

# 医用画像機器工学Ⅱ (CT) 7

20年國家試験

解答 2、4

医療法施行規則で定められているX線管  
焦点皮膚間距離で正しいのはどれか。2つ選べ。

1. X線CT装置では10 cm以上
2. 移動型X線装置では20 cm以上
3. 歯科用パノラマ断層撮影装置では20 cm以上
4. 定格管電圧が70 kV以下の口内法撮影用X線装置では15 cm以上
5. 定格管電圧が70 kVを超える口内法撮影用X線装置では25 cm以上

# 医療法施行規則

厚生労働省が定め、都道府県知事に命ずる規則。

頻繁に改訂されるので就職後も要チェック。  
最近の改訂は 平成25年1月18日。

医療の安全、  
医療施設の開設運営、  
医療従事者の義務や管理、  
**診療用放射線の防護等**

に関する規則。

# 医療法施行規則 第30条3項

## エックス線装置のX線管焦点皮膚間距離の規定

定格管電圧が70kV以下の口内法撮影用エックス線装置、歯科用パノラマ装置、CT装置は、  
**15cm以上**（歯科用は 15cm）（CTは 15cm）

定格管電圧が70kVを超える口内法撮影用エックス線装置、移動型・携帯型エックス線装置、乳房撮影用エックス線装置は、  
**20cm以上**（普通は 20cm）

上記以外のエックス線装置は、**45cm以上**

重み付け CTDI (CTDI<sub>w</sub>) の定義式を示す。

$$\text{CTDI}_w = a \times \text{CTDI}_c + b \times \text{CTDI}_p$$

係数 a、b の正しい組合せはどれか。

ただし、CTDI<sub>c</sub> はファントム中心における CTDI、CTDI<sub>p</sub> はファントム周辺における CTDI である。

- |    | a   | b   |
|----|-----|-----|
| 1. | 1/2 | 1/2 |
| 2. | 1/3 | 2/3 |
| 3. | 2/3 | 1/3 |
| 4. | 1/5 | 4/5 |
| 5. | 4/5 | 1/5 |

# CTDI (CT Dose Index : CT線量指数)

CT検査による被曝量推定値

(少なくとも半年に1回、大きな修理後にも実施。)

CTによる被曝量は、7~10mSv

(ダイナミック撮影を行えば数倍に増加)

数種類の直径の円柱ファントムで計測。

ファントム内の穴に線量計を挿入。

32cm  $\phi$  体幹ファントム  
16cm  $\phi$  頭部ファントム



$$\text{CTDI} = \frac{1}{NT} \int_{-\infty}^{\infty} D(z) dz$$

**CTDI = 厚さ1cmの断層像を得る被曝量**

**N : 得られるCT画像枚数**

**T : X線コリメーション幅**

**z : 体軸方向の座標**

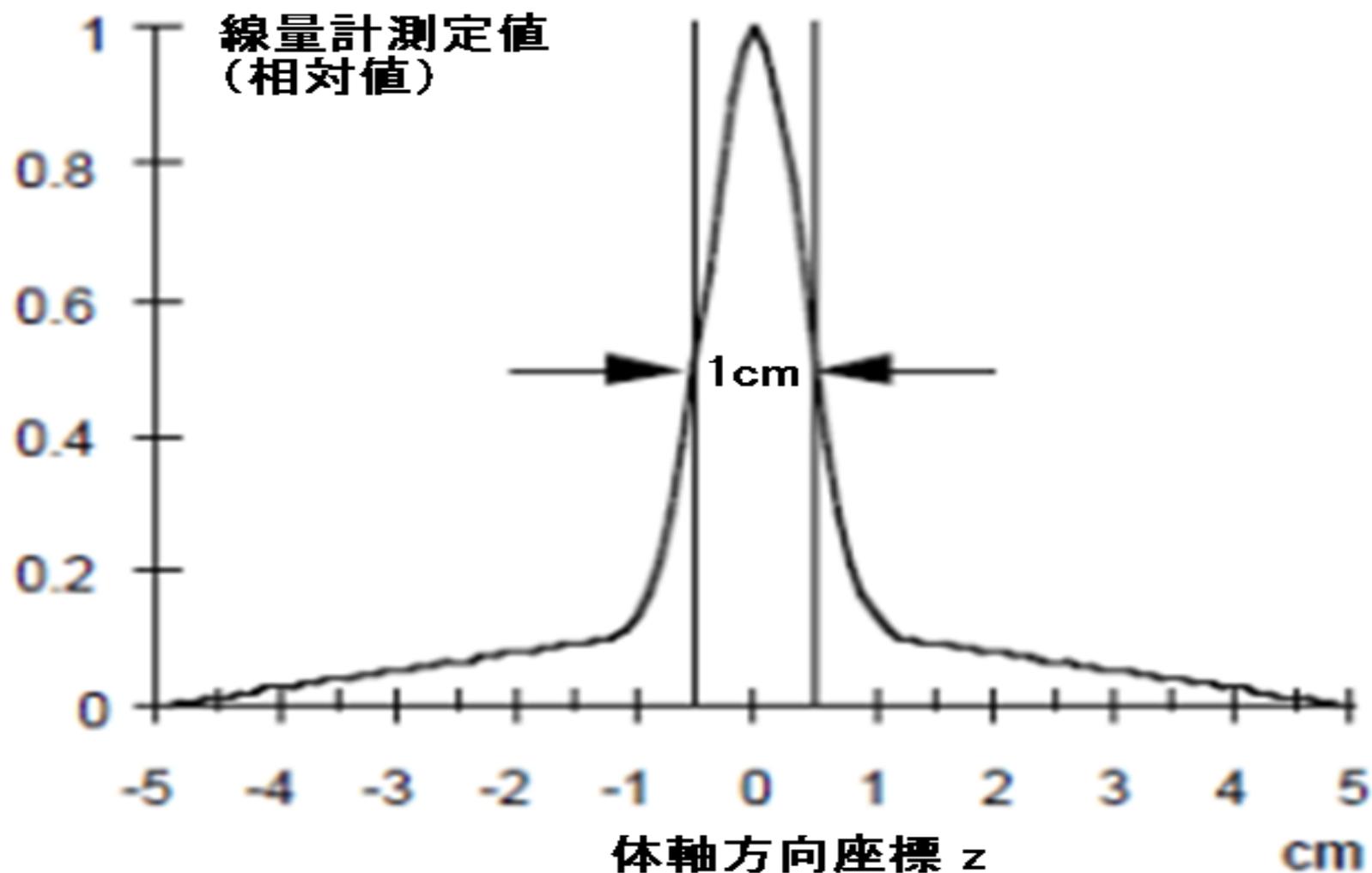
**D(z) : 座標 z での線量計測定値**

実際には有限な間隔での被曝量しか測定できないので、現実的なCTDIとして **CTDI<sub>100</sub>** という値が定義されている。

$$\text{CTDI}_{100} = \frac{1}{NT} \int_{-50\text{mm}}^{50\text{mm}} D(z) dz$$

CTDI 測定用ファントム内の孔に、10cmの長さの電離箱線量計を挿入して、1cmの断層撮影が100mmの間隔の中に与える被曝量を測定する。

$$\text{CTDI}_{100} = \frac{1}{NT} \int_{-50\text{mm}}^{50\text{mm}} D(z) dz$$



# **CTDI<sub>w</sub>** : Weighted CTDI 重み付けCTDI

CTの被曝量は、被写体の中心部 (central) と周辺部 (peripheral) で異なる。  
被写体が大きいほど、その差は大きい。  
その差を考慮した CTDI が **CTDI<sub>w</sub>** である。

ファントム中心部の線量測定値を **CTDI<sub>100c</sub>**、  
辺縁から1cm内側4個所の平均を **CTDI<sub>100p</sub>**  
として、以下の式で定義する。

$$\text{CTDI}_w = \frac{1}{3} \text{CTDI}_{100c} + \frac{2}{3} \text{CTDI}_{100p}$$

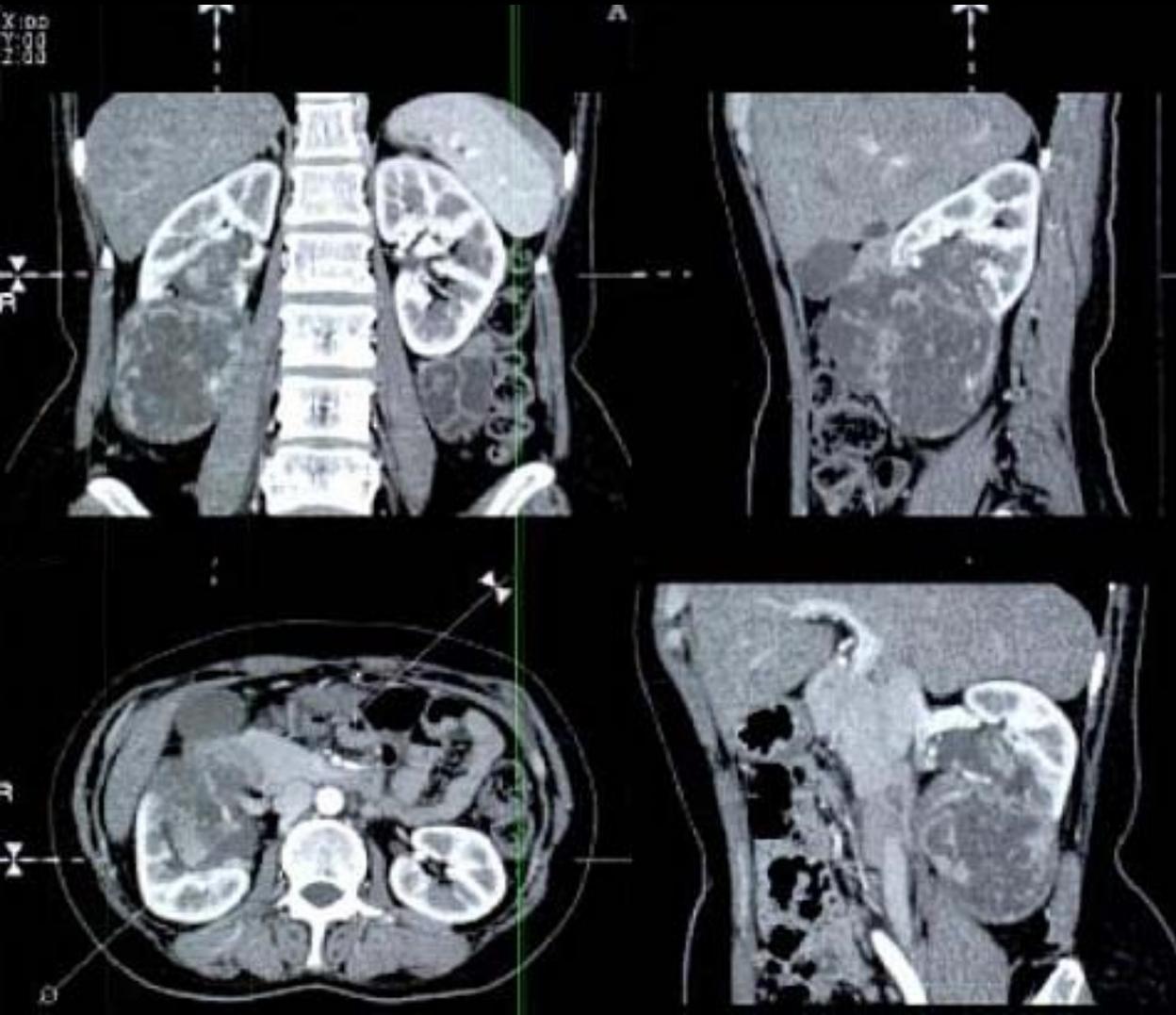
X線CTで正しい組合せはどれか。2つ選べ。

1. 呼吸同期法 ————— MPR
2. 画像再構成理論 ————— フィルタ補正逆投影法
3. マルチスライスCT ————— T/R方式
4. ヘリカルスキャン ————— 補間画像再構成
5. コンベンショナルスキャン — 等方性ボクセル

# Multi Planer Reconstruction (MPR)

## 多断面変換表示法、多断面再構成法

3次元画像データを、任意の断面像に切り直す作業。



基本的なMPR像は3つあり、体に水平な体軸断面 (axial、transaxial)、縦切りの矢状断面 (sagittal)、横切りの冠状断面 (coronal) の3断面。

また、傾斜した断面をオブリーク断面 (斜断面, oblique) という。

# 単純重ね合わせ再構成法 Simple Back Projection

収集された各々の角度に傾いた2次元透視画像 ( $P_{\theta}$ ) を全部単純に重ねると再構成画像ができる。  
(回転中心近傍の値が盛り上がった不正確な画像。)

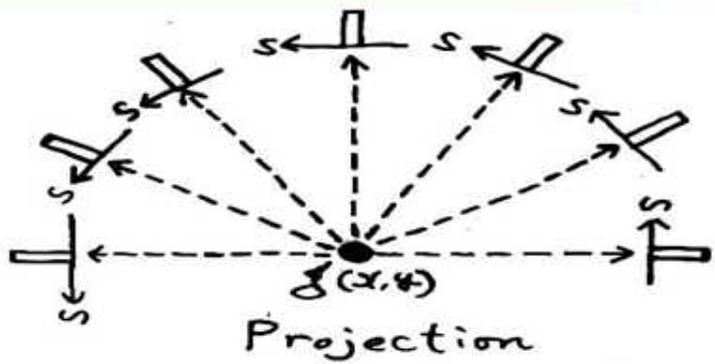
スライス  $j$  におけるサイノグラムを求める。  
サイノグラムの各スライスの1次元配列は、各々の角度から収集されたデータ。

サイノグラムの各スライスの1次元配列から、収集された各々の角度に傾いた2次元透視画像  $P_{\theta}$  を作成する。  
 $P_{\theta}$  を単純に重ね合わせた画像を  $I$  とすると

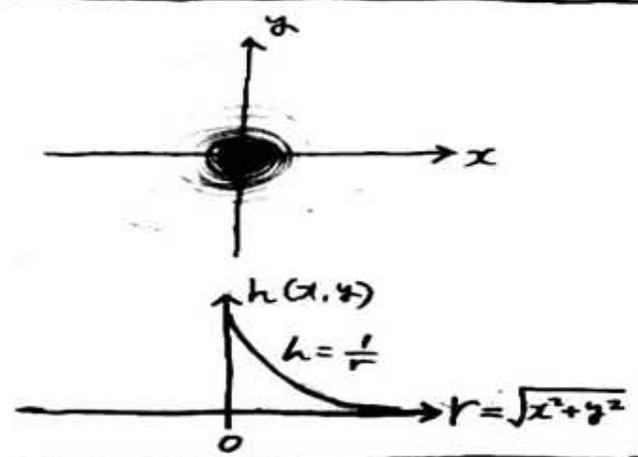
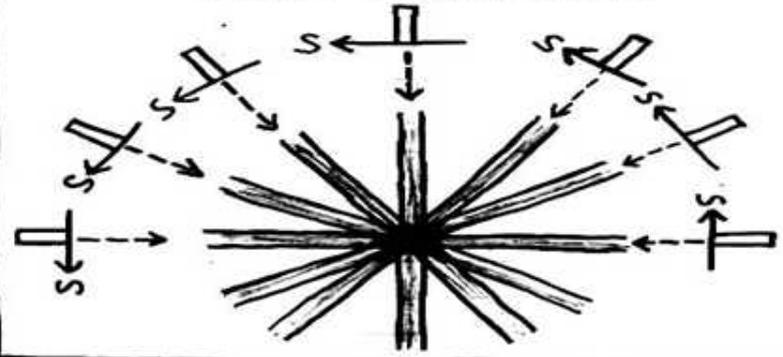
$$I = \int P_{\theta} d\theta \quad (\text{Simple back projection})$$

$I$  は、回転中心部ほど重ね合せ回数が多くなり、中心から距離が遠いほどカウントの低い像になる。

# ⑤ Back Projection



Back Projection



$x, y$  平面上の 1 点  $g(x, y)$  の透視データ  $P_\theta(s)$  (Projection) を  $\theta = 0 \sim \pi$  の範囲で求める。

次に  $P_\theta(s)$  を重ね合わせて画像の再構成を行なう (Back Projection)

得られる画像  $h(s, \theta)$  は

$$h(s, \theta) = \sum P_\theta(s) \Delta\theta$$

$$= \int_0^\pi P_\theta(s) d\theta$$

$h(s, \theta)$  は中心部ほど重ね合わせ回数が多くなり、中心から遠ざかるほど少なくなると、元の点の像には戻らず、点の存在した位置からの距離に反比例した濃度分布の像をつくる。

重ね合わせの点像分布関数  $h(x, y)$  は

$$h(x, y) = \frac{1}{r} = \frac{1}{\sqrt{x^2 + y^2}}$$

回転中心からの距離  $r$  に反比例した濃度に補正するフィルタ

$1/r$  を正確な断層像  $g$  に畳み込んだ像が  $l$  である。

式で表現すると  $l = g * (1/r)$  となる。

$l$ 、 $g$ 、 $1/r$  のフーリエ変換を  $L$ 、 $G$ 、 $F(1/r)$  と表現すると、畳み込みの定理より

$L = G \cdot F(1/r)$  となる。

2次元フーリエ変換の公式の極座標表現を用いると、

(  $f$   $r$  は周波数空間上の原点からの距離 )

$F(1/r) =$

$\int \int (1/r) \exp(-j(2\pi r f r)) r dr d\theta = 1/f r$

これより  $L = G / f r$  なので  $G = L \cdot f r$

この式を逆フーリエ変換して  $g = l * h$

(  $h$  は  $f r$  の逆フーリエ変換。  $h = \text{RAMP}$  フィルタ (RL フィルタ) )

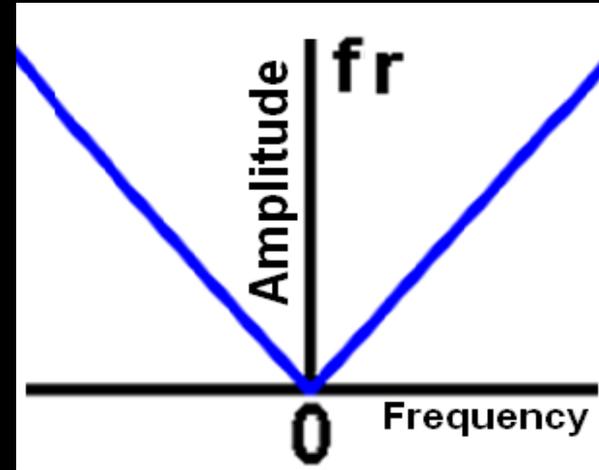
$G = L \cdot f_r$  の意味は、2次元周波数空間上で、単純重ね合わせ画像をフーリエ変換した2次元データ  $L$  に、フィルタ関数  $f_r$  ( $f_r$  は周波数空間上の原点からの距離) をかけると、正しい再構成画像をフーリエ変換したデータ  $G$  になる。

$G = L \cdot f_r$  に、**畳み込みの定理** を

用いると、以下のような実空間での計算に変換できる。

この式を 逆フーリエ変換すると、

$$g = l * h \quad (h \text{ は フィルタ } f_r \text{ の 逆フーリエ変換})$$



この式に、 $I = \int P\theta \, d\theta$  を代入すると、

$$g = \int P\theta \, d\theta * h$$

$$g = \int (P\theta * h) \, d\theta \quad (h \text{ は } \theta \text{ と独立した値なので交換可})$$

$$g = \int \overline{P\theta} \, d\theta \quad ( \overline{P\theta} = P\theta * h ) \quad \text{FBPの式}$$

$P\theta$  に 実空間フィルタ  $h$  (= frの逆フーリエ変換) を  
畳込めば、

重ね合せると正確な断層像  $g$  になる

2次元透視画像  $\overline{P\theta}$  を算出できる。

これを **Filtered Back Projection (FBP)** という。

周波数空間での実際の計算においては、フィルタ  $H (= f_r)$  は常に正の値であり（絶対値）、さらにサンプリング定理より、ナイキスト周波数以上の成分を削除する必要があるので、

周波数空間での再構成フィルタ（再構成関数） $H$ は、

$$H = |f_r| \quad (f_r \text{ がナイキスト周波数未満の場合})$$

$$H = 0 \quad (f_r \text{ がナイキスト周波数以上の場合})$$

となる。これを **Ramp フィルタ** という。

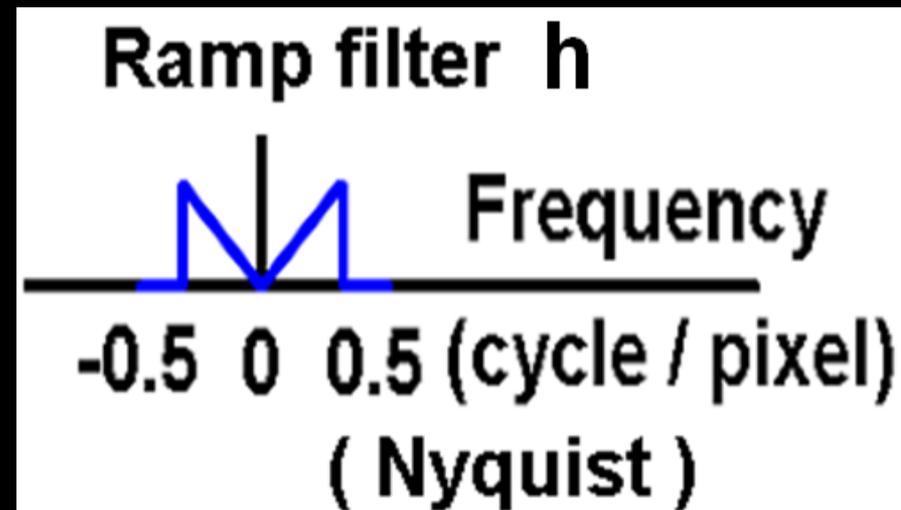
Ramp フィルタを逆フーリエ変換して

実空間 **Ramp フィルタ  $h$**  にして

実空間で  $P_\theta$  に  $h$  を畳み込む。

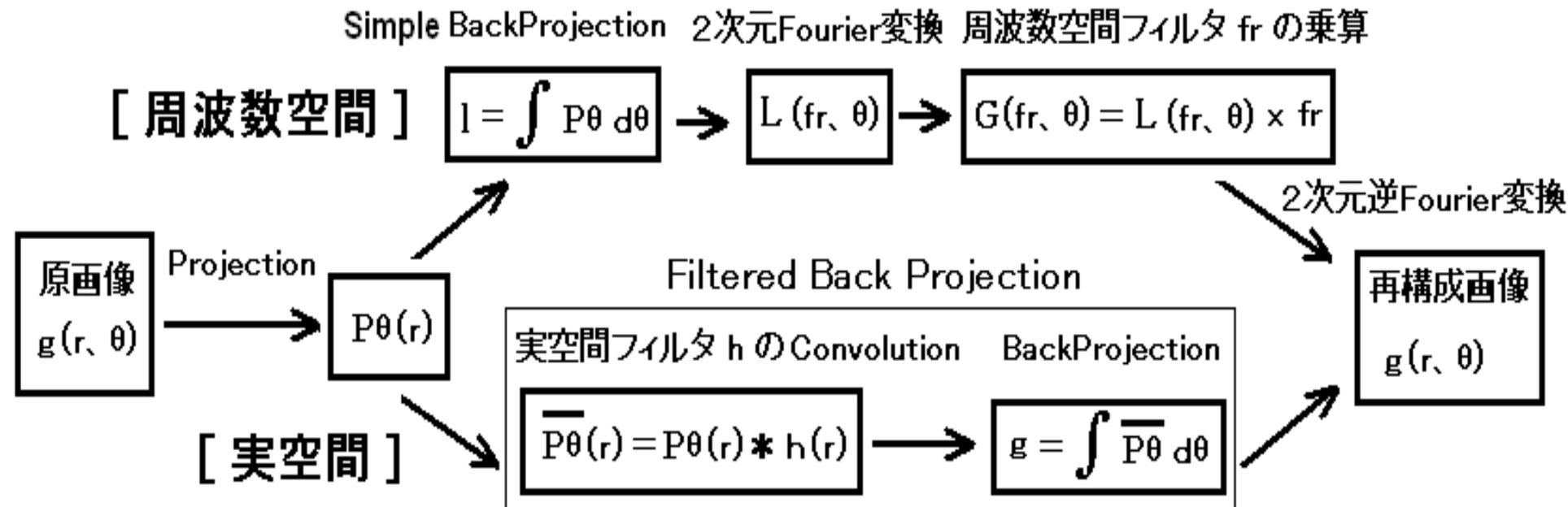
$$\overline{P_\theta} = P_\theta * h$$

（\* は畳み込み演算）



# フィルタ逆重畳画像再構成法 Filtered Back Projection (FBP)

サイノグラムの2次元透視画像  $P_\theta$  に、  
実空間フィルタ  $h$  (=  $fr$ の逆フーリエ変換) を畳み込めば、  
重ね合せると正確な断層像  $g$  になる2次元透視画像  $\overline{P_\theta}$  を  
算出できる。



実空間での **再構成フィルタ** (再構成関数)。

いろいろな遮断周波数の、

**Ramp (RL)フィルタ** (高周波成分を抑制しない)、

**Shepp&Logan**フィルタ(高周波ノイズを除く効果あり)

CTは普通、Rampフィルタを使って再構成している。



Ramp (RL)

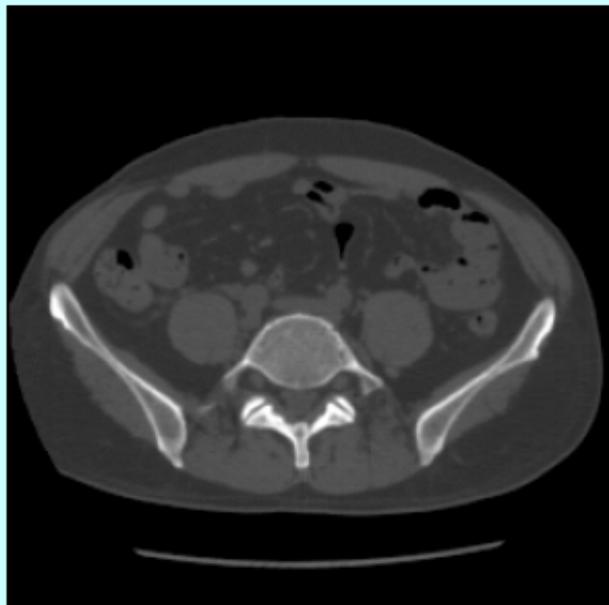
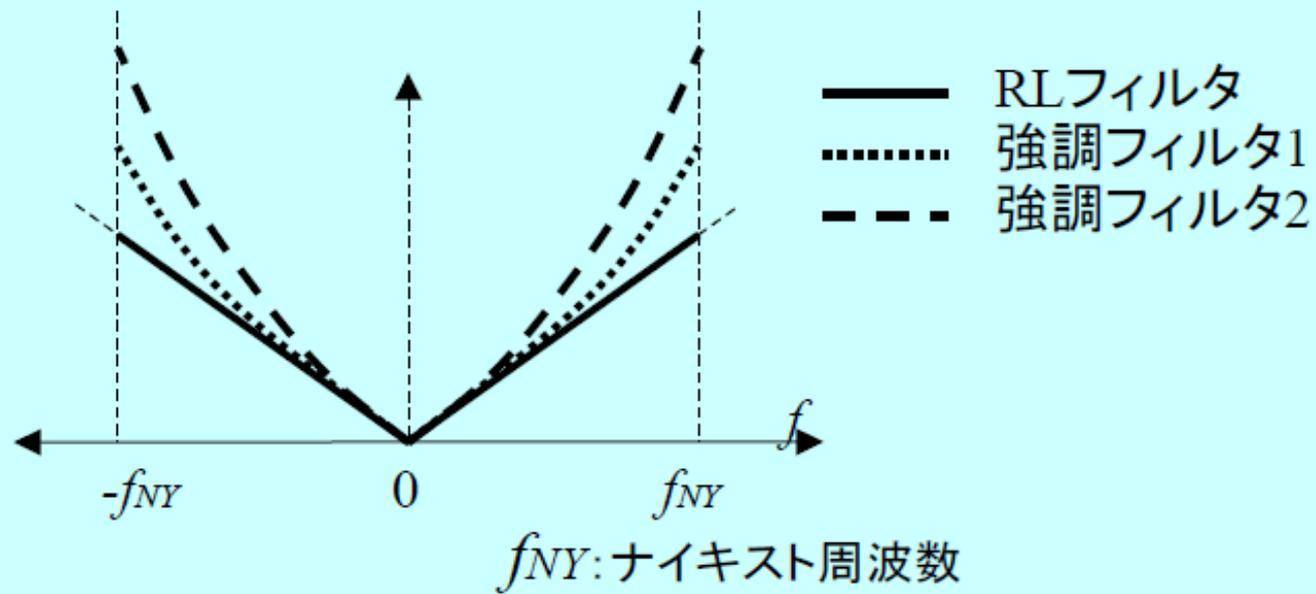
Cutoff = 0.5



Shepp&Logan

Cutoff = 0.5    Cutoff = 0.3

# 再構成フィルタ関数の調整による周波数強調



RLフィルタ



強調フィルタ2

Windowsで動くプログラムをホームページにアップロードしました。

CT.zip、 PSF.zip

興味のある人は動かして、画像再構成の過程を確認して下さい。

RAMP関数の働きを確認する PSF.exe

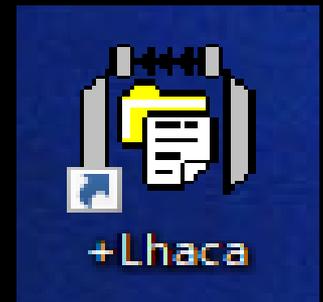
PAMP関数の実空間上の逆フーリエ変換データ RealRAMP256.txt

CTの畳込み再構成法を確認する CT.exe

CTのプロジェクトンデータ CTprojection

Zip解凍ソフト Lhaca で解凍し、プログラムの動作を確認してください。

(解凍ソフトLhacaをインストールして、  
デスクトップのLhacaのアイコン上へ、  
解凍したいzipファイルをドロップダウンする。)



ホームページ添付したプログラムの zip ファイルが解凍できない場合は、7-Zip などの別の解凍ツールをダウンロードして解凍して下さい。

PSF.exe、CT.exe などの exeファイルが動作しない場合

ウィルスチェックソフトがブロックしました、という画面が途中で出たら許可して作動させて下さい。

それでも exeファイルが作動しない場合は、ホームページにアップロードしてあるMicrosoft Visual C++ 2008 Express Edition (MVC2008)を解凍して、autorun.exe にてインストールして下さい。

(\*\*がインストールされませんでした、などの不完全インストールの警告が出てもOK。) CT.proj、PSF.proj などプロジェクトファイルをダブルクリックするとMVC2008が起動しCプログラムコードが参照できます。緑三角ボタンをクリックするとプログラムが起動します。

# プログラム PSF.exe (Point Spread Function)

## フォルダ PSF 内の PSF.exe をダブルクリック。

```
Point Spread Function
PSF BackProjection
max count = 10.000000
min count = 0.000000
Select Reconstruction method
1: Simple BackProjection
2: Filtered BackProjection
2
Load Real space Filter
Real space filter =
C:\Users\Kato\Desktop\医用画像機器工学実
OK ? (yes; enter, no; n)
Disp Filtered Pth * Filter
maxp count = 76308.327148
minp count = -8226.914328
Disp FBP Process?
(yes:enter, no:n)
HU Center = |
```

このプログラムの実行は、常にこのテキストウィンドウ内をクリックして(フォーカスをあてて)行って下さい。

このテキストウィンドウ内をクリックしてから 1を入力して Simple back projectionを実行。

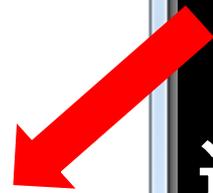
次にプログラム PSF.exe を終了、再度実行。2を入力して Filtered backprojectionを実行。

選択する再構成フィルタは、(real space filter は)フォルダ PSF 内にある RealRAMP256.txt を選択。

Disp FBP Process? と出たら Enter キーを押す。

プログラム **CT.exe** (ソースコードは CT.c)  
フォルダ CT 内の CT.exe をダブルクリック。

```
CT FBP
CT BackProjection
Load CT Sinogram data
max count = 707071.474638
min count = 0.000000
Select Reconstruction method
1: Simple BackProjection
2: Filtered BackProjection
2
Load Real space Filter
Real space filter =
C:\Users\Kato\Desktop\医用画像機器工学実
OK ? (yes; enter, no; n)
Disp Filtered Pth * Filter
maxp count = 170934604.546631
minp count = -12698206.878418
Disp FBP Process?
(yes:enter, no:n)
```



選択するプロジェクション  
データは、フォルダ CT 内の  
**CTprojection** を選択。

2を入力して  
Filtered back projectioを実行。  
選択するReal space filter は  
フォルダ CT 内の  
**RealRAMP256.txt**を選択。

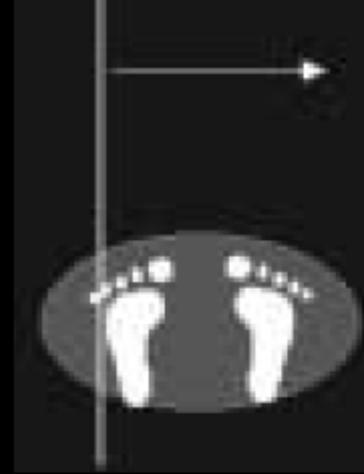
Disp FBP Process? と出たら  
Enterキーを押す。

# CTの世代分類

ペンシル  
ビーム

## 第1世代 Translate / Rotate (T / R) 方式

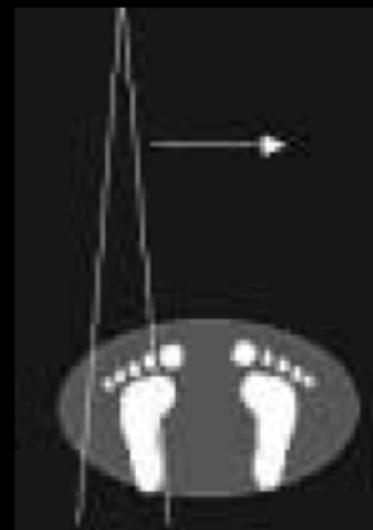
検出器は1個。X線は細く(ペンシルビーム)、X線管球が並進(translate)し、角度を変えて(回転 rotate)撮影。初期のCT。



## 第2世代 Translate / Rotate (T / R) 方式

検出器は10~20個。X線は10度程の広がり  
のナ로우ファンビームが並進(translate)し、  
角度を変え(回転 rotate)撮影。回転角が  
ファン角ごとに減り、第1世代より高速化。

ナ로우ファン  
ビーム



# 第3世代 Rotate / Rotate (R / R) 方式

検出器は500個以上。X線は患者全体にあたるワイドファンビーム。管球の並進は不要で、管球と検出器の回転で撮像できる。

現在のCTの主流であり、体軸方向へのビームを広げて、ワイドコーンビームによるマルチスライス、およびヘリカルスキャンで、高速、広範囲なCT撮影が可能となった。

ファンビーム

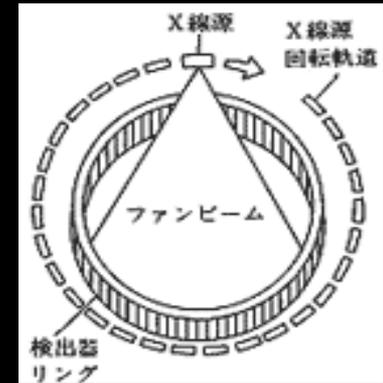


コーンビーム



## 第4世代 Stationary / Rotate (S / R) 方式

検出器が360度全方向にリング状に固定 (stationary) されている。X線はワイドファンビーム。検出器の回転は不要で、管球の回転のみで撮像できるが、散乱線アーチファクトが多い、検出器が多いので高価などの欠点があり、現在は製造されていない。

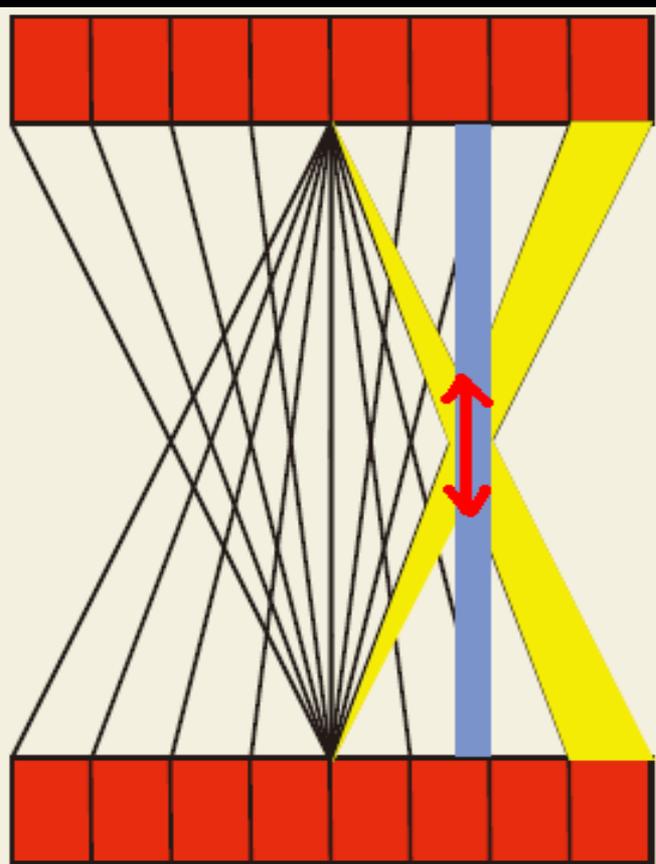


## 第4世代 Nutate / Rotate (N / R) 方式

検出器が360度全方向に配置され、X線管球は検出器リングの外側を回転する。そのため検出器リングは歳差運動 (nutate) をして撮像する。S/R方式の改良型で、分解能が向上するが、S/R方式と同じ欠点のため、現在は製造されていない。

# コーンビーム アーチファクト (Feldkamp アーチファクト)

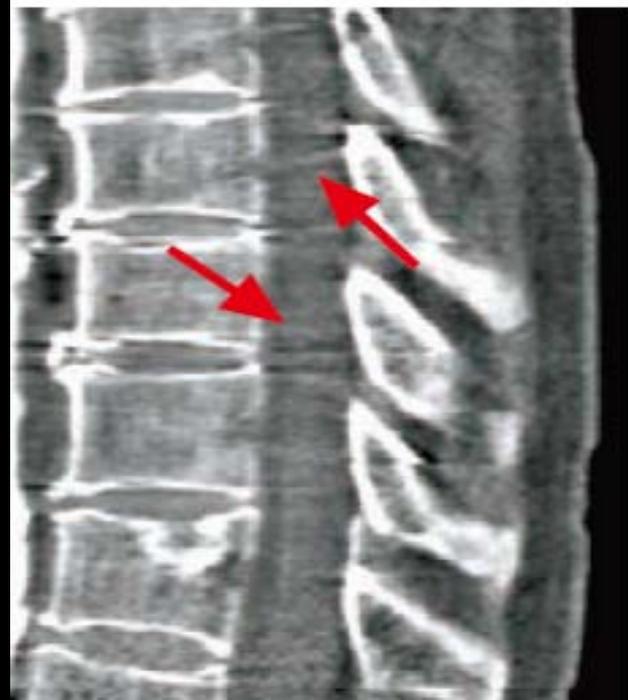
コーンビームX線と多列検出器を用いたCTは、辺縁の検出器ほど再構成断面内の情報が少なく、位置ずれも伴う。その情報量不足を補間し、位置補正をしないとコーンビーム特有のアーチファクトが生じる。



## コーンビームアーチファクト

補正前

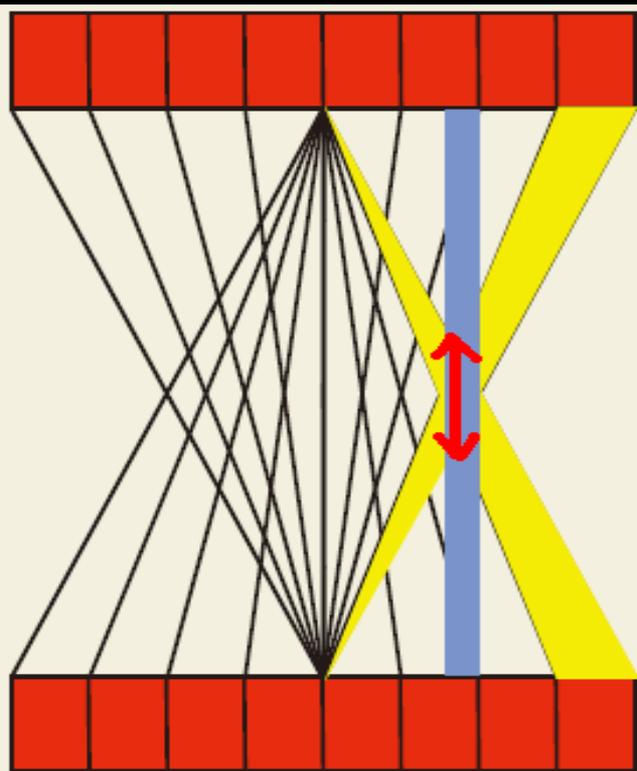
補正後



# Feldkamp コーンビーム再構成法

## TCOT法 (True Cone-beam Tomography)

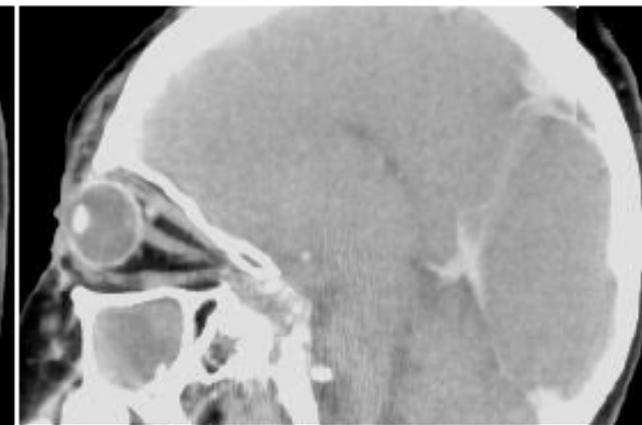
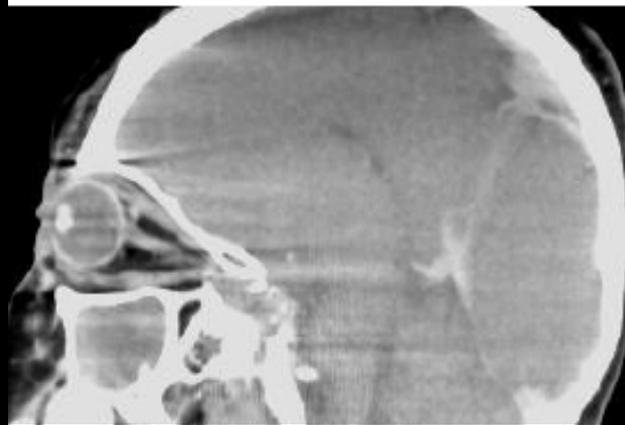
コーン角を考慮して辺縁の検出器のデータ量を補間し、位置ずれ補正する方法。それをヘリカルCTデータに応用した方法がTCOT法。



コーンビーム アーチファクト  
(Feldkamp アーチファクト)

補正前

補正後



# 等方性ボクセル isotropic volume data

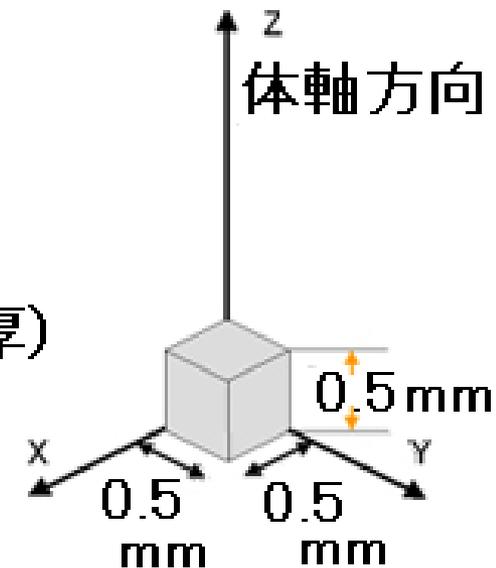
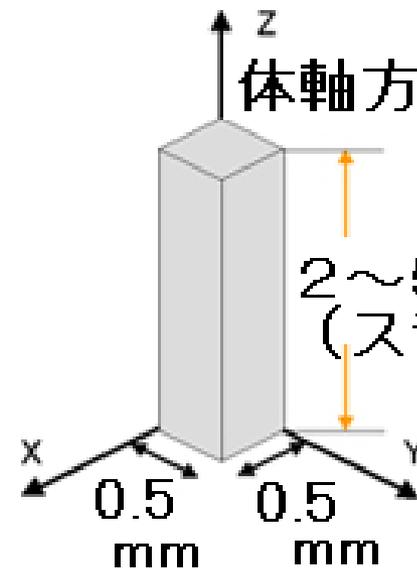
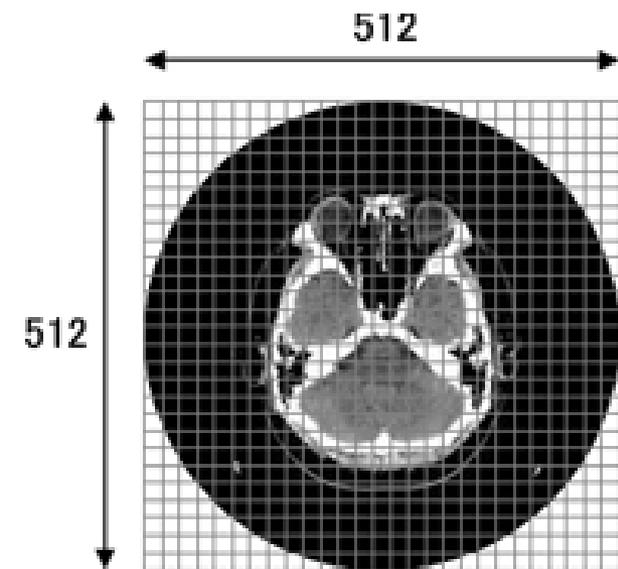
コンベンショナルCTはマルチスライス撮影ではないのでスライス厚が2~5 mm程度であった。Axial面の画素実長と比べ スライスが厚かった。

CTの Axial画像(x、y座標内)の画素は正方形で、1辺の実長は約0.5mm。

1画素の3次元的形状

非等方性

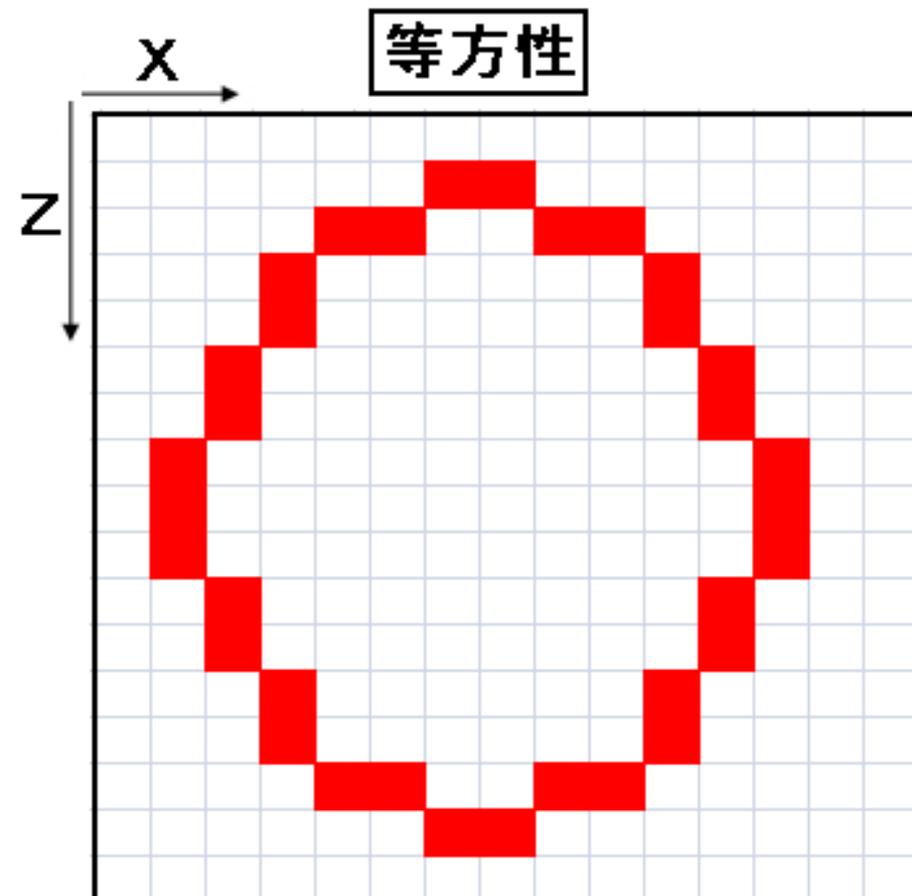
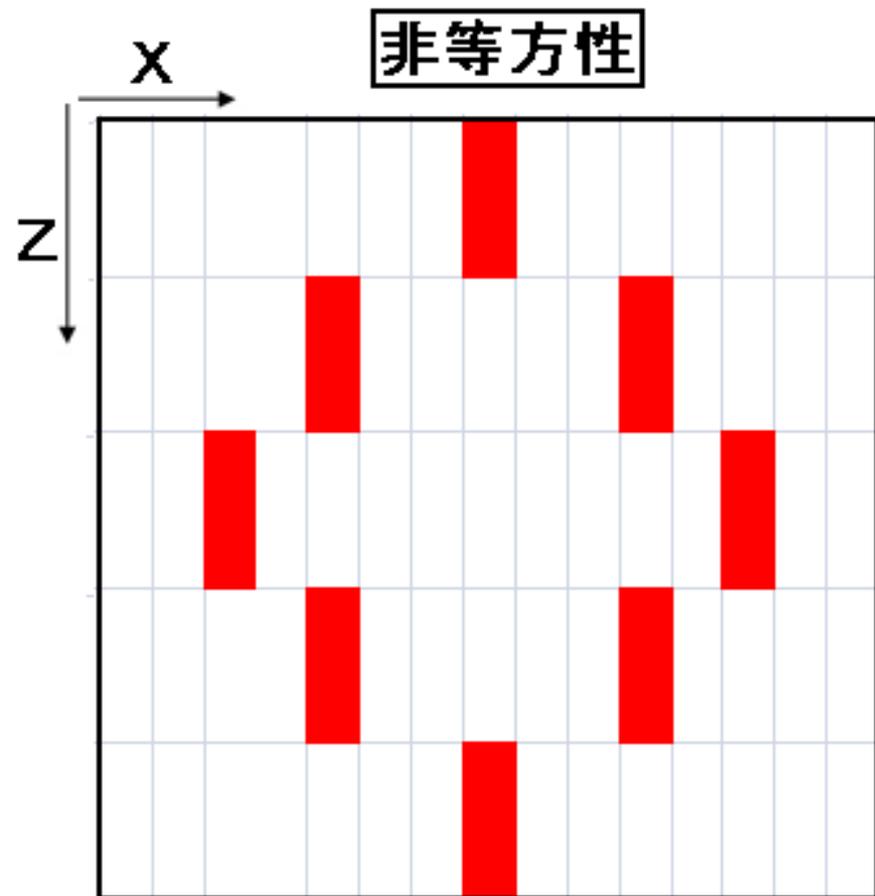
等方性



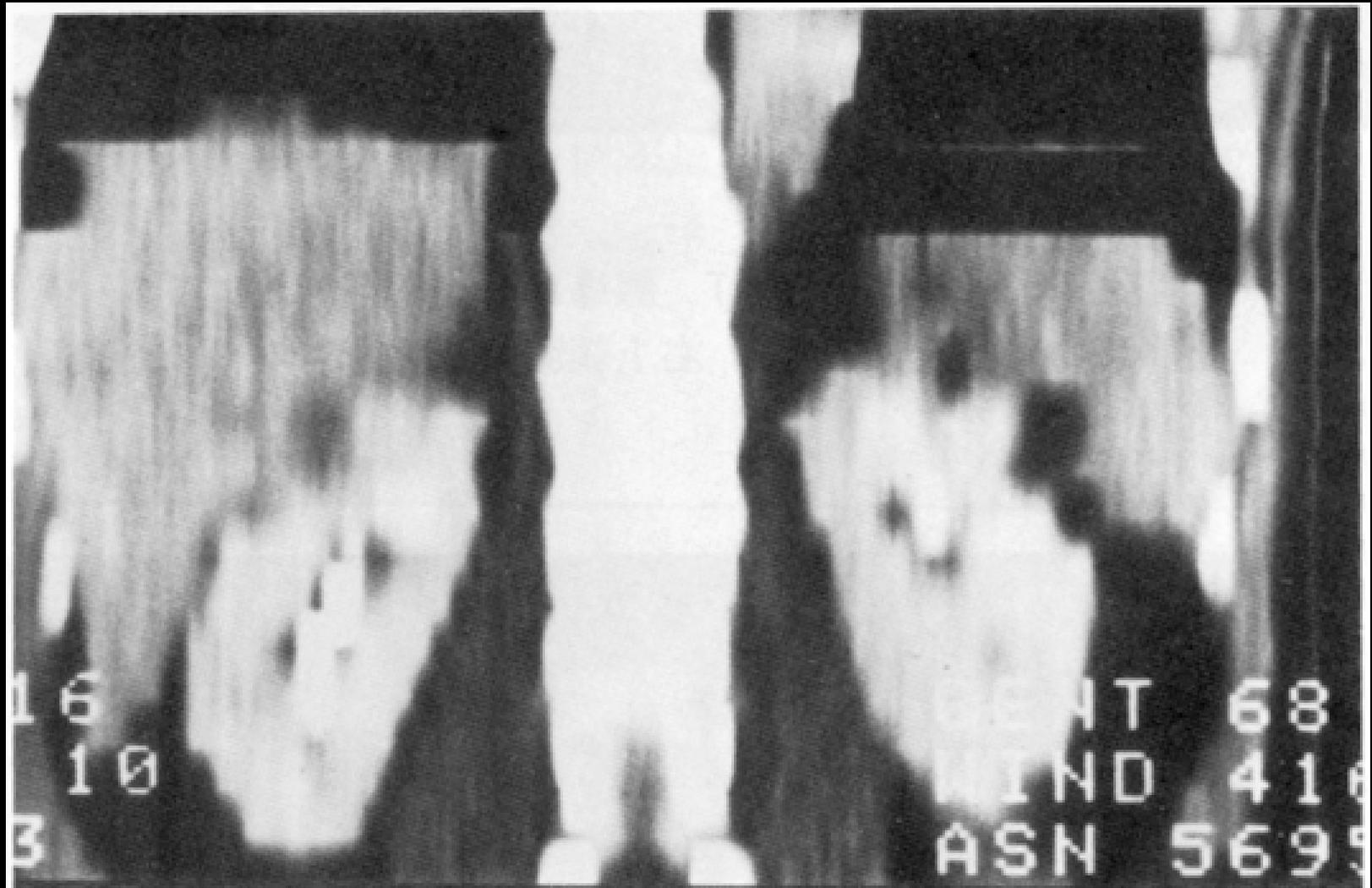
**多検出器マルチスライスCT(MDCT、MSCT)**が開発され(1998年)、検出器素子の小型化も進み、撮影スライス厚も薄くなり、Axial 面内の画素長とスライス厚を(約0.5mm)等しくすること(**等方性ボクセル化**)が可能となった。

等方性ボクセルの利点は、MPR(Multi Planer Reconstruction)操作で体軸方向の断面像を再構成するなど、3次元画像データを任意の断面像に切り直す作業で画像の劣化が少ない。画像の回転移動でも無理な補間を加えなくてもよいので、3D画像処理が容易になる。

**等方性ボクセル**では、Axial 面内と体軸方向の空間分解能が同じ画像データになる。  
MPR作業で、体軸方向画像データの無理な補間が減るので、3D画像処理が容易になる。



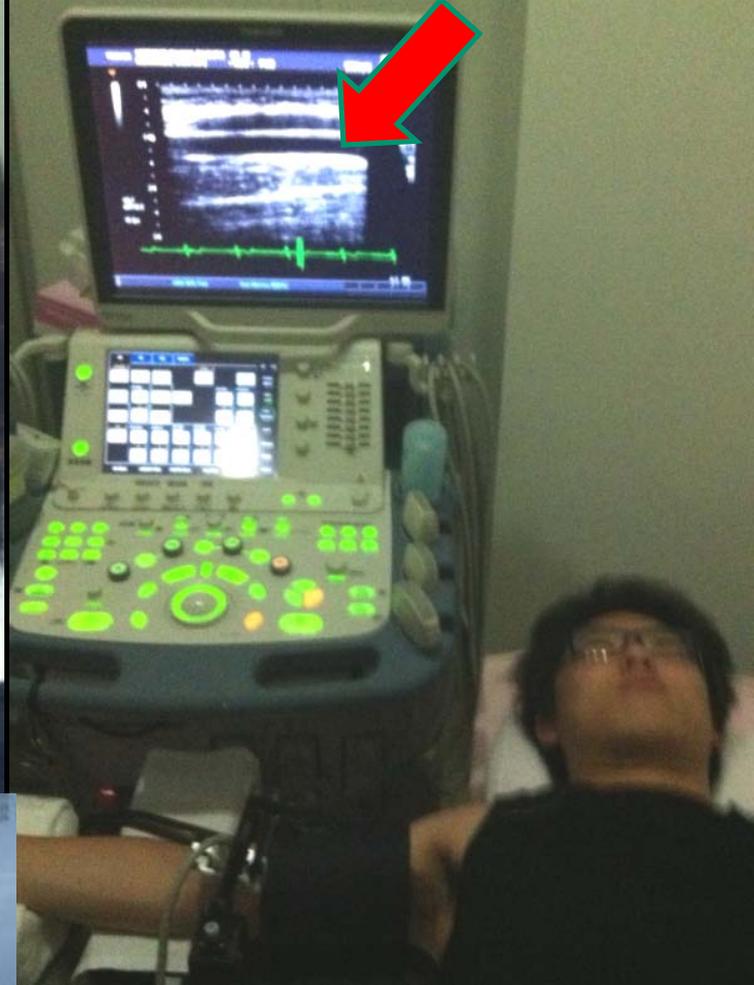
コンベンショナルCTで再構成された体軸像。  
体軸方向の画素が長いので(非等方性)、  
画質の悪い冠状断層像しか得られなかった。



冠動脈造影 CT に用いられる血管拡張薬はどれか。

1. インスリン
2. アスピリン
3. ポピドンヨード
4. ニトログリセリン
5. クエン酸マグネシウム

# 血管拡張剤 ニトログリセリン (商品名 ミオコール スプレー) 上腕動脈拡張測定



# 血管拡張剤 ニトログリセリン $C_3H_5(ONO_2)_3$

血管拡張作用があるので狭心症の薬になる。

ニトログリセリンを扱うダイナマイト工場に勤務していた狭心症の従業員が、自宅では発作が起こるが工場では起こらないので発見された。

経皮摂取、経口摂取の出来る便利な薬剤。

体内で分解されて一酸化窒素 (NO) になり、それが細胞内のカルシウム濃度を低下させ、血管平滑筋が弛緩し、血管拡張を起こす。

**ニトログリセリン**の血管拡張作用は数時間継続するので、血圧低下や動悸、立ちくらみなどが、検査終了後も数時間続く場合がある。

**ATP(アデノシン)**は、薬効が非常に短時間な血管拡張剤で、冠動脈拡張時の心筋血流を検査するCTやPETで使用されている。

ATPは静脈に点滴投与する。体内で速やかに分解されるので、点滴を停止すれば薬効はすぐ無くなる。検査後の副作用はない。

**ジピリダモール(ペルサンチン)**は、数時間の安定した薬効を要する、薬剤負荷SPECTに用いる。

**インスリン**は、血糖を下げる薬剤。  
膵臓で産生されるホルモン。血液中の糖(グルコース)をカリウムと一緒に細胞内に送り込むホルモン。糖尿病や高カリウム血症の治療薬。

**グルカゴン**は、血糖を上げ、消化管運動を抑制するホルモン。膵臓で産生されるホルモン。静脈注射すると1分以内に胃腸の蠕動運動が20分程度停止するので、胃腸の画像診断検査の前処置薬として用いられる(胃カメラ、CT胃腸バリウム X線検査、MRI、DSA など)。

**アスピリン** (アセチルサリチル酸) は、プロスタグランジン合成抑制剤。沈痛、発熱抑制、炎症抑制の効果がある。血栓溶解の効果もある。胃炎を起し易いので胃薬とアスピリンを混ぜた薬 (バファリン、ロキソニン等) が普及している。アスピリンは、非ピリン系の抗炎症薬である。

**ポピドンヨード** (商品名 **イソジン**) ヨウ素剤。ヨウ素はハロゲン (強い酸化剤) で、殺菌作用が強い。消毒液。うがい薬。

**酸化マグネシウム** (商品名 **カマ**) 腸の運動を促し便秘を直す。バリウム検査後に飲ませる。

X線CT装置の日常点検項目で誤っているのはどれか。

1. ノイズ
2. 空間分解能
3. 時間分解能
4. 低コントラスト分解能
5. CTDI

# CT装置の日常点検項目 7項目

日本工業規格で定められている(JIS-Z-4923)

1. ノイズ
2. コントラストスケール
3. 空間分解能
4. スライス厚
5. 高コントラスト分解能
6. 低コントラスト分解能
7. CTDI (CT Dose Index : CT線量指数)

# CT装置の日常点検項目

## ノイズ（少なくとも月1回実施）

均一ファントムの断層像にて、統計雑音の量を標準偏差 SD などの指標で評価する。

## コントラストスケール

水の線減弱係数を、水 (0 HU) と空気 (-1000 HU) の CT 値の差で割った値。

## 空間分解能（少なくとも3ヶ月に1回実施）

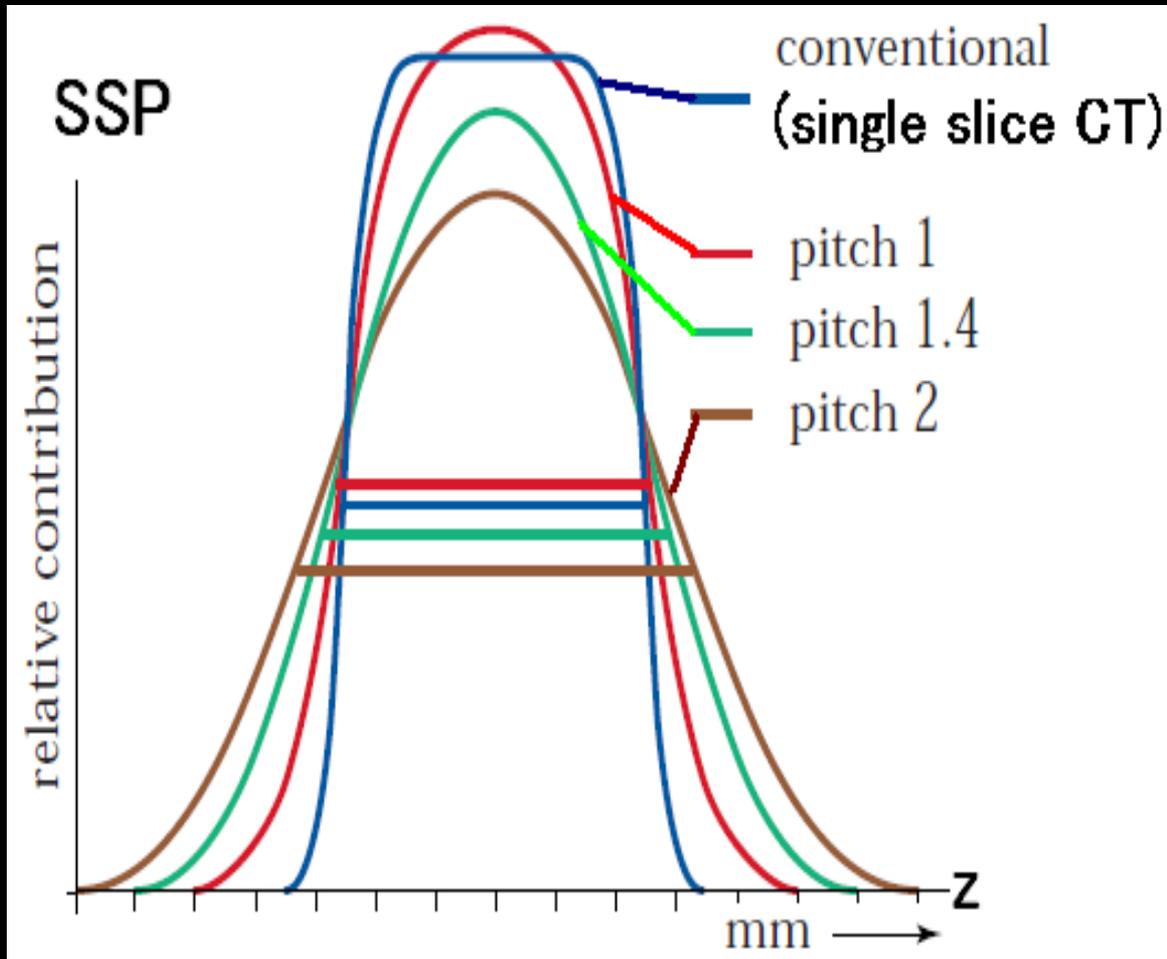
空間分解能測定用の断層像にて、細かい吸収係数の差を識別できるかを目視にて、**どれほど小さいものまで区別して見えるか** 評価する。

# スライス厚 (少なくとも月1回実施)

体軸方向における空間分解能。スライス感度プロフィール (SSP : Slice sensitivity profile) を計測できる QAファントム断層像にて評価。

シングルスライスCTは、SSPが良好。

ヘリカルCTは、ピッチが大きい撮影ほどSSPが緩やかなカーブに悪化する。



## 高コントラスト分解能 = 空間分解能

X線吸収係数の差が大きい部位の分解能を測定できるQAファントム断層面で評価。どれだけ小さいものまで区別して見えるかを評価する指標。

## 低コントラスト分解能

X線吸収係数の差が小さい部位の分解能を測定できるQAファントム断層面で評価。臨床的には、臓器と血液の間の密度分解能などに影響を及ぼす指標。

**時間分解能** は、現在ではCT装置の日常点検項目には入っていない。

時間分解能は、1断層像をどれだけ短時間で撮像できるかを示す、シャッタースピードと類似の指標。短時間ほど良好な断層像を得る。

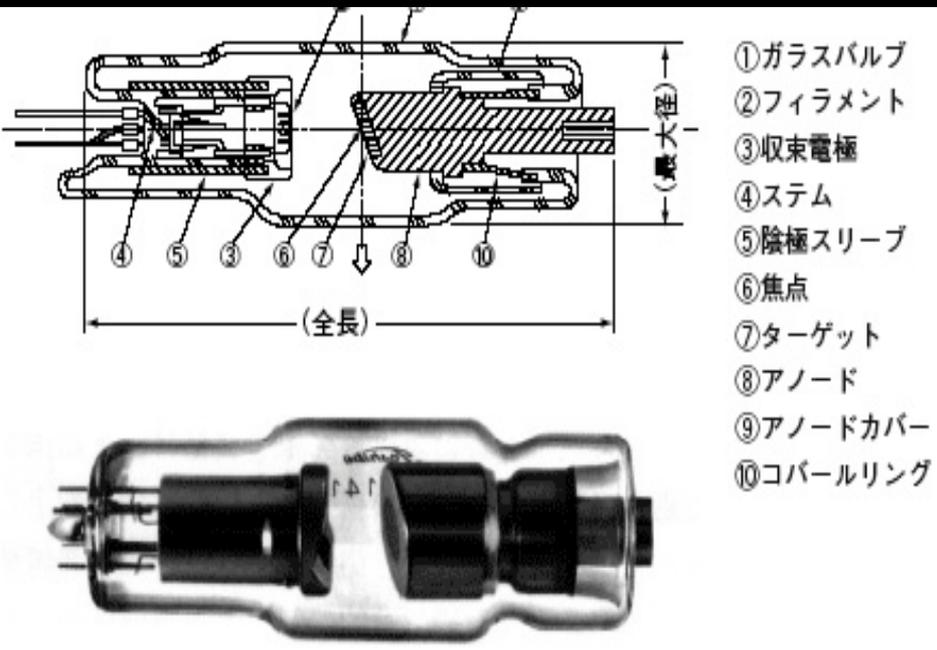
息止めをしても、臓器は常に動いている。  
(特に心臓、大血管、胃腸など)

マルチスライスCTによる造影剤投与しながらダイナミック撮影、心臓の心電図同期撮影など、短い時間分解能を要する検査が増加している。重要なCT性能の指標になりつつある。

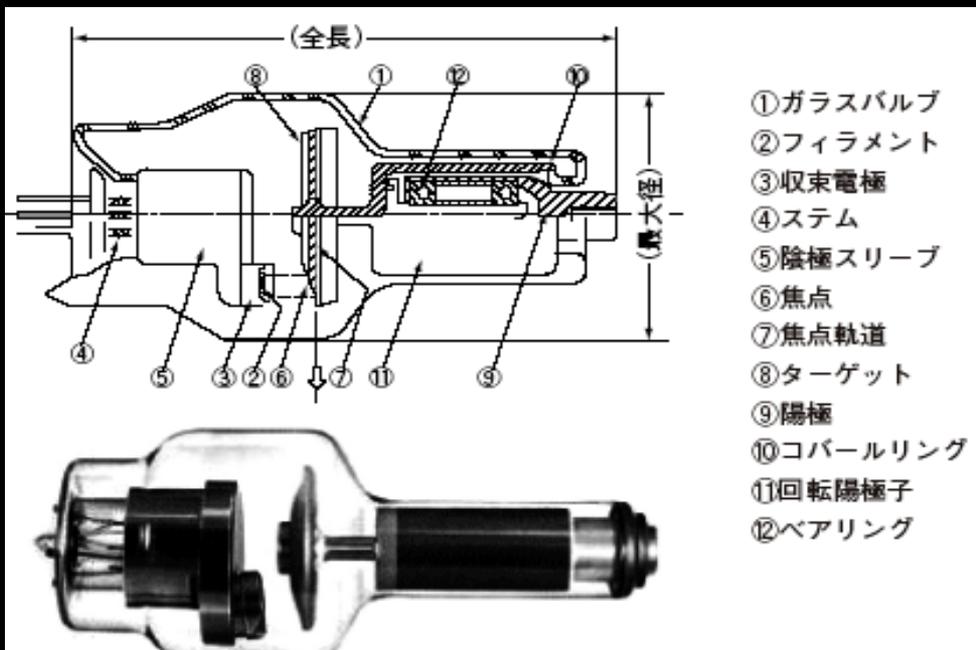
X線 CT 装置で正しい組合せはどれか。2つ選べ。

1. X線管 ————— 固定陽極
2. X線高電圧装置 ————— 単相全波整流方式
3. X線検出器 ————— 半導体
4. 画像処理装置 ————— A-D 変換器
5. ガントリ ————— チルト機構

CTでは、**回転陽極X線管**が用いられる。  
 高額である(数百万~2千万円)。年1回交換。  
 回転陽極は傘状のターゲットを高速回転させ  
 冷却装置も備え、X線発生時の発熱を抑制。  
 CTでは数秒間の連続的なX線発生が必要で、  
 固定陽極X線管では発熱が多く使用できない。



固定陽極X線管の構造

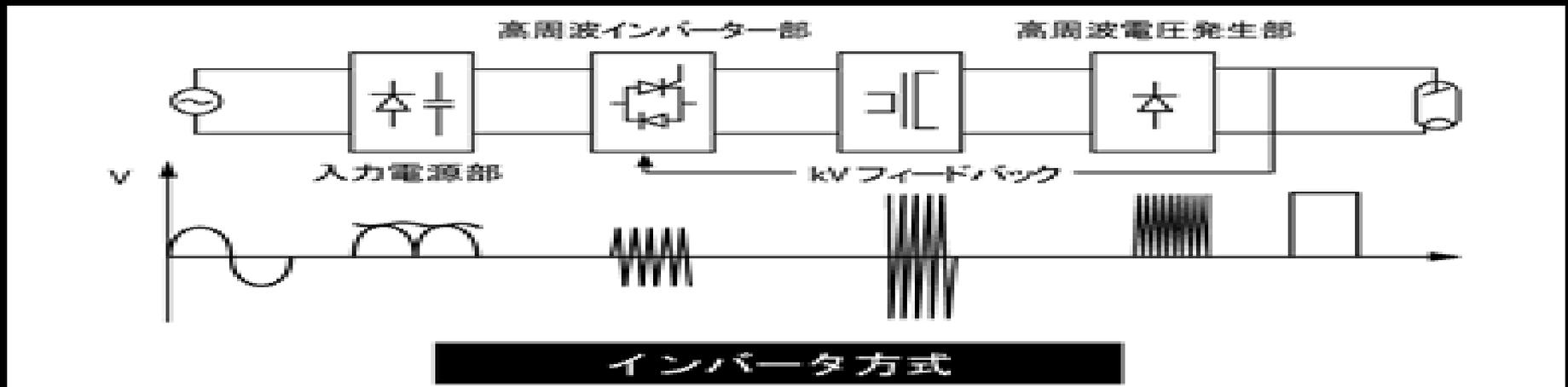


回転陽極X線管の構造

# CTに使用されるX線発生装置

現在では、高周波インバータ方式が多い。

CTに自己整流X線管球は用いない。



## 自己整流型X線管

X線管球自体で整流を行う方式。整流器が不要になる利点と、X線管球の負担が大きくなる欠点がある。多くの歯科用X線撮影装置は自己整流方式を用いている。

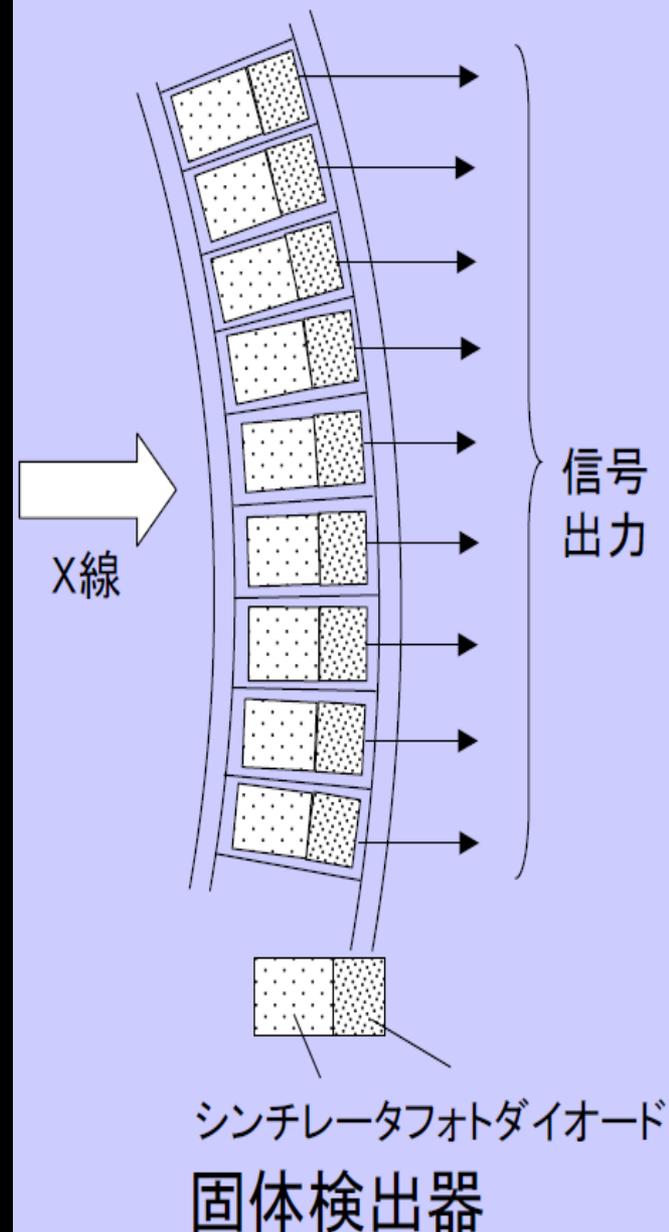
現在のCTのX線検出器は、**シンチレータとフォトダイオード**

シンチレータにX線が入射すると可視光線が出る。

半導体検出器の  
フォトダイオードで  
光線を電流に変換。

Gd を主成分としたセラミック  
シンチレータの微粉体を、微小  
なフォトダイオードを多数並べ  
たブロック上に焼付けている。

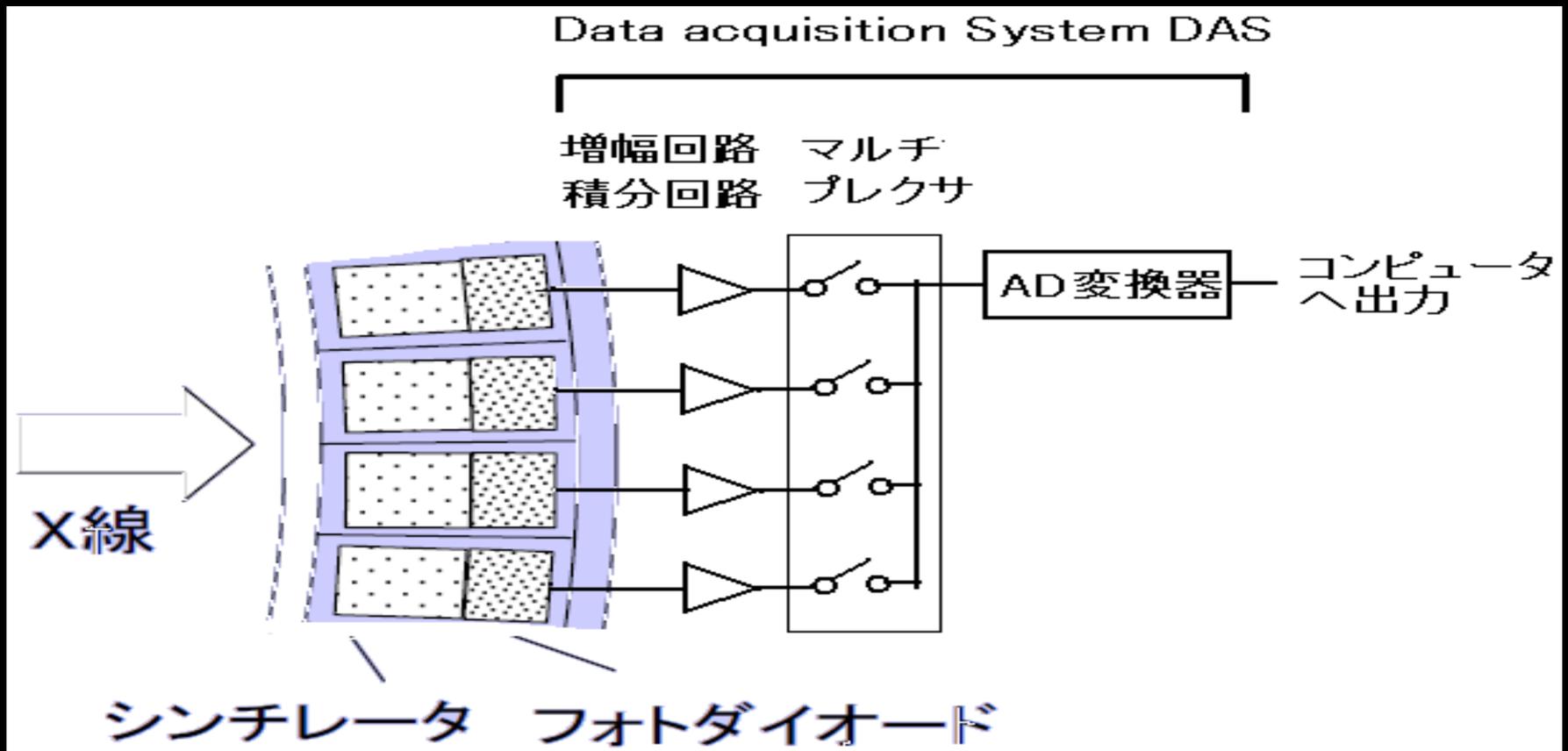
## CTの検出器の構成



# DAS Data Acquisition System

## データ収集システム

複数のX線検出器の出力電流を集約化およびデジタル化して、コンピュータシステムに送るユニット。



# DAS Data Acquisition System

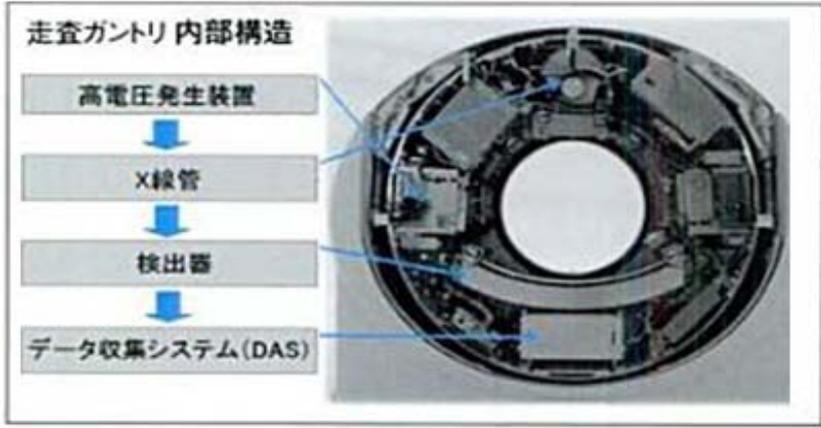
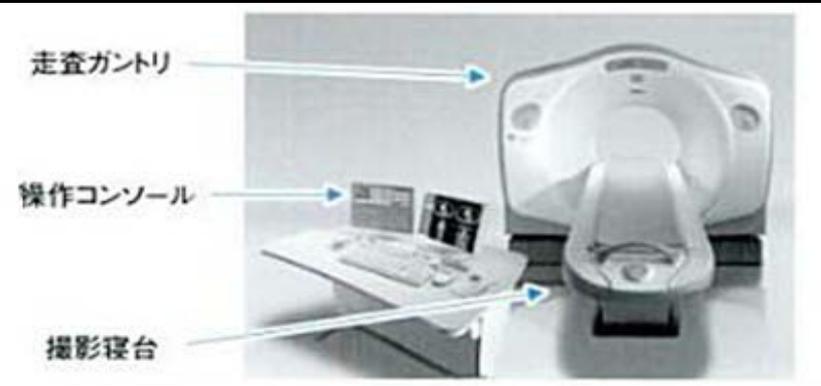
X線検出器のフォトダイオードからの出力電流は微弱で、数 $\text{pA}$ ~ $\mu\text{A}$ 。

まず電流信号の雑音除去と増幅および積分回路で1ミリ秒程度の時間幅のデータに整える。

同時に得る複数の信号を一つの時経列信号にまとめるマルチプレクサ回路を介して、複数の検出器信号を時経列アナログ信号に変換。

それをAD変換 (Analog to Digital) 回路を介して、断層画像を算出するコンピュータに送る。

CTの走査ガントリーは傾き角度を変えられるチルト機構 (tilt : 傾き) を備えた装置が多い。  
頭部CTでは OM line (orbital-meatal baseline) (外眼角と外耳孔中心を結ぶ線) に沿う断面を撮影する。ガントリーをチルトすると便利。



患者の頸部角度を調節して OM line に沿うCT撮影を実施するのは難しい。