

医用画像機器工学Ⅱ (CT) 4

23年国家試験

解答 4

X線CTで体軸方向の空間分解能に影響するのはどれか。

1. 検出器感度
2. X線管電流
3. スキャン時間
4. ヘリカルピッチ
5. 表示ピクセルサイズ

1, 2, 3, 5 は
スライス面
(体軸断面 axial)
の画像のノイズ、
空間分解能に
影響する。

シングルスライスヘリカルCTの場合

$$\text{ヘリカルピッチ} = \frac{\text{テーブル移動距離 } \Delta}{\text{コリメーション幅 } T}$$

ヘリカルピッチの意味は、体軸方向のデータ量。

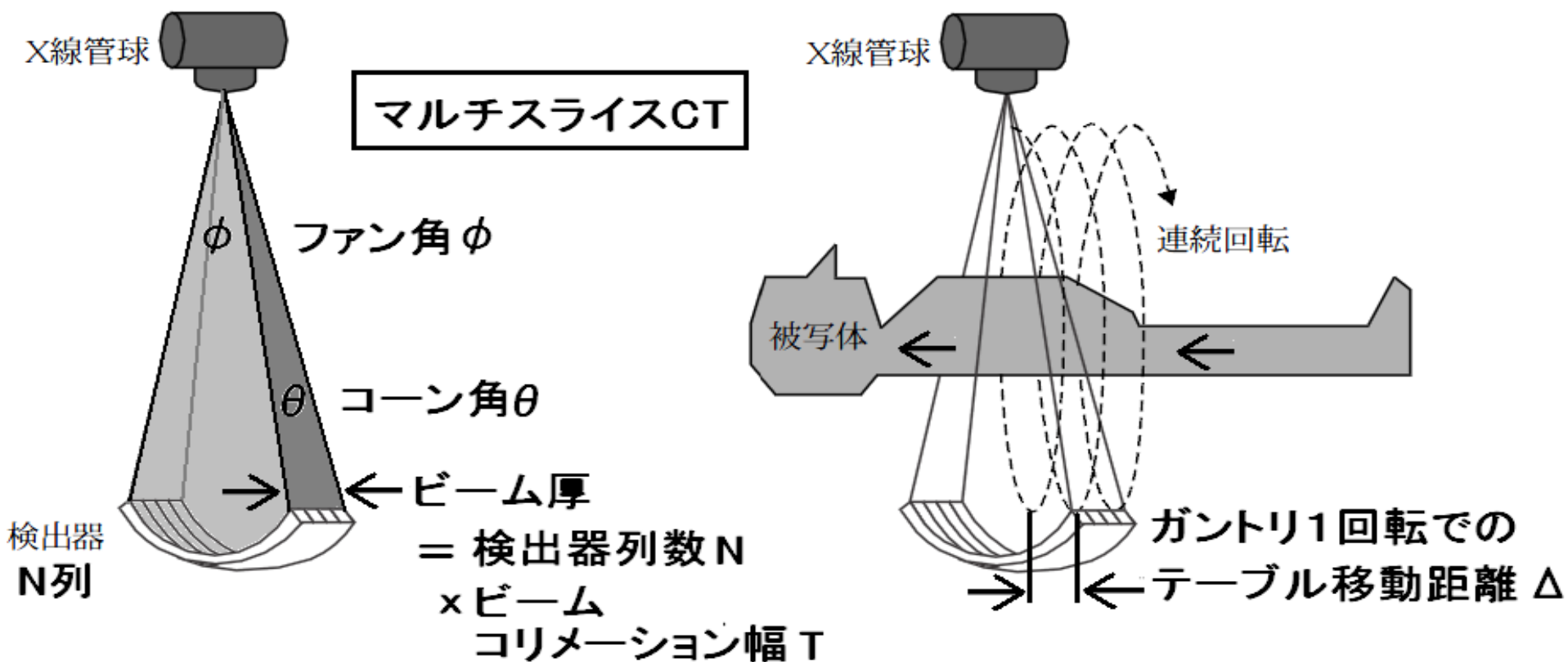
ピッチが大きい = 体軸方向のデータ収集が粗い。

実際の撮影でのヘリカルピッチは 0.6 ~ 1.5 程度。

ピッチの値が小さいほど、
体軸方向の断層像の画質が良くなるが、
患者の被曝は多くなる。

マルチスライスヘリカルCTの場合

ヘリカルピッチは、管球（またはガントリ）が1回転する間に患者ベッド（テーブル）が移動する距離 Δ を **ビーム厚**（**検出器列数 N × コリメーション幅 T** ）で割った値。



マルチスライスヘリカルCTの場合

$$\text{ビームピッチ} = \frac{\text{テーブル移動距離 } \Delta}{\text{ビーム厚 } NT}$$

$$\text{ディテクタピッチ} = \frac{\text{テーブル移動距離 } \Delta}{\text{検出器1列分の
コリメーション幅 } T}$$

実際の撮影でのビームピッチは **0.6 ~ 1.5** 程度。

ビームピッチが 1 未満

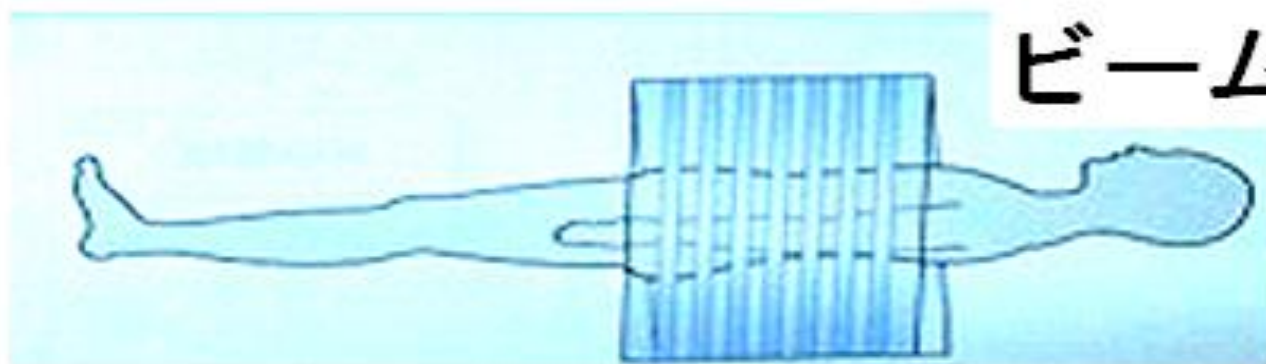
→ 体軸方向データに重複 (オーバーラップ) が生じる

ビームピッチが 1 以上

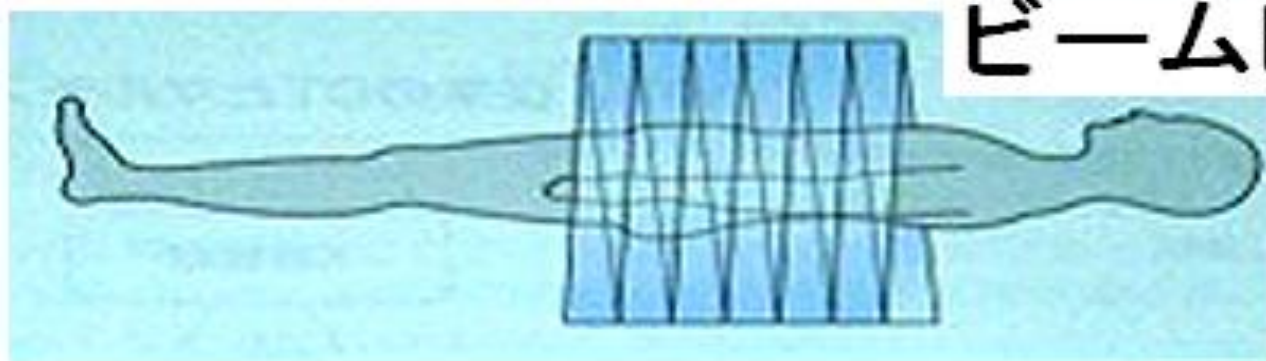
→ 体軸方向データに欠損 (ギャップ) が生じる

ビームピッチ = ベッド移動幅 / ビーム幅

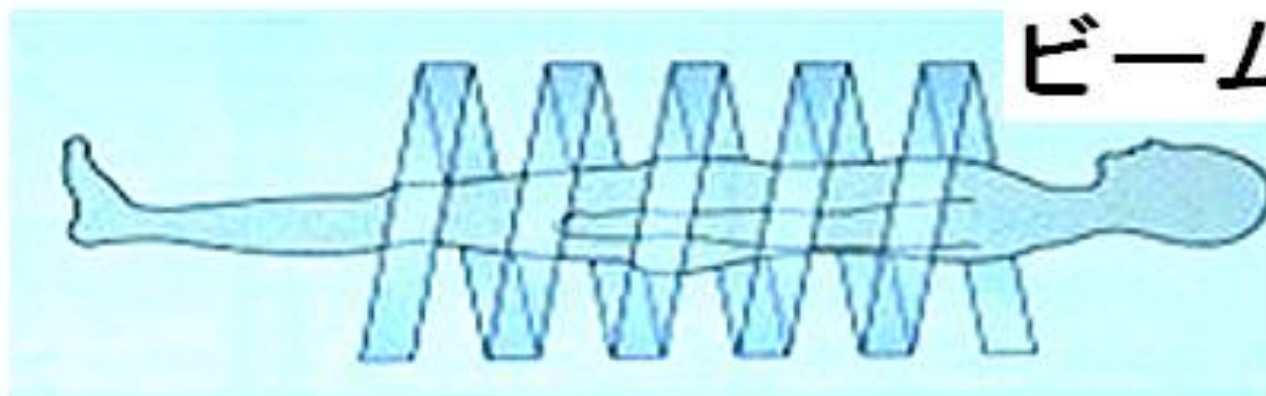
ビームピッチ < 1



ビームピッチ = 1



ビームピッチ > 1



原理上は、ビームピッチを 1 に設定した撮影が理想的と考えられるが、

実際の撮像データは、辺縁部に並ぶ検出器から得るデータは中心部に並ぶ検出器から得るデータよりノイズが多いので、

ビームピッチを 1 未満にして体軸方向データに重複(オーバーラップ)を生じさせ、
辺縁部検出器から得るデータを重複させて
体軸方向断層像の画質(分解能)を良くする。

冠動脈 CT に用いられる画像
表示法はどれか。 2 つ選べ。

1. VE

4. Raysum

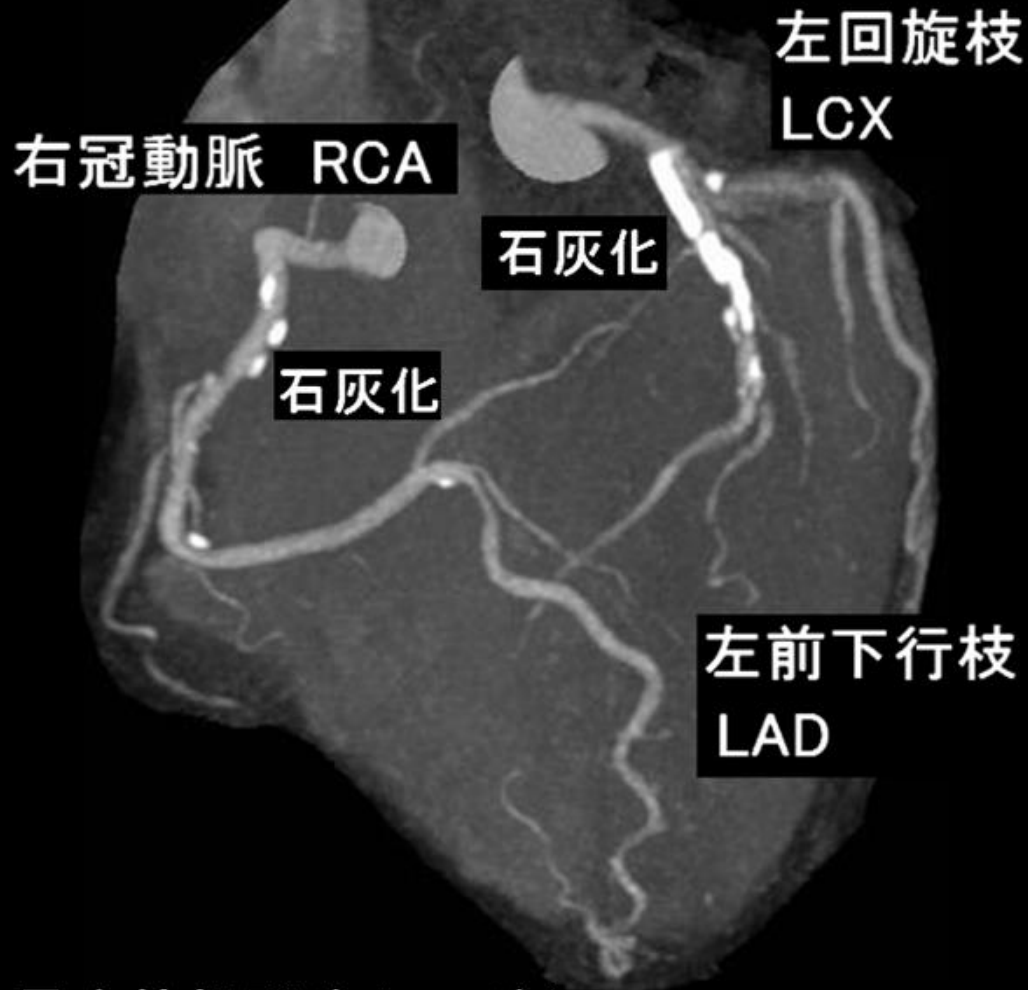
2. VR

5. Curved MPR

3. 2 値化

SR法

320列マルチスライスCTで 寝台を固定させたまま撮影。
心電図を同期させて心臓全体の拡張末期像を0.3秒で撮像。



最大値投影法(MIP法)



ボリュームレンダリング(VR)法

Curved Multi Planer Reconstruction (curved MPR) カーブド MPR

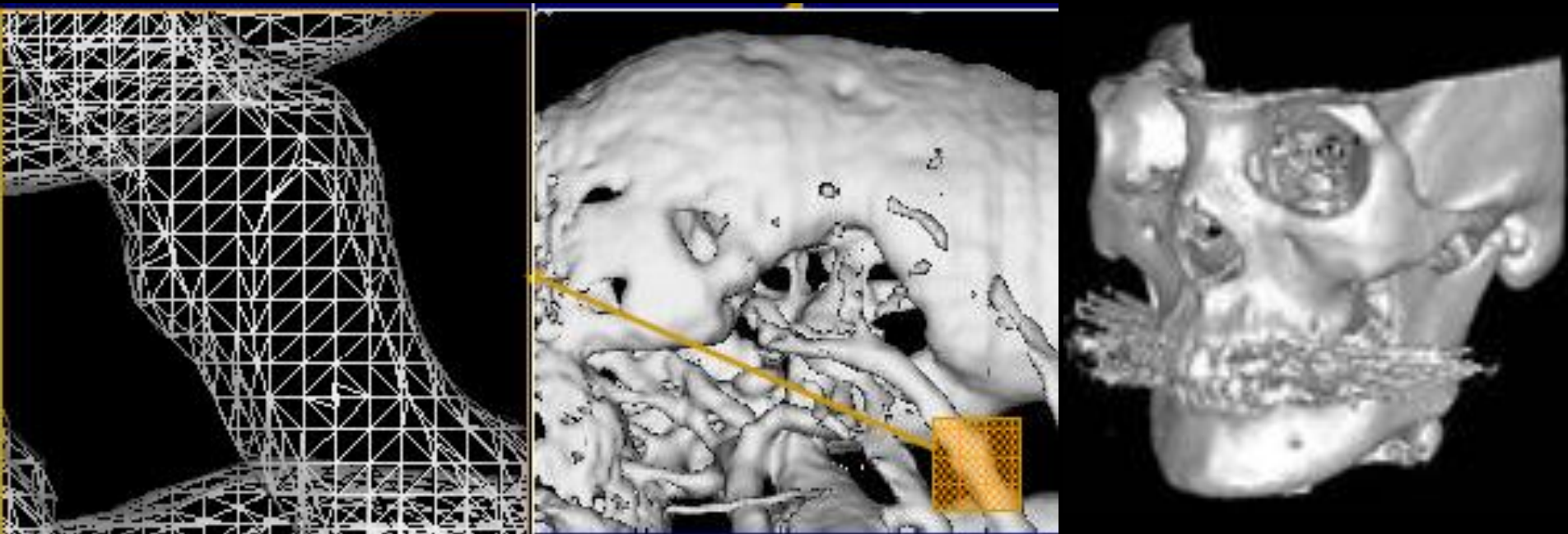
心臓表面に分布する冠状動脈を平面上にひろげ、さらに蛇行した動脈を伸ばすなど、画像を湾曲させて作成したMPR像が、動脈疾患や歯科領域で臨床応用されている。



Surface Rendering (SR)

サーフェスレンダリング法 心臓CTには使わない

3次元画像データから**2値化処理**によって骨や皮膚、内臓などの表面に対応する画素の分布を、多角形図形の集まりとして抽出し、それぞれの面に陰影（シェーディング）処理を行い立体的に表現する方法。



VE (Virtual Endoscopy) 仮想内視鏡

CO₂(吸収される気体)注腸ヘリカルCTによる
バーチャル内視鏡画像。CTコロノグラフィ



胸部ヘリカルCTによる バーチャル気管支内視鏡画像。



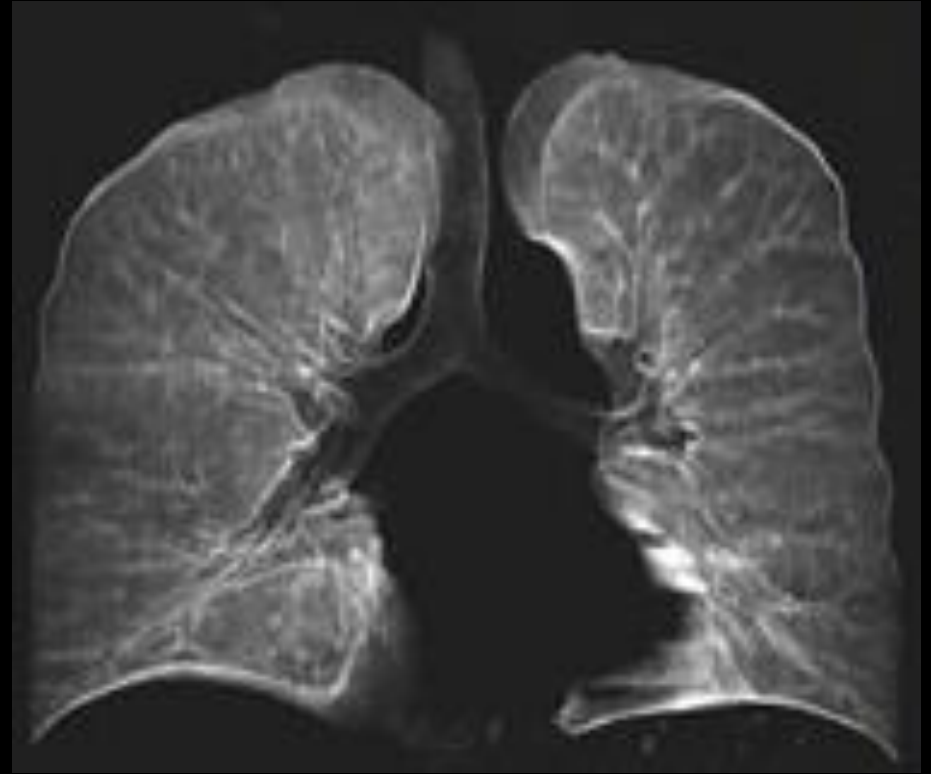
Ray summation (Raysum)

総和値投影法

3次元画像データにて、投影角度ごとの画素値の総和値(合計)で2次元画像を作成する方法。



肺CTの骨や筋肉、心、縦隔を除いたデータでRaysumを作成



さらに肺の正面側半分を除いたデータでRaysumを作成

腹部造影 CT の平衡相で被検者間の
造影効果のばらつきが最も小さいのはどれか。

1. 造影剤の注入総量を一定にする。
2. 造影剤の注入時間を一定にする。
3. 造影剤の注入速度を一定にする。
4. 造影剤の体重当たりの注入総量を一定にする。
5. 造影剤の体重当たりの注入時間を一定にする。

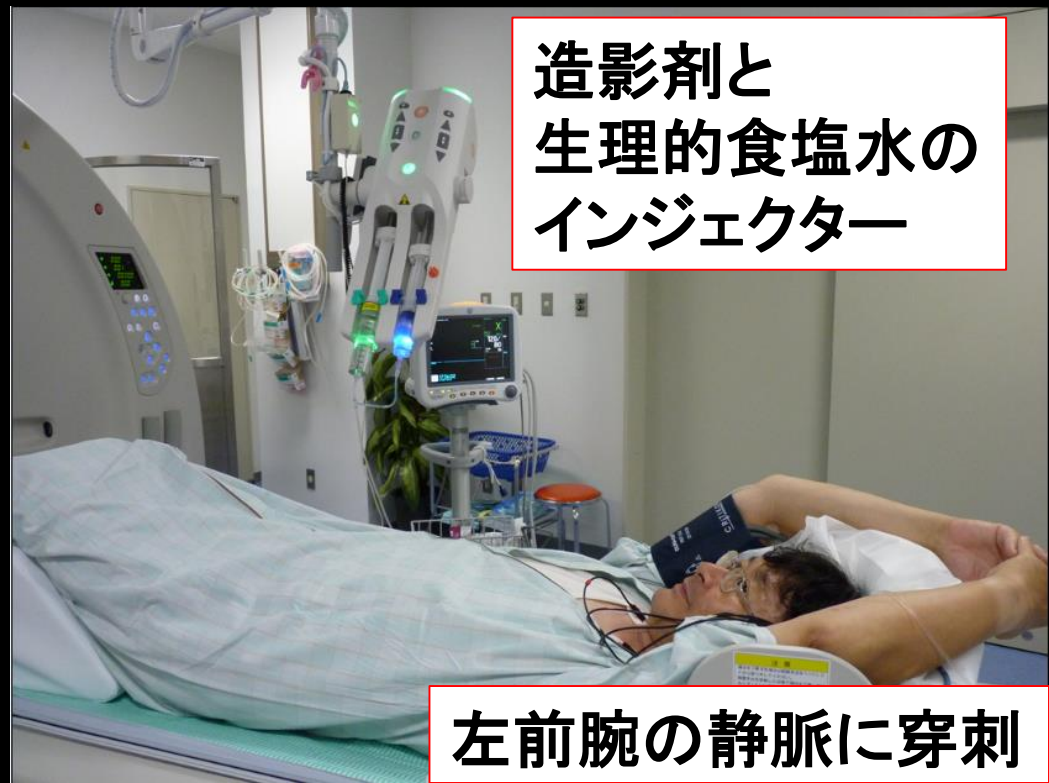
造影CT CECT Contrast Enhancement CT

非イオン性ヨード造影剤は各種ヨード濃度の製品がある。

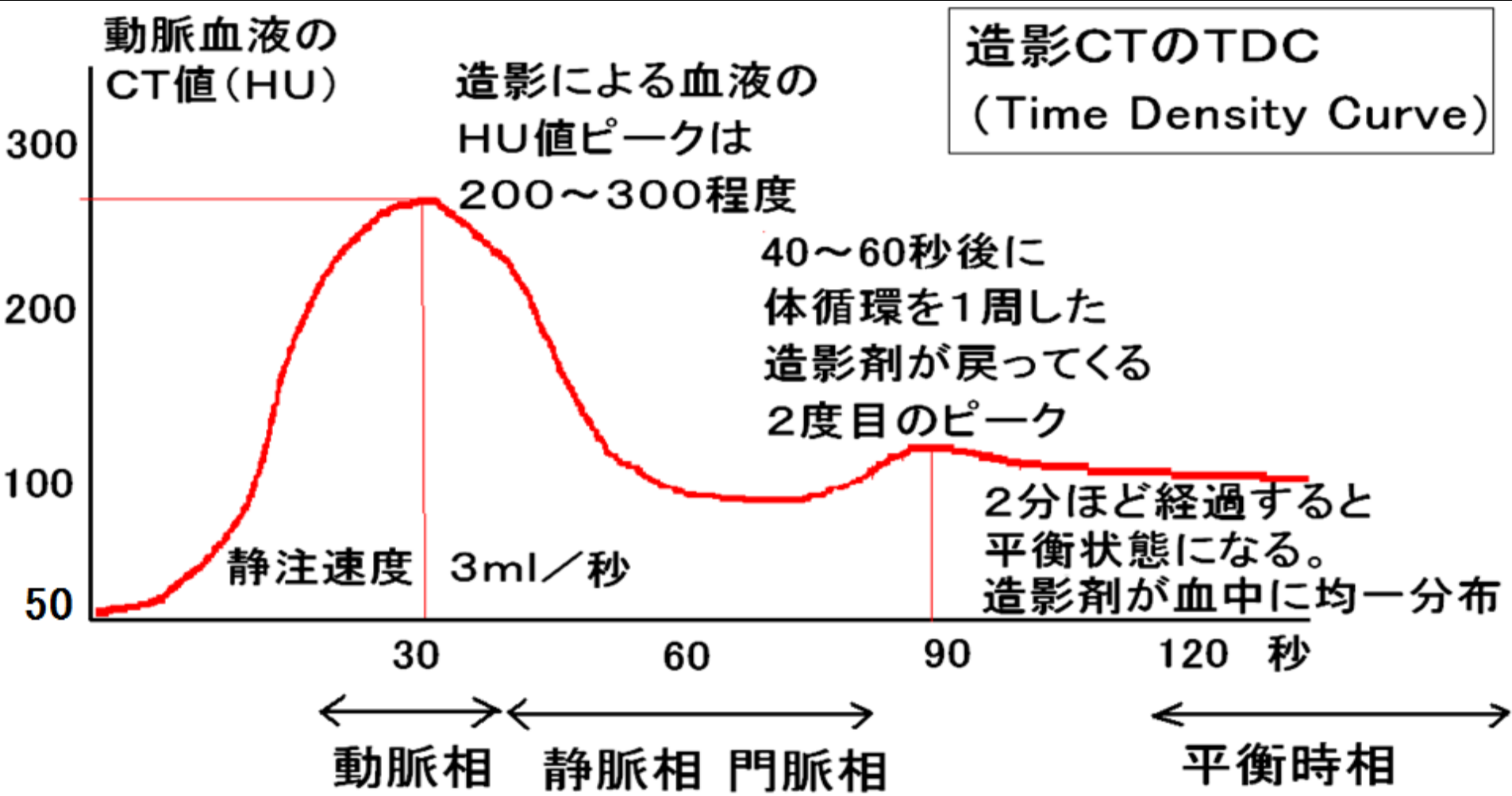
100mlのシリンジに 240～370 mgヨード / ml の造影剤が入っている。 イオパミドール など。



シリンジ 1本に ヨード 30g



造影剤を静脈投与すると、30秒後くらいに動脈が200～300 HU 程度に造影されるピーク。その約1分後（体格の小さい患者ほどはやい）に100 HU 程度の2回目のピーク。



通常は、造影剤 3ml／秒 くらいの注入速度。

動脈相は 30秒後 に撮影（心筋冠血管撮影など）。

静脈相、門脈相は 60秒後 に撮影

平衡相は 150～180秒後 に撮影。

（造影剤は速やかに尿中排泄される。）

（＝ 腎機能の低下した患者には造影剤を使わない）

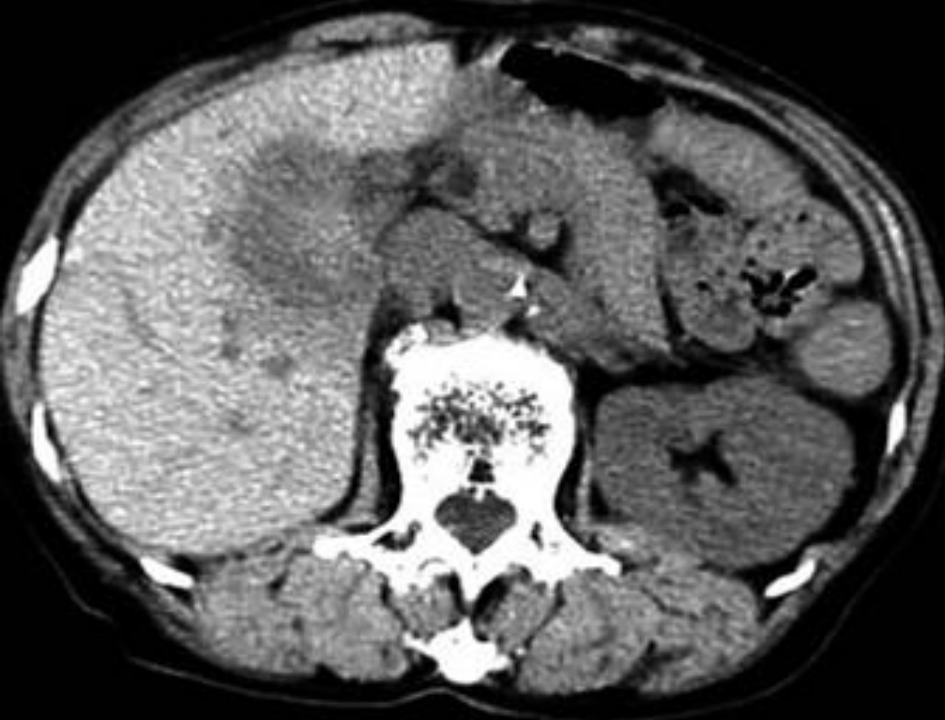
平衡相は、造影剤が血液中に均一分布している。

平衡相の血液のHU値を患者間でばらつかないように

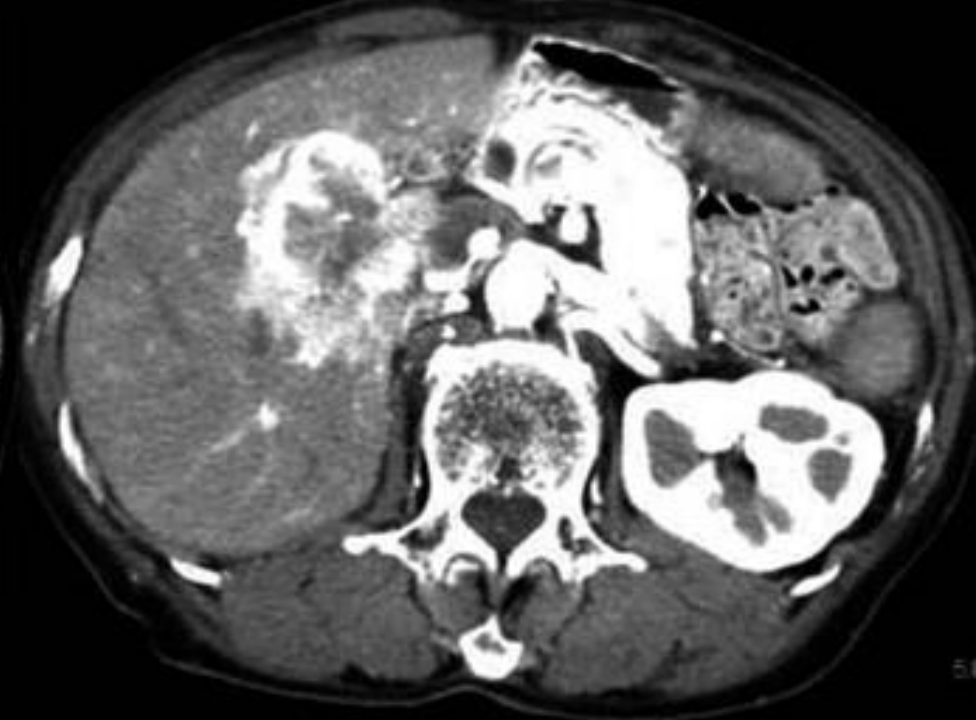
総ヨード使用量／患者血液量 の値を一定にする。

循環血液量は体重1kgあたり約60ml。

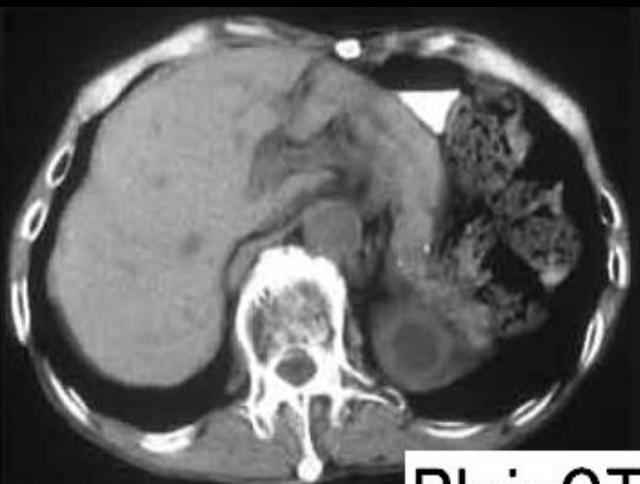
したがって、体重あたりのヨード投与量を一定にする。



PlainCT



CECT (動脈相)



PlainCT



CECT (動脈相)



CECT (平衡相)

ヘリカル CT のステアステップアーチファクト
に関係するのはどれか。2つ選べ。

1. 管電圧

4. 再構成関数

2. 管電流

5. 再構成間隔

3. スライス厚

ステアステップ アーチファクト Stair step artifact (階段状アーチファクト)

頭蓋骨や大動脈弓などのVR像で、球状またはドーム状の構造に階段状のガタガタが出現する。

アーチファクト
なし



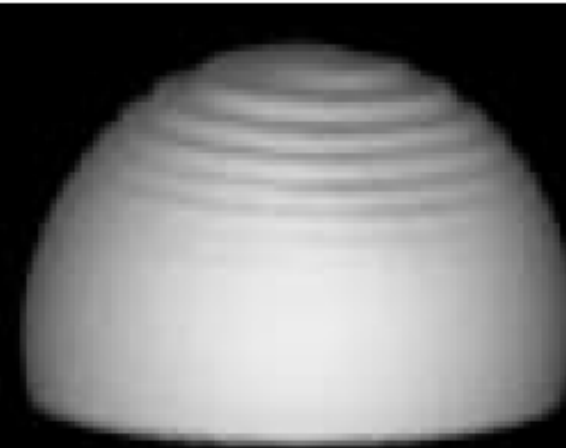
スライス厚 2mm
ヘリカルピッチ 1
再構成間隔 1mm

エリアシング
アーチファクト



スライス厚 2mm
ヘリカルピッチ 1
再構成間隔 3mm

ローテーション
アーチファクト



スライス厚 2mm
ヘリカルピッチ 3
再構成間隔 1mm

ステアステップ アーチファクト（階段状アーチファクト）
ヘリカルCT像の 主に体軸（Z軸）方向に出現する。

1. エリアシングアーチファクト

画像再構成間隔（axial 像 を作る体軸方向の間隔）
が広いと出現する階段状のアーチファクト。
スライス厚が大きい場合にも生じる。

2. ローテーションアーチファクト

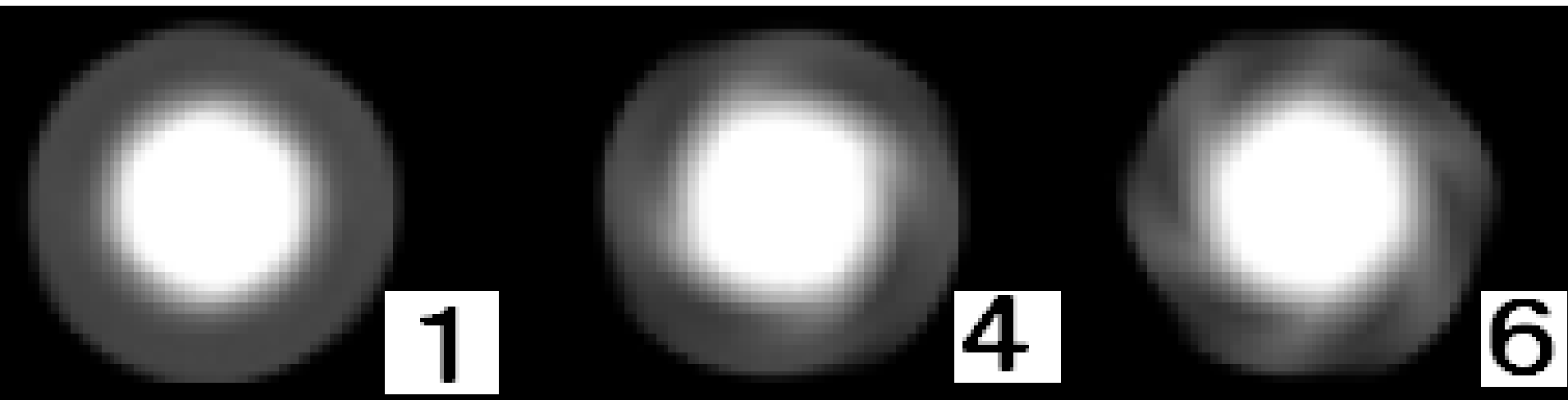
ヘリカルピッチが広いと出現する螺旋階段、渦巻状
のアーチファクト。

風車状アーチファクト（ 風車 windmill artifact ）が
原因で出現する。

風車状アーチファクト（風車 windmill artifact）

ヘリカルピッチが1を超えるとマルチスライスCTのaxial 画像は（1枚のaxial 画像でも）、複数列の検出器データを使って再構成される。検出器の列のずれを補間する演算によって球状の画像辺縁に風車状のアーチファクトが生じる。

風車アーチファクト



ヘリカルピッチ

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_θ)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。)

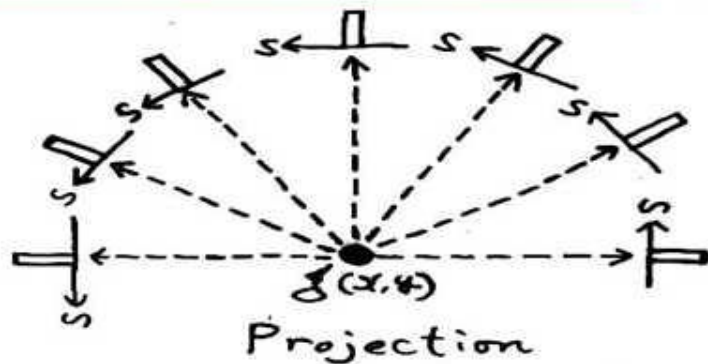
スライス j におけるサイノグラムを求める。
サイノグラムの各スライスの1次元配列は、
各々の角度から収集されたデータ。

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_θ を作成する。
 P_θ を単純に重ね合わせた画像を I とすると

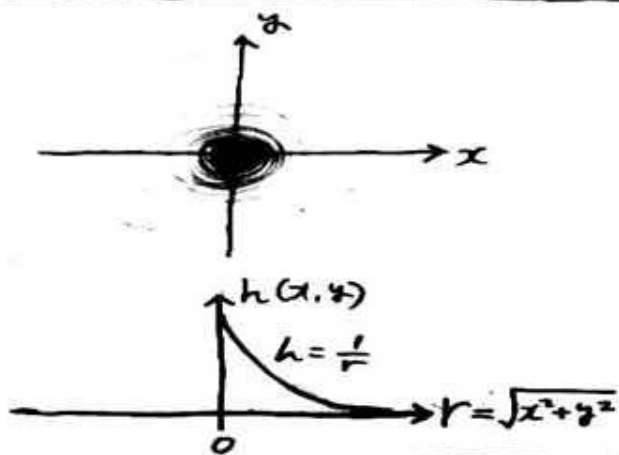
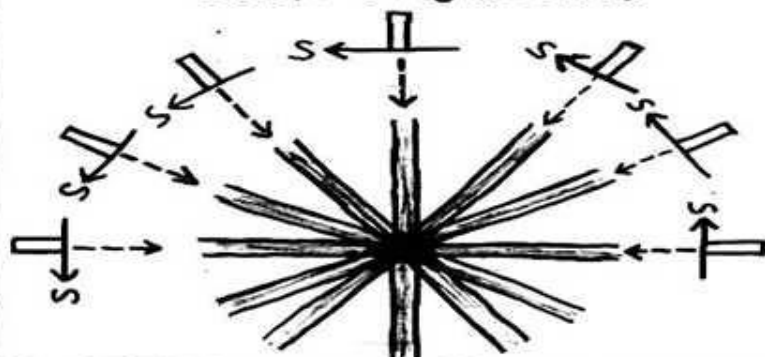
$$I = \int P_\theta d\theta \quad (\text{Simple back projection})$$

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増え、中心から遠ざかるほど少なくなって、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

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

つまり、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

$$L = G \cdot F(1/r) \text{ となる。}$$

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)

$$F(1/r) =$$

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

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

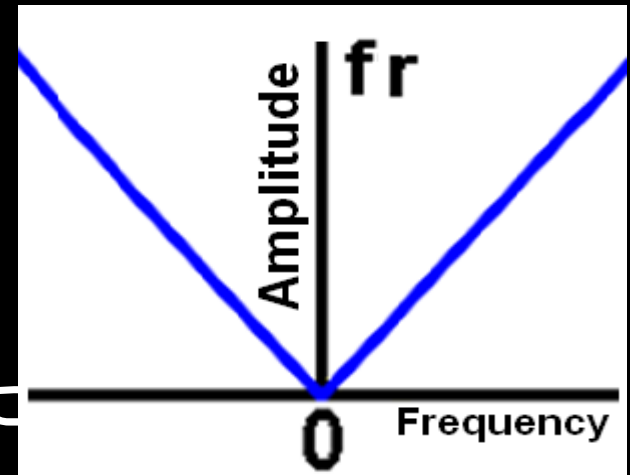
$G = L \cdot f_r$ の意味は、2次元周波数空間上で、単純重ね合わせ画像をフーリエ変換した2次元データ L に、フィルタ関数 f_r (f_r は周波数空間上の原点からの距離) をかけると、正しい再構成画像をフーリエ変換したデータ G になる。

$G = L \cdot f_r$ 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、

$H = |f_r|$ （ f_r がナイキスト周波数未満の場合）

$H = 0$ （ f_r 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。

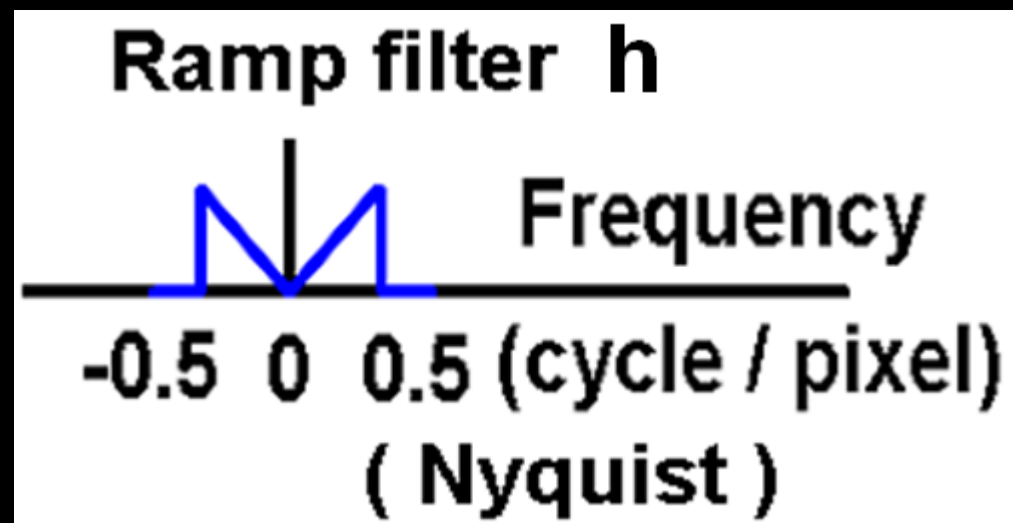
Ramp フィルタを逆フーリエ変換して

実空間 Ramp フィルタ h にしてから、

実空間で P_θ に h を畳み込む。

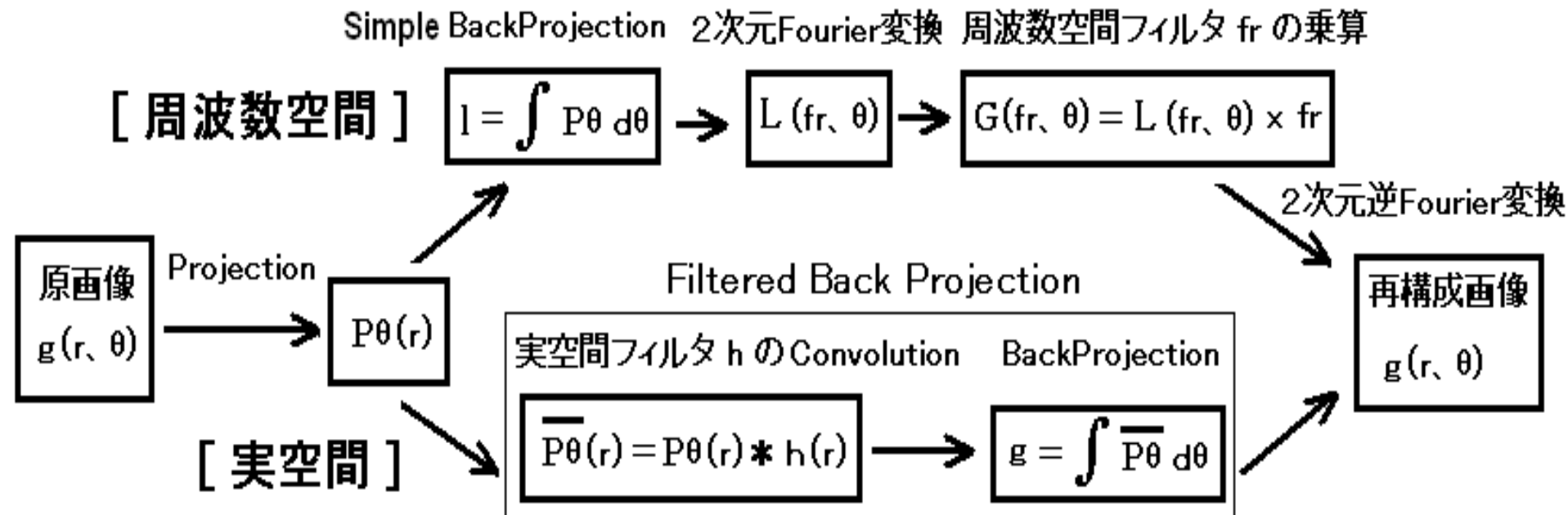
$$\overline{P_\theta} = P_\theta * h$$

（ $*$ 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_θ 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。



畳み込みの定理

データ g をフーリエ変換して、
その周波数空間成分 G に
周波数空間で再構成関数 Ramp フィルタ H を
かけて逆フーリエ変換すると、
実空間で、実空間 Ramp フィルタ h を
 g に畳み込みしたデータと同じになる。
($G \times H$ と $g * h$ は等価演算)

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)

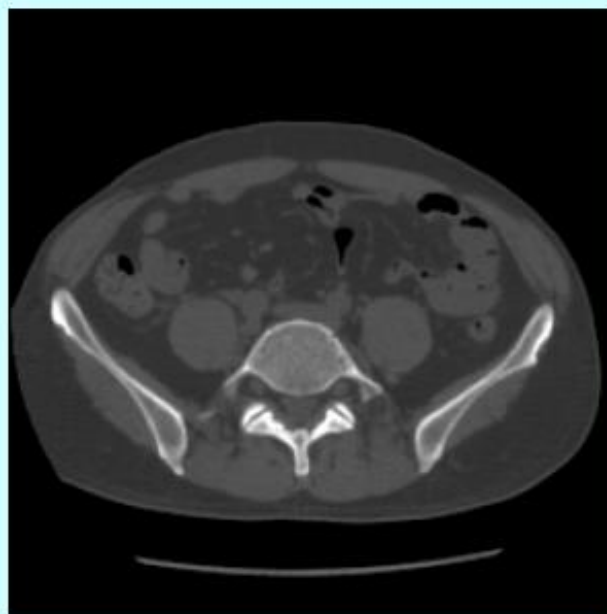
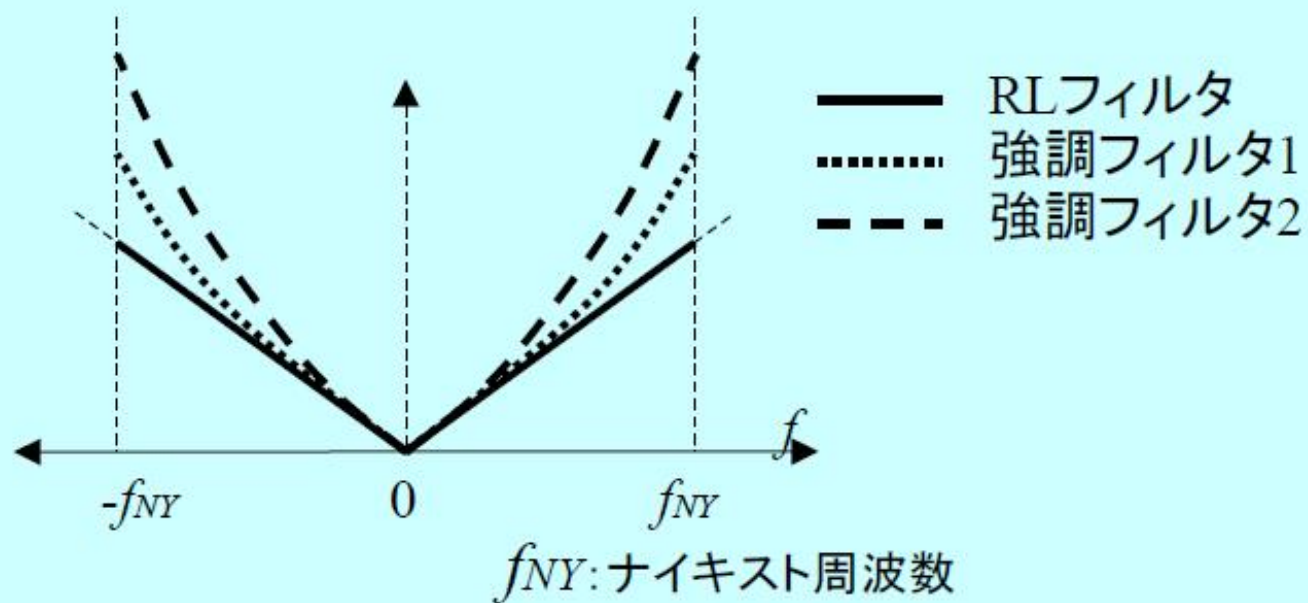


Ramp

Shepp&Logan

Cutoff = 0.5 Cutoff = 0.3 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

マルチスライス CT と関連するのは。

1. CCD

4. PMT

2. DAS

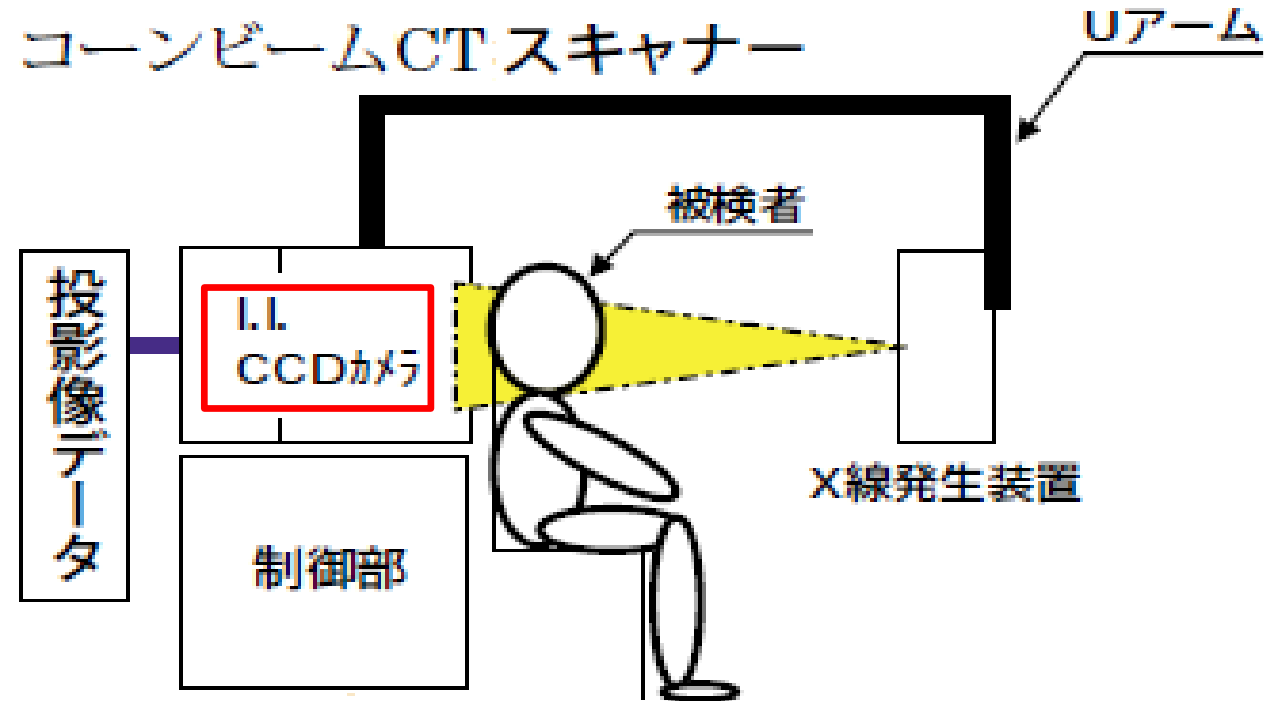
5. TOF

3. DSA

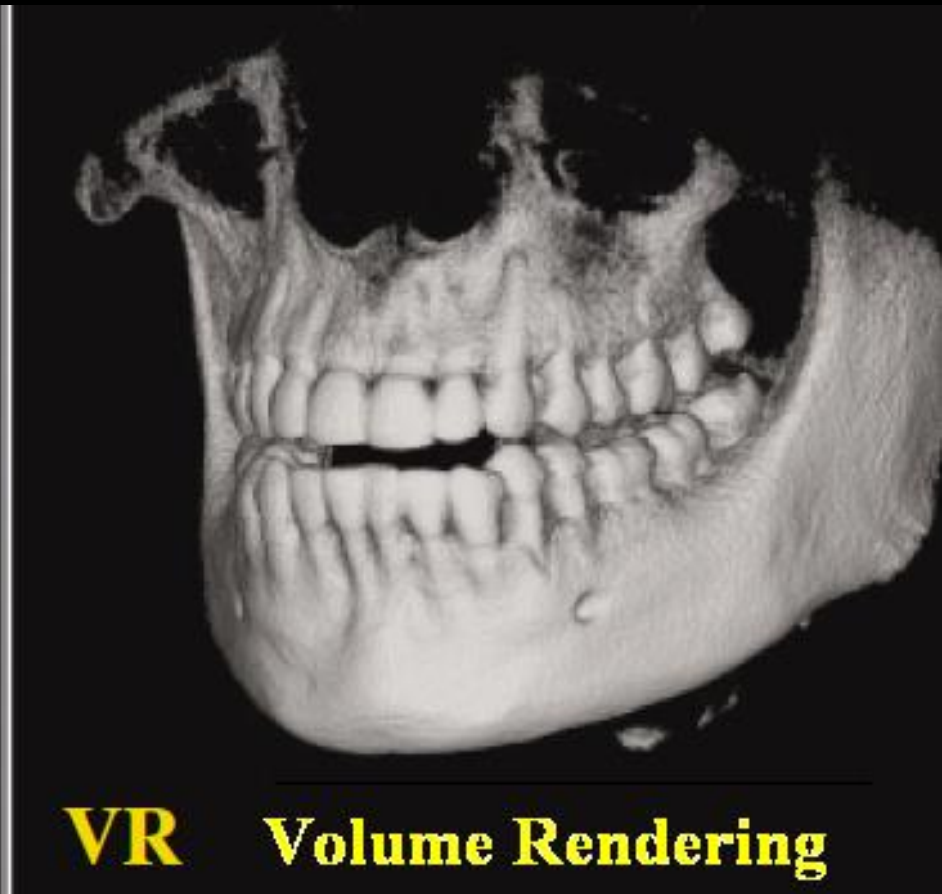
歯科用CT

検出器は I. I. と CCD

アーム型のコンパクトな構造で、
歯、上顎骨、下顎骨など
硬い構造の断層画像を
コーンビームX線で撮像。



歯科用CTは、歯、上顎骨、下顎骨など硬いもの（高コントラスト被写体）を撮像できればよいので、**低感度のX線検出器でも実用可能。**
（軟部組織の情報はほとんど得られない）



X線用イメージ インテンシファイア

Image Intensifier I. I.

一般CTのX線検出器には使用されない。
X線検出効率が低く、形状も大型。

I.I.は人体を透過してきたX線を

- (1) 入力蛍光面(ヨウ化セシウム)で受け、
光に変換された後、
- (2) 光電面(GaAs等の化合物半導体)にて電子に変換され、
その電子を加速しながら収束させ、
- (3) 出力蛍光面で光に変換して画像化する。

蛍光面に出現した像を、**CCD**
(Charge Coupled Device : 半導体画像センサ)で、
デジタル信号として取り出す。

CTのX線検出器に要求される性能

1. X線検出効率が高いこと

CTの被曝量を減らすために患者を通過したX線は、ほぼ100%の効率で検出できることが必要。

2. 小型、安定、計数率直線性

現在のCT装置は、検出器を高密度に多列配置するため、検出器間の仕切り幅をできるだけ狭くする必要がある。

(検出器間の仕切り(隙間)を狭くすると検出器全体のX線検出効率が上がる。)

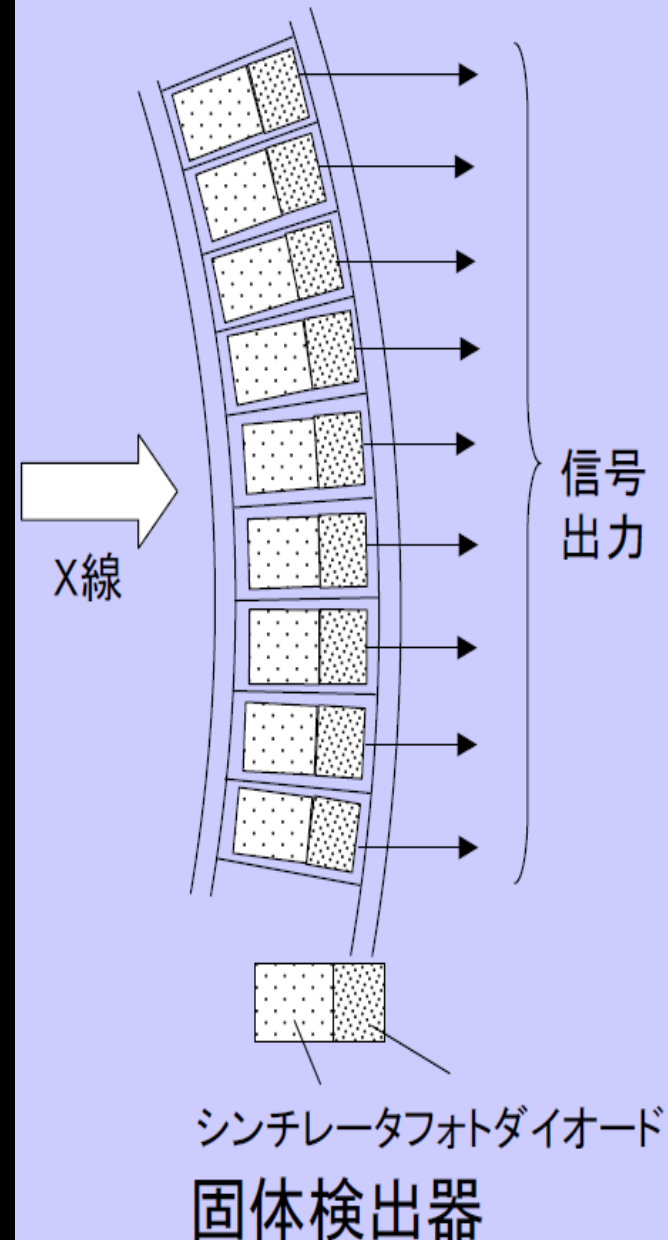
現在のCTのX線検出器は、**シンチレータとフォトダイオード**

シンチレータにX線が入射すると可視光線が出る。

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。

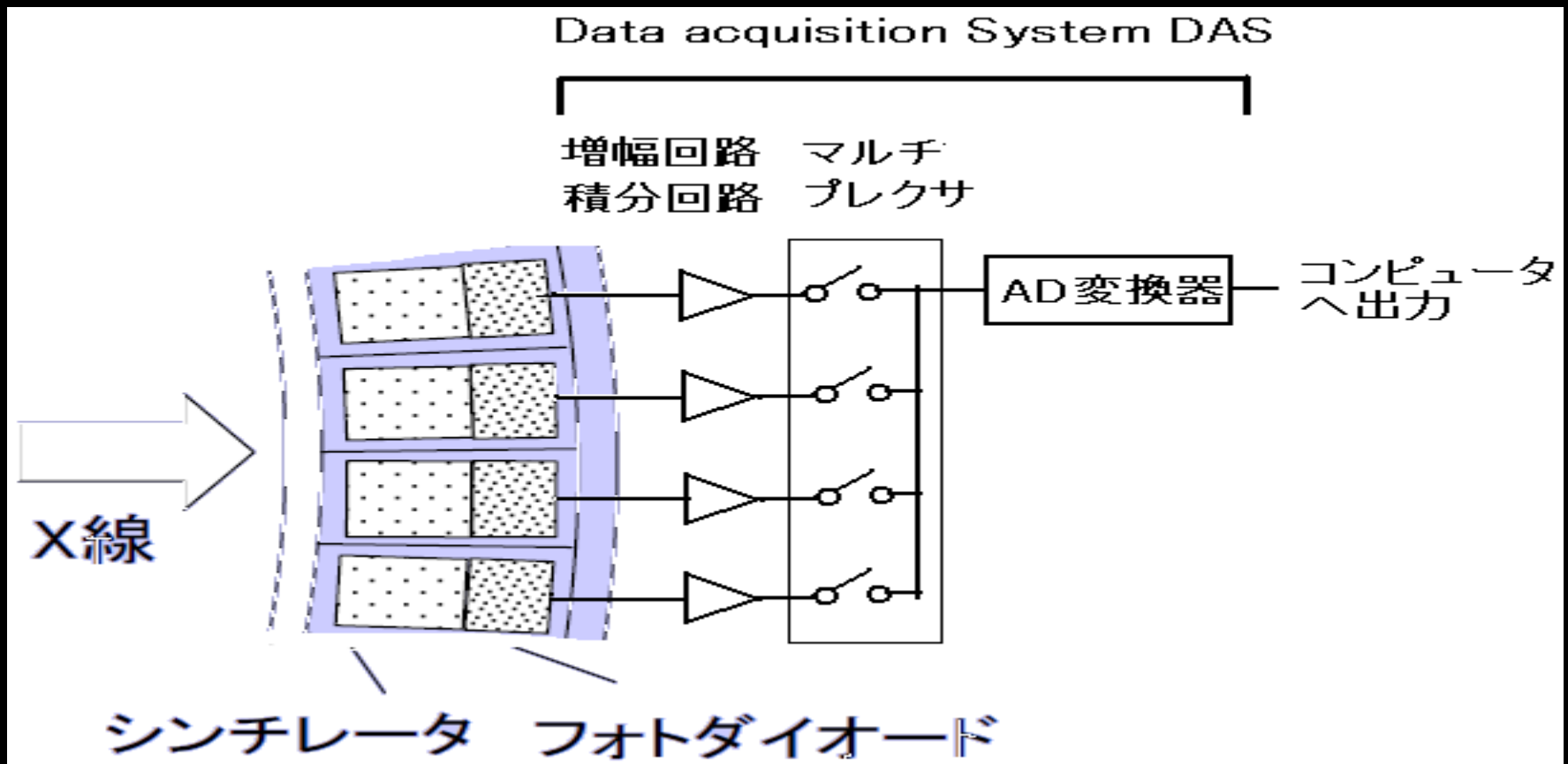
CTの検出器の構成



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 $\text{pA} \sim \mu\text{A}$ 。

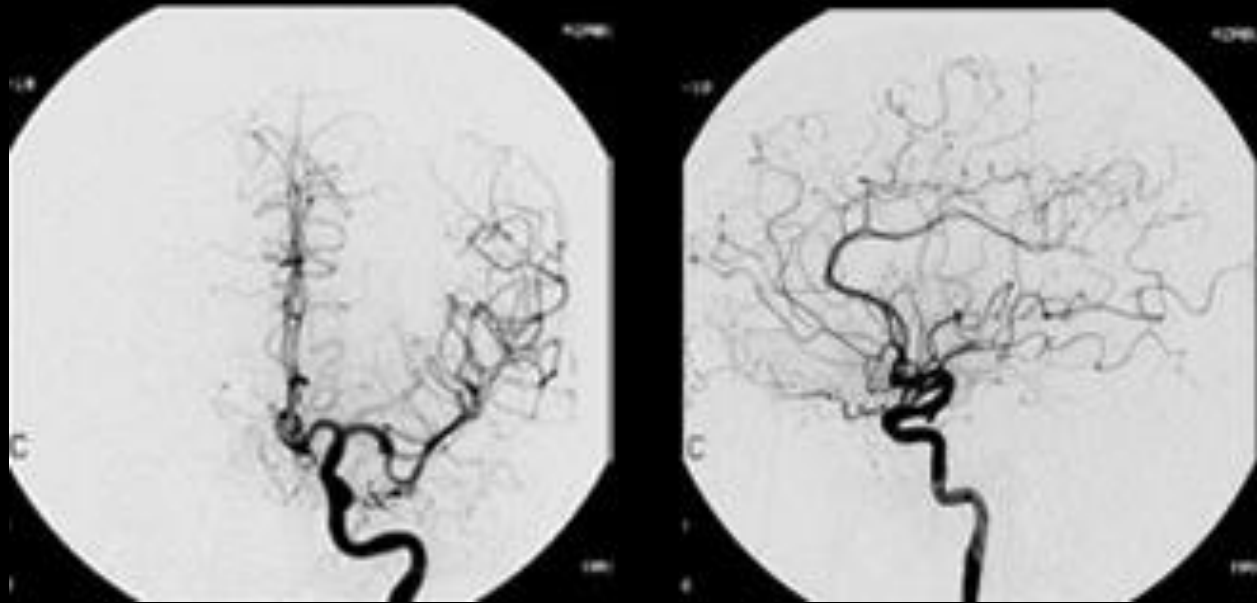
まず電流信号の雑音除去と増幅および積分回路で1ミリ秒程度の時間幅のデータに整える。

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。

DSA Digital Subtraction Angiography

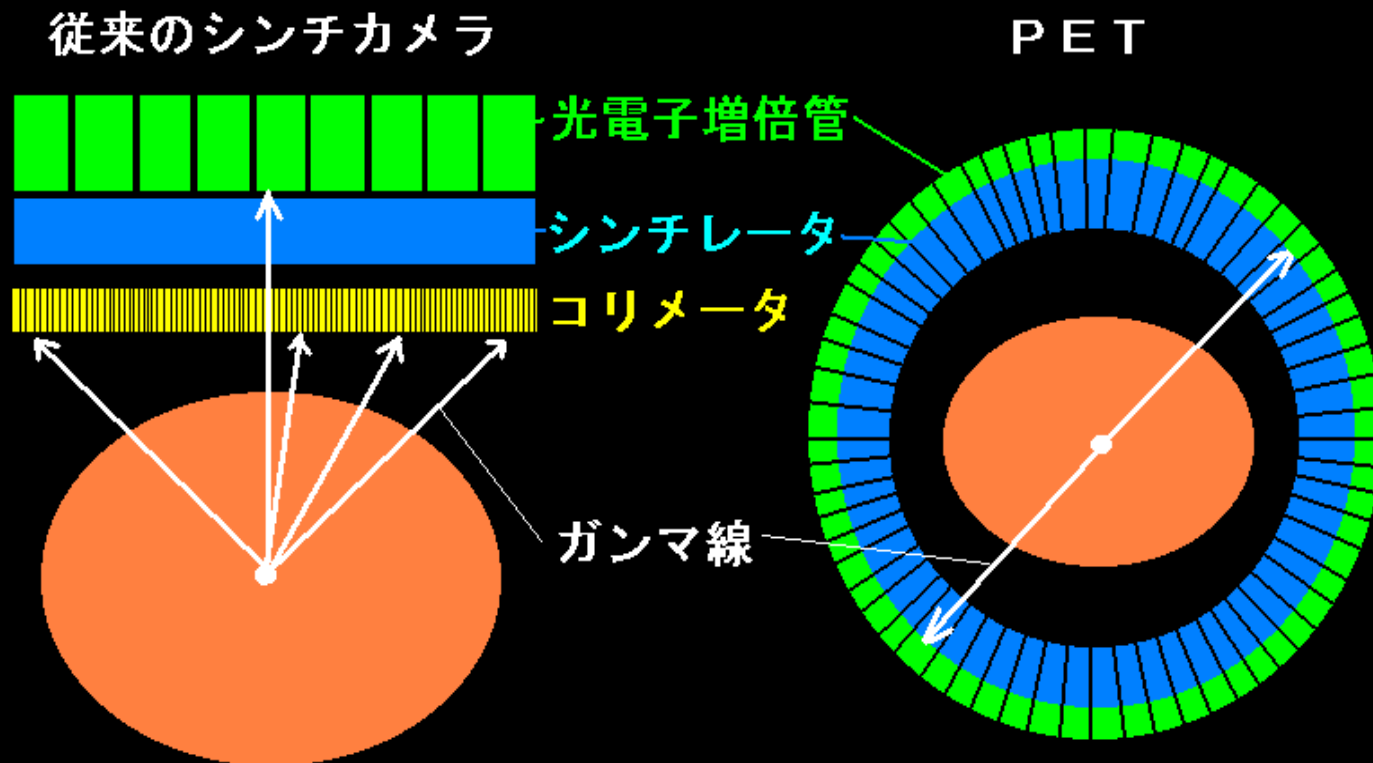
造影したい血管にカテーテルを挿入し、
造影剤を入れない状態で X線画像を撮像。
次に造影剤を入れた状態で撮像。
造影画像から造影剤の入っていない画像を
差分(subtraction)すると、血管だけが画像化。



内頸動脈 DSA 血管撮影像

PMT Photo Multiplier Tube 光電子増倍管

光電効果を利用して光エネルギーを電気エネルギーに変換し、電流増幅機能を付加した高感度光検出器。
核医学検査のガンマカメラ、PET装置に使用される。



TOF Time of Flight 飛行時間法

(1) **MRI** の血管描出法

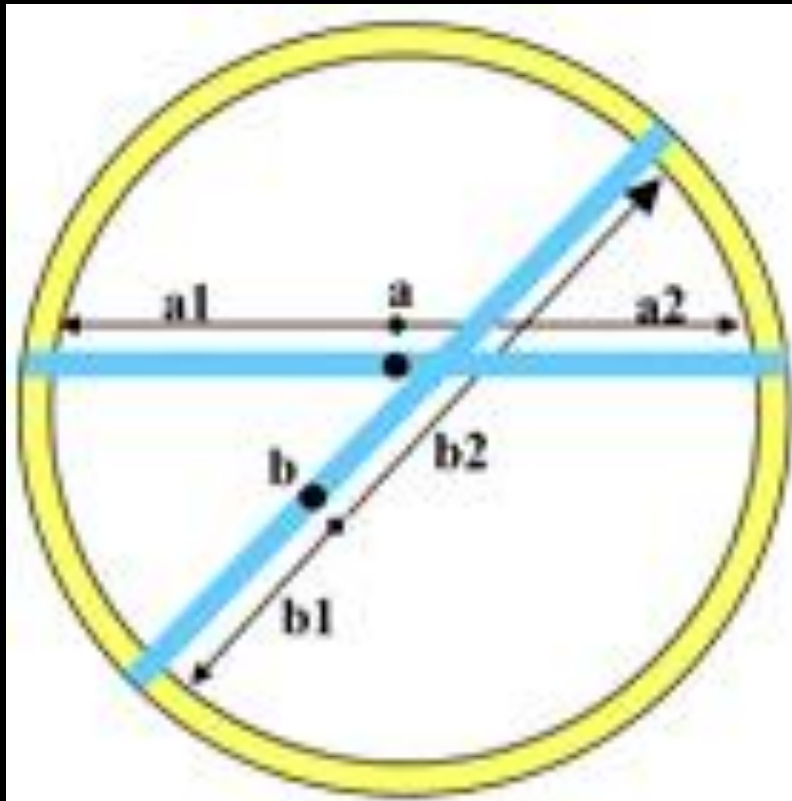
MRA : MR Angiography

MRIの撮像スライス面内において、血流が流入する部位はRFパルスを受けないことを利用して血管を高信号で描出する撮影法。

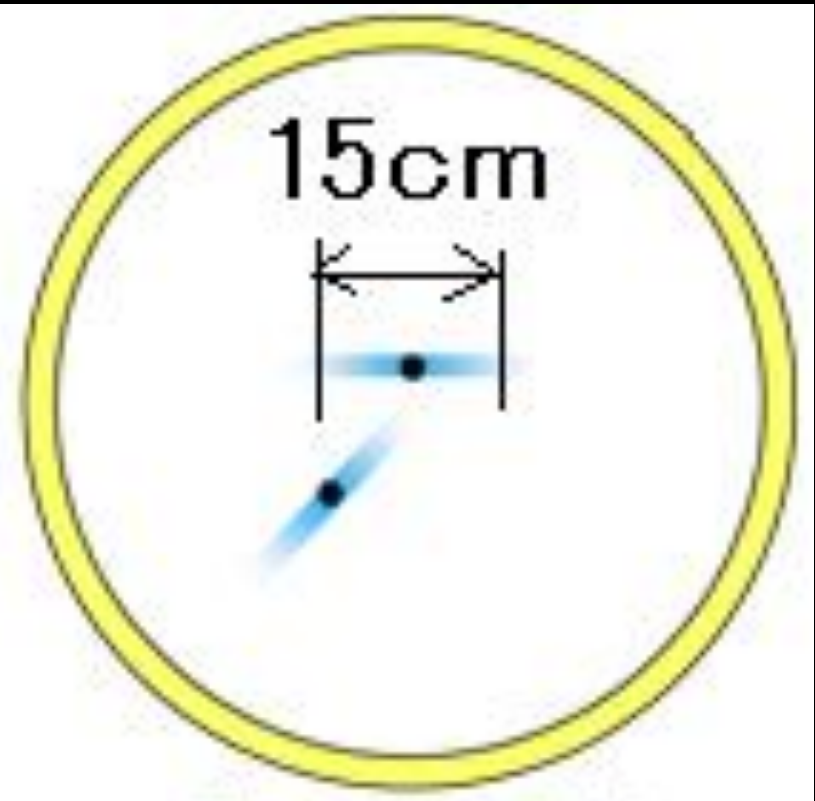


(2) PET の画像分解能改善法 Time of Flight PET

時間分解能が 500 ピコ秒の検出装置を備えたPETは、被検者体内での陽電子消滅におけるガンマ線の発生場所を、約15cmの範囲内で特定できる。
(秒速30万km x 500 ピコ秒 = 15cm) 速さ x 時間 = 距離



従来法PET



Time of Flight PET

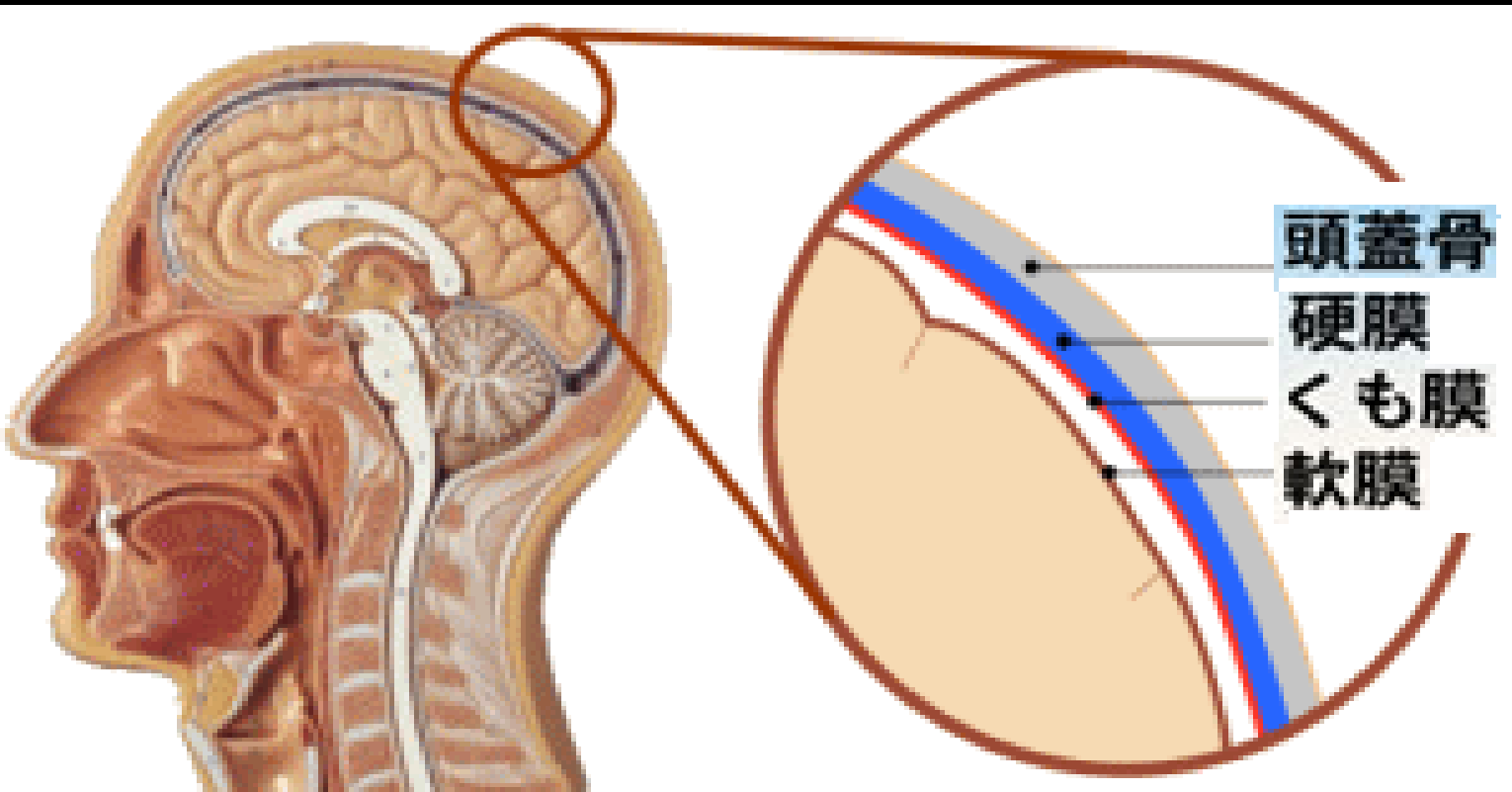
頭部 CT 像を示す。
血腫を生じている
部位はどれか。

1. 脳 内
2. 硬膜下
3. 硬膜外
4. 骨膜下
5. くも膜下腔



硬膜下血腫 Subdural hematoma

頭部外傷、虐待などで硬膜とクモ膜の間の板間静脈、架橋静脈、静脈洞、中硬膜動脈などが損傷し出血。多量な出血であれば、**急性硬膜下血腫**。症状が強い。少量の出血が続くと急激な症状は無く、数か月後に頭痛やマヒ、認知症が出現。**慢性硬膜下血腫**。



硬膜下血腫のCT像

被膜に覆われた境界明瞭な三日月状の血腫。
急性期は血液～血腫のCT値、慢性期は脳脊髄液
CSFに洗い流され、脊髄液のCT値に下がる。

急性硬膜下血腫



慢性硬膜下血腫



急性硬膜外血腫のCT像

外傷で中硬膜動脈や静脈洞が損傷し 硬膜と頭蓋骨の間に生じるレンズ状の血腫。血液～血腫のCT値。

