

# CT画像再構成と画像評価の基礎

金沢大学医薬保健研究域 保健学系  
市川 勝弘

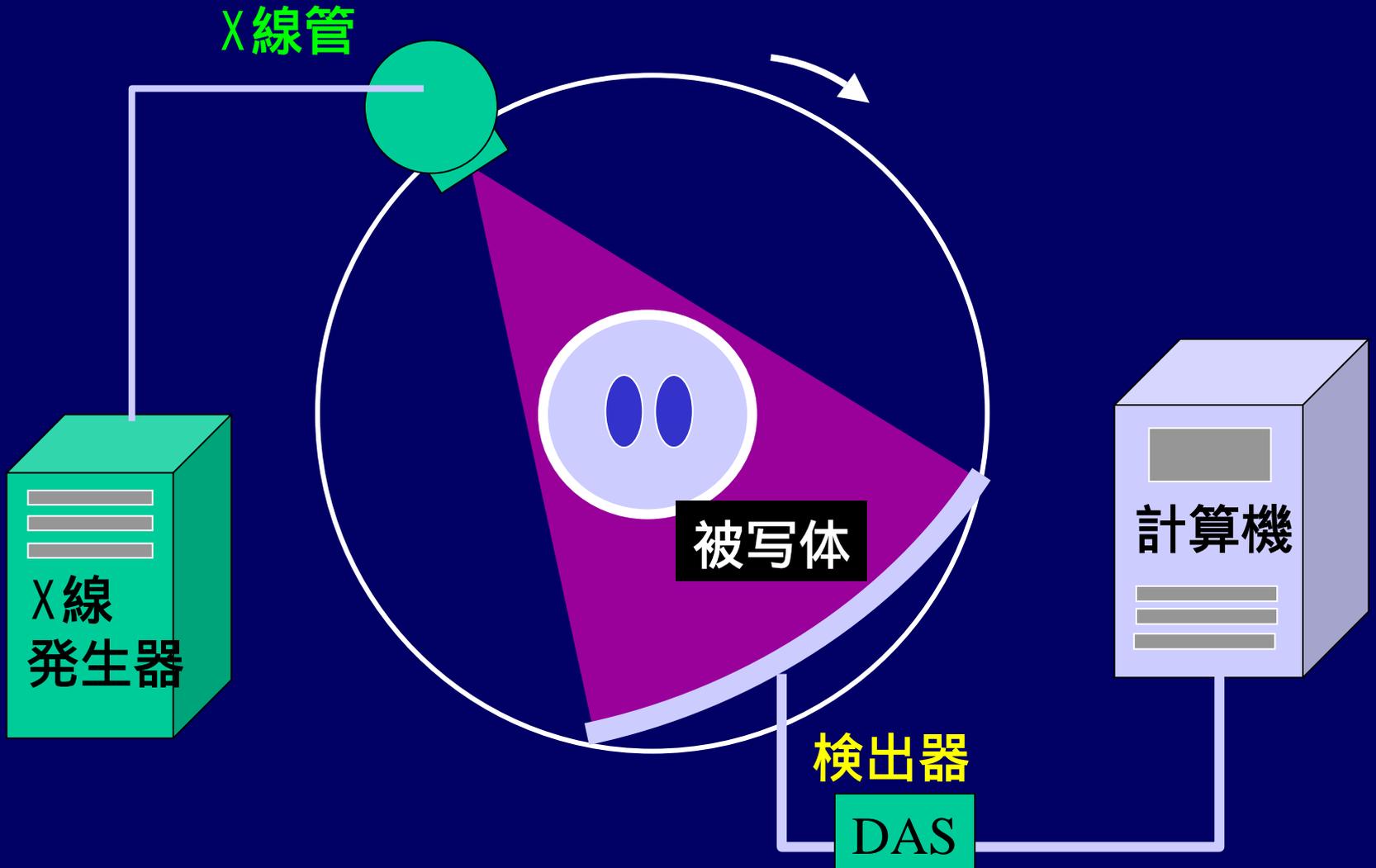
# CT画像再構成の基礎

---

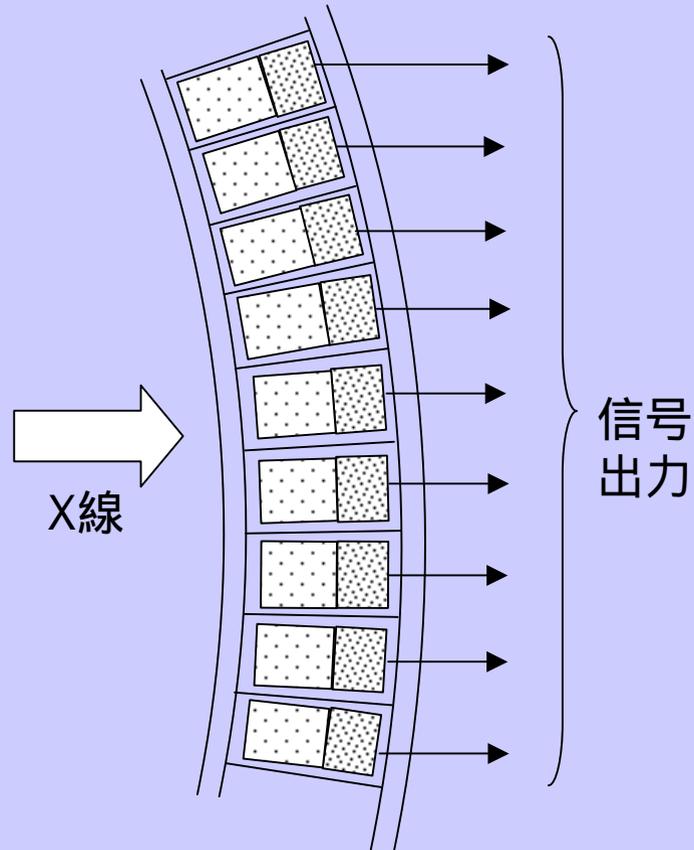
---

# CTの基本構成

投影を測りながら回転、計算して画像を再構成する。



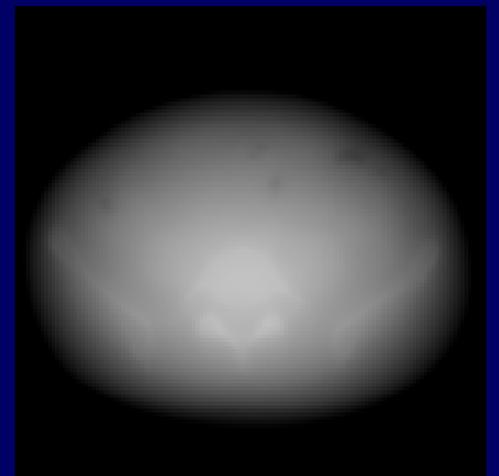
# CTの検出器の構成



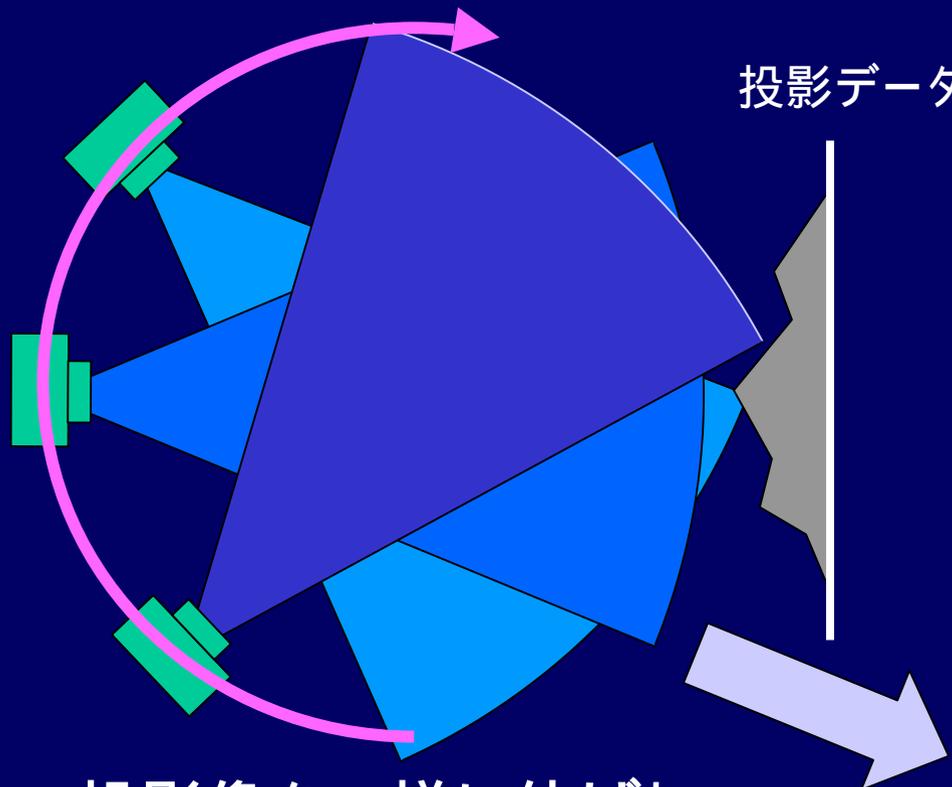
シンチレータフォトダイオード  
固体検出器

# 逆投影法 (back projection)

元画像



画像が極端にボケる

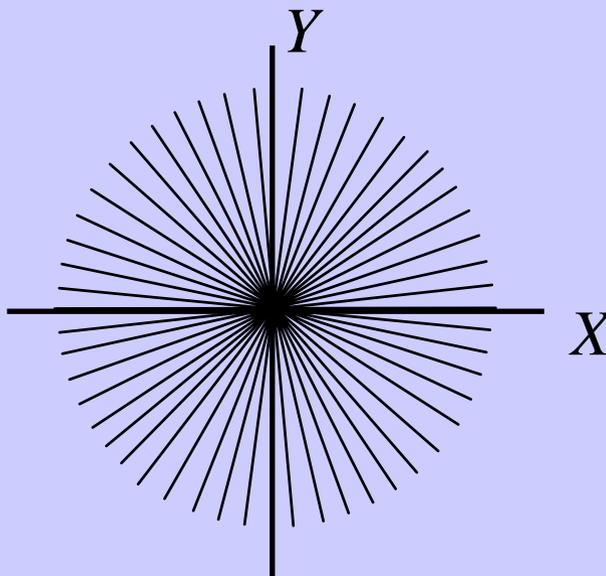
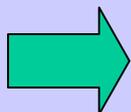
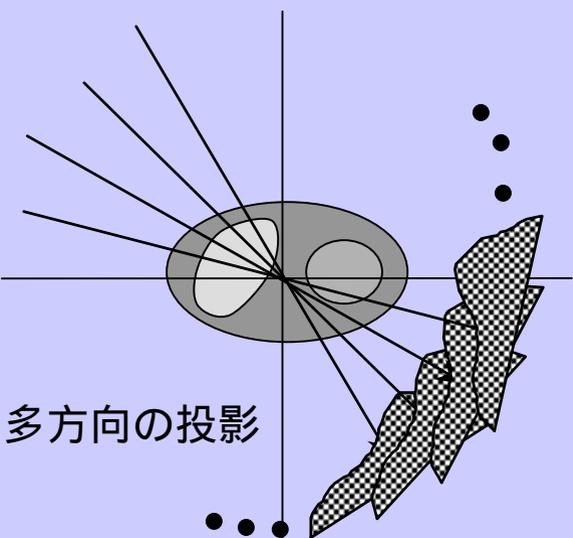
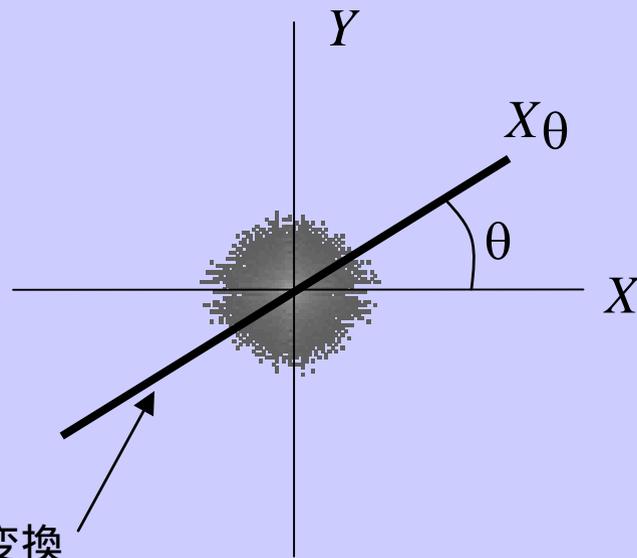
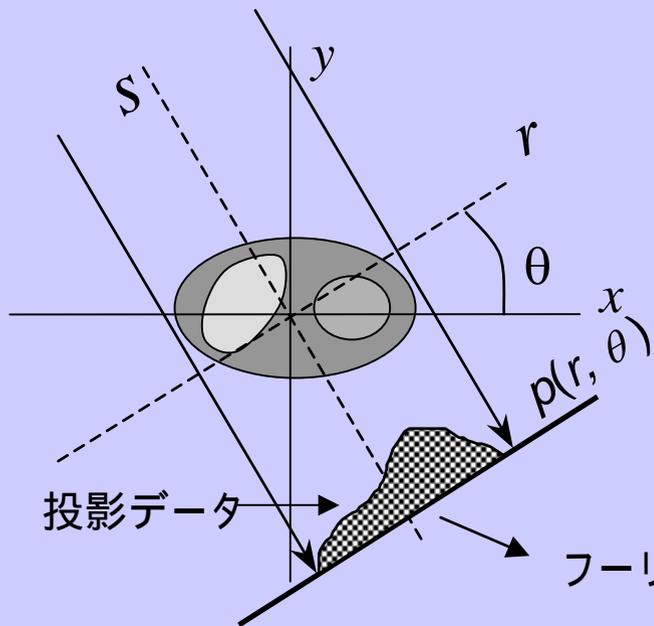


投影像を一様に伸ばし  
重ね合わせる。

# 投影データ

実領域  $f(x,y)$

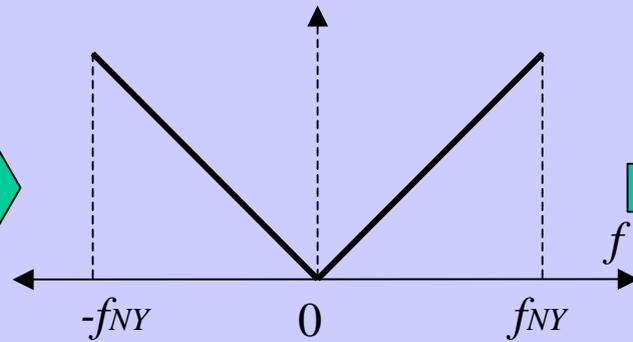
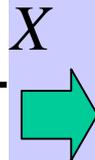
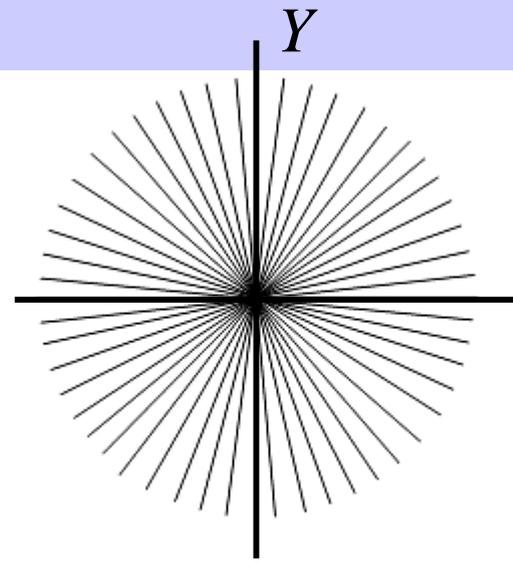
周波数領域  $F(X,Y)$



低周波に集中

# フィルター補正逆投影法 (Filtered Back Projection)

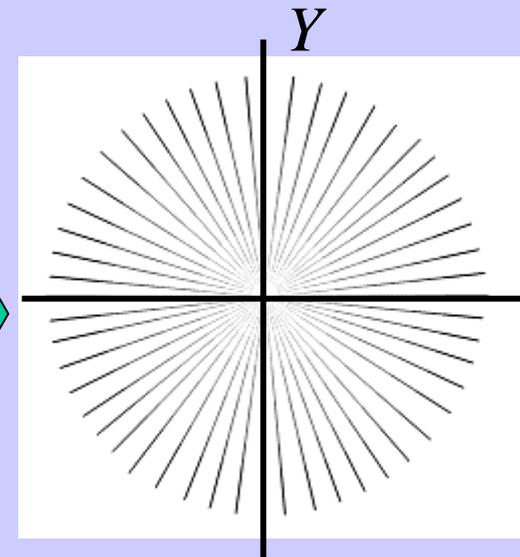
周波数領域  $F(X,Y)$



$f_{NY}$ : ナイキスト周波数



周波数領域  $F(X,Y)$



**逆補正フィルタ関数  
(各投影データ)**

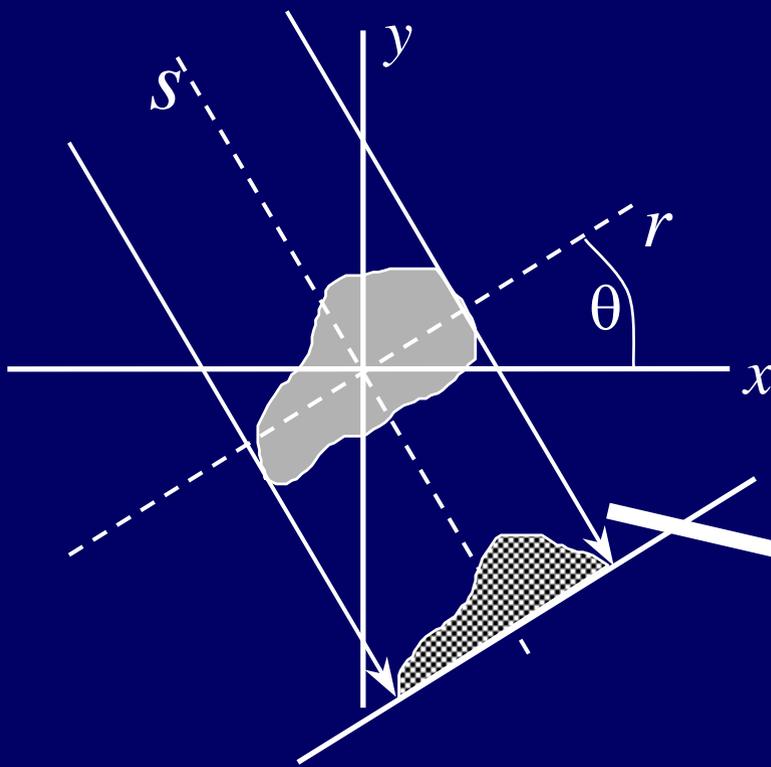
# フィルターバックプロジェクション法 (Filtered Back Projection)

投影データにフィルタリング  
(ボケを補正のため)



補正後投影データの逆投影

実領域  $f(x,y)$



フィルタリング前



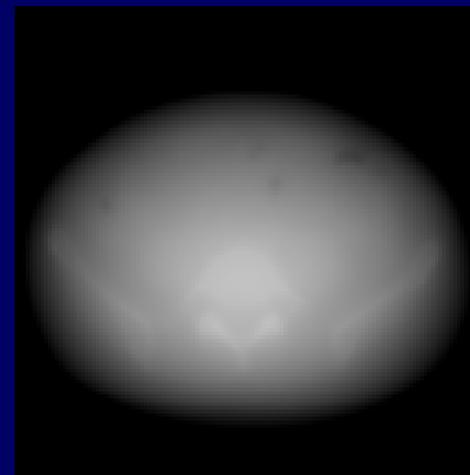
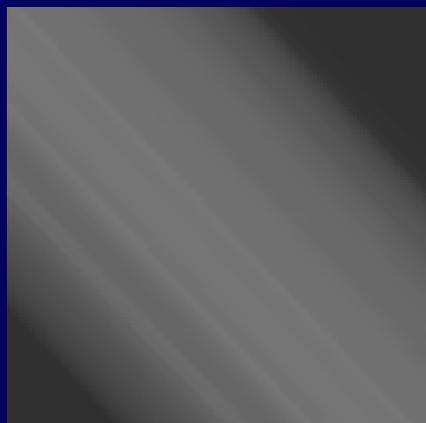
フィルタリング



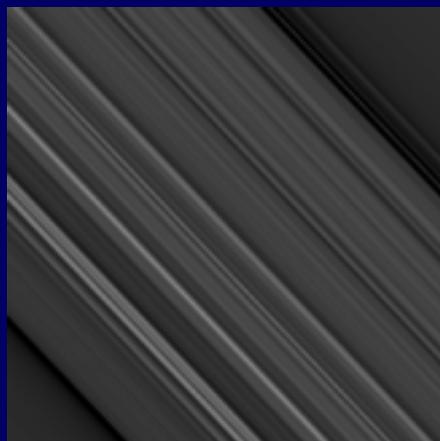
フィルタリング後



# フィルター補正逆投影法 (Filtered Back Projection)



フィルタ補正なし

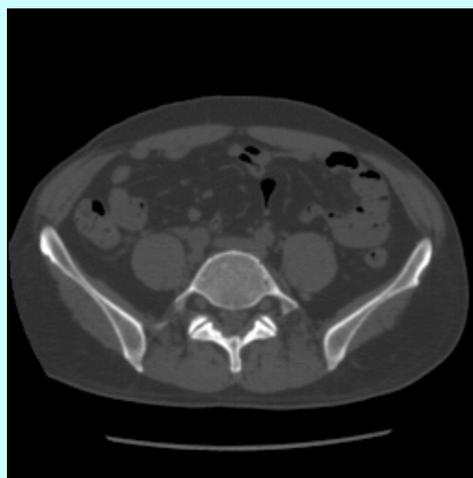
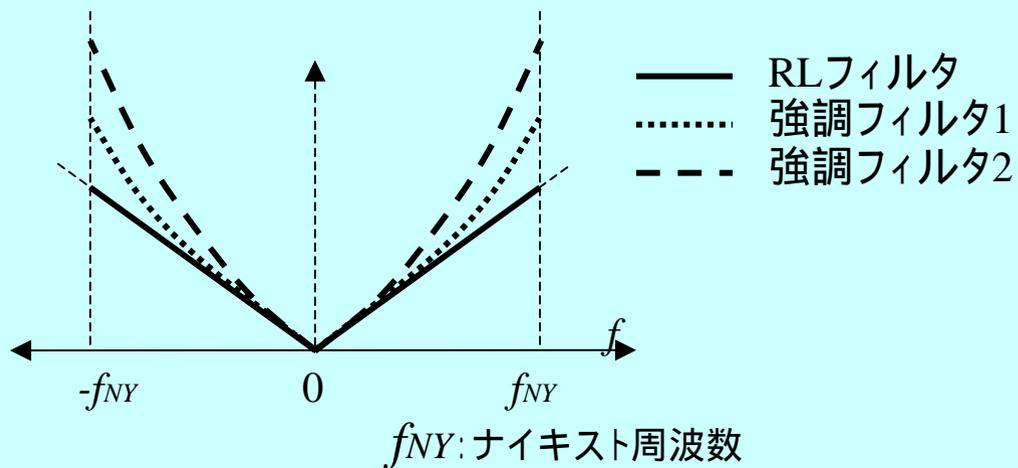


フィルタ補正した投影



フィルタ補正ありの画像

# 再構成フィルタ



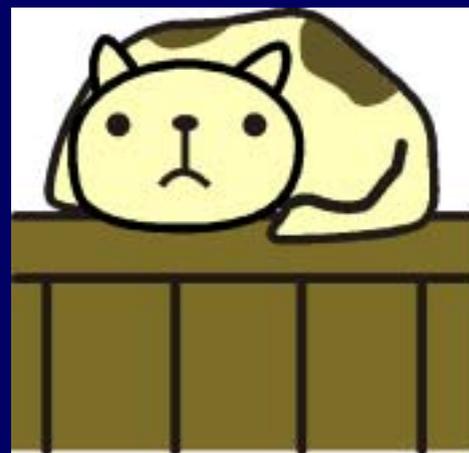
RLフィルタ



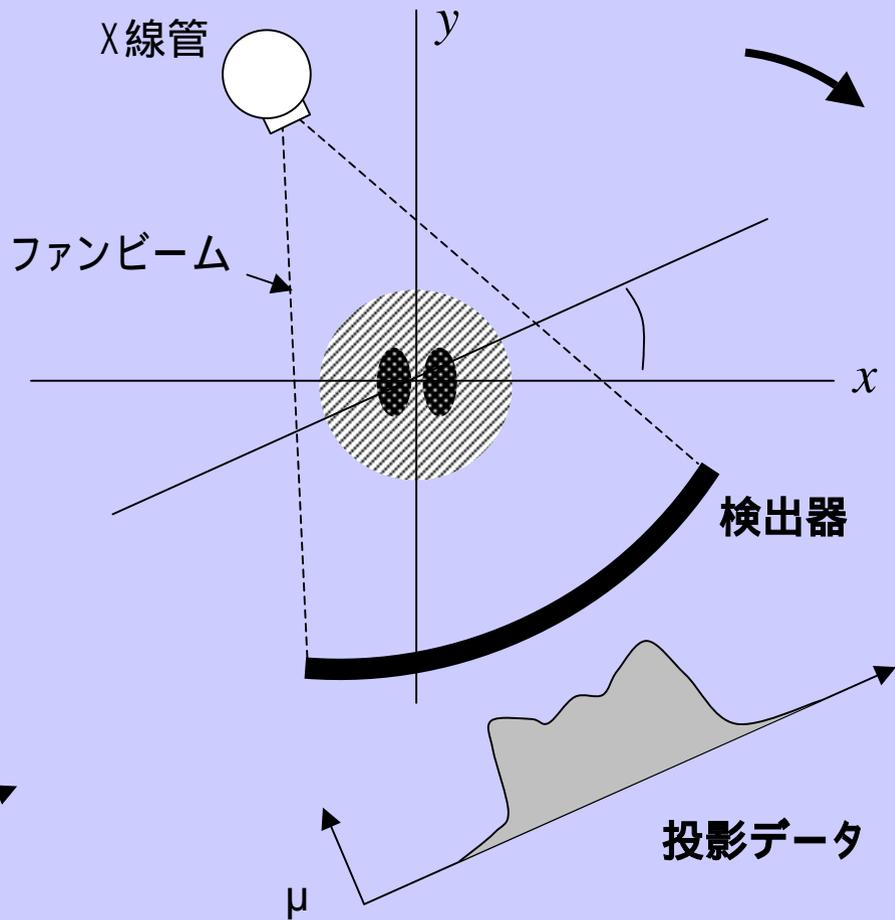
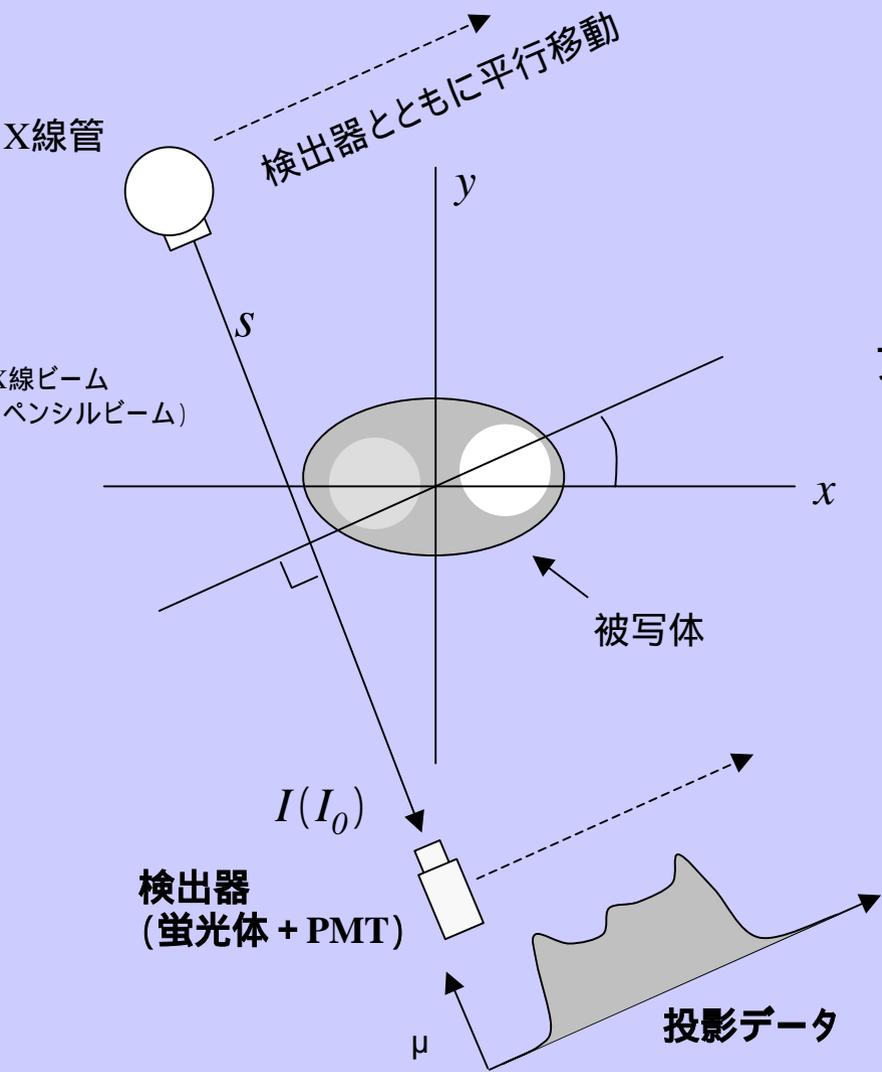
強調フィルタ2

再構成フィルタ関数の調整による周波数強調(再構成シミュレーションによる画像:腹部データ)

# ファンビーム再構成



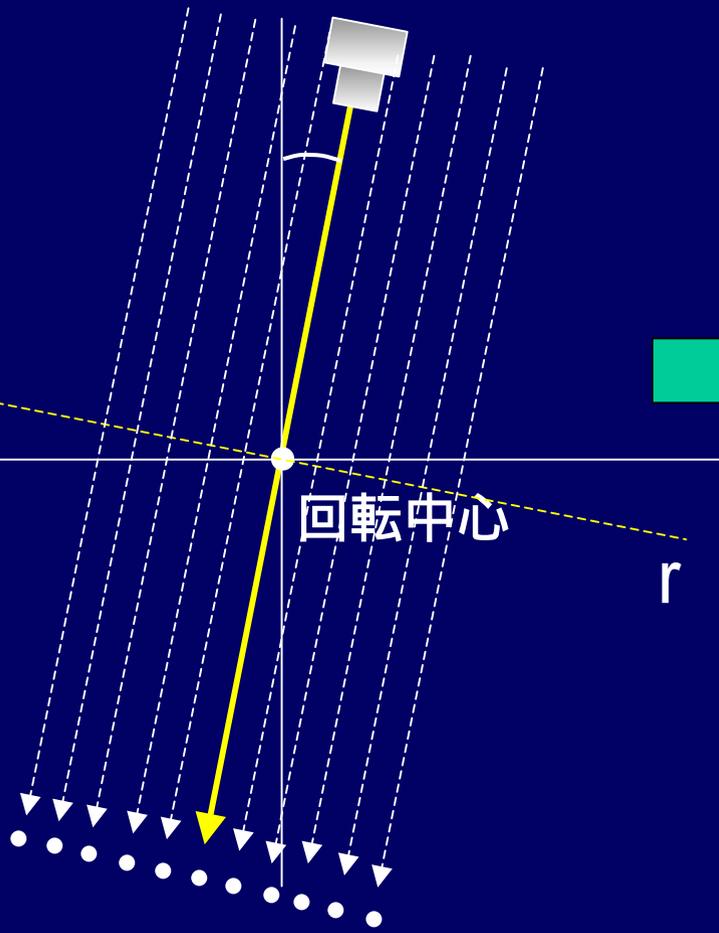
# 平行ビーム投影とファンビーム投影





# 平行ビームの投影データ

実空間( $x$ - $y$ 面)



サイノグラム上

投影面位置

$r$

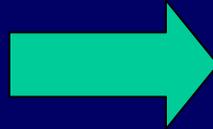
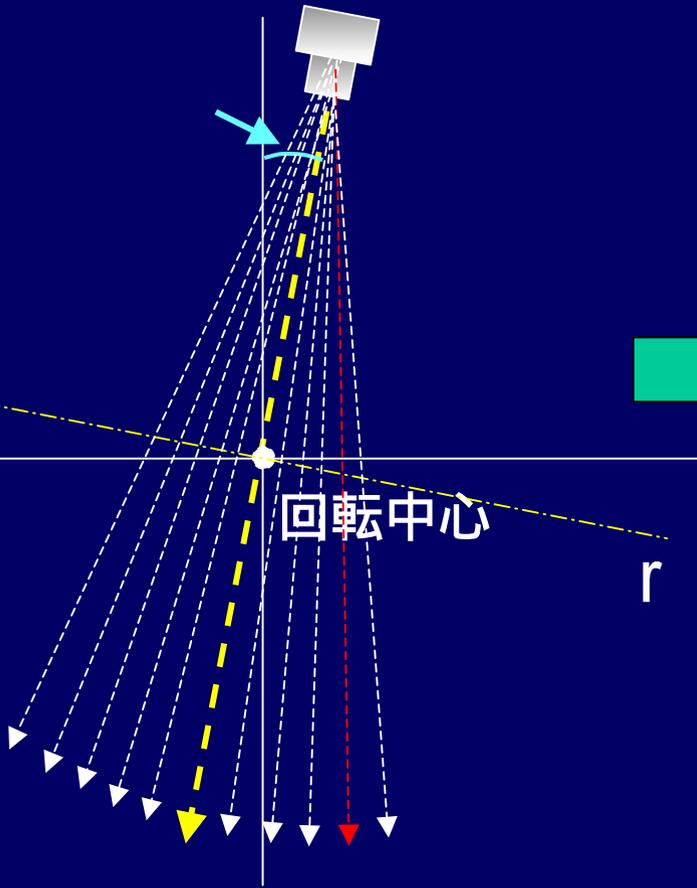
-180°  
投影角度

180°



# ファンビームの投影データ

実空間(X-Y面)



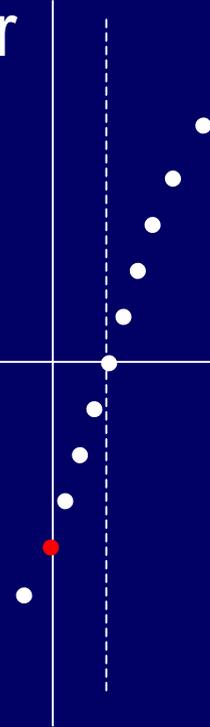
サイノグラム上

投影面位置

r

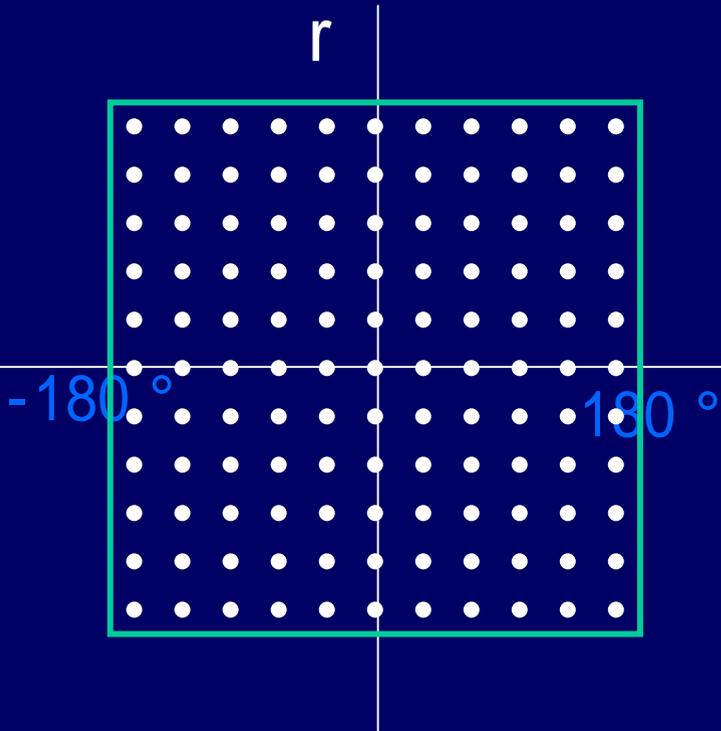
-180°  
投影角度

180°

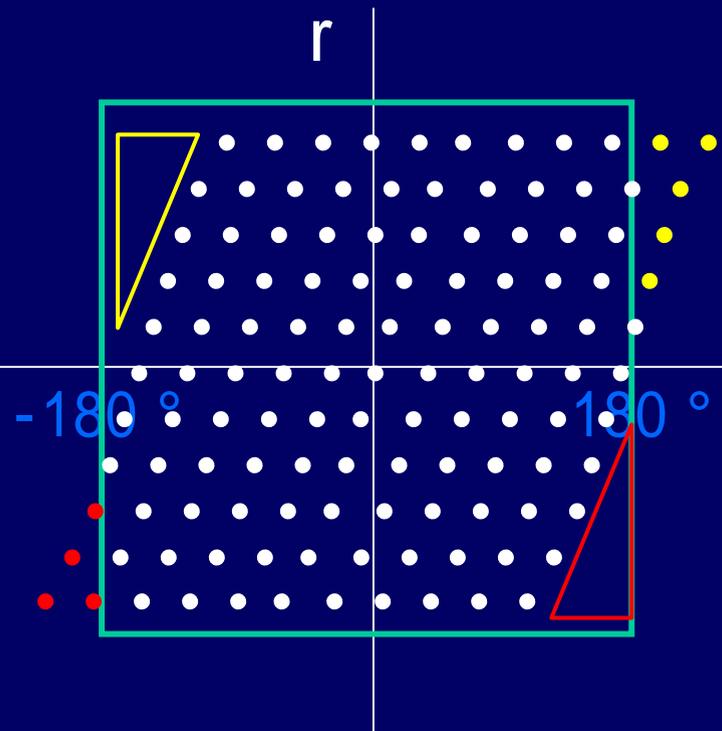


# 平行ビームとファンビームの投影データ

サイノグラム



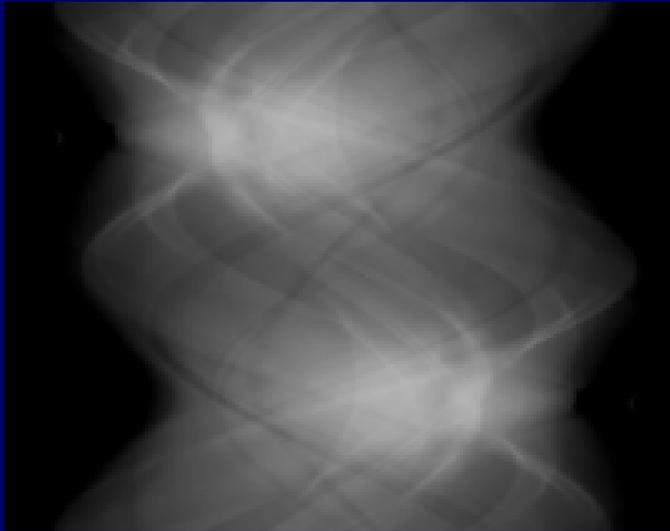
サイノグラム



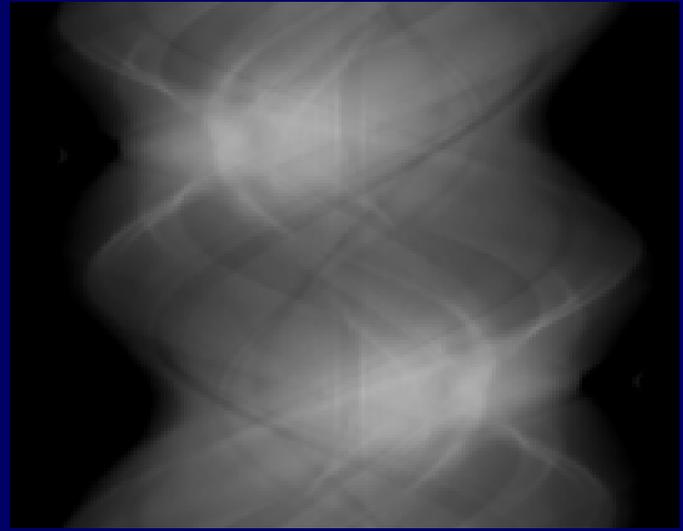
360° 回転ですべてのデータ  
を取得

# サイノグラム

平行ビーム



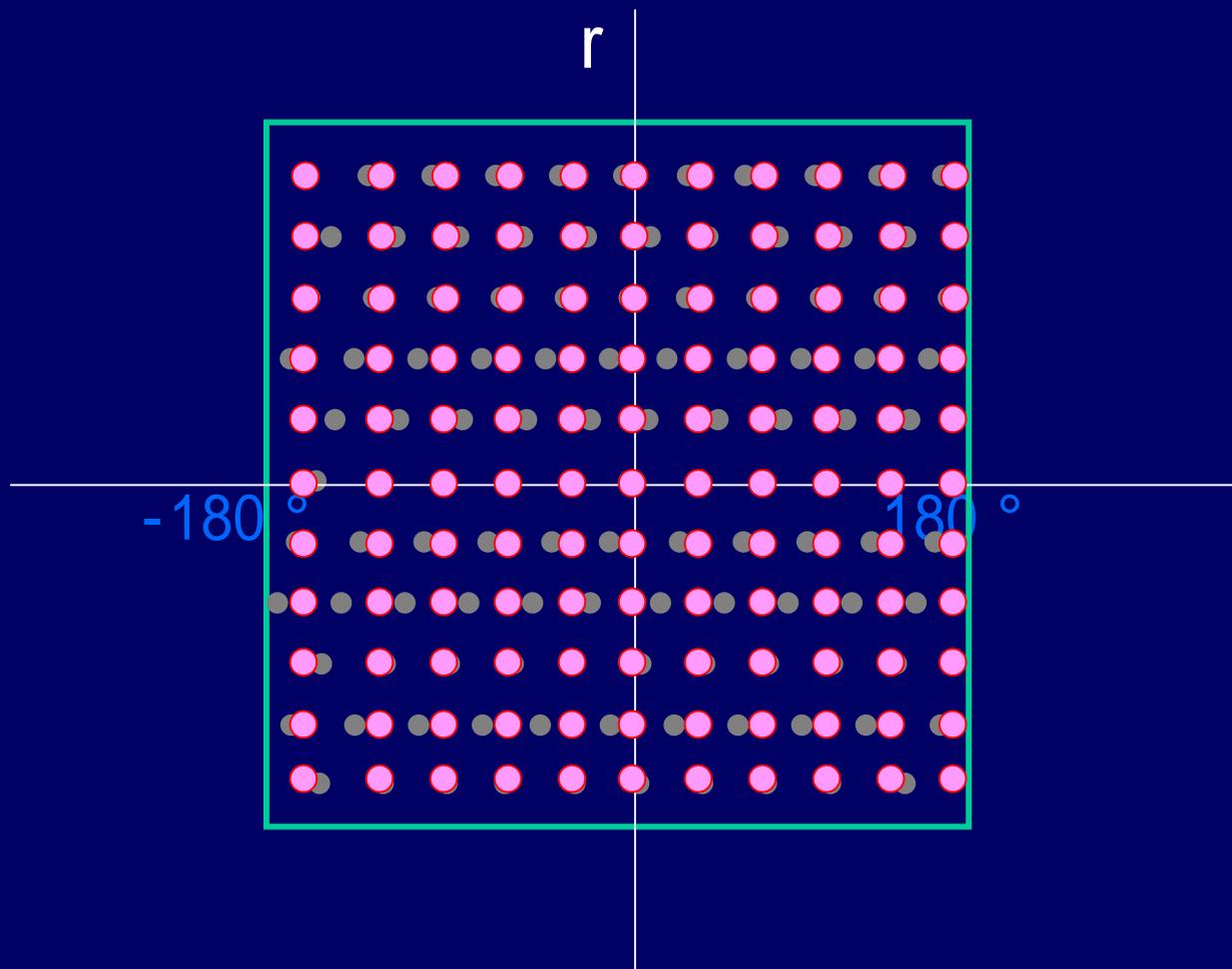
ファンビーム



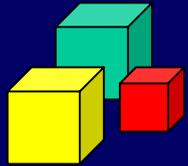
ファンビーム

平行ビーム変換

サイノグラム

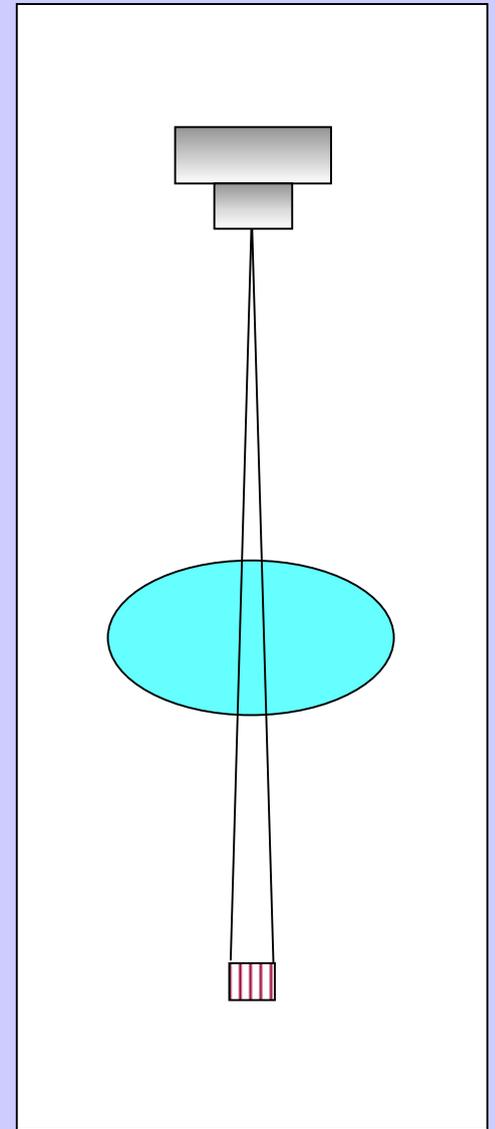
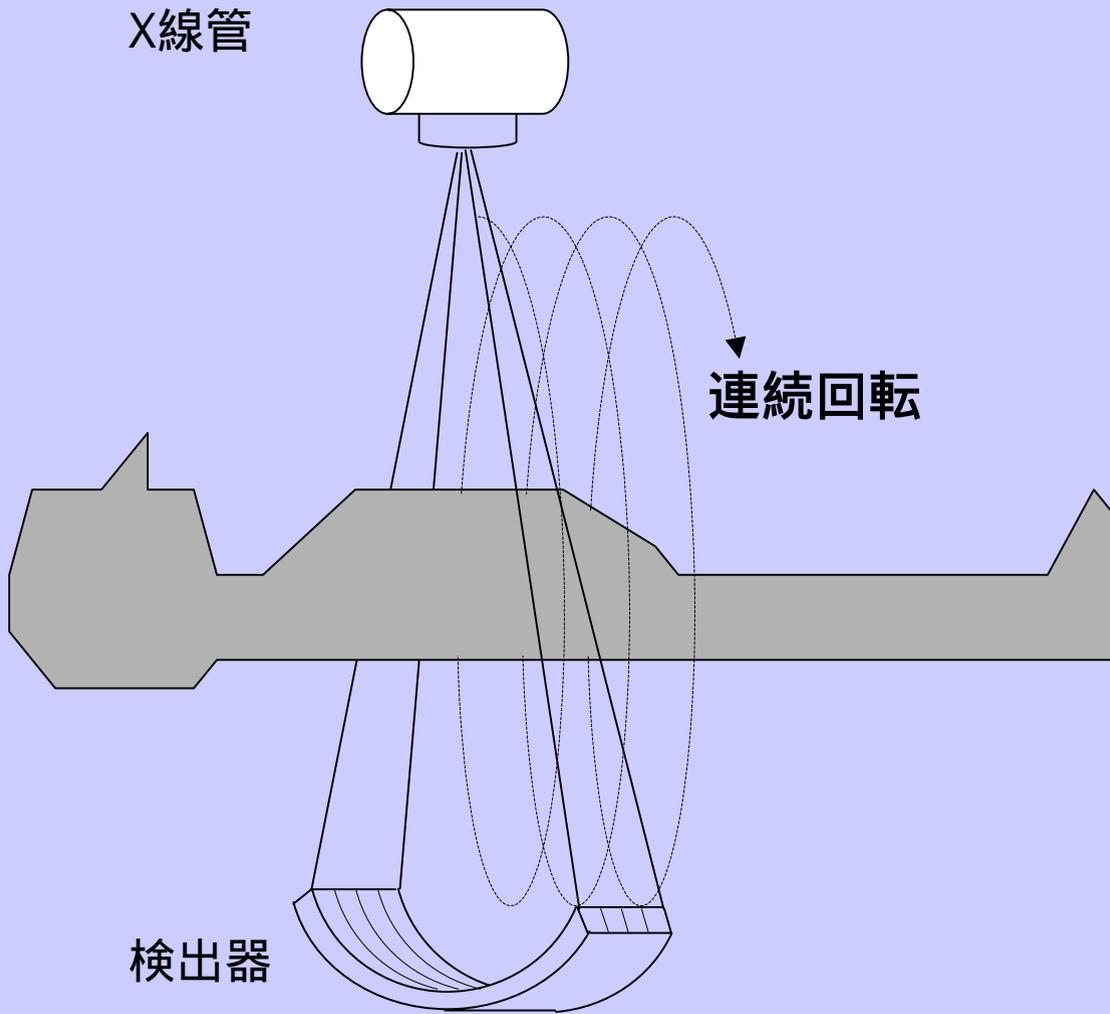


ファンビームのサンプリング点を ● 補間して平行ビームのデータ ● を得る。(補間法)



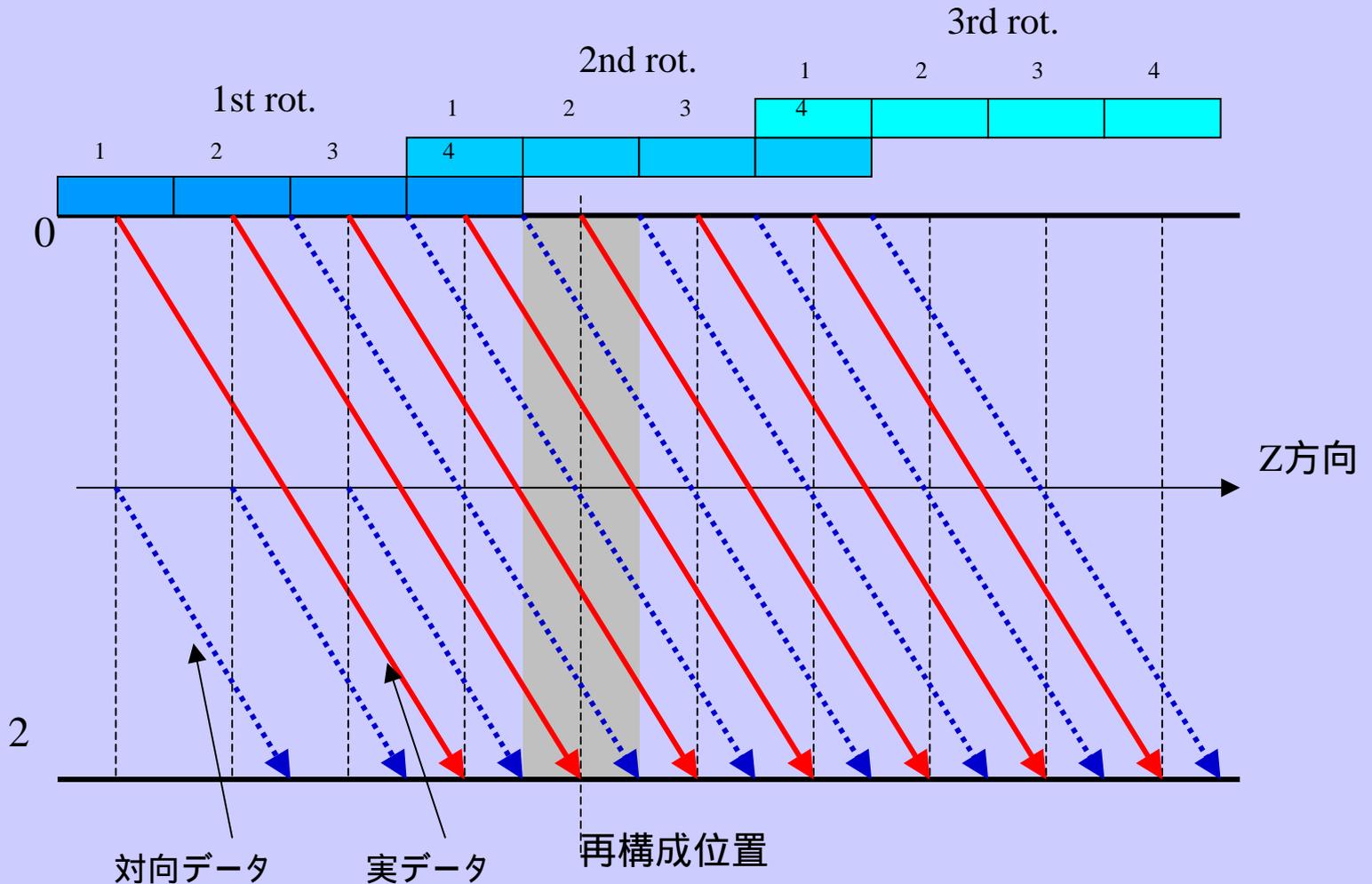
# マルチスライスCTの再構成

# マルチスライスCT (4列)

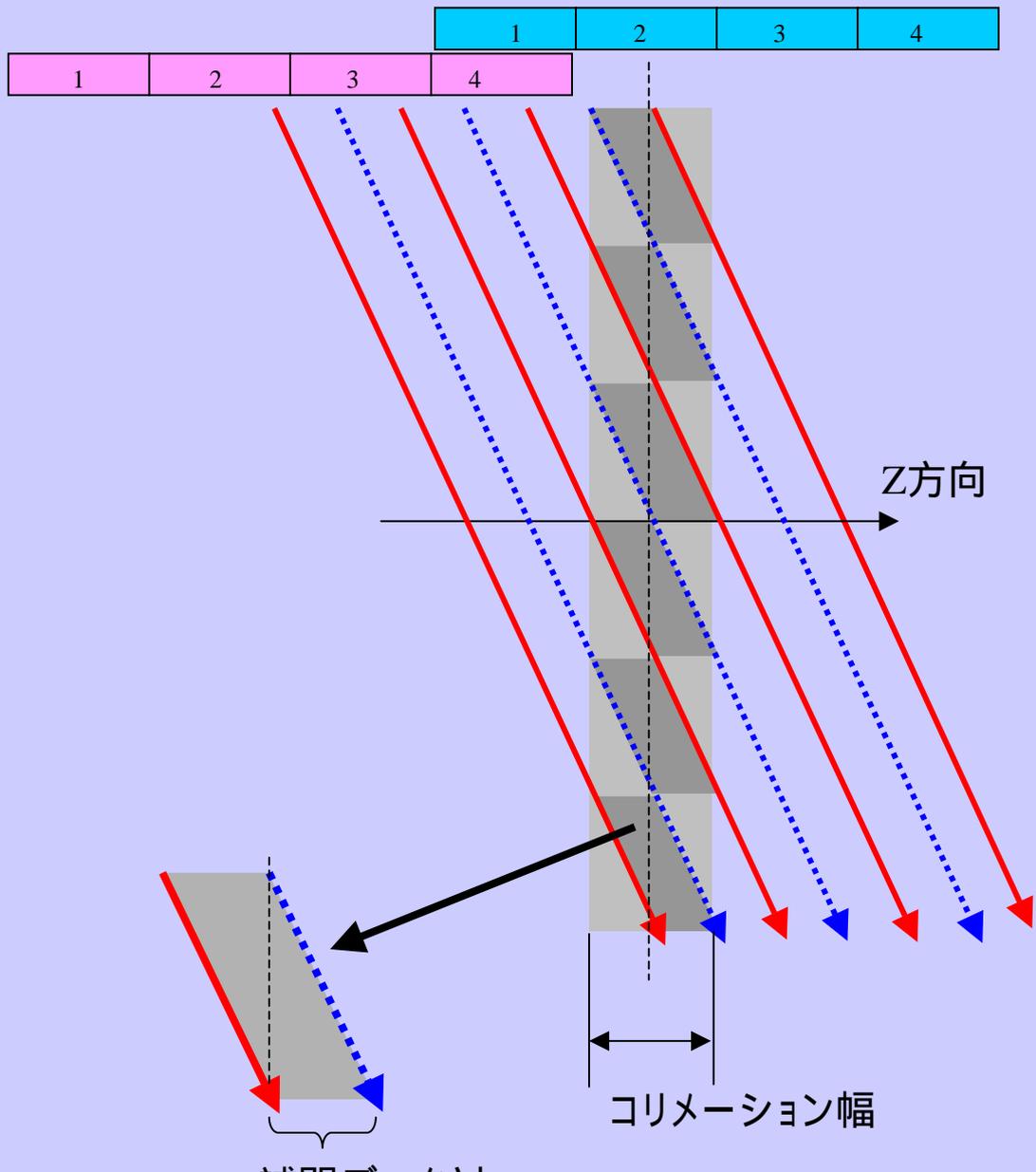


狭角のコーンビームCT

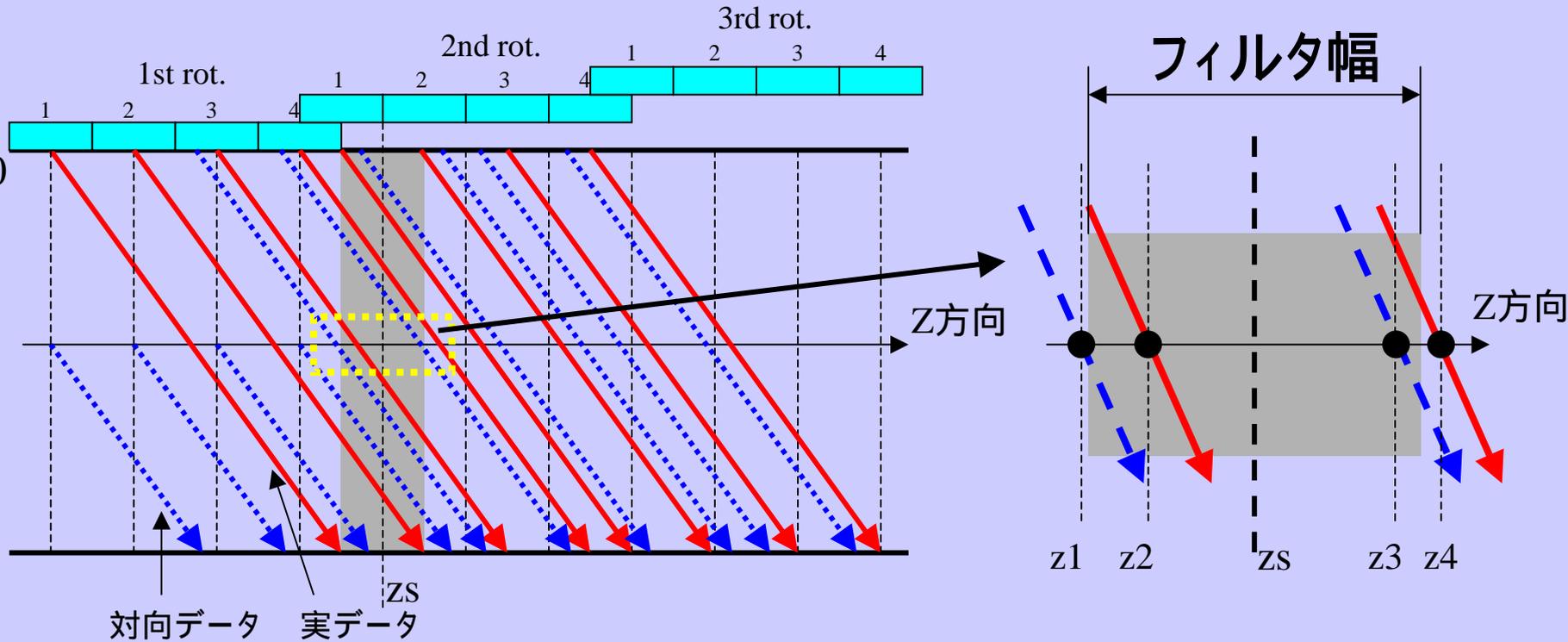
# マルチスライスCTの補間再構成の展開図



# 目的スライス位置における補間

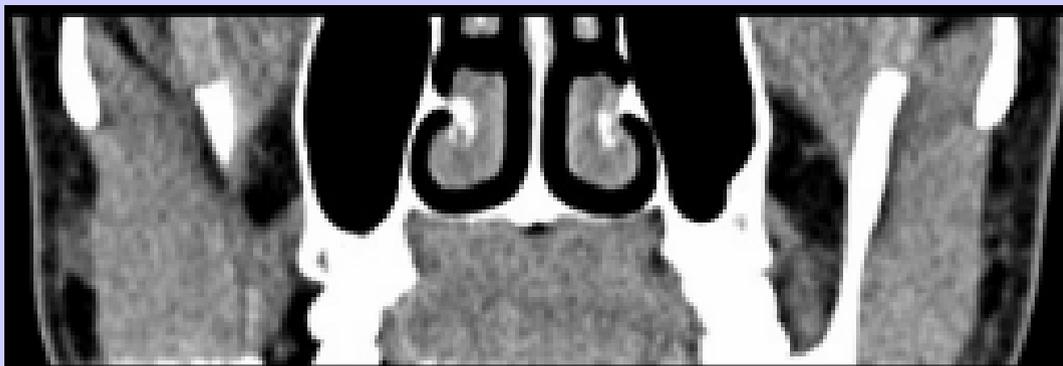


# フィルタ補間法

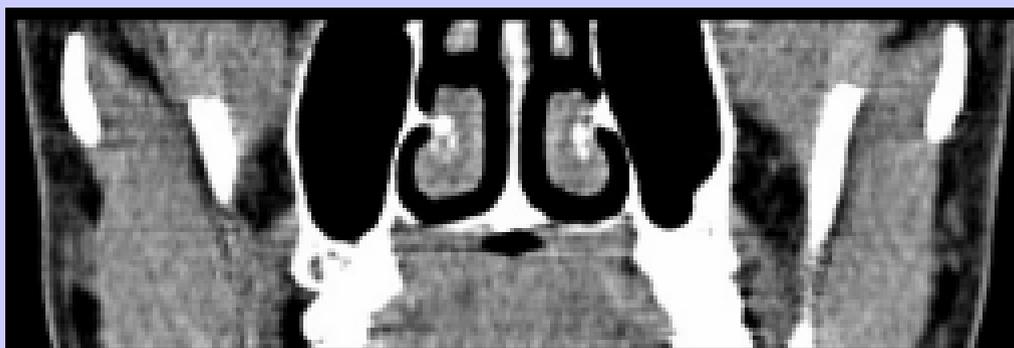
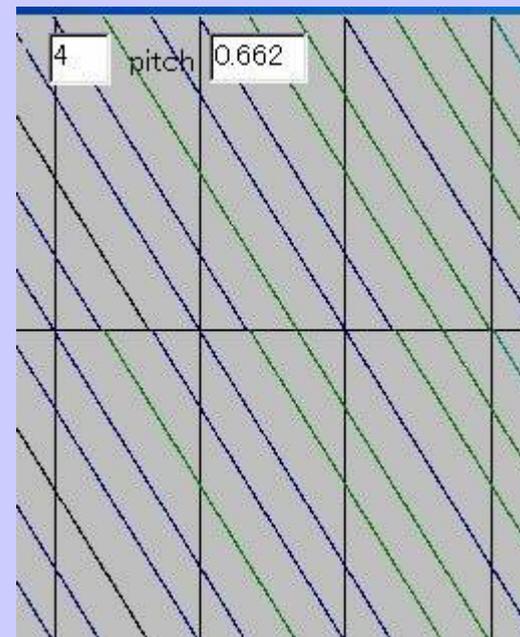


不均等間隔のデータを均等間隔に変換し、  
フィルタ幅内を重み付け計算する。

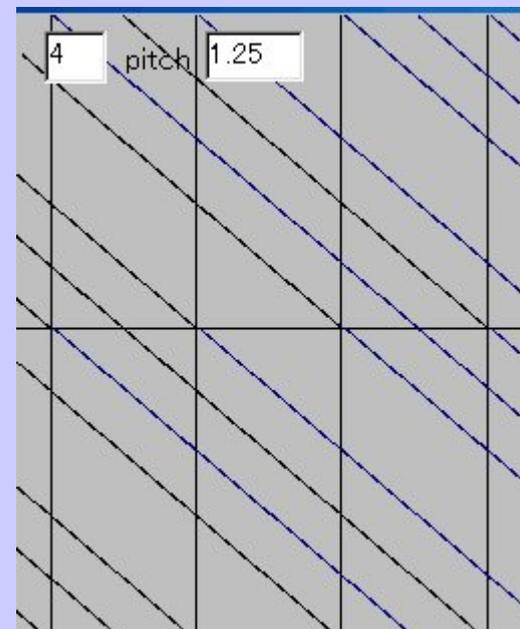
# マルチスライスCTのピッチによる投影データの粗密と画質の変化



4列 ピッチ2.64:ビームピッチ0.66



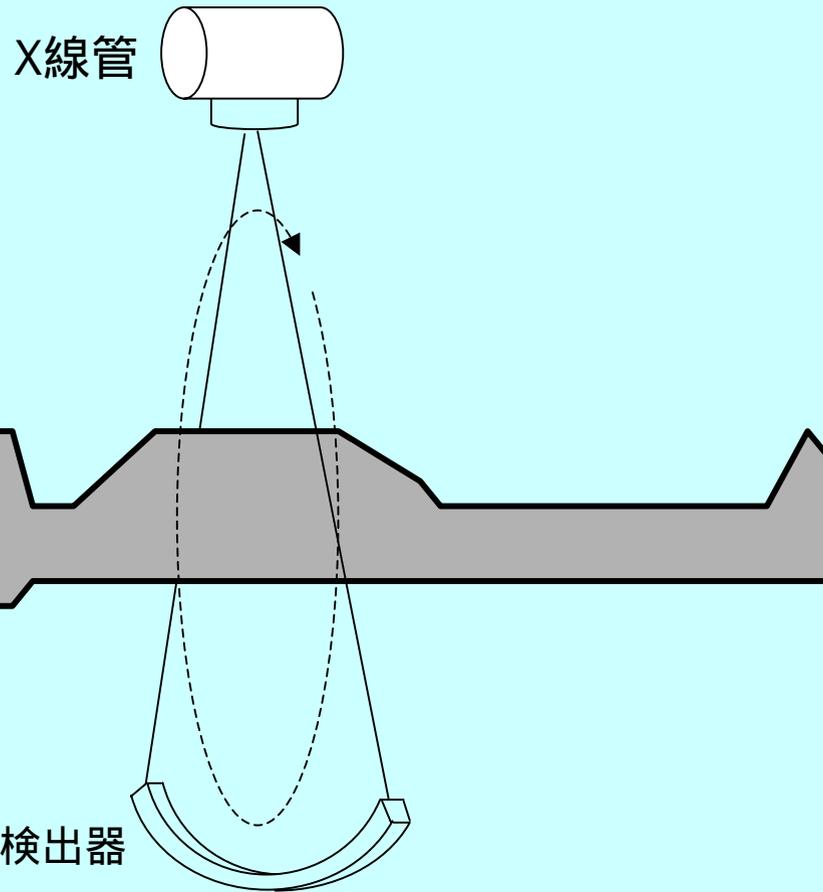
4列 ピッチ5:ビームピッチ1.25



# コーンビームCTの画像再構成



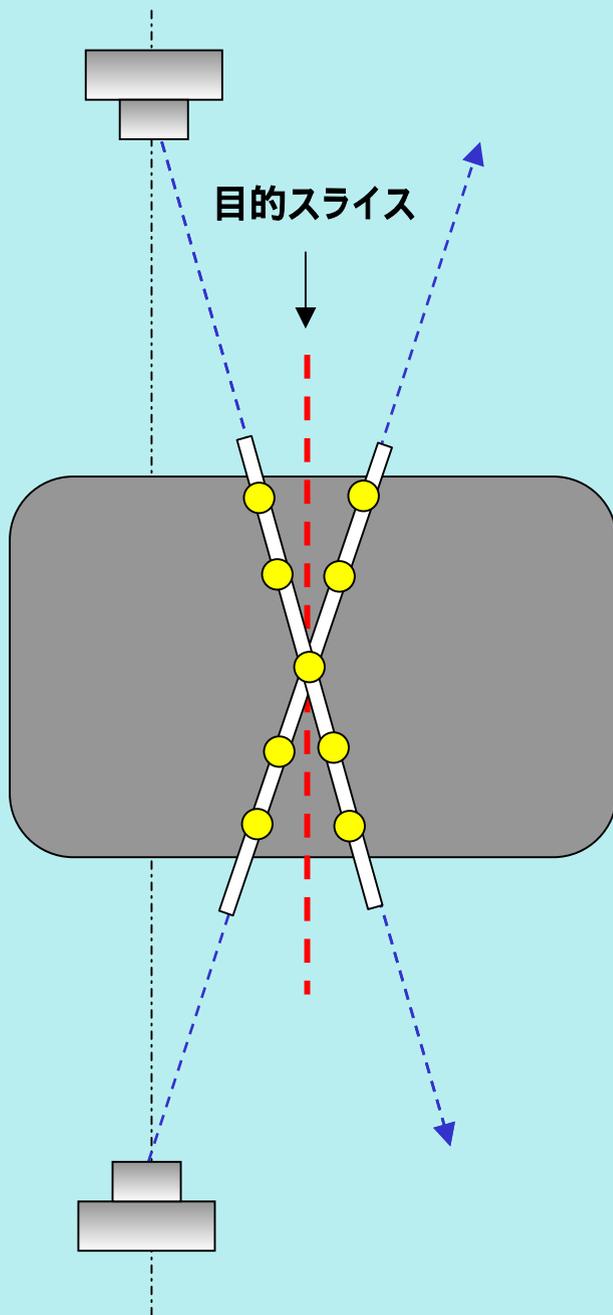
# あらためて、CTの基本原則



## 基本原則

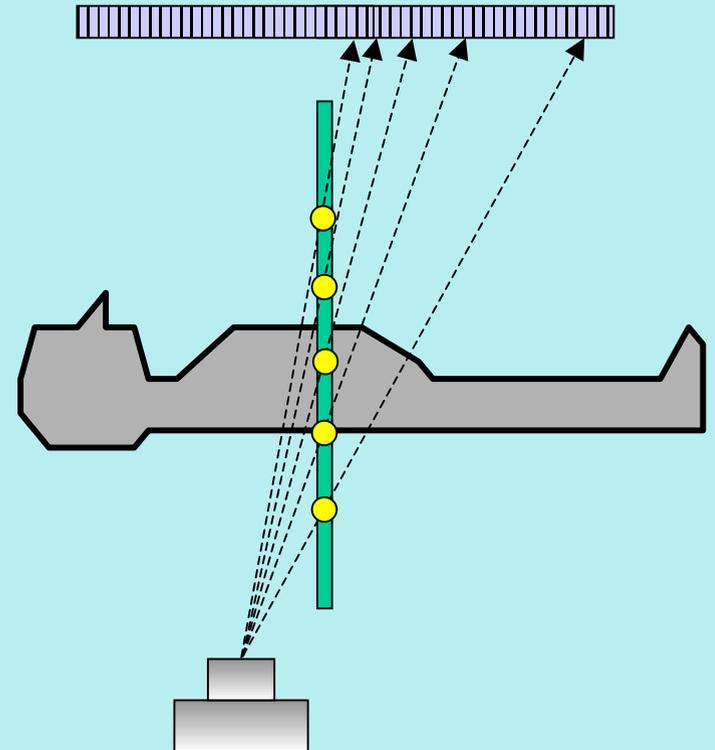
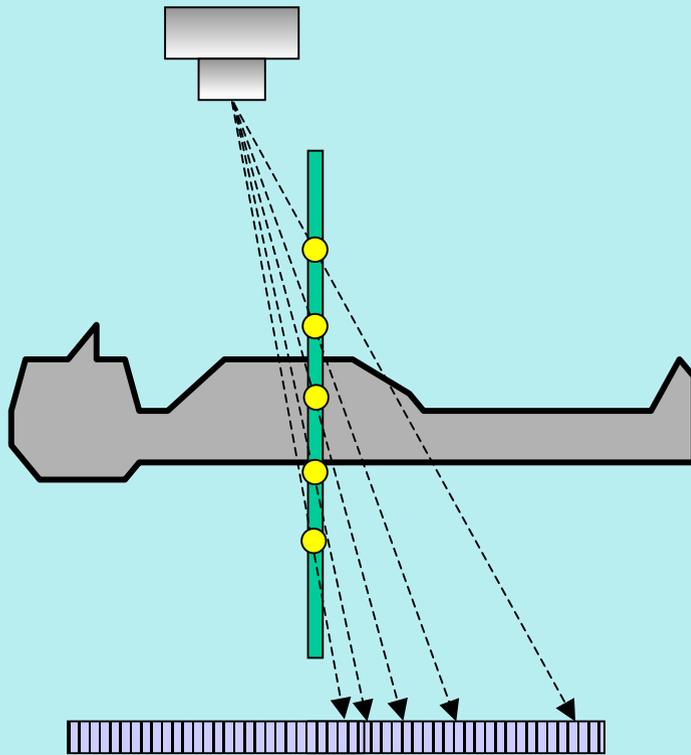
- 同一平面上を回転しながら投影
- ナローファンビーム

# コーンビームCTでコーンを無視



- 各投影データ経路は中心以外是非スライス面
- 顕著なアーチファクト, 解像特性, スライス厚劣化

# Feldkamp法



- 1断面の投影データのために複数列を使用
- 各投影データ経路はスライス面の各ボクセルを通る

中心より50mm



通常スライス



コーン無視



Feldkamp

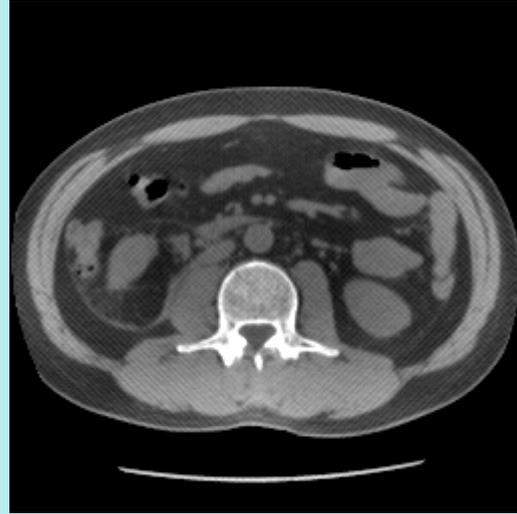
## Feldkamp法

- アーチファクトの抑制に効果
- 体軸方向分解能が低下

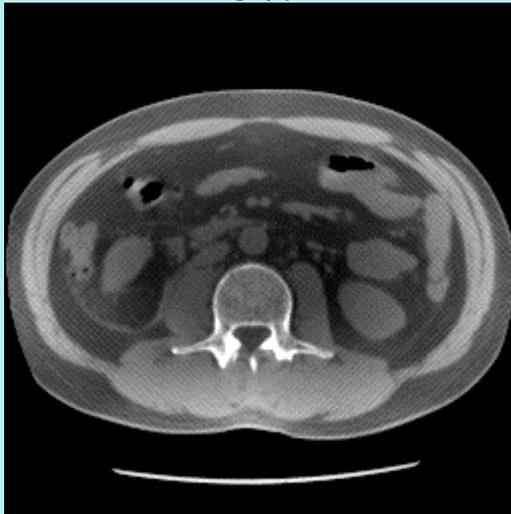
# 散乱線含有率と画像



0%



20%



50%

# コーンビームCT問題点の克服

- 検出器素子ごとに、微小なコリメーションを備えた検出器が登場している。
- コンピュータの高速化にともない被写体の構成を判断して散乱線を補正するアルゴリズム

# 画像評価の基礎

# 標準 X線CT画像計測

監修：日本放射線技術学会  
編者：市川 勝弘，村松 禎久

出版社 オーム社



# 画質評価の重要3項目

空間分解能(解像度)  
高コントラスト分解能

ノイズ  
低コントラスト分解能

スライス厚

# 空間分解能

## 解像特性, 高コントラスト分解能

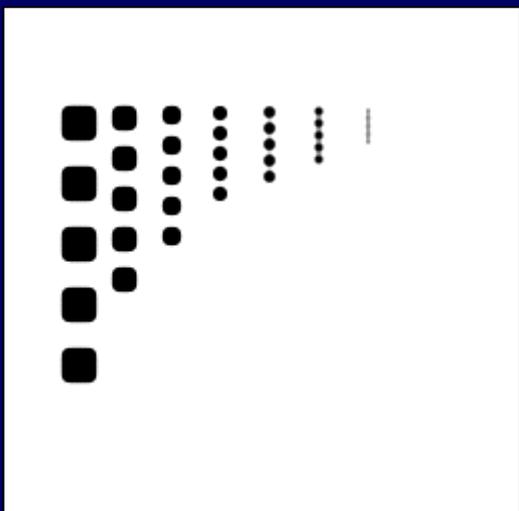
- ・どこまで小さなものまで, 識別できるか。

### 用途

- ・装置の限界の解像度を見る。  
「このCTは, どこまで小さいものが見えるのか。」
- ・再構成関数やスキャン条件の特性を見る。  
「この関数(条件)は, どの程度見えるものか。」

物理的指標であるMTFはこれを空間周波数ごとに示したものである。

**解像度**  
**高コントラスト分解能**



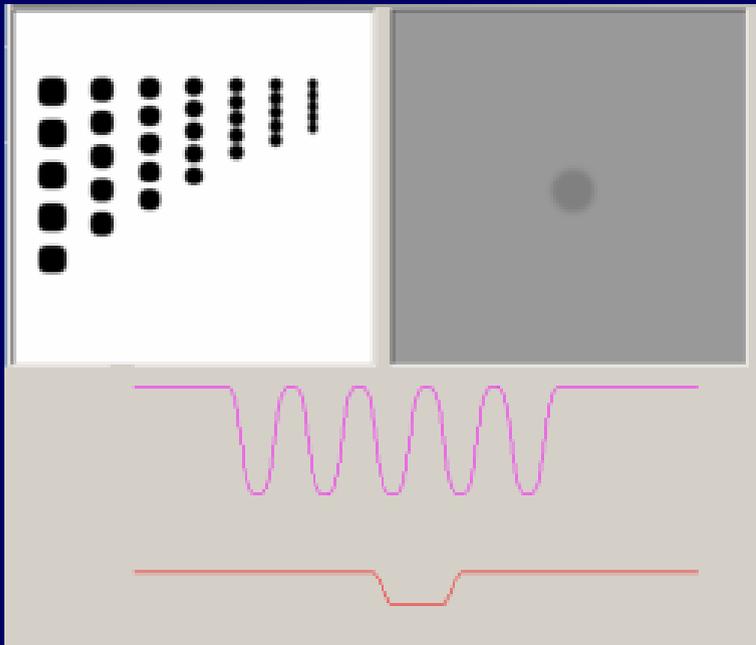
どこまで小さいものまで見えるか。



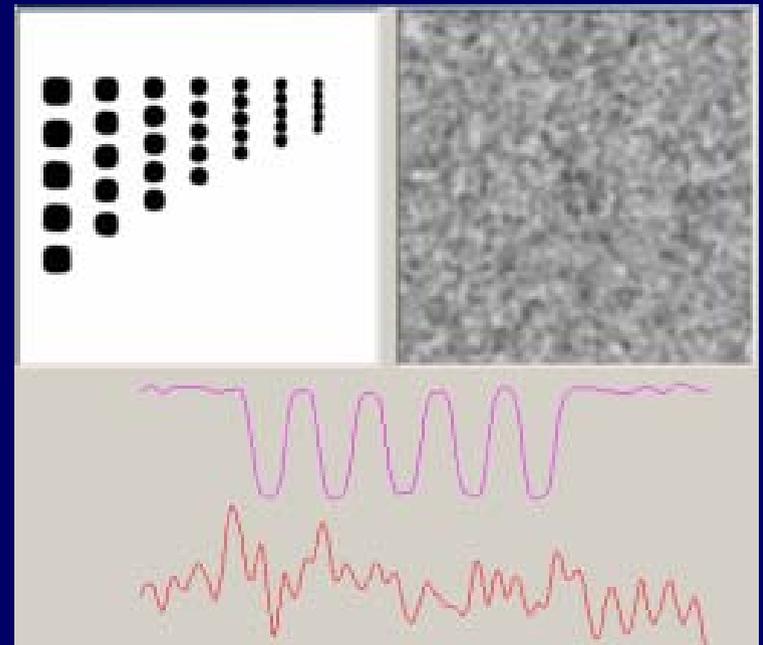
悪条件下のことは考えずに、Best  
な状態下でどこまで見えるか。



高いコントラストでノイズに邪魔  
されない状態で見える。

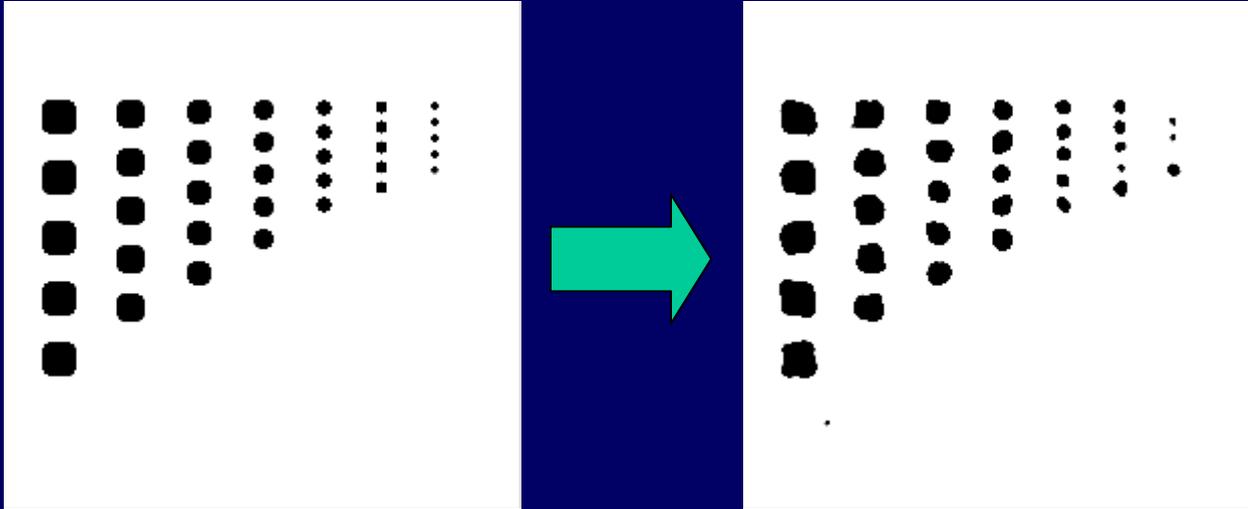


ノイズが無い場合



ノイズがある場合

## ノイズの影響による高コンの変化??



ノイズが原因で高コンに影響した場合は、

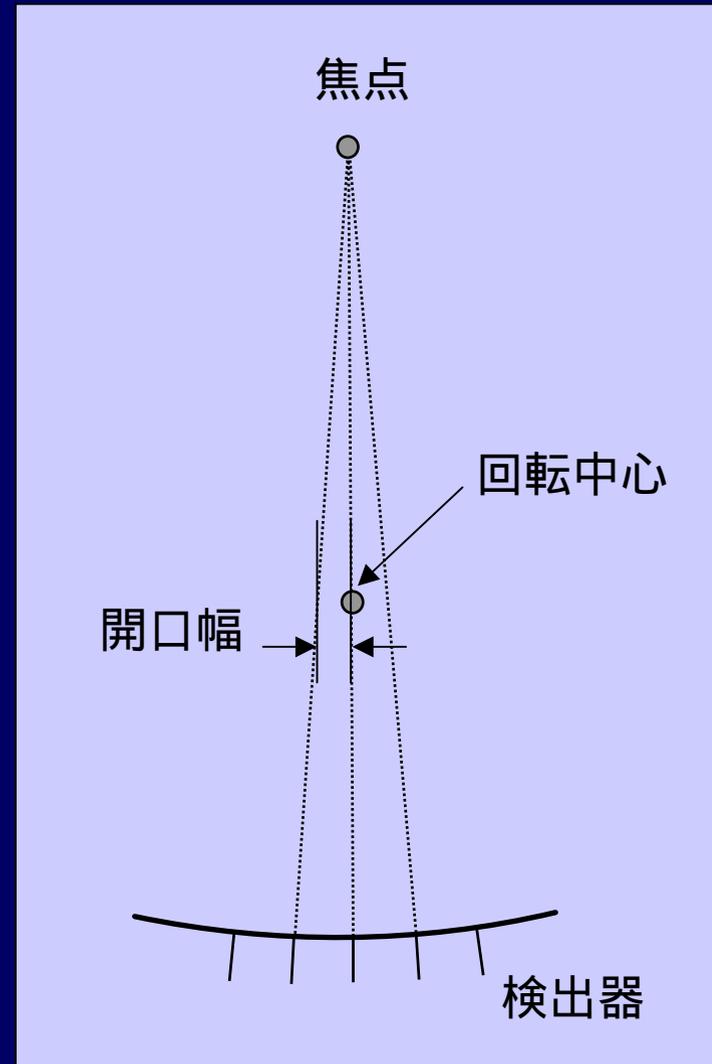
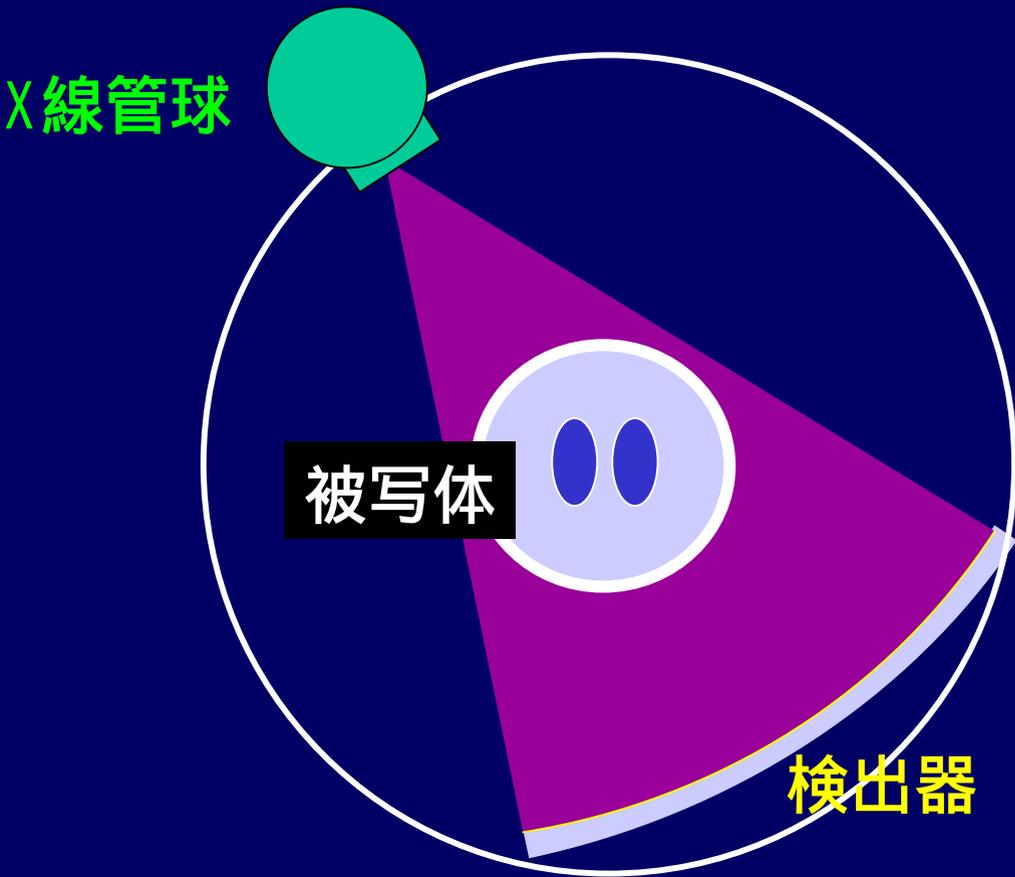
もはや高コン評価ではない！！

高コンで測るものは、あくまでも基本的な解像特性です。

# 解像特性の評価対象

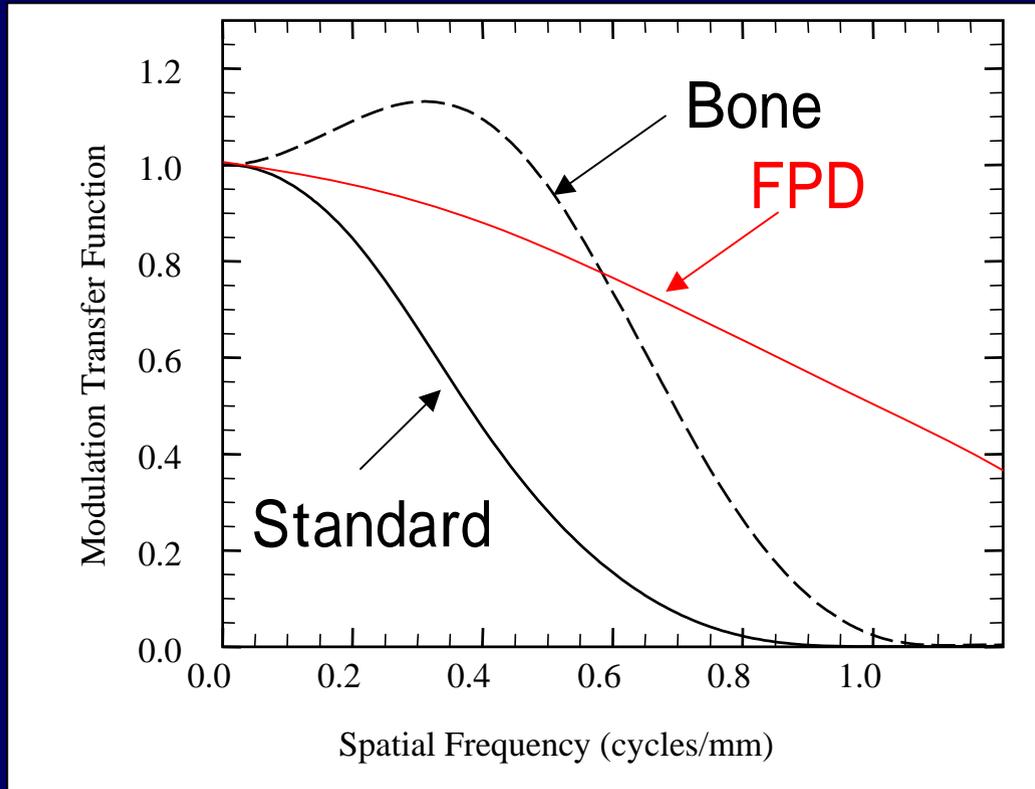
- ・肺野条件(ウィンドウ条件)で見える対象:気管や結節など
- ・骨条件(ウィンドウ条件)で見える対象:骨や石灰化など
- ・CTアンギオや心臓CTにおける血管の描出脳

# CTの解像度と検出器開口幅



検出器開口幅が限界解像度をほぼ決める

# CTの解像特性 (FPDとの比較)



1.2 cycle/mm前後にカットオフ周波数  
(FPDなどには到底及ばない)

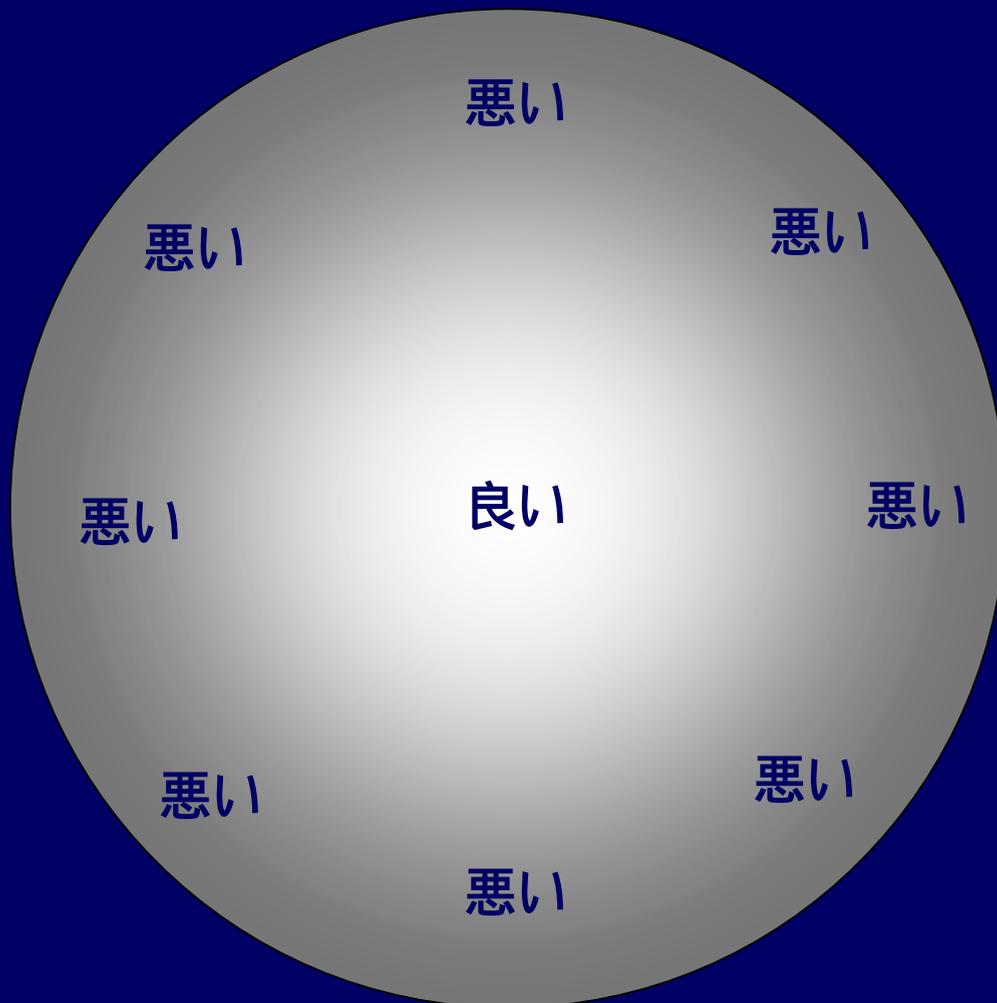
# CTの解像特性の構成

- ・CTのスキャン機構や再構成による解像特性
  - ・画像表示のピクセルサイズの解像特性
- の双方の影響を受け、

双方の特性に影響され、最高分解周波数は悪い方に制限される。



# CTにおける解像度の位置依存性



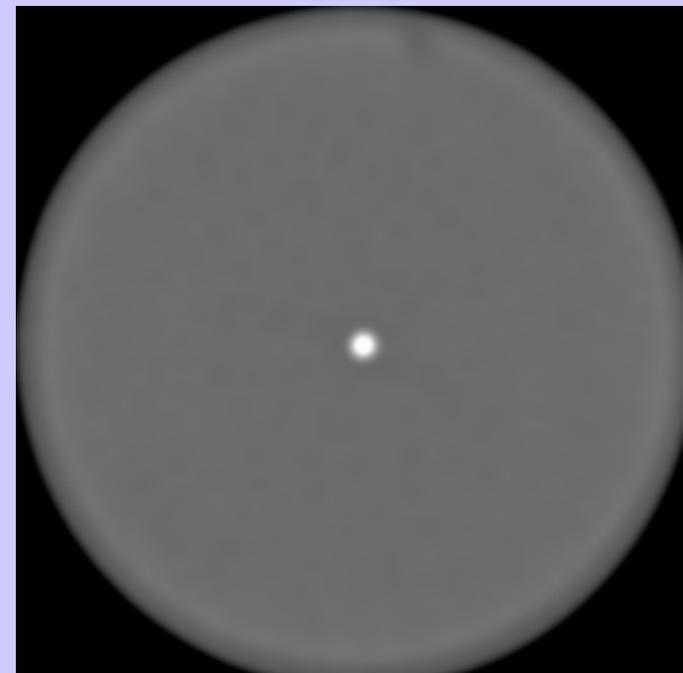
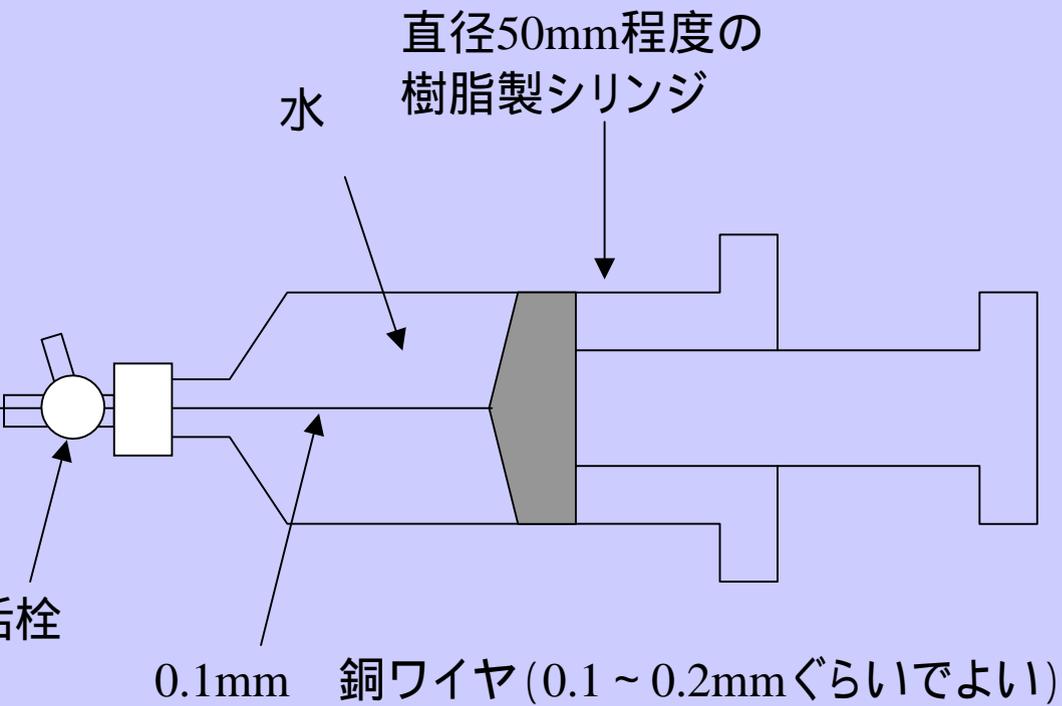
周辺部は幾何学的条件などが厳しく解像度が低下する

# CTにおけるMTF測定

(金属ワイヤによる方法)

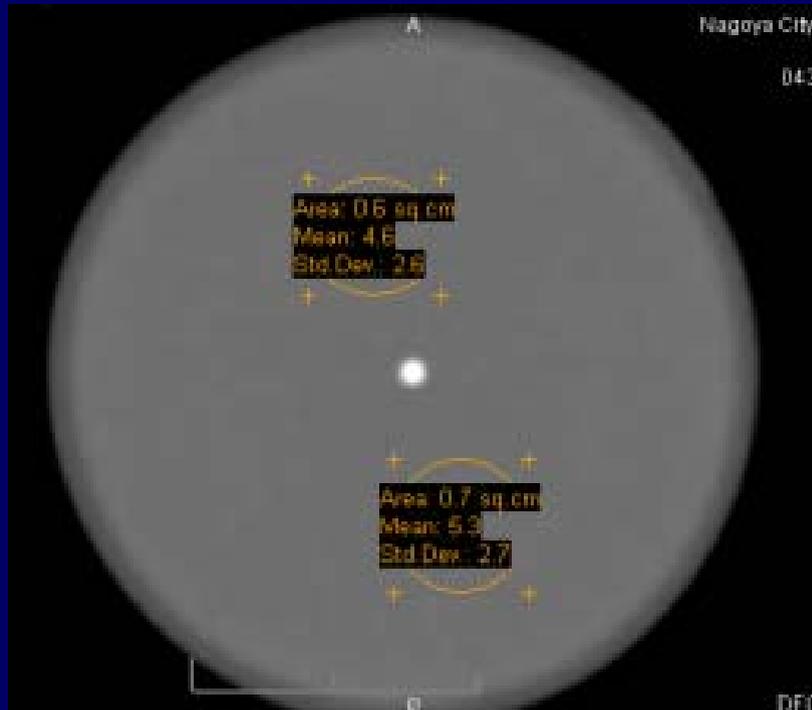
市川勝弘, 原 孝則, 丹羽伸次, 大橋一也, “CT における金属ワイヤによるMTFの測定法”, 日本放射線技術学会誌, 64 (6), 672-679, 2008

# シリンドリカルイメージングシステム



画像は必ずFOV50mm程度に拡大再構成する

# 良い測定は、良い試料画像から



- 線量は、ある程度必要。

- 直径約50mmのファントムだから  
100mAは必要

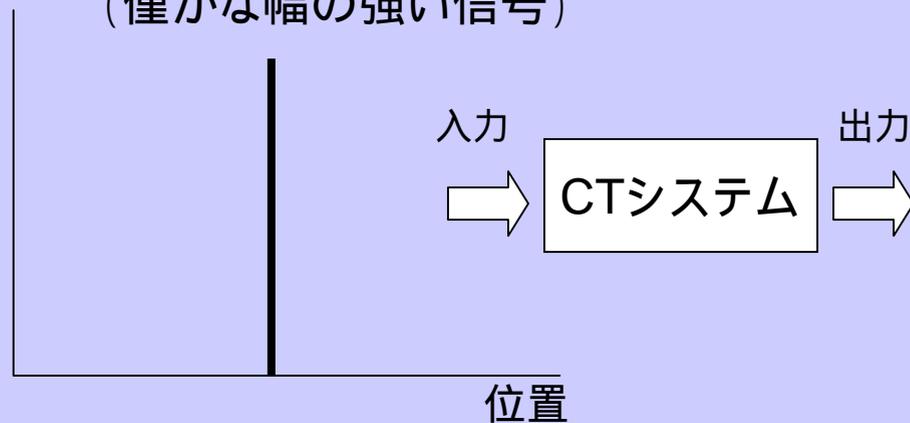
- SDが十分に低いこと(2~3)

- スライス厚は、2~3mm

- アライメントは正確であるべき  
しかし、薄層なのでかなり寛容

# ワイヤーによるインパルス信号に対する応答

インパルス信号  
(僅かな幅の強い信号)

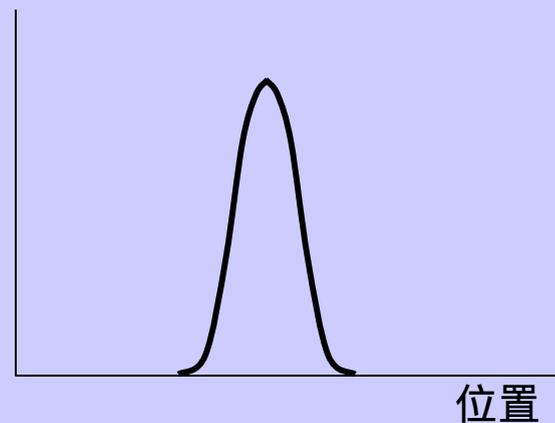


↓ フーリエ変換

空間周波数成分

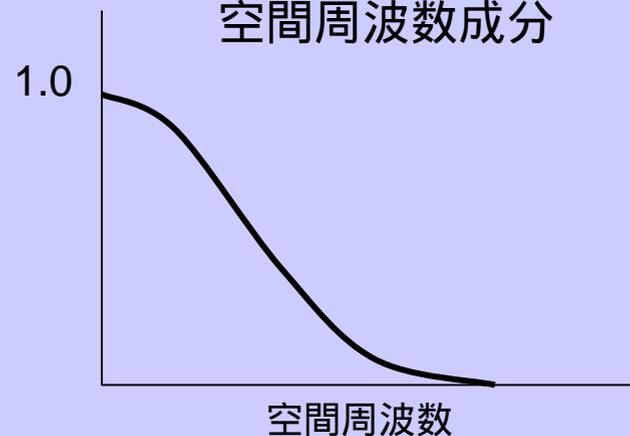


インパルス応答



↓ フーリエ変換

空間周波数成分



入力信号となるインパルス信号は、ごく細い金属ワイヤから得る。このMTFは、ほぼ1に近い。

ワイヤーのスキャン



仮想スリットにより  
1次元プロファイルに変換  
PSF LSF (line spread function)



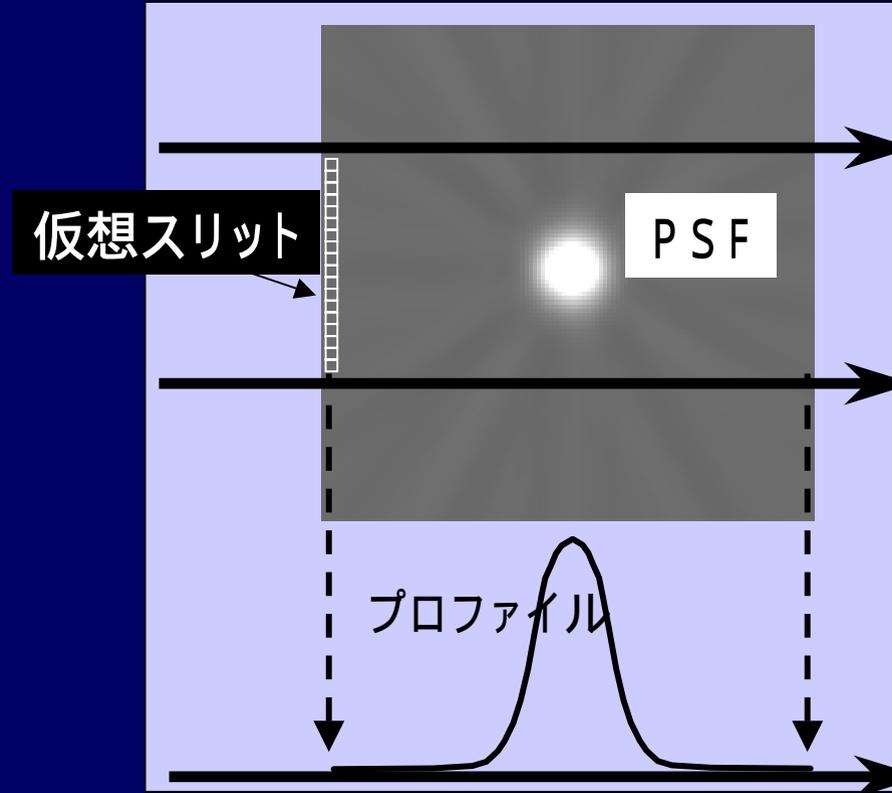
LSFをフーリエ変換



絶対値に変換  
ゼロ周波数で正規化



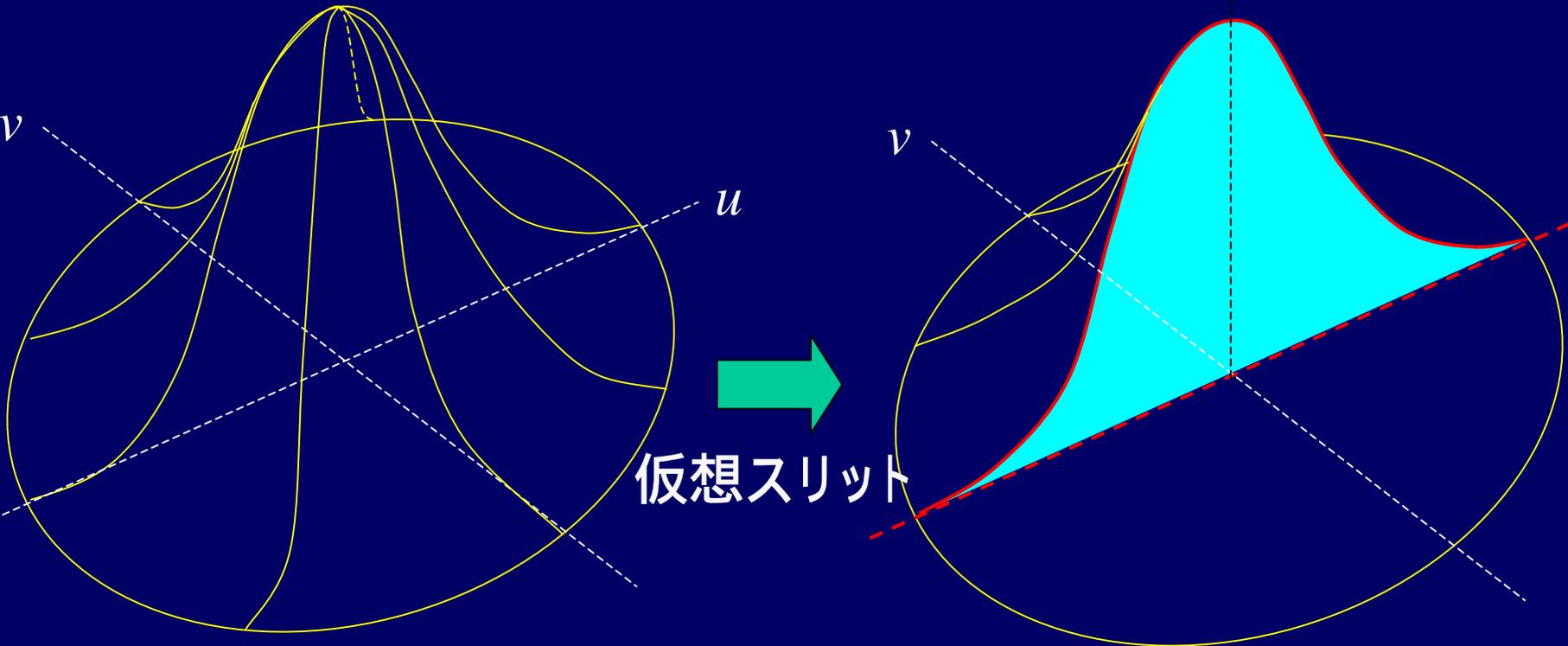
M T F



仮想スリットはなぜ使うのか？

# 仮想スリットの役割

周波数空間

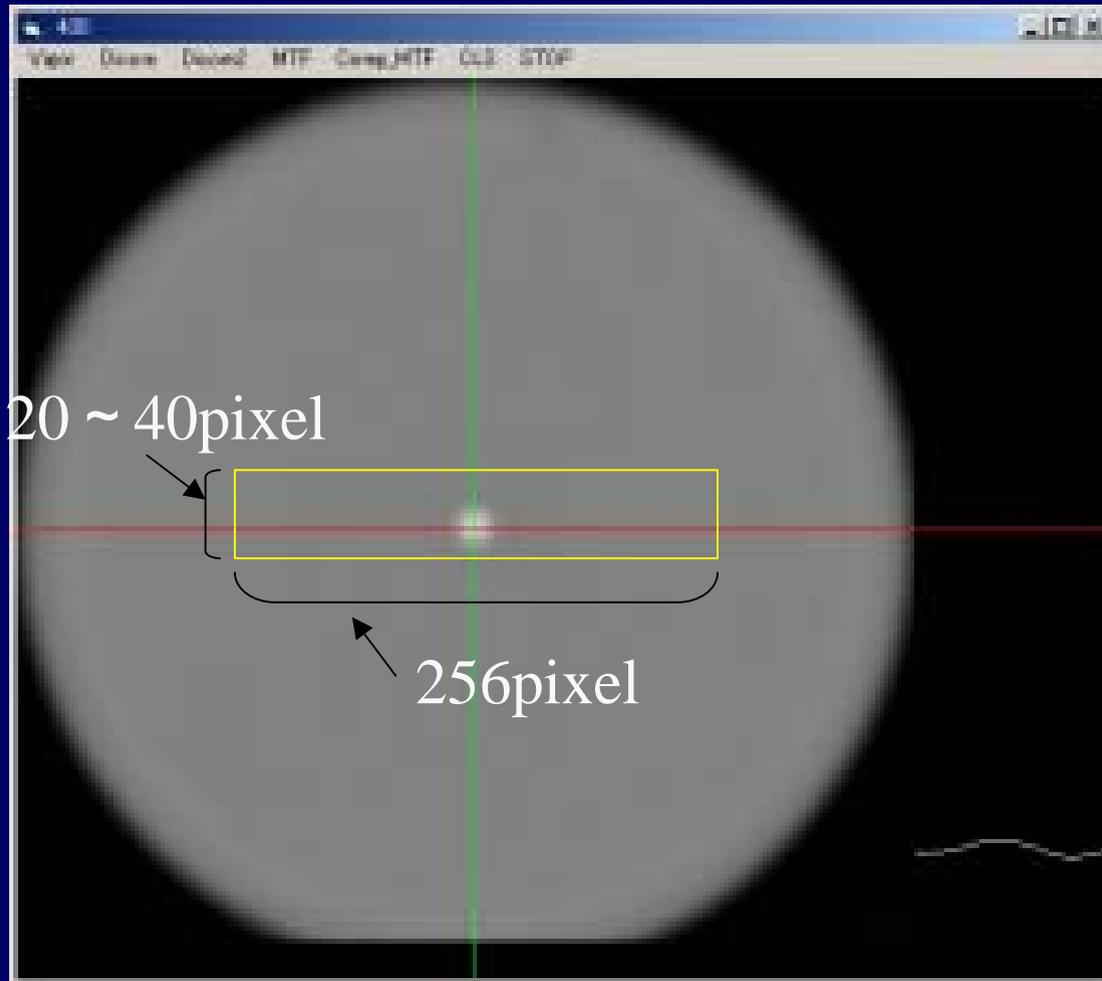


2次元MTF

断面のプロファイルを  
切り出す

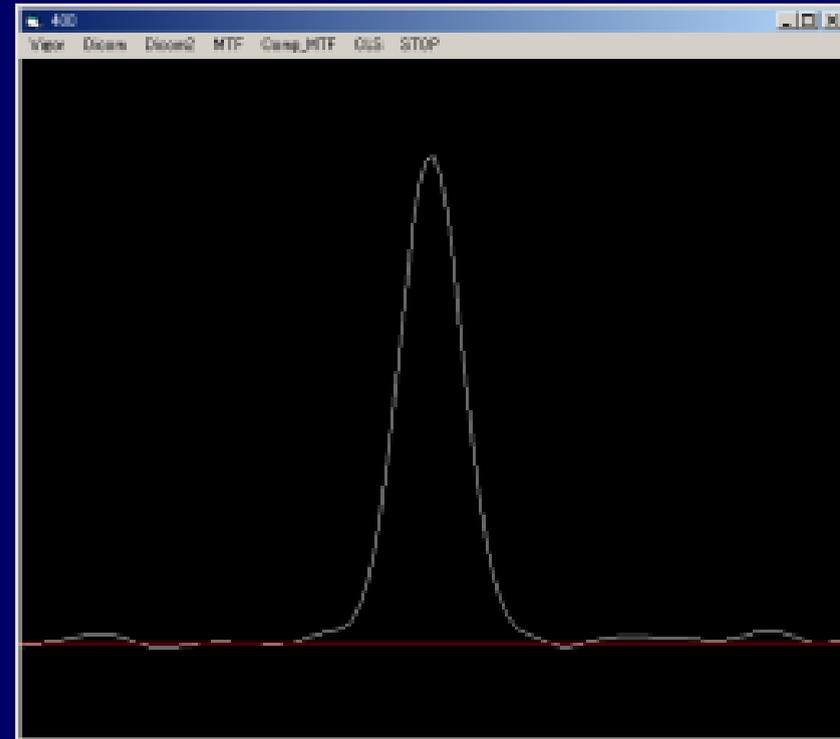
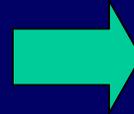
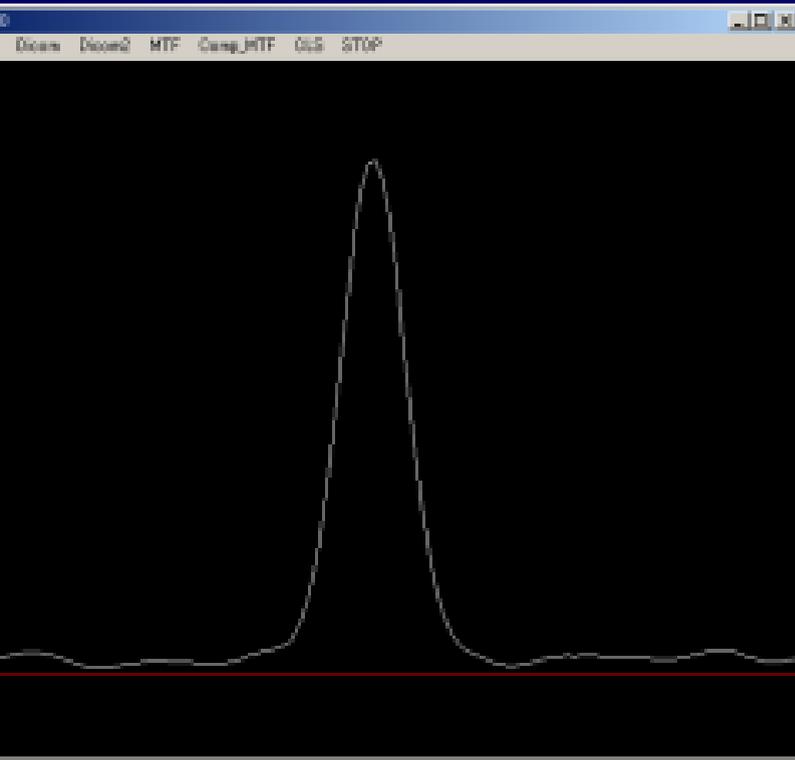
仮想スリットの走査により、2次元周波数情報から断面を切り出し、1次元MTFが得られる。

1次元のグラフは表示しやすく、比較も容易

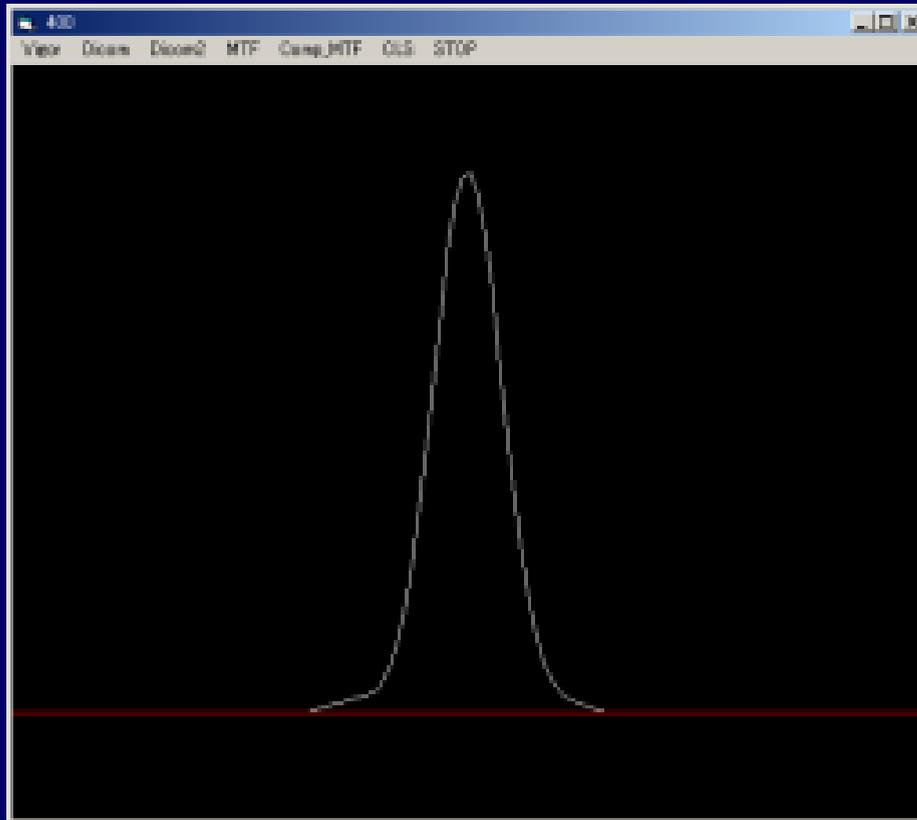


- ・中心より10 ~ 20mm offsetして配置して撮影 (アライメント注意)
- ・データを転送しワイヤー周辺のデータからプロフィールを得る

# 手順



裾野がゼロでない場合は、全体から裾野の平均値を引く  
(LSFは、ゼロに漸近的に近づくものである)



裾野を強制的にゼロ化する (zeroing)。  
(MTF結果の振動を防ぐ。裾野のばらつきは、ノイズによるもの)

# 手順

- ・プロファイルをフーリエ変換
- ・絶対値(振幅値)を得る  
(エクセルではIMABS関数)
- ・ゼロ周波数で正規化
- ・周波数を横軸にし, 0~128番目  
までのデータを用いてプロット

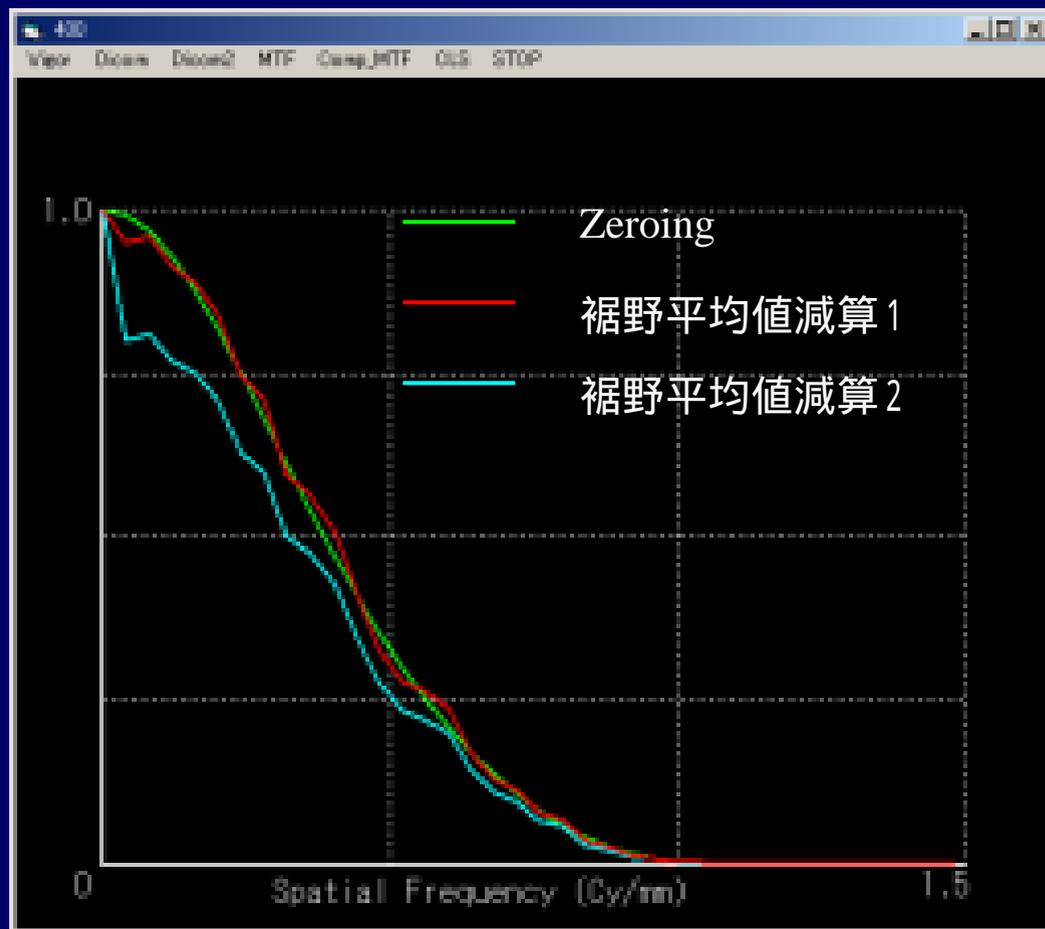
周波数間隔  $f = 1 / (N \times \text{ピクセルサイズ})$

例

$$1 / ( 256(\text{データ数}) \times (50(\text{FOV})/512(\text{マトリクス数})) ) = 0.04$$

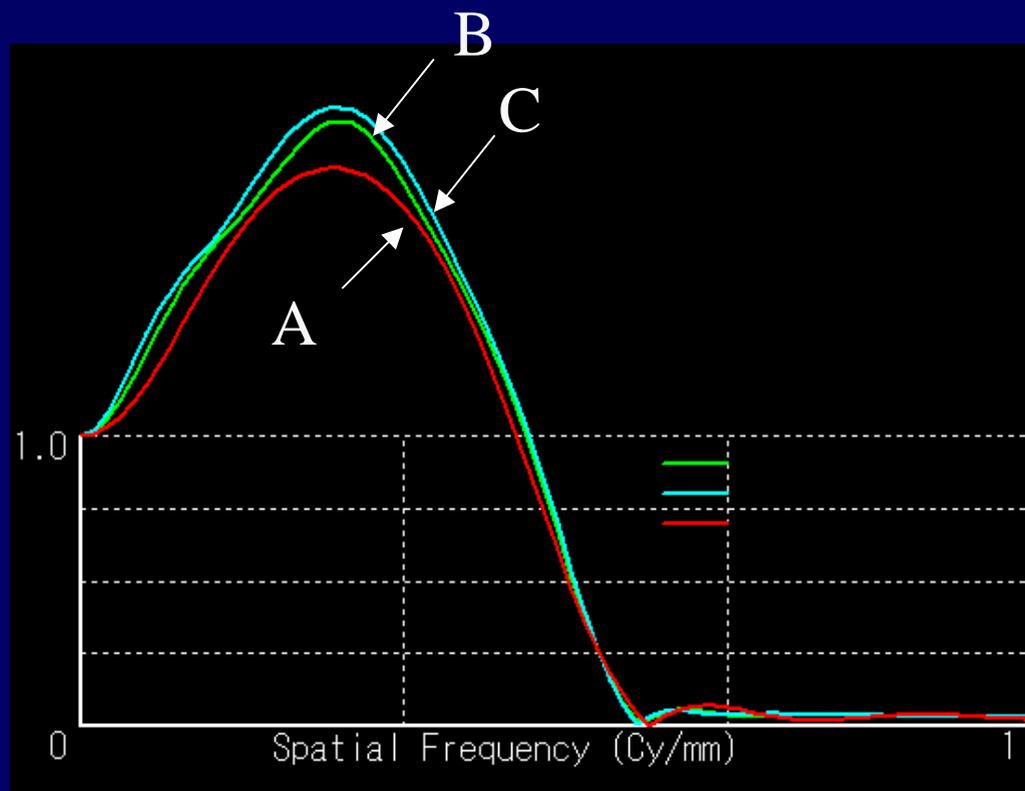
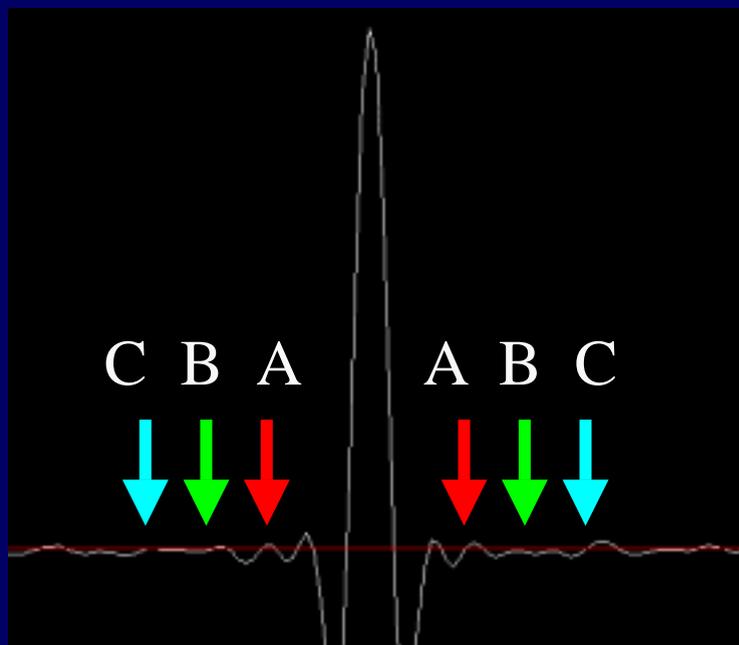
正規化後の振幅値  $Y(i)$ ,  $i = 0 \dots 128$

周波数值  $X(i) = 0.04 \times i$



Zeroingにより安定した結果が得られる。

# 高解像度関数におけるzeroingの位置



振動の収まった後は, 変化は少ない.  
ただし, あまり広くしないように. (ノイズはならない)

# ワイヤー法での注意点

- ・FOVは50mm程度に拡大する(エリアシング誤差の回避)  
その画像における解像ではなく、ローデータ  
と再構成関数による解像特性をみるため。  
デジタル画像だが、デジタルを意識せずに評価可能
- ・極力コントラストを高くして、精度を確保  
ワイヤーの径の選択は重要  
(太いとオーバーフロー, 細いとコントラスト不足)
- ・完全な中心にはしない - > 10 ~ 20mm offsetする

# ノイズ

市川勝弘, 原 孝則, 丹羽伸次, 山口 功, 大橋一也, “CT画像におけるノイズパワースペクトル算出方法の比較評価”, 医用画像情報学会雑誌, 25(2), 29-34, 2008

# ノイズ特性 (低コントラスト分解能)

CT画像には、量子モトルの統計的変動を主な原因とするノイズが含まれる。

# ノイズの原因

X線検出量の統計的変動

電気系のノイズ

...

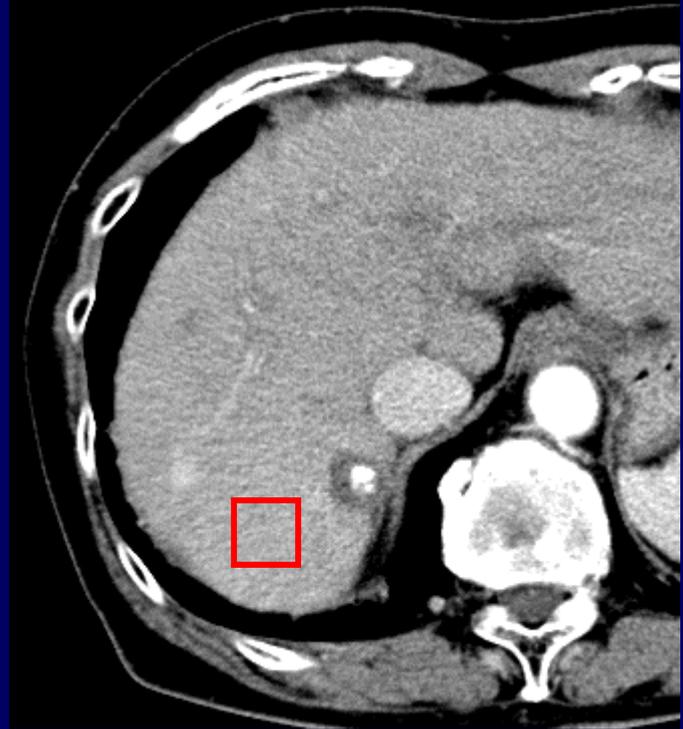
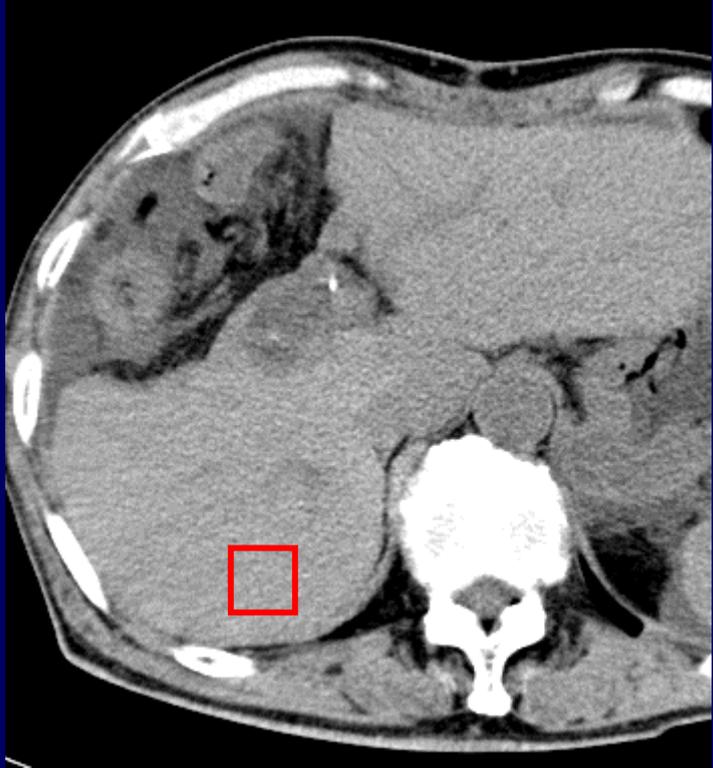
統計的変動 - > 線量のルート分の変動

線量が低下するほど、変動成分の占める割合が増加する

4	->	2	.....	50%
25	->	5	.....	20%
100	->	10	.....	10%
10000	->	100	.....	1%



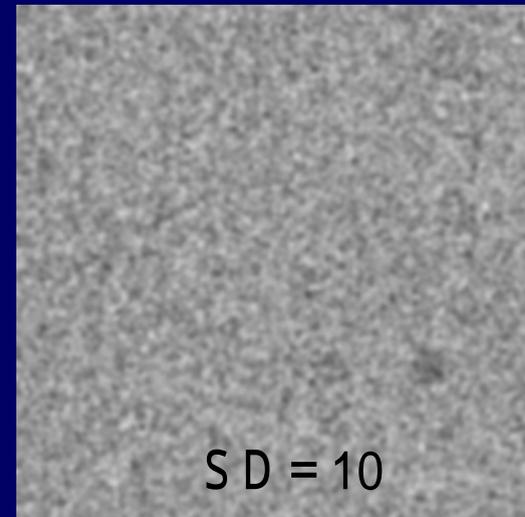
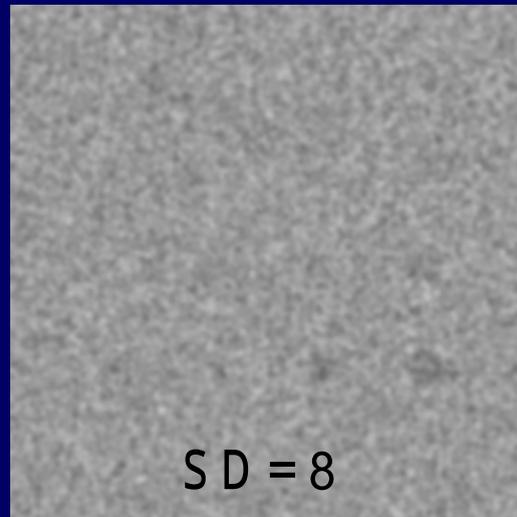
腹部CT画像における一般的なノイズレベル  
(スライス厚 = 5mm)



SD (CT値の標準偏差)  
= 7 ~ 10

検出する対象のCT値差  
= 10以上

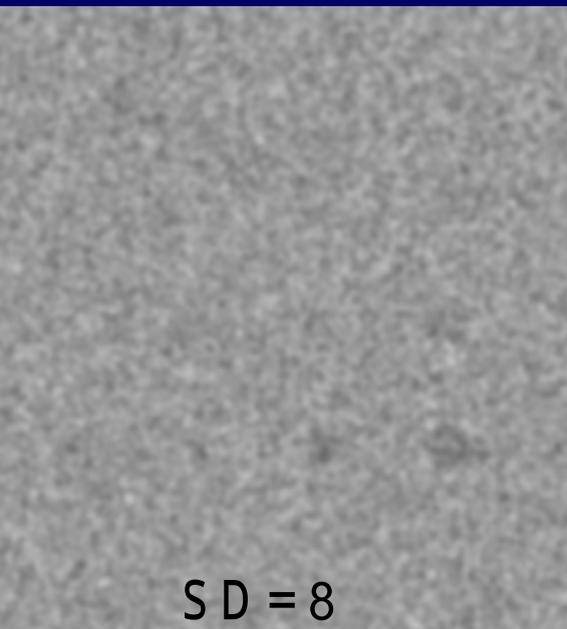
# ファントム(シミュレーション)による比較



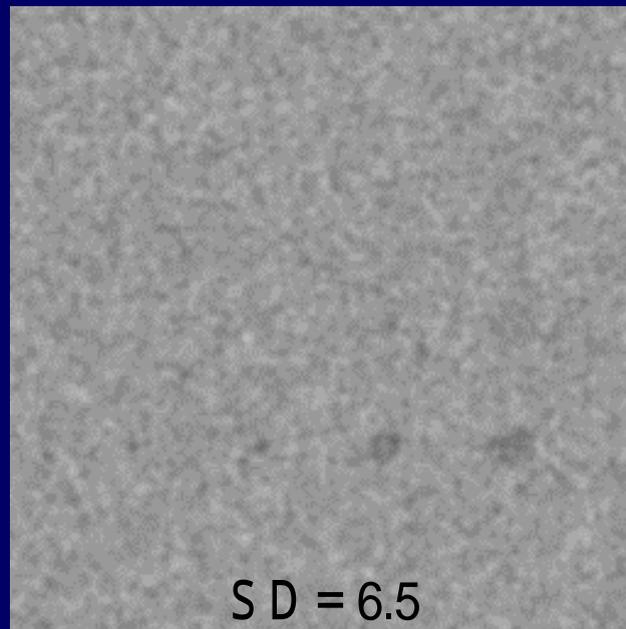
実用レベルのノイズでは, 5mm以下の検出は難しい  
(CT値差10以下の検出も難しい)

# 線量増加によるノイズ低減効果

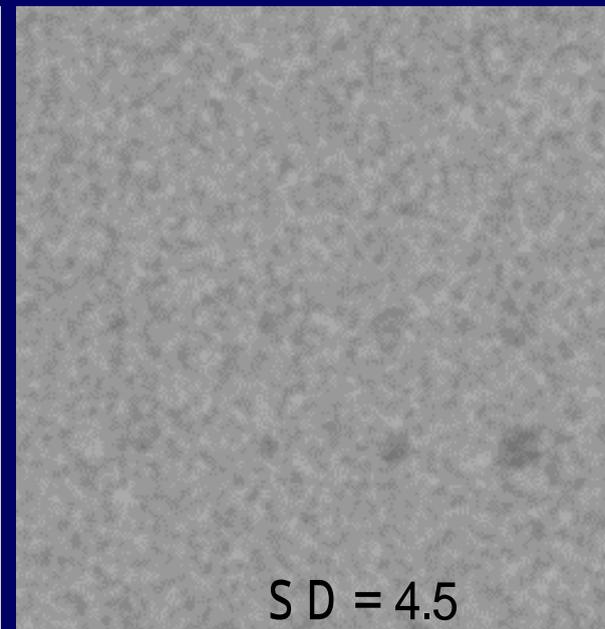
200mA



300mA



500mA



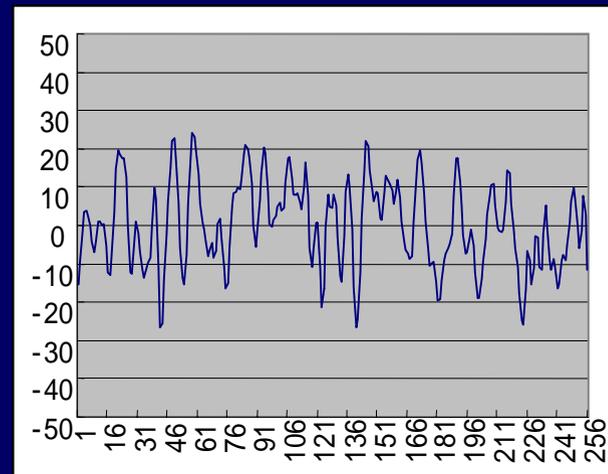
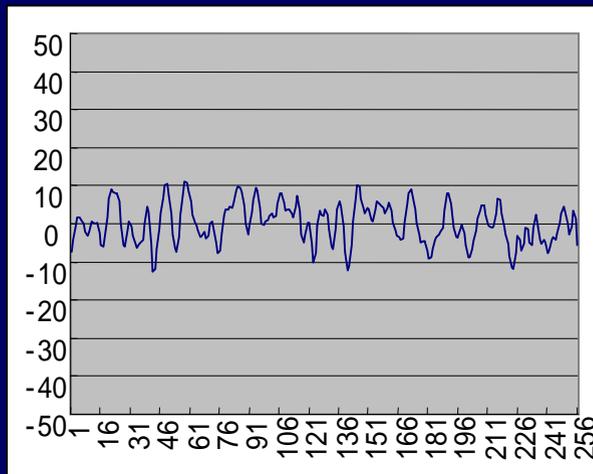
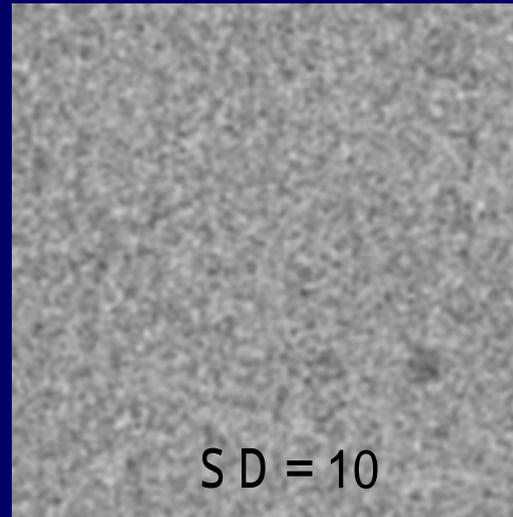
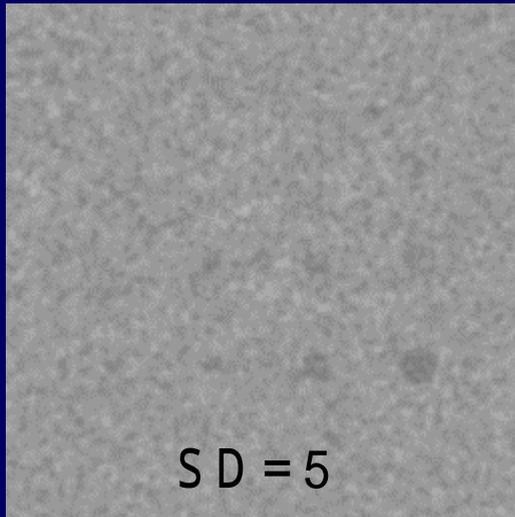
あまり効果なし

やや効果あり

線量の1/ でノイズが減少するため、  
2~3倍の線量の増加でやや改善される。



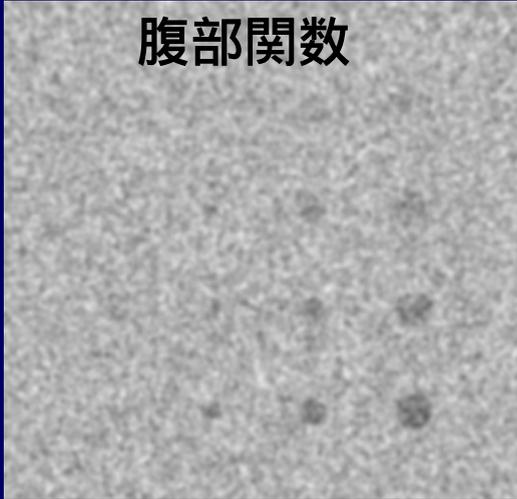
# SDとノイズのプロファイル



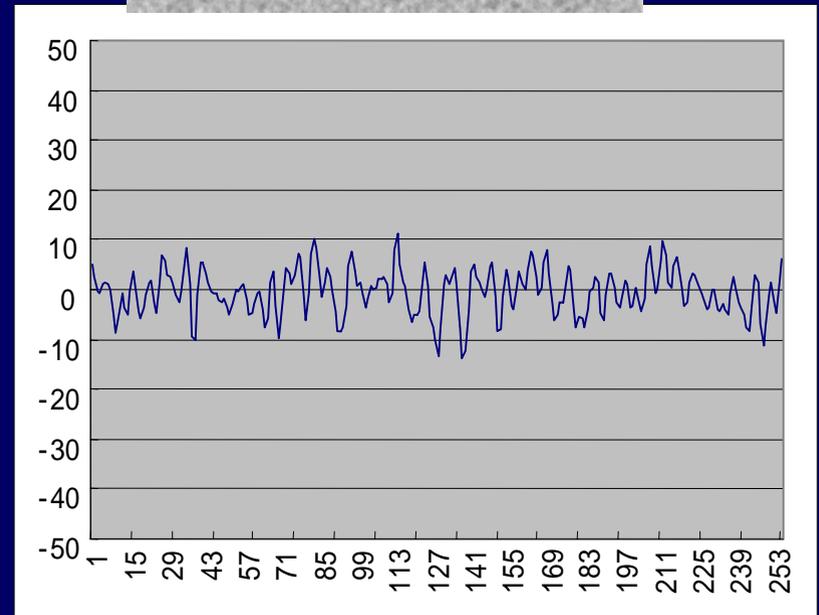
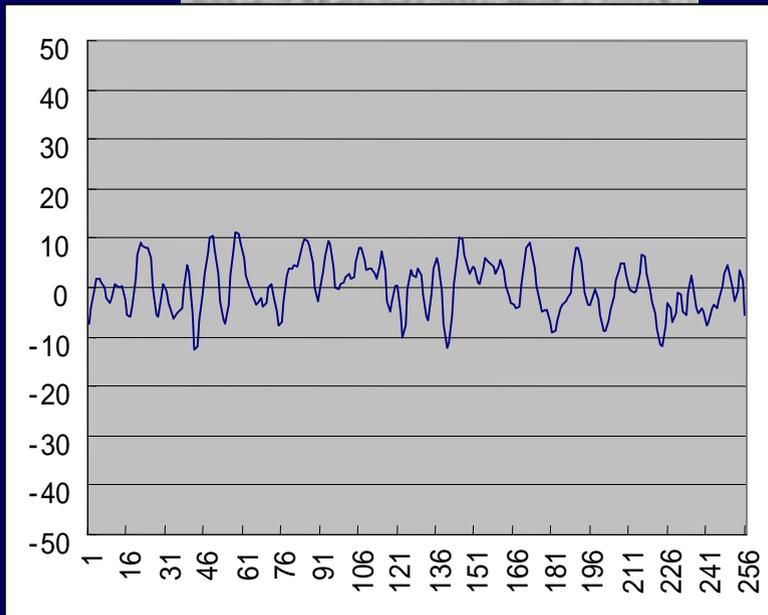
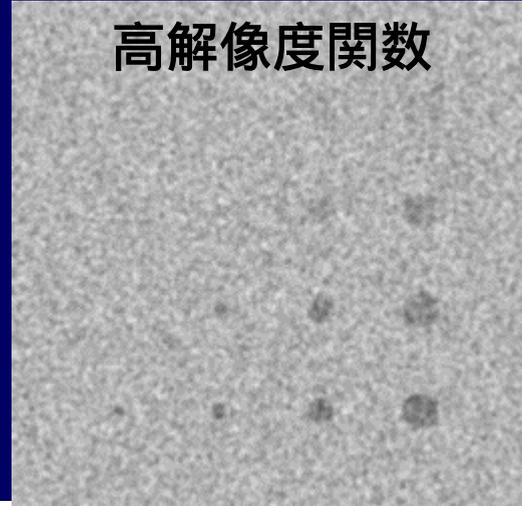
SD値は、ノイズレベルを的確に表している。しかし..

# SD = 5の画像の比較 (関数の違い)

腹部関数

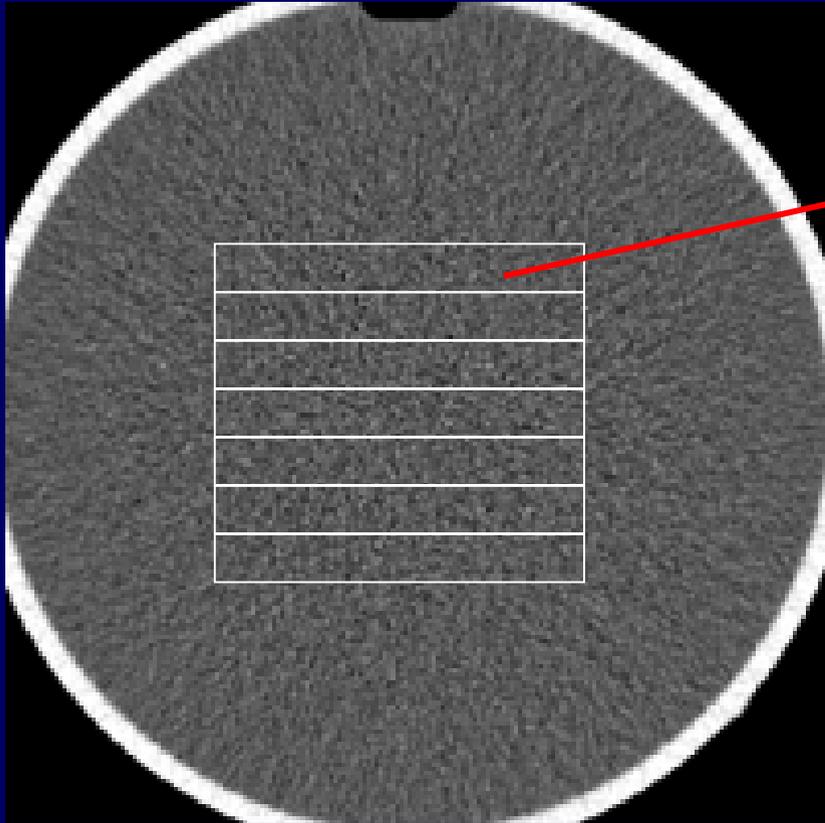


高解像度関数

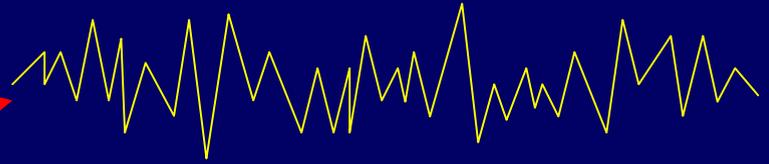


関数が違う場合に, SDはノイズ振幅を的確に表すが,  
低コントラスト分解能を評価できない

# ノイズの評価法(ウィナーズスペクトルによる評価)



複数測定後、平均処理



ノイズプロファイルを得る



トレンド除去



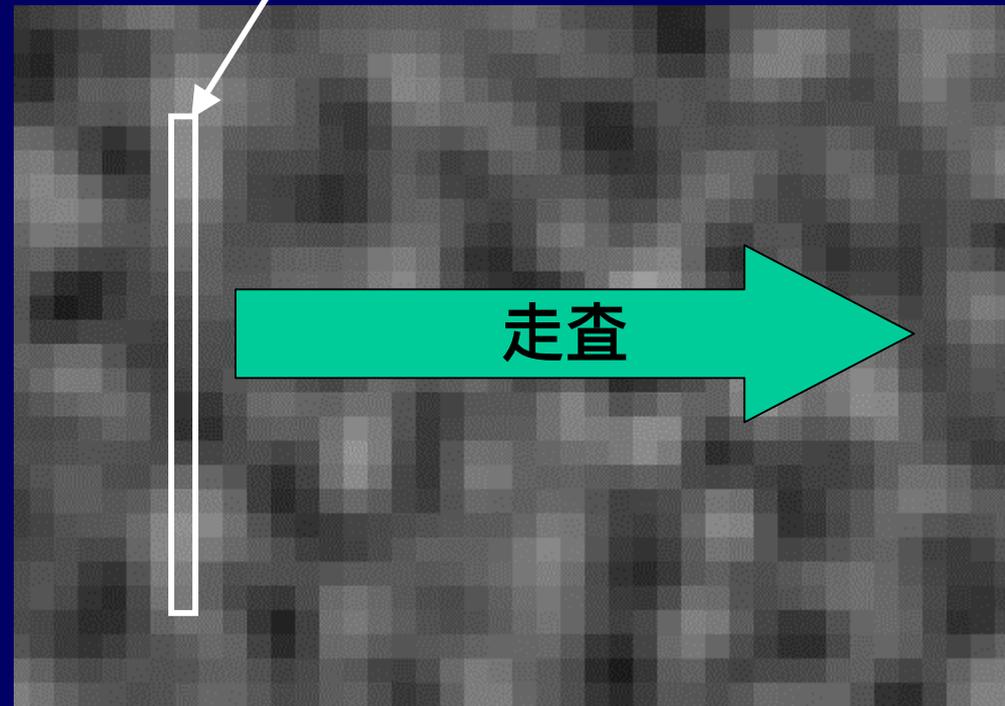
フーリエ変換



ウィナーズスペクトル

# Wiener Spectrum の測定

仮想スリット(ピクセル値平均)



中心の256X256内を  
複数測定後、平均

ノイズプロファイルを得る

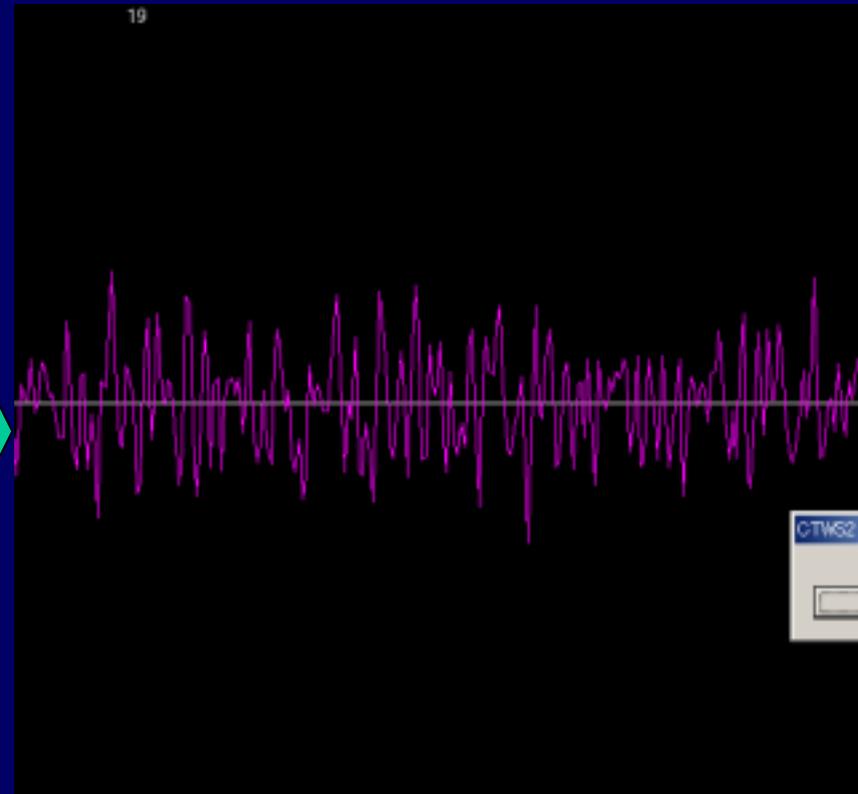
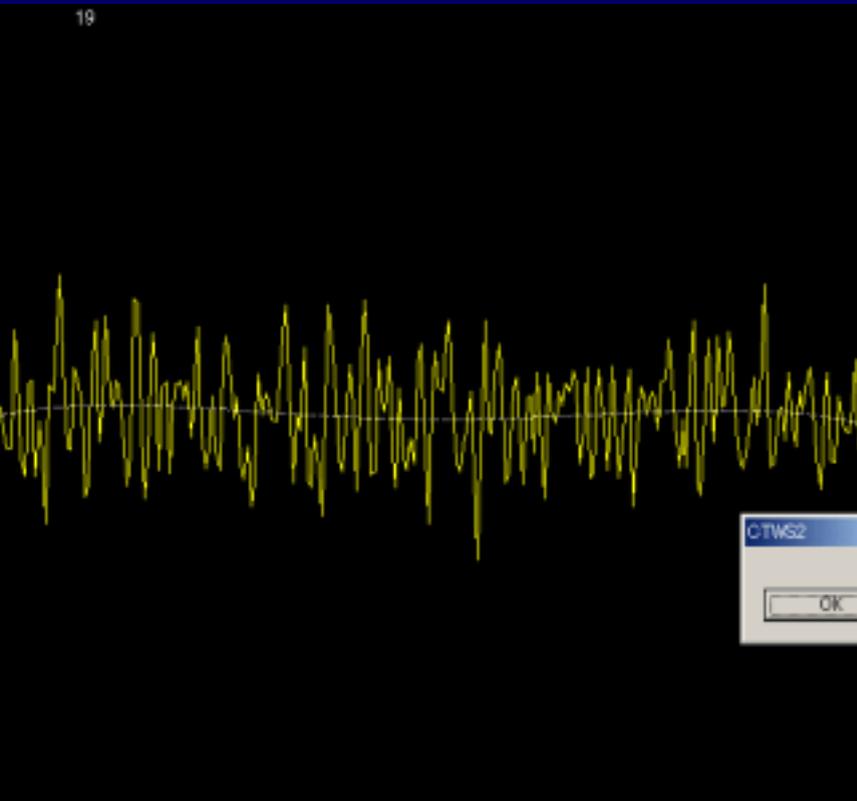
ノイズは、約1cycles/mmまでに分布

0.5mm以下のピクセルサイズが必要。0.5mmX512=256mm  
であるので、FOVは256mm以下にするのが望ましい。

# 仮想スリットのピクセル数の影響

20ピクセル程度あれば、収束するようである。

# トレンド除去



- ・緩やかな変化を，除去し，計算精度を高める。
- ・ノイズプロファイルの近似曲線を作成し，それを引くことにより行う。(2次以上の近似曲線)

# 体軸方向の特性

スライス厚, SSP, 体軸方向MTF

# スライス厚 と 体軸方向空間分解能

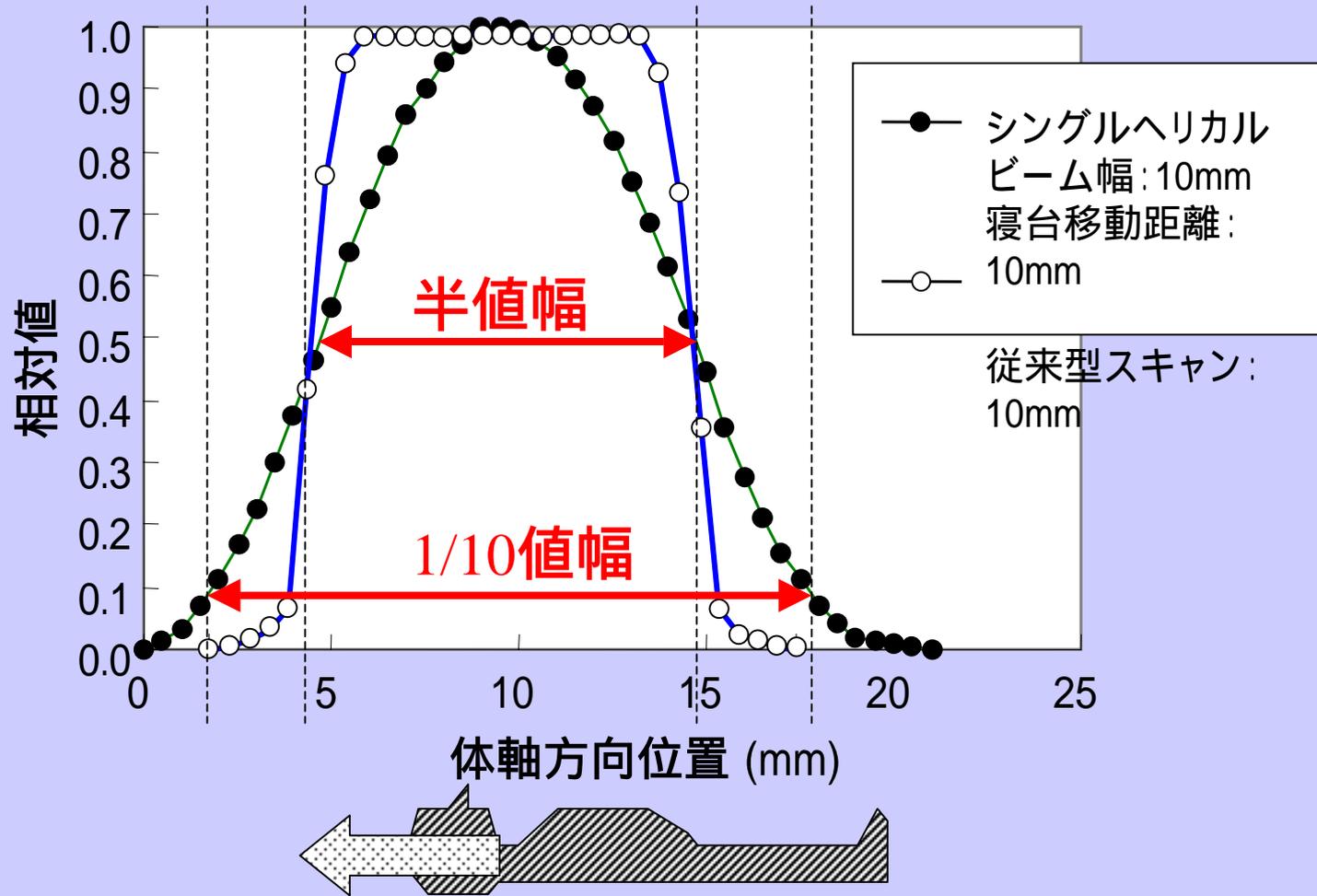
## スライス厚

- ・その断面の実効的な厚み測定  
FWHM(半値幅) , FWTM(1/10値幅)

## 体軸方向空間分解能

- ・体軸方向のラダーファントムなどによる視覚評価
- ・SSP(断面感度分布)の評価, 体軸方向MTF測定

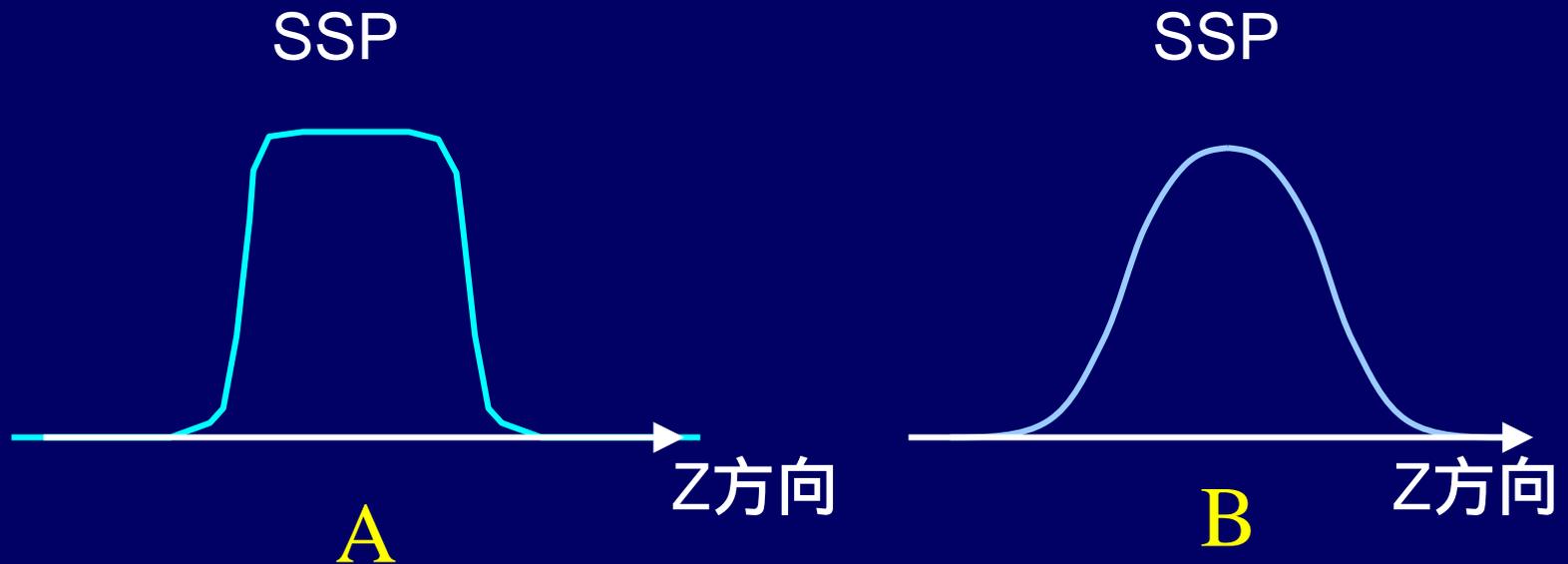
# SSPと半値幅



ノンヘリカルスキャンの時代には、SSPが矩形であったためスライス厚という独立した概念がむしろ適当であった。

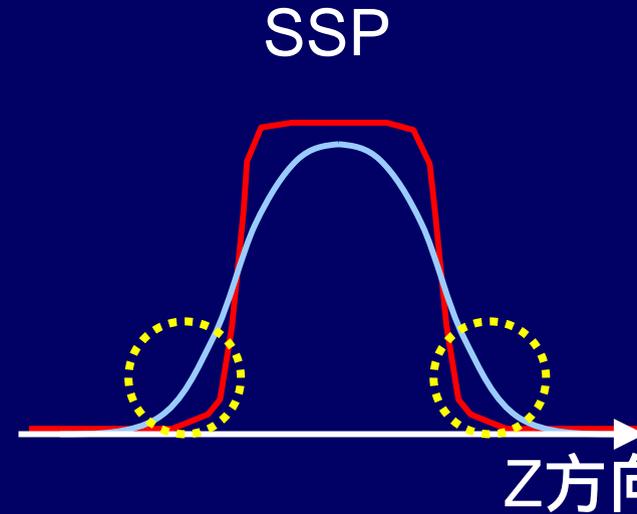
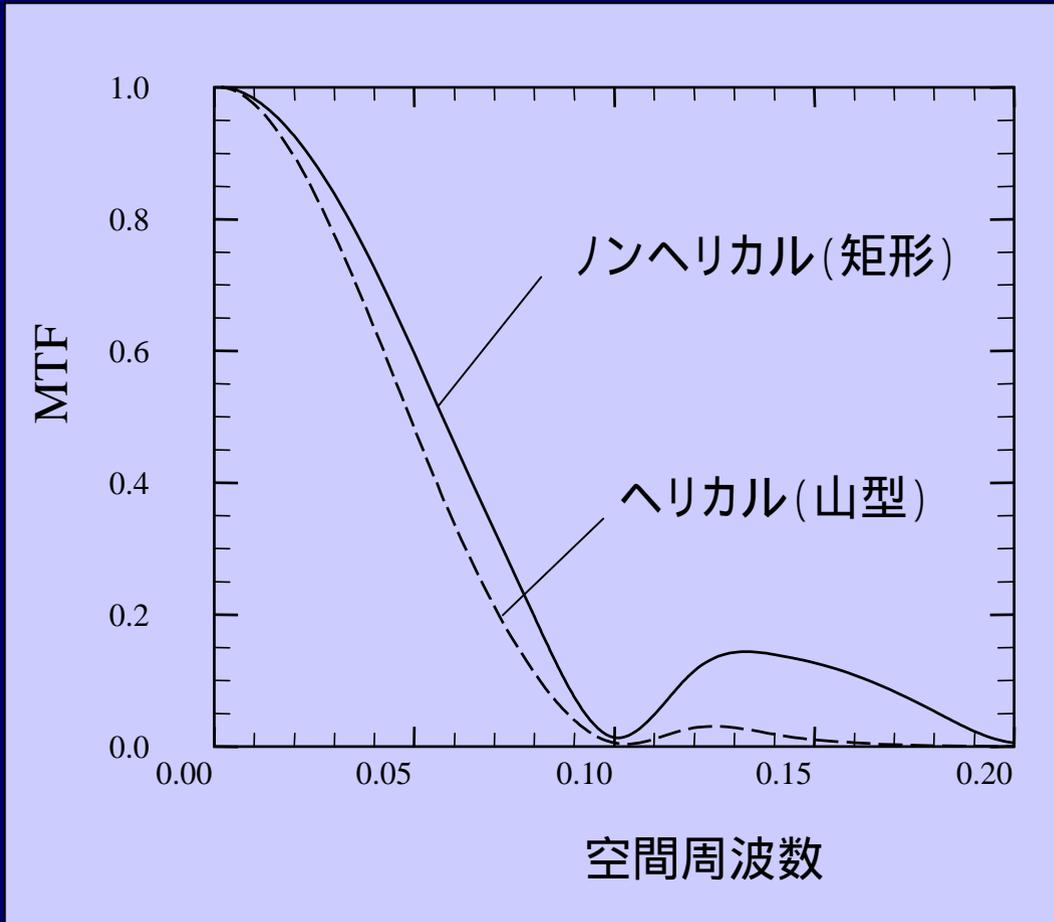
## Question

どちらが体軸方向分解能が高い？



半値幅は、同じ。1/10幅はBが広い、しかし、上部の幅はBのが狭い.....さて？

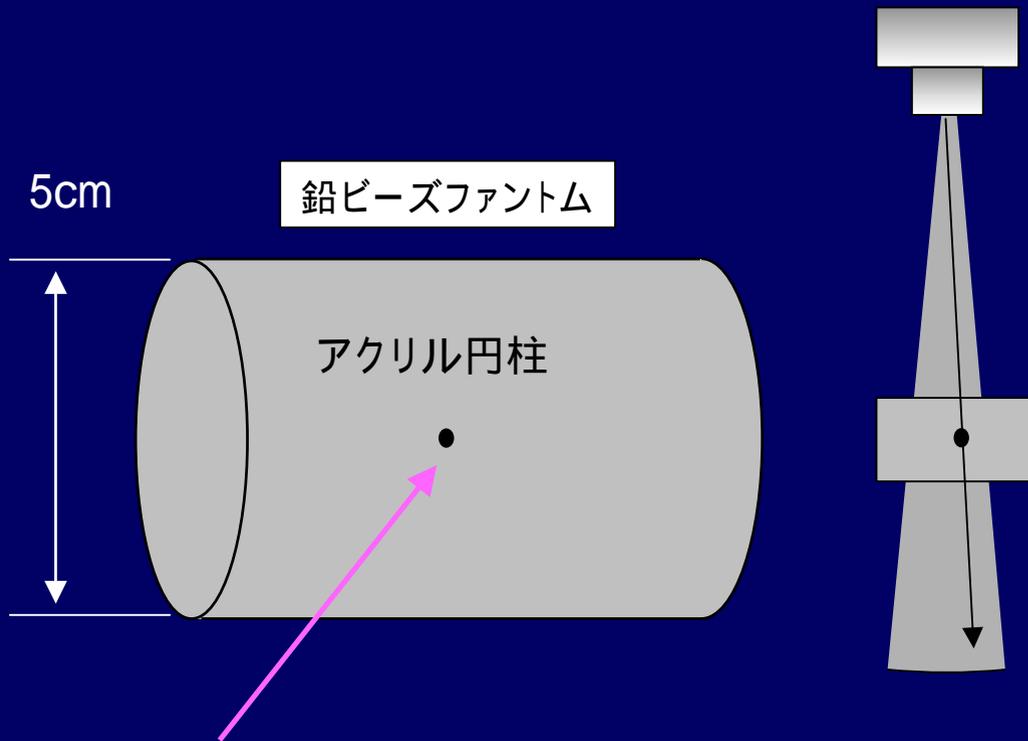
# 体軸方向MTFの比較



・山型の方が解像度が低い(裾野の広さが影響)

形状では判断しかねるのでMTFなどの評価法が有利。

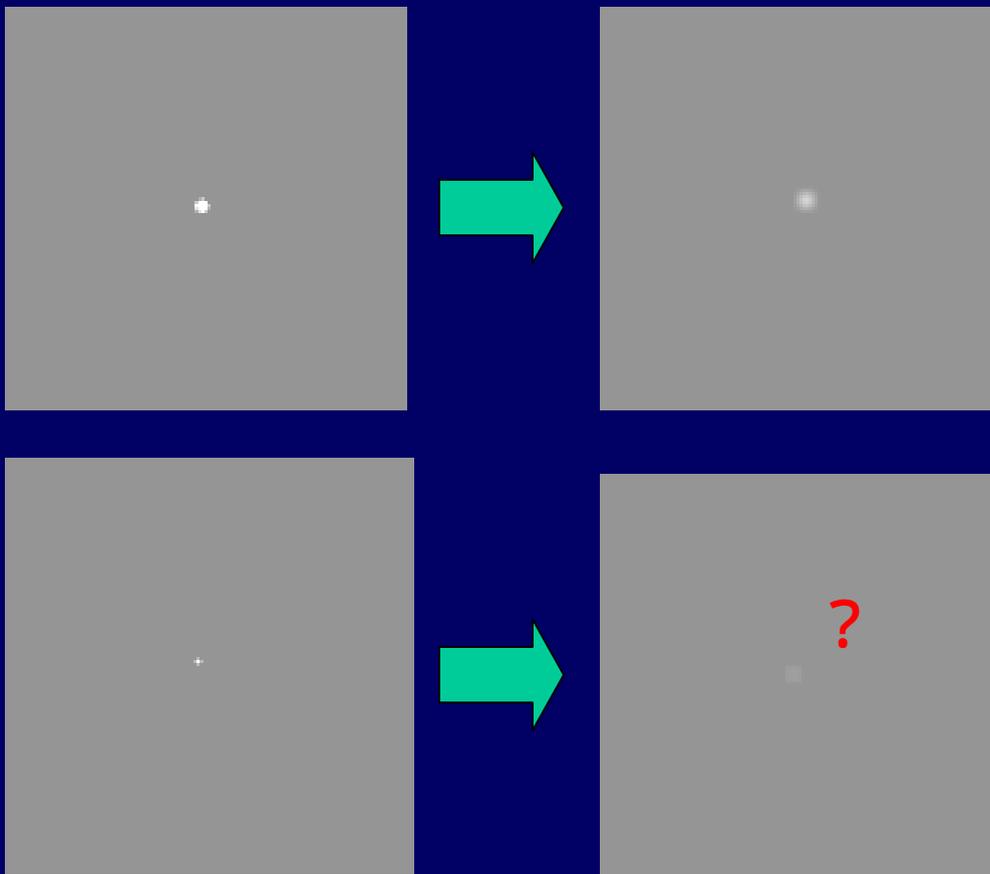
# 微小球体法(ビーズ法)



鉛ビーズ(又は、それ以上の吸収値の物質)  
直径0.1mm ~ 0.5mm  
直径はビーム幅の1/20 ~ 1/10が望ましい。  
1/10の場合で、5%程度の誤差となる。

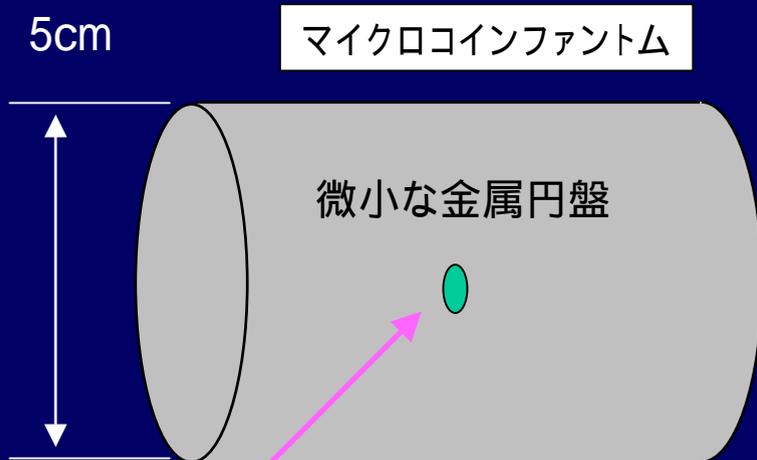
・半値幅の1/10程度の直径が望ましい...となると

0.5mm厚.....0.05mm ?

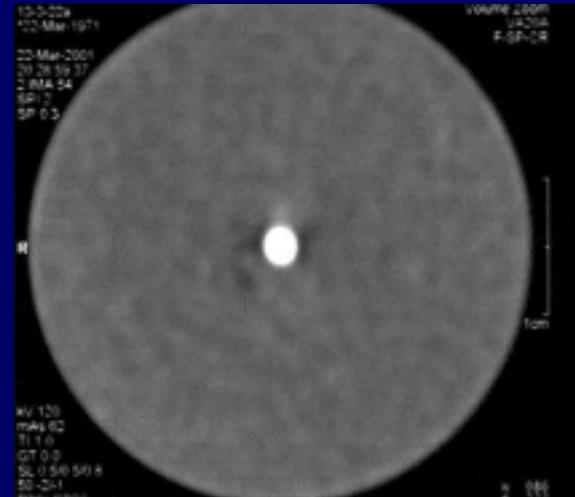


ビーズの直径が小さくなると、XY面の解像度の影響を受けてビーズのコントラストが十分に、得られない。

# 微小コイン(マイクロコイン)

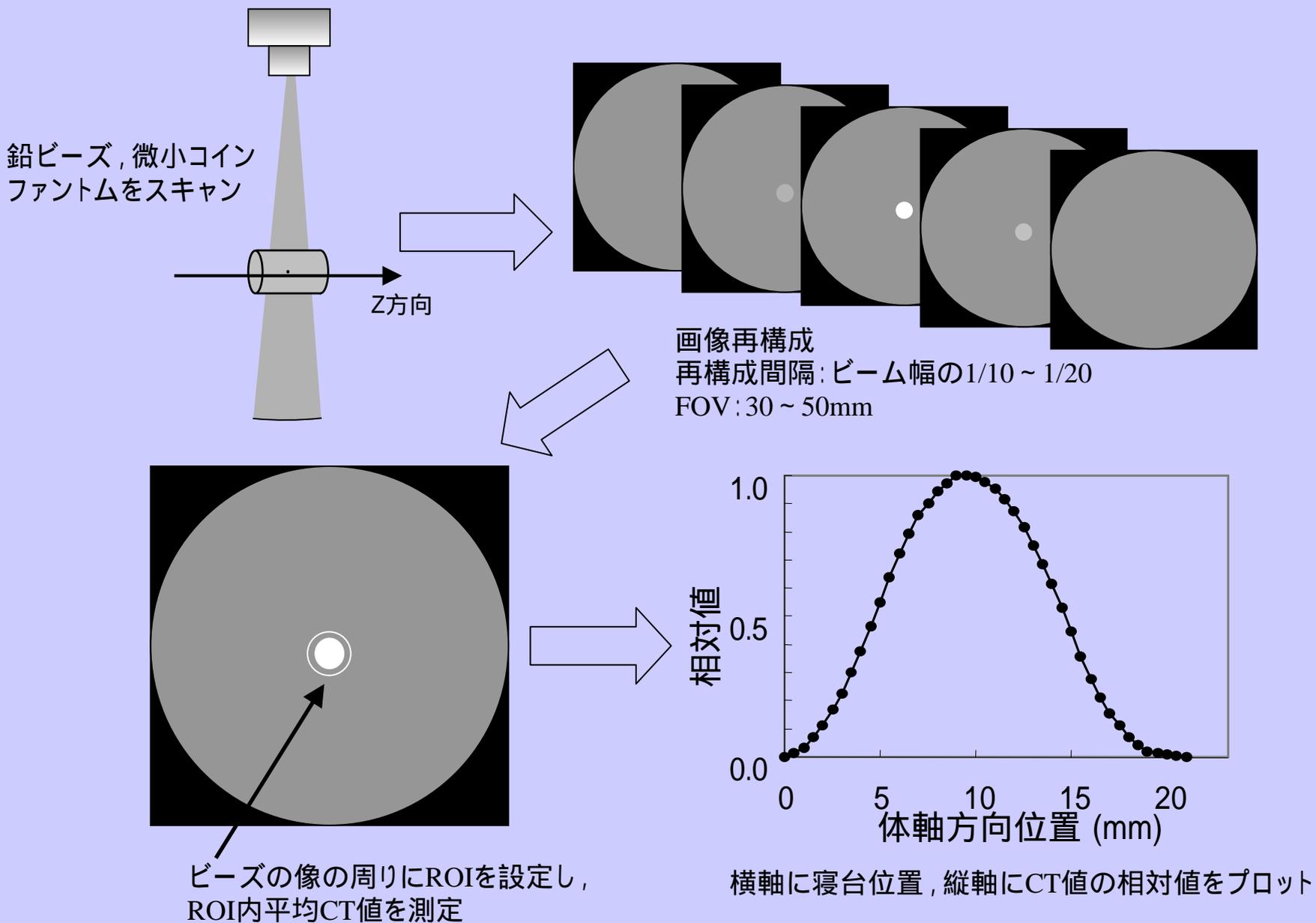


鉛(又は、それ以上の吸収値の物質)  
**直径1mm程度**, 厚み0.05mm程度

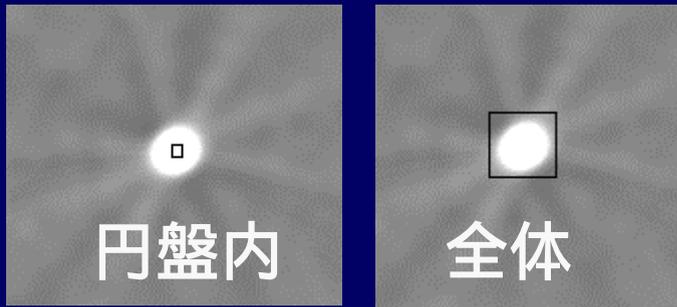


しっかりとしたコントラストが得られ, アライメント精度もそれほど要求されない。

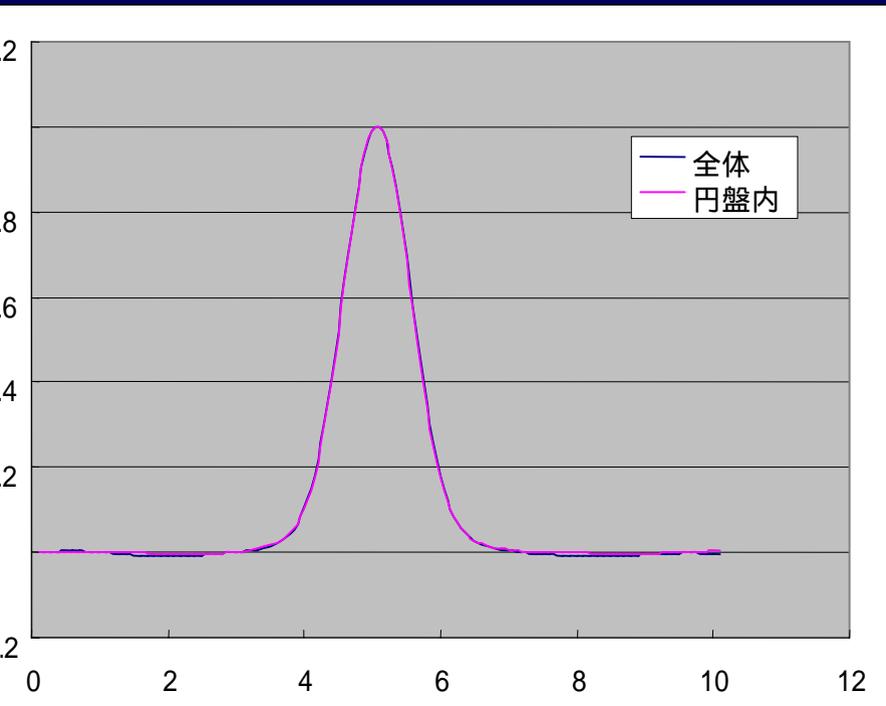
# 微小球体, 微小コインによるSSP測定手順



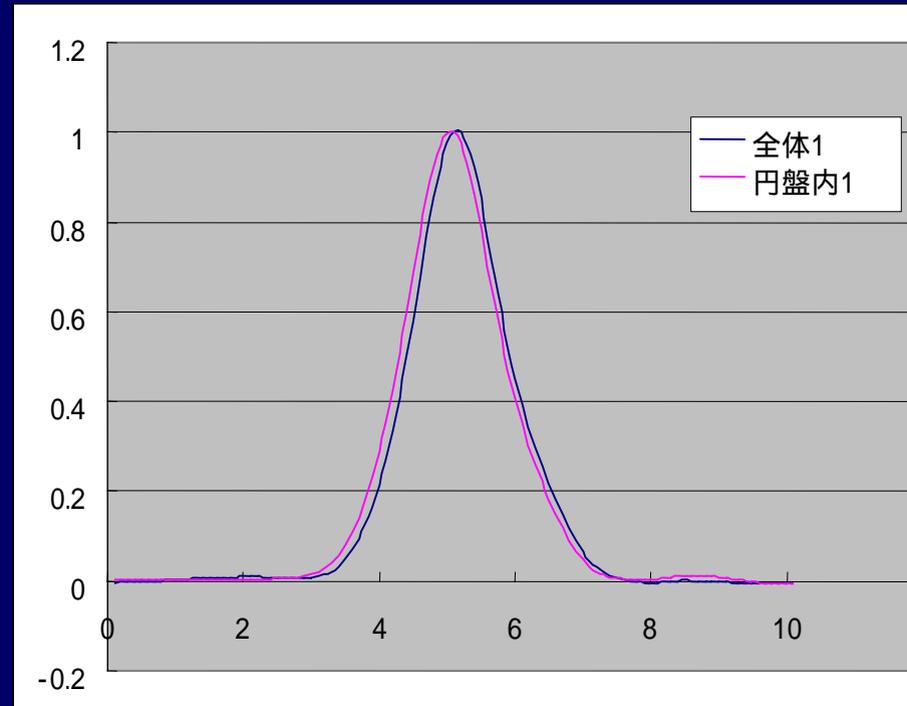
# SSP測定におけるROI位置の依存性



Center



Off-center



円盤内と全体では、結果はほぼ変わらない。

# 時間分解能

# 金属球体法

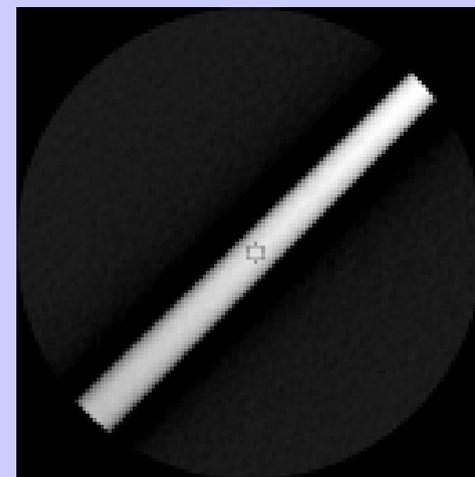
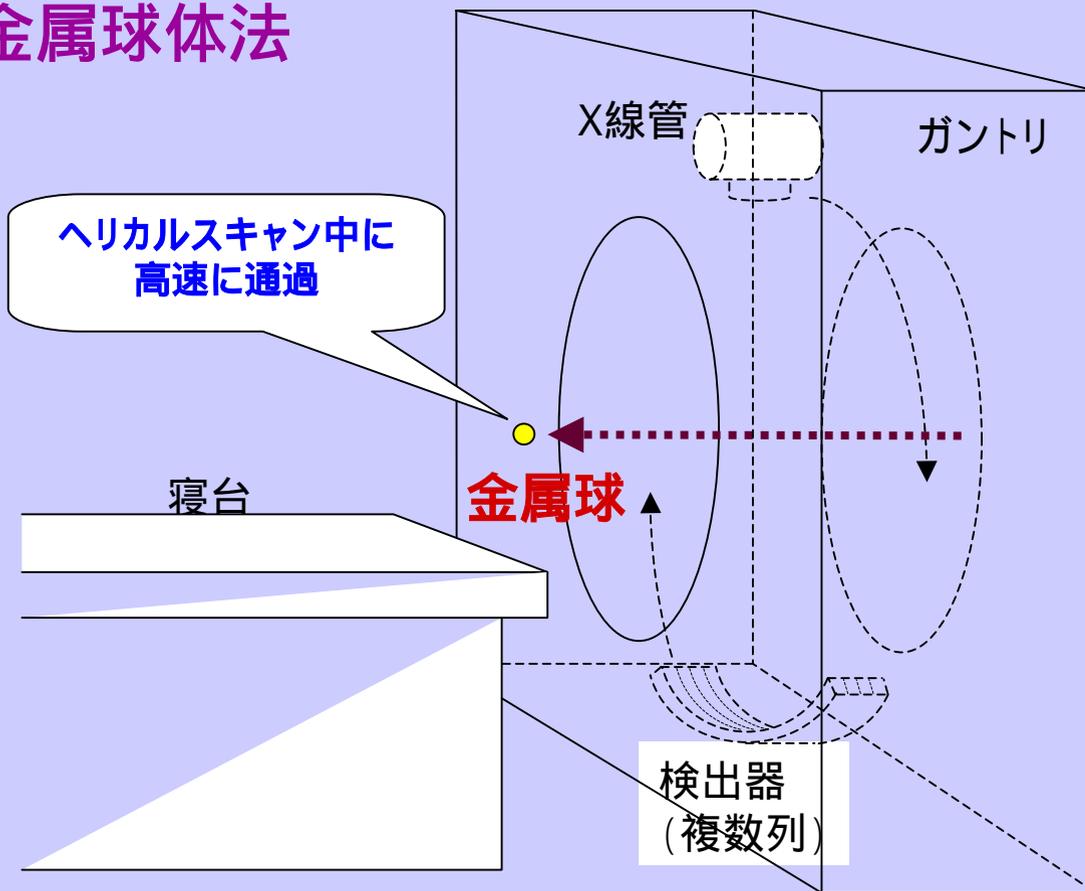
日本放射線技術学会雑誌

Vol. 64 (2008) , No. 9 pp.1172-1176

市川 勝弘, 高田 忠徳, 原 孝則, 大橋 一也, 丹羽 伸次

# マルチスライスCTに対応したTSP測定法

## 金属球体法

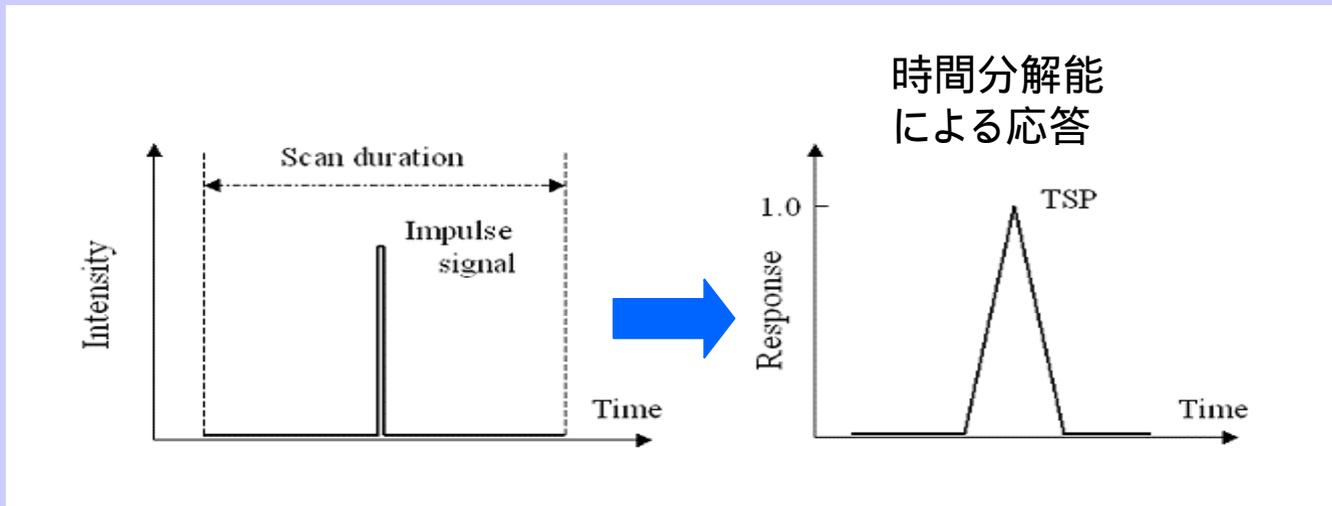
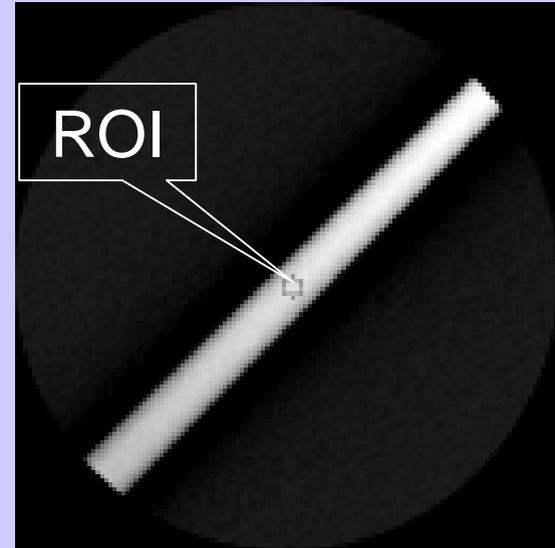


高速通過した金属球体のCT画像

再構成されたストリーク状の画像から時間感度分布 (TSP) を測定する。

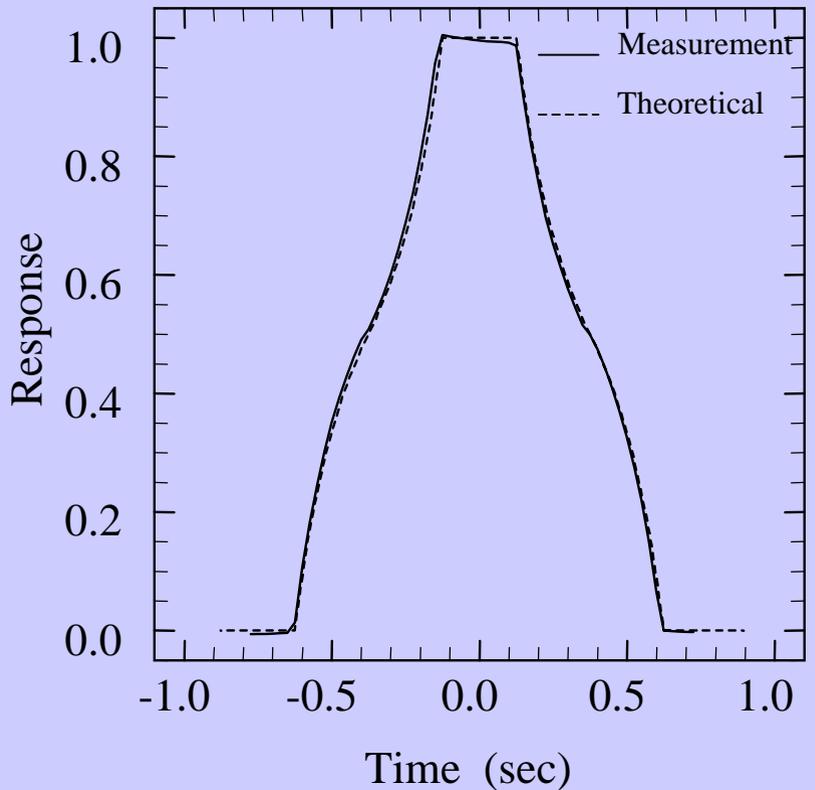
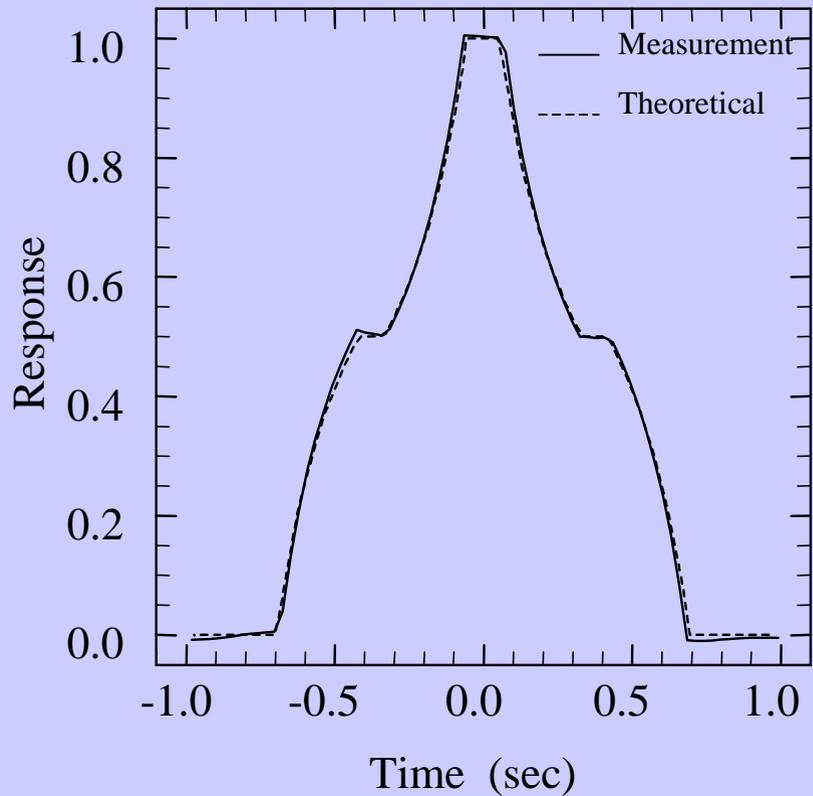
## 金属球体法

- ・高速な球体の通過によりインパルス信号を入力
- ・再構成画像にROIを設定し、各スライス画像のCT値を正規化して、時間軸に対してプロットする。



時間領域インパルス信号

# TSP測定結果(4列MDCT)



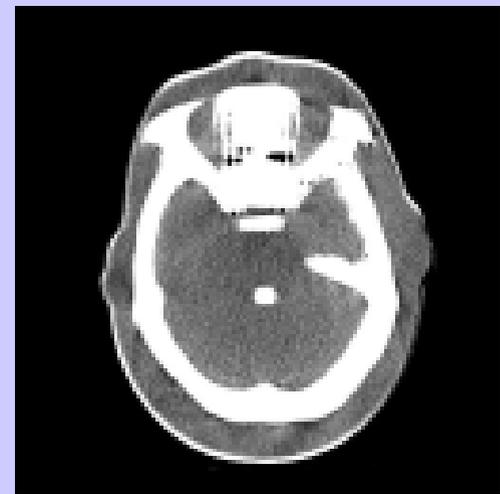
理論値と正確に一致。

# TSP測定結果 (64列MDCT)

ノンヘリカル

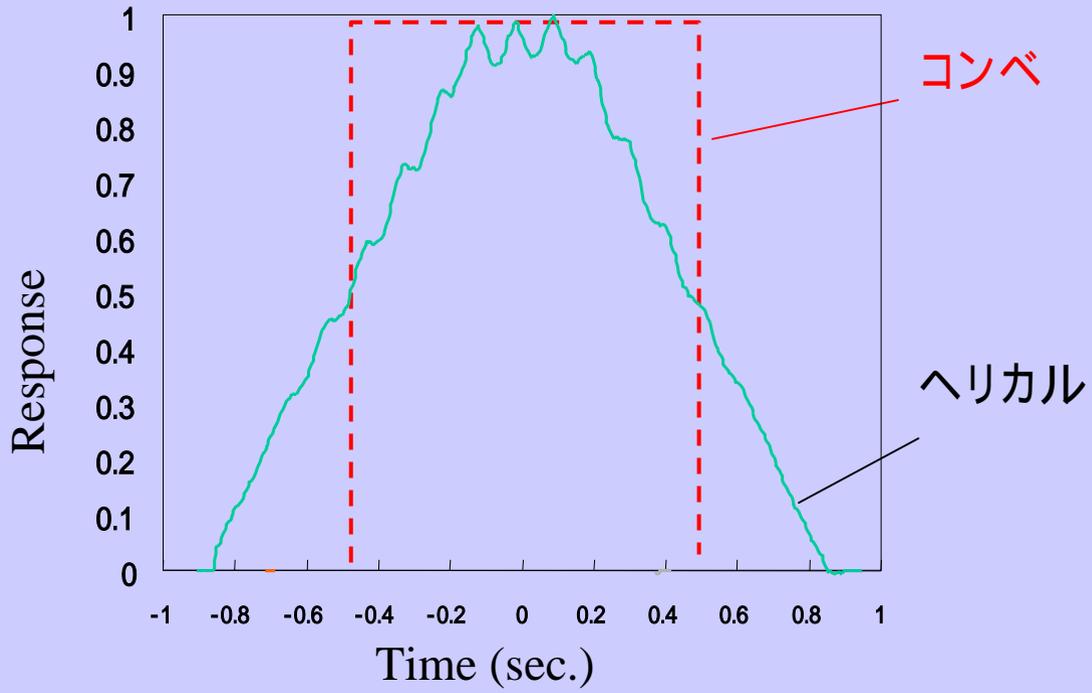


ヘリカル



64DAS, PF=0.64

0.5mm × 64



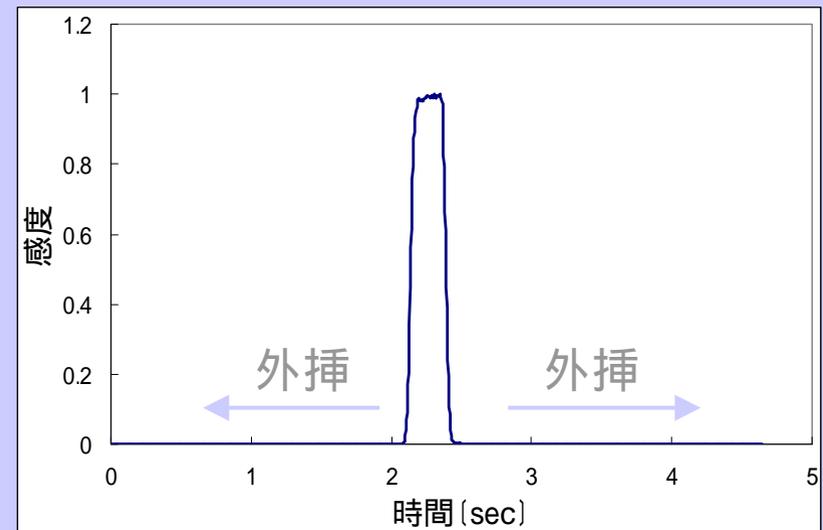
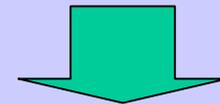
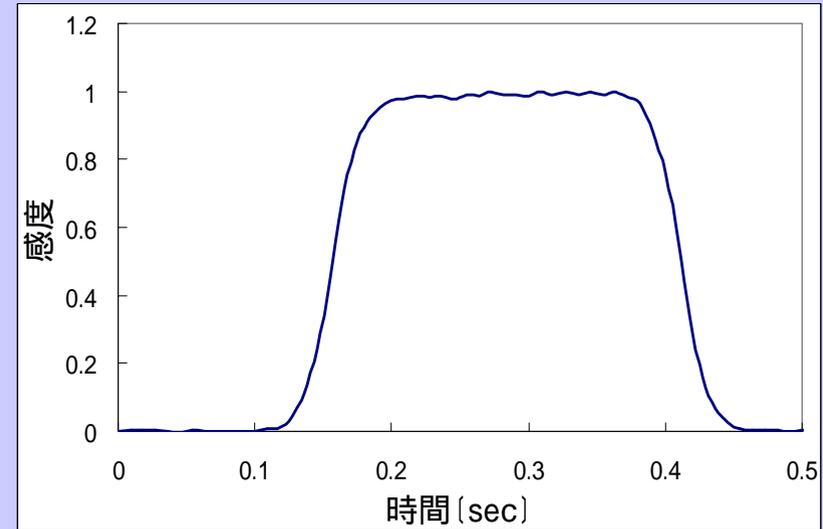
TSPの測定により, 時間的補間による  
ヘリカルのアーチファクト抑制の効果を立証できた.

# 時間MTF

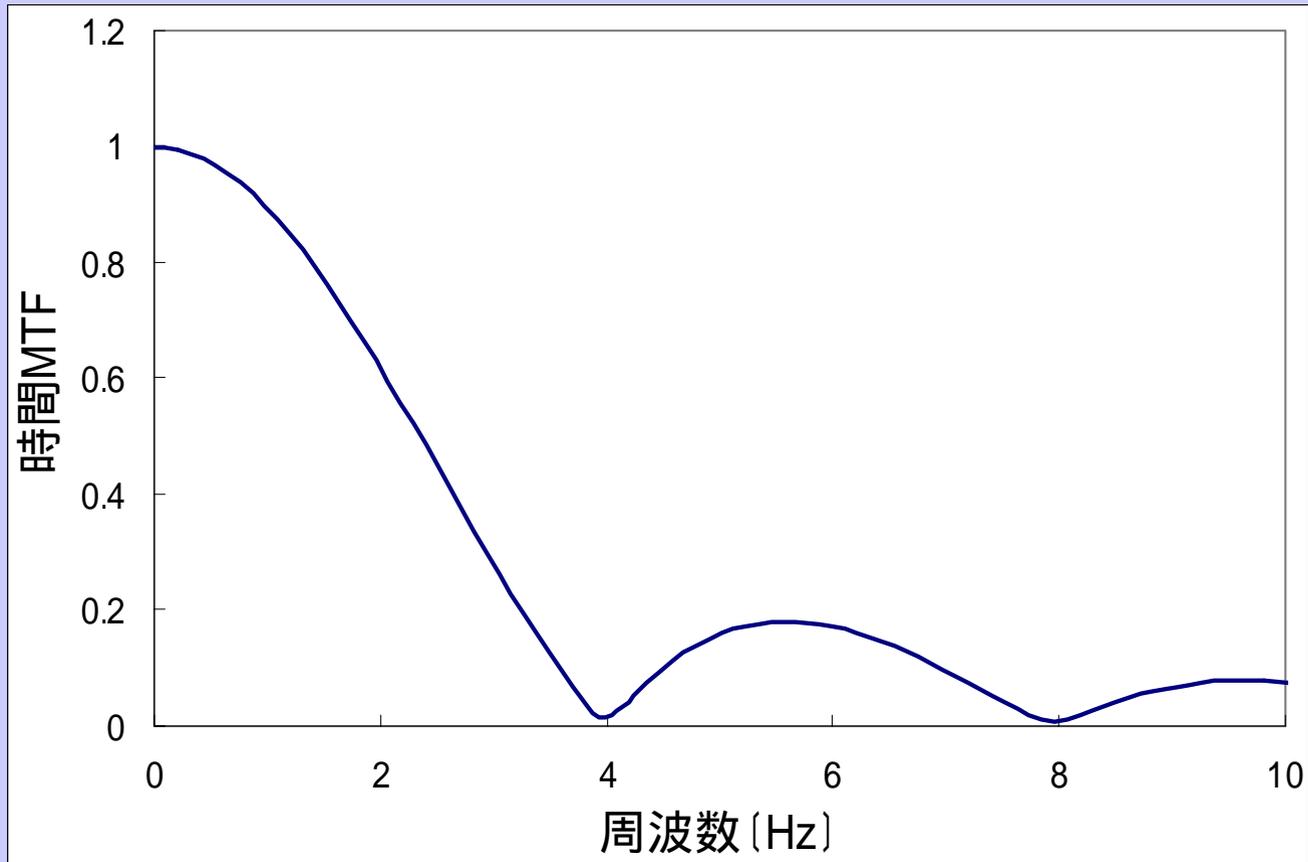
- TSPをフーリエ変換することで、時間領域のMTFが得られる

## 計算方法

1. TSPの両端を0で外挿し、データ数を512個にする。
  - FFTを行うため
  - 周波数分解能を向上させるため
2. TSPをフーリエ変換.
3. 絶対値を算出し、周波数0の値にて正規化.

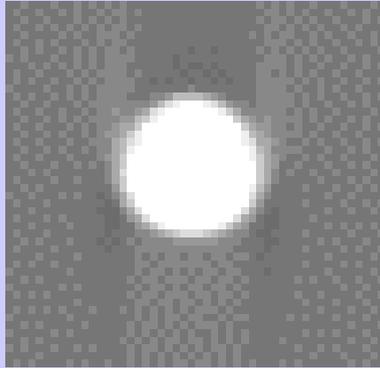


# 時間MTFのグラフ

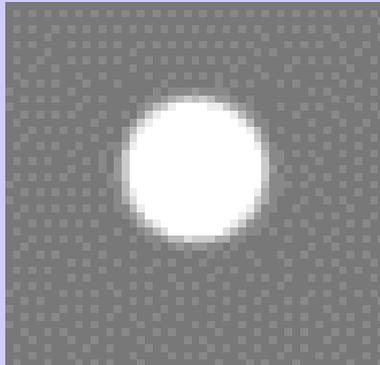


- 横軸はHzまたはcycles/sec.を単位とする周波数，縦軸はレスポンスとなる。

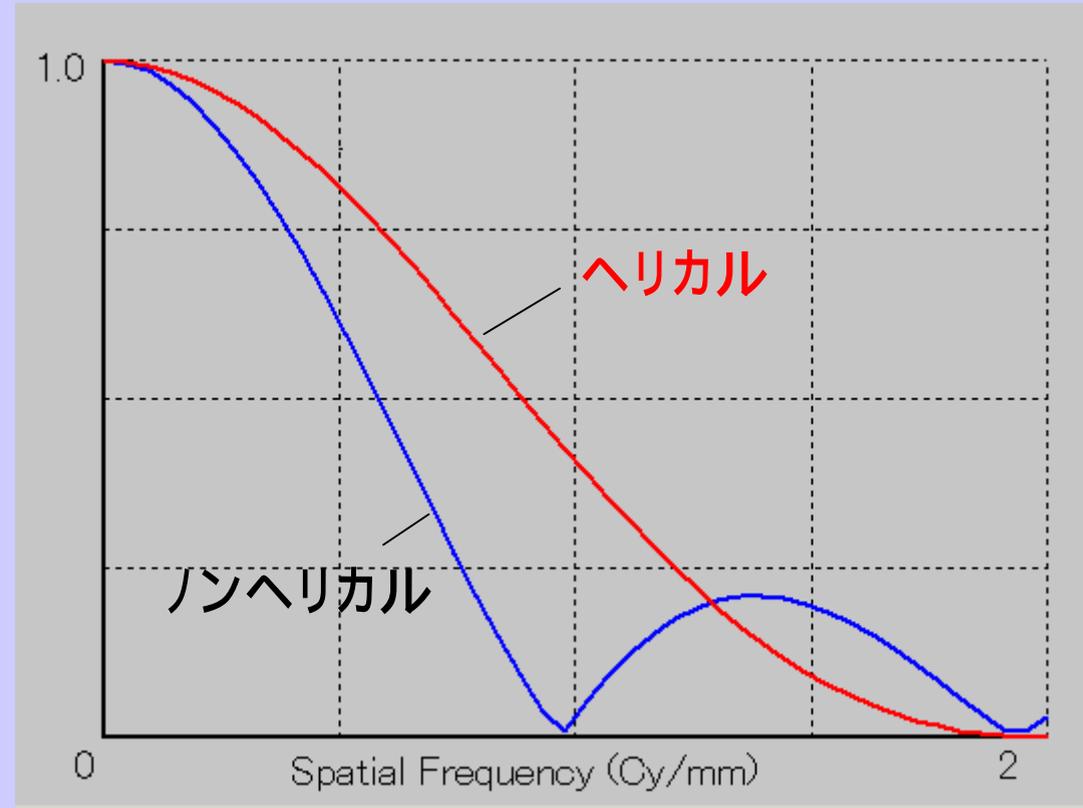
# ヘリカルとノンヘリカルの時間MTF



ノンヘリカル



ヘリカル



シングルヘリカルは時間分解能に優れていた。

## CTの画質評価の今後

- ・読影能力が問われる最近,ともすれば軽視される傾向にある。メーカー任せで良いとも言われる。しかし...
- ・誰もやらなかったら,悪い画像(良くない画像)が散見される確立が高まる。また,被曝増加を抑えつつ画像を良くする方法を見出すことができなくなる。



これは放射線技師のidentityに関わる重要な問題である。



*Thank you for your attention.*

