

医用画像機器工学Ⅱ 期末試験

1月6日(月) C304室 9:00—10:00

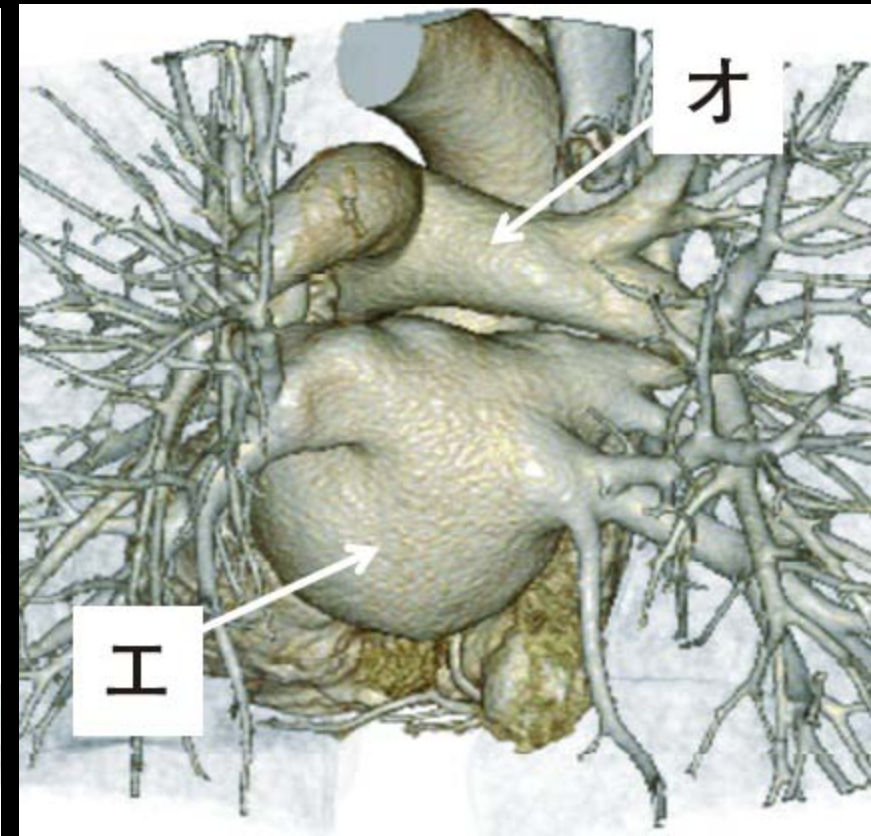
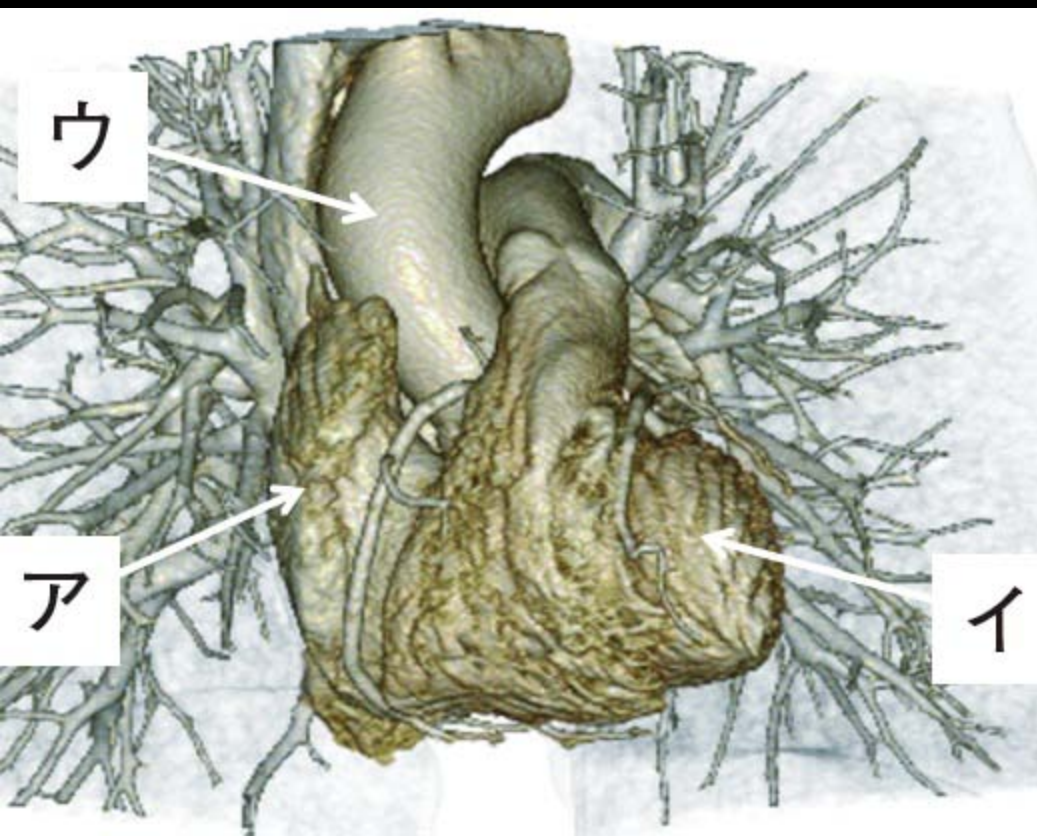
選択問題 100問
スライドに載せた 国試過去問 プラス α

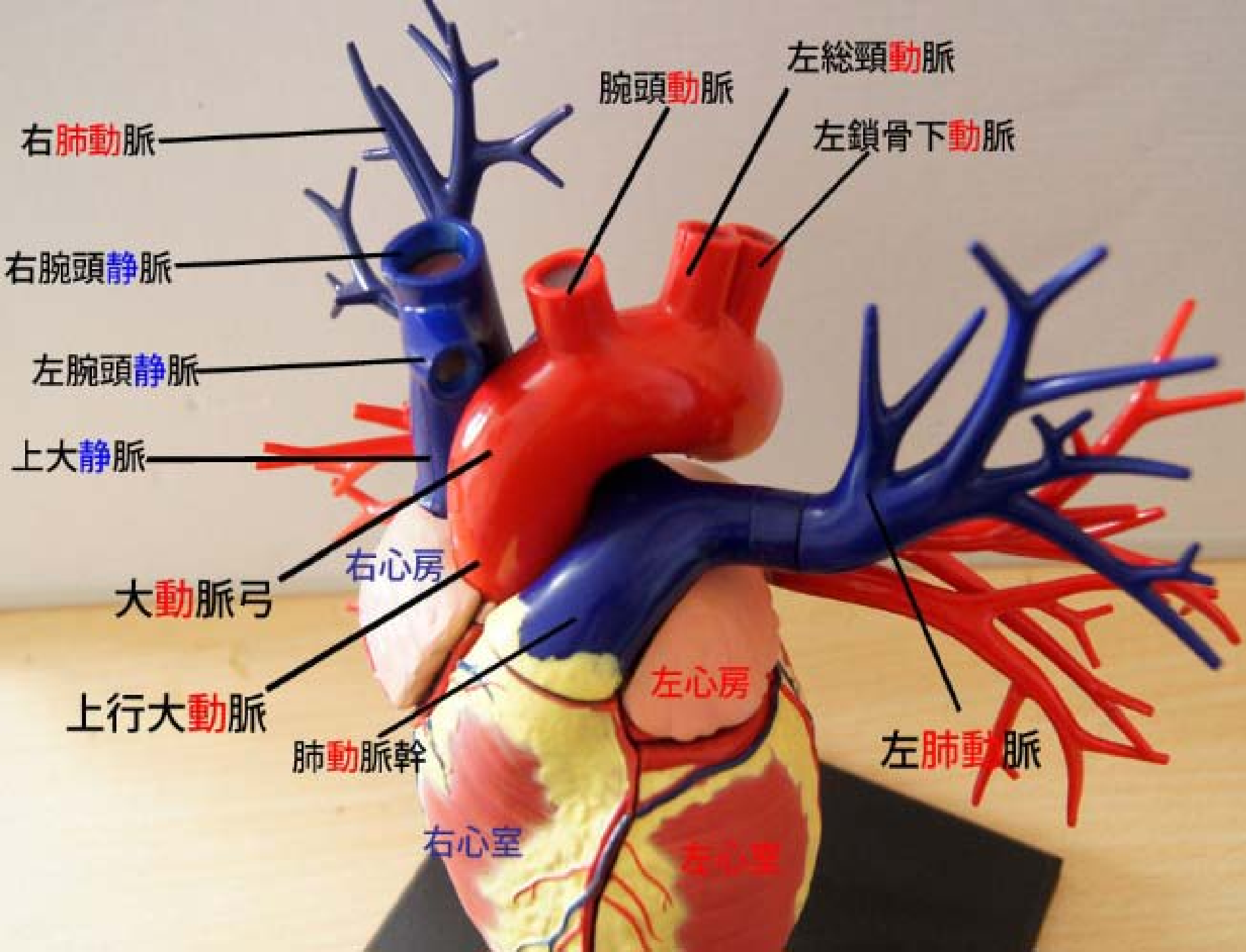
マスクを着用して受験して下さい。

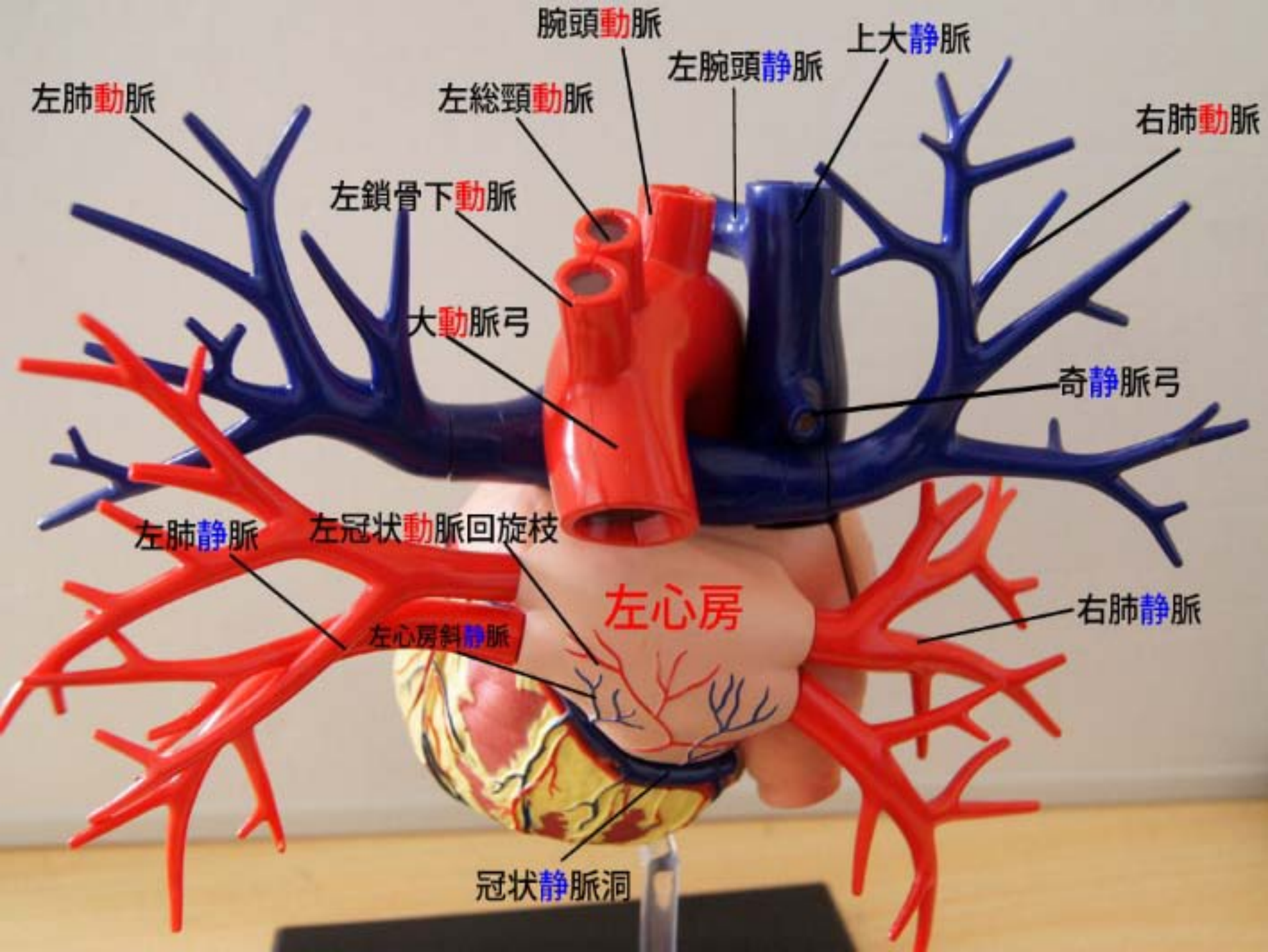
病欠等で受験できない人は、
試験前までに、メールで連絡を下さい。
1月20日(月)に追試を実施します。

造影後の三次元胸部 CT の正面像と背面像を示す。
正しい組合せはどれか。 2 つ選べ。

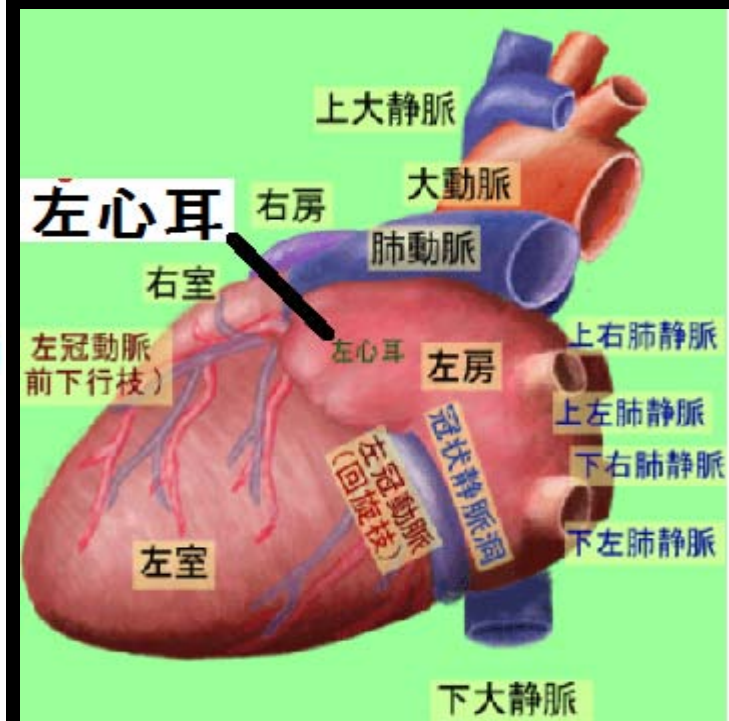
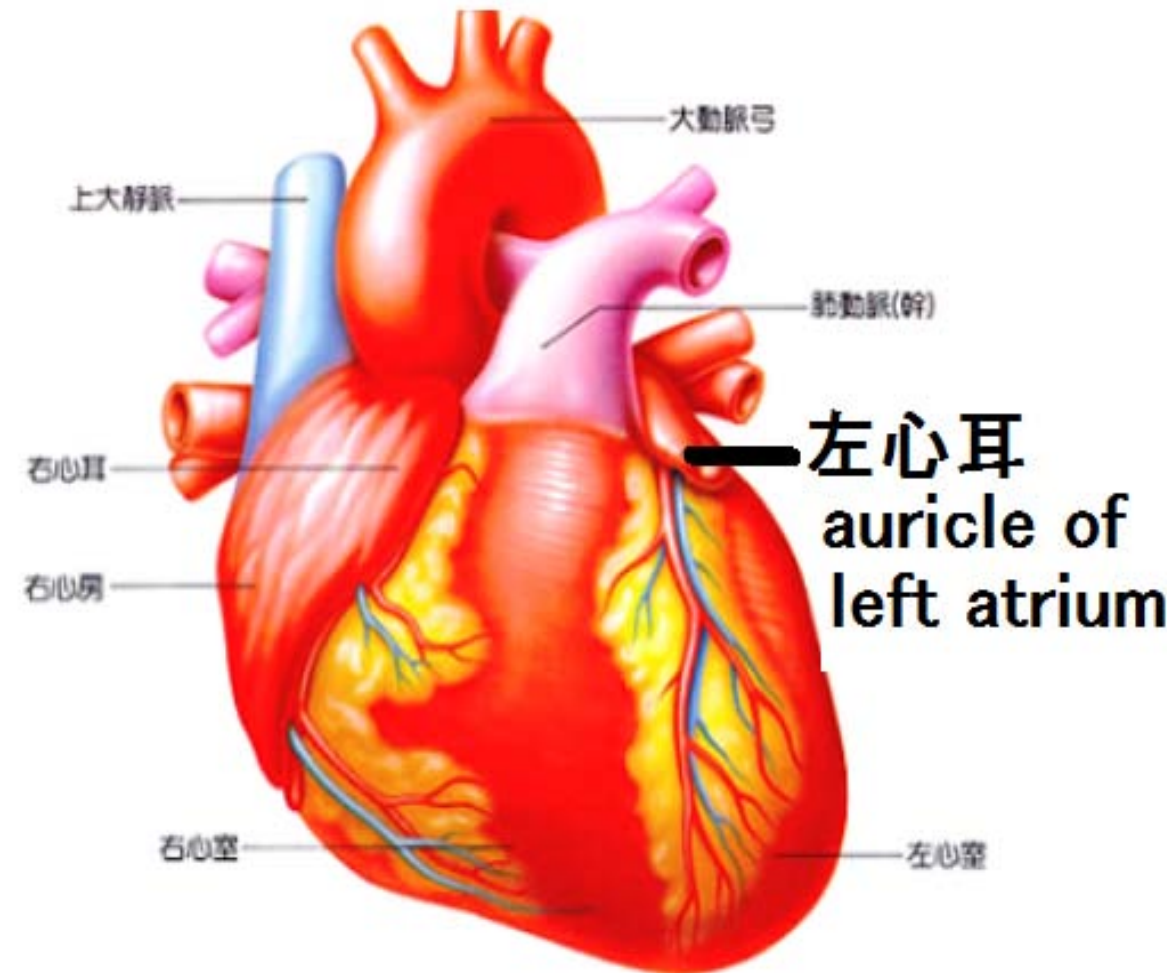
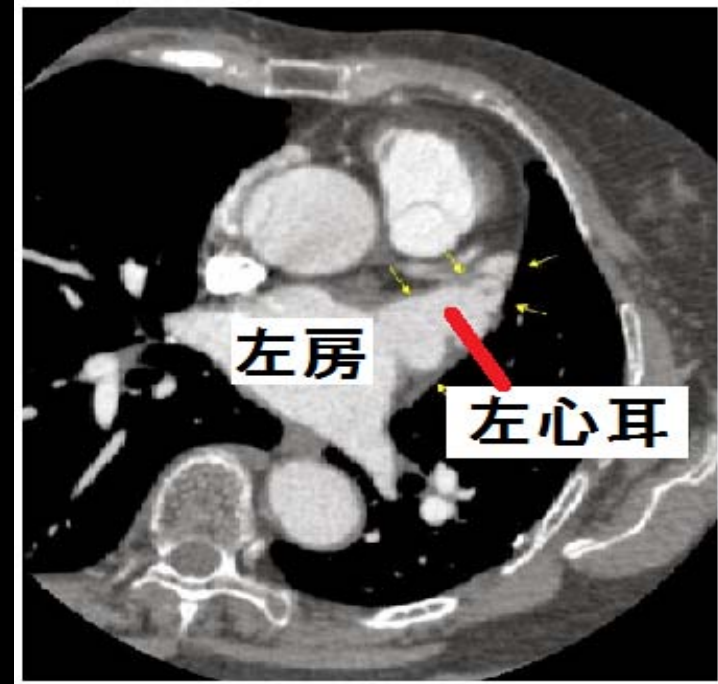
- | | |
|-------------|------------|
| 1. ア — 右心室 | 4. エ — 左心房 |
| 2. イ — 左心耳 | 5. オ — 肺動脈 |
| 3. ウ — 上大静脈 | |





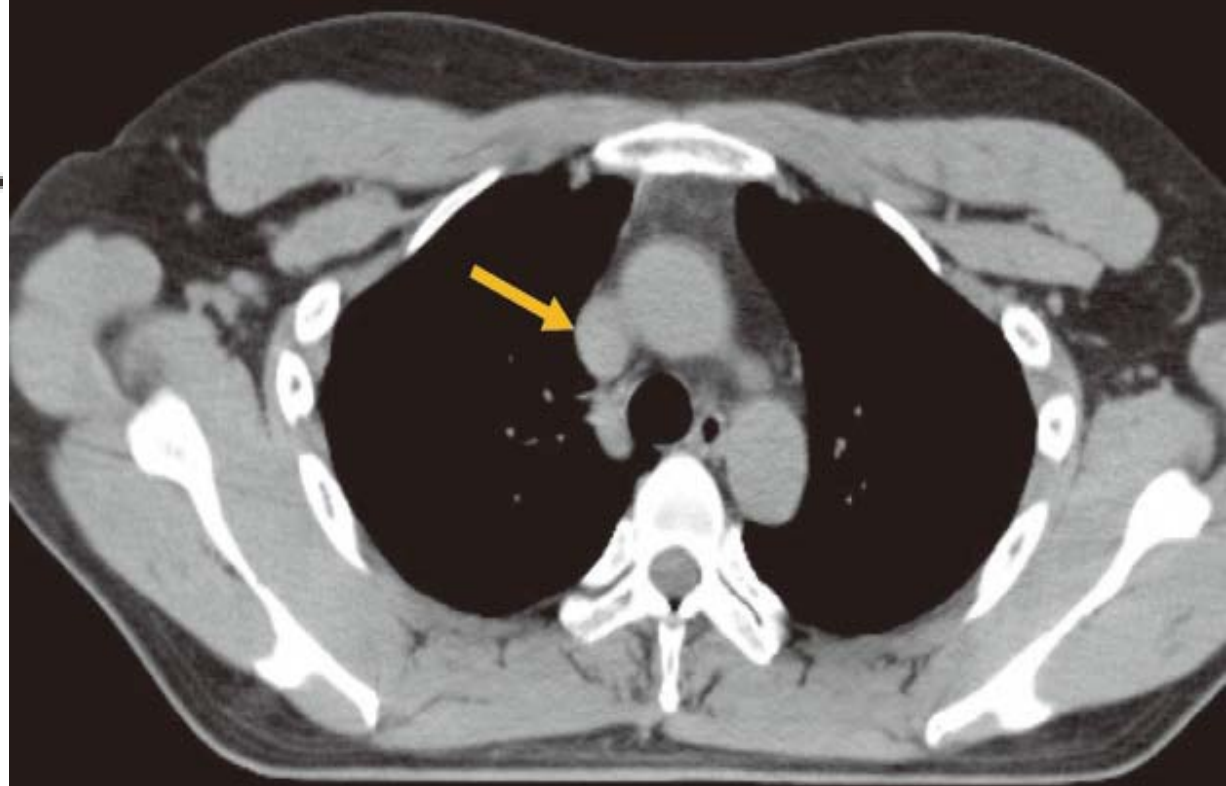


左心耳は胎児期の心房。左心房に連続し耳のような形をした袋状の突起物。胎生期の遺残物で、生理的機能はない。心房細動があると左心耳に血液が停滞し、凝固して血栓を形成しやすい。



胸部 CT 像を示す。
矢印で示すのはどれか。

1. 上大静脈
2. 腕頭動脈
3. 上行大動脈
4. 下行大動脈
5. 右総頸動脈



上大静脈

Superior Vena Cava
(SVC)

上行大動脈

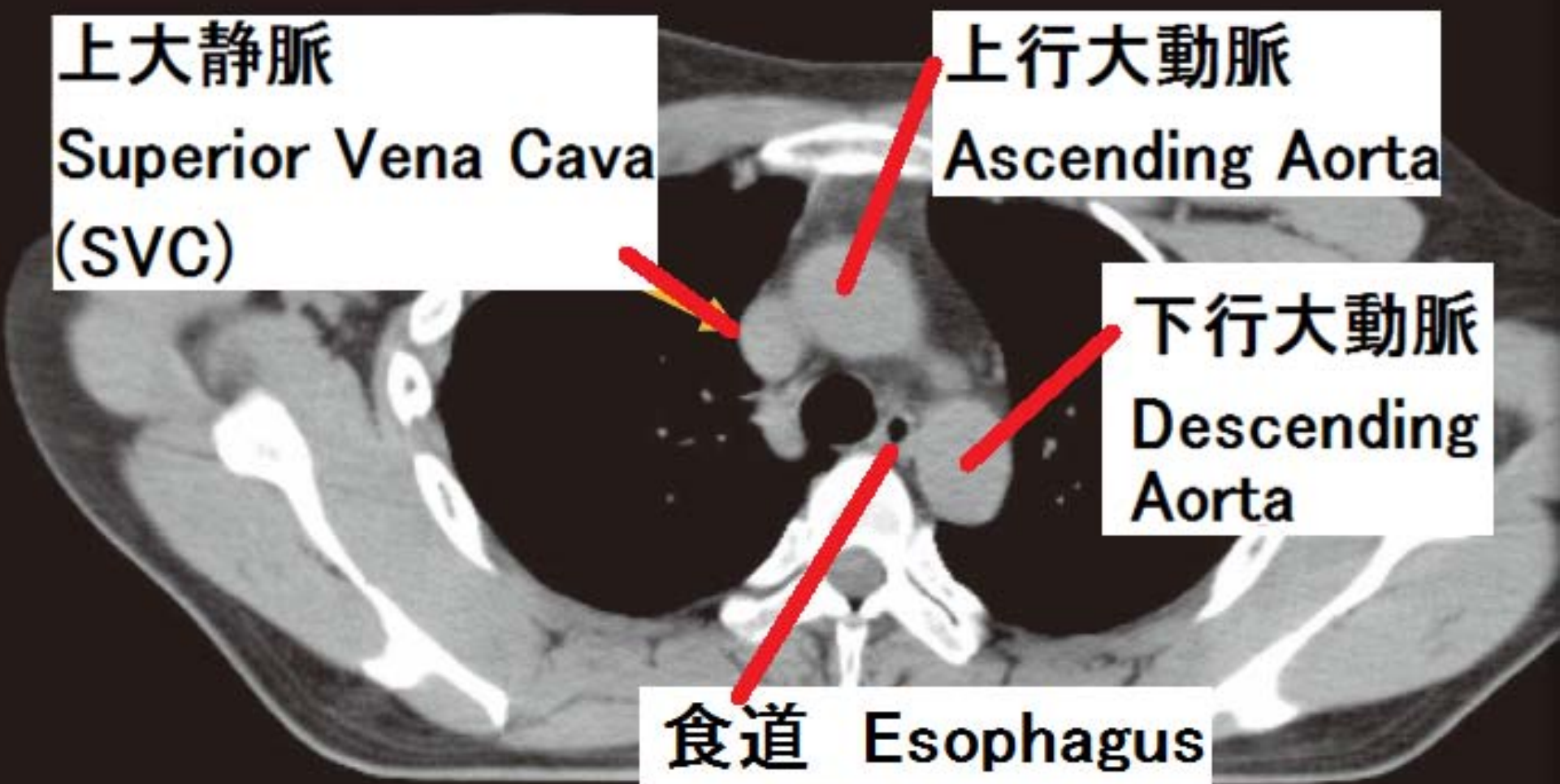
Ascending Aorta

下行大動脈

Descending
Aorta

食道

Esophagus



造影後の三次元頸部 CT の正面像と斜位像を示す。正しい組合せはどれか。

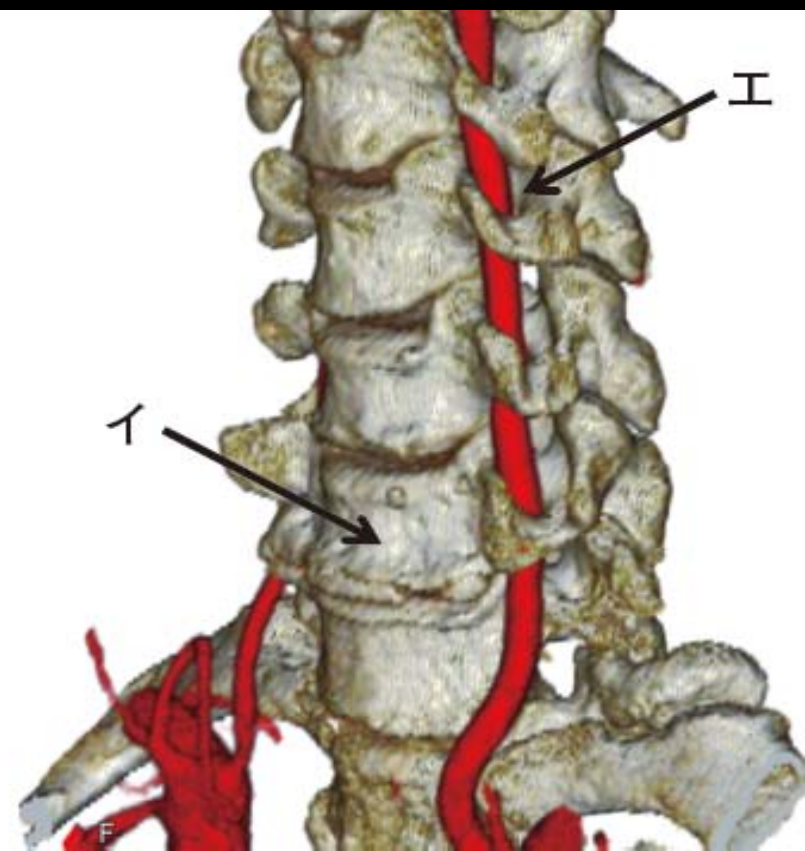
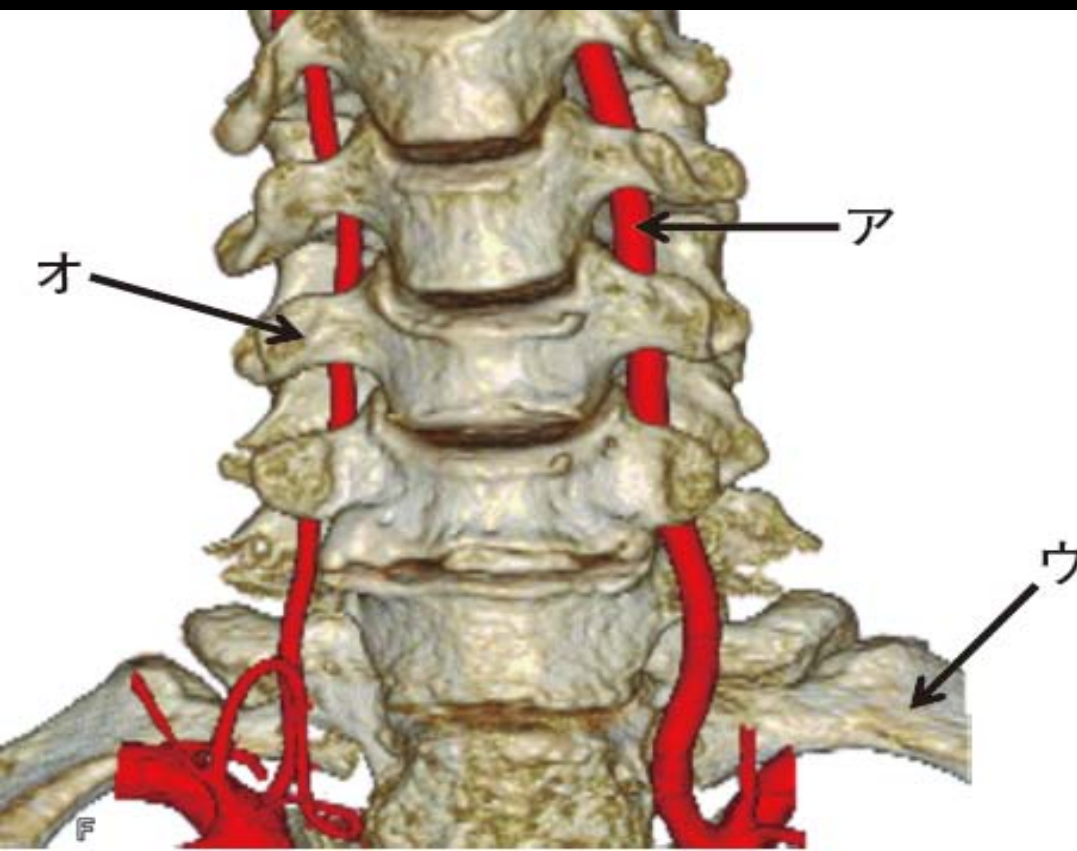
1. ア — 内頸動脈

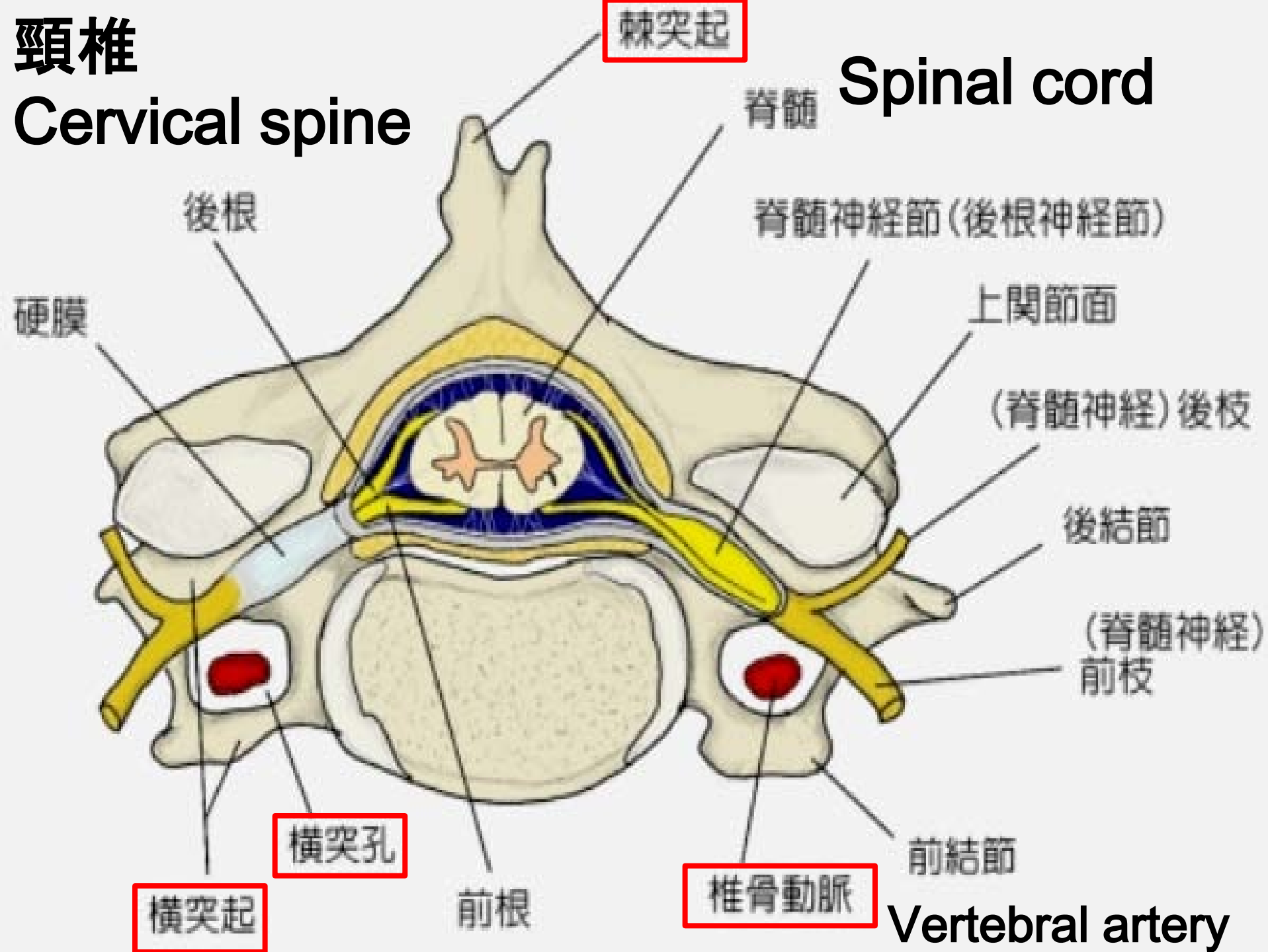
4. エ — 椎間孔

2. イ — 第 6 頸椎

5. オ — 棘突起

3. ウ — 鎖 骨





健常人の単純 X 線 CT 像で最も高吸収値を呈するのはどれか。

1. 脳
2. 肝 臓
3. 筋 肉
4. 乳 房
5. 甲状腺

脂肪組織は水より軽いので CT値は 0以下。

筋肉、肝臓等の臓器のCT値は 30 ~ 60。

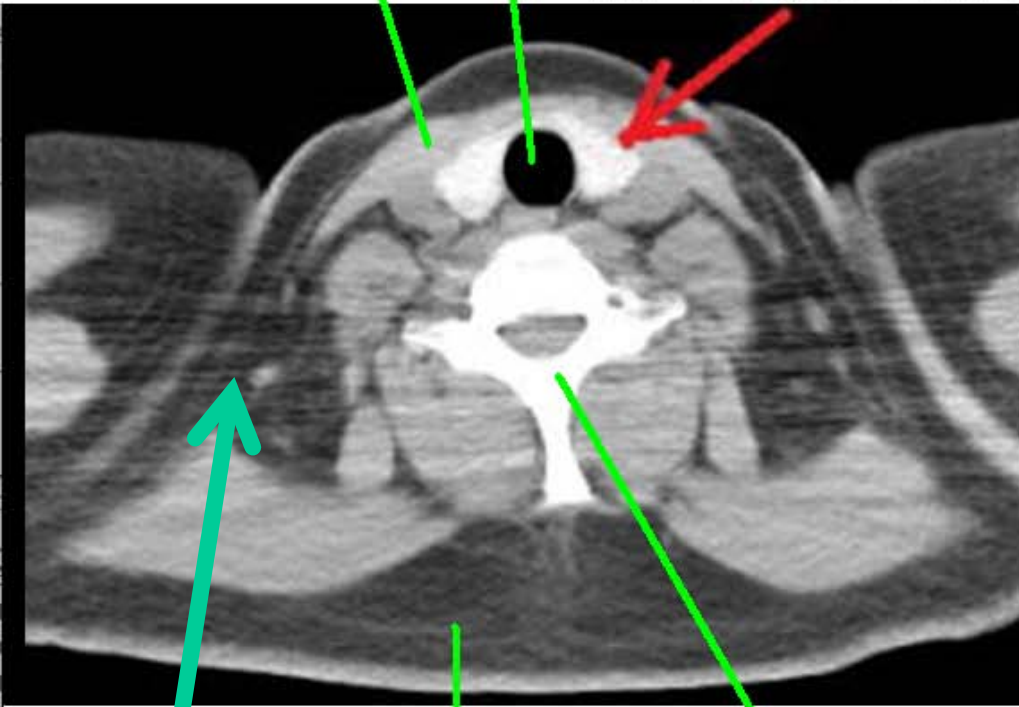
甲状腺は特殊な内臓で、質量数の大きいヨード（平均質量数127、原子番号53）を取り込んで甲状腺ホルモンを産生、貯蔵しているので、重い臓器である。CT値は 100程度。

慢性甲状腺炎（橋本病）などで、甲状腺機能が低下するとCT値は軽くなる。

骨の密度は部位による差や個人差が大きい。CT値 1000 は比重が約2の組織で非常に重い。通常の骨のCT値は 250~1000の間である。

下頸部CT像 (plain CT : 造影剤を投与していないCT)

気管内空気 -1000HU
正常甲状腺 100HU
胸鎖乳突筋 60HU



皮下脂肪 -500HU 頸椎 400HU

慢性甲状腺炎 50HU



脊髓 40HU

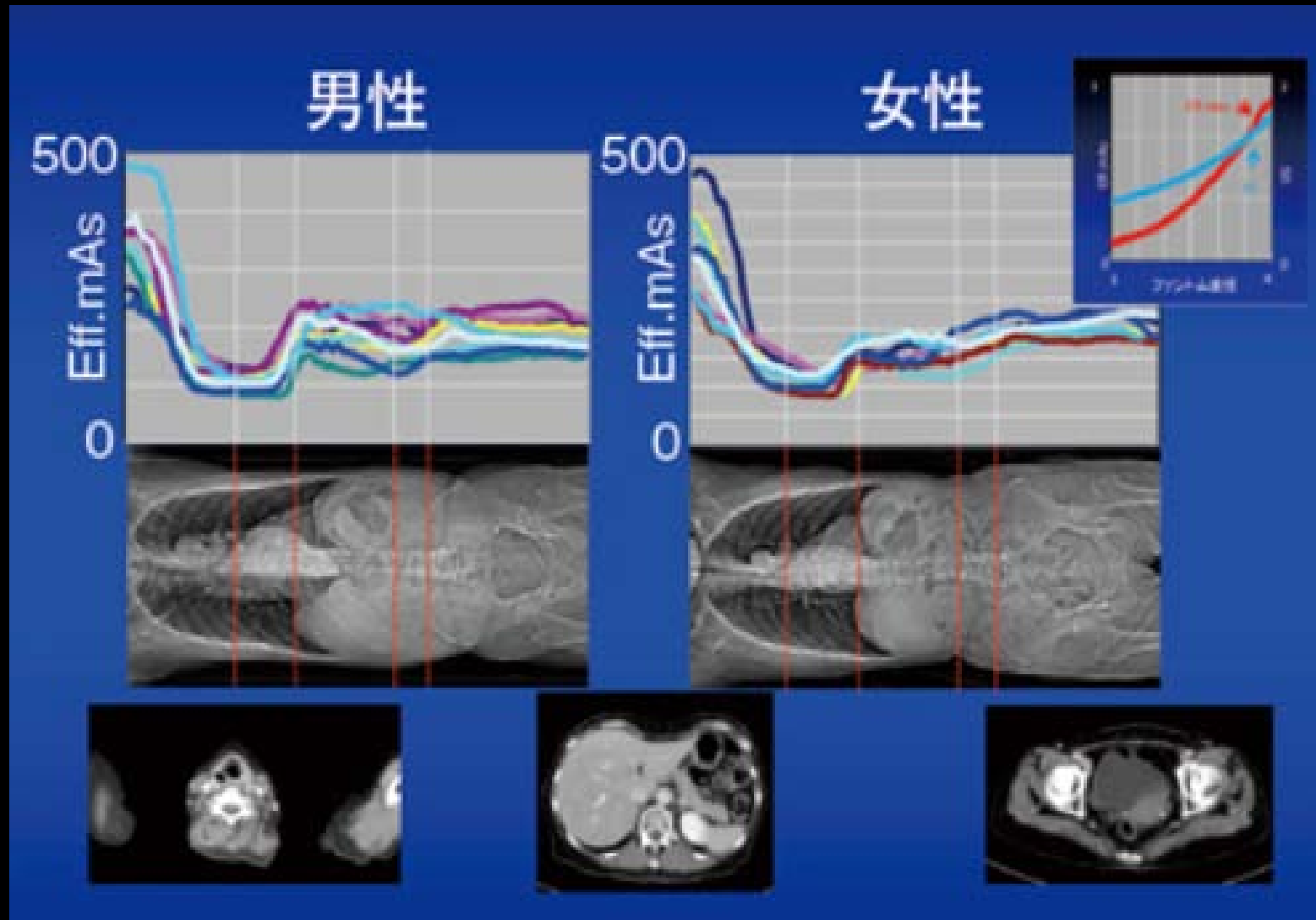
下頸部CT画像は、左右肩関節の骨による
ビームハードニング(線質硬化)アーチファクトが出る。

X線CTで正しいのはどれか。

1. 腹部CTの撮影時の基準点は胸骨上切痕である。
2. CTコロノグラフィでは大腸内部の色調観察が可能である。
3. 肺野条件のウィンドウレベルは縦隔条件より低く設定する。
4. 部分体積効果の低減には厚いスライス厚の使用が効果的である。
5. CT用自動露出制御〈CT-AEC〉の使用により被ばく線量は増加する。

CT AEC : 自動露出機構 Auto Exposure Control

撮像面の患者密度（X線減弱係数）の値をみて
患者への照射線量を変調させ線量を低減する技術。





胸部CTの撮像基準点は、
鎖骨(上)切痕、胸鎖関節。
肺尖部の位置。

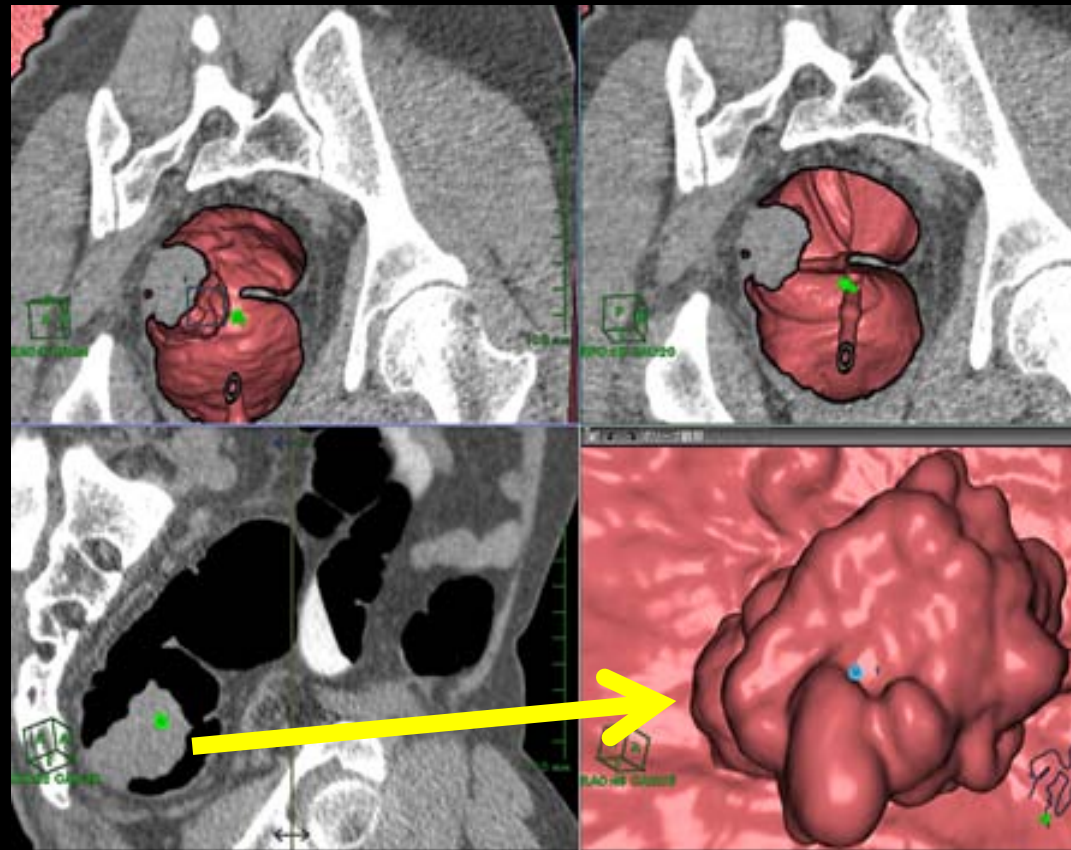
腹部CTの撮影基準点は、
吸気時の肝右葉円蓋部上縁
(右横隔膜)。

スカウトビュー(正面像試し撮り)で
撮像開始位置を決める。



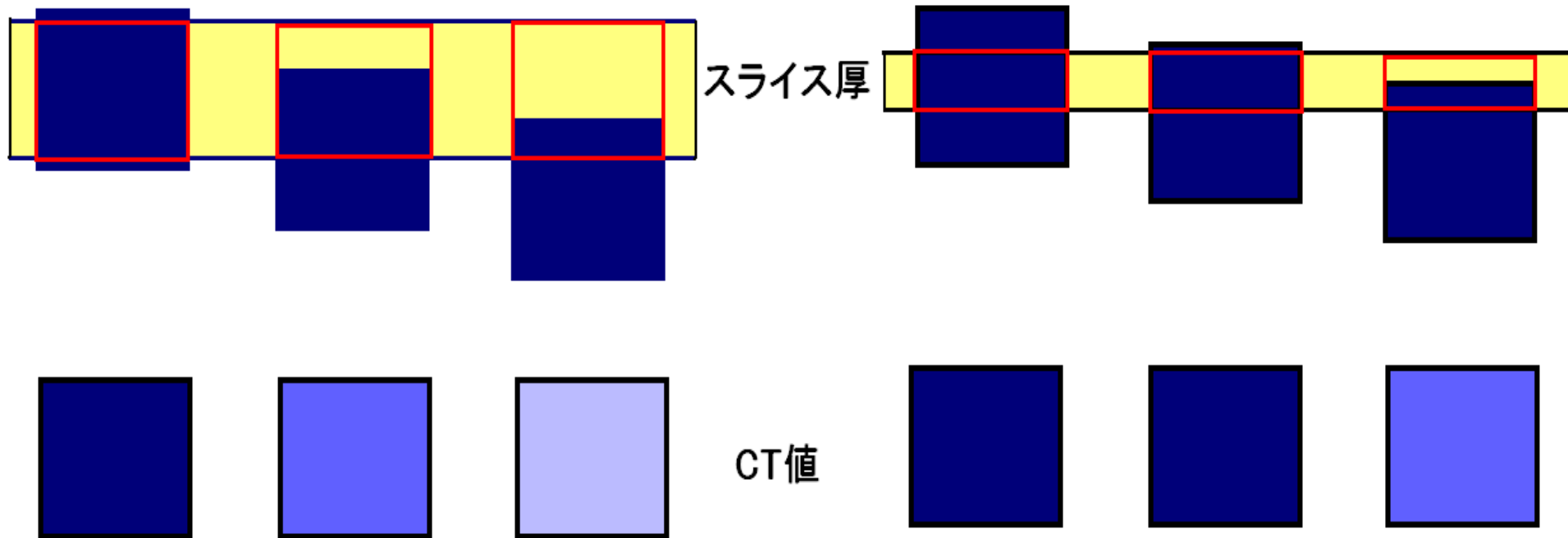
VE (Virtual Endoscopy) 仮想内視鏡

CO2 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



スライス厚が大きいと **部分容積効果**
(**partial volume effect**) によって
CT値が不正確になり、分解能も下がる。

スライス厚が薄いとき **部分容積効果は減少**
するが、CT像のノイズが増加する。



ウィンドウレベル WL Window Level
ウィンドウ幅 WW Window Width

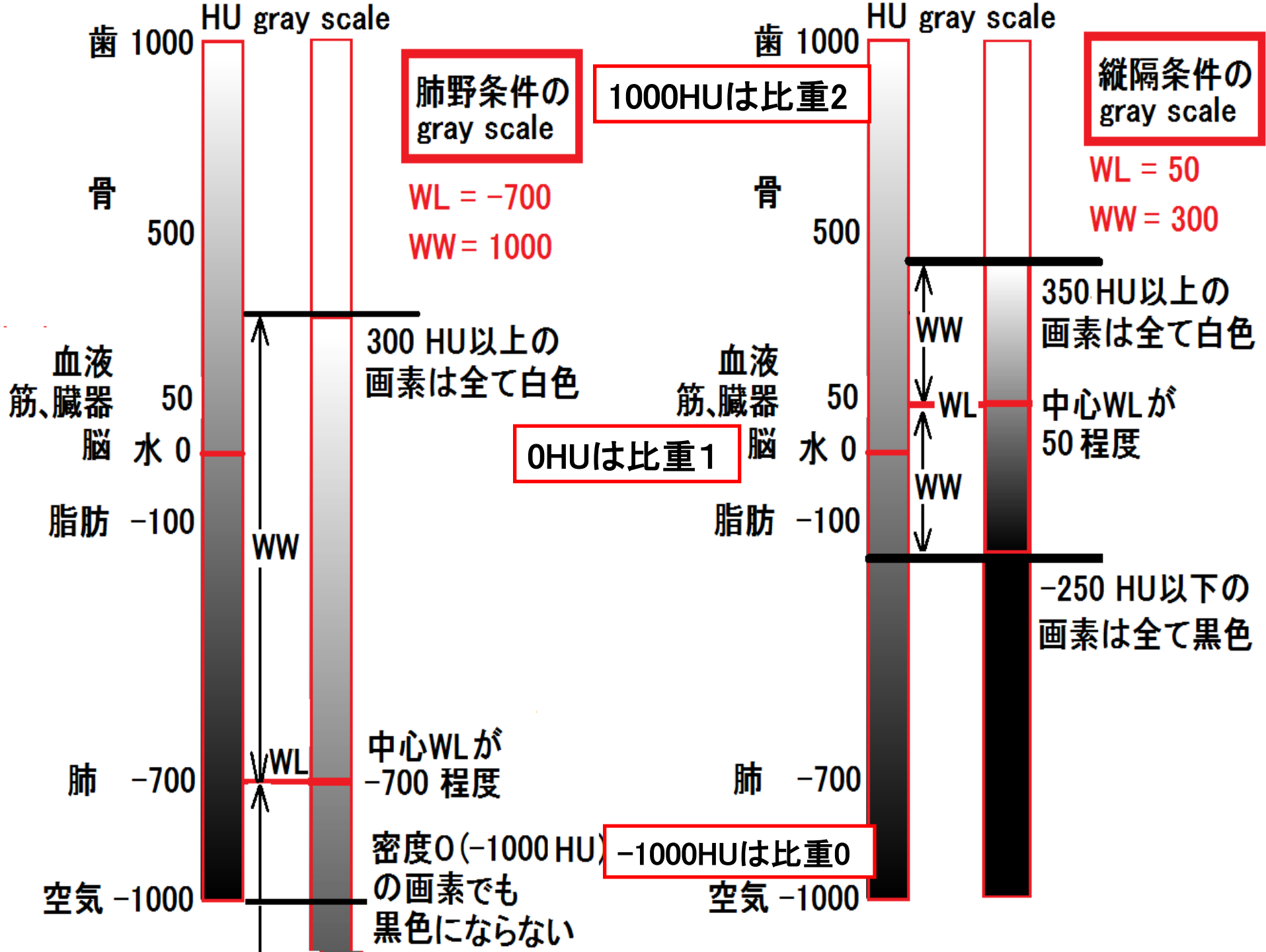
CT像の画素値は最低 -1000HU (比重 0) から最高 1000HU (比重 2)まで。

-1000 から 1000 HU の画素値をそのままPC画面に表示すると、コントラストが低く、読影しにくい画像になる。

そこで、注目する臓器のHU値を詳細に見る为中心値(ウィンドウレベル WL Window Level)に設定し、その上下に適切な HU値の幅を設定 (ウィンドウ幅 WW Window Width) して、読影に不要な画素を黒または白色に潰して表示する。

体内組織のCT値(HU) (水のCT値は0 HU)

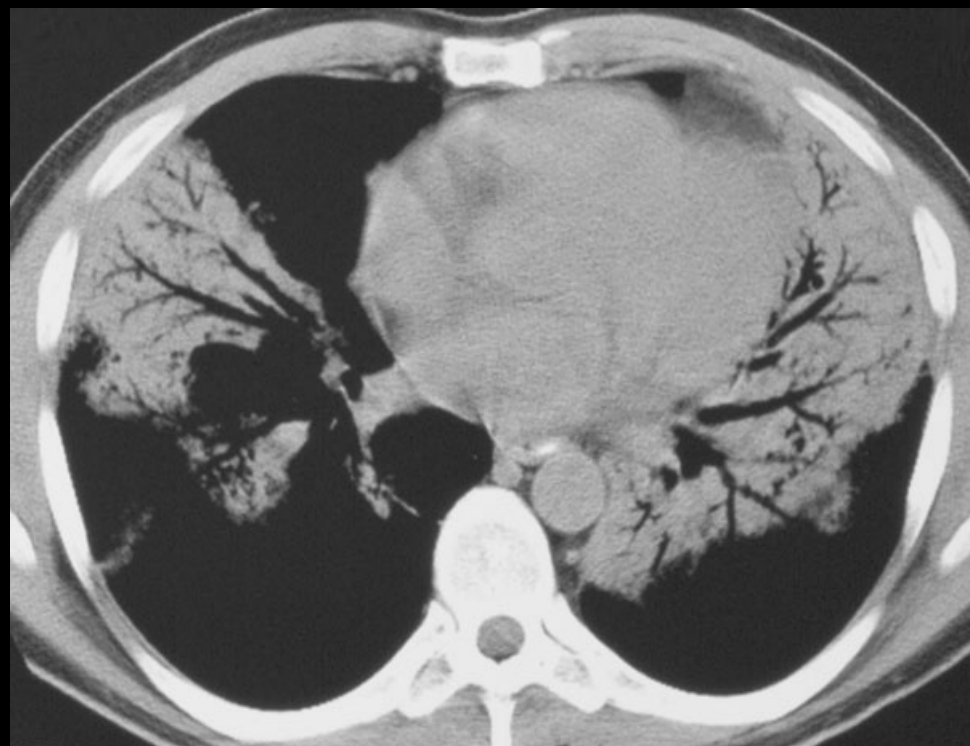
気道内、消化管内の空気	- 1000
肺	- 700
脂肪組織	- 50 ~ - 100
脳脊髄液、脳室	10
脳室周囲白質	20 ~ 30
大脳皮質(灰白質)	30 ~ 40
筋肉、肝臓等の臓器	30 ~ 60
血液	40 ~ 50
甲状腺	100 ~ 120
骨、石灰化病変	250 ~ 1000



間質性肺炎(肺線維症)



肺炎(肺胞性肺炎)



肺野条件表示

Window Level -700
Window Width 1000
-700 HU を中心に
-1000から300まで表示

縦隔条件表示

Window Level 50
Window Width 300
50 HU を中心に
-250から350まで表示

X線の減弱係数が水の1.2倍である組織のCT値[HU]はどれか。

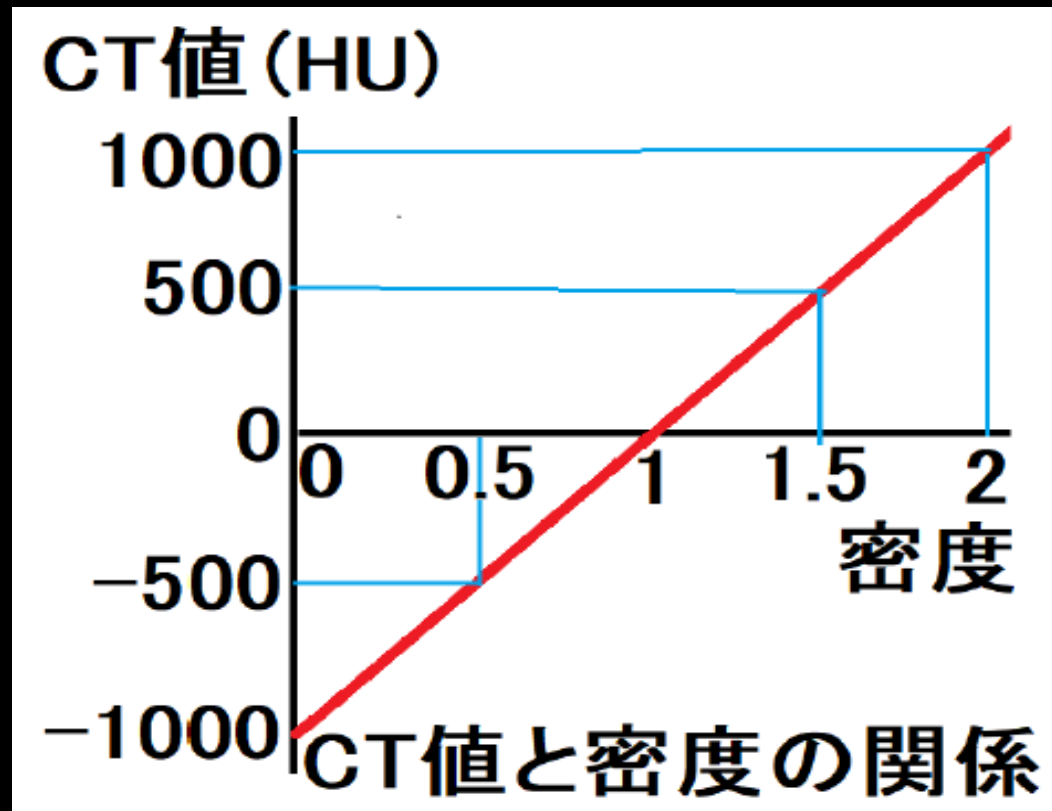
- | | | | | | |
|----|----|----|-----|----|-----|
| 1. | 2 | 3. | 20 | 5. | 200 |
| 2. | 12 | 4. | 120 | | |

減弱係数と密度は比例する。
密度1はCT値0、密度2はCT値1000。
その中間の、密度1.5は、CT値500。
密度1.2は、CT値200。

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**。

定量性の正確さは欠けるが、水や空気の重さを基準にしたCT値は、直感的に理解しやすく、臨床的にも有用である。



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
（水の約2倍の密度が 1000 HU ）

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

CT 値で誤っているのはどれか。

1. 水の CT 値は 0 HU である。
2. CT 値は最大 1,000 HU である。
3. 灰白質の CT 値は白質より高い。
4. 甲状腺の CT 値は筋肉より高い。
5. 空気の CT 値は -1,000 HU である

密度1 は CT値 0、密度2 は CT値 1000。

密度3 は、CT値 2000。CT値の上限はない。
(CT値の下限はある。密度0はCT値 -1000)

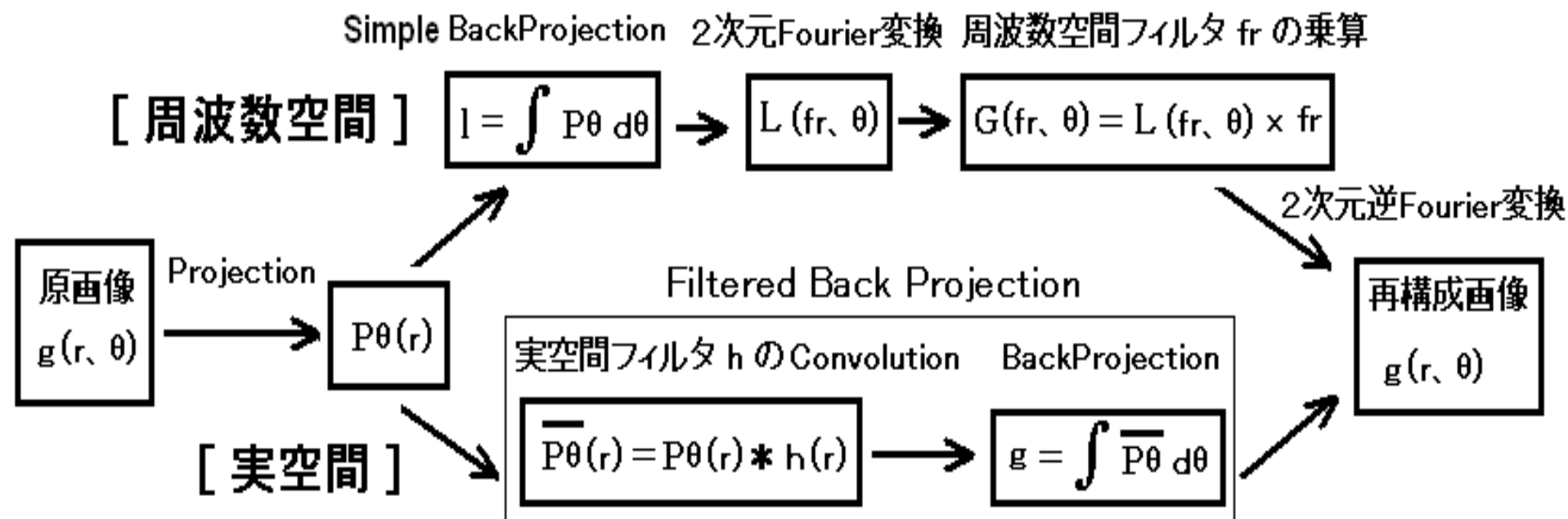
X線CTで正しいのはどれか。2つ選べ。

1. 前処理としてフィルタ補正逆投影法を用いる。
2. 線量評価のためにキャリブレーション補正を行う。
3. ヘリカルスキャンの補間には線形補間法を用いる。
4. スリップリング方式では一体型 X 線発生装置が用いられる。
5. カッピングアーチファクトはビームハードニング効果によるものである。

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。



コントラストスケールの キャリブレーション

Calibration : 計測値を基準値に正すこと。較正。

空気キャリブレーション (air calibration)

空気のCT像を撮影(何もない空間を撮影)して
そのCT値を **-1000** に較正する。

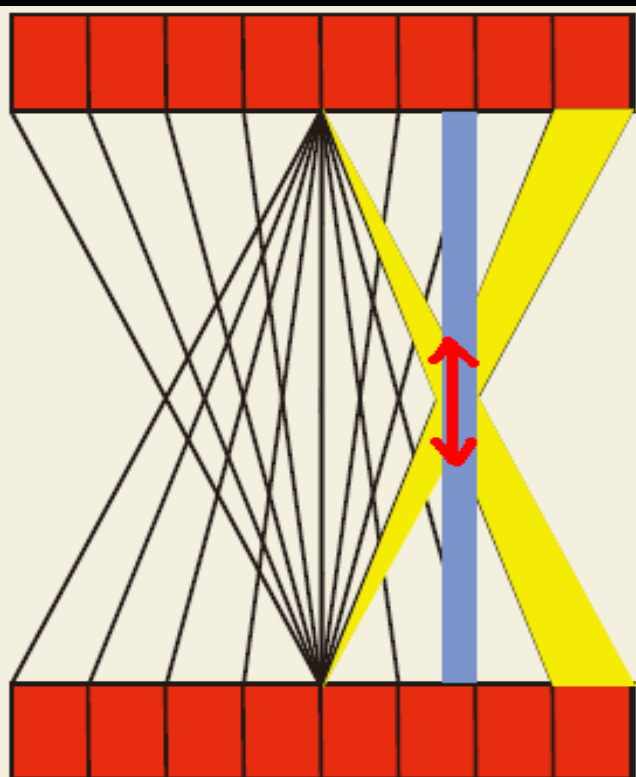
水キャリブレーション

水を入れたファントムのCT像を撮影して
そのCT値を **0** に較正する。

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

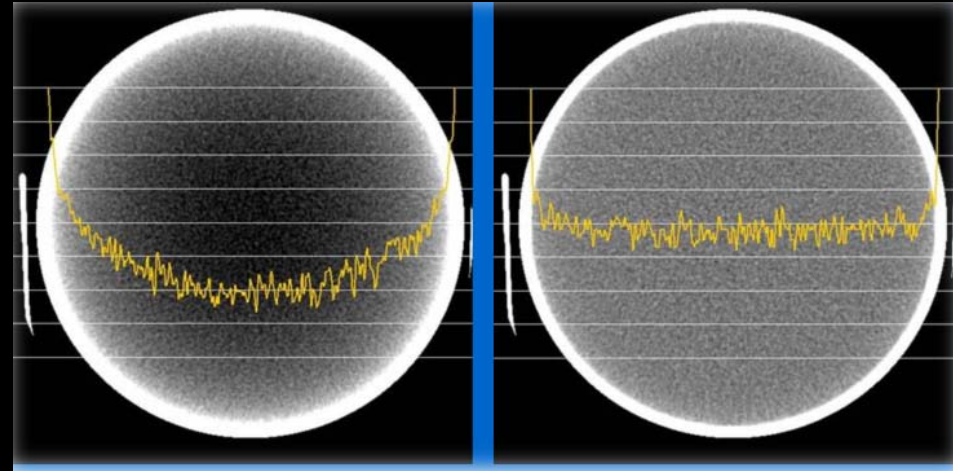
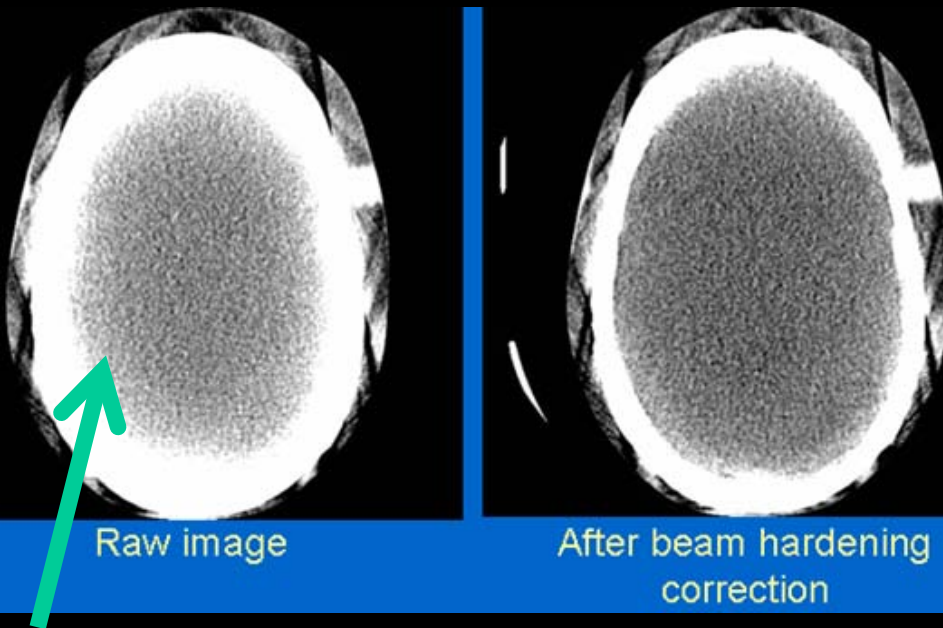
補正後



ビームハードニング Beam hardening (線質硬化)

CTのX線管は、連続スペクトルを出す。
線減弱係数の大きい骨を通過したX線や、
長い距離を通過したX線は、連続スペクトルの中
の低いエネルギー成分が大きく減衰する。
(高エネルギー成分だけ残る = 線質硬化)
(線減弱係数は、X線エネルギーで変化する)
骨などの重い組織の周囲は、高いエネルギー
成分だけが通過して得られた線減弱係数から
CT像が算出され、誤ったCT値になり、アーチ
ファクトとして画像に影響を与える。

ビームハードニング アーチファクト 2



周辺に高吸収体を伴う
内部均一ファントムのCT像

頭頂部頭蓋骨の近傍に沿うCT値の上昇と画像中心部のCT値の低下（**Cupping, Dishing, Shading**）。

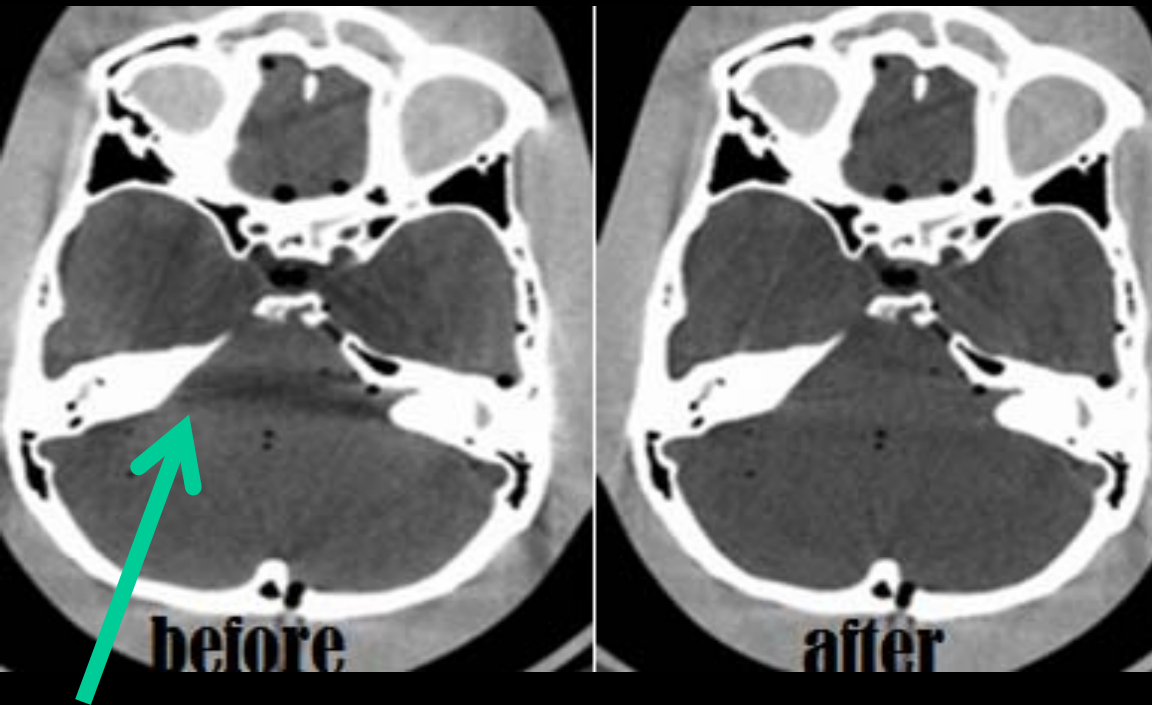
厚い頭蓋骨で低エネルギーX線が吸収され、頭蓋骨近傍の脳の μ に比べ、脳の中心部の μ の値が低く描出される。

硬膜下出血などの診断を困難にする。

X線CTの頭蓋底部アーチファクトの低減で正しいのはどれか。2つ選べ。

1. 管電流を下げる。
2. 体動補正処理を行う。
3. 線質硬化補正処理を行う。
4. 薄いスライス厚を用いる。
5. 心電図同期再構成を行う。

ビームハードニング アーチファクト 1



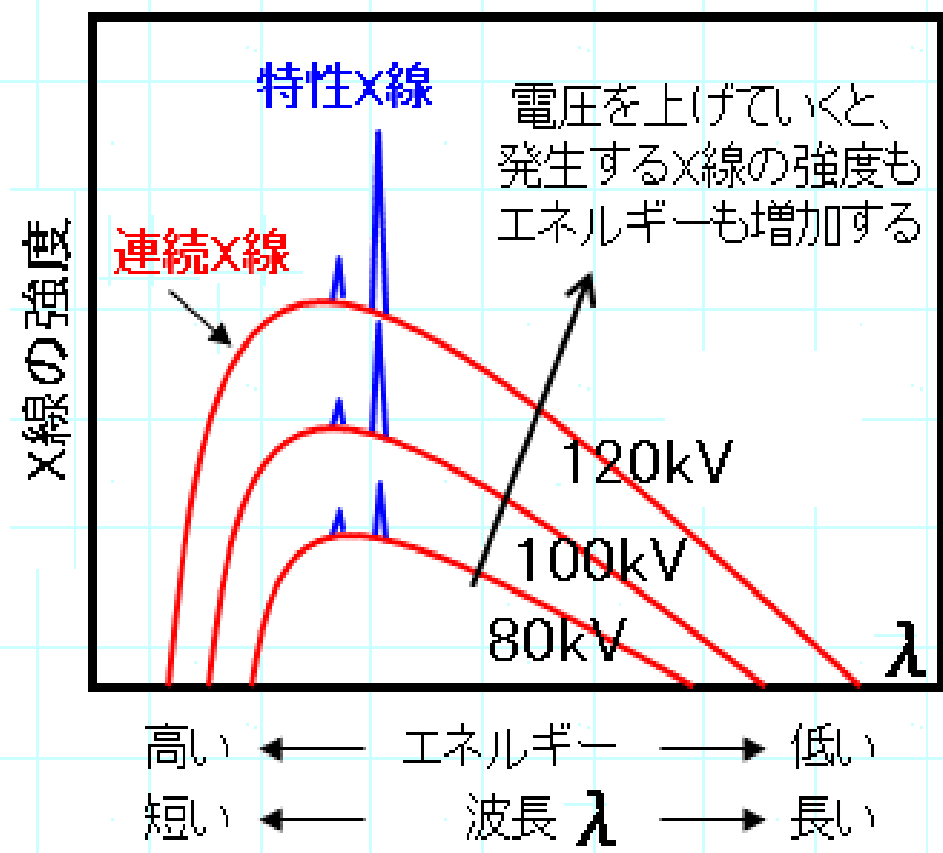
骨周囲の線状
(ストリーク状)の
CT値の低下

厚い側頭骨で低エネルギーX線が吸収され、
高エネルギーX線から、この部位の μ が算出される。
同じ質量でも高エネルギーのX線では μ が低くなる。
CT像の骨分布から、このような μ の低下を補正する
方法がある(**BHC: Beam Hardening Correction**)

X線管球

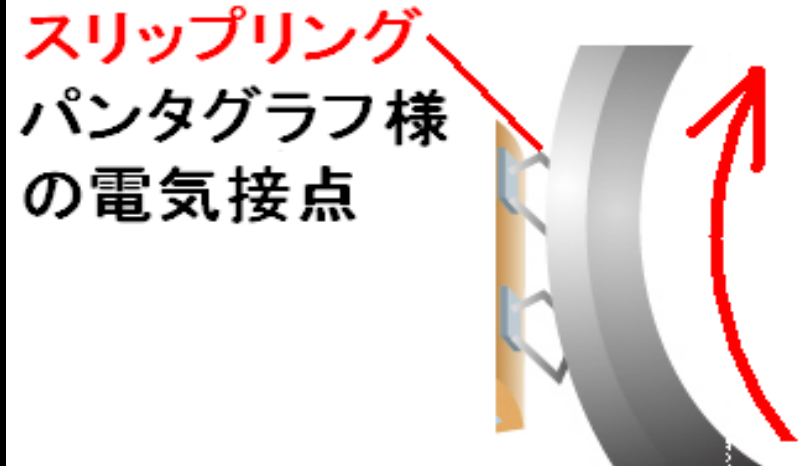
高い**電圧**をかけるほど発生するX線量は増加し、連続X線スペクトルの高エネルギー成分も増加する。

電流を多く通すほど発生するX線量は増加するが、連続X線スペクトルは変化しない。
(線質は変化しない。)



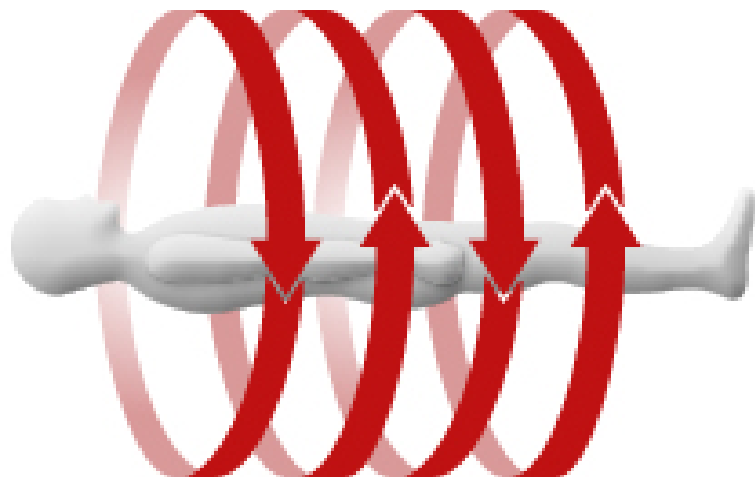
CTのX線管球の
管電圧は 80~120kV
管電流は 100~300mAs
程度

多列マルチスライスCTは、スリップリングの採用にてガントリー(X線管球と検出器)の連続回転ができる。



ノンヘリカルCT
(コンベンショナルCT)

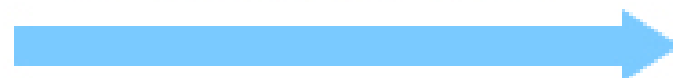
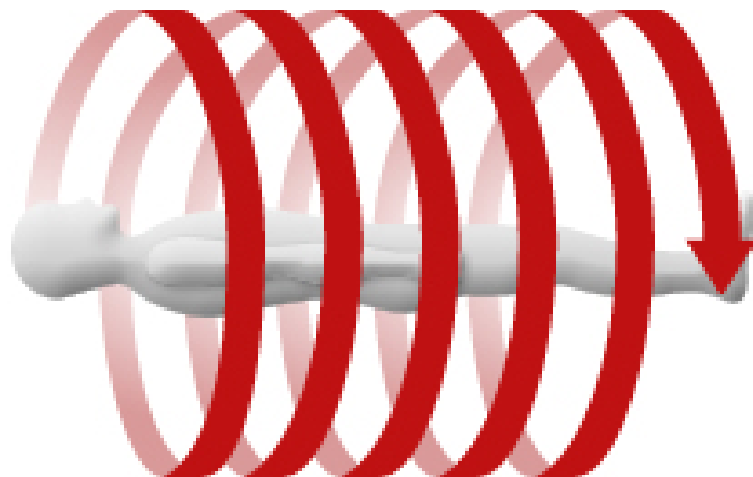
交互回転方式



正 → 逆 → 正 → 逆

ヘリカルCT

スリップリングを採用し
連続回転が可能



X線CTでヘリカルピッチが大きい場合、正しいのはどれか。

1. 撮影時間は延長する。
2. 被ばく線量は増加する。
3. 実効スライス厚は薄くなる。
4. 体軸方向の空間分解能は向上する。
5. 風車状アーチファクトは出現しやすくなる。

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

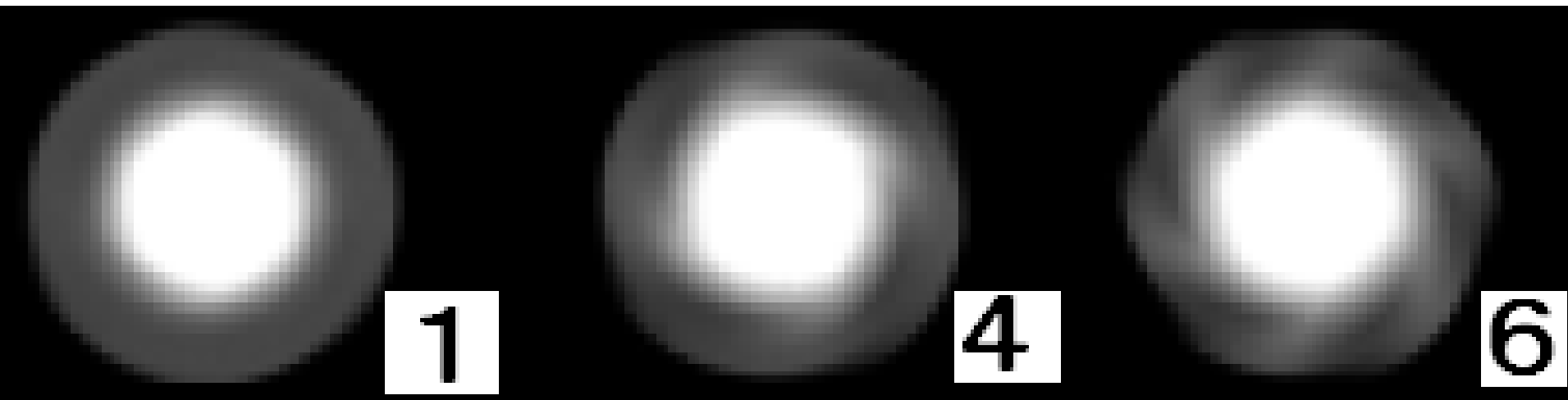
ヘリカルピッチが広いと出現する螺旋階段、渦巻状
のアーチファクト。

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

1回転0.5秒の64列のマルチスライスCT装置を用いてコリメーション幅0.625 mm、テーブル移動速度8 cm/sで撮影したとき、ビームピッチとして正しいのはどれか。

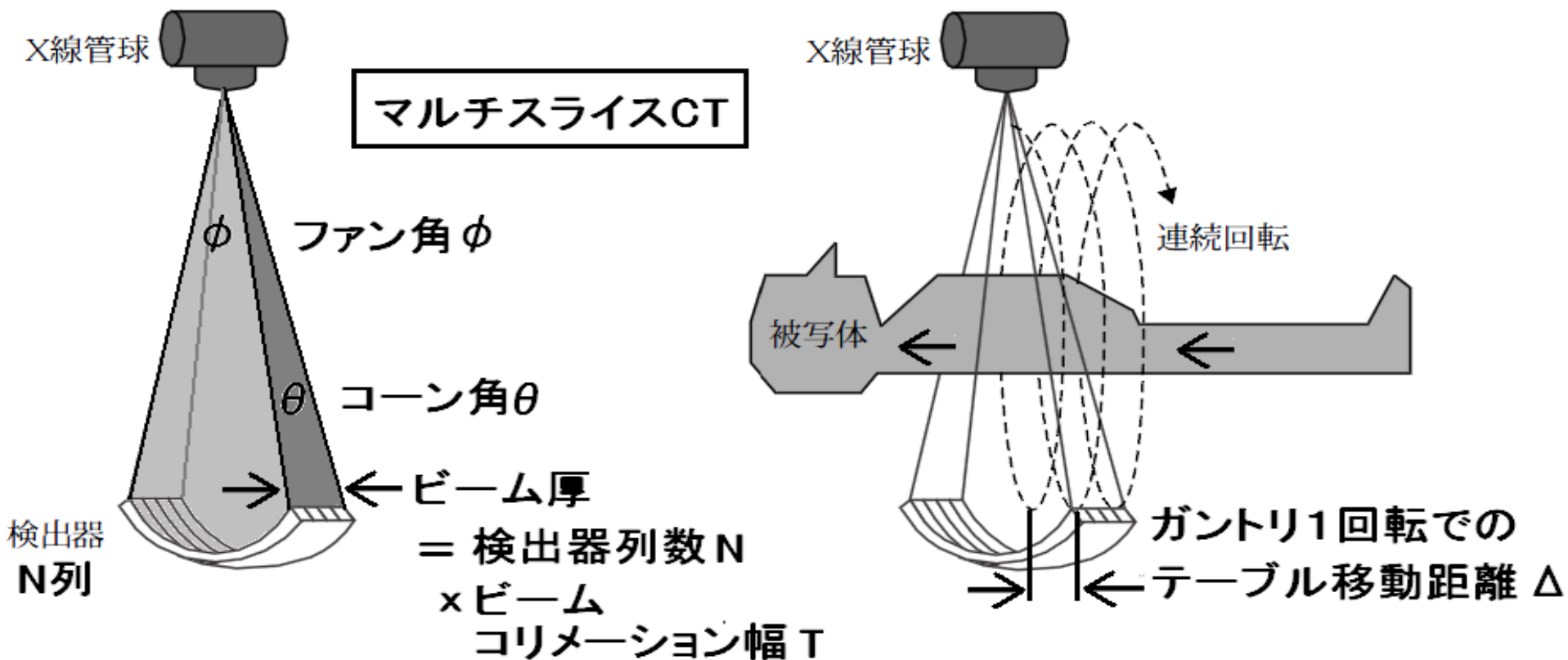
- | | | | | | |
|----|-----|----|----|----|-----|
| 1. | 0.1 | 3. | 2 | 5. | 128 |
| 2. | 1 | 4. | 64 | | |

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

$$= (40\text{mm} / 1\text{回転}) / (0.625\text{mm} \times 64) = 1$$

マルチスライスヘリカルCTの場合

ビームピッチは、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。

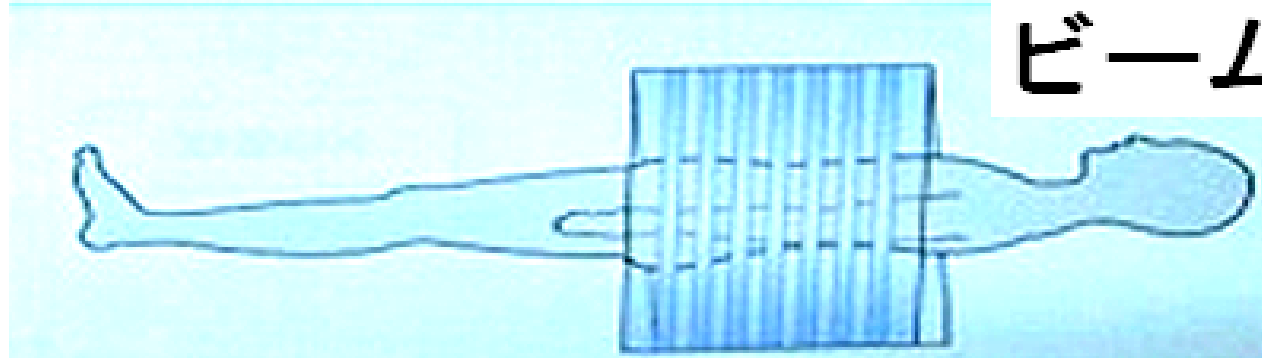
ビームピッチが 1 未満

→ 体軸方向データに重複 (オーバーラップ) が生じる

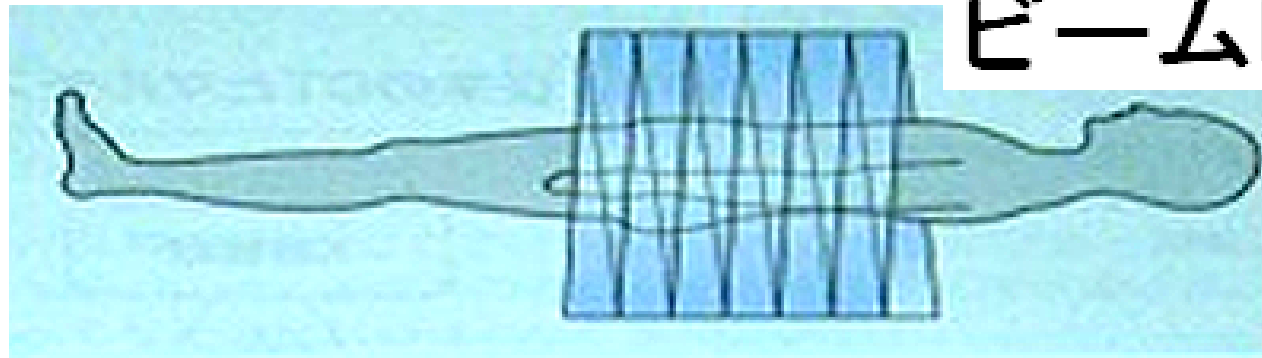
ビームピッチが 1 以上

→ 体軸方向データに欠損 (ギャップ) が生じる

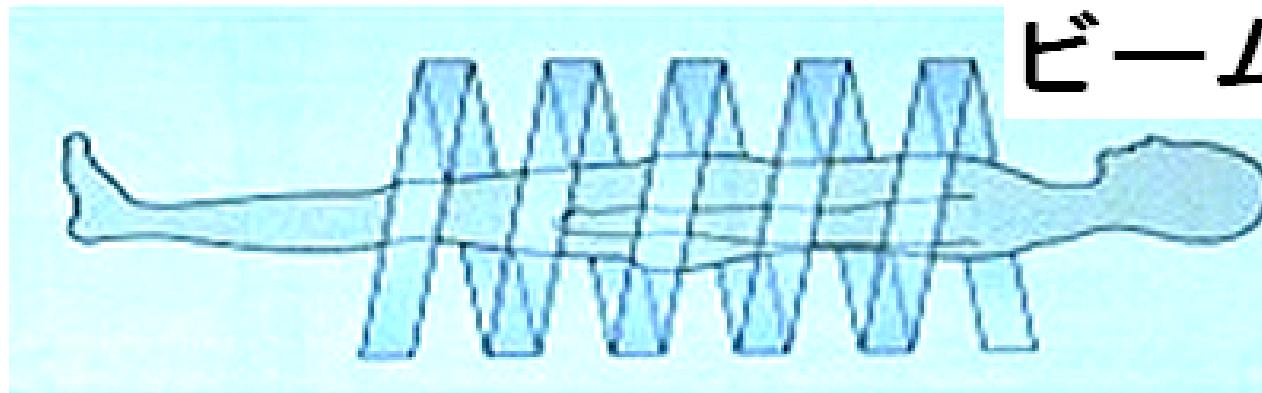
ビームピッチ = ベッド移動幅 / ビーム幅



ビームピッチ < 1



ビームピッチ = 1



ビームピッチ > 1

マルチスライス CT 装置の特徴はどれか。2つ選べ。

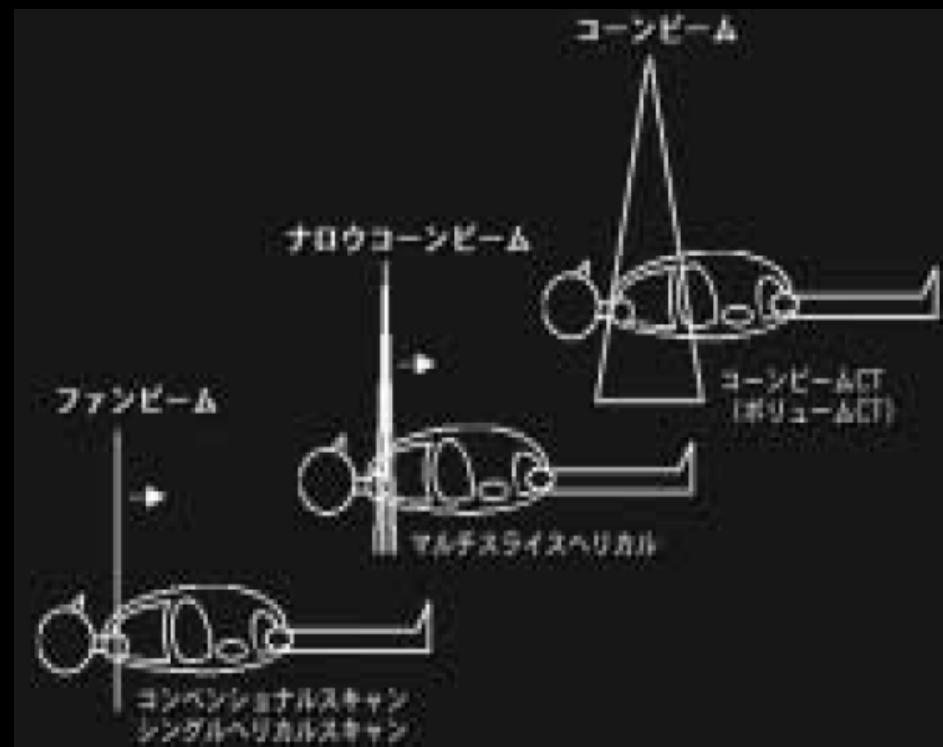
1. コーン角が狭い。
2. 複数の DAS を有する。
3. 部分体積効果が増加する。
4. リングアーチファクトを生じやすい。
5. 等方性ボクセルデータを得ることができる。

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。



等方性ボクセル isotropic volume data

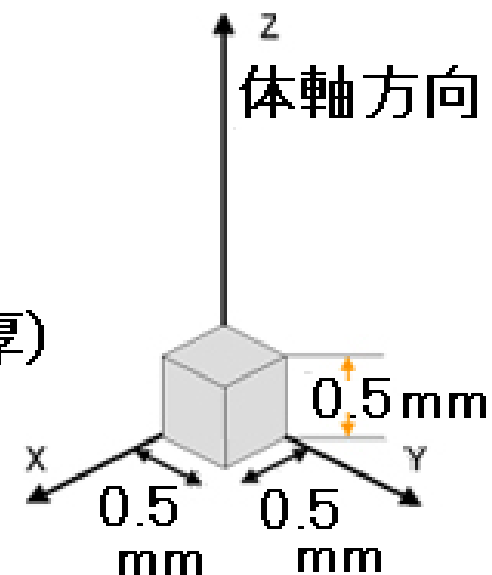
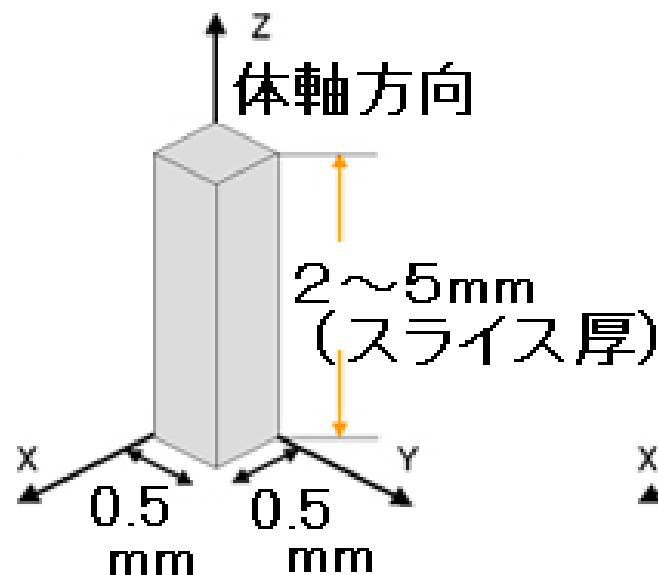
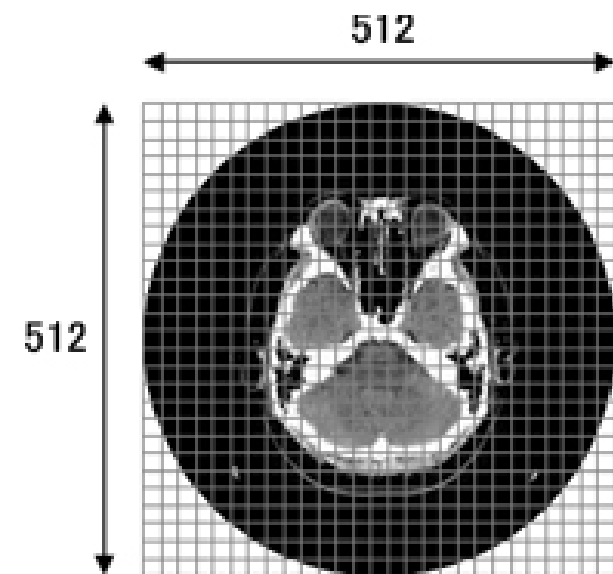
コンベンショナルCTはマルチスライス撮影ではないのでスライス厚が2～5 mm程度であった。
Axial面の画素実長と比べ スライスが厚かった。

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。

