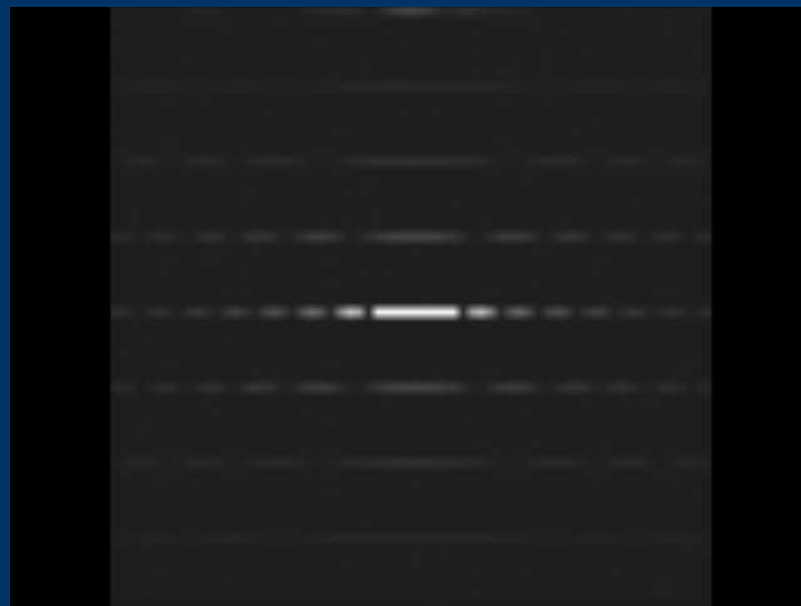


matrix size:  $64 \times 64$

Low high order ETL : 7



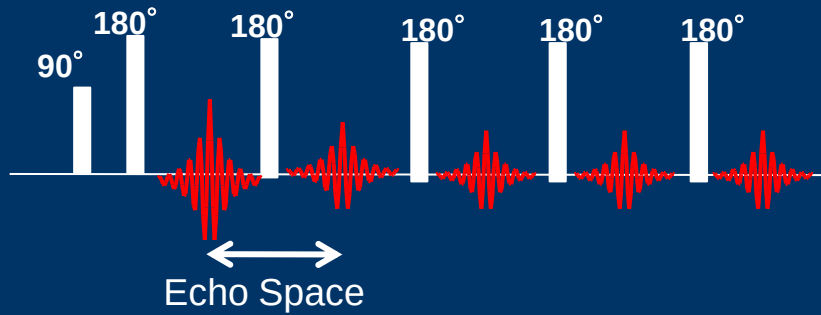
Linear order ETL : 8



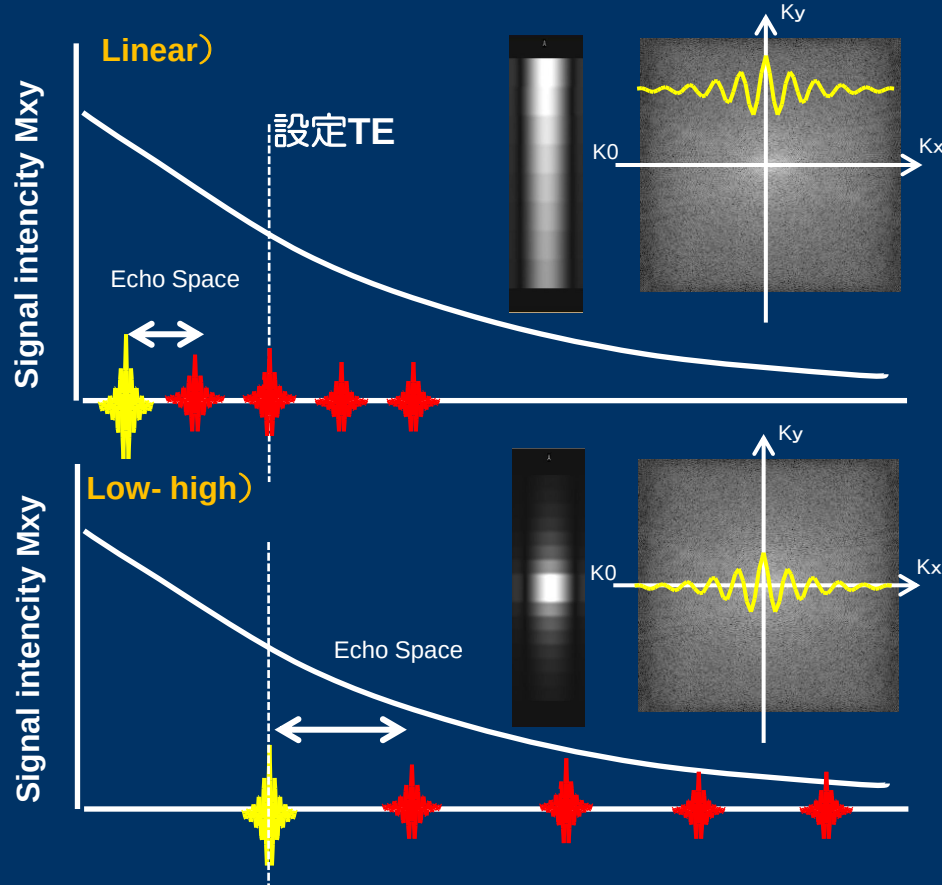


# ・ 実行TEと実行TR

TSEでは連続する信号収集において $K_0$ を埋める時間を実行TEと定義



- Linear orderではETLの中央が実行TE
- Low-highでは設定TEが実行TE
- Low-highではecho spaceの間隔が広がる
- espがorderingによって異なる事を認識



• 呼吸の周期が実行TR



• TSEの呼吸同期では基本的にはlinear orderのT2WIとなる

# ghost artifact

linear order

Automatic Motion phantom

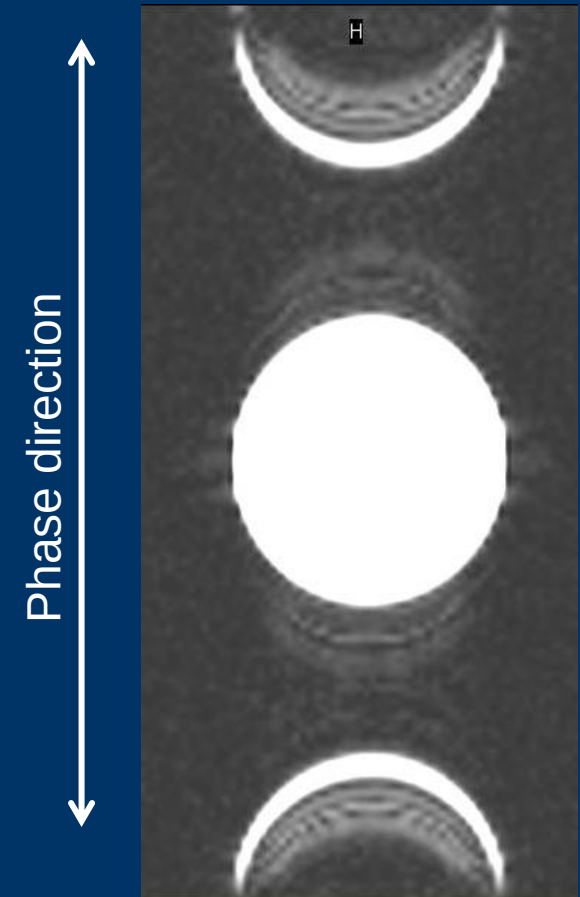


$$\text{Ghost 間隔} = \frac{AT}{T_p} = N_y \times TR \times \frac{NSA}{T_p}$$

AT : 撮像時間  
Tp : 動きの周期

TSE法ではもっと複雑にartifactが発生

Conventional SE  
ETL:0



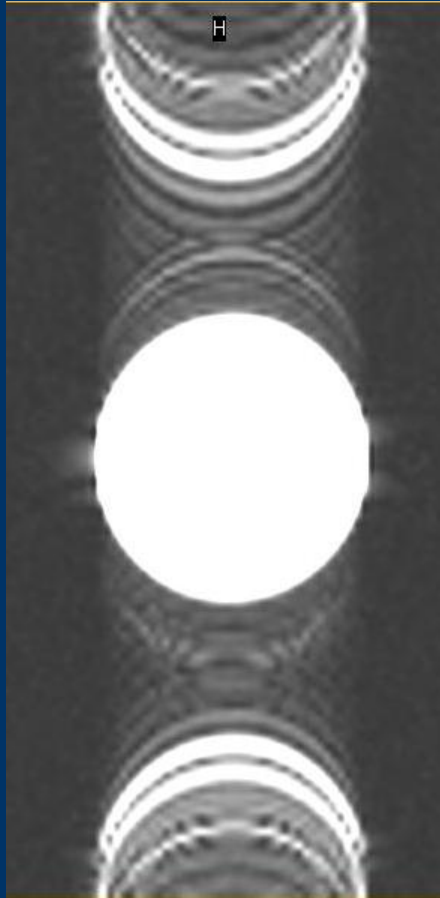
frequency direction

# ghost artifactを目立たなくする工夫

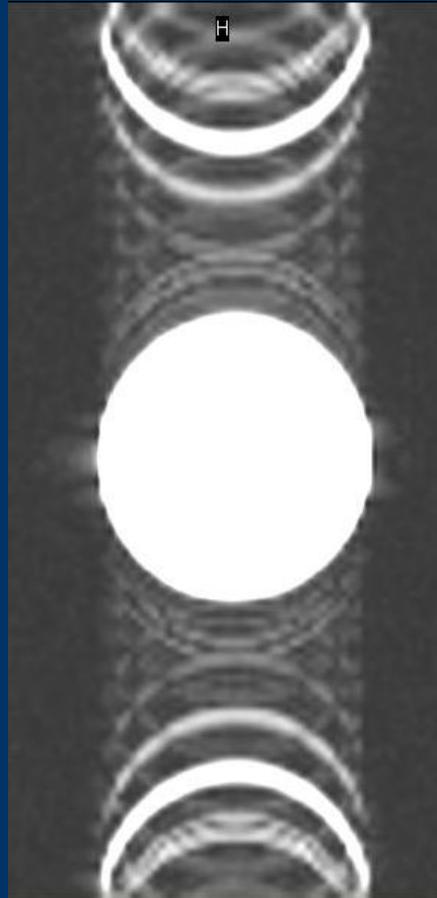
linear order

echo space : 6.9

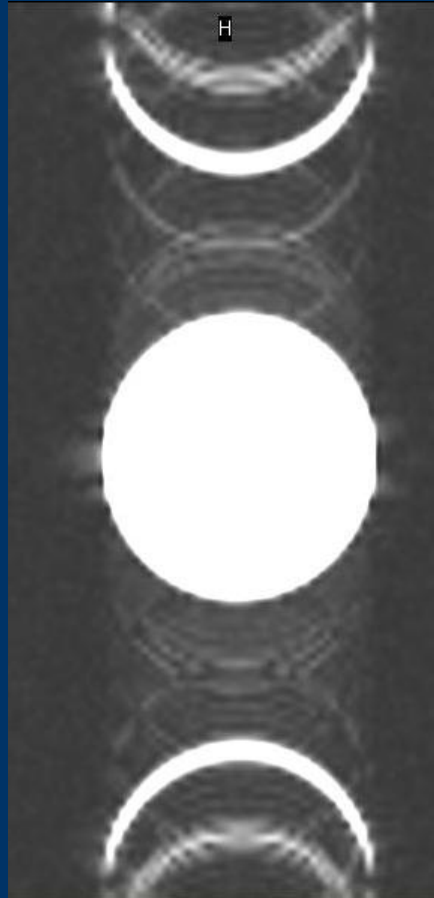
ETL:4



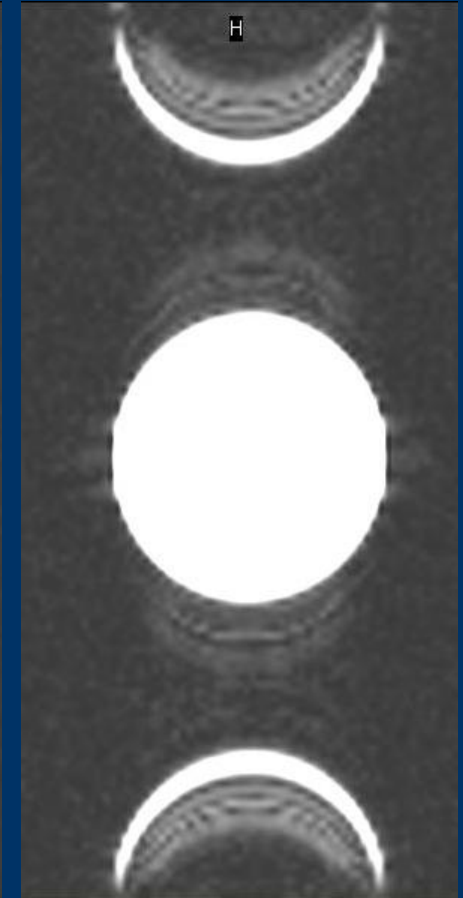
ETL:8



ETL:12



Conventional SE  
ETL:0



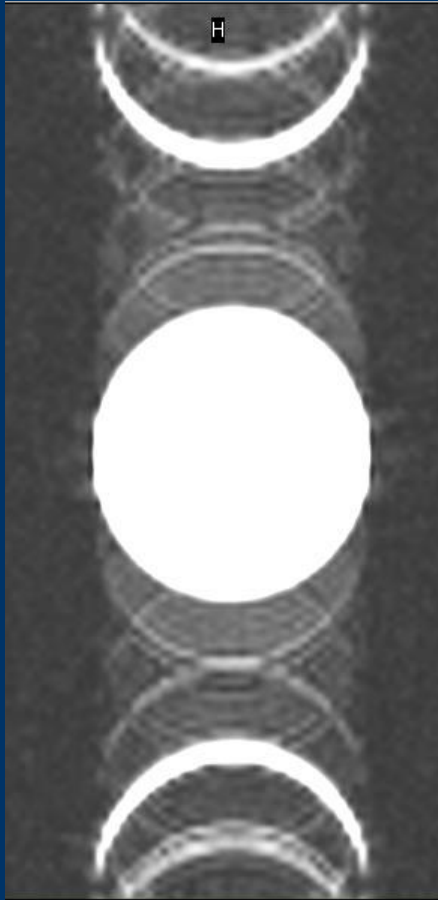
ETLを大きくするほどghostの間隔は広くなる  
与える位相の間隔の違い（k-space上のセグメンテーション）

# ghost artifactを目立たなくする工夫

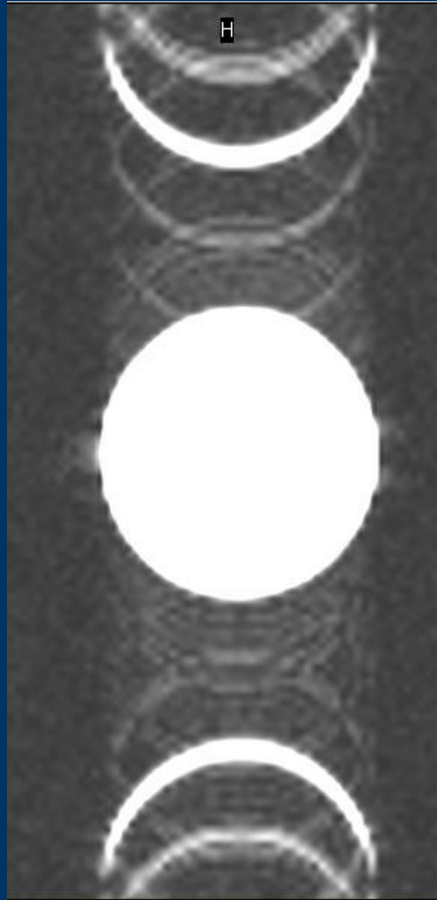
linear order

ETL : 8

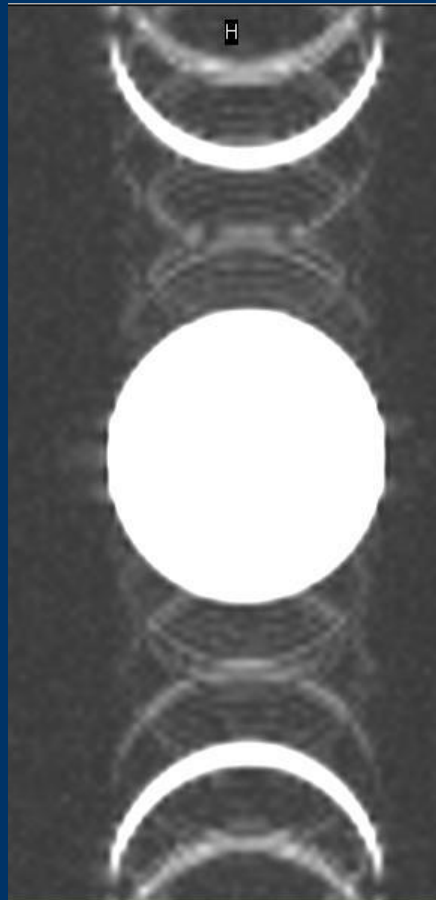
esp :13.8



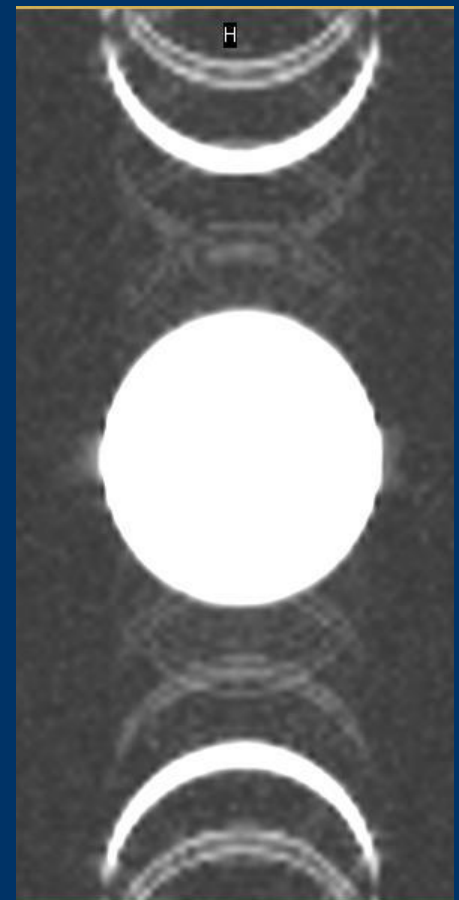
esp :8.6



esp:6.7



esp: 4.9



espを短くするほどartifactの間隔は同じだがghostの信号は小さくなる

高速SE法を用いた場合は

- ETLをできるだけ大きく
- ESPはできる限り短く

設定する！

同じETLにも関わらずartifactの間隔が異なる画像

ETL :9



Linear order

ETL :9



asymmetric order

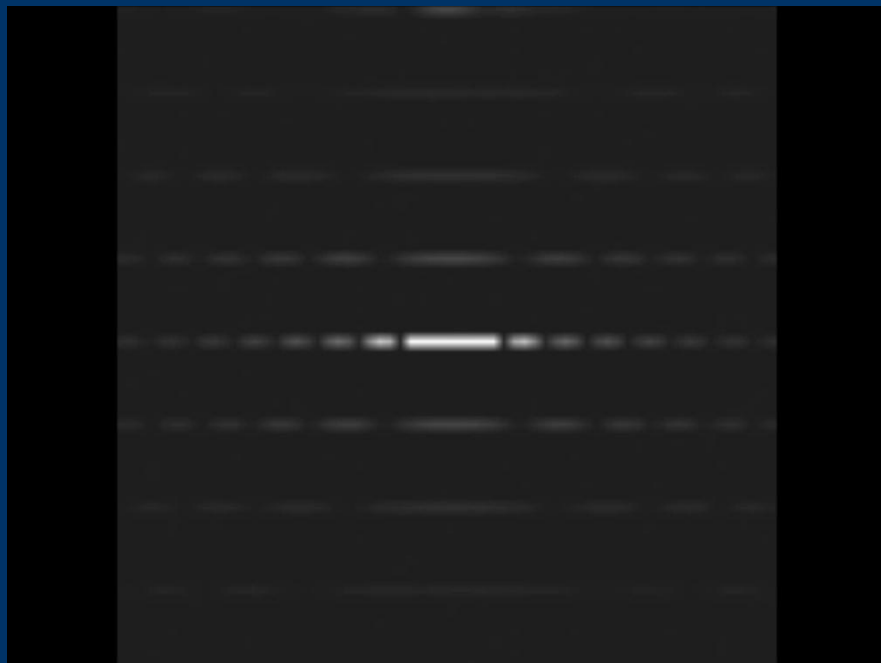
さらに ghost artifactを目立たなくする



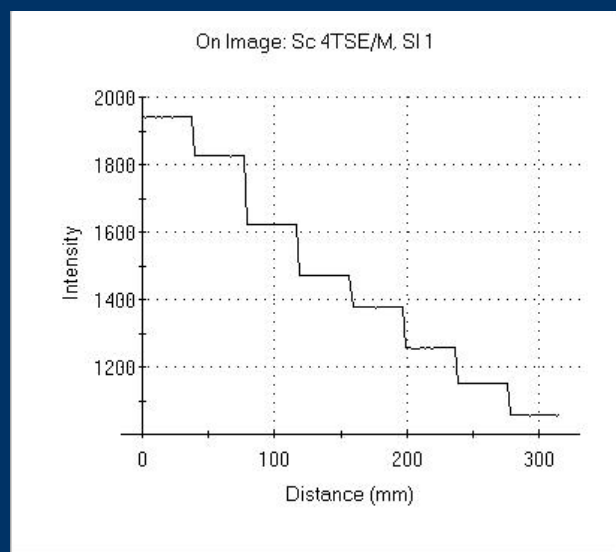
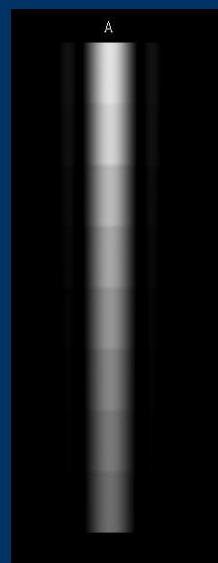
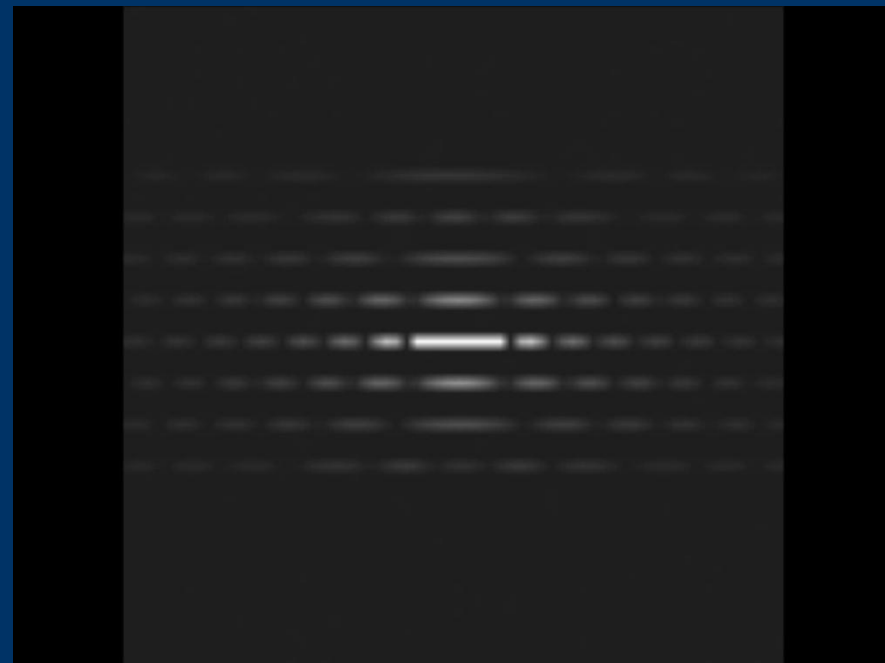
matrix size: 64×64

ETL : 8

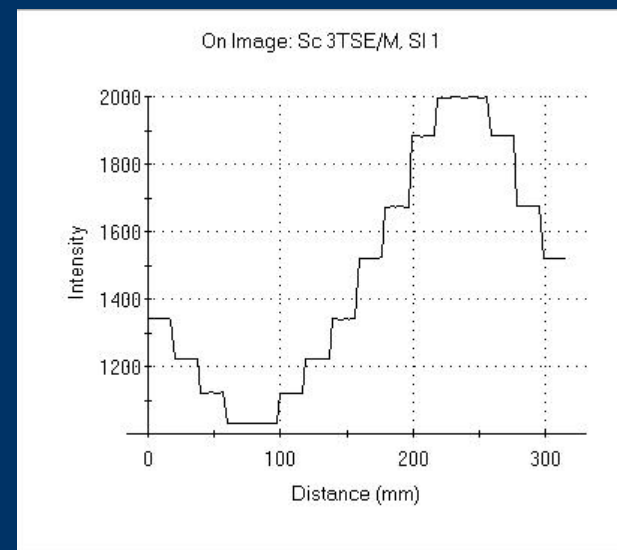
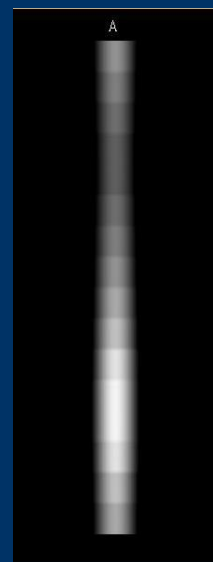
Linear order



asymmetric order



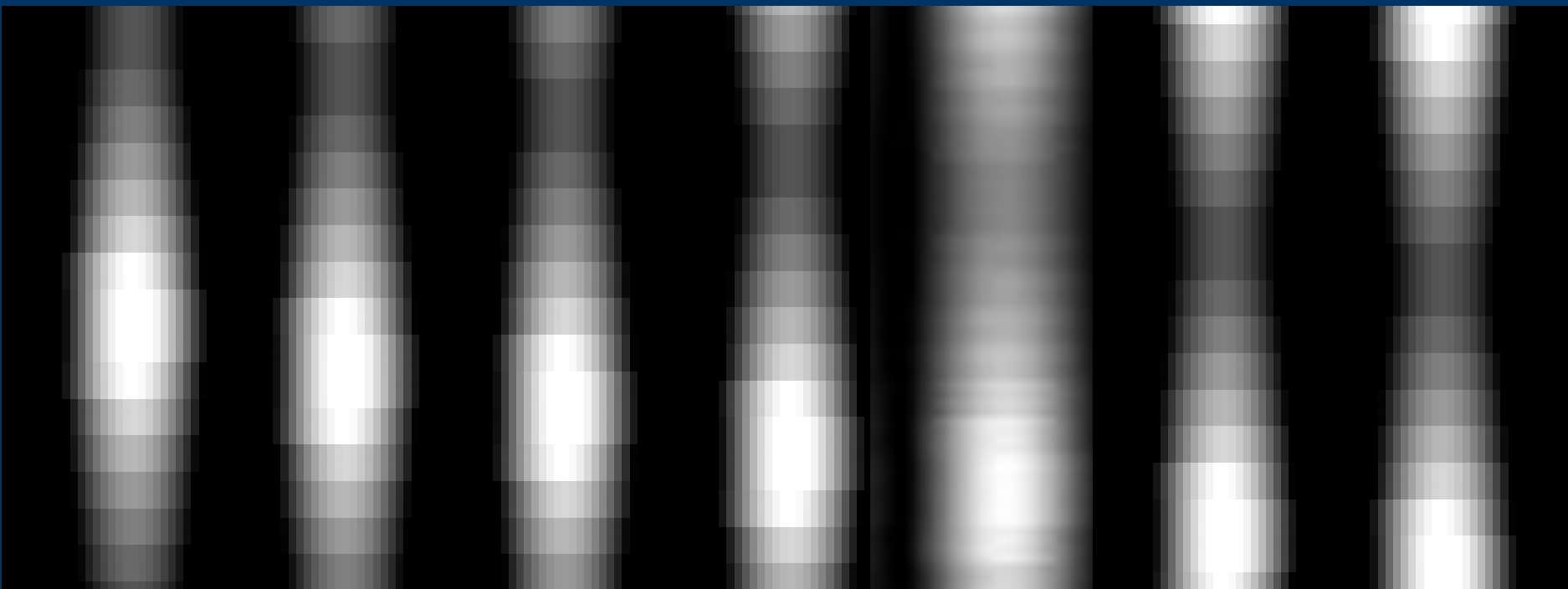
プロフィールは8から16に



K-spaceが必ず2分割されるのがPOINT



設定するTEに応じて K空間の埋め方を自動的に変化 (scroll)



TE:12ms

TE:22ms

TE:32ms

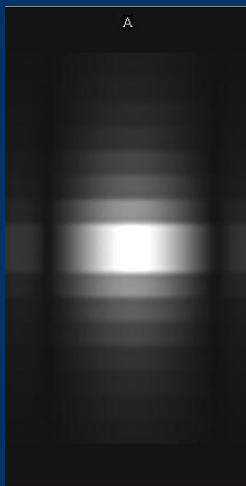
TE:42ms

TE:52ms

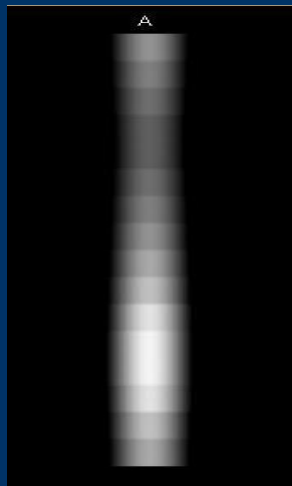
TE:62ms

TE:72ms

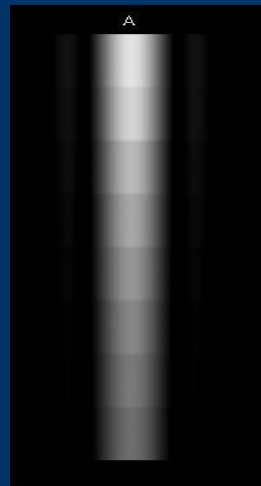
Low-high



asymmetric

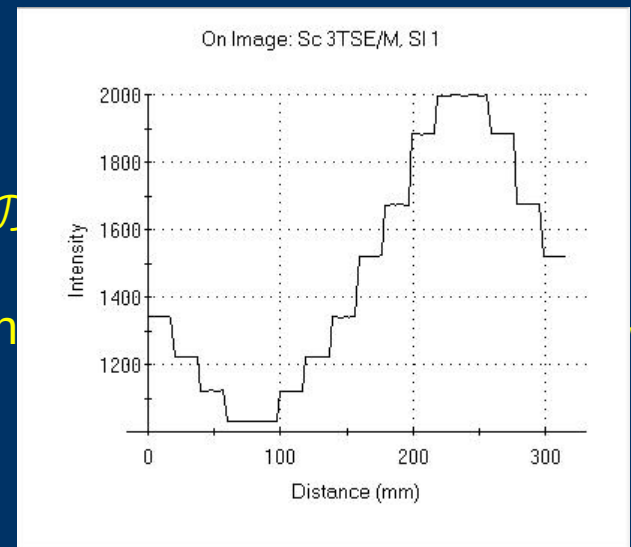


linear



任意の

Low-h



- TR1500 TE :72 esp : 9

ETL:8

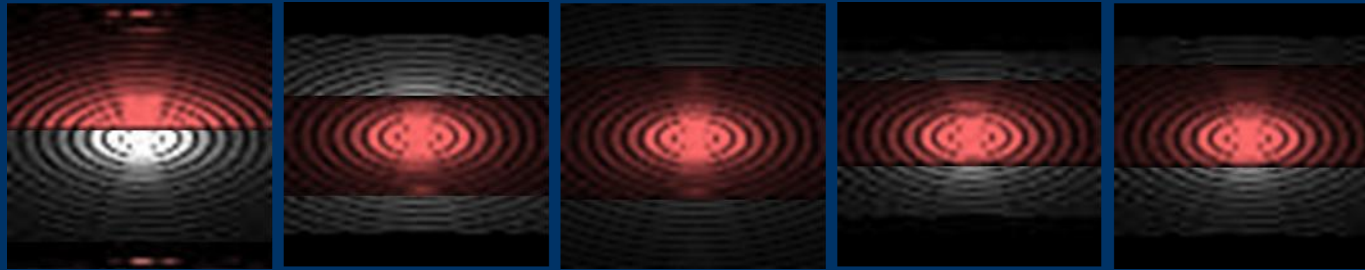
ETL:12

ETL:16

ETL:20

ETL:24

K-space前半を赤  
K-space後半をグレー



- TR1500 esp : 9 ETL : 8

TE:12ms

TE:22ms

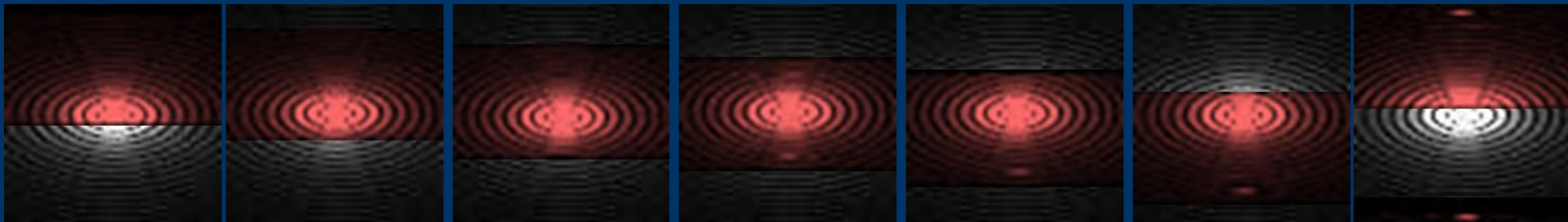
TE:32ms

TE:42ms

TE:52ms

TE:62ms

TE:72ms



- TR1500 TE :72 ETL : 8

esp:8

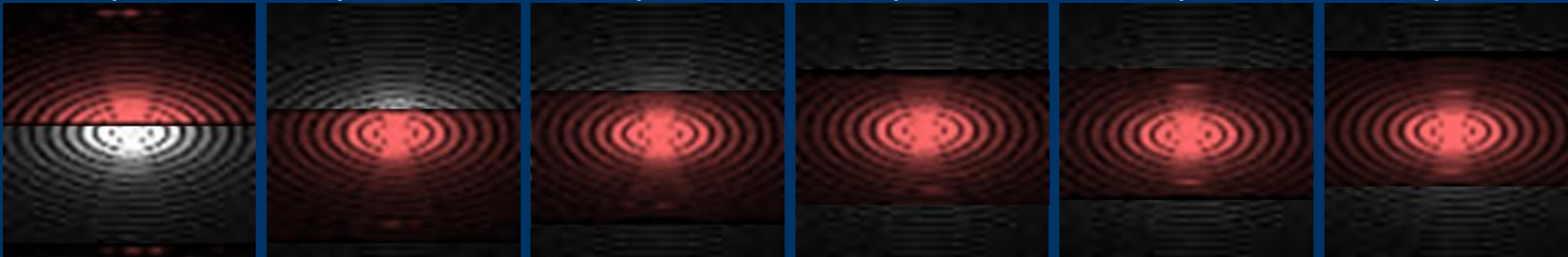
esp:10

esp:12

esp:14

esp:16

esp:18



任意の実行TEとespの入力が可能  
常にk-spaceは2つに分割される

SENSE法：K-space上の間引き率は実画像において折り返しを生じる

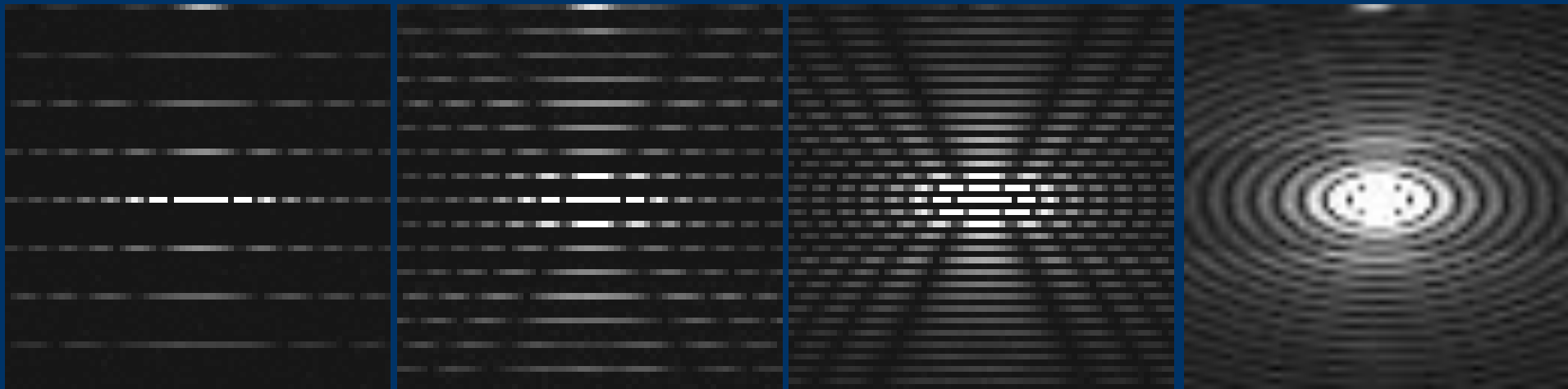
k-space

1/8

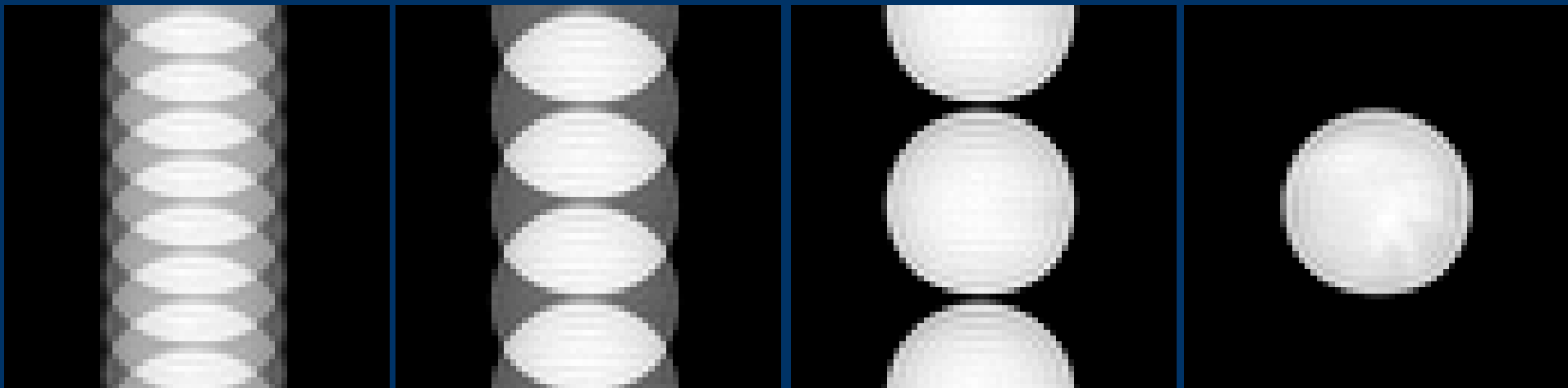
1/4

1/2

1

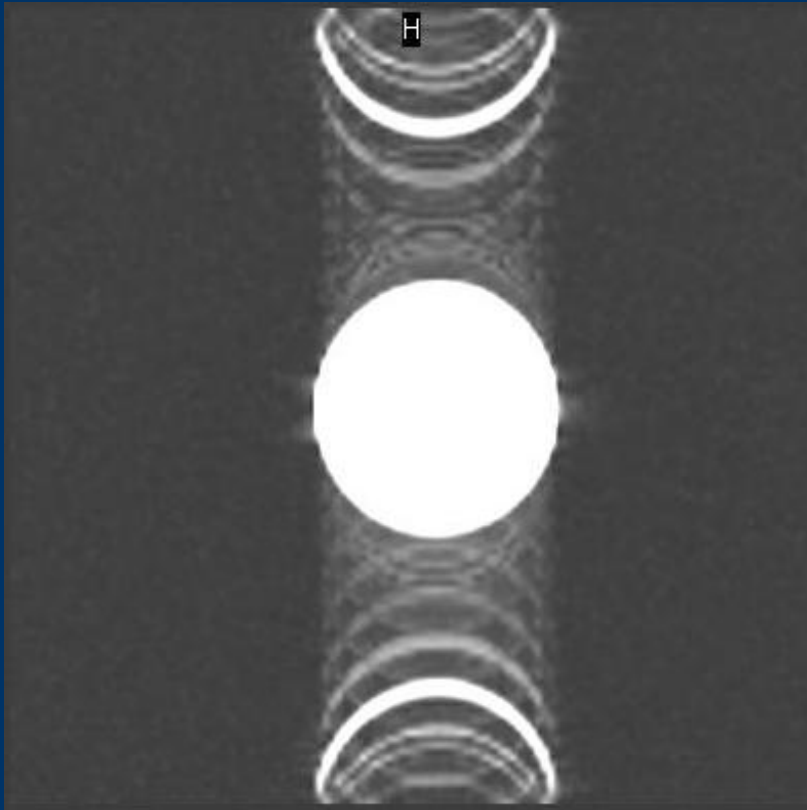


Magnitude image

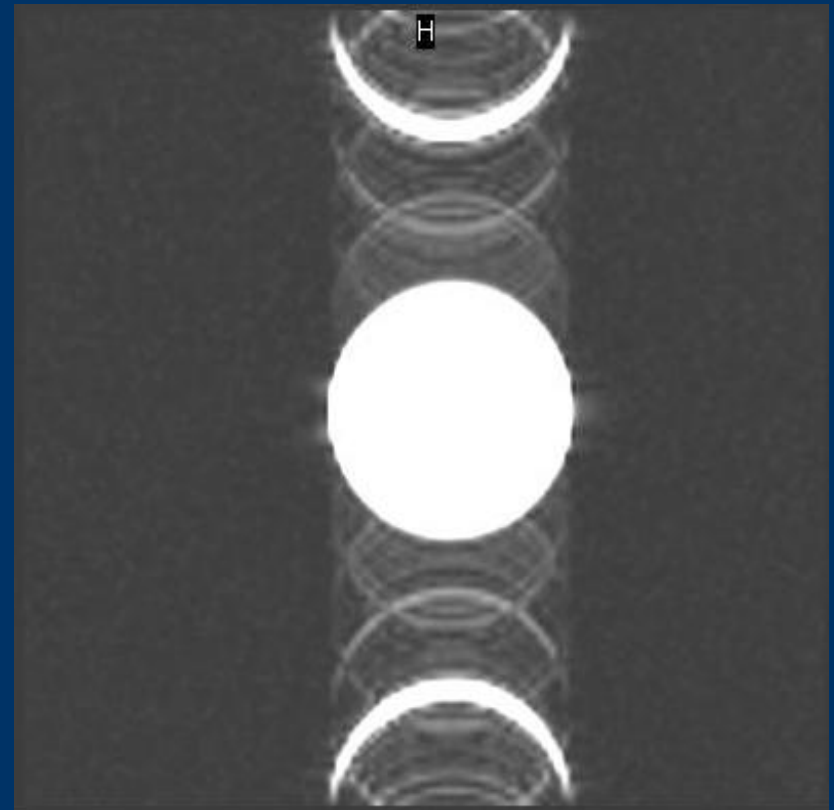


周波数空間での間隔の広がりを実空間上では狭まる

Linear order



asymmetric order



- 同じETLでもプロファイルの違いにより  
アーチファクトの出現本数が異なる  $\Rightarrow 1/2$ に減少
- ETLが同じでもespを短くすることでアーチファクトの強さは小さくなる
- ETLによるブラーリングとMT効果による影響を軽減できる

# 呼吸同期法とマッチする かなりの勝率

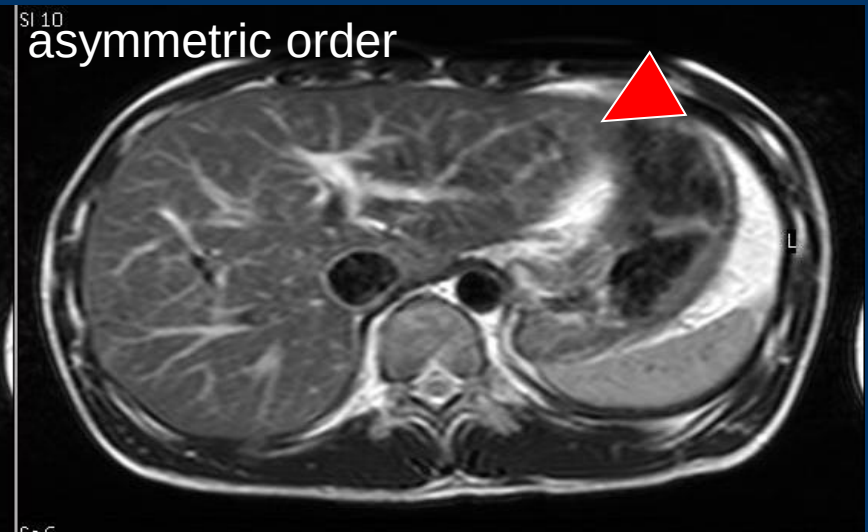
Linear BH NSA1

臨床画像 T2WI ax  
アーチファクト発生

asymmetric RC NSA1

臨床画像 T2WI ax  
アーチファクトの無い画像

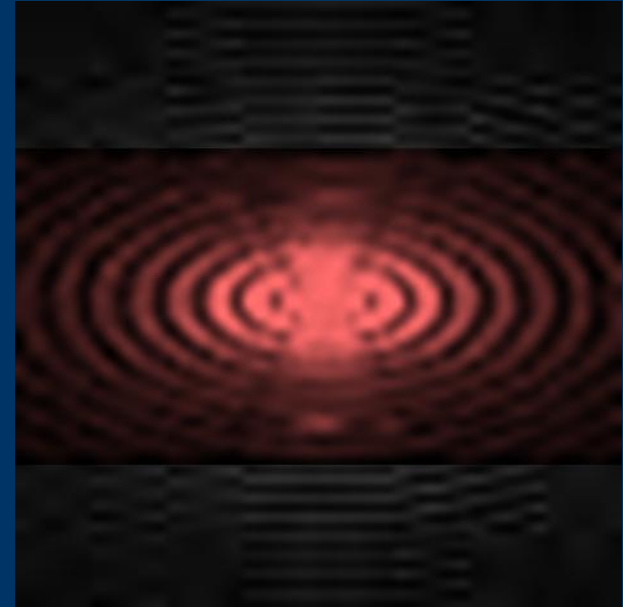
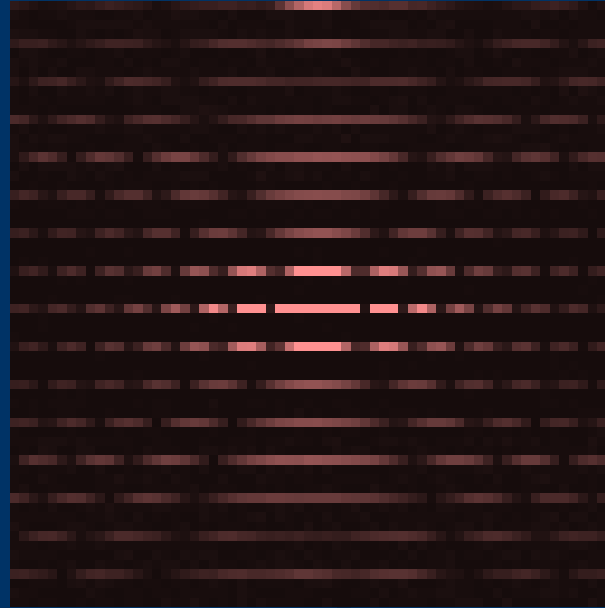
肝左葉における信号損失の低減



お薦めしたいのが 実は息止め撮像

Linear order

asymmetric order



Linear order

asymmetric order

臨床画像 T2WI ax

アーチファクト発生

臨床画像 T2WI ax

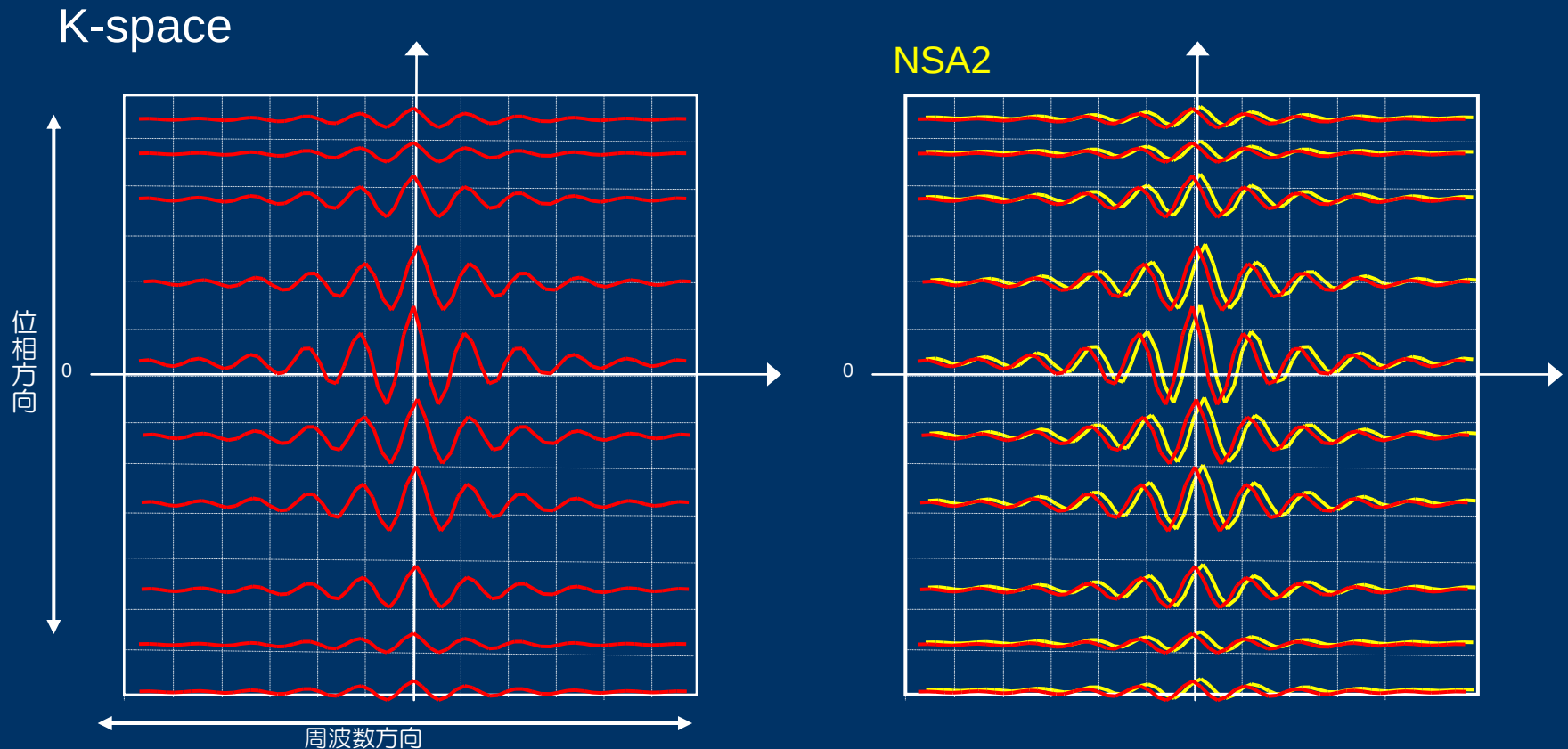
アーチファクトの無い画像

Linearでは撮像の後半に腹壁が動いただけでもアーチファクトが発生



# 次の一手

# NSA



撮像時間＝位相数 × TR × 加算回数  
(設定マトリックス)

NSAを1から2に変更すると信号は加算されS/N比は $\sqrt{2}$ 倍(1.4倍)向上

- デメリットは時間延長
- メリットはランダムに発生するモーションアーチファクトを目立たなくする

# NSAの効果

## モーションアーチファクトはランダムに現れるノイズ

- ・ NSAは撮像の反復回数つまりプロトンの励起回数
- ・ スライス内 (Gy) に2つの信号 (S1, S2) があると仮定 . . .
- ・ それぞれの信号に対応する雑音は (N1, N2) となる

信号を加算すると...

$$S_1 + S_2 = 2S$$

ノイズを加算すると...

$$N_1 + N_2 = (\sqrt{2})N$$

## 何故、単純に2Nと加算されるのではなく $\sqrt{2}N$ になるのか？

- ・ 複雑な統計学的概念と雑音スペクトル密度に関するBrown運動が関係
- ・ ガウス分布の分散 ( $\sigma^2$ ) ( $\sigma$ =標準偏差) としての雑音を考える
- ・ 二つの雑音の分布を合計するために分散を加算すると次式が導かれる

$$\sigma_1^2 + \sigma_2^2 = \sigma^2 + \sigma^2 = 2\sigma^2$$

これにより標準偏差は

$$\sqrt{(2\sigma^2)} = (\sqrt{2})\sigma$$

$$\frac{S_1 + S_2}{N_1 + N_2} = \frac{2S}{(\sqrt{2})N}$$

よって

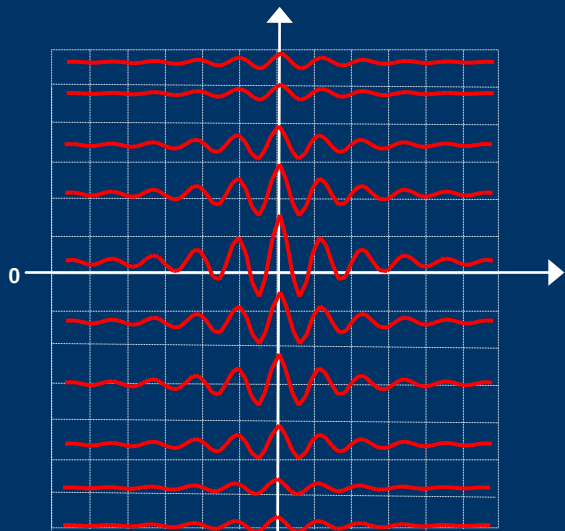
$$S/N = \sqrt{2} \text{倍 (1.4倍)}$$

信号の雑音に比べ雑音の増加は少ない  $\Rightarrow$  画像のSmoothing効果

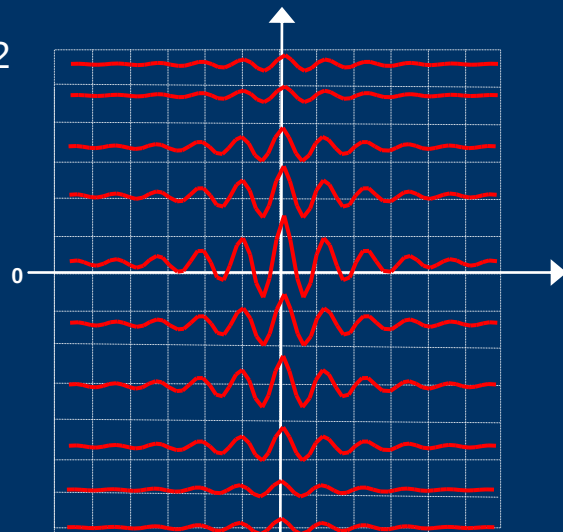
# Smart

## 壺) 並行アベレーシングのK-space充填

Aver.1

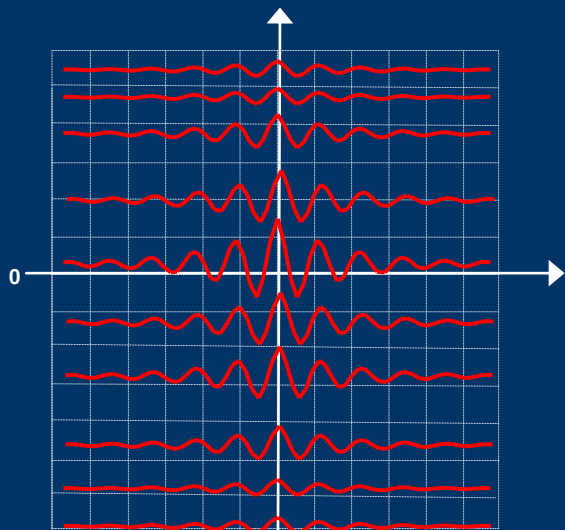


Aver.2

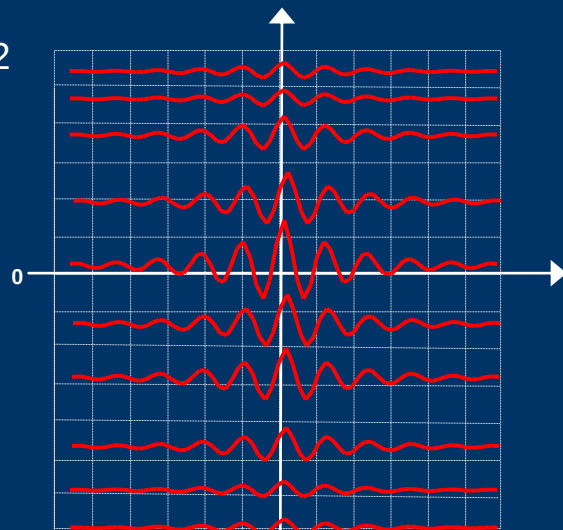


## 式) SmartのK-space充填

Aver.1



Aver.2



- 同一位相エンコーディングを収集するまでの時間感覚が長くなるためアーチファクトが分散される

# NSAの違いによる画像の比較

NSA1

NSA2

NSA6

NSA2 smart

臨床画像 T1WI ax

加算回数を増やすことによりアーチファクトが目立たなくなる  
さらに、smartでは分散効果が高いため少ない加算でも効果は高くなる

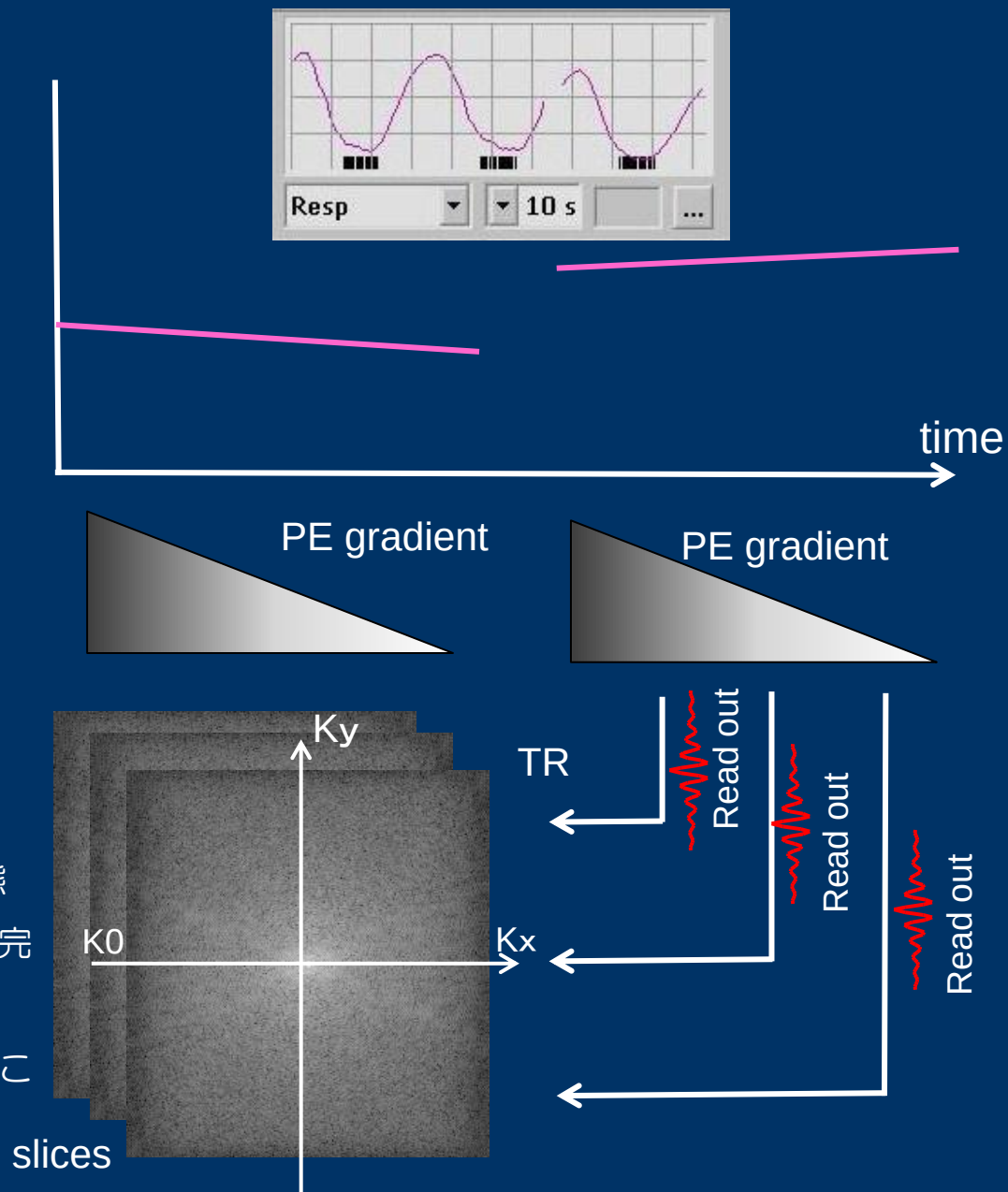
# さらに次の一手 究極のmotion artifact低減

## Single Shot TSE

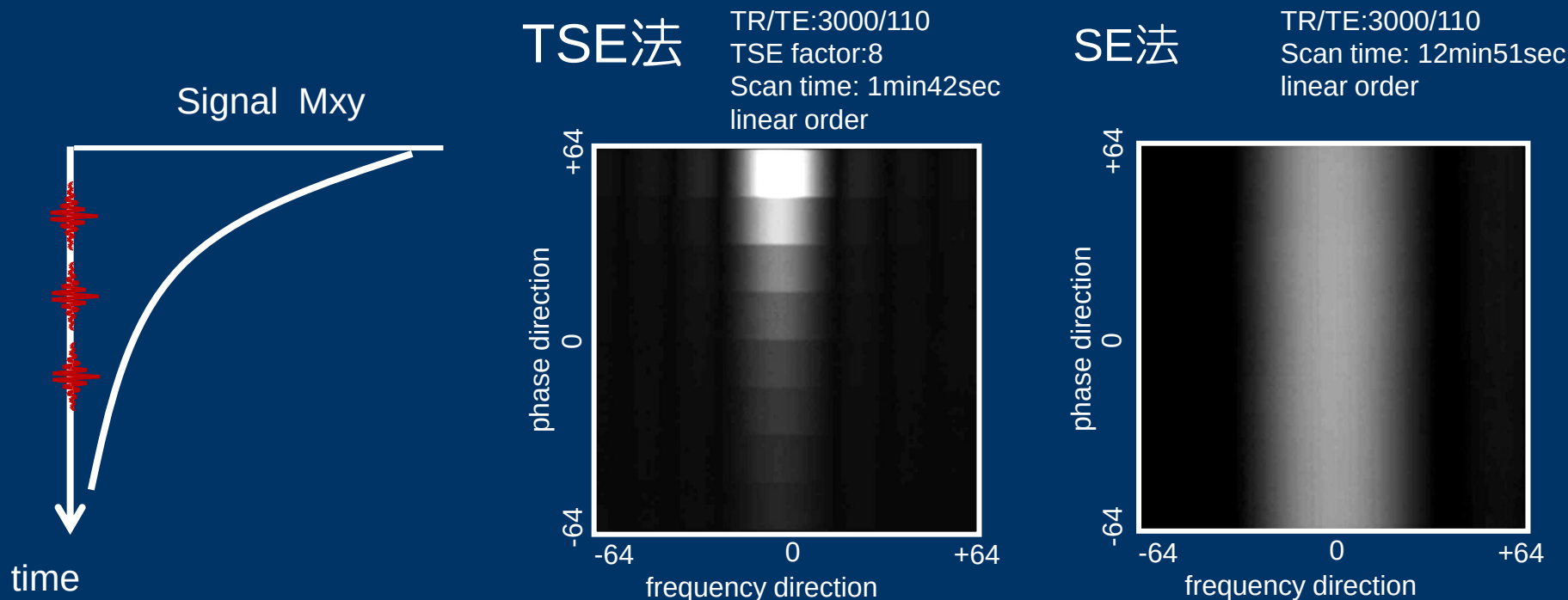
臨床画像 sshT2WI COR

シングルショットではモーションアーチファクトは極端に目立たなくなる

- 複数のRFPによりPEのdataを一度に収集
- セグメンテーションを行うmulti shotの究極形態
- 位相エンコードと周波数エンコードは瞬間的に完了される
- 対象が仮に動いていても空間エンコードを行うことが可能



# Shingle Shot TSEに必要な条件



- しかしながらT2sshはT2 減衰の起こる間に全ての信号を取得する
- K-spaceでは同じ信号強度があることが理想だが k-space上に異なる強度の信号を含むとアーチファクトを発生する
- これがブラーリングであり、ボケの関数が信号に加わるのと同じ
- 信号減衰の度合いが激しいものほど画像はボケる
- これを防ぐためには極力、信号減衰の少ない間に信号を取得することである



matrix size: 128×128

ETL : 128  
TE : 202 ms  
esp : 3.3ms

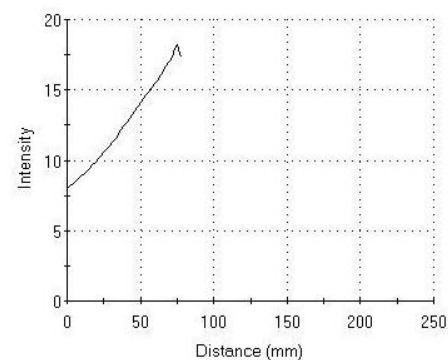
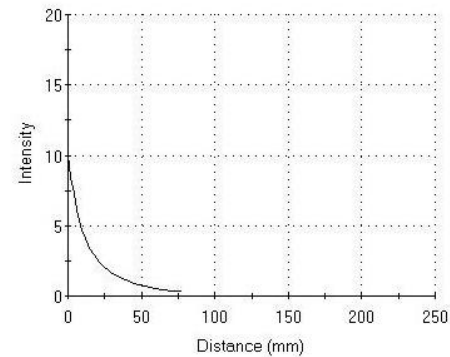
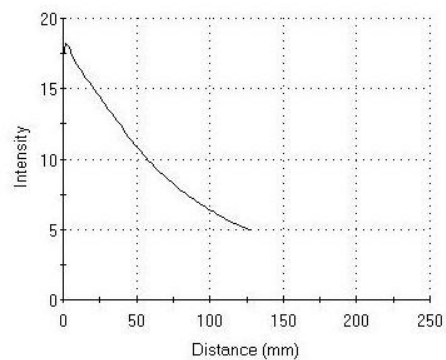
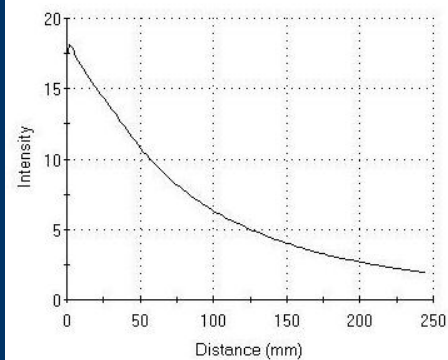
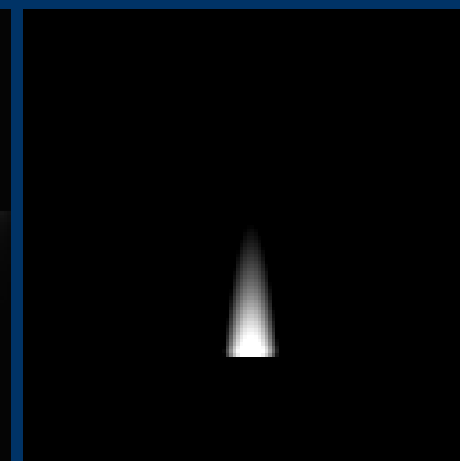
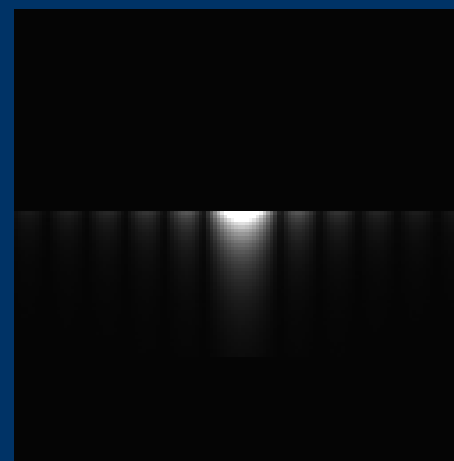
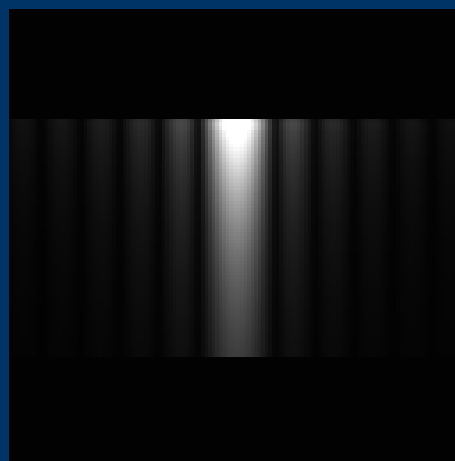
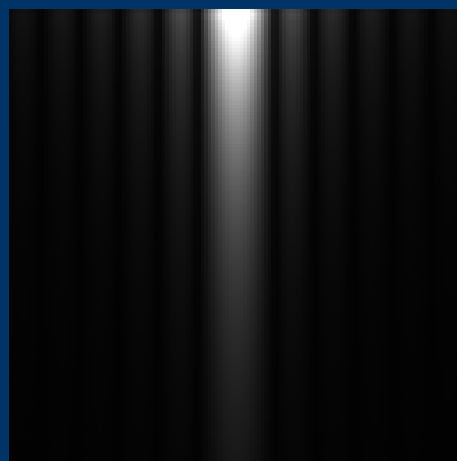
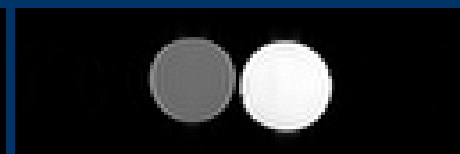
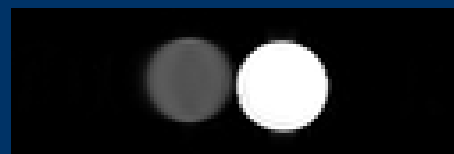
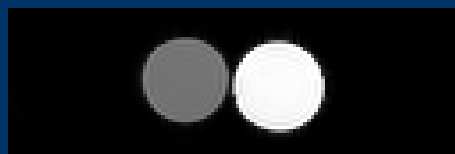
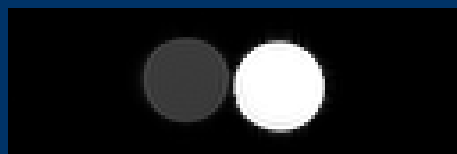
SENSE :yes  
ETL : 67  
TE : 113 ms  
esp : 3.3ms

Haif scan :yes

SENSE :yes  
ETL : 41  
TE : 113 ms  
esp : 14.4ms

Haif scan :yes Rev-linear

SENSE :yes  
ETL : 41  
TE : 113 ms  
esp : 3.3ms



# 究極の呼吸同期

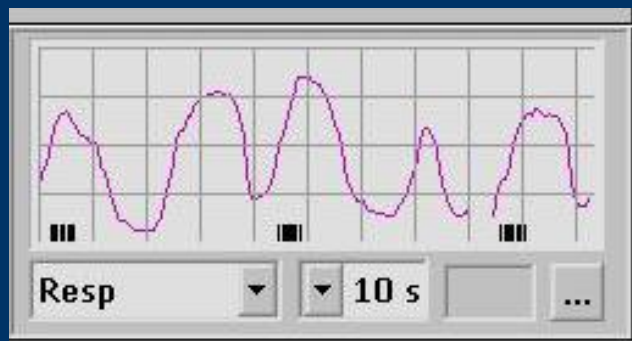
もはや呼吸同期ではない

- 呼吸同期を解除

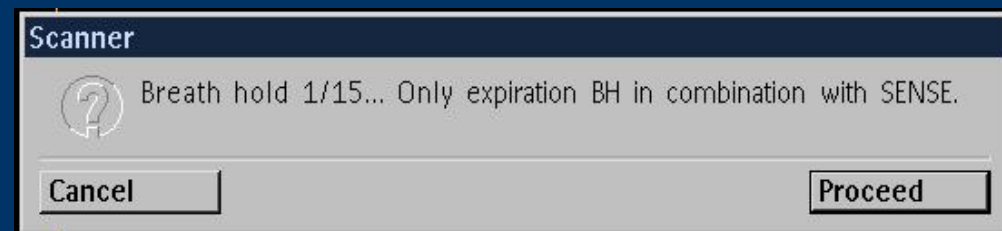
| initial                    | geometry | contrast | motion |
|----------------------------|----------|----------|--------|
| Cardiac synchronization    |          | no       |        |
| Respiratory compensat...   | trigger  |          |        |
| trigger delay (ms)         |          | 500      |        |
| wait                       |          | 0        |        |
| Navigator respiratory c... | no       |          |        |
| Flow compensation          | no       |          |        |
| Motion smoothing           | no       |          |        |
| NSA                        | 2        |          |        |
| SMART                      | yes      |          |        |

- 息止め撮像モードに変更

| initial                    | geometry    | contrast | motion | dyn/ |
|----------------------------|-------------|----------|--------|------|
| Cardiac synchronization    |             | no       |        |      |
| Respiratory compensat...   | breath hold |          |        |      |
| Max slices per breath h... | 1           |          |        |      |
| Navigator respiratory c... | no          |          |        |      |
| Flow compensation          | no          |          |        |      |
| Motion smoothing           | no          |          |        |      |
| NSA                        | 2           |          |        |      |
| SMART                      | yes         |          |        |      |



タイミングを目視で確認しマニュアルで撮像



これによりスライス励起の位置ずれを防ぐ

機会があれば是非、試してみてください

# まとめ

---

本日は以下の内容についてお話いたしました

- ① motion artifactの発生原理を理解
- ② ポジショニングの工夫
- ③ Data acquisitionにおけるk-space上での  
motion artifact軽減 ETL, ESP, ordering

ご清聴ありがとうございました

今回の発表にあたりk-spaceのRaw Dataの扱い方についてご教授くださいました  
米山正己様（PHILIPS社）に感謝御礼申し上げます

ご協力頂いた東海大MRI検査室のスタッフに皆様ありがとうございました

# 参考文献

---

- 室伊三男,絵でみてわかるフーリエ変換, ピラールプレス, 2013
- Axel, L., et al. "Respiratory effects in two-dimensional Fourier transform MR imaging." Radiology 160.3 (1986): 795-801.
- <http://mri-q.com/why-discrete-ghosts.html>
- 森一生, 山形仁, 町田好男 ,CTとMRI: その原理と装置技術. コロナ社, 2010.
- 杉村和朗. 標準 MRI 画像・図から学ぶ基礎と臨床応用. 初版, オーム社: 東京2004.
- RH Hashemi, WG Bradley, CJ Lisanti, 荒木力, MRI の基本パワーテキスト: 基礎理論から最新撮像法まで. メディカル・サイエンス・インターナショナル, 2004.