

令和5年度 後期 月曜1講目 オンデマンドWeb講義 [出席票一覧表](#)

講義は、オンデマンド授業です。各自、都合のよい時間に自習して下さい。試験はC304で行います。

出席票は下記アドレスへメールで送って下さい。

hokudaikatoh@gmail.com 出席票提出状況

メールの件名および添付ファイル名には、学生番号、氏名を明記して下さい。

9月25日 [講義1](#) [出席票1](#) [印刷用](#)

10月 2日 [講義2](#) [出席票2](#) [印刷用](#)

10月16日 [講義3](#) [出席票3](#) [印刷用](#)

10月23日 [講義4](#) [出席票4](#) [印刷用](#)

10月30日 [講義5](#) [出席票5](#) [印刷用](#)

11月 6日 [講義6](#) [出席票6](#) [印刷用](#)

11月13日 [講義7](#) [出席票7](#) [印刷用](#) [CT.zip](#) [PSF.zip](#) [Zip解凍ツール Lhaca](#) [Microsoft Visual C++ 2008 Express](#)

11月20日 [講義8](#) [出席票8](#) [印刷用](#)

11月27日 [講義9](#) [出席票9](#) [印刷用](#)

12月 4日 [講義10](#) [出席票10](#) [印刷用](#) [CT原理](#) [CT原理2](#)

12月11日 [講義11](#) [出席票11](#) [印刷用](#)

12月18日 試験 C304 9:00-10:00 解答・成績

令和5年度の
医用画像機器工学Ⅱは
ホームページのスライドを
参照して自習して下さい。

診療放射線技師国試の
問題を扱うので、国試、
および病院実習前試験
にもこのページを利用し
て勉強して下さい。

オンデマンド形式なので
都合の良い日時に学習
して下さい。

各出席票は、左記に示す
講義日の1週間後までに
提出して下さい。

医用画像機器工学Ⅱ

診療放射線技師国家試験に出題される
X線CTの問題は非常に少なく10問程度。

しかし、診療放射線技師はCT操作を
主な業務として従事するが多い。

現在の放射線技師業務の実態が放射線
技師国家試験内容に反映されていない。

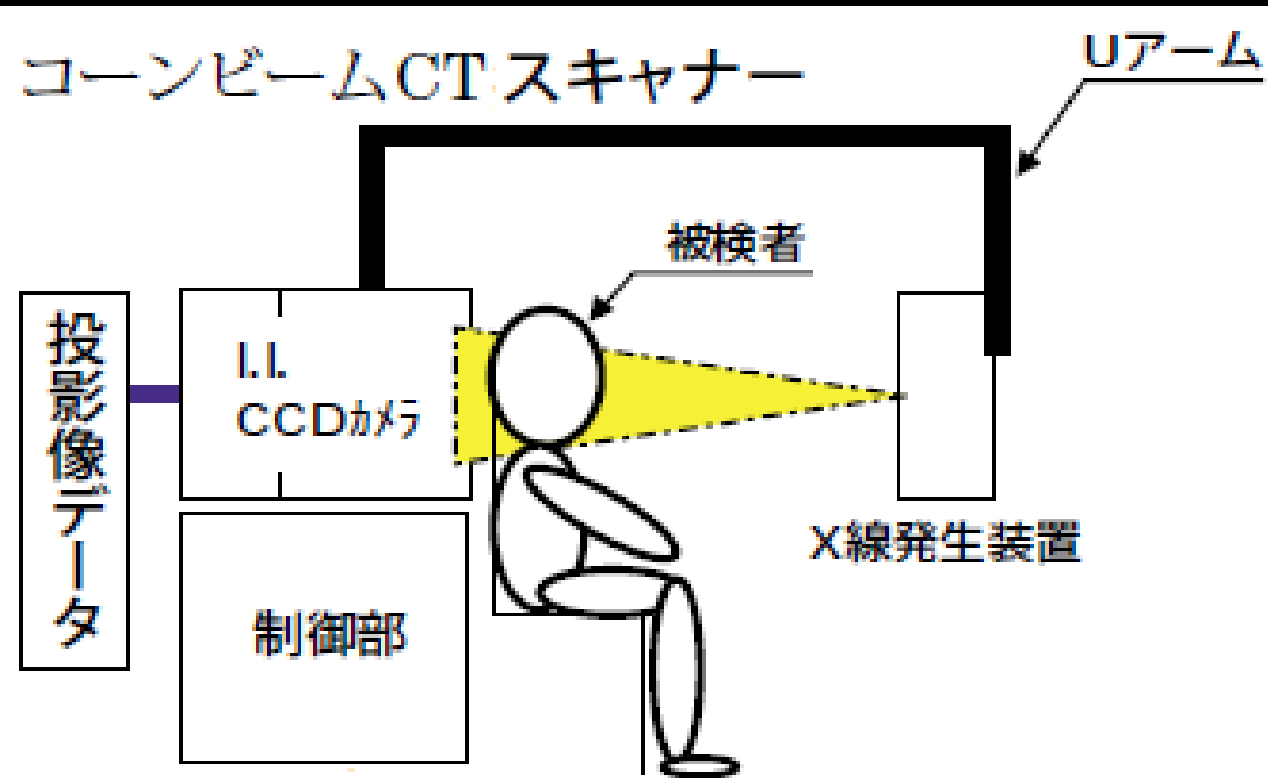
さらに、眼底検査の国試問題も扱う。

歯科用コーンビーム CT 装置で正しいのはどれか。

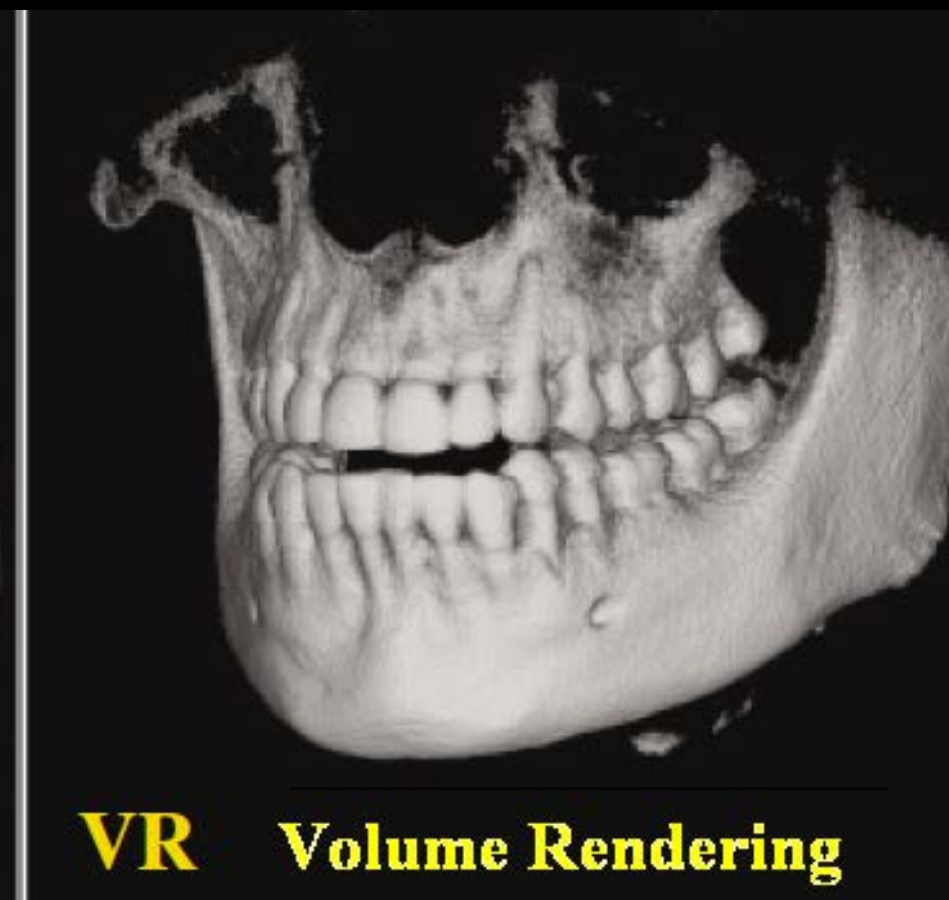
1. ヘリカルスキャンを用いる。
2. 高速に回転して撮影できる。
3. 視野サイズが変更できない。
4. 幾何学的ひずみ補正の必要がない。
5. 検出器に I.I. と CCD の組合せを用いる。

歯科用CT

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）



マルチスライス CT と比較し

歯科用コーンビーム CT の特徴で正しいのはどれか。

1. 撮影時間が短い。
2. 撮影領域が広い。
3. 空間分解能が高い。
4. 濃度分解能が高い。
5. 画素濃度値の正確性が高い。

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。)

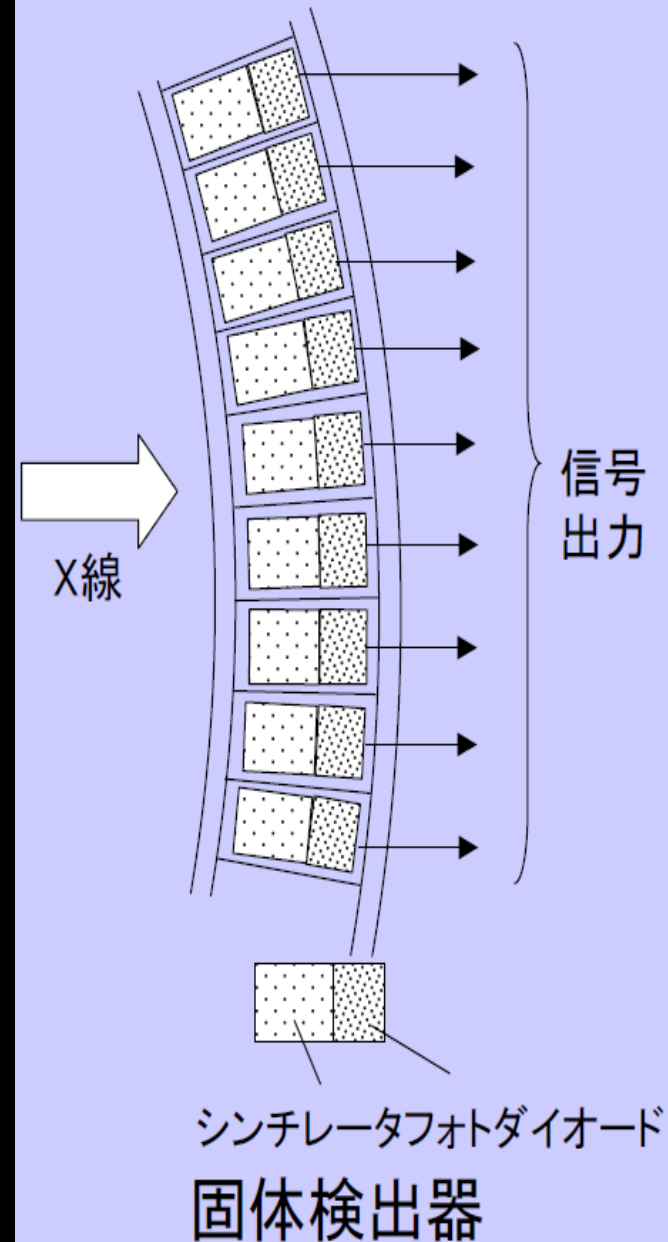
CTの検出器の構成

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。



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。

コーンビームCT cone-beam CT

コーンビームX線を用いたCT
cone : 円錐

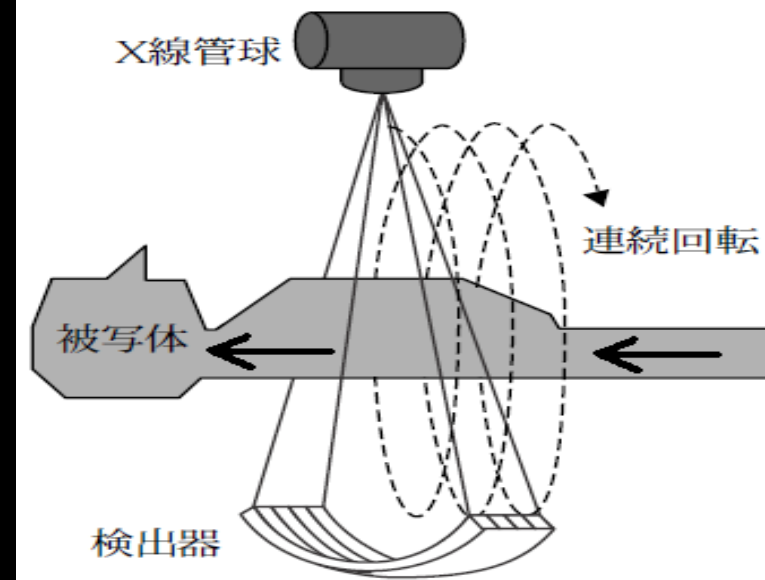
中心部から外れた(コーン角
が大きい)部位ほど像の歪み
などのアーチファクトがあり、
幾何学的歪み補正を実施して
断層像を再構成する必要がある。



ヘリカルスキャンCT

helical scan CT

helical : らせん scan : 走査



X線管球が高速連続回転し、患者ベッドが一定速度で移動するので、らせん状にX線が通過。検出器も体軸方向に複数(現在は最大320列)並び(マルチスライスCT MultiSlice CT, MSCT)短時間で広範囲多断面を撮影できる。体軸方向データに切れ目がないので体軸方向の断面像も良好に得られる。

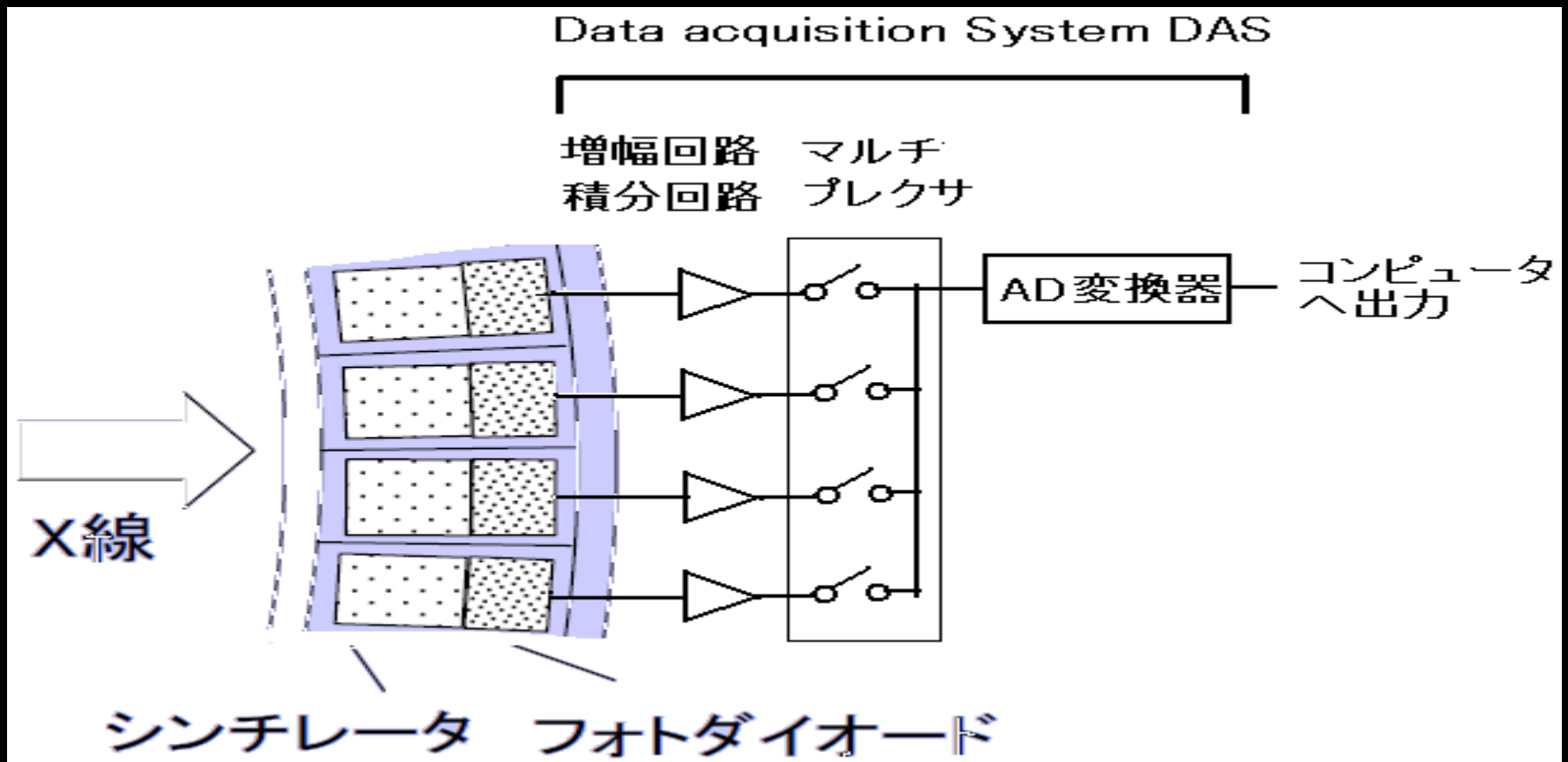
X線CT装置に関する組合せで正しいのはどれか。

1. DAS ————— DA 変換
2. X線管 ————— 固定陽極
3. X線検出器 ————— フラットパネル型
4. 走査ガントリ ————— チルト機構
5. X線高電圧発生装置 ——— 自己整流方式

DAS Data Acquisition System

データ収集システム

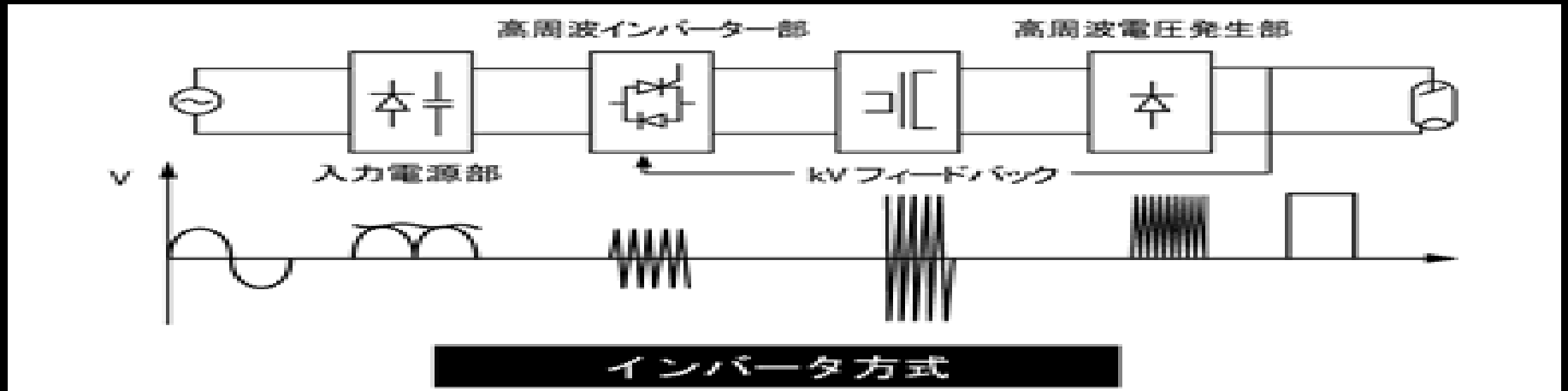
複数のX線検出器の出力電流を集約化およびデジタル化して、コンピュータシステムに送るユニット。



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。

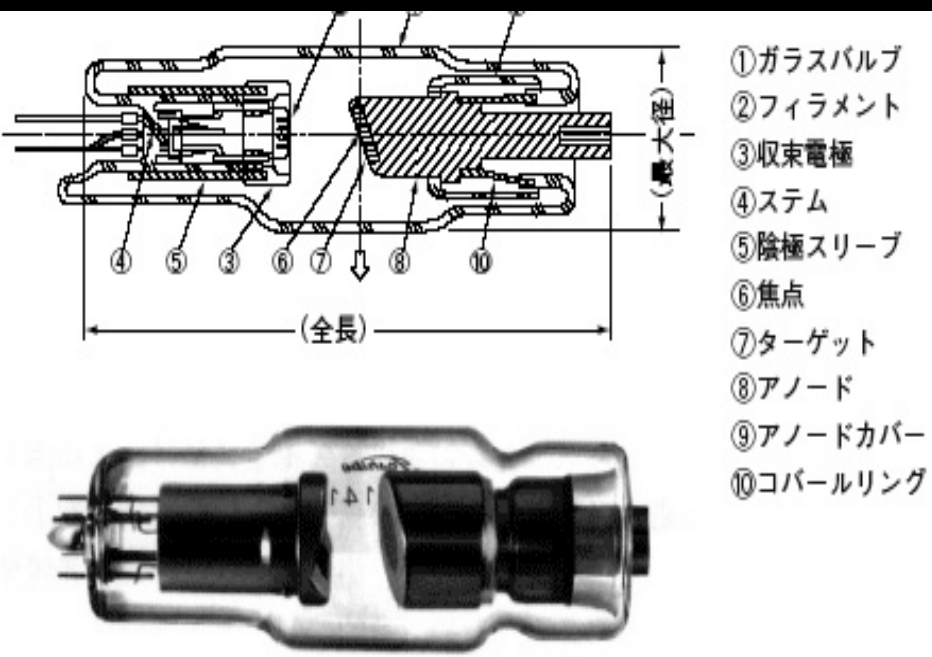
CTに自己整流X線管球は用いない。



自己整流型X線管

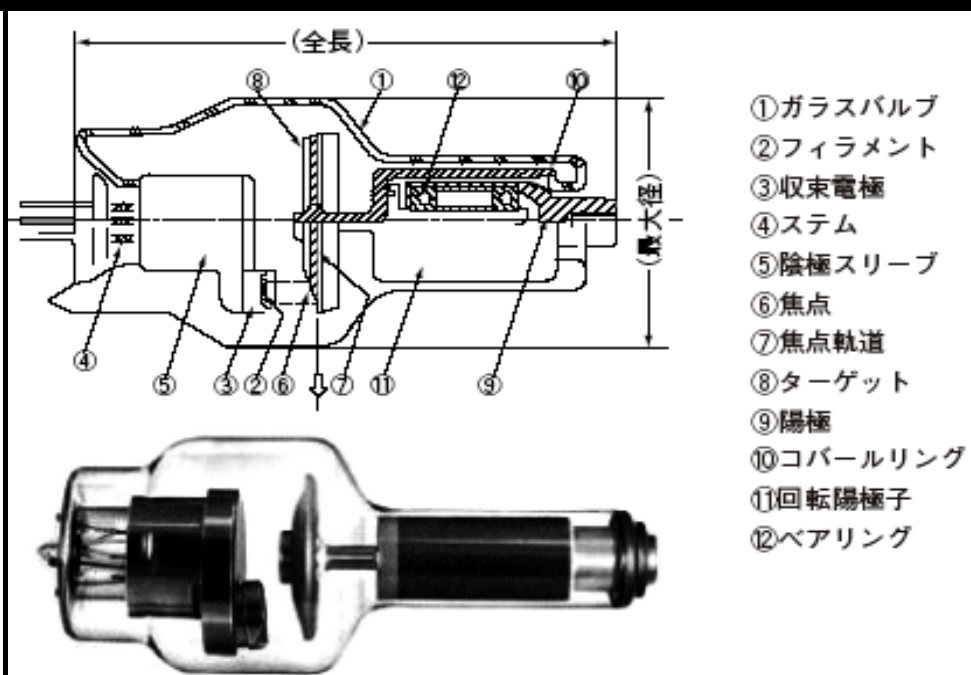
X線管球自体で整流を行う方式。整流器が不要になる利点と、X線管球の負担が大きくなる欠点がある。多くの歯科用X線撮影装置は自己整流方式を用いている。

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

- ①ガラスバルブ
- ②フィラメント
- ③収束電極
- ④ステム
- ⑤陰極スリーブ
- ⑥焦点
- ⑦ターゲット
- ⑧アノード
- ⑨アノードカバー
- ⑩コパールリング



回転陽極X線管の構造

- ①ガラスバルブ
- ②フィラメント
- ③収束電極
- ④ステム
- ⑤陰極スリーブ
- ⑥焦点
- ⑦焦点軌道
- ⑧ターゲット
- ⑨陽極
- ⑩コパールリング
- ⑪回転陽極子
- ⑫ベアリング

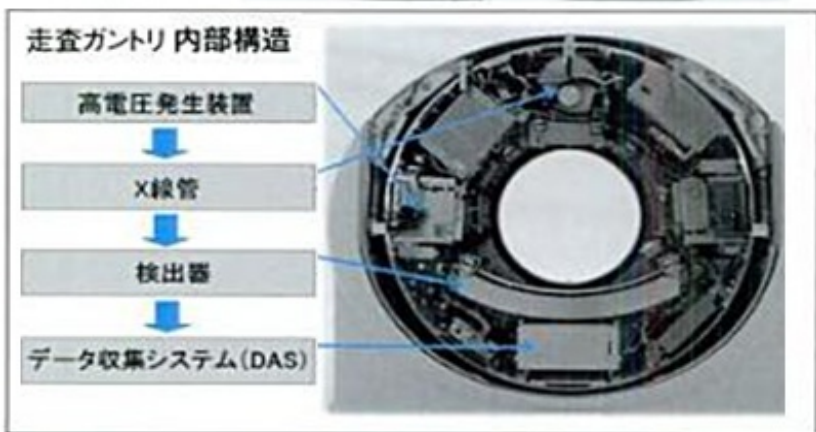
歯科用CTでは、イメージ インテンシファイアと
CCDなどのフラットパネル型の画像センサを
X線検出器に使用するが、

一般のCTでは、このような検出器の組合せは
X線検出効率が低く、形状も大型で使用しない。

現在のCTのX線検出器は、
X線検出効率が高く、形状も小型で多列配列
が容易な、シンチレータとフォトダイオードの
組合せが使用されている。

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。

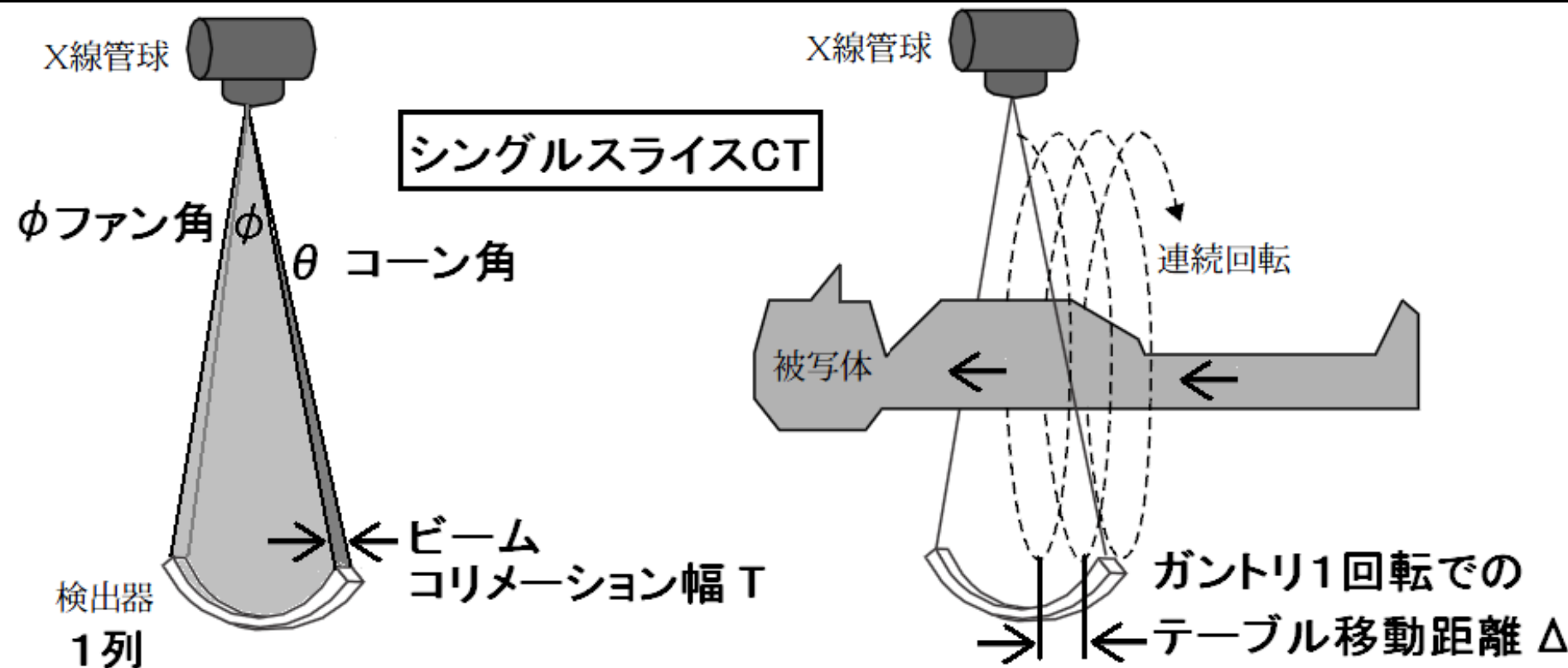
単列検出器のヘリカル CT 装置で、
ビームコリメーション 10 mm、
ヘリカルピッチ 2 で撮影する場合、
ガントリ 1 回転あたりのテーブル
移動距離 [mm] はどれか。

- | | | |
|--------|-------|-------|
| 1. 0.2 | 3. 8 | 5. 20 |
| 2. 5 | 4. 12 | |

$$\text{ピッチ} = \Delta / T \quad , \quad 2 = \Delta / 10 \quad , \quad \Delta = 20$$

シングルスライスヘリカルCTの場合

ヘリカルピッチは、管球（またはガントリ）が1回転する間のベッド（テーブル）移動距離 Δ をビームコリメーション幅 T (=コーンビームX線の体軸(Z軸)方向の幅) で割った値。



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。

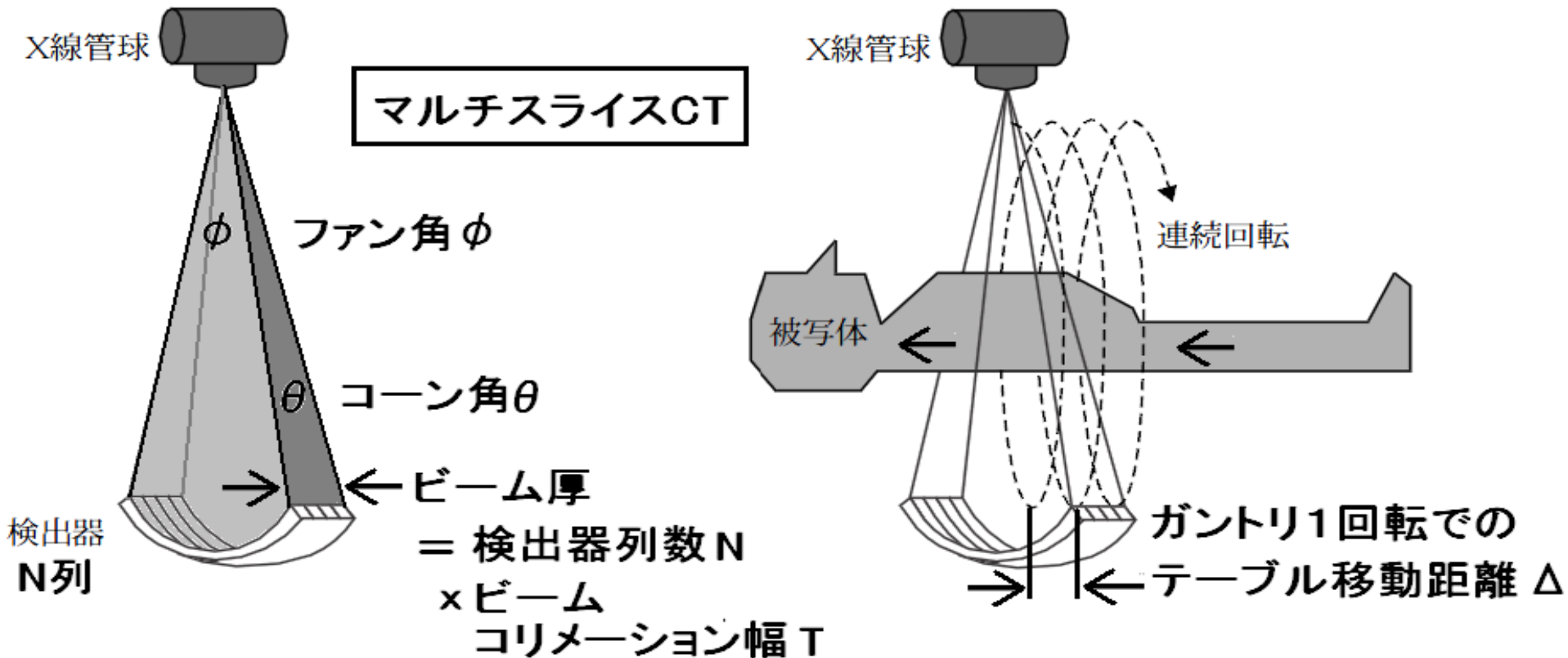
ピッチが大きい = 体軸方向のデータ収集が粗い。

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、
撮影時間は長くなり、患者の被曝が多くなる。

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 0.66 の 鼻腔体軸断層像



ビームピッチ 1.25 階段状のアーチファクトあり



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画像の画質を良くする。

X線CT装置の点検項目でないのはどれか。

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

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)

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 ϕ 体幹ファントム
16cm ϕ 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

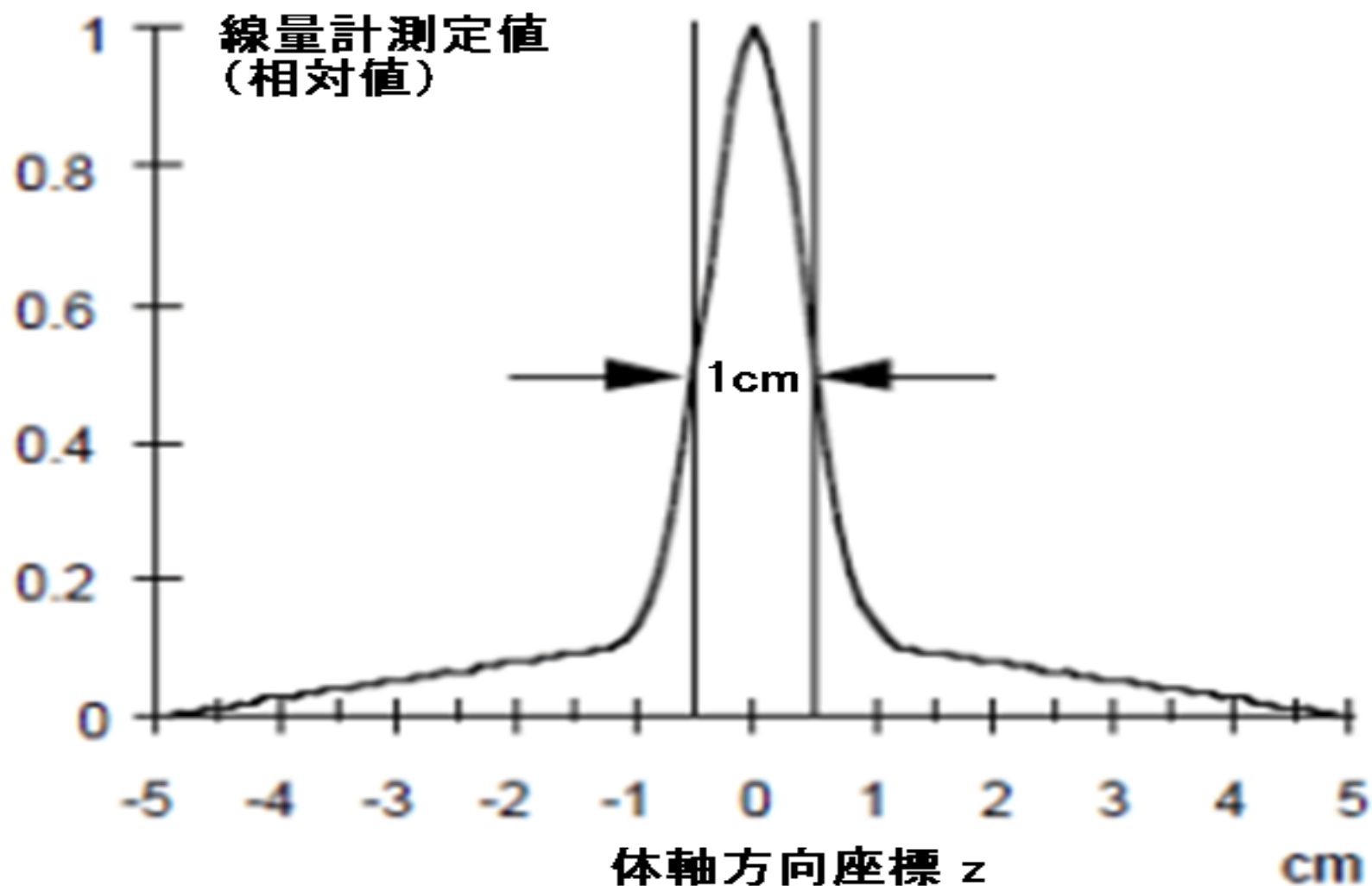
D(z) : 座標 z での線量計測定値

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 **CTDI₁₀₀** 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_w : 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_w** である。

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

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

CTDI_{vol} : Volume CTDI

マルチスライスヘリカルCTの被曝量。

ピッチが 1 の場合は、CTDI_{vol} = CTDI_w

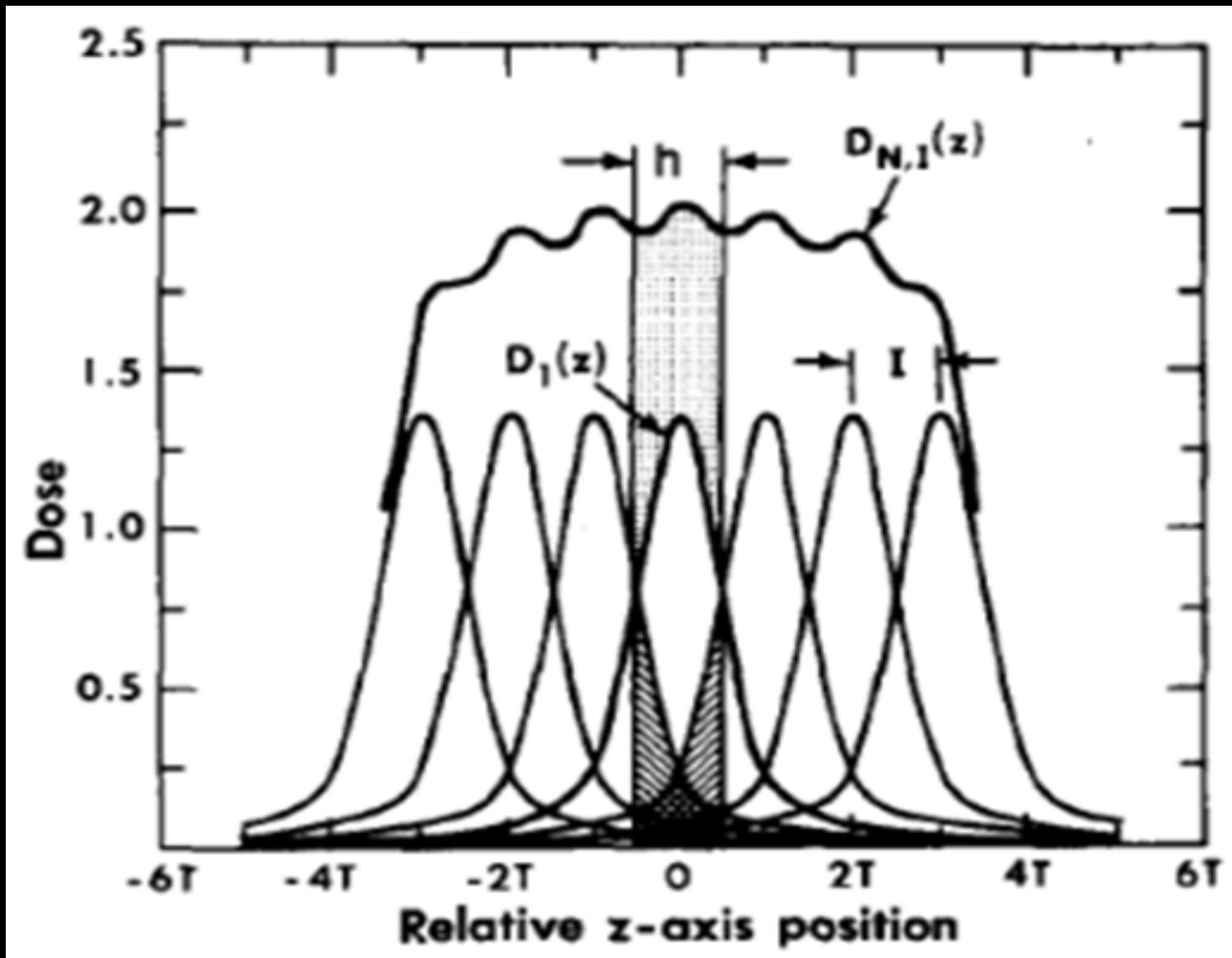
ピッチが小さいほど体軸1cmあたりの被曝量は増加する(オーバーラップが増えるため)。

CTDI_{vol} は、以下の式で定義される。

$$\text{CTDI}_{\text{vol}} = \frac{1}{P} \text{CTDI}_{\text{w}} = \frac{NT}{\Delta} \text{CTDI}_{\text{w}}$$

P : ピッチ (ビームピッチ)

ピッチが小さいほど体軸1cmあたりの被曝量は増加する(オーバーラップが増えるため)。



DLP : Dose length product

線量 (dose) と長さ (length) の掛算 (product)。

CT画像1枚あたりの被曝量は、実際の検査の被曝管理の指標としては実用的ではない。

体軸1cmあたりの被曝量 **CTDI_{vol} (mGy)** に、撮像範囲長 **L (cm)** を掛けた値が **DLP**。

$$\text{DLP (mGy}\cdot\text{cm)} = \text{CTDI}_{\text{vol}} \cdot L$$

DLP から CT検査の**実効線量E** が算出される。

CT検査の実効線量 E (Effective dose)

実効線量とは、人体組織の吸収線量 (Gy) に放射線荷重係数を乗じた等価線量に、さらに組織荷重係数を乗じて合計した値。

X線の放射線荷重係数は 1。

組織荷重係数は、ICRP (International Commission on Radiological Protection : 国際放射線防護委員会) が定めた値 W_T をもとに、

年齢や部位別に、CTで被曝する実効線量をDLPから推定する換算係数 k_E が定められている。

CT検査の実効線量 E (Sv) = DLP \cdot k_E

年齢、部位別の換算係数 k_E (mSv / mGy / cm)

	1才	5才	成人
頭部	0.0067	0.0040	0.0021
胸部	0.026	0.018	0.014
腹部	0.030	0.020	0.015

マルチスライスCTの $CTDI_{vol}$ は、
16cm Φ ファントムで 約50 mGy
32cm Φ ファントムで 約20 mGy

ファントムによるCTDI_{vol}と年齢、部位別の撮影範囲長と換算係数 k_E を掛けるとCT検査の平均実効線量 E が推定される。

頭部で、約 2 mSv (0.9 ~ 4.0)

胸部で、約 7 mSv (4.0 ~ 18.0)

腹部で、約 8 mSv (3.5 ~ 25.0)

現在のCTには、実施された検査ごとの推定被曝量が推定されるプログラムがついている。

CTDI 及び DLP で正しいのはどれか。

1. CTDI の単位は mSv である。
2. DLP の値は実測により得られる。
3. DLP の値は患者の性別によって異なる。
4. CTDI の値は検査部位が異なっても同一である。
5. いずれも患者の被ばく線量の評価に用いられる。

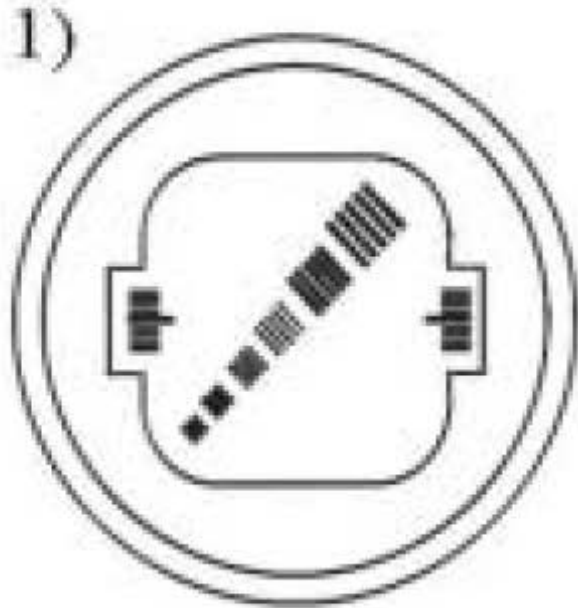
CT装置の日常点検に用いる QAファントム。 QA（Quality Assurance：品質保証） 少なくとも 月1回は QAファントム撮影を。

包括的な CT 性能評価を実現

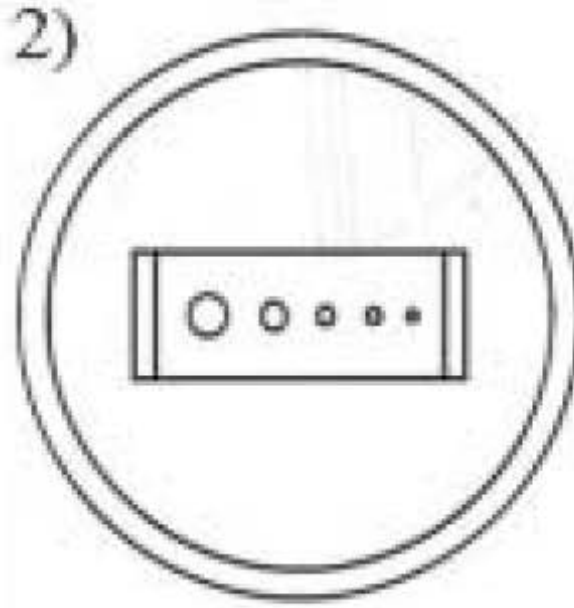
CT 評価用ファントム
Catphan CT ファントム

Catphan（キャットファン）シリーズCTファントムはアキシャル、スパイラルおよびヘリカルCT装置について、包括的な性能評価と、日常的な品質管理を実施するためのファントムです。

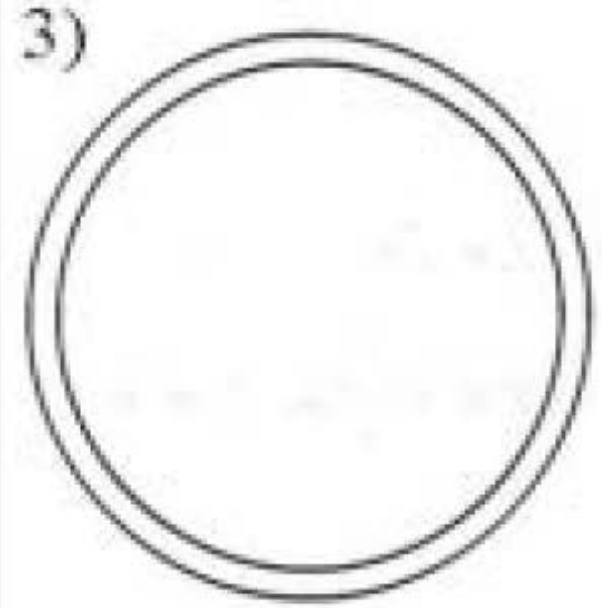
QA ファントム内部には、
高コントラスト分解能、コントラストスケール、スライス厚、
低コントラスト分解能、ノイズを評価できる構造が入っている



- ・高コントラスト分解能
- ・コントラストスケール
- ・スライスの厚さ
- ・レーザー精度



- ・低コントラスト分解能



- ・ノイズと均一性

QA ファントム (CT 装置付属ファントム)

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）

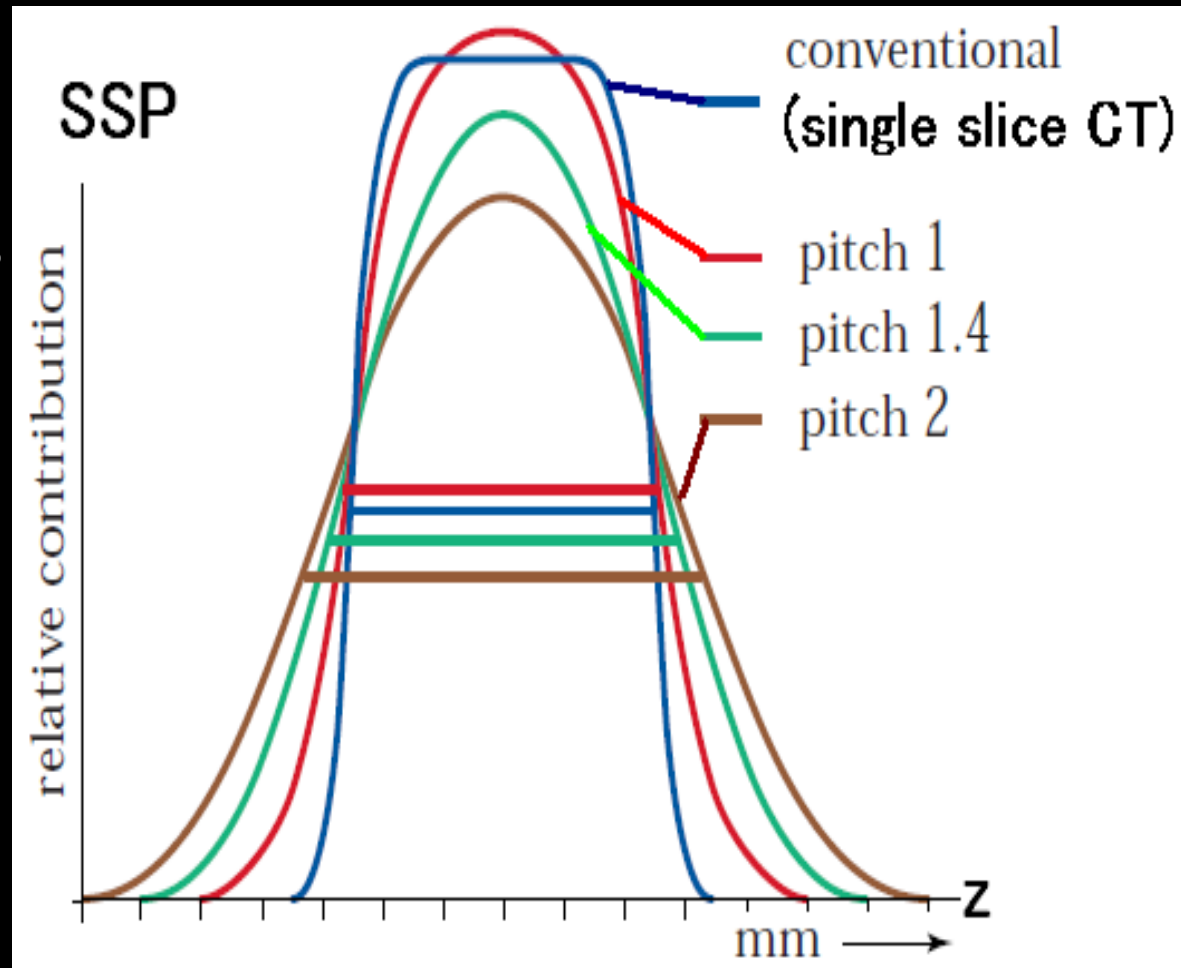
空間分解能測定用の断層像にて、細かい吸収係数の差を識別できるかを目視にて、**どれほど小さいものまで区別して見えるか**を評価する。

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装置の日常点検における性能評価項目で正しいのはどれか。

1. ノイズ
2. 表面線量
3. 漏洩電流
4. CTDI測定
5. 射入角精度

線減弱係数が 0.258 cm^{-1} である組織の Hounsfield 値〈CT 値〉はどれか。

ただし水の線減弱係数を 0.215 cm^{-1} とする。

1. 43 3. 200 5. 430
2. 120 4. 258

$$\begin{aligned} \text{CT値} &= 1000 \times (\mu_t - \mu_w) / \mu_w \\ &= 1000 \times (0.258 - 0.215) / 0.215 \\ &= 200 \end{aligned}$$

ゴッドフリー・ニューボルド・ハウンスフィールド Godfrey Newbold Hounsfield (1919 – 2004)

イギリスの電気技術者。1967年、コンピュータを用いたX線断層撮影技術(CT)の開発により、1979年にノーベル生理学・医学賞をアラン・コーマックとともに受賞した。

彼の名は現在のCT値の単位であるHounsfield Unit (HU) として使用され、この値は -1000 HU を空気、 0 HU を水とした吸収率の相対値で定義されている。

CT値（HU：ハンスフィールド ユニット）

CT断層像の画素値の基になる値は体内の各組織の線減弱係数 μ_t だが、（ μ_t は、組織の密度に比例する値）臨床的な理解度を容易にするために μ_t に比例した値がCTの画素値に使われる。

$$\text{CT値} = 1000 \times (\mu_t - \mu_w) / \mu_w$$

μ_w : 水のX線吸収係数（線減弱係数）

μ_t : 組織のX線吸収係数（線減弱係数）

空気のCT値は -1000

$$1000 \times (\mu_{\text{air}} - \mu_w) / \mu_w = -1000 \text{ (HU)}$$

厳密には空気の線減弱係数 μ_{air} は0ではないが、水や人体組織と比べると極めて小さい値なので、CT値を計算する場合は $\mu_{\text{air}} = 0$ とする。

水のCT値は 0 (比重1の密度が 0 HU)

$$1000 \times (\mu_w - \mu_w) / \mu_w = 0 \text{ (HU)}$$

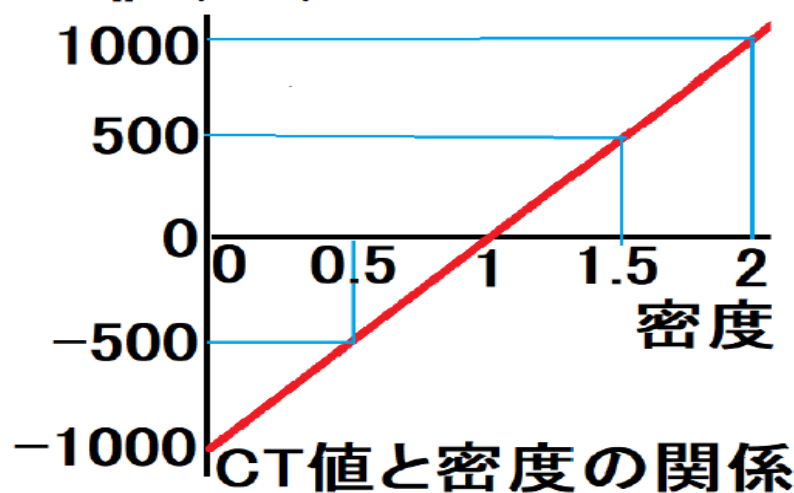
水の2倍の線減弱係数の物質のCT値は 1000 (水の2倍の密度が 1000 HU)

$$1000 \times (2 \mu_w - \mu_w) / \mu_w = 1000 \text{ (HU)}$$

水の線減弱係数 μ_w は X線の線質（管球に加えた電圧や電流）で変化するが、だいたい $0.19 \sim 0.20 \text{ cm}^{-1}$ である。

X線線質の違いや被検者の体格差で、同じ組織でもCT値は変化し、**厳密な定量性はない。**

CT値 (HU)



CT値と密度の関係

CT値は体内の密度(比重)を表す数値である。

肺野のCT値が約-800で、密度は0.2、肺気腫の症例では、肺野が黒っぽく見えるが、CT値が約-900で、密度が0.1程度に低下していることを示す。

血液のCT値は約60だが、これは密度(比重)が1.06であることを示す。造影剤で白く見える血液のCT値は、約100から200を示すが、造影剤によって血液の密度が1.1から1.2程度に重くなっていることを示す。

体内組織のCT値（比重1 = 0 HU）

気道内、消化管内の空気（比重0）	- 1000
脂肪組織	- 50 ~ - 100
脳脊髄液、脳室	10
脳室周囲白質	20 ~ 30
大脳皮質（灰白質）	30 ~ 40
筋肉、肝臓等の臓器	30 ~ 60
血液（比重 1.05 ~ 1.06）	50 ~ 60
凝固血液（血栓）	50 ~ 100
甲状腺（比重 1.10 ~ 1.12）	100 ~ 120
骨、石灰化病変、歯	250 ~ 1000

デュアルエネルギーCTで正しいのはどれか。

1. サイクロトロンによる放射光を使用する。
2. 高速スイッチング方式では、2つのX線管が実装されている。
3. エネルギーが低い仮想単色X線画像ではヨードのCT値が増加する。
4. 通常のX線CTよりビームハードニングアーチファクトが増加する。
5. 物質弁別において2つの基底物質は、実効原子番号が同一となる物質を選択する。

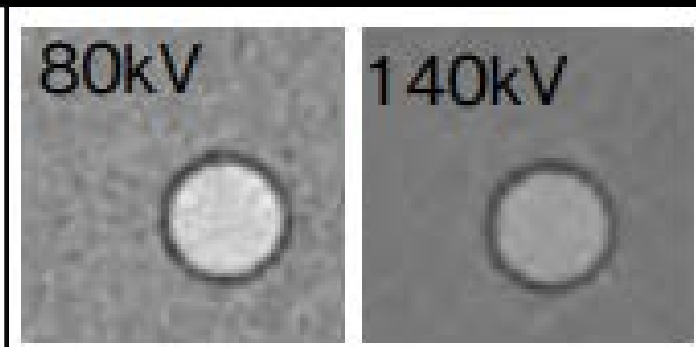
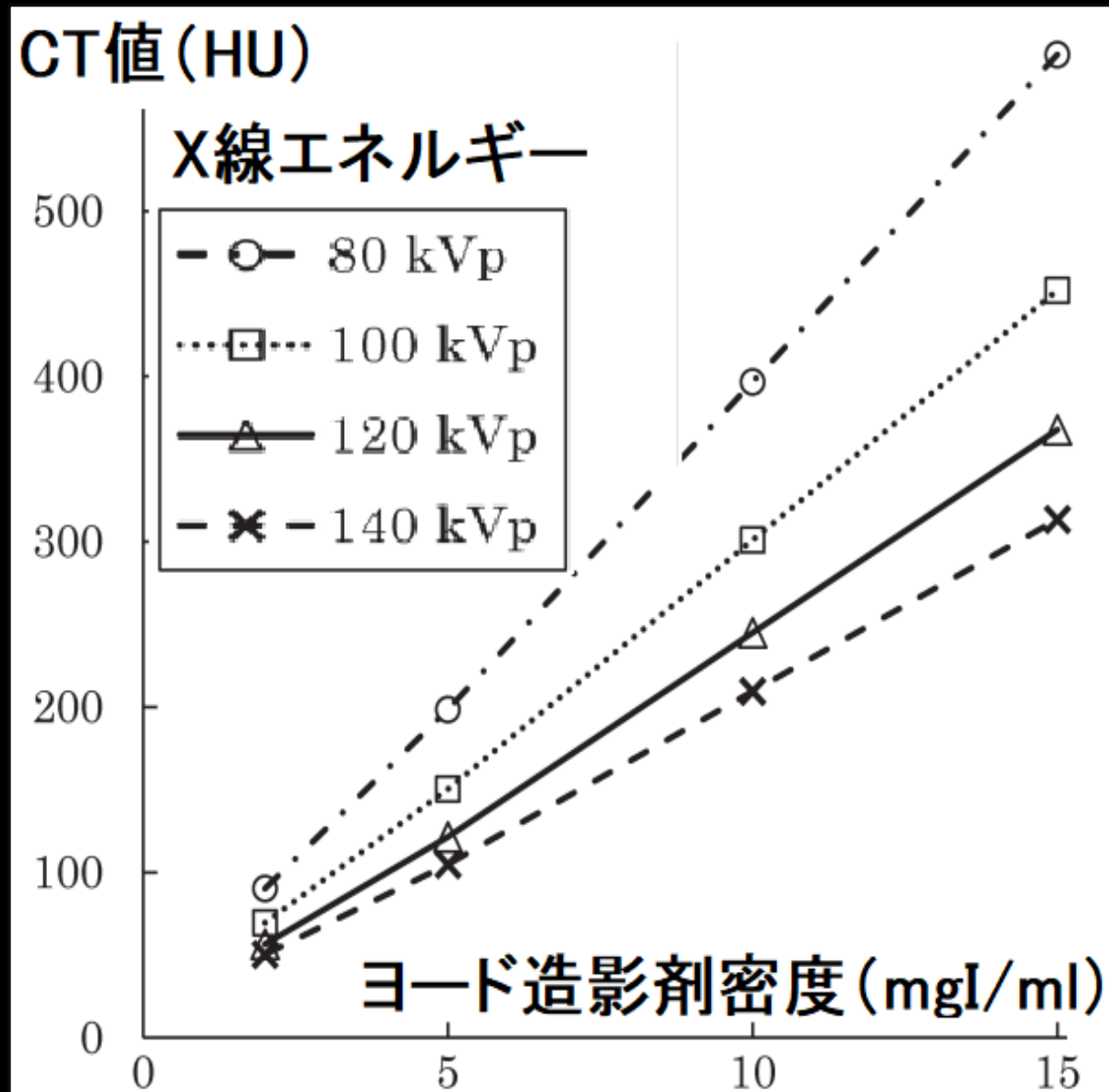
仮想単色X線画像

(VMI: Virtual Monochromatic Imaging)

2つの異なる管電圧 による撮影で得られたデータから、任意のエネルギー で撮影した画像を 仮想的に 生成する技術。

2種類のエネルギー (2種類の管電圧) の撮影で 任意のエネルギー画像が得られる。

線減弱係数 μ 、および μ から算出するCT値は、
同じ物体でも、X線エネルギーで変化する。

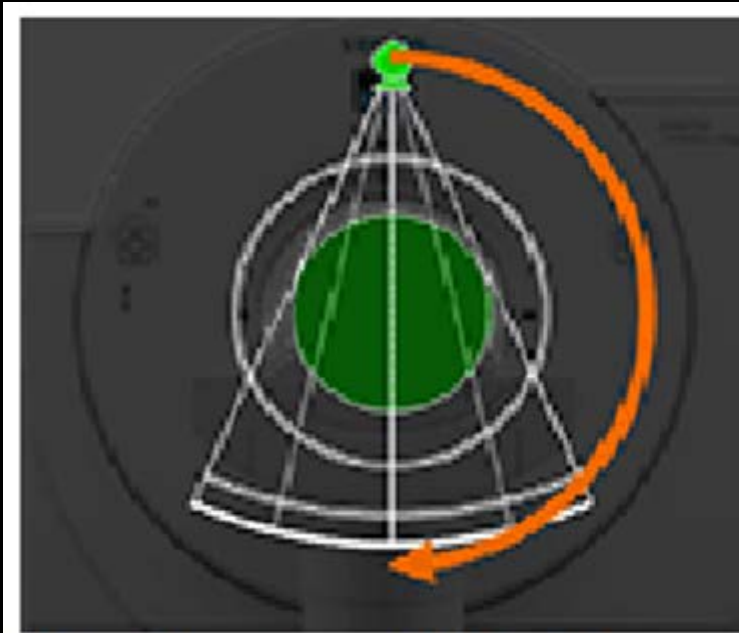


同じ造影剤濃度
のファントムを
撮影しても、
異なるCT値の
画像が得られる。

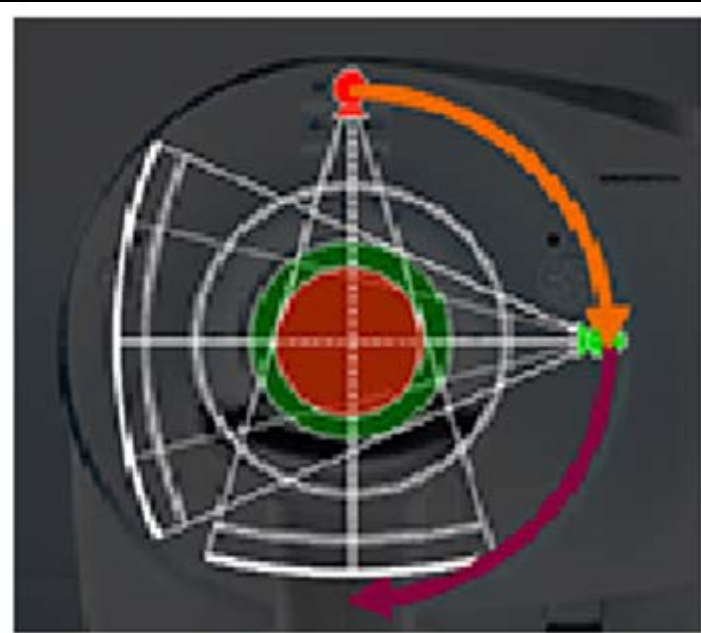
低エネルギーX線
のほうがCT値が
高くなる。

X線エネルギーが低いほど、同じ物体でも、X線の減弱は増加するので、線減弱係数 μ 、および μ から算出するCT値は、大きくなる。

この現象を利用したCTがデュアルエネルギーCT (DECT: Dual Energy CT) である。



従来の1管球CT



Dual Energy CT
(2管球方式)

デュアルエネルギーCTの構造は3種類ある。

1. 2管球方式 (Dual-source)

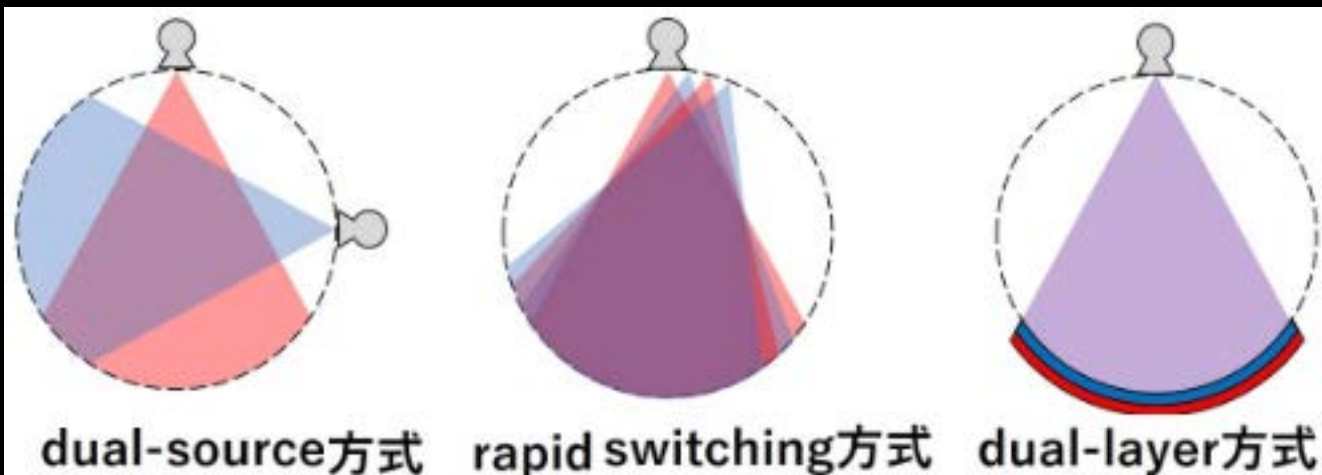
異なるエネルギーのX線管球が90度ずつ回転。
被ばくは増えないが、サイノグラム上での計算は不能。

2. 高速スイッチング方式 (Rapid switching)

1個の管球が2種類のエネルギーを逐次交互に出して
180度回転。サイノグラム上での計算が可能。
管球の負荷が大きい。

3. 2検出器方式 (Dual-layer)

検出器でエネルギーの異なるサイノグラムを2種類測定。
検出器が高価。



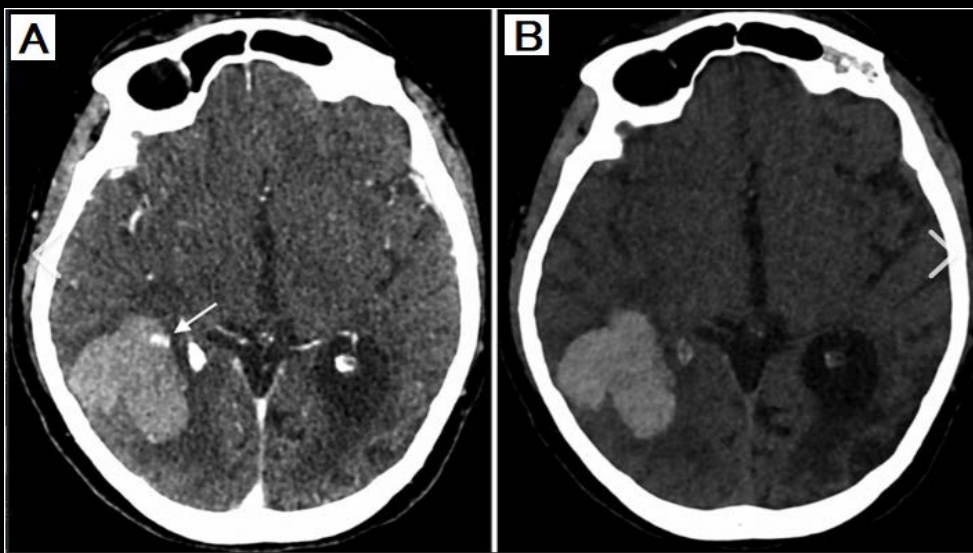
一般的なCTのX線管球エネルギーは、
120~140 kV。

造影剤や石灰化の画像情報を得たい場合は、
低エネルギーX線(80 kV)を同時撮影。

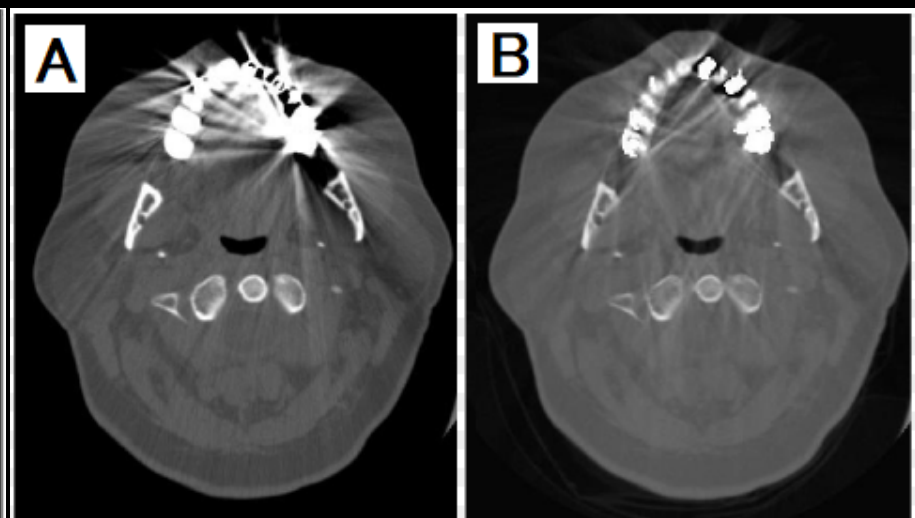
造影剤を投与したCT(Enhanced CT)撮影で、
単純CT(Non-Enhanced CT)も算出できる。

高密度物質の画像情報を得て、金属アーチ
ファクトや、ビームハードニングアーチファクトを
抑制したCT画像を得たい場合は、
高エネルギーX線(140~160 kV)を同時撮影。

人体内の金属、骨、造影剤、筋肉、臓器、軟部組織、脂肪など、密度の異なる部位では、異なる2つのX線エネルギーCT画像の、CT値の差が異なるので、それらを適切に分離したCT画像を算出できる(Dual Energy解析)。



A: 造影CT
右側脳室後角周囲の high densityは 造影剤の像か？
B: ヨード成分抑制後のDECT像
右側脳室後角周囲は、脳実質よりhigh density と判明。
脳出血と診断可能。



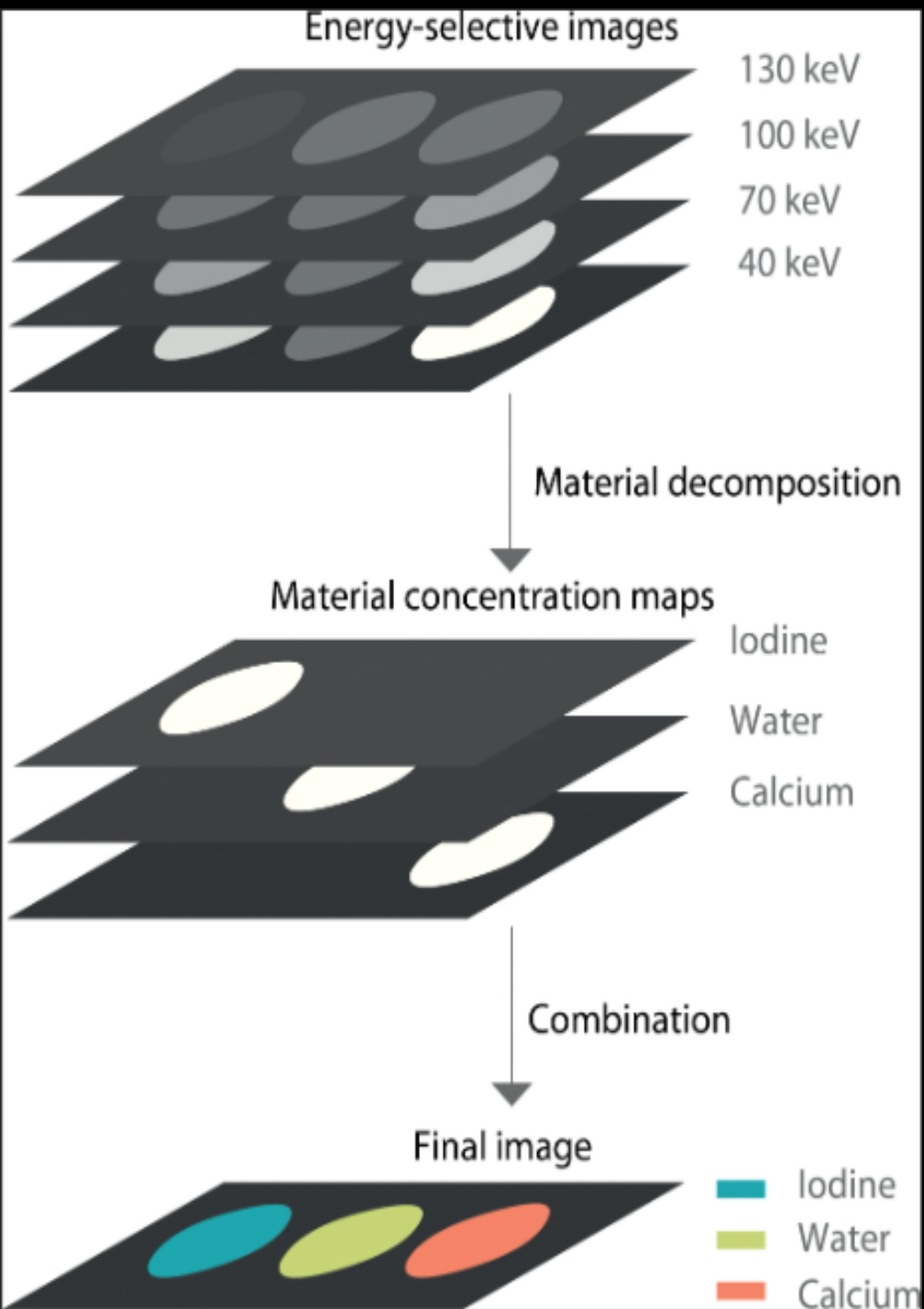
A: Dual Energy 処理前の下顎骨CT
義歯の金属アーチファクトが明瞭。
B: 高エネルギーX線CT情報を使用して
義歯の金属アーチファクトを抑制。

最新のCT Photon-counting CT

従来型の固体シンチレーション検出器を使用せず、
フォトンカウンティング検出器は、非常に高い空間分
解能で、電子ノイズがなく、CNRが改善される。

従来のCTは、固体シンチレーション検出器がX線を
可視光に変換し、フォトダイオードによって電気信号
に変換されている。

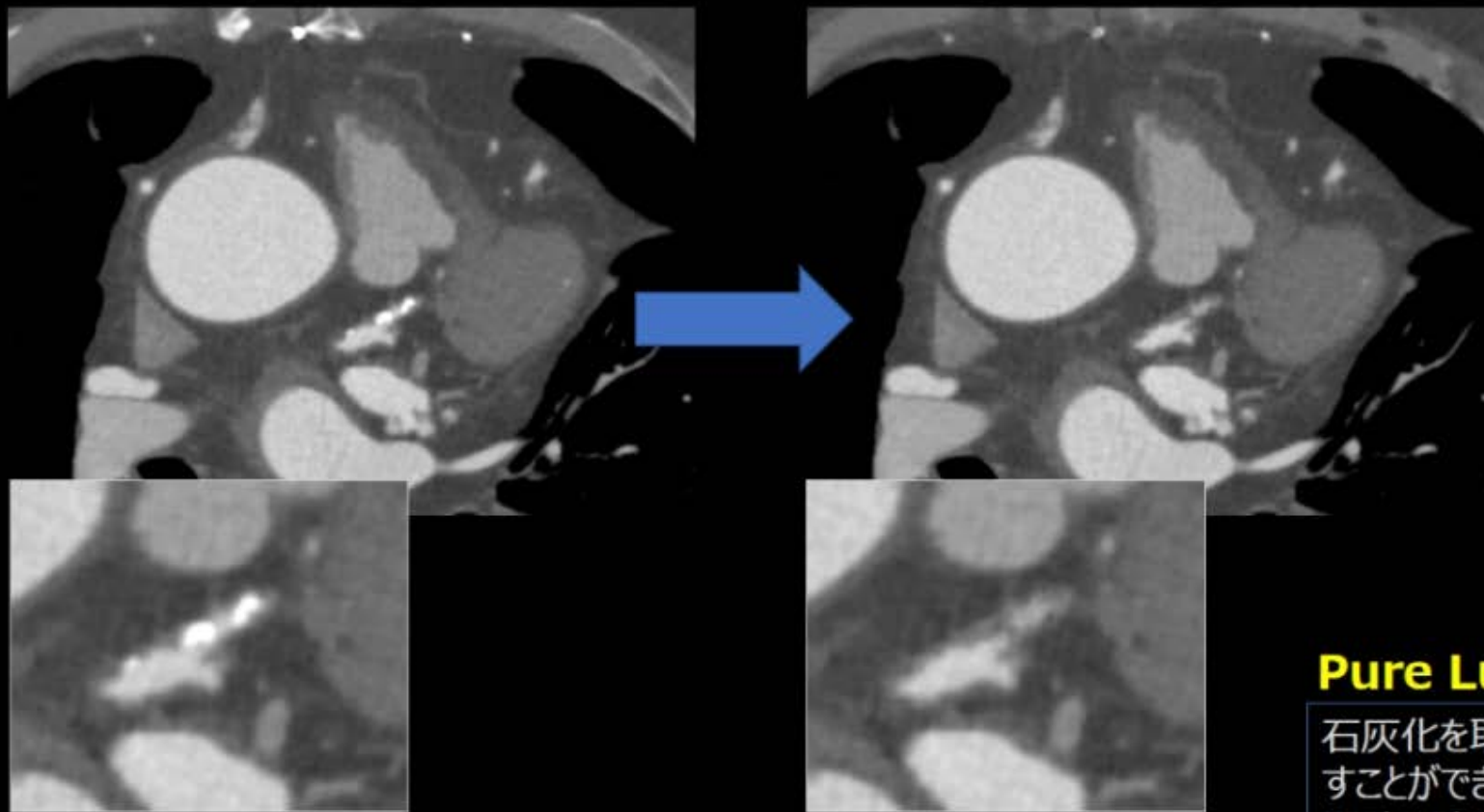
フォトダイオードは、電子ノイズの影響を受けやすく
、固体シンチレーション検出器の空間分解能を現在の
の性能レベルよりも大幅に向上させることにも限界
があった。



フォトンカウンティング検出器は、来型の固体シンチレーション検出器を使用せず、X線のフォトン直接電気信号に変換する。フォトンカウンティング検出器半導体の中で、フォトンのエネルギーレベルを測定することで、吸収されたX線エネルギーを測定できる。X線エネルギーから、ヨード造影剤、水、骨などの情報を区別できる。

さらに、フォトンカウンティング検出器は、非常に高い空間分解能で、電子ノイズがなく、CNRが改善される。

出力情報の変化（より付加価値のある情報の提供）



Pure Lumen

石灰化を取り除いた画像を出すことができ、血管の狭窄度を正確に確認することができる

来型の固体シンチレーション
検出器CT

フotonカウンティング検出器CTは
造影剤と石灰化の
X線エネルギーを直接測定して
判別し、読影に邪魔な血管壁の
石灰化を除去できる。