

# 放射線画像診断におけるコンピュータ応用

大阪大学大学院  
医学系研究科 放射線統合医学講座

堀 雅敏

# 講義内容

1. CTの基礎
2. 放射線画像診断におけるコンピュータ応用

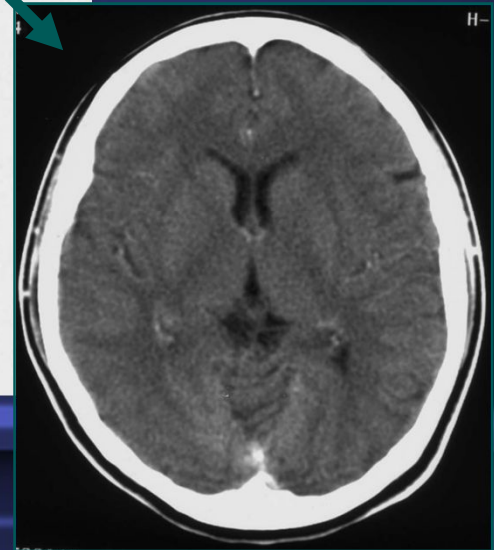
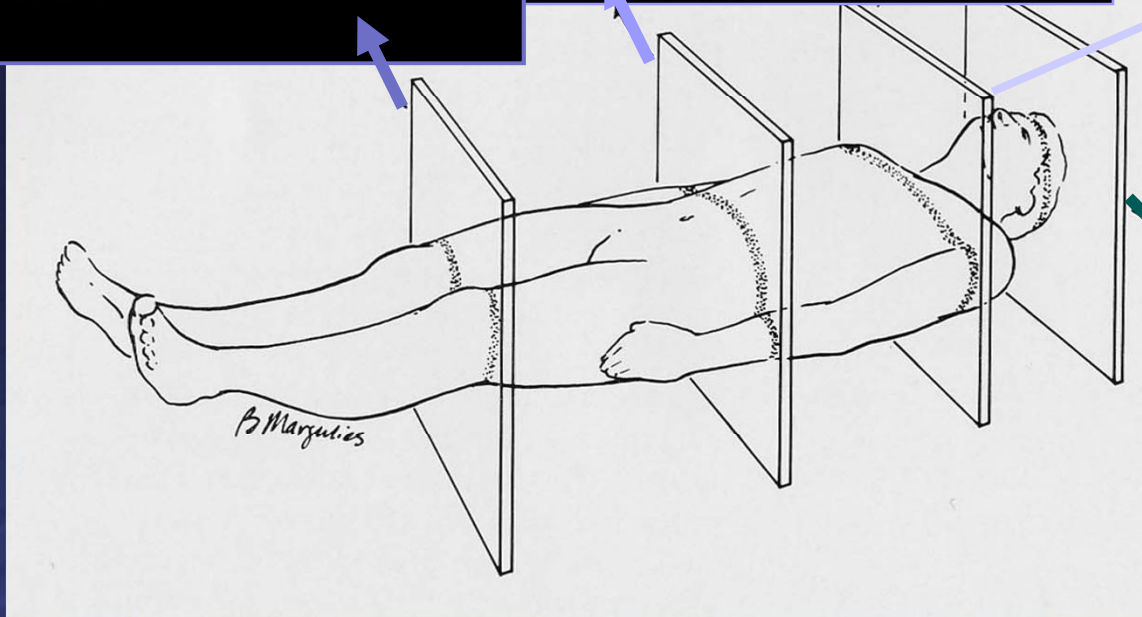
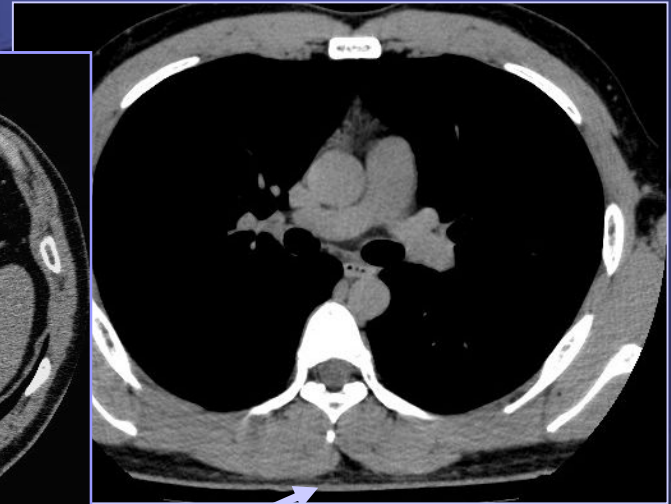
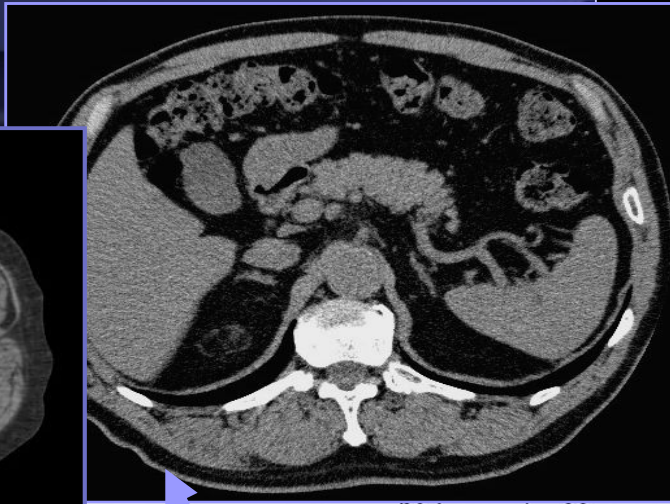
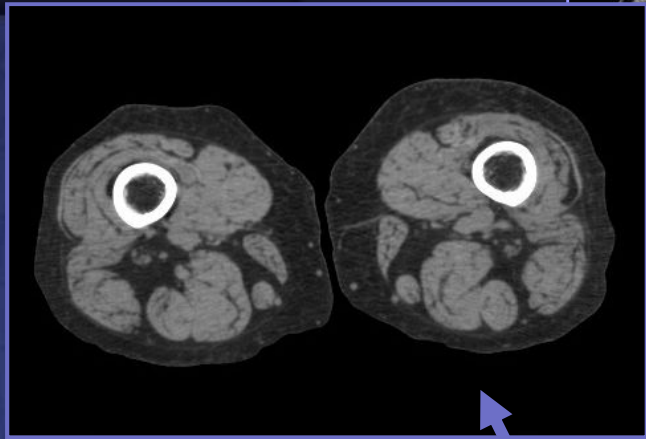
# 講義内容

1. CTの基礎

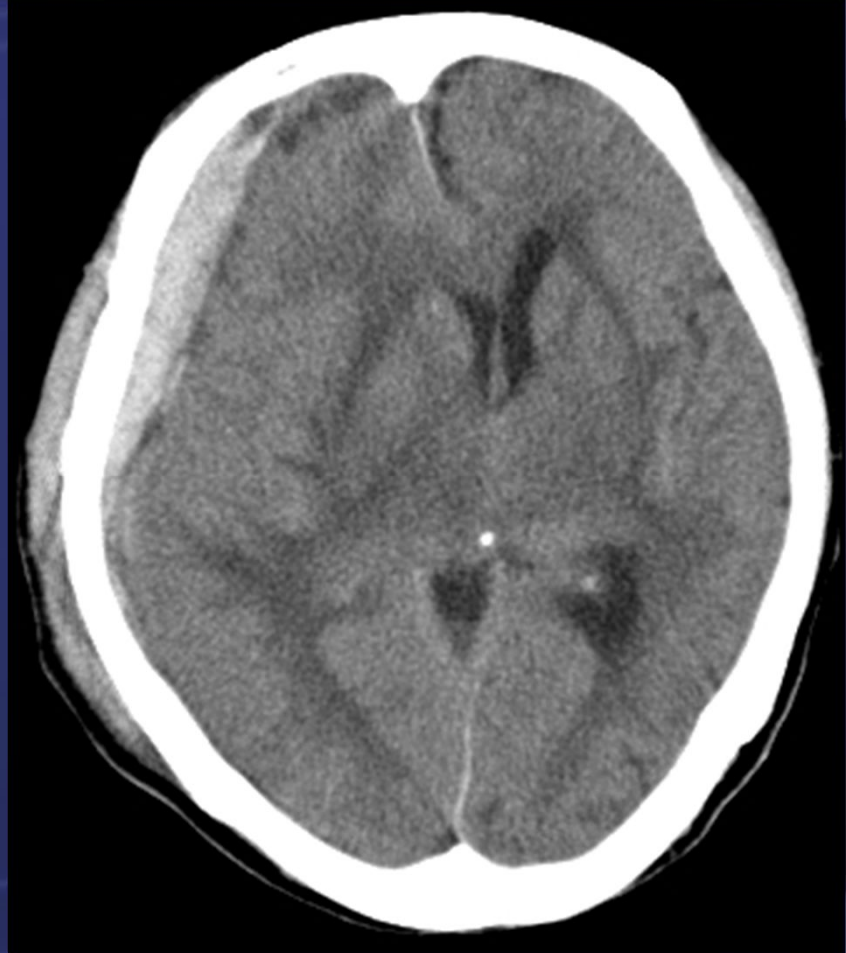
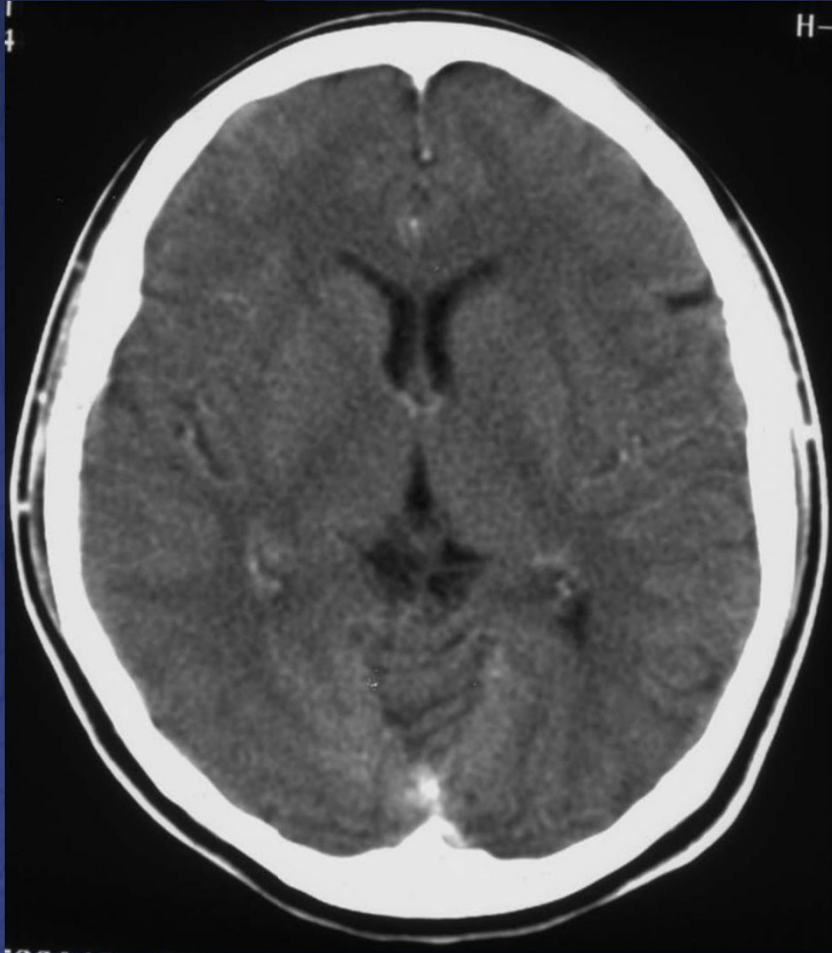
2. 放射線画像診断におけるコンピュータ応用

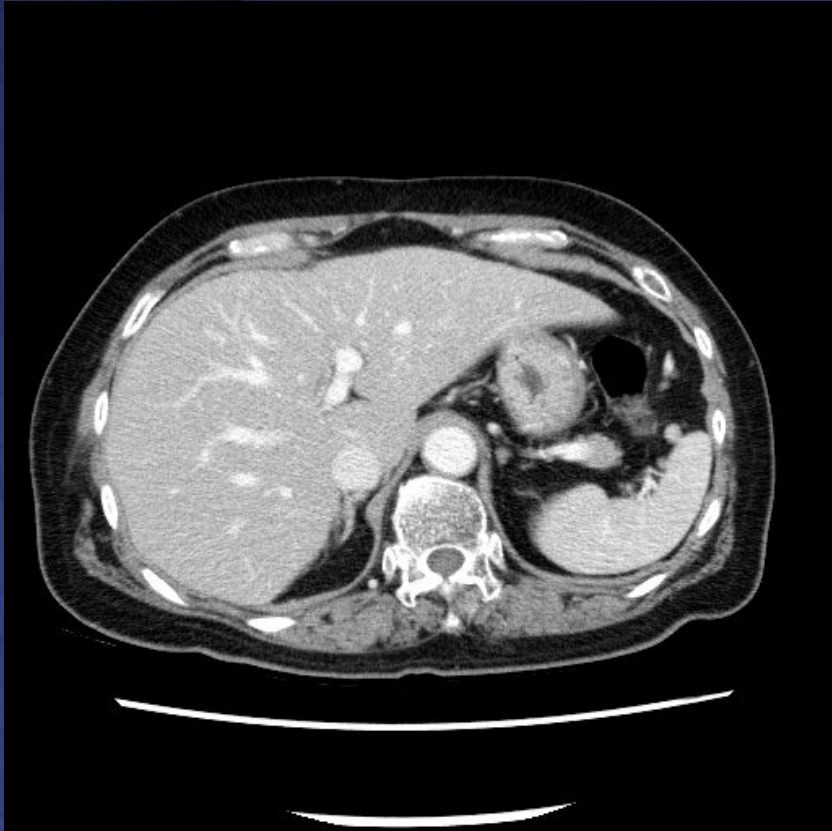
# CT (Computed Tomography)

- ✓ コンピュータ断層撮影
- ✓ 広義には、コンピュータを利用して断層画像を得る手法を指す
  - X線CT, 核磁気共鳴CT (NMR-CT, MRI),
  - ポジトロンCT (PET),
  - シングルフォトンエミッションCT (SPECT)
- ✓ 現在ではX線を用いたもの(X線CT)のみを指して、単にCTと呼ぶのが一般的

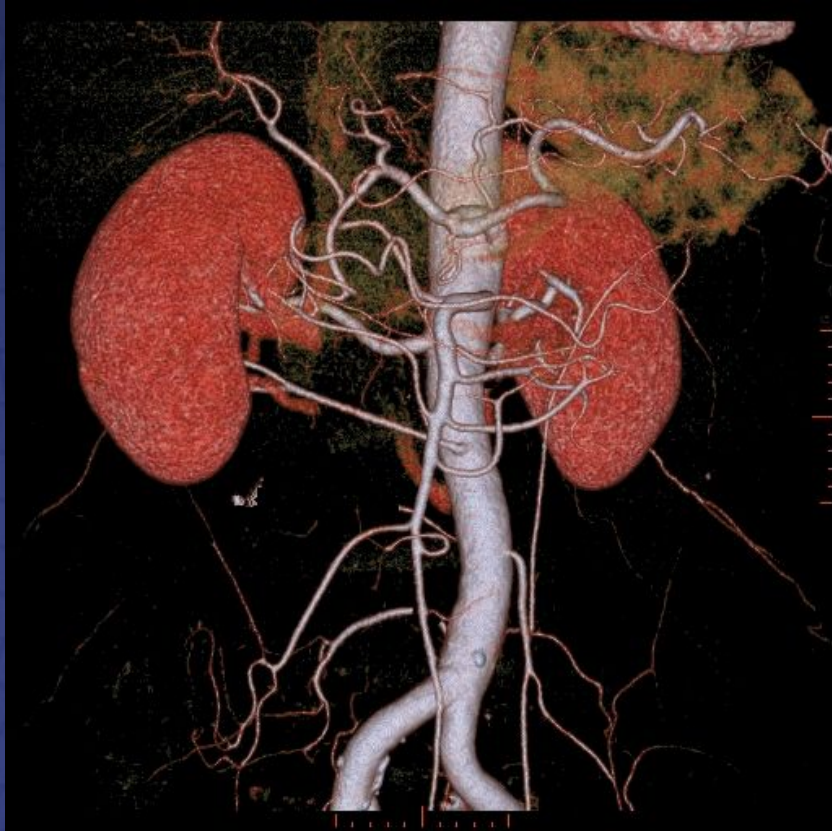


# X線コンピュータ断層撮影法:CT





# 生体腎移植の腎提供者





# CTの基礎

---

1. X線イメージングの基礎
2. CTの原理
3. CTの最近の進歩
4. 三次元血管撮影法

# CTの基礎

---

1. X線イメージングの基礎
2. CTの原理
3. CTの最近の進歩
4. 三次元血管撮影法

# X線発見 1895年



NOBEL PRIZES | ALFRED NOBEL | PRIZE AWARDERS | NOMINATION | PRIZE ANNOUNCEMENTS | AWARDS  
By Year | **Nobel Prize in Physics** | Nobel Prize in Chemistry | Nobel Prize in Medicine | Nobel Prize in

Physics



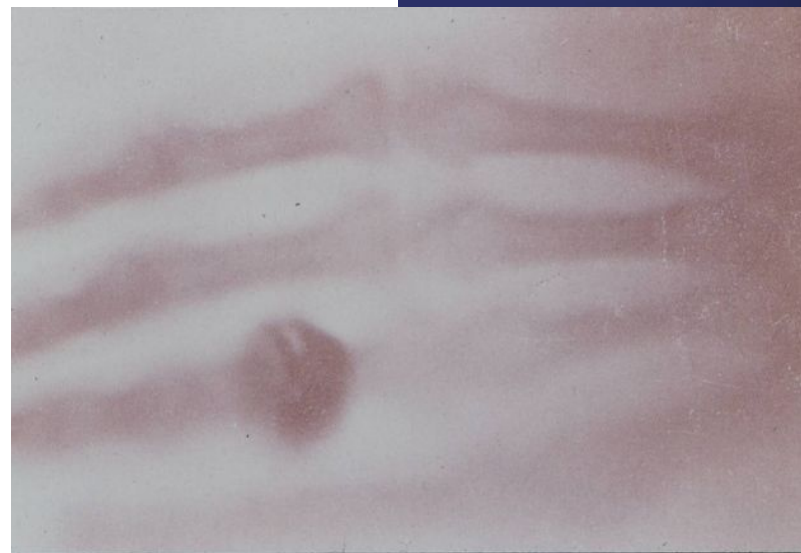
## The Nobel Prize in Physics 1901

"in recognition of the extraordinary services he has rendered by the discovery of the remarkable rays subsequently named after him"



Wilhelm Conrad  
Röntgen

Germany



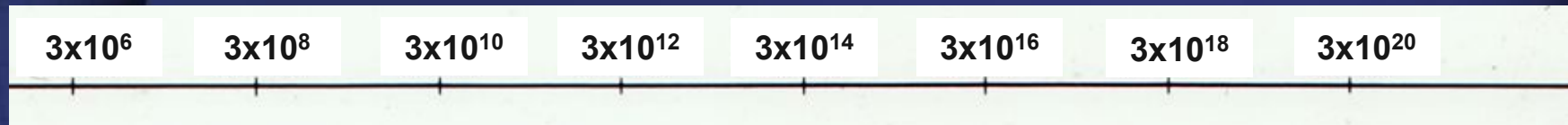
ベルタ・レントゲン夫人の手

# 電磁波の種類

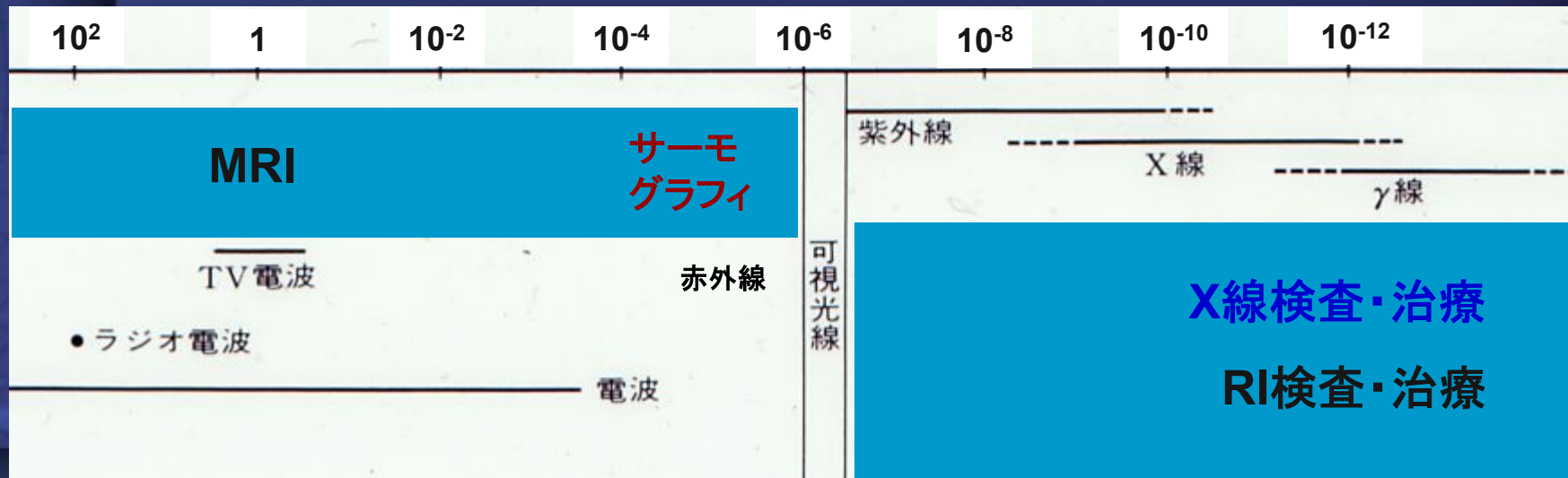
エネルギー (eV)



周波数 (Hz)



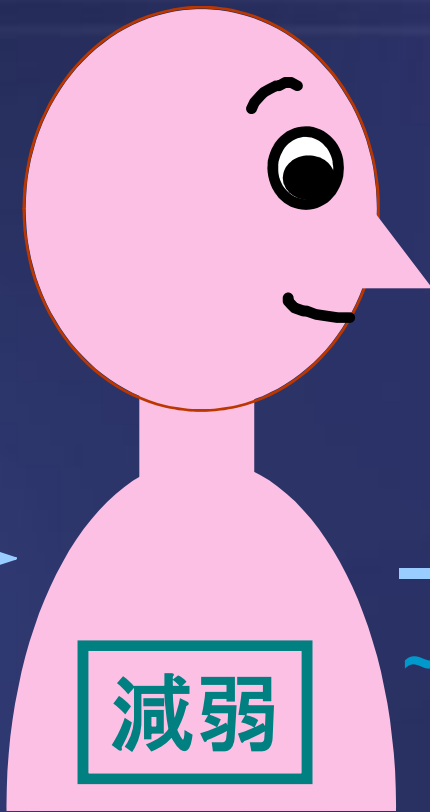
波長 (m)



X線管

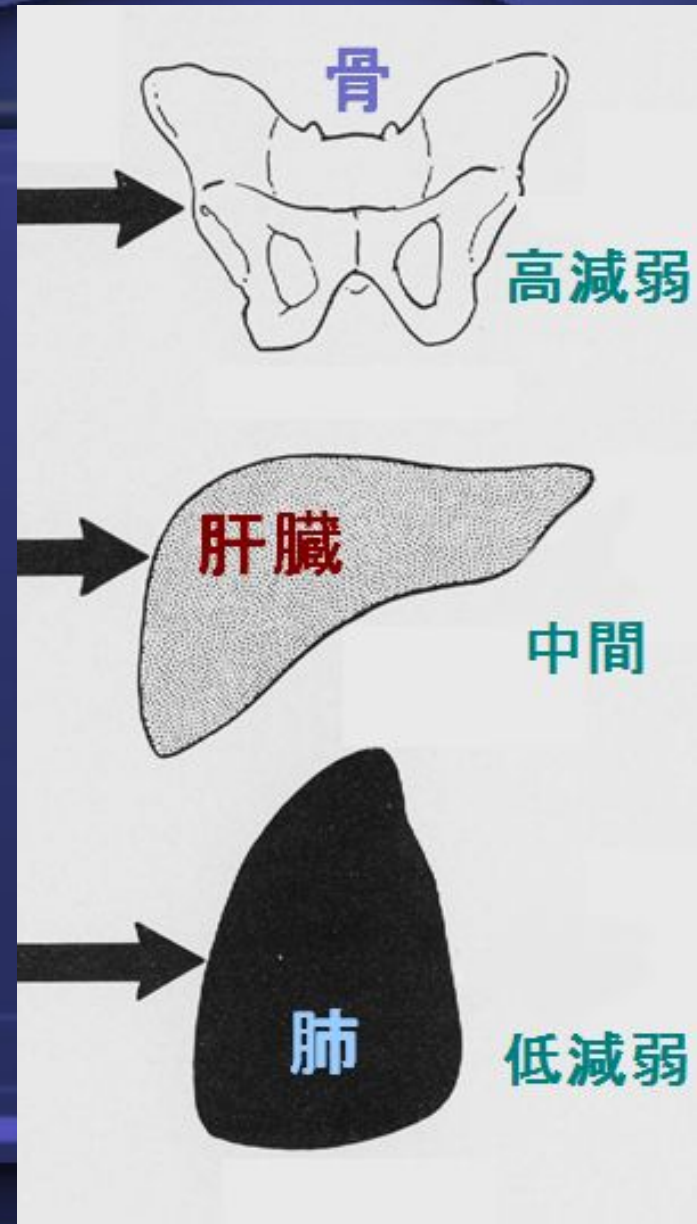


100%



検出器

~2%



# “レントゲン写真”

## 胸部単純X線撮影

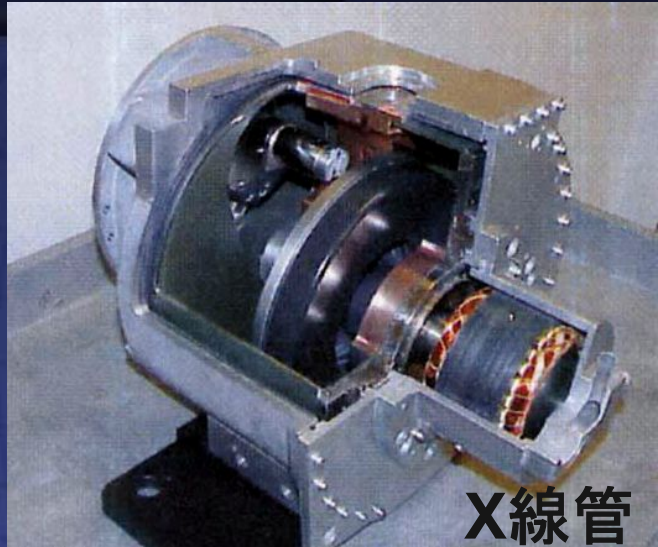
### 胸部正面像

---

- ・立位
- ・吸気呼吸停止
- ・管電圧120kVp程度
- ・撮影時間～50ミリ秒
- ・X線投影：背→腹

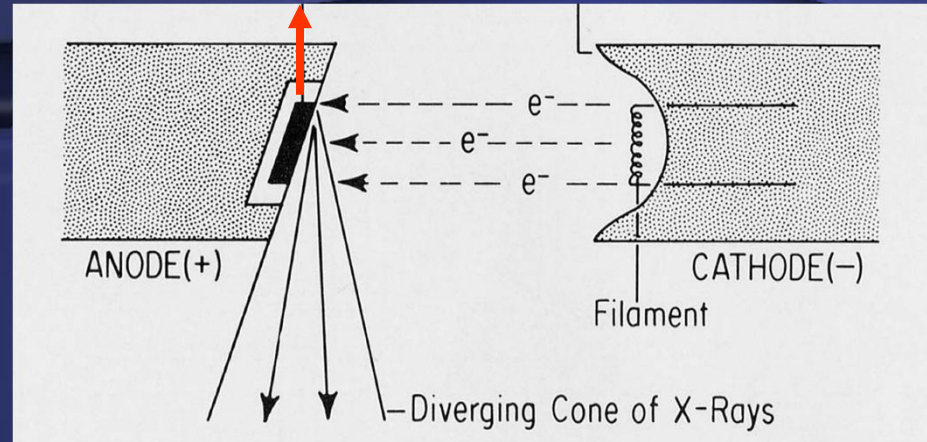


# X線の発生



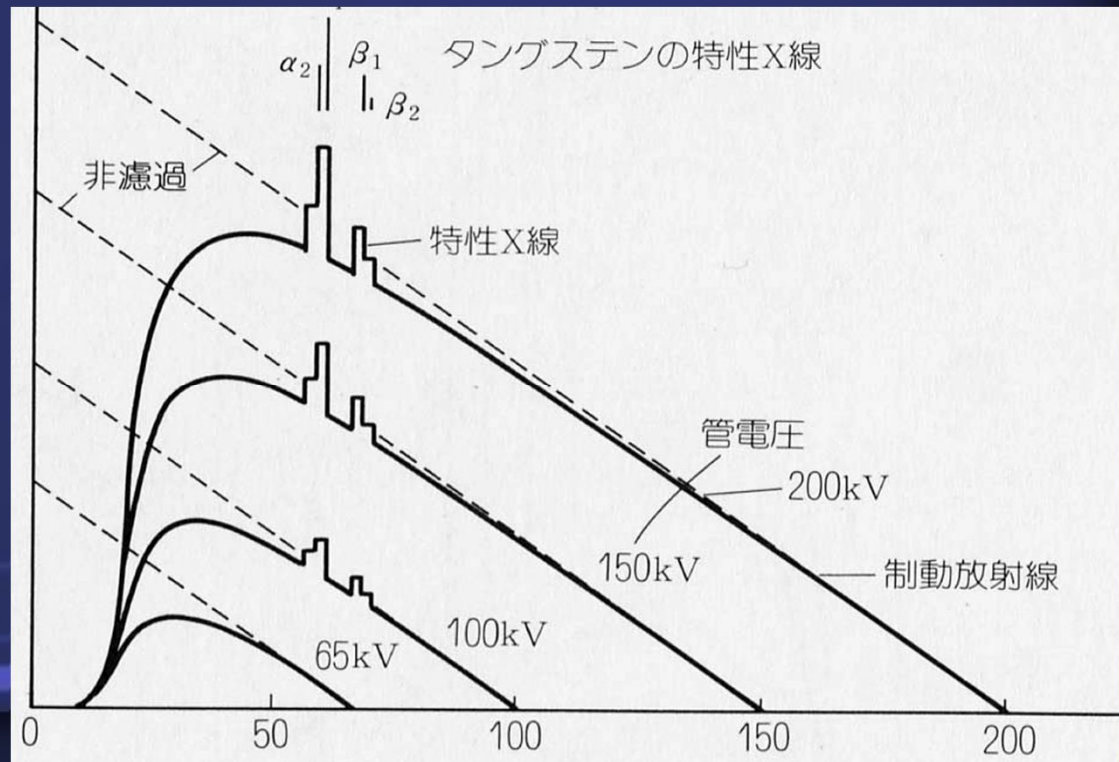
X線管

ターゲット金属: タングステン...



- \* 制動X線  
(ブレーキX線)
- +
- \* 特性X線  
(蛍光X線)
- 
- \* 濾過

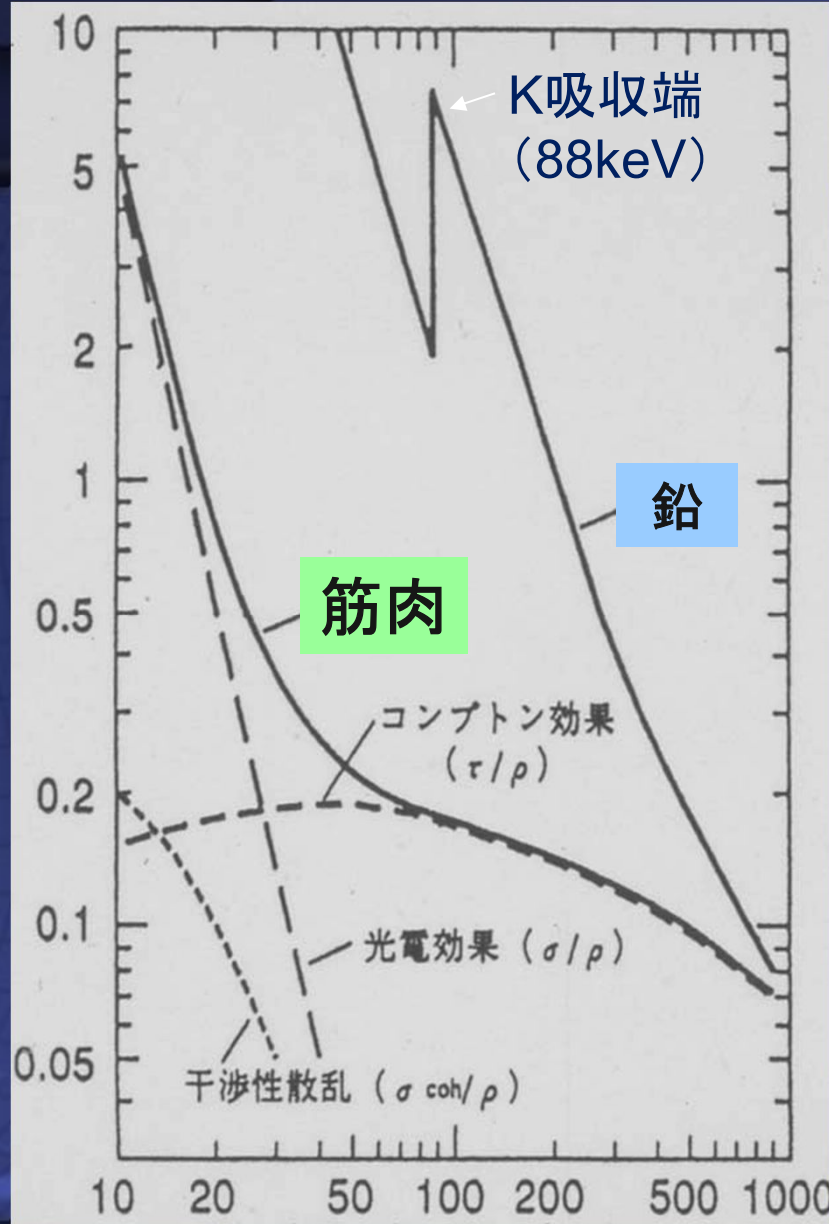
X線の相対強度



X線光子のエネルギー (keV)

## X線の減弱

質量減弱係数



光子エネルギー (keV)

\* 干渉性散乱: 弾性散乱

\* **光電効果**: 光電吸収

・ X線光子は消失し、光電子を放出

・ 光電効果の強さは  $(Z/E_x)^3$  に比例

Z: 原子番号、 $E_x$ : X線エネルギー

・ 原子番号の小さい組織や骨の光電効果は低エネルギーX線でのみ重要となる

・ 原子番号の大きいヨウ素やバリウムでは、診断領域のX線全域で重要な効果を示す

\* **コンプトン効果**: 非弾性散乱

・ 電子密度  $\propto$  生体厚みを反映

ほとんどの物質で同程度

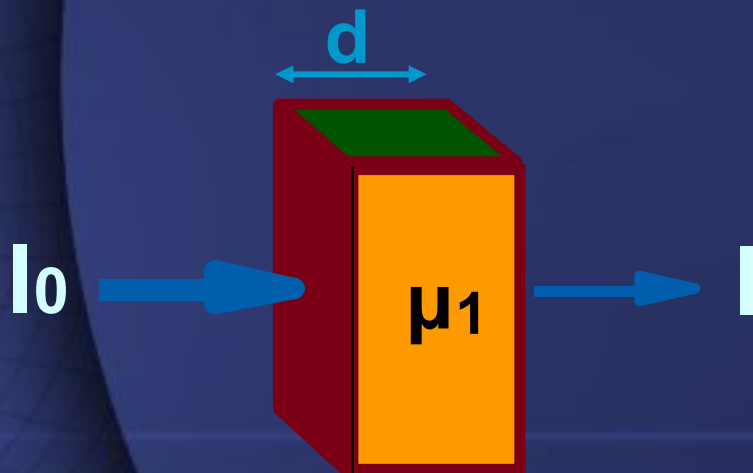
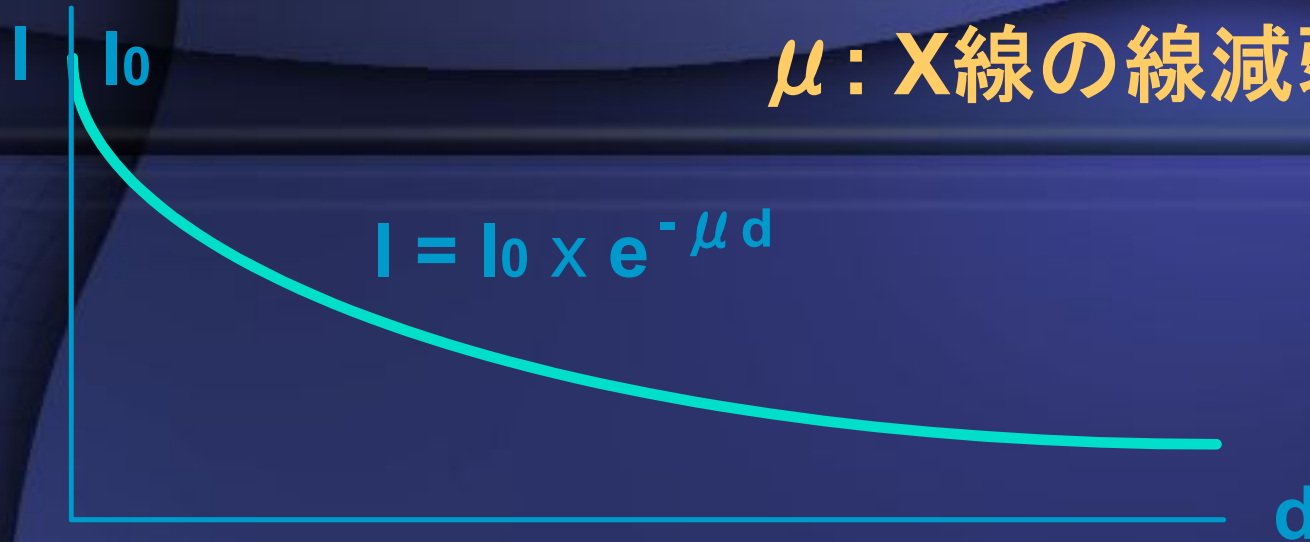


# 生体組織の元素組成・電子密度・実効原子番号

	脂 肪 (成人脂肪組織)	筋 肉 (横 紋 筋)	水	骨 (大 腿 骨)
組 成 重 量 %				
水	11.2	10.2	11.2	8.4
炭 素	57.3	12.3		27.6
窒 素	1.1	3.5		2.7
酸 素	30.3	72.9	88.8	41.0
ナ ト リ ウ ム		0.08		
マ グ ネ シ ウ ム		0.02		0.2
リ ン		0.2		7.0
イ オ ウ	0.06	0.5		0.2
カ リ ウ ム		0.3		
カ ル シ ウ ム		0.007		14.7
電子密度 (el / g)	$3.34 \times 10^{23}$	$3.31 \times 10^{23}$	$3.34 \times 10^{23}$	$3.19 \times 10^{23}$
実効原子番号 ( $Z_{eff}$ )	6.46	7.64	7.51	12.31
密 度	0.91~0.92	1.00	1.00	1.65~1.85

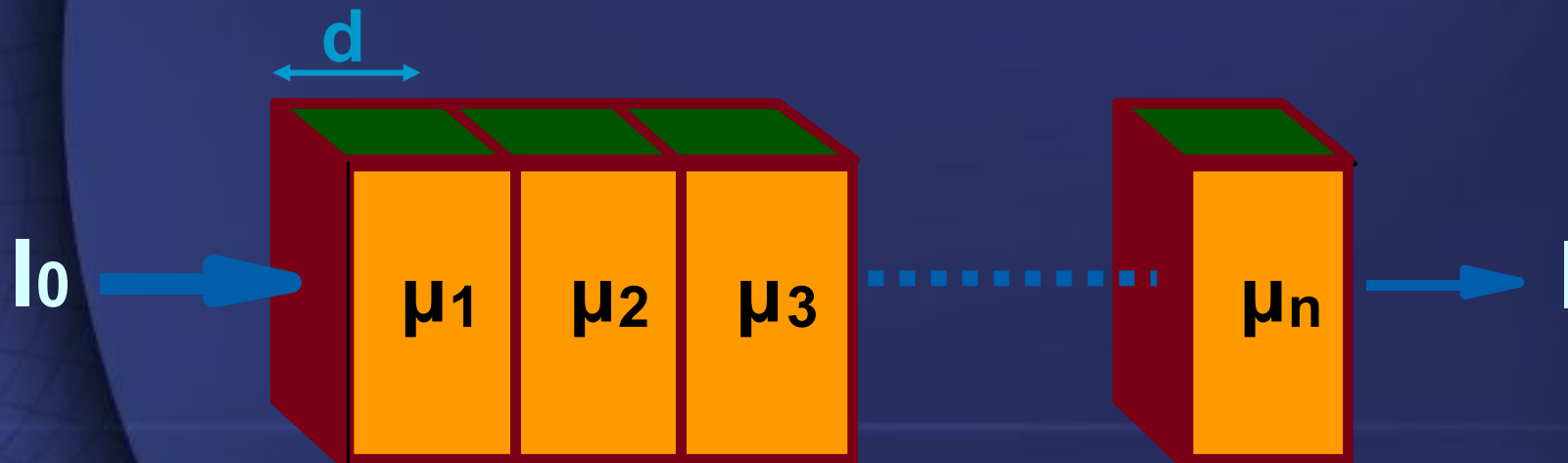
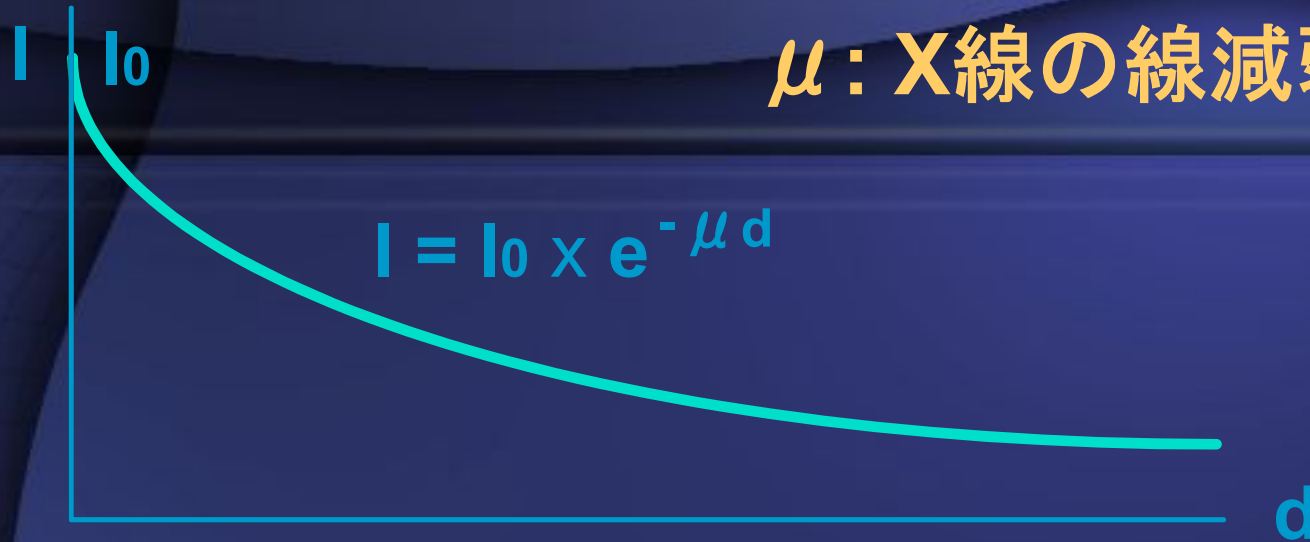
(西臺 武弘:「放射線医学物理学」より)

$\mu$  : X線の線減弱係数



$$I = I_0 \times e^{-d \mu_1}$$

$\mu$  : X線の線減弱係数



$$I = I_0 \times e^{-d(\mu_1 + \mu_2 + \mu_3 \dots + \mu_n)}$$

# CTの基礎

---

1. X線イメージングの基礎
2. CTの原理
3. CTの最近の進歩
4. 三次元血管撮影法

# CTの発明 1972年



NOBEL PRIZES | ALFRED NOBEL | PRIZE AWARDERS | NOMINATION | PRIZE ANNOUNCEMENTS | AWARDS  
By Year | Nobel Prize in Physics | Nobel Prize in Chemistry | **Nobel Prize in Medicine** | Nobel Prize in Literature

Medicine



## The Nobel Prize in Physiology or Medicine 1979

"for the development of computer assisted tomography"



**Allan M. Cormack**

🏆 1/2 of the prize

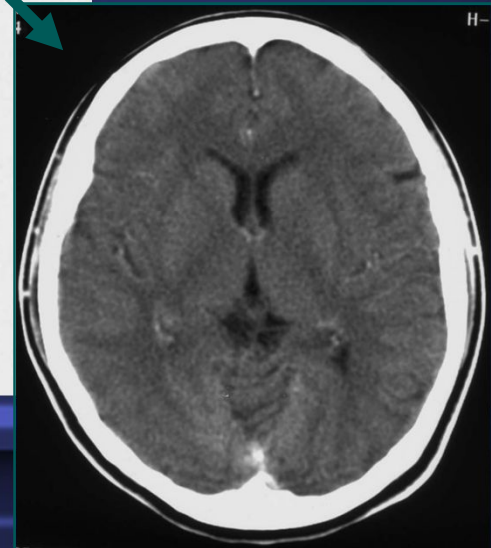
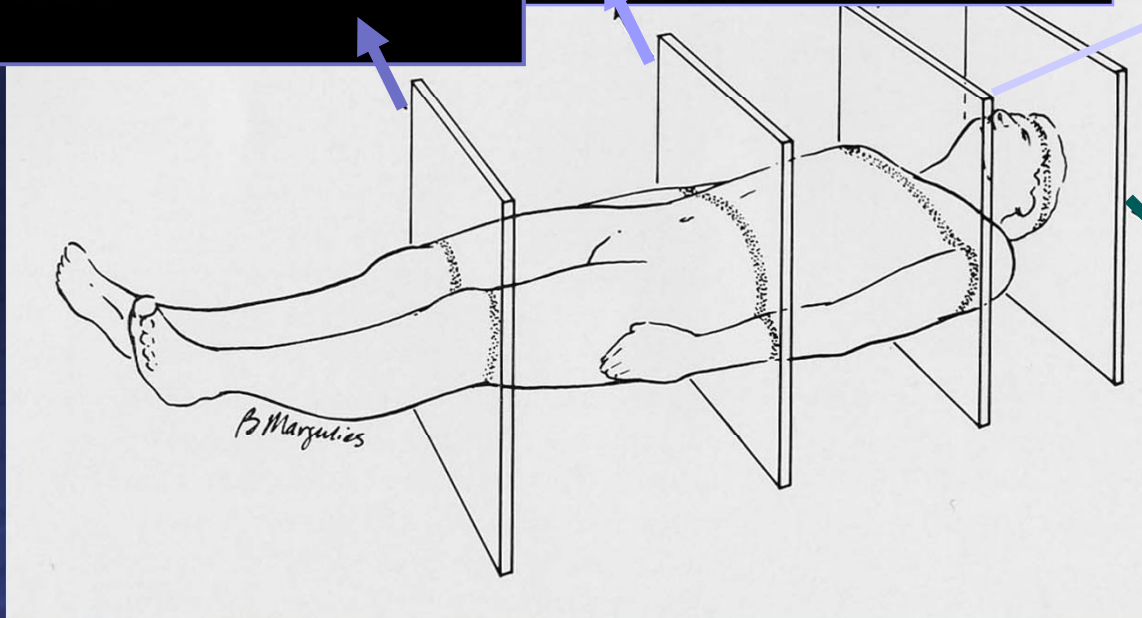
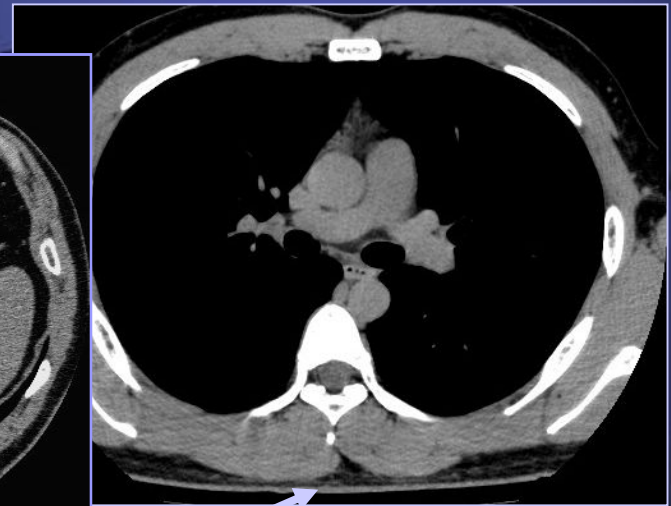
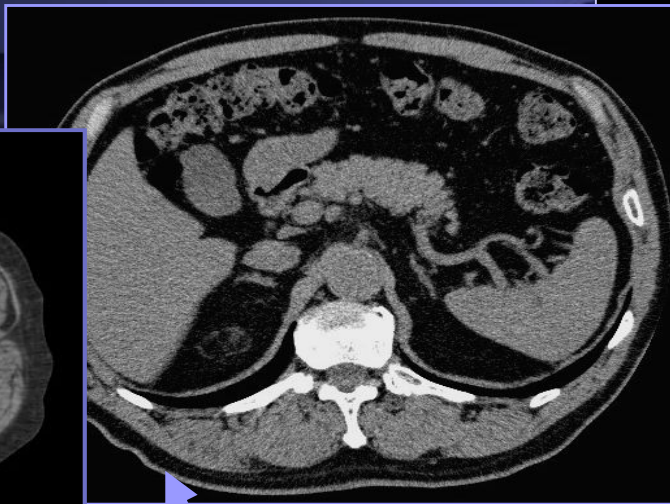
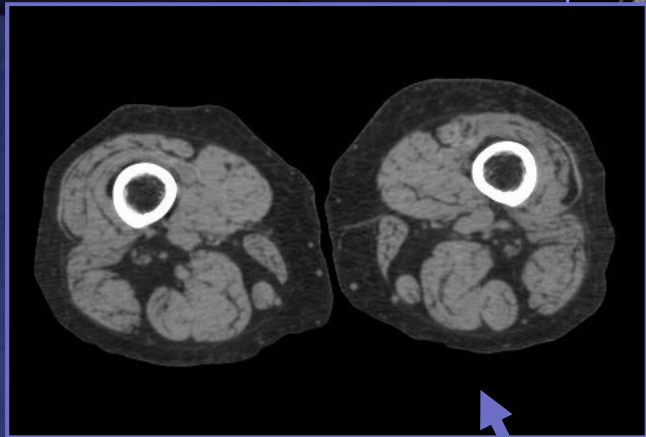
USA



**Godfrey N. Hounsfield**

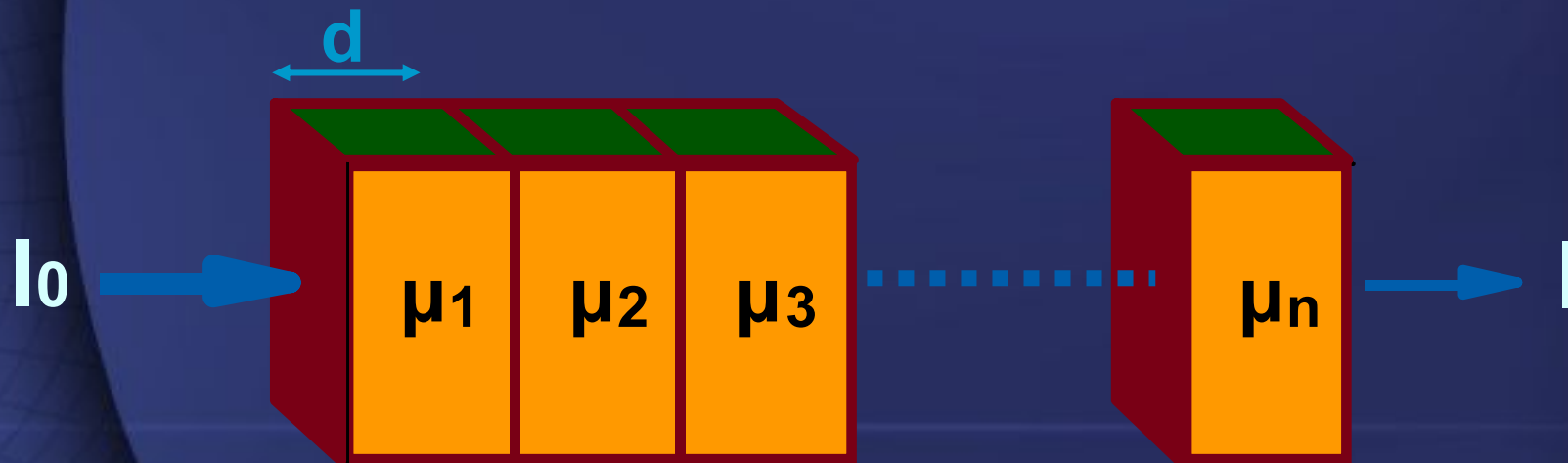
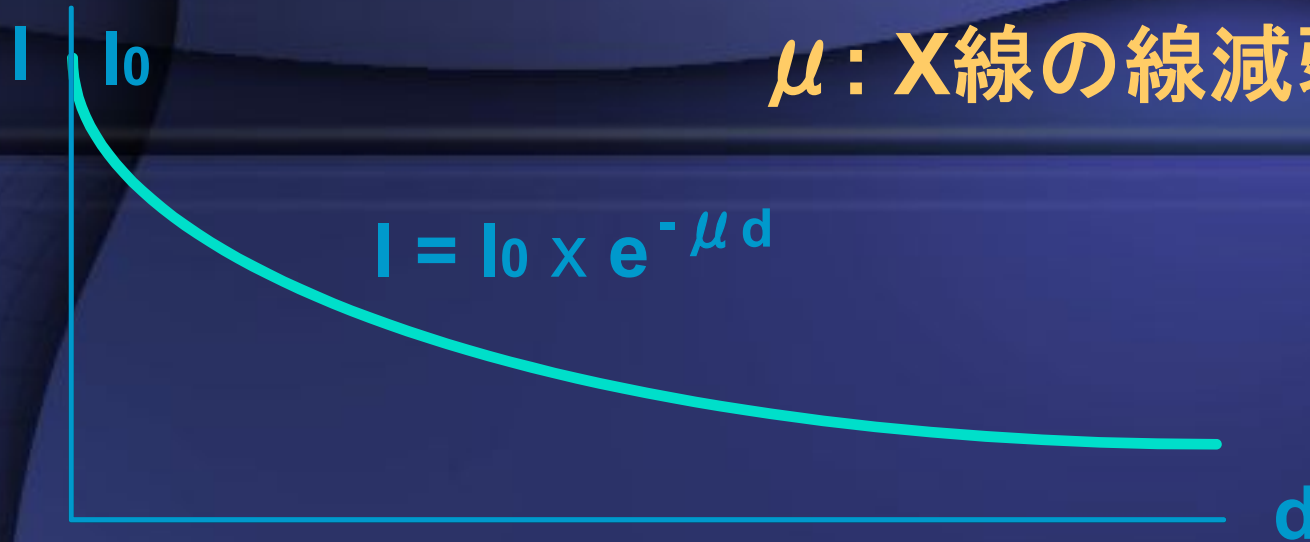
🏆 1/2 of the prize

United Kingdom

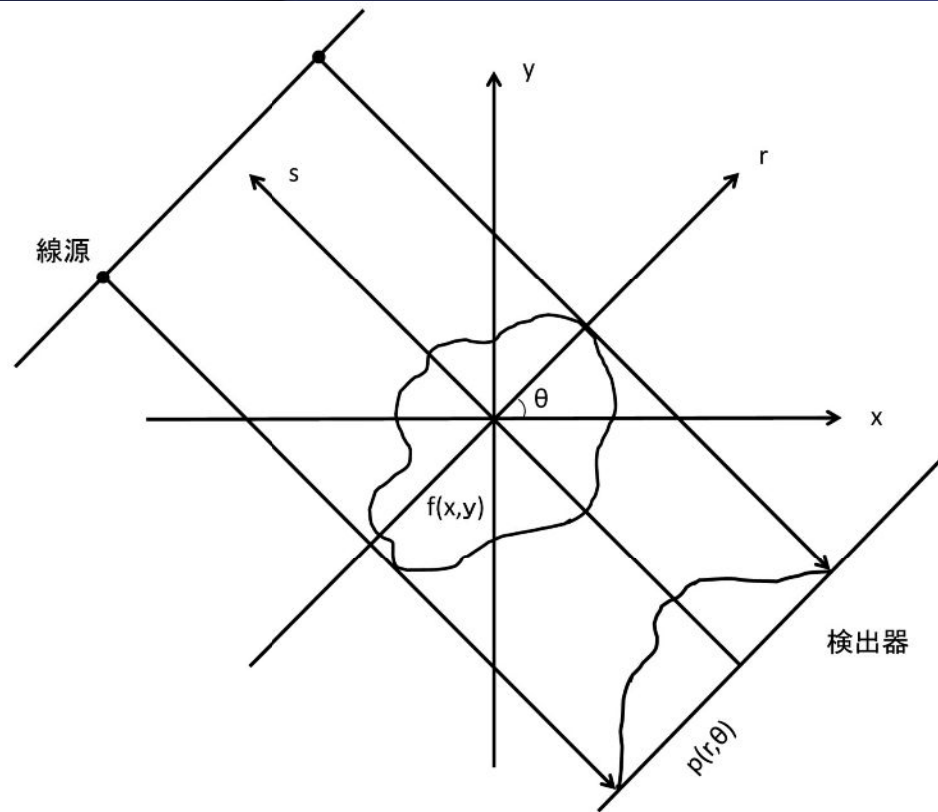


# X線コンピュータ断層撮影法:CT

$\mu$  : X線の線減弱係数



$$I = I_0 \times e^{-d(\mu_1 + \mu_2 + \mu_3 \dots + \mu_n)}$$



$f(x,y)$ : 位置 $(x,y)$ でのX線の吸収を示す

検出器でとらえられるX線透過 $p(r,\theta)$ は次式で表される (ラドン変換)

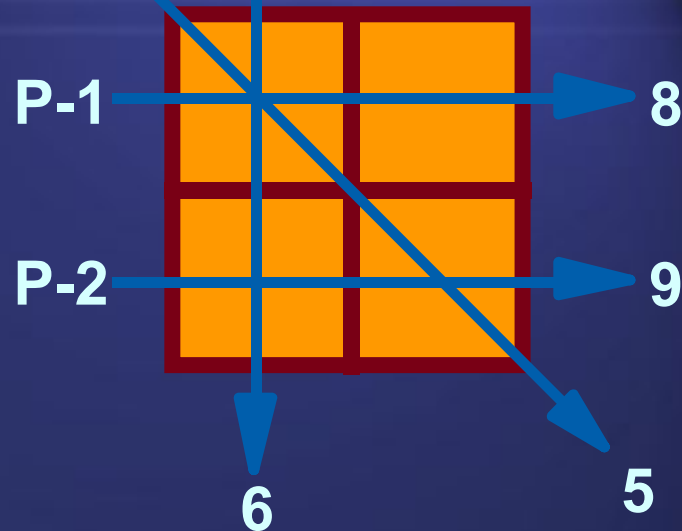
$$p(r,\theta) = \int f(x,y) ds = \int f(r \cos \theta - s \sin \theta, r \sin \theta + s \cos \theta) ds$$



# 未知の線減弱係数

$\mu_1$	$\mu_2$
$\mu_3$	$\mu_4$

# P-4 P-3 X線投影



# 連立方程式

$$P-1; \mu_1 + \mu_2 = 8$$

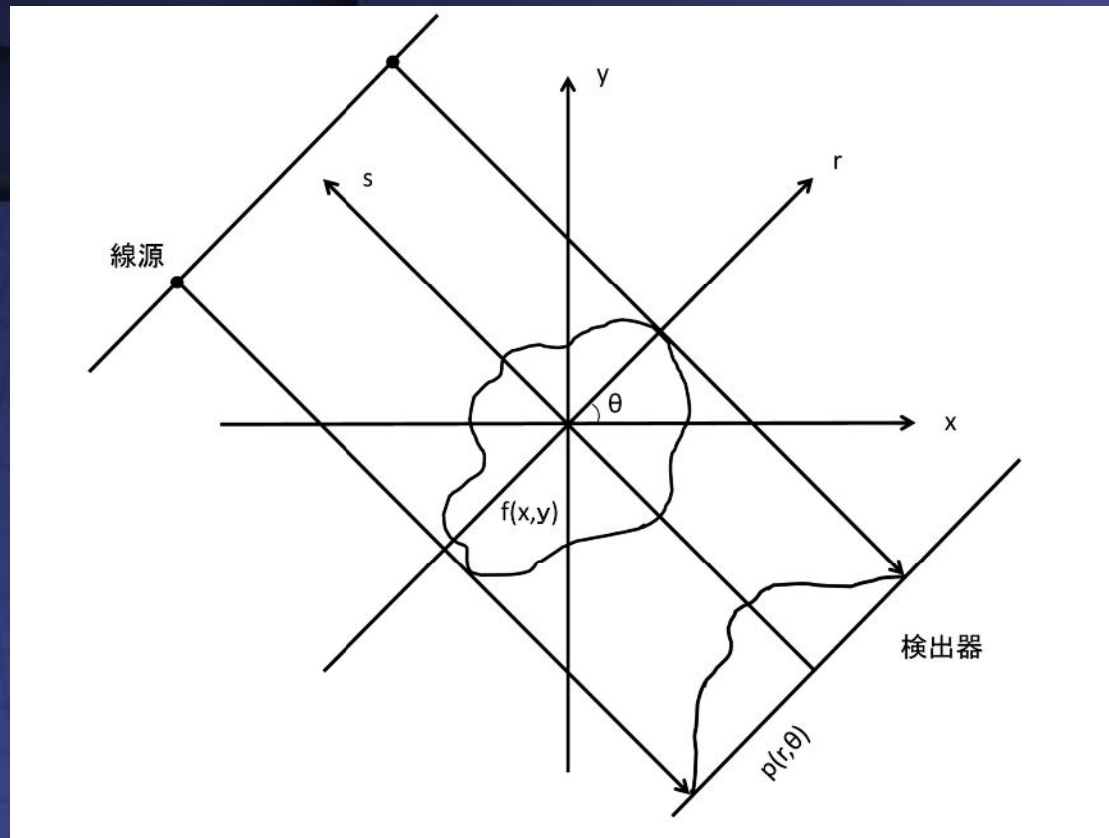
$$P-2; \mu_3 + \mu_4 = 9$$

$$P-3; \mu_1 + \mu_3 = 6$$

$$P-4; \mu_1 + \mu_4 = 5$$

# 解答

1	7
5	4

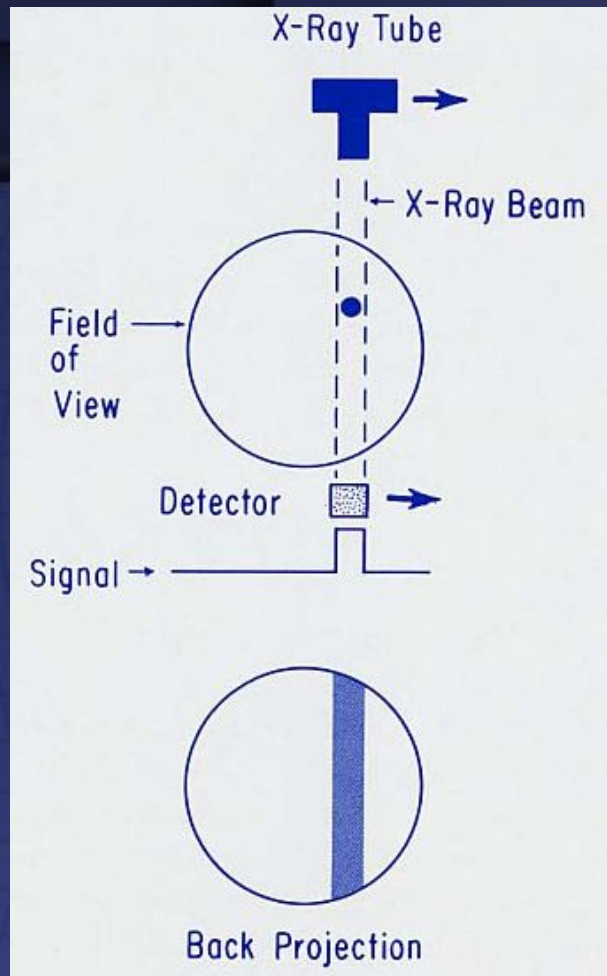


$f(x,y)$ : 位置 $(x,y)$ でのX線の吸収を示す

検出器でとらえられるX線透過 $p(r,\theta)$ は次式で表される (ラドン変換)

$$p(r,\theta) = \int f(x,y) ds = \int f(r \cos \theta - s \sin \theta, r \sin \theta + s \cos \theta) ds$$

もし、 $r$ と $\theta$ の全範囲に対して $p(r,\theta)$ の値が求まっていれば、その値から $f(x,y)$ を計算で求めることができる(逆ラドン変換)

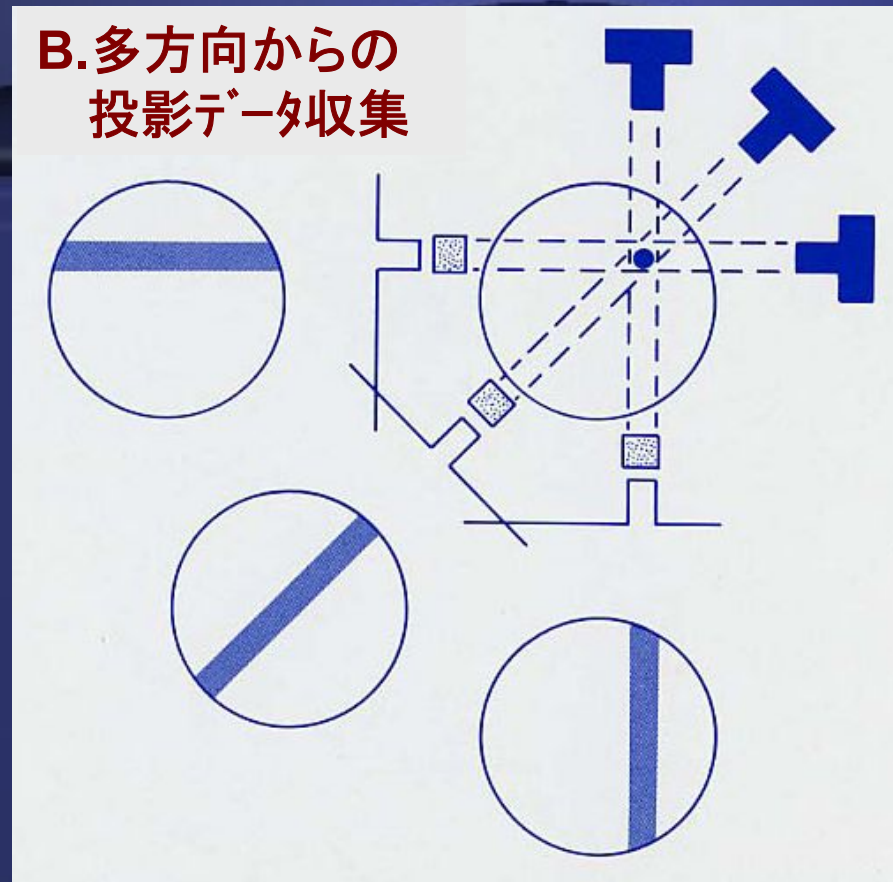


A. 1方向の投影データ収集  
と逆投影

**単純逆投影法:**

**Simple Back Projection**

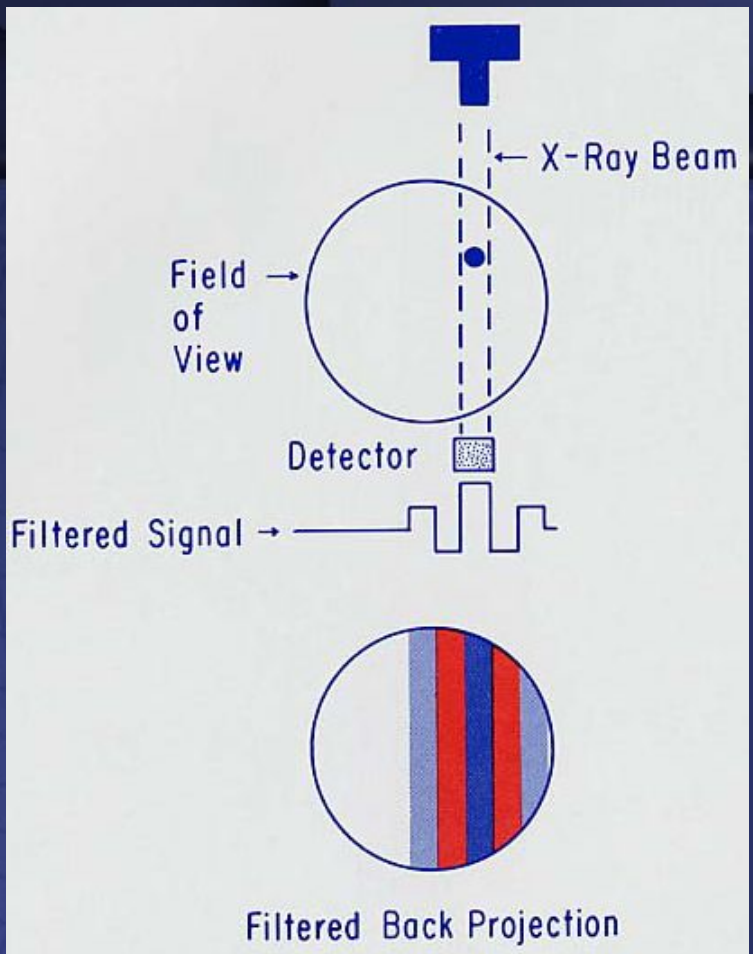
**B. 多方向からの  
投影データ収集**



C. 多方向の逆投影  
データの加算

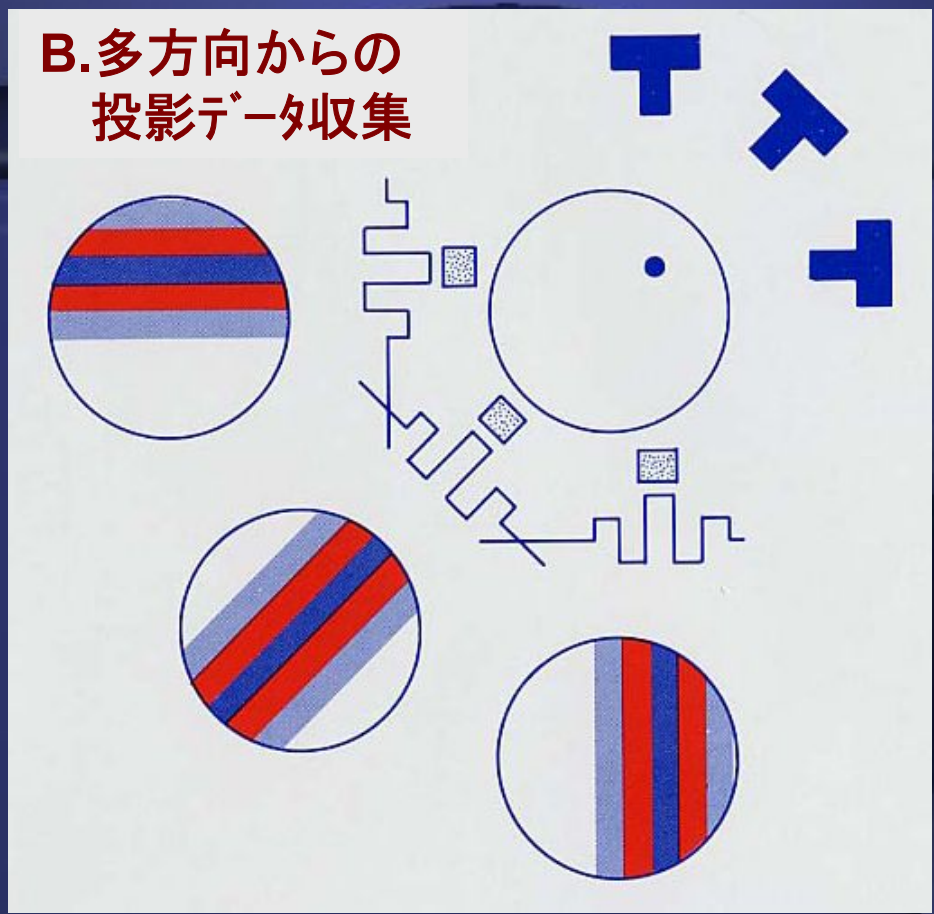


(Morgan CL: Basic Principles of CT, 1983 より)

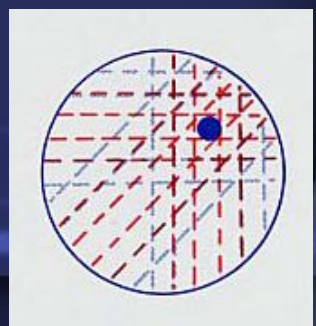


A. 1方向の投影データ収集  
とフィルタ付き逆投影

**フィルタ付き逆投影法:**  
**Filtered Back Projection**

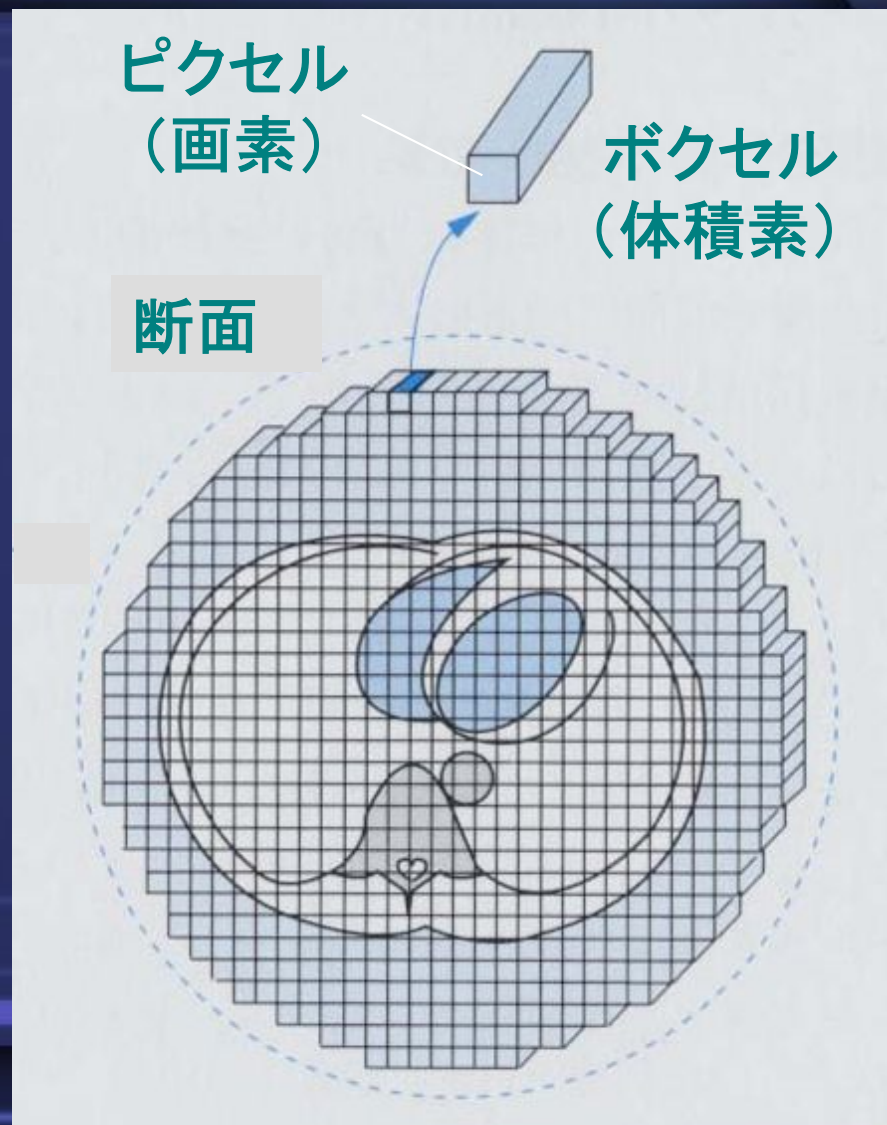
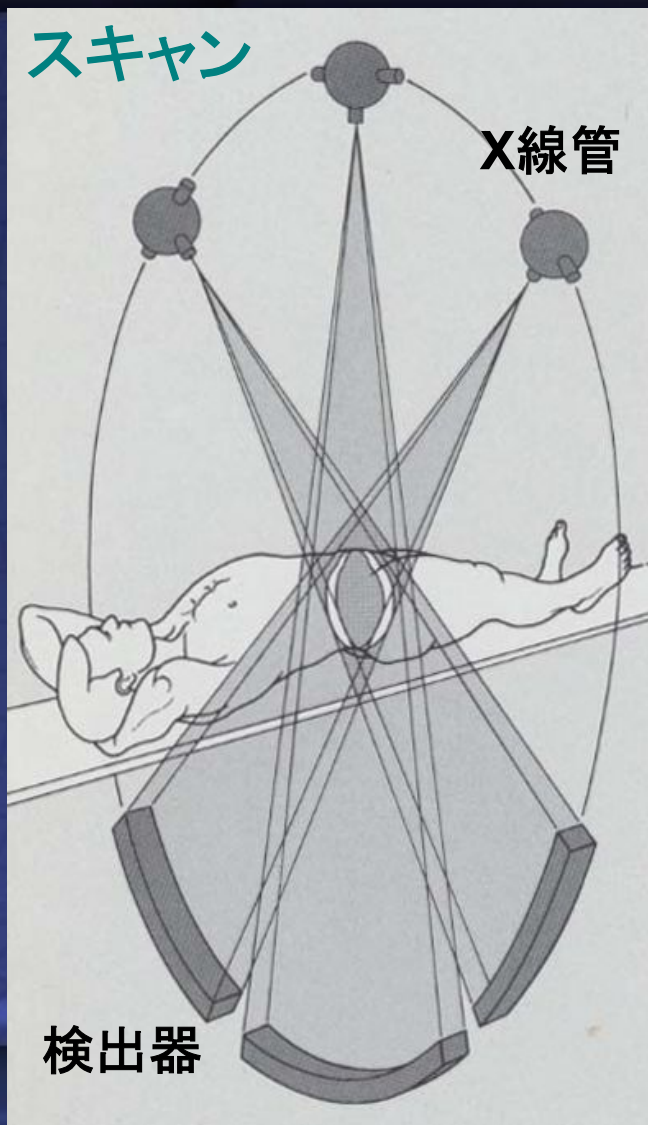


C. 多方向の逆投影  
データの加算



(Morgan CL: Basic Principles of CT, 1983 より)

# コンピュータ断層撮影法: CT

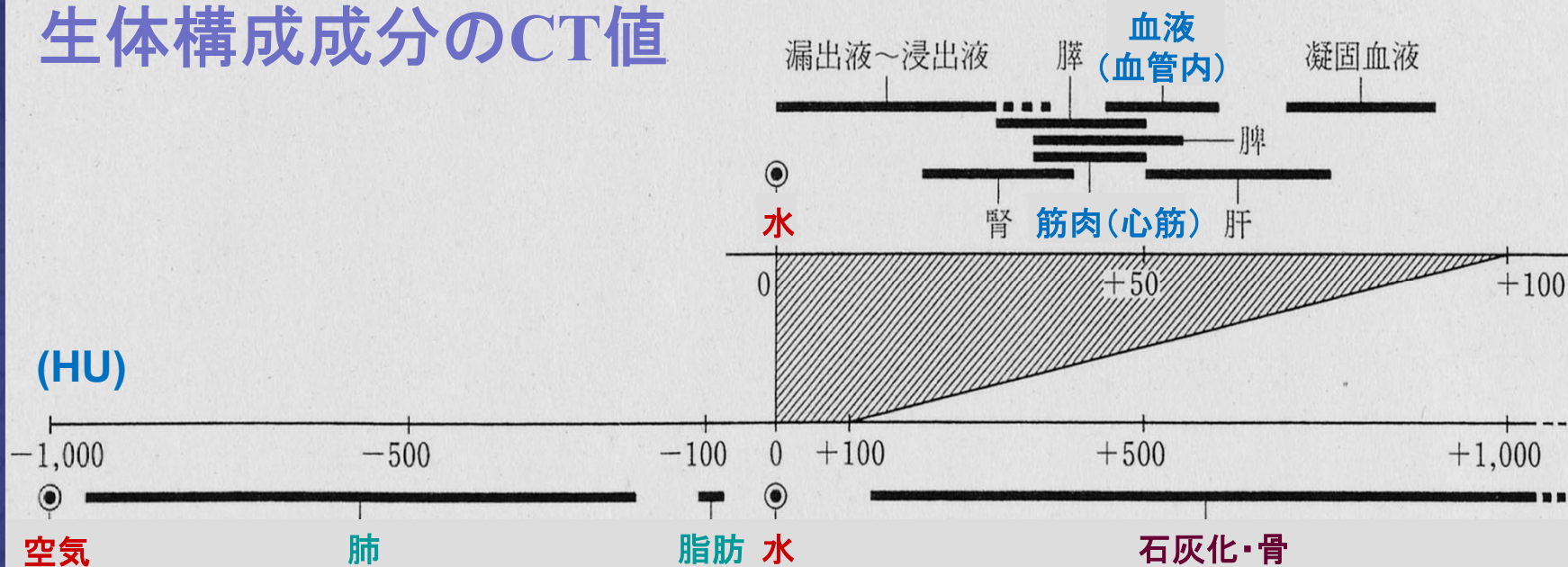


$$\text{CT number (HU)} = \frac{\mu_{\text{substance}} - \mu_{\text{water}}}{\mu_{\text{water}}} \times 1000$$

$\mu$ : X線の線減弱係数

**HU:**  
ハウンズフィールド  
単位

## 生体構成成分のCT値

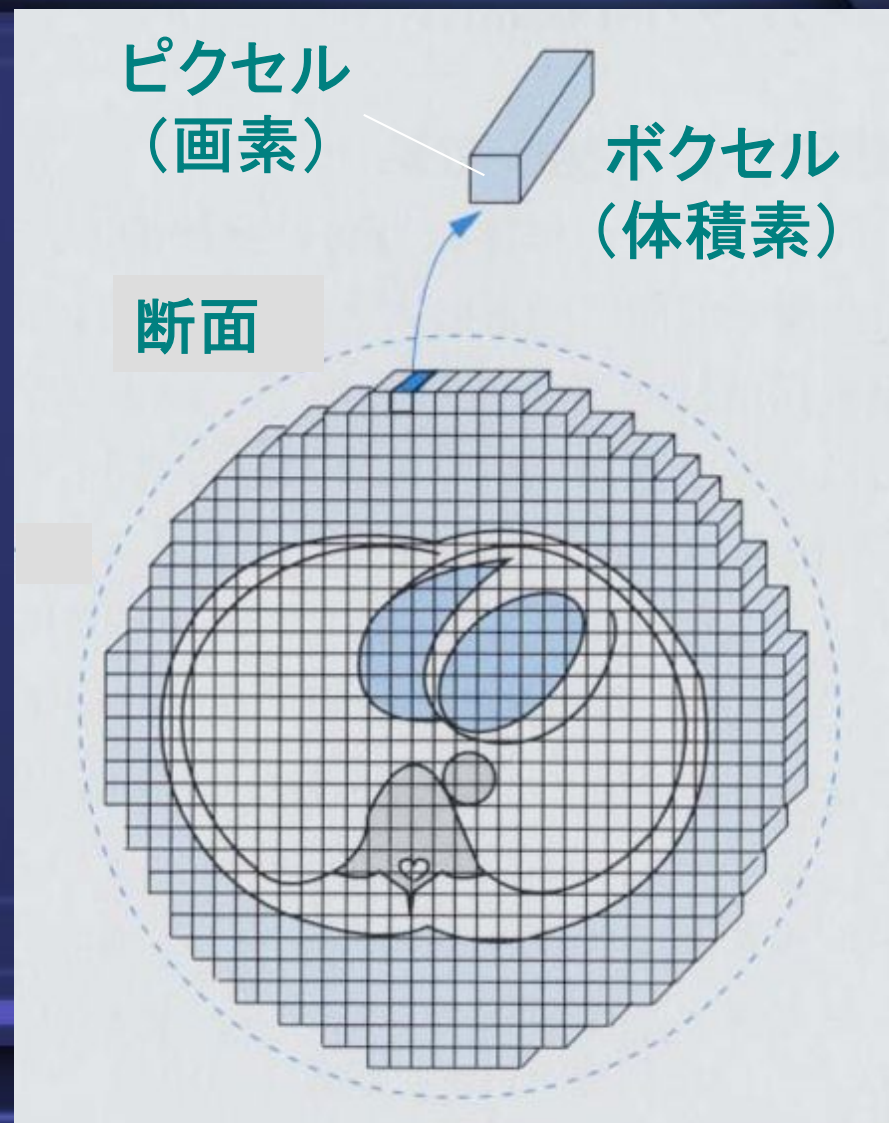
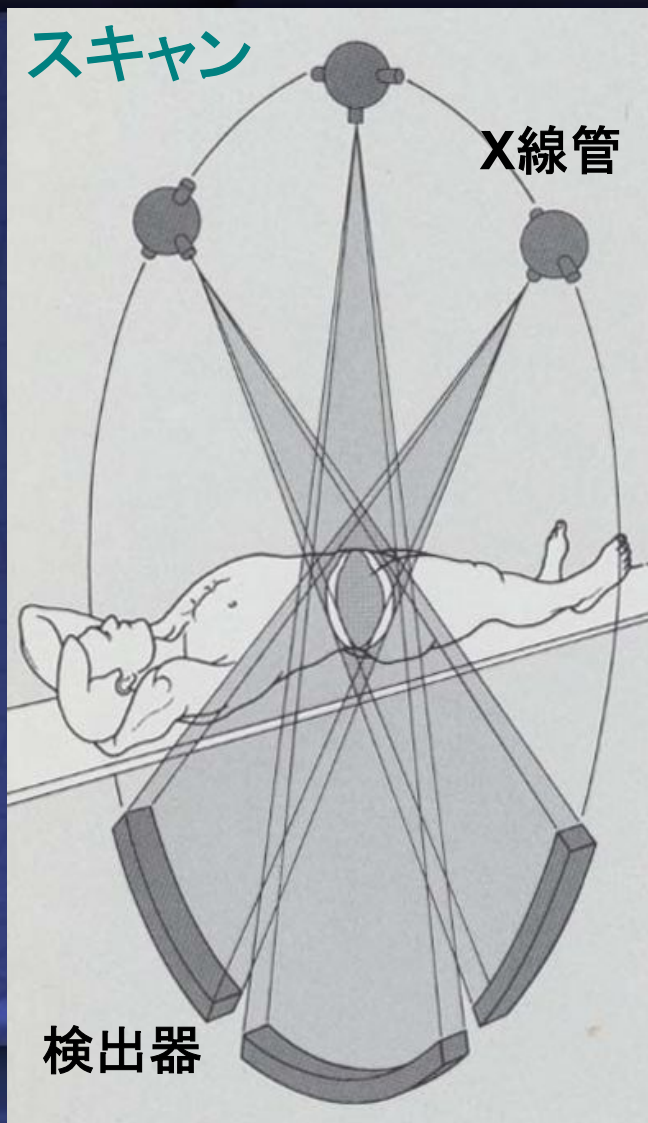


黒

画像表示

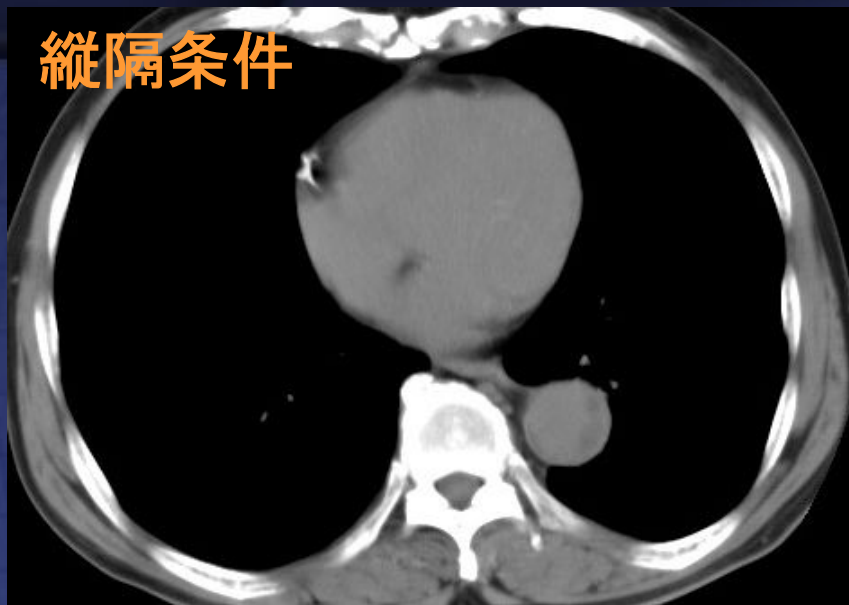
白

# コンピュータ断層撮影法: CT



## 胸部単純CT像

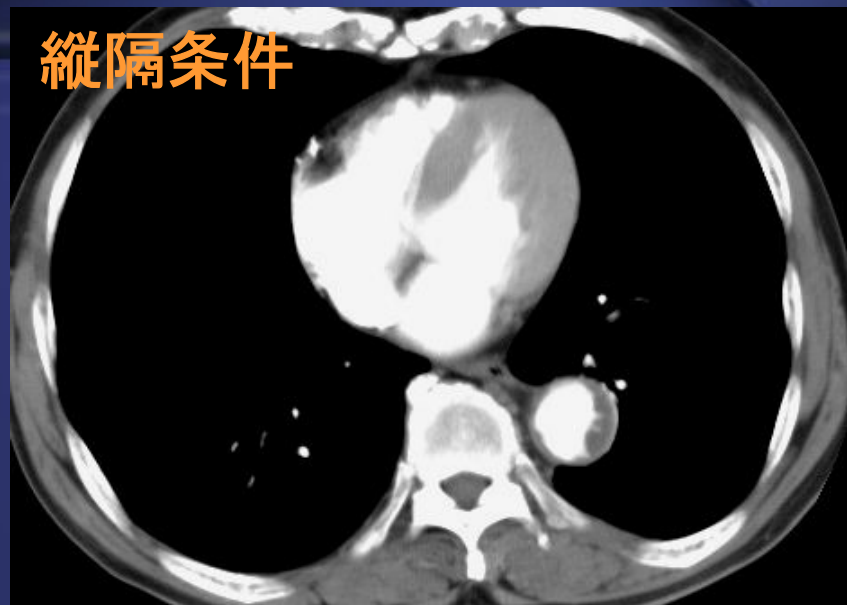
縦隔条件



肺野条件

## 造影CT像

縦隔条件



画像表示

ウインドウ幅／レベル(CT値):

300／40

300／40

1500／-600



# X線検査用造影剤

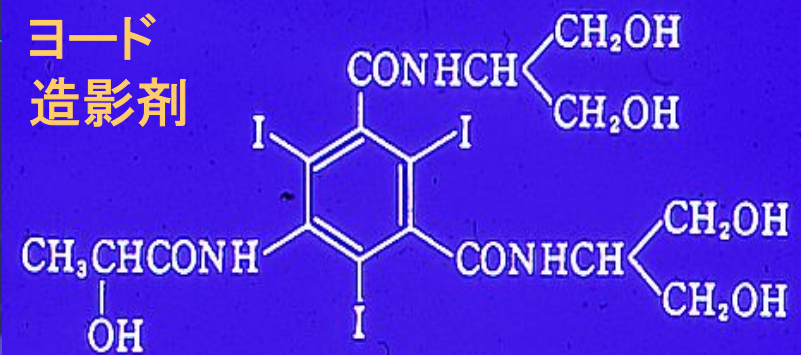
## \* 陽性造影剤

	元素	原子番号	K吸収端
・ヨード造影剤: 血管造影用	I	53	33.16 keV
・硫酸バリウム: 消化管造影用	Ba	56	37.41 keV
・キセノンガス(脳血流CT)	Xe	54	34.56 keV

## \* 陰性造影剤

- ・気体: 空気, 酸素, 炭酸ガス...
- ・オリーブ油(膀胱CT)

ヨード  
造影剤



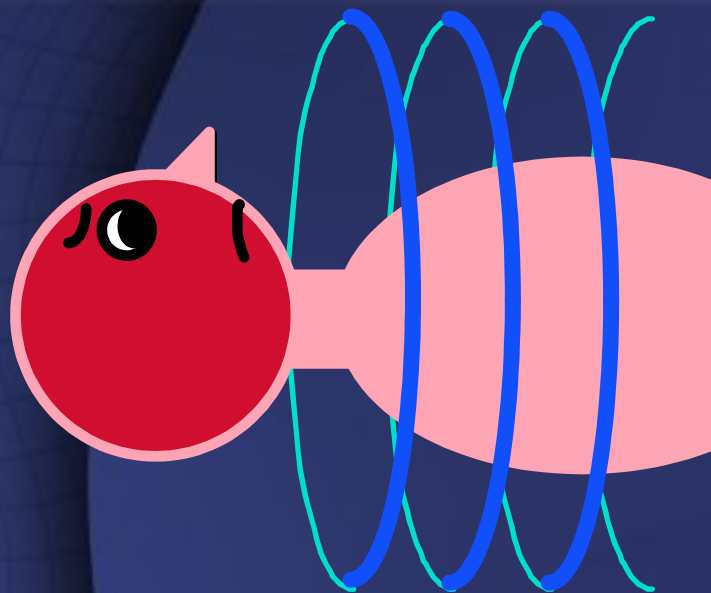
イオパミドール 分子量: 777.09

# CTの基礎

---

1. X線イメージングの基礎
2. CTの原理
3. CTの最近の進歩
4. 三次元血管撮影法

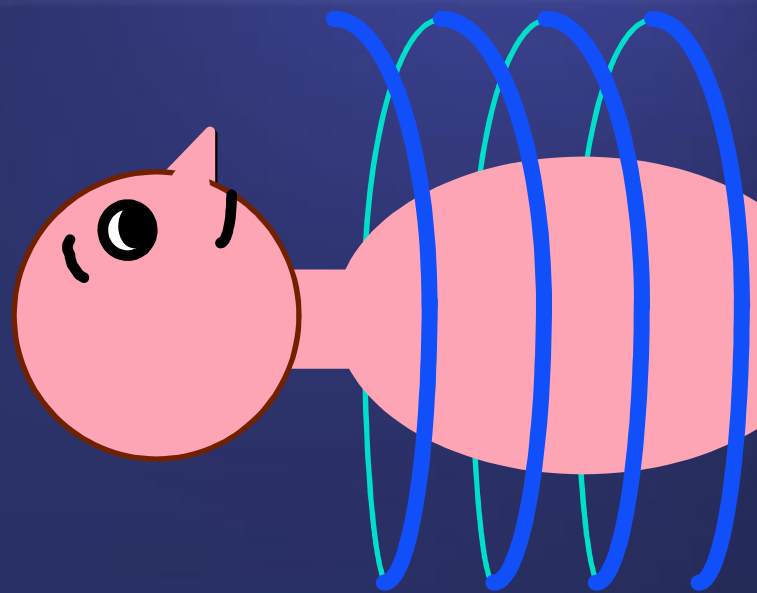
## ステップスキャン



- ・往復回転型装置
- ・スキャンとテーブル移動が交互

体積スキャンに時間がかかる

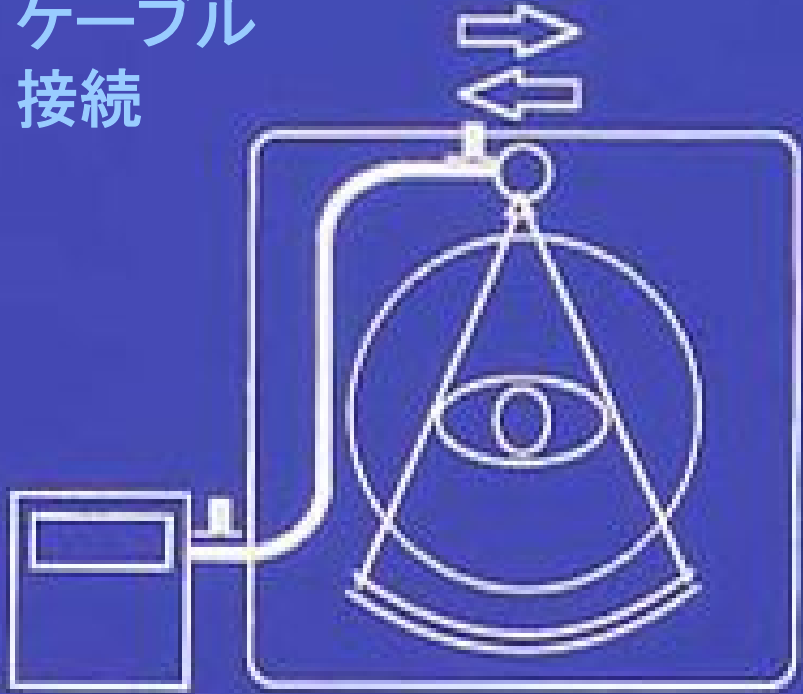
## ヘリカルスキャン



- ・連続回転型装置
- ・スキャンとテーブル移動が同時

体積スキャンが速い！

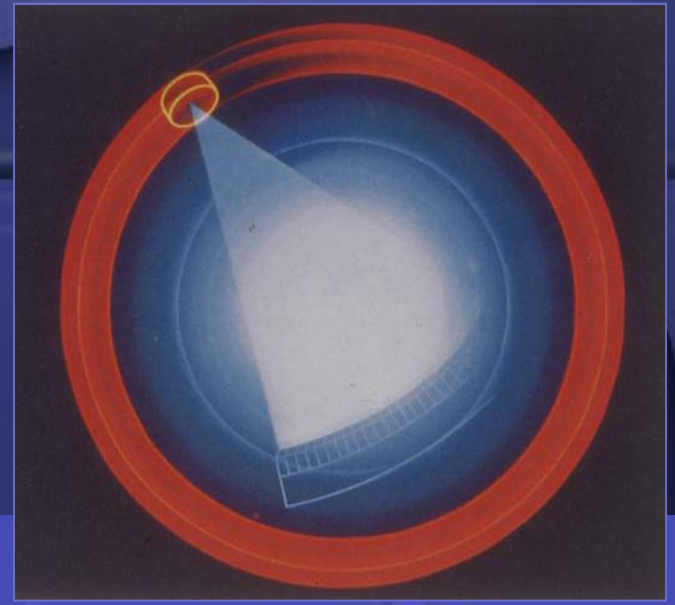
ケーブル  
接続



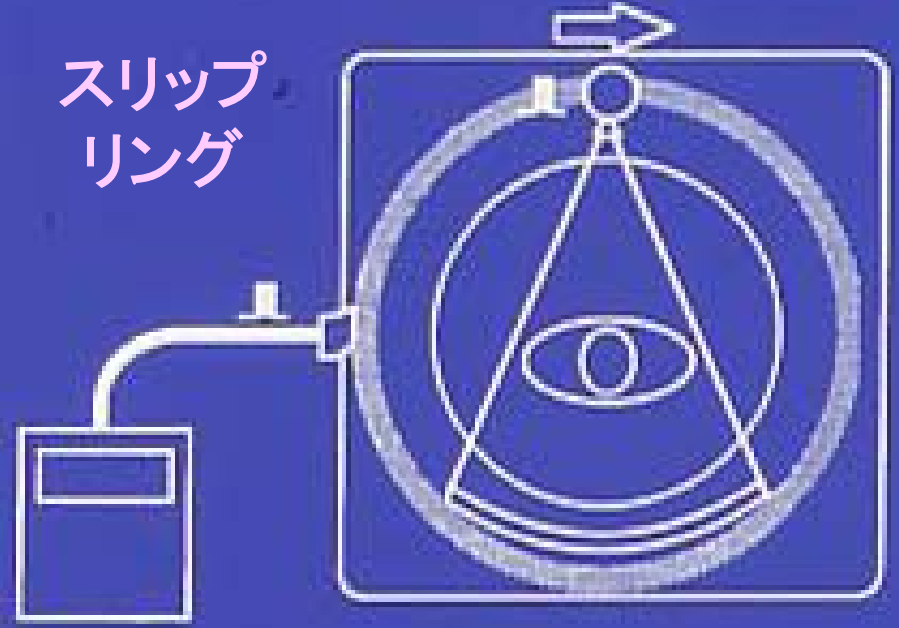
往復回転型装置



連続回転型装置

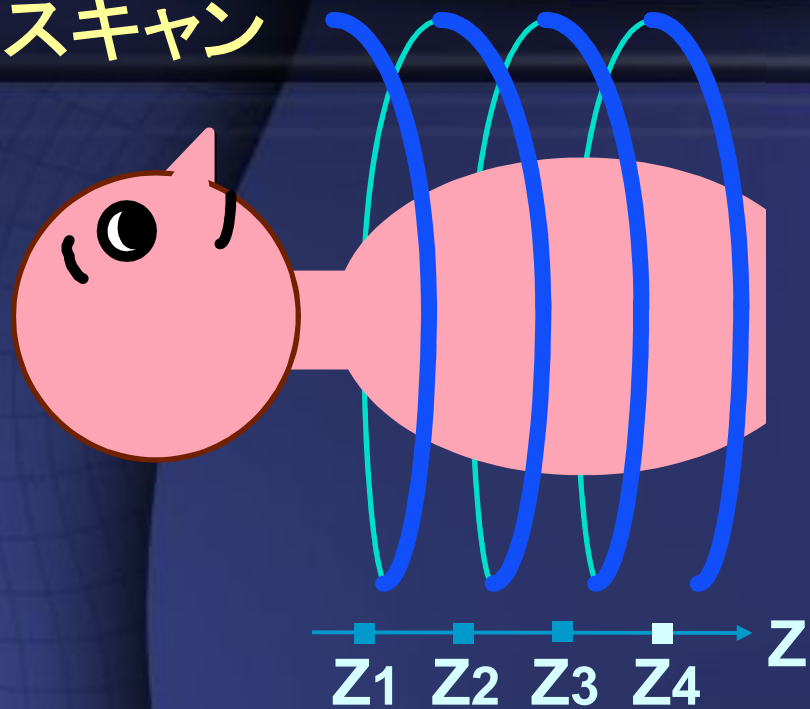


スリップ  
リング





# ヘリカル スキャン



オーバーラップ  
画像再構成



断面：  
5mm厚み  
5mm間隔

MPR画像

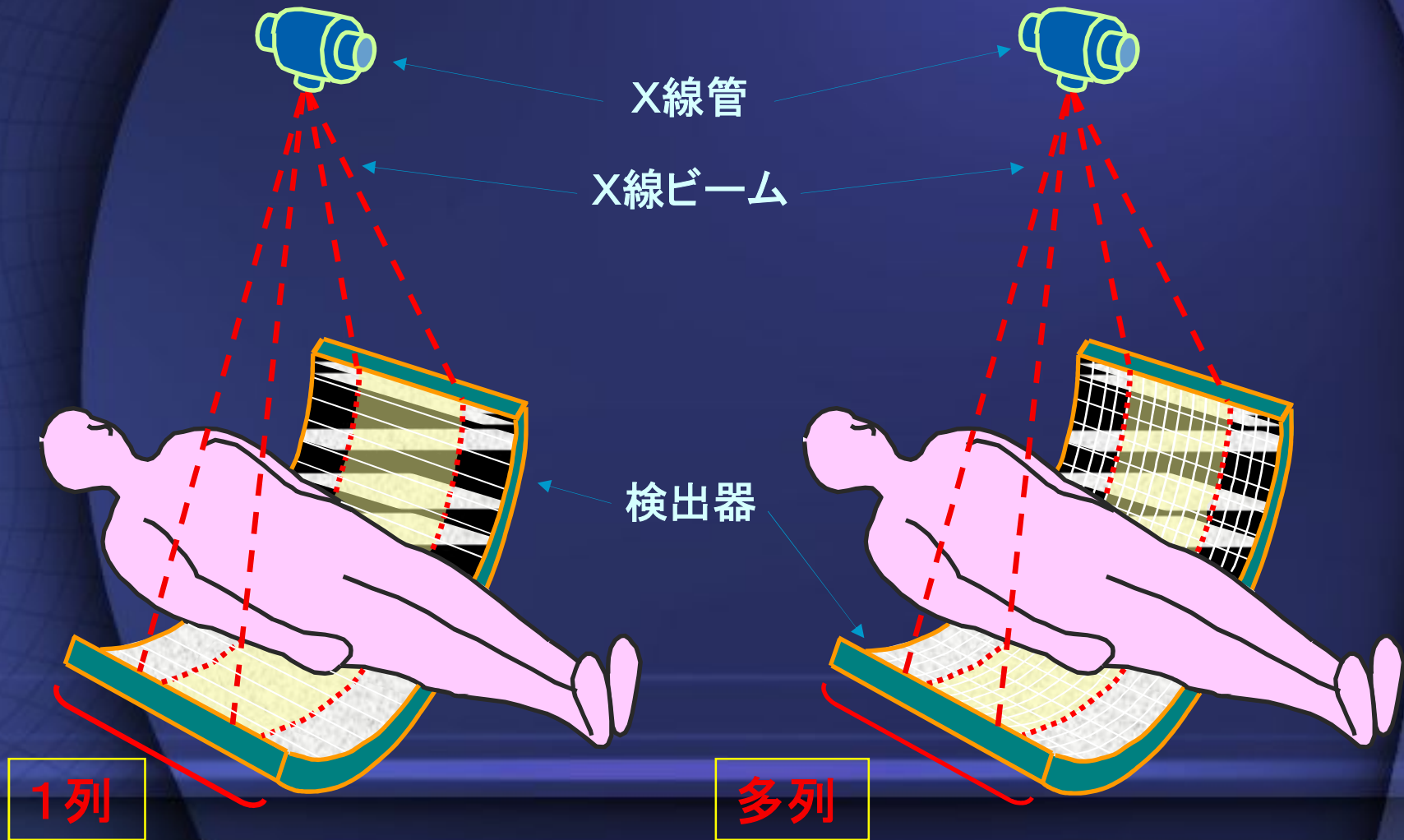


断面：  
5mm厚み  
2mm間隔

# CT用X線検出器の進歩

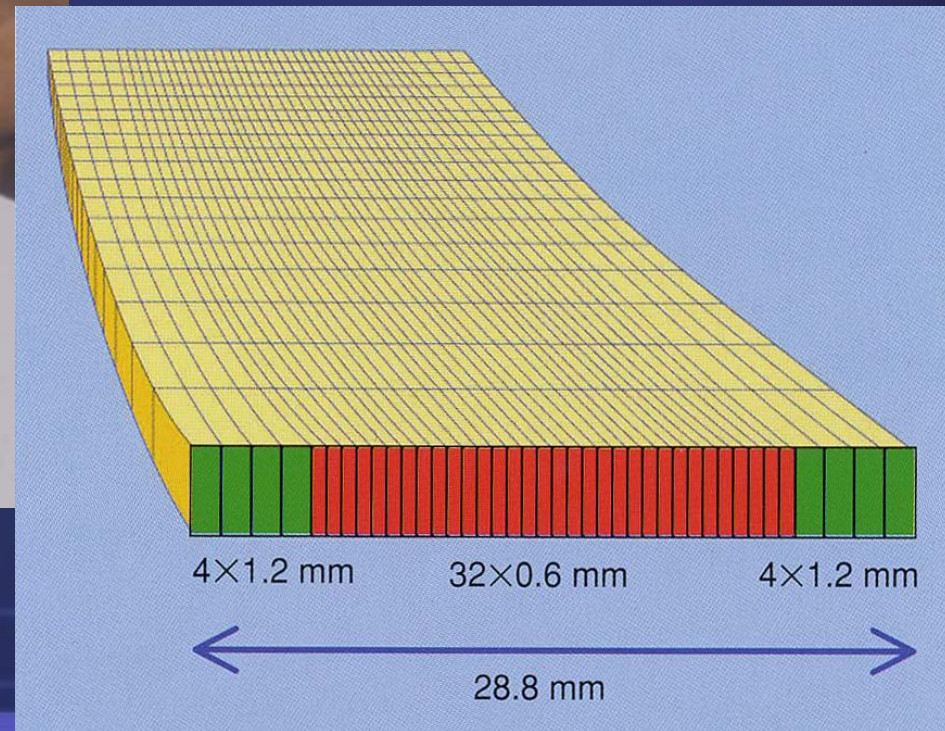
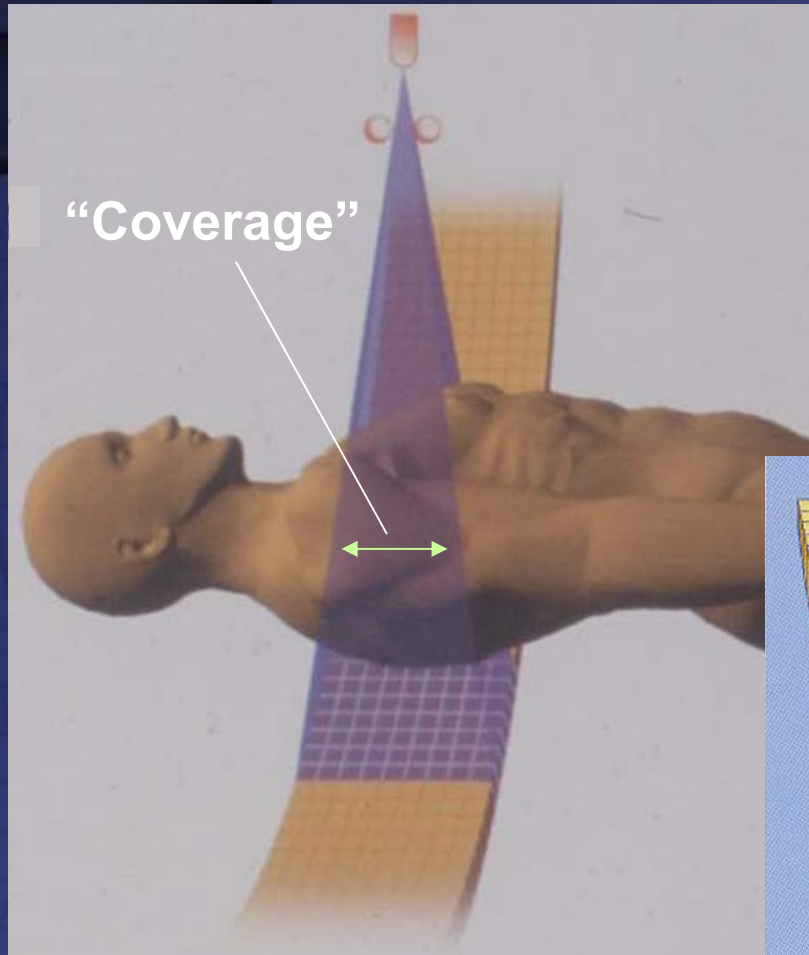
シングルスライス

マルチスライス



## 多検出器列CT:

Multi detector-row CT  
マルチスライスCT  
(MDCT/MSCT)



▶ 検出器の  
薄層・多列化!

2列 → 4列 → 8列 → 16列 → 32列 → 64列 → 128列 → 256列 → 320列



往復回転型装置

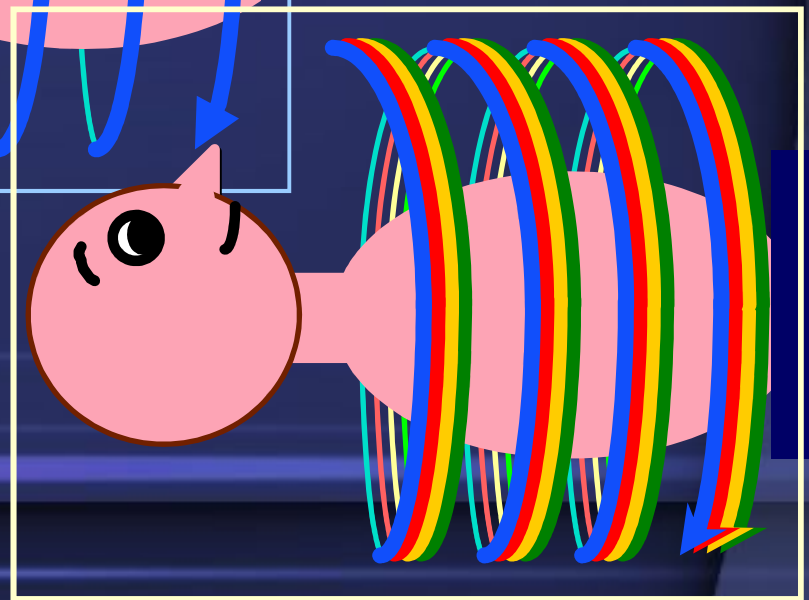
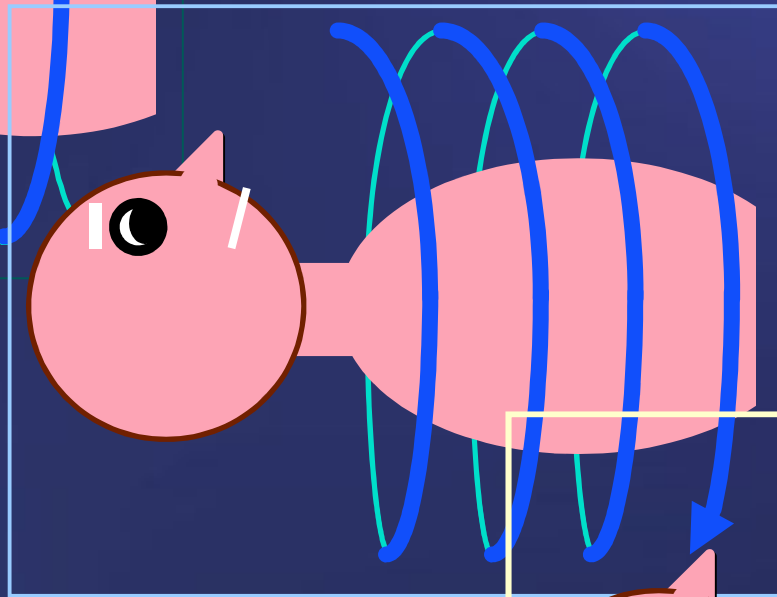
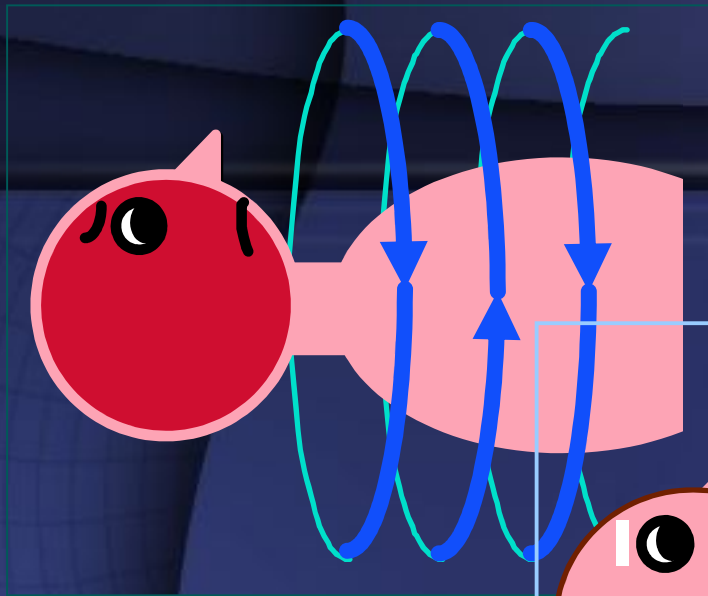
連続回転型装置

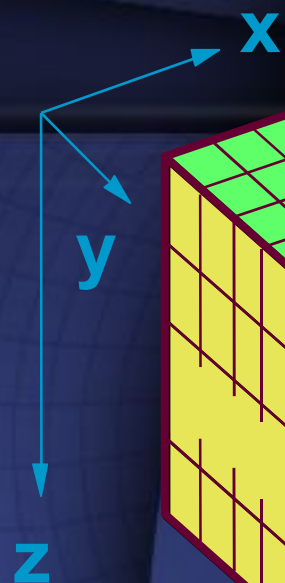
ステップ スキャン

ヘリカルスキャン

マルチスライスヘリカルスキャン

4列⇒16列⇒64列⇒320列





非等方性 3D



等方性 3D

ボクセル:

$\Delta x = \Delta y < \Delta z$   
( $0.7 \times 0.7 \times 5\text{mm}$ )

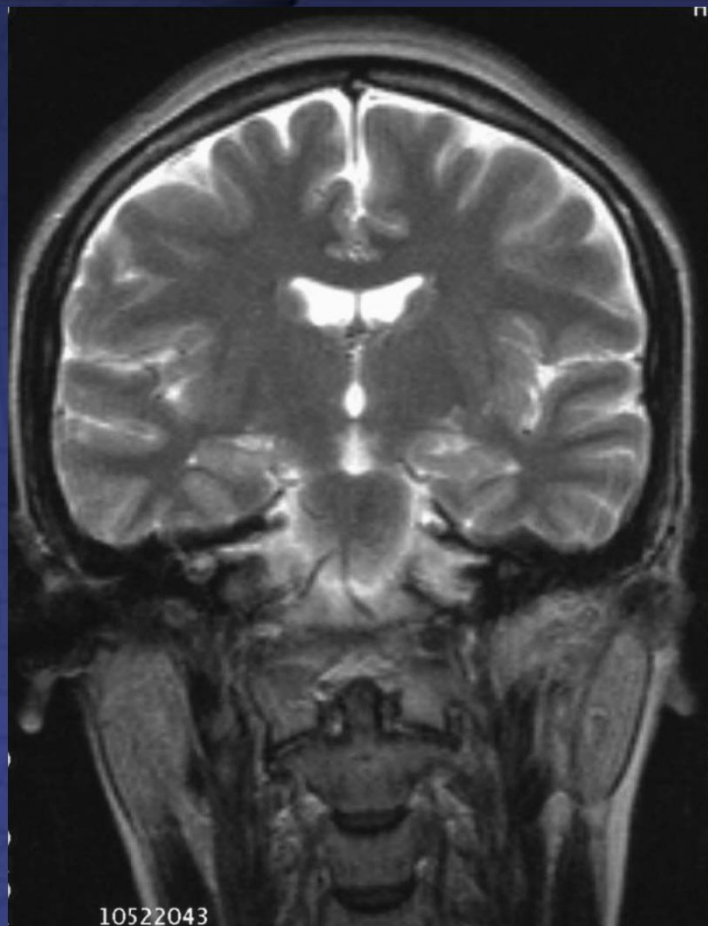
$\Delta x = \Delta y = \Delta z$   
( $\cong \sim 0.5\text{mm} \sim$ )



腹部～  
下肢動脈

# MRI

# マルチスライスCT

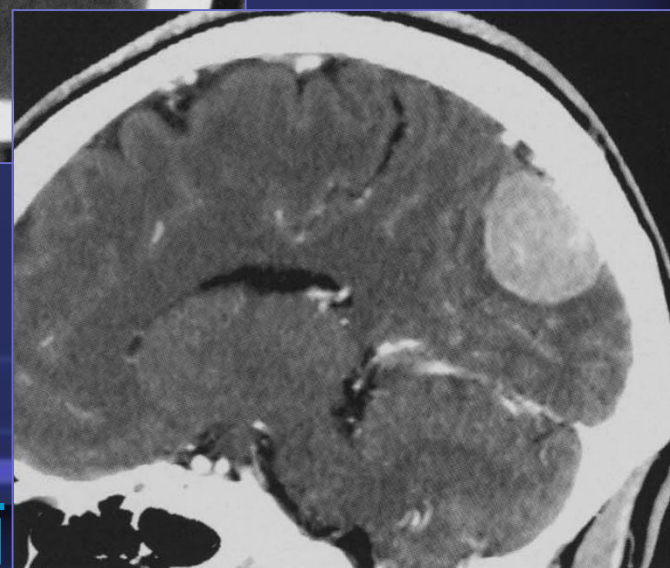


冠状断面



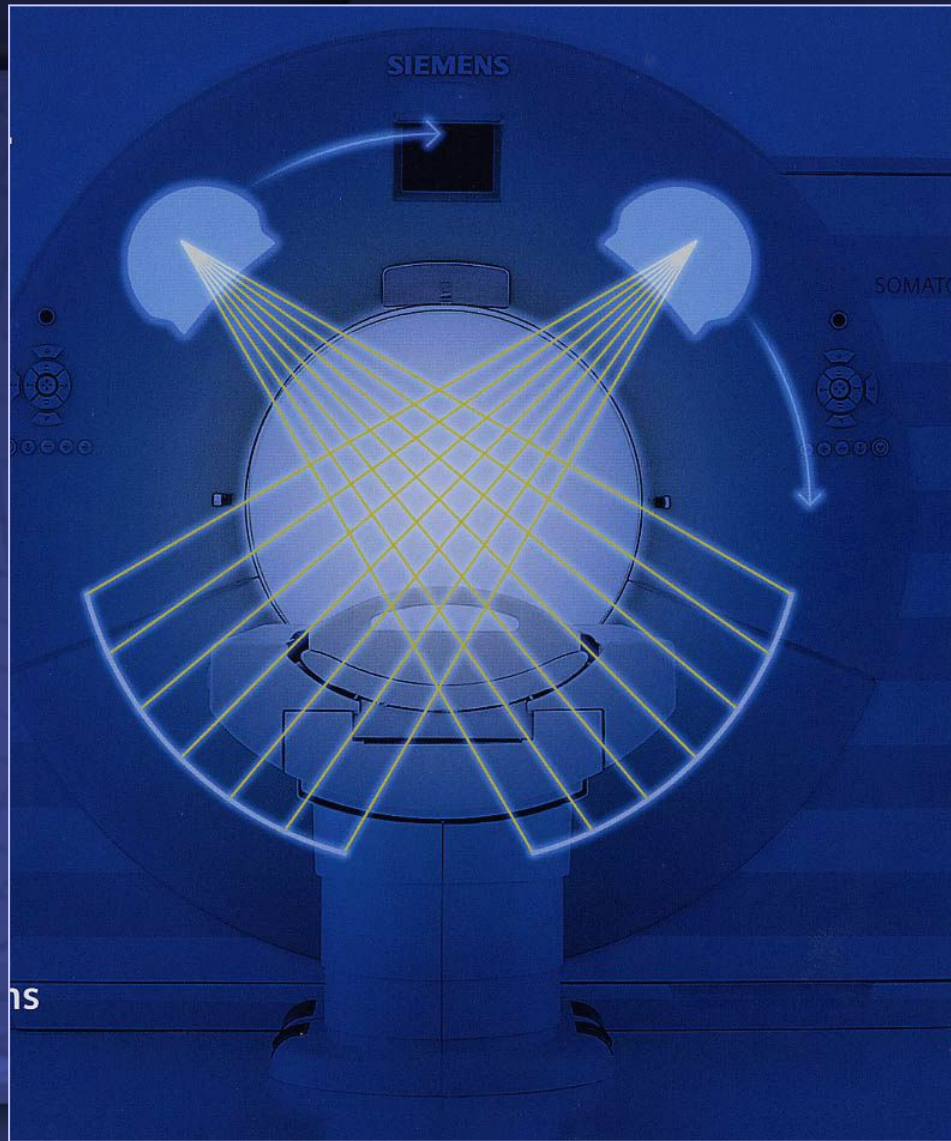
冠状断面

MPR画像

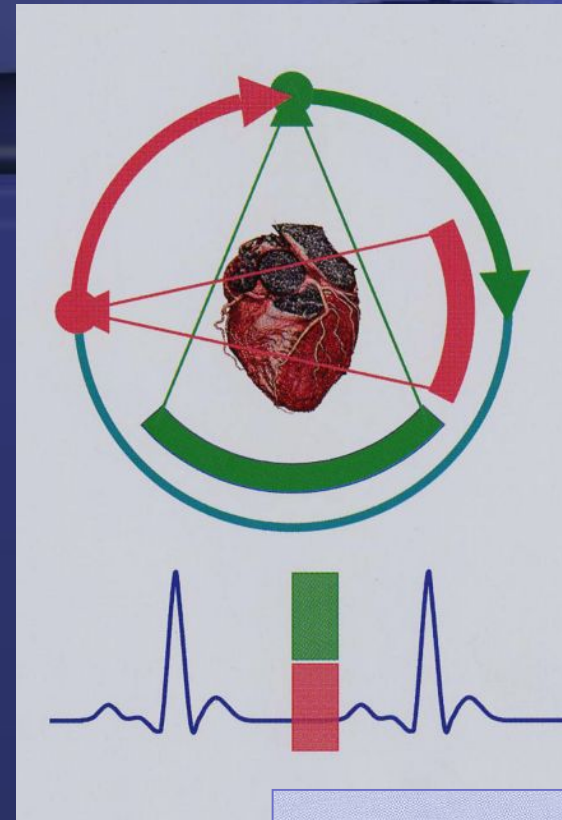


矢状断面

# Dual-Source CT

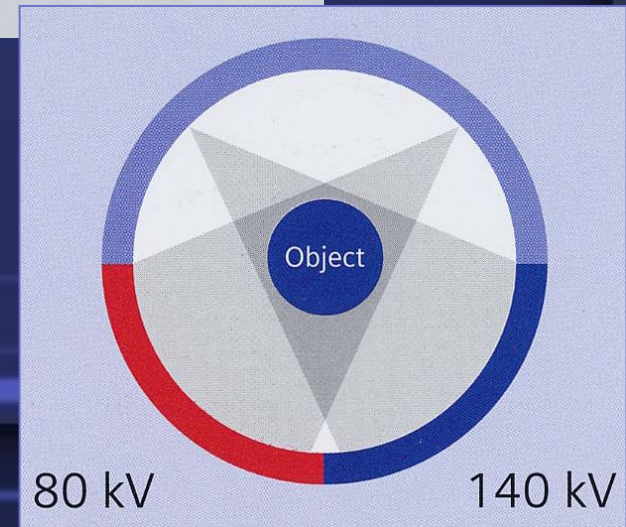


(シーメンス社パンフレットより)



超高速  
スキャン  
≒83ms

デュアル  
エネルギー  
撮影



# CT: 画像の特徴

---

- \* 断層像: 水平横断面 (自由断面は変換再構成法で対応)  
視野広い, 位置再現性・距離計測精度高い
  - \* 面内分解能  $\Leftrightarrow$  画素サイズ: 0.5~0.7mm (最小0.3mm)  
体軸方向分解能  $\Leftrightarrow$  断面厚み  $\geq$  画素サイズ
  - \* 時間分解能  $\Leftrightarrow$  スキャン時間: 1秒以下 (DSCT 83ミリ秒)
  - \* 組織のコントラスト  $\Leftrightarrow$  CT値: 標準性・定量性あり  
石灰化・脂肪組織・気体の描出は容易  
軟部組織コントラスト低い  $\rightarrow$  造影剤の必要性高い
  - \* アーチファクト: 動き, 金属, ビーム硬化...
  - \* 画像の安定性高い
-

# CTの基礎

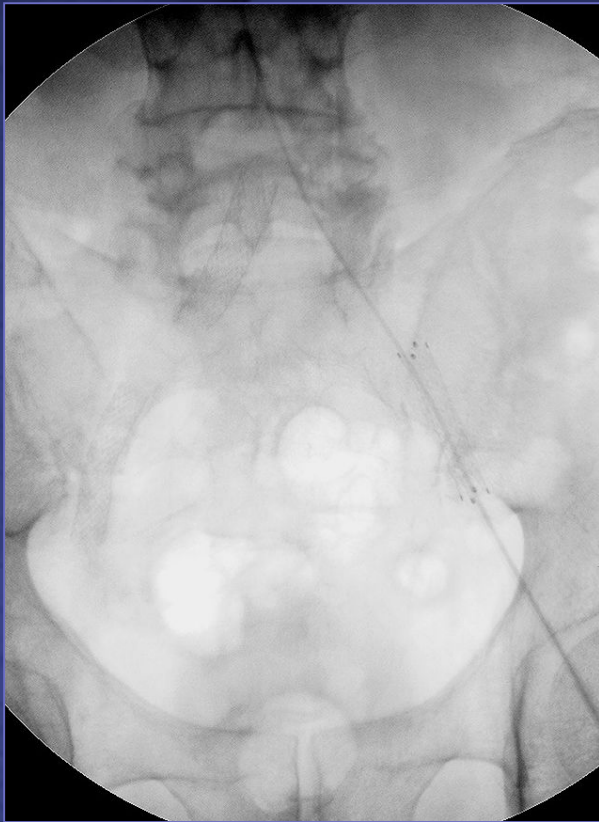
---

1. X線イメージングの基礎
2. CTの原理
3. CTの最近の進歩
4. 三次元血管撮影法

# カテーテルX線血管造影法

## 腹部大動脈～腸骨動脈造影

Digital  
Subtraction  
Angiography



造影前  
マスク像

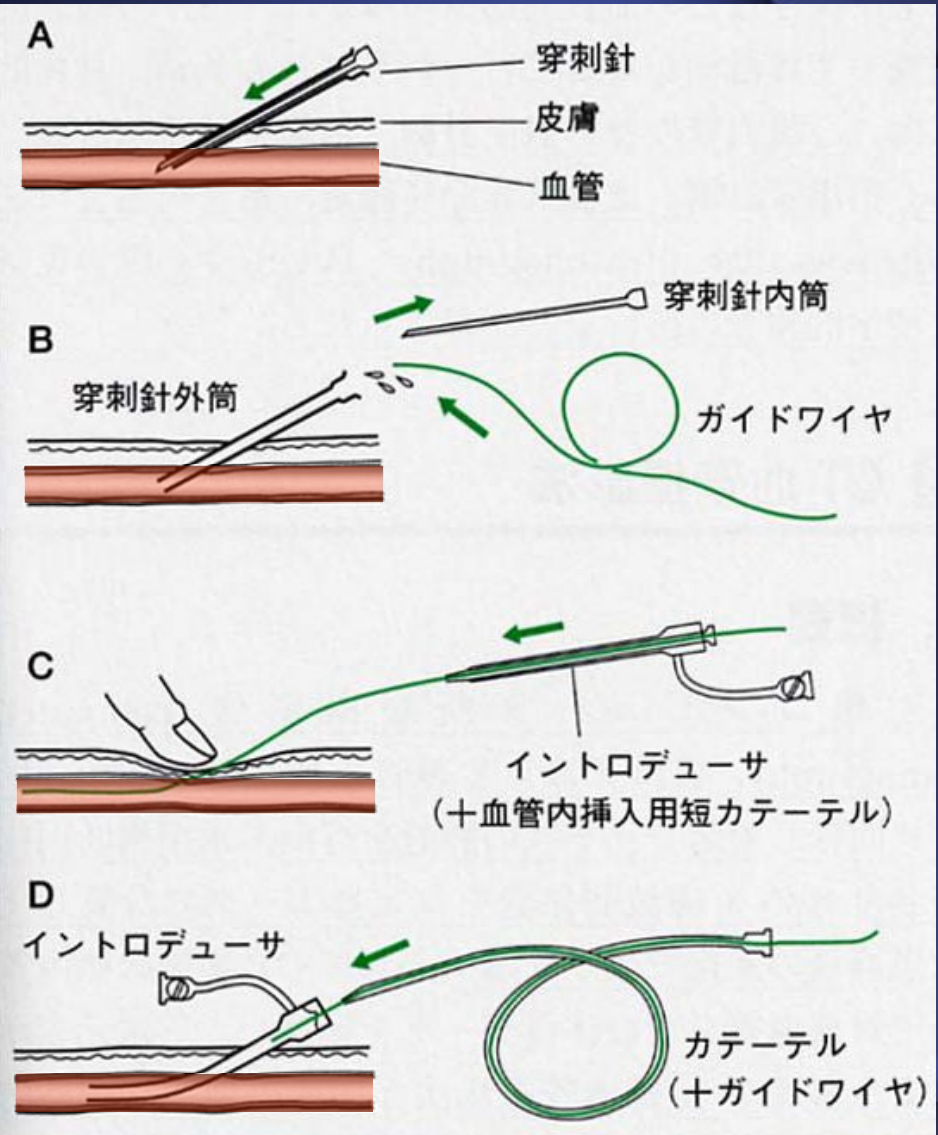
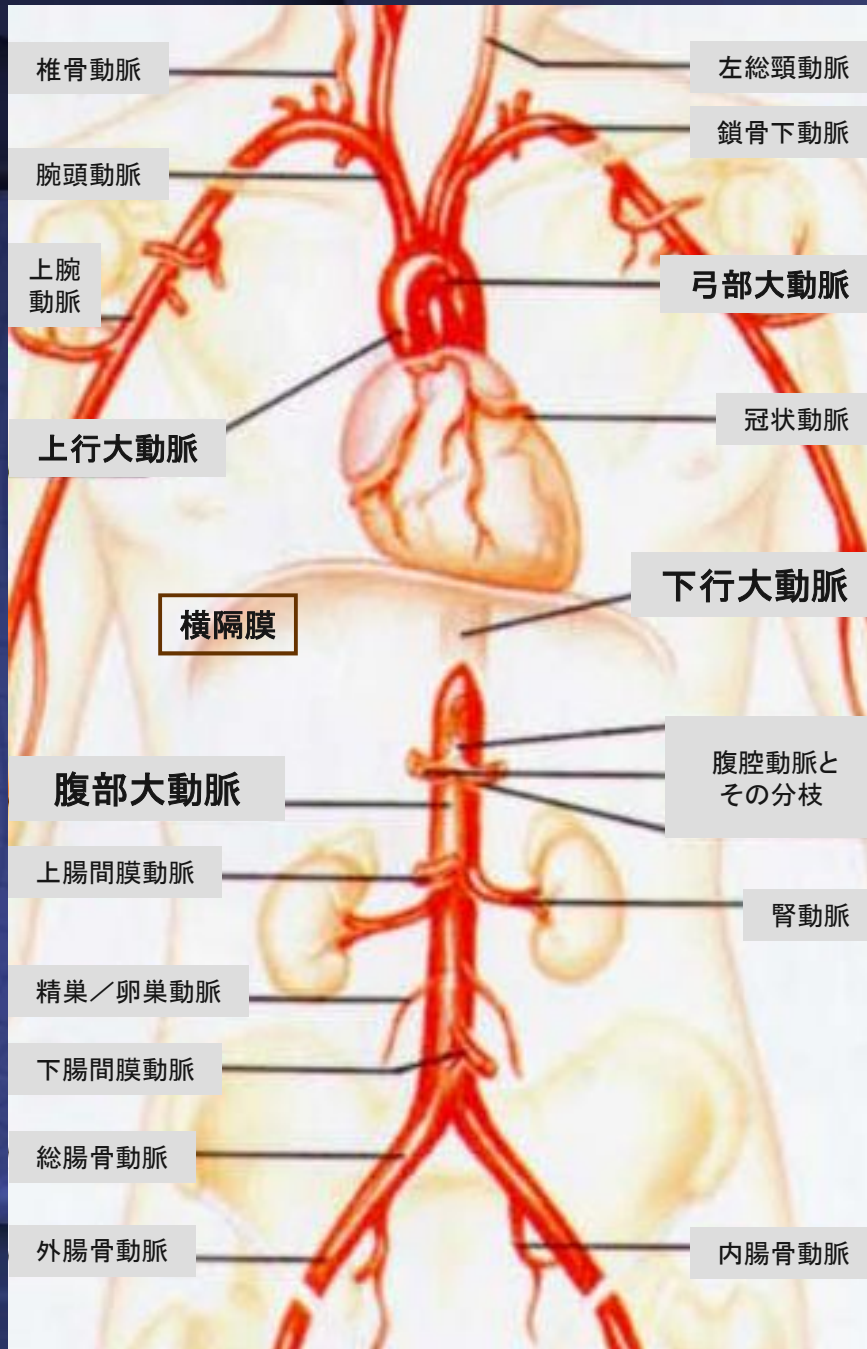


造影時  
ライブ像



デジタル差分像

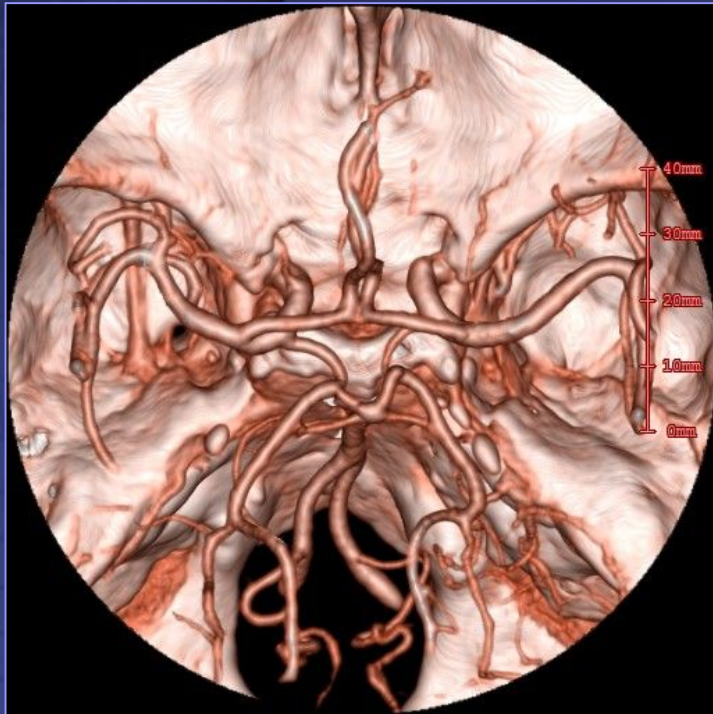
# 血管カテーテル法



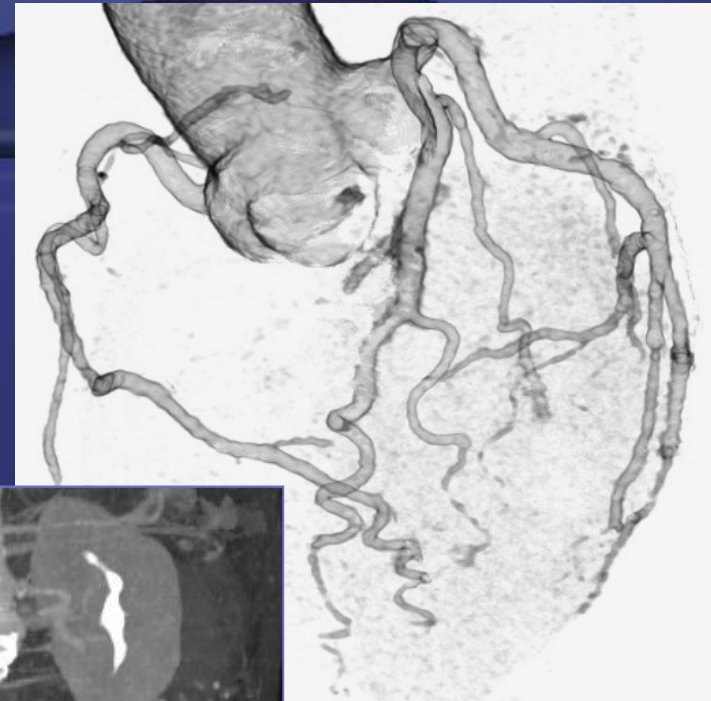
血管を針で刺してカテーテルを挿入。



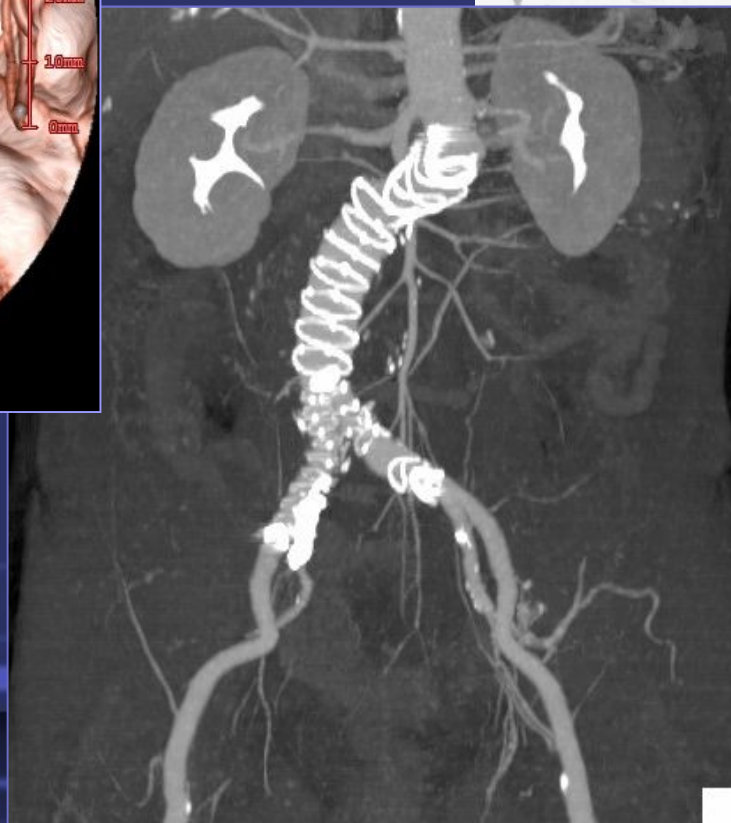
# CTアンジオグラフィ



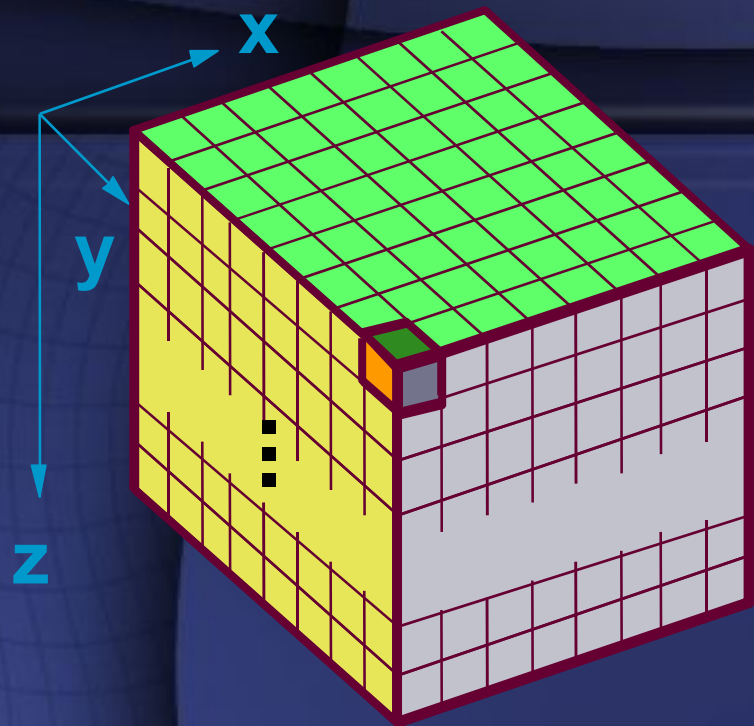
頭部血管



冠動脈



腹部～骨盤部動脈



ボクセル:

$$\Delta x = \Delta y = \Delta z$$

( $\approx \sim 0.5\text{mm} \sim$ )

等方性3D データ

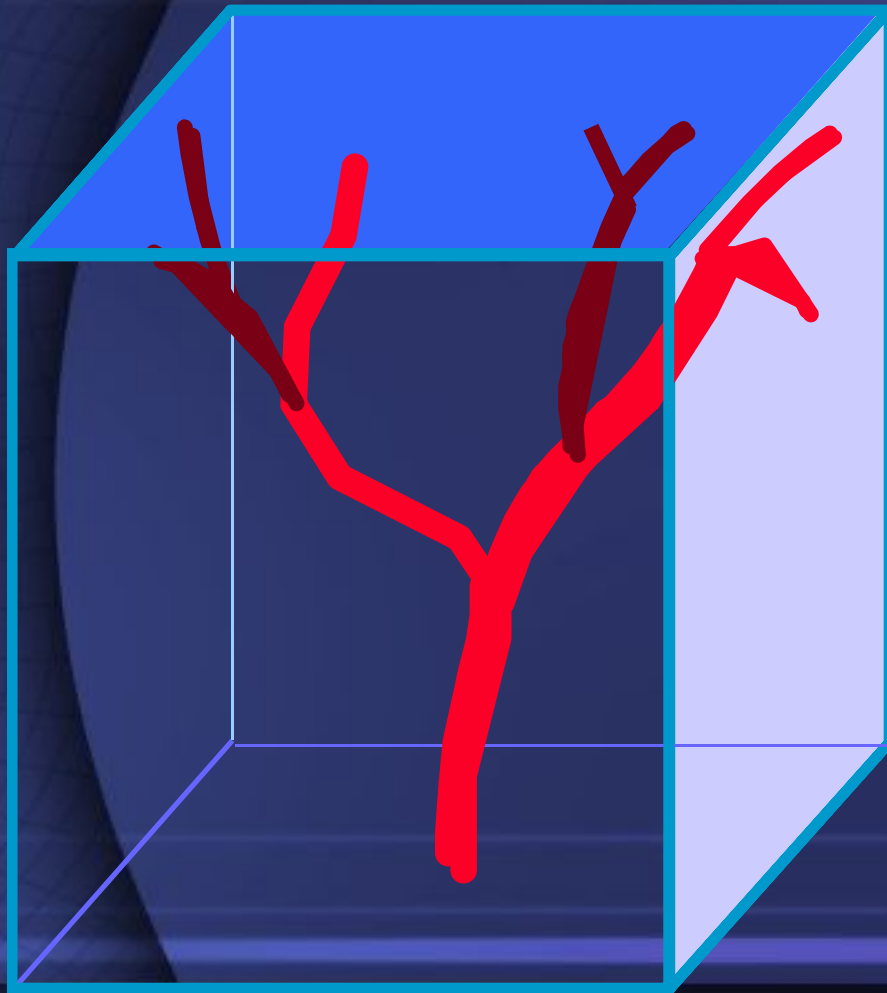


大動脈全長



腹部～  
下肢動脈

# 三次元血管撮影法：CTA / MRA

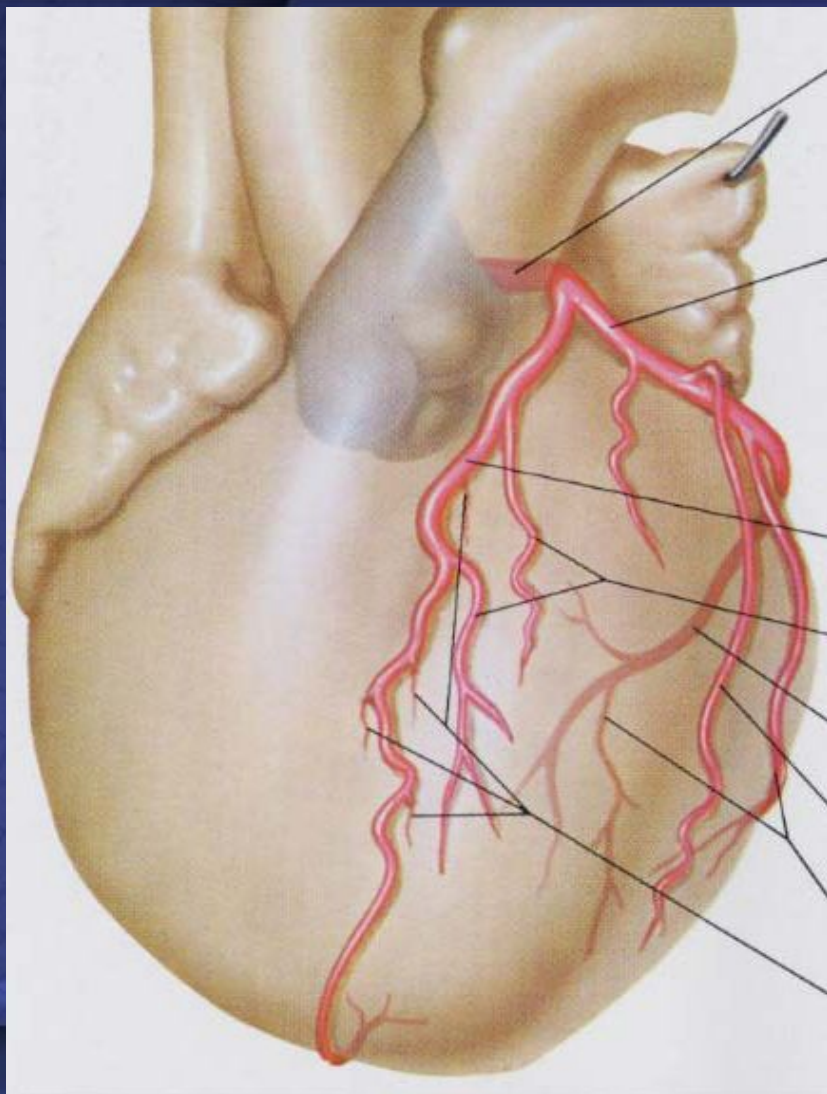


従来のカテーテル  
血管造影法に対して：

## 優位点

- \* 低侵襲性
- \* 視点の自在性
- \* 血管壁の診断
- \* 周囲構造との関係

# カテーテル冠動脈造影法



左本幹

回旋枝

前下行枝

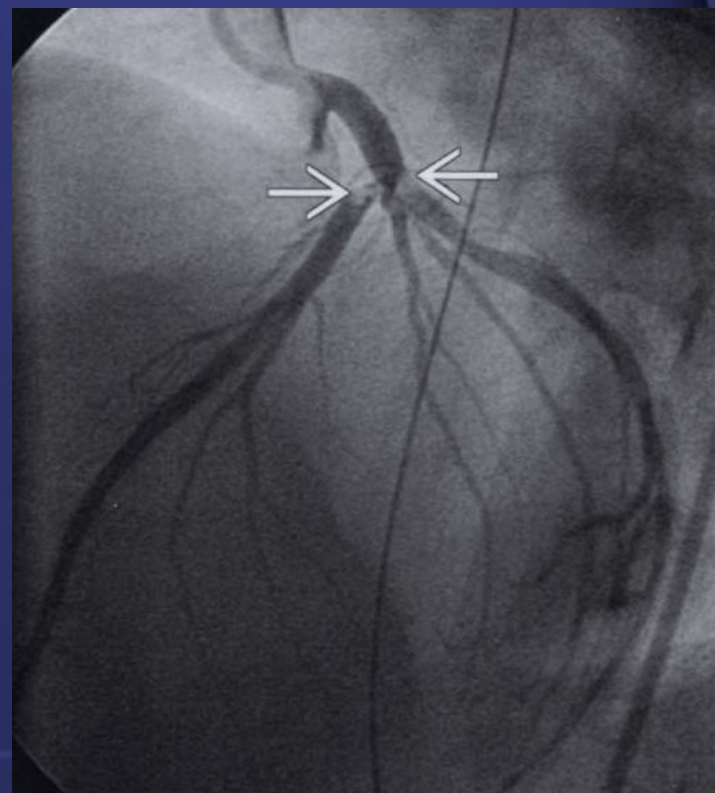
対角枝

鈍縁枝

後側壁枝

心室中隔枝

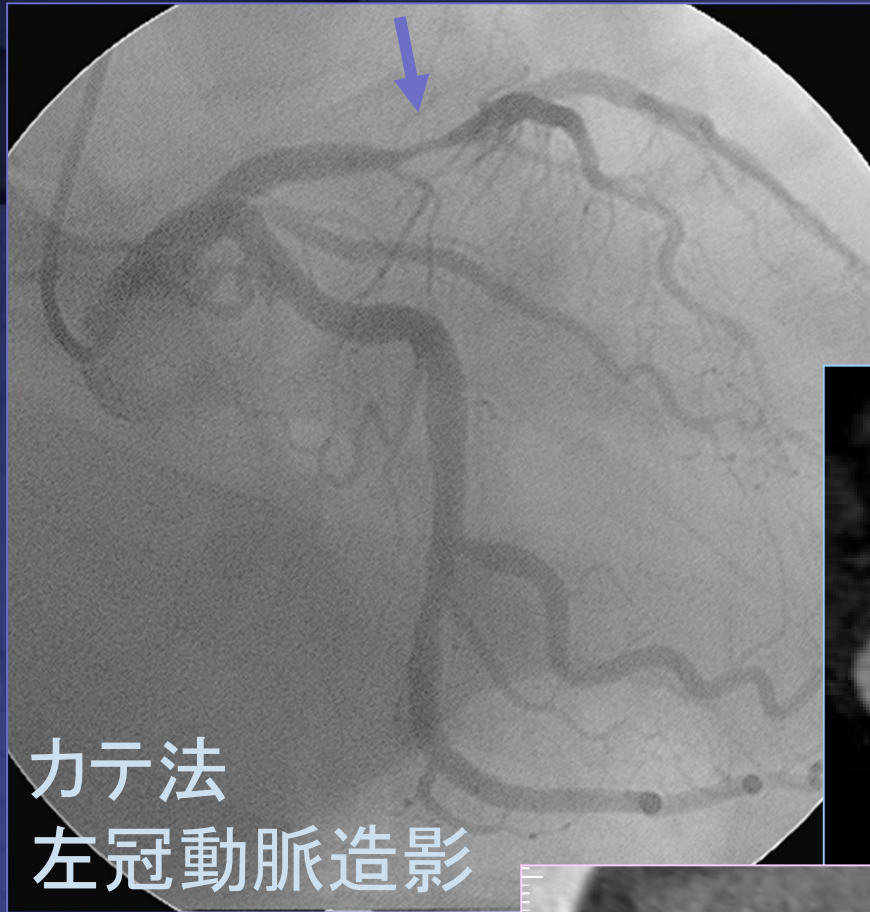
## 左冠動脈造影像



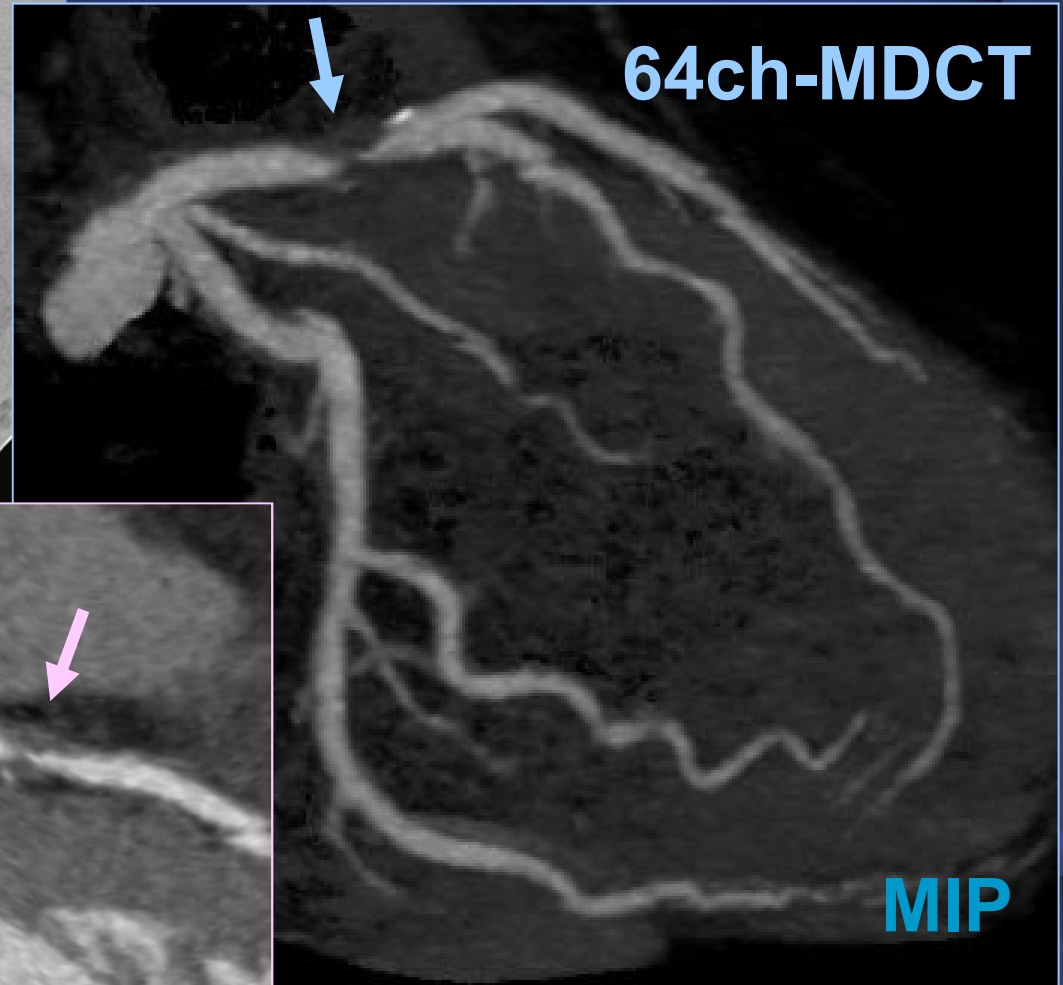
左前下行枝・回旋枝  
起始部狭窄

# 冠動脈撮影法

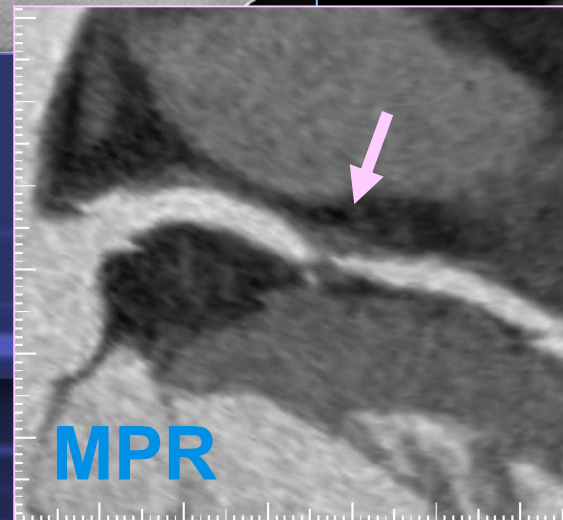
## カテーテル法 vs CTA



カテ法  
左冠動脈造影



左冠動脈  
狭窄の症例



## 謝辞

ここまでのスライドの多くは内藤 博昭 先生  
(国立循環器病センター・放射線診療部)に  
提供していただいたものを元にしました

# 講義内容

1. CTの基礎
2. 放射線画像診断におけるコンピュータ応用

# 撮影の速度

	枚/回転	秒/回転	枚/秒
シングルスライス ヘリカルCT (1996年)	1	1	1
マルチスライスCT (2011年)	320	0.5	>500



# 放射線画像診断におけるコンピュータ応用

1. 腫瘍切除術前の血管評価
2. 生体肝移植ドナーの評価
3. 動注用カテーテル留置の為の治療計画
4. 内臓動脈瘤塞栓の為の治療計画
5. CT colonography (大腸の仮想内視鏡)

# 放射線画像診断におけるコンピュータ応用

## 1. 腫瘍切除術前の血管評価

### 画像の厚みと CT angiographyの画質

薄い画像から作成したCT angiographyの方が、細かい血管の描出が良好である。

# 腫瘍切除術前の血管評価

1. CT angiographyによって、十分な評価が可能
2. 通常の血管造影を行う必要性は薄れている

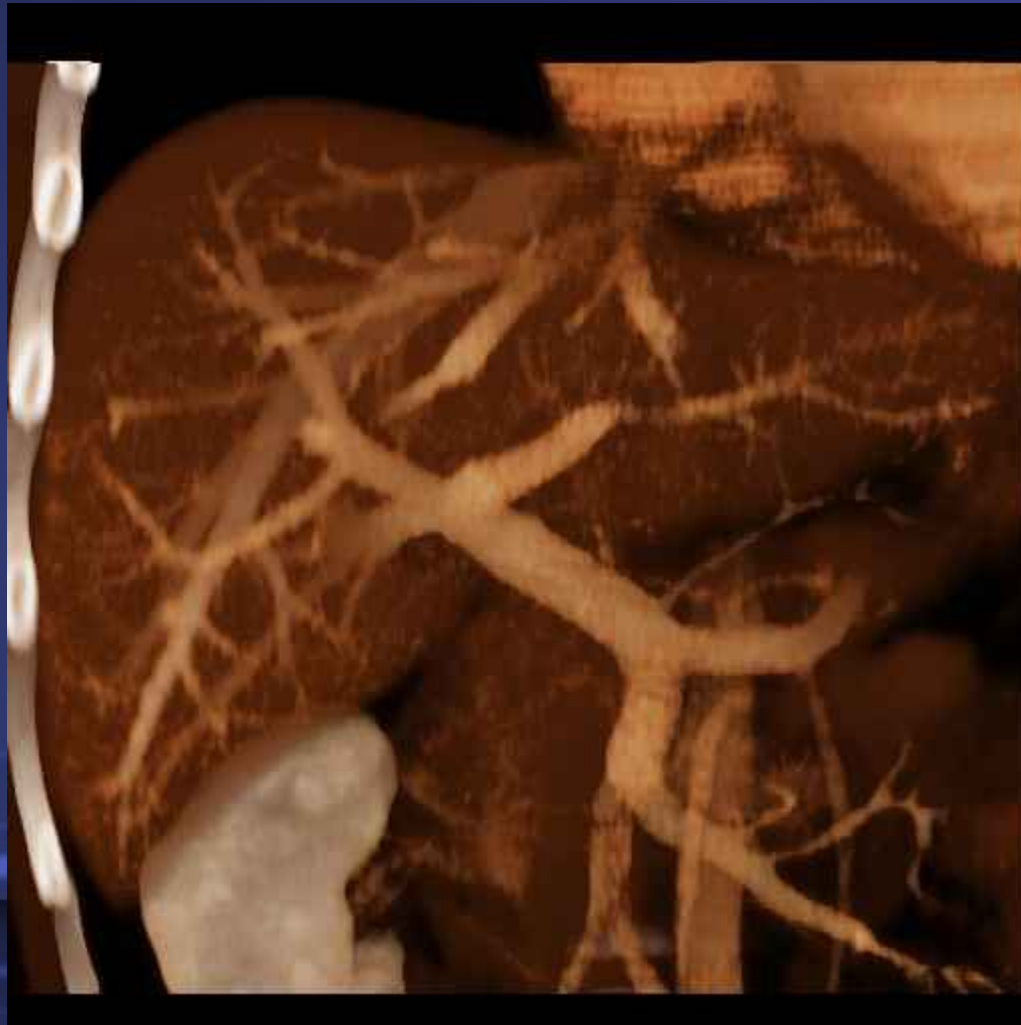
# 放射線画像診断におけるコンピュータ応用

## 2. 生体肝移植ドナーの評価

### CTによる生体肝移植ドナーの評価

- 血管解剖
  - 肝動脈
  - 門脈
  - 肝静脈
- 体積 (全肝および移植肝)
- 脂肪肝
- 胆管解剖

# 門脈の血管解剖



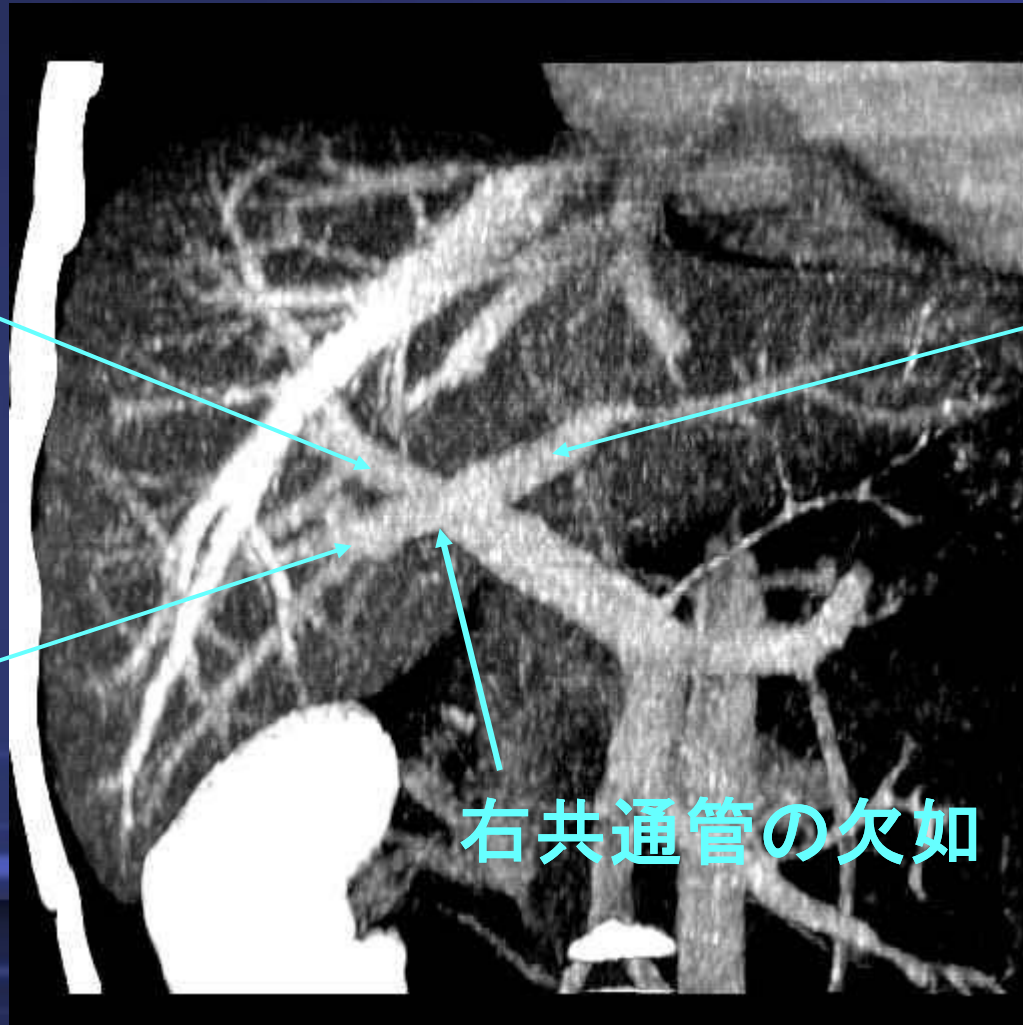
# 門脈の血管解剖

右前区域枝

左枝

右後区域枝

右共通管の欠如



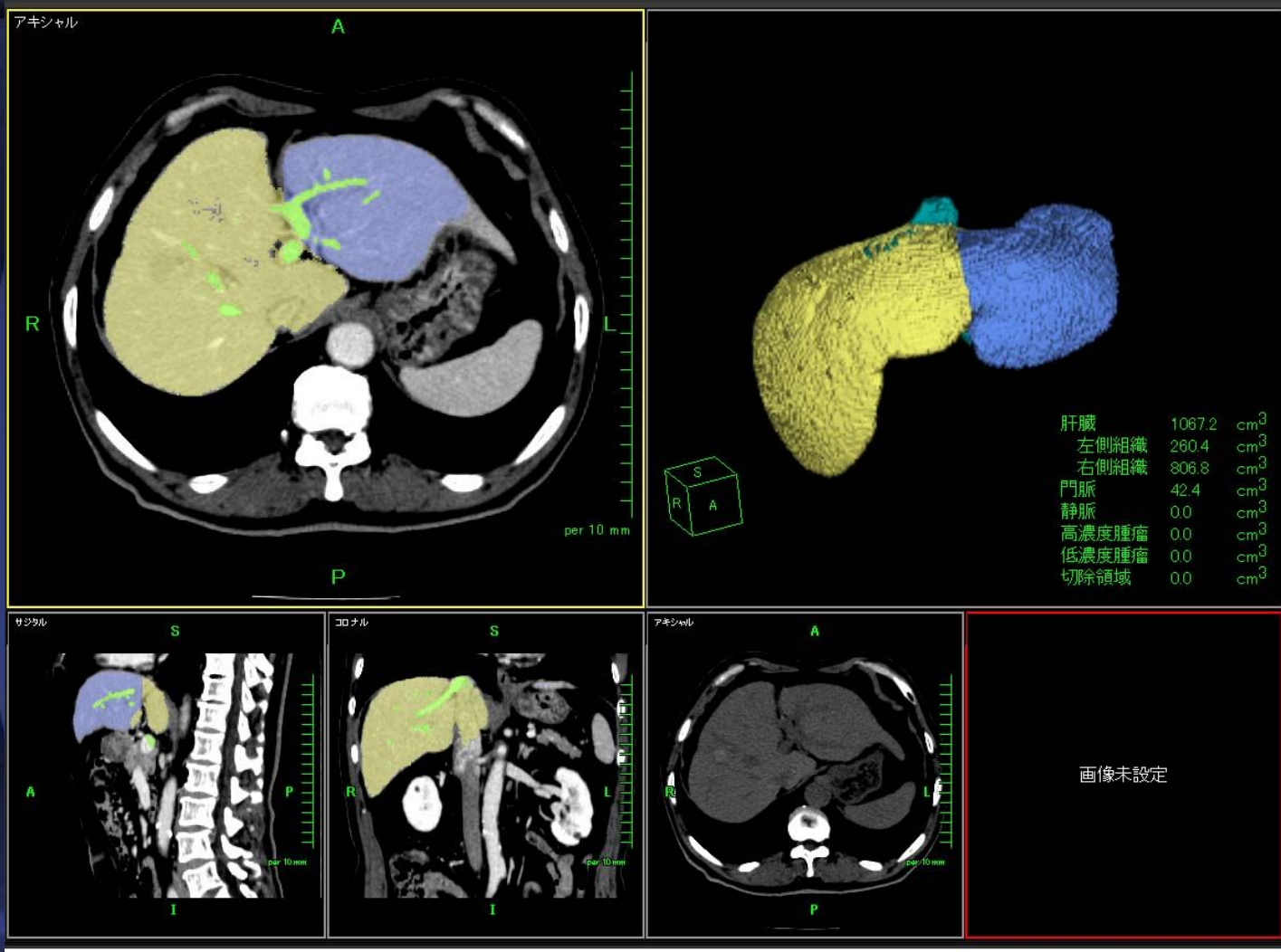
# DIC-CT: 胆管の解剖







# Virtual hepatectomy



# 生体肝移植ドナー

1. マルチスライスCTによって評価
2. 通常の血管造影を行う必要は無い

# 放射線画像診断におけるコンピュータ応用

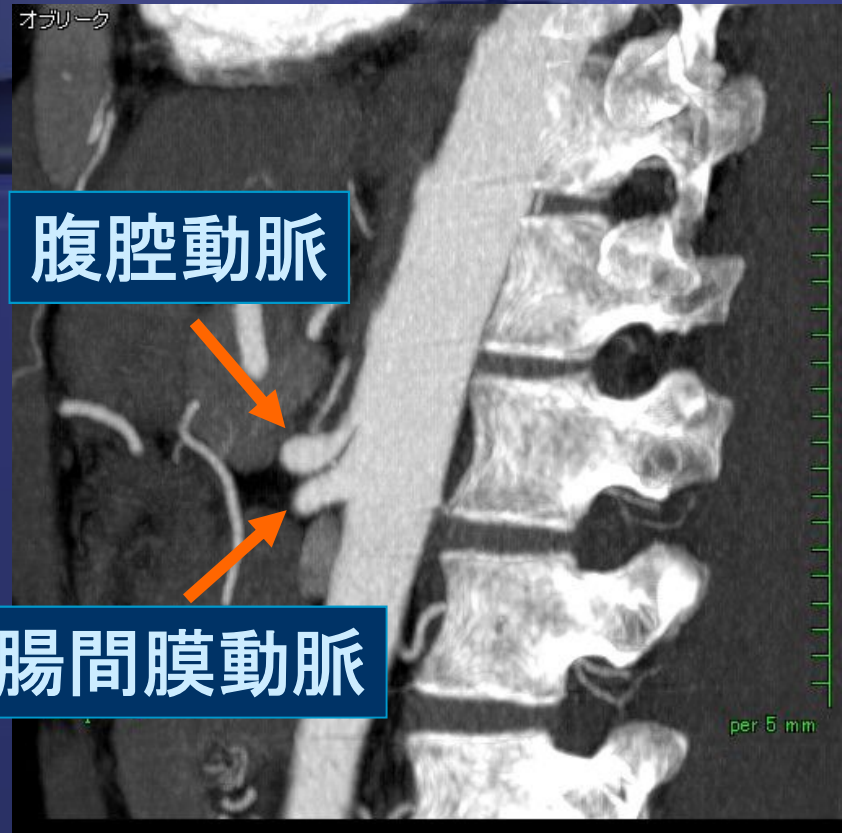
1. 腫瘍切除術前の血管評価
2. 生体肝移植ドナーの評価
3. 動注用カテーテル留置の為の治療計画
4. 内臓動脈瘤塞栓の為の治療計画
5. CT colonography (大腸の仮想内視鏡)

影なし 3D Volume Rendering



VR

オブリーク



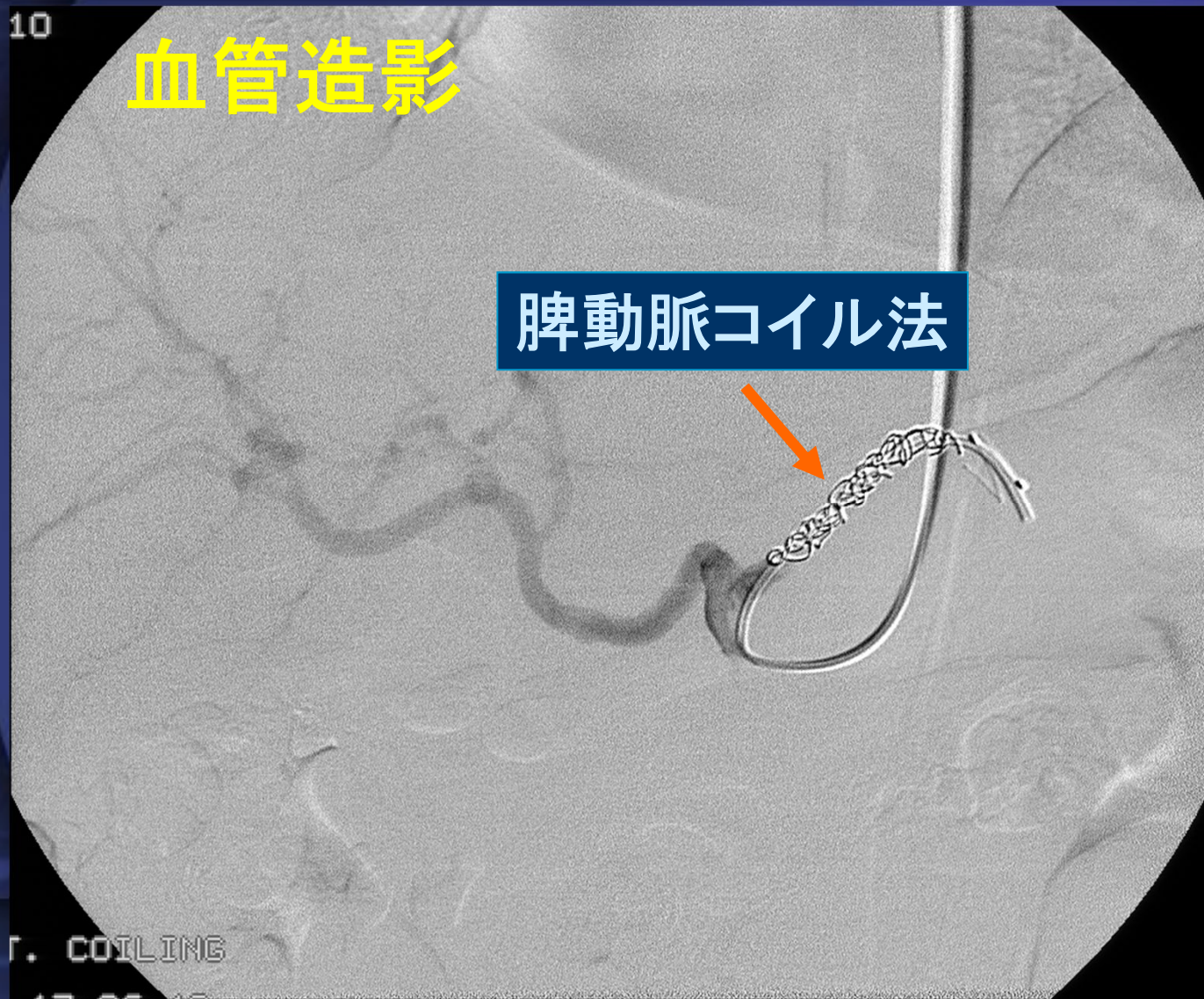
腹腔動脈

上腸間膜動脈

MIP



# リザーバーカテーテル留置後



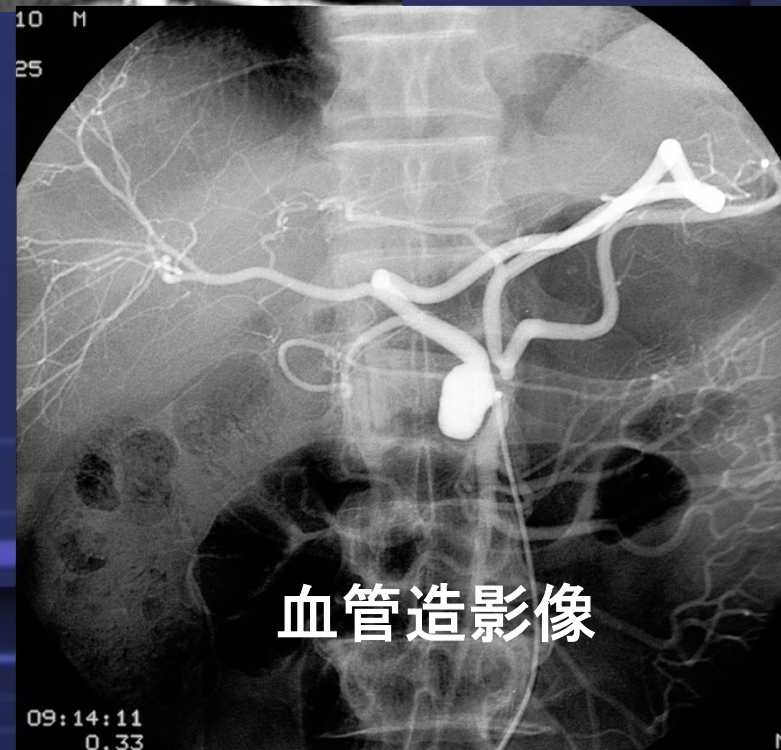
# 動注用カテーテル留置の計画

1. マルチスライスCTのデータから計画
2. IVR術前に詳細な評価が可能

# 放射線画像診断におけるコンピュータ応用

1. 腫瘍切除術前の血管評価
2. 生体肝移植ドナーの評価
3. 動注用カテーテル留置の為の治療計画
4. 内臓動脈瘤塞栓の為の治療計画
5. CT colonography (大腸の仮想内視鏡)

影なし 3D Volume Rendering

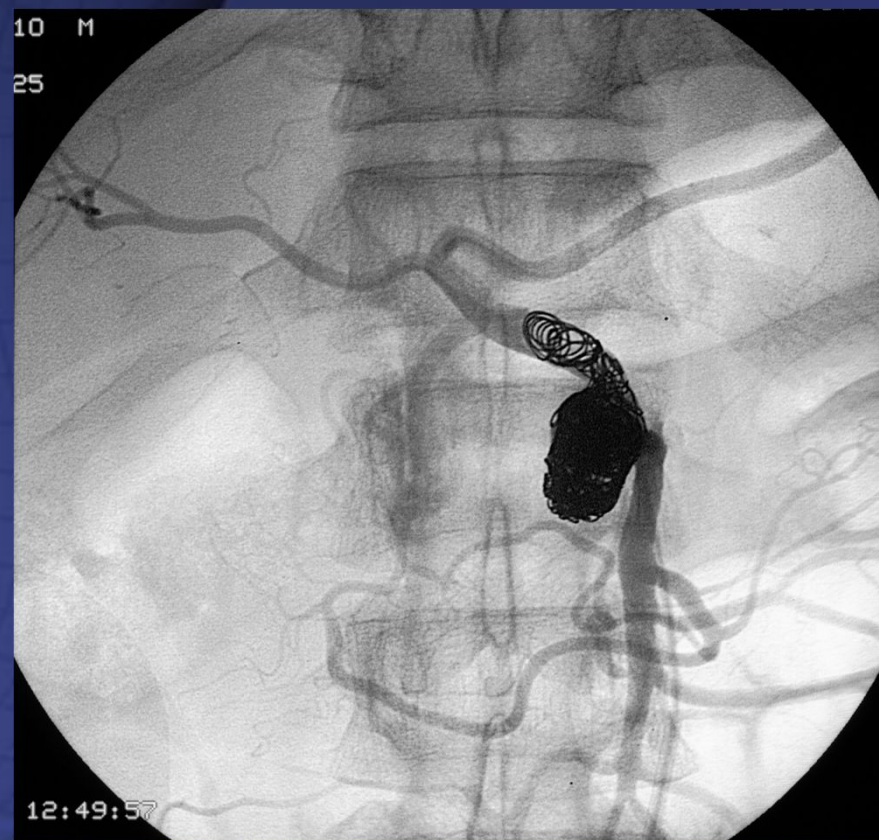


## 動脈瘤 (総肝動脈)



# 動脈瘤（総肝動脈）

## コイル塞栓術後



AOG



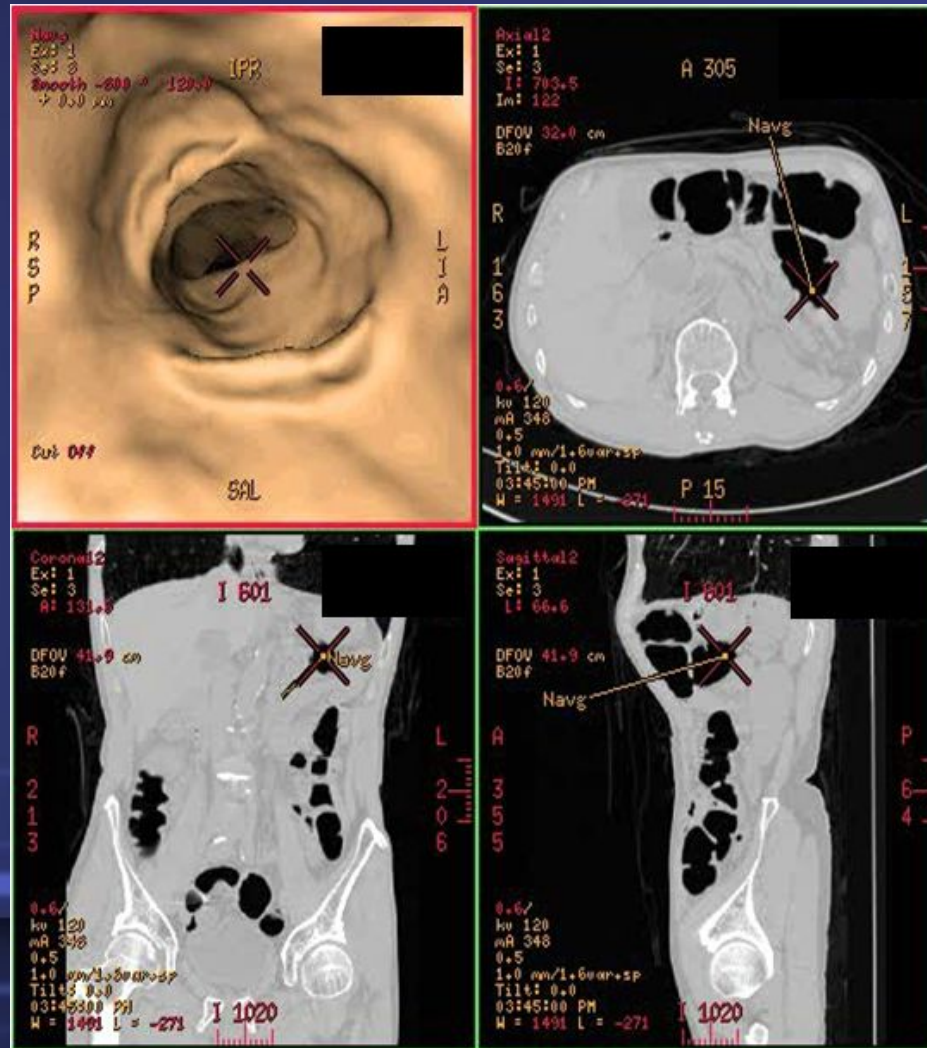
DSA

# 内臓動脈瘤塞栓の為の治療計画

1. マルチスライスCTのデータから計画
2. カテーテル治療前に詳細な評価が可能

# 放射線画像診断におけるコンピュータ応用

## 5. CT colonography (大腸の仮想内視鏡)



## 大腸ポリープの検出感度

	Overall(%)	≤ 5mm(%)	6-9mm(%)	≥10mm(%)
two-way reading	88.4* (411/465)	85.1* (143/168)	91.2* (182/210)	97.8* (85/87)

# The NEW ENGLAND JOURNAL of MEDICINE

ESTABLISHED IN 1812

SEPTEMBER 18, 2008

VOL. 359 NO. 12

## Accuracy of CT Colonography for Detection of Large Adenomas and Cancers

C. Daniel Johnson, M.D., M.M.M., Mei-Hsiu Chen, Ph.D., Alicia Y. Toledano, Sc.D., Jay P. Heiken, M.D., Abraham Dachman, M.D., Mark D. Kuo, M.D., Christine O. Menias, M.D., Betina Siewert, M.D., Jugesh I. Cheema, M.D., Richard G. Obregon, M.D., Jeff L. Fidler, M.D., Peter Zimmerman, M.D., Karen M. Horton, M.D., Kevin Coakley, M.D., Revathy B. Iyer, M.D., Amy K. Hara, M.D., Robert A. Halvorsen, Jr., M.D., Giovanna Casola, M.D., Judy Yee, M.D., Benjamin A. Herman, S.M., Lawrence J. Burgart, M.D., and Paul J. Limburg, M.D., M.P.H.

### ABSTRACT

#### BACKGROUND

Computed tomographic (CT) colonography is a noninvasive option in screening for colorectal cancer. However, its accuracy as a screening tool in asymptomatic adults has not been well

From Mayo Clinic Arizona, Scottsdale, AZ (C.D.J., A.K.H.); Brown University Center for Health Sciences, Providence, RI (M.H.); Biostatistics Consultation, University of Washington, Seattle, WA (J.P.H.); University of Chicago, Chicago, IL (A.C.); Scottsdale Medical Center, Scottsdale, AZ (M.D.K.); Beth Israel Deaconess Medical Center, Boston, MA (R.G.O.); Yale University, New Haven, CT (J.I.C.); Radiology Imaging Associates, Denver (R.G.O.); Mayo Clinic Rochester, Rochester, MN (J.E.P.); University

#### METHODS

We recruited 2600 patients from 15 study centers. CT colonography was performed with bowel preparation, stool cleansing, and oral contrast. All lesions measuring 5 mm or more in diameter. Optical colonoscopy and histologic review were performed according to established clinical protocols at each

- ・2,600 人, 米国の15 施設
- ・径1cm以上のポリープの検出感度 90% (患者ベース)

# American Cancer Society: 癌早期発見のためのガイドライン (2008)

大腸癌のリスクが平均的な人(男女とも)は、50歳以降に以下のスクリーニング検査のいずれかを行うことを推奨する。

## ポリープおよび癌を発見するための検査

直腸S状結腸鏡検査 (5年ごと)

大腸内視鏡検査 (10年ごと)

注腸X線検査 (10年ごと)

**CT colonography (仮想内視鏡) (5年ごと)**

## 癌を発見するための検査

便潜血検査 (毎年)

免疫化学的便潜血検査 (毎年)

便DNA検査 (間隔は定まっていない)

# CT colonography: 読影時間

- 読影時間(中央値)

**11 min** (range, 7 – 15 min)

(primary 2D method, Iannaccone-R et al. Radiology 2003)

- 読影時間(平均値)

**25 min** (one-way)

**39 min** (two-way)

(primary 3D method, Yasumoto et al. AJR 2006)

## CT colonography: 読影(画像評価)の問題

- 読影時間が長くなる傾向がある
- 通常の画像診断とは異なったトレーニングが必要と考えられている

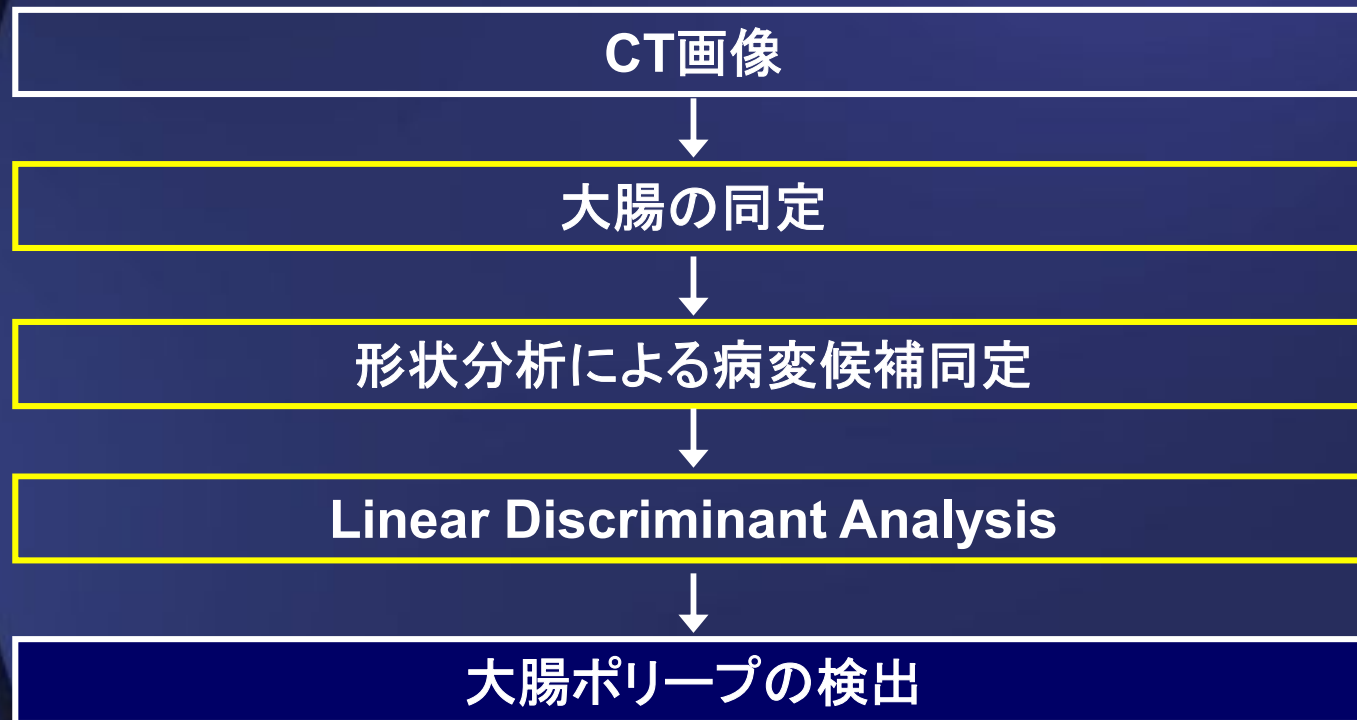


コンピュータによる診断支援

Computer Aided Diagnosis (CAD)



# CAD: 大腸ポリープの検出



## Performance Level of Previous CAD (シカゴ大学)

- **By-polyp sensitivity : 96.4% ( 27 / 28 )**  
**By-patient sensitivity : 100.0% ( 15 / 15 )**
- **偽陽性: 3.1 / patient ( 224 / 73 )**
  - 便塊
  - ひだ
  - 回盲弁
  - カテーテル

偽陽性を少なくすることが望ましい

## 偽陽性抑制の試み: 3D MTANN (Artificial Neural Network)

**New**

Performance Level of ~~Previous~~ UC CAD

- By-polyp sensitivity : 96.4% ( 27 / 28 )  
By-patient sensitivity : 100.0% ( 15 / 15 )
- False positives : 3.1 / patient ( 224 / 73 )



1.1

## 1. CTの基礎

## 2. 放射線画像診断におけるコンピュータ応用

- (1) 腫瘍切除術前の血管評価
- (2) 生体肝移植ドナーの評価
- (3) 動注用カテーテル留置の為の治療計画
- (4) 内臓動脈瘤塞栓の為の治療計画
- (5) CT colonography (大腸の仮想内視鏡)