

---

令和元年度 後期 月曜 2講目 10:30～12:00 C304 [御質問、御問合せ](#)

---

講義には、パソコン持参をお願いします。(ファイルのダウンロード法 : ファイルを右クリックして「対象をフ

9月30日 休講 (出張)

10月 7日 [講義1 CTの原理](#) [PSF.zip](#) [CT.zip](#) [OSEM.zip](#) (zip ファイル解凍ツール [Lhaca](#) )

10月14日 休講 (祝日)

10月21日 [CT,PETの原理](#) [PETFBP.zip](#) [conmvolution.zip](#) [convolutionFFT.zip](#)

10月28日 休講 (出張)

11月 4日 休講 (祝日)

11月11日 [周波数空間および実空間フィルタ処理](#) [Filter.zip](#) [smoothing.zip](#) [FFT.zip](#) [Butterworth.zip](#)

11月18日 [PET画像](#) [PETCT.zip](#) [Color Lut](#)

11月25日 休講 (出張)

12月 2日 [講義2](#)

12月 9日 講義3 北大放射線部副技師長 孫田先生

12月16日 試験 解答・成績

# 11月19日 試験にでる問題

## CTの原理

フィルタ逆投影法

逐次近似法

## フーリエ変換FFT

周波数空間

ナイキスト周波数

畳込みの定理

## 実空間フィルタ

## PETの原理

$^{18}\text{F}$ -FDGの性質

SUVの計算法

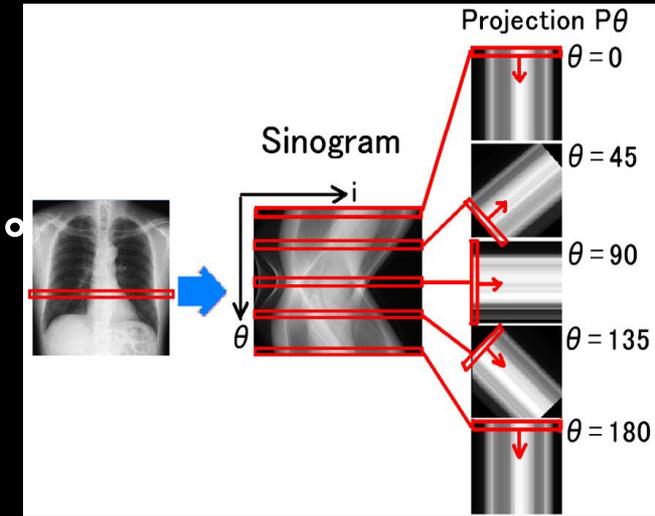
SPECTとの相違

## 心筋SPECTの断層面、冠動脈

# Filtered Back Projection によるCT画像の作成原理 10点満点

以下の10項目を記述。1項目 各1点。

1. 断層スライス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、180度方向の各々の角度から収集されたデータ。
2. 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。
3.  $P_\theta$ を単純に重ね合わせた画像を $I$ とすると $I = \int P_\theta d\theta$  (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。



単純重ね合せ像 I



4. 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  $L = G \cdot F(1/r)$  となる。

5. 2次元フーリエ変換の公式の極座標表現を用いると、  
( $fr$ は周波数空間上の原点からの距離)

$$F(1/r) = \iint (1/r) \exp(-j(2\pi r fr)) r dr d\theta = 1/fr$$

これより  $G = L \cdot fr$

6. 以上より、2次元透視画像  $P\theta$  (=プロジェクション)を単純に重ね合せた像  $l$  のフーリエ変換  $L$  に周波数空間で  $fr$  を掛けたデータ (=  $L \cdot fr$ ) を逆フーリエ変換すると、正確な断層像  $g$  になる。

7.  $G=L \cdot fr$  は、畳み込みの定理を用いると、 $g = l * h$  になり、実空間での計算に変換できる。これに  $l = \int P\theta d\theta$  を代入すると

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

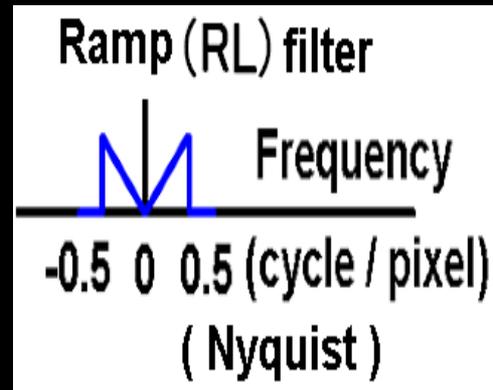
つまり、 $P\theta$  に 実空間フィルタ  $h$  ( $= fr$ の逆フーリエ変換) を畳み込めば、重ね合せると正確な断層像  $g$  になる2次元透視画像  $\overline{P\theta}$  を算出できる。

8. 周波数空間での実際の計算においては、フィルタ  $H(=fr)$  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、

$H = |fr|$  ( $fr$ がナイキスト周波数未満の場合)

$H = 0$  ( $fr$ がナイキスト周波数以上の場合)

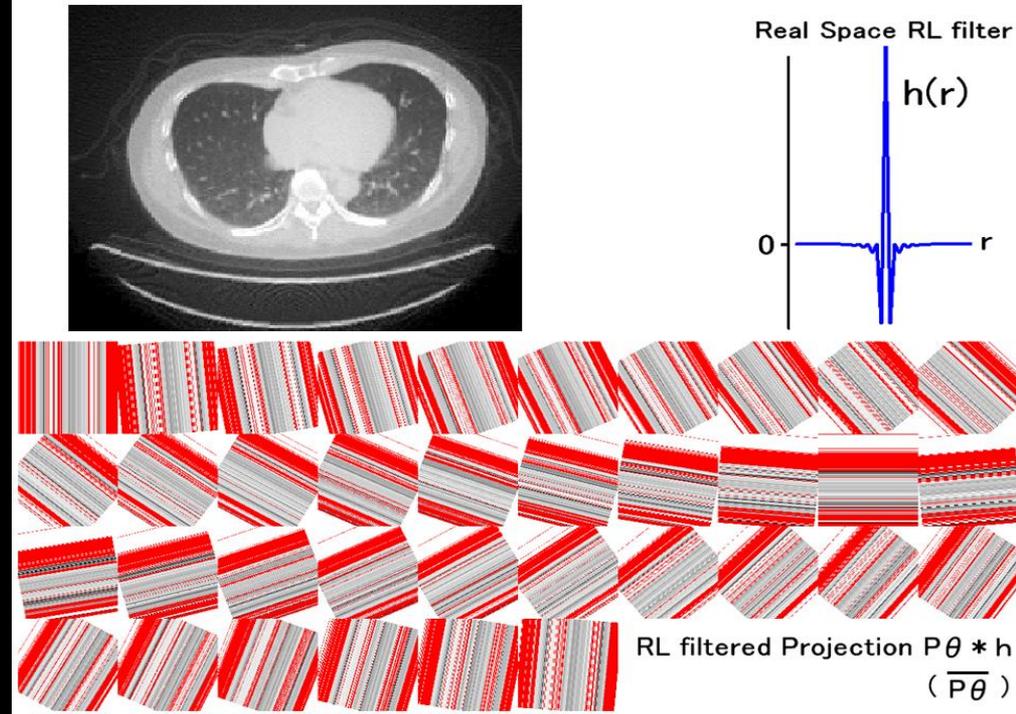
となる。これをRamp(RL)フィルタという。



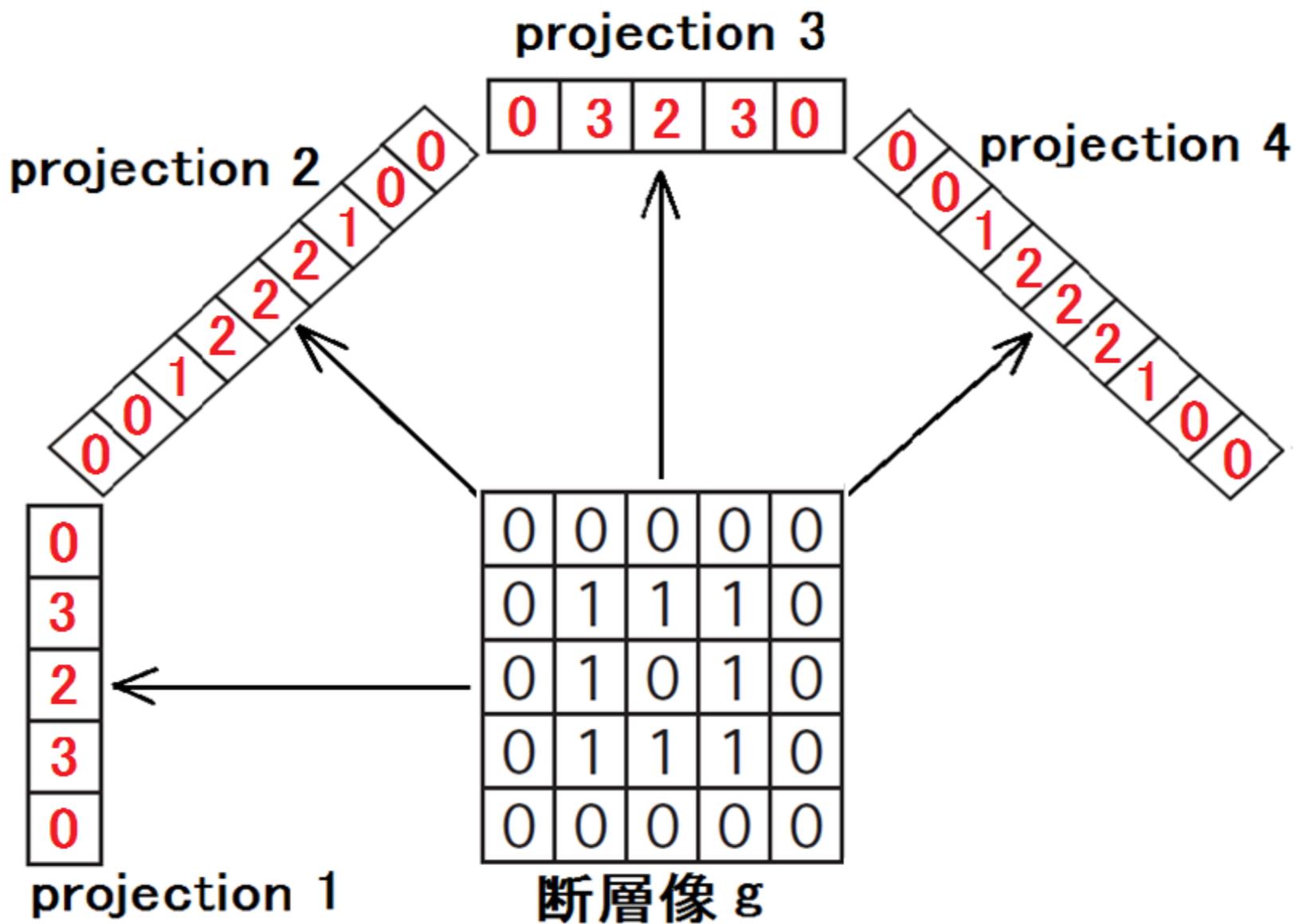
9. RLフィルタを逆フーリエ変換して実空間 RLフィルタ  $h$  にしてから、実空間で  $P\theta$  に  $h$  を畳み込む。

$$\overline{P\theta} = P\theta * h \quad (* \text{ は 畳み込み演算})$$

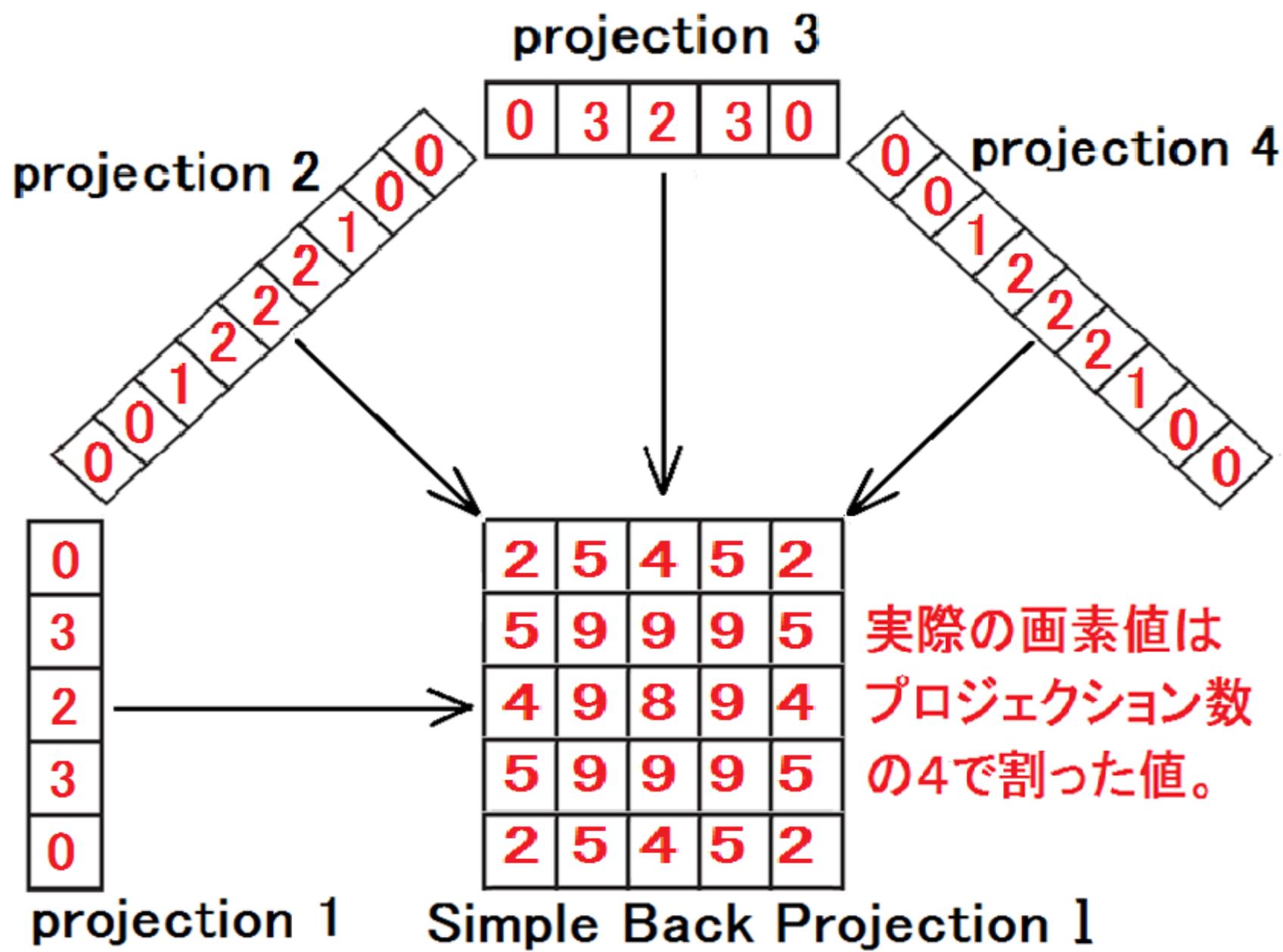
10.  $h$  を畳み込んだ2次元透視画像  $\overline{P\theta}$  を単純に重ね合わせた画像  $g = \int \overline{P\theta} d\theta$  ( Filtered back projection ) は、回転中心部ほど重ね合わせ回数が増える誤差がフィルタ  $h$  によって補正され、正しい再構成画像となる。



① 断層像  $g$  の 4 方向からの  
投影データ (projection) を求める。

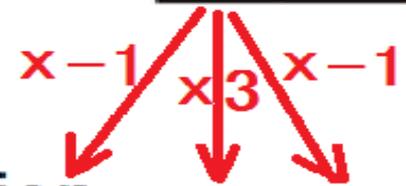


## ② 単純重ね合わせ Simple Back Projection



projection 1 

0	3	2	3	0
---	---	---	---	---

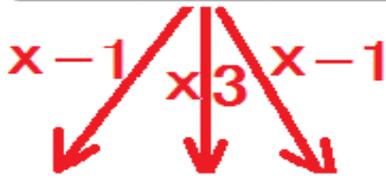


convolution  
(projection \* h) 

0	0			
---	---	--	--	--

projection 1 

0	3	2	3	0
---	---	---	---	---

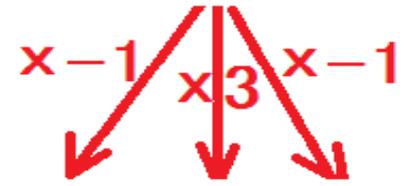


convolution  
(projection \* h) 

-3	9	-3		
----	---	----	--	--

projection 1 

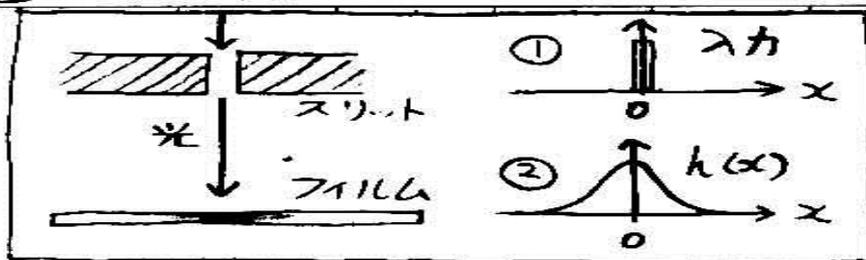
0	3	2	3	0
---	---	---	---	---



convolution  
(projection \* h) 

	-2	6	-2	
--	----	---	----	--

# 畳込みの定理 Convolution

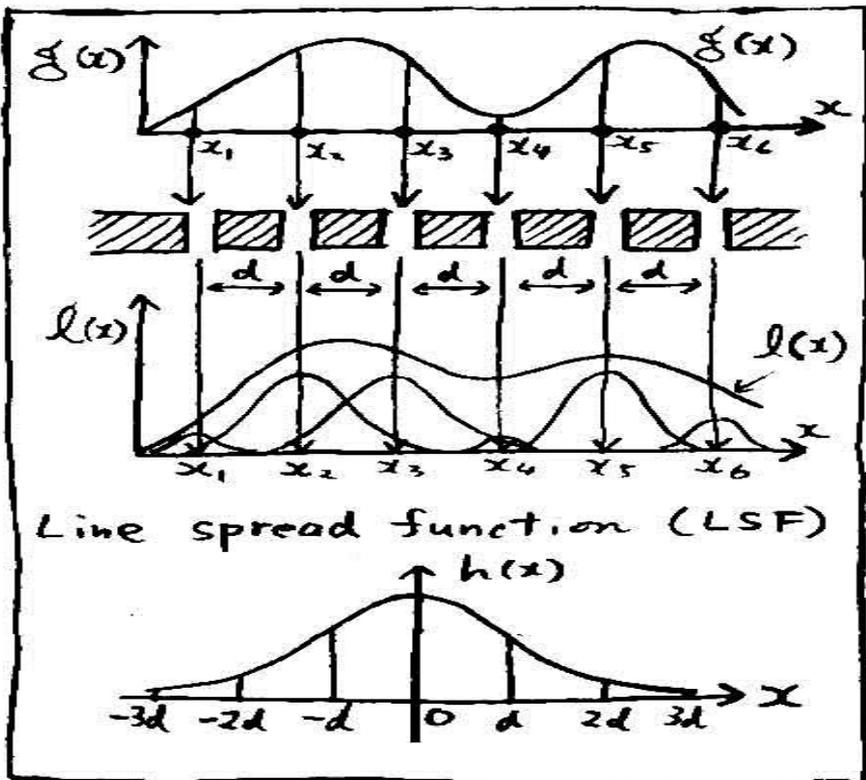


スリットを通したビーム ① がフィルム上で ② のような  $h(x)$  の濃度分布の像をつくらせる。

$x$  軸に沿って明るさが  $g(x)$  である線状の被写体を、間隔  $d$  のスリットを通してフィルムに写す。

フィルムの  $x_4$  の位置での濃度は

$$\begin{aligned}
 l(x_4) &= g(x_4) h(0) \\
 &+ g(x_5) h(-d) + g(x_6) h(-2d) \\
 &+ g(x_3) h(d) + g(x_2) h(2d) \\
 &+ g(x_1) h(3d)
 \end{aligned}$$



任意の座標  $x_i$  における  $l(x_i)$  は

$$\begin{aligned}
 l(x_i) &= g(x_i) h(0) \\
 &+ g(x_{i+1}) h(x_i - x_{i+1}) \\
 &+ g(x_{i+2}) h(x_i - x_{i+2}) + \dots \\
 &+ g(x_{i-1}) h(x_i - x_{i-1}) \\
 &+ g(x_{i-2}) h(x_i - x_{i-2}) + \dots \\
 &= \sum_{n=-\infty}^{\infty} g(x_n) h(x_i - x_n)
 \end{aligned}$$

スリットを取りはずすと (スリット間隔を無限に狭くすると)  
 任意の座標  $x$  におけるフィルムの濃度  $l(x)$  は

$$l(x) = \int_{-\infty}^{\infty} g(n) h(x-n) dn \quad \text{Convolution 積分 (たたみ込み積分)}$$

これを  $l(x) = g(x) * h(x)$  と表わす。

$h(x)$  を convolution 関数という。

$g(x)$  が  $h(x)$  のために  $l(x)$  にボケてしまったことを意味する。

### たたみ込みの定理

$h(x-n)$  の Fourier 変換を  $H(f)$  とすると

$$h(x-n) = \int H(f) e^{j(2\pi f(x-n))} df \quad \text{(逆 Fourier 変換)}$$

これを  $l(x) = \int g(n) h(x-n) dn$  に代入すると

$$l(x) = \int g(n) \left[ \int H(f) e^{j(2\pi f x)} e^{-j(2\pi f n)} df \right] dn$$

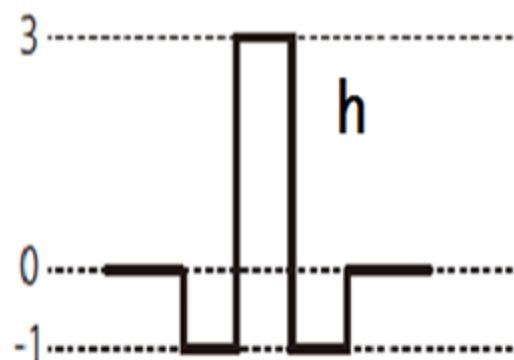
$$= \int \left[ \int g(n) e^{-j(2\pi f n)} dn \right] H(f) e^{j(2\pi f x)} df$$

$$= \int G(f) H(f) e^{j(2\pi f x)} df$$

$l(x)$  の Fourier 変換を  $L(f)$  とすると

$$l(x) = \int L(f) e^{j(2\pi f x)} df, \quad \text{よって } \boxed{L(f) = G(f) H(f)}$$

### ③ 実空間フィルタ畳込み処理



$h$ 

-1	3	-1
----	---	----

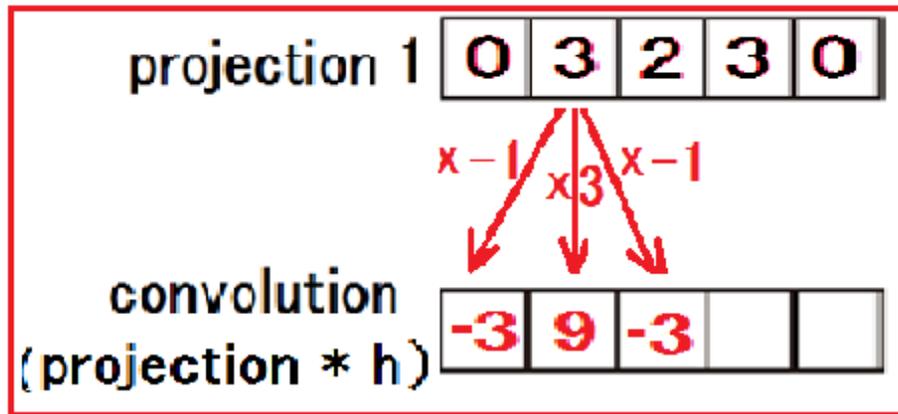
 $\longrightarrow$

projection 1 

0	3	2	3	0
---	---	---	---	---

convolution 

-3	7	0	7	-3
----	---	---	---	----



$h$ 

-1	3	-1
----	---	----

 $\longrightarrow$

projection 3 

0	3	2	3	0
---	---	---	---	---

convolution 

-3	7	0	7	-3
----	---	---	---	----

$h$ 

-1	3	-1
----	---	----

 $\longrightarrow$

projection 2 

0	0	1	2	2	2	1	0	0
---	---	---	---	---	---	---	---	---

convolution 

0	-1	1	3	2	3	1	-1	0
---	----	---	---	---	---	---	----	---

$h$ 

-1	3	-1
----	---	----

 $\longrightarrow$

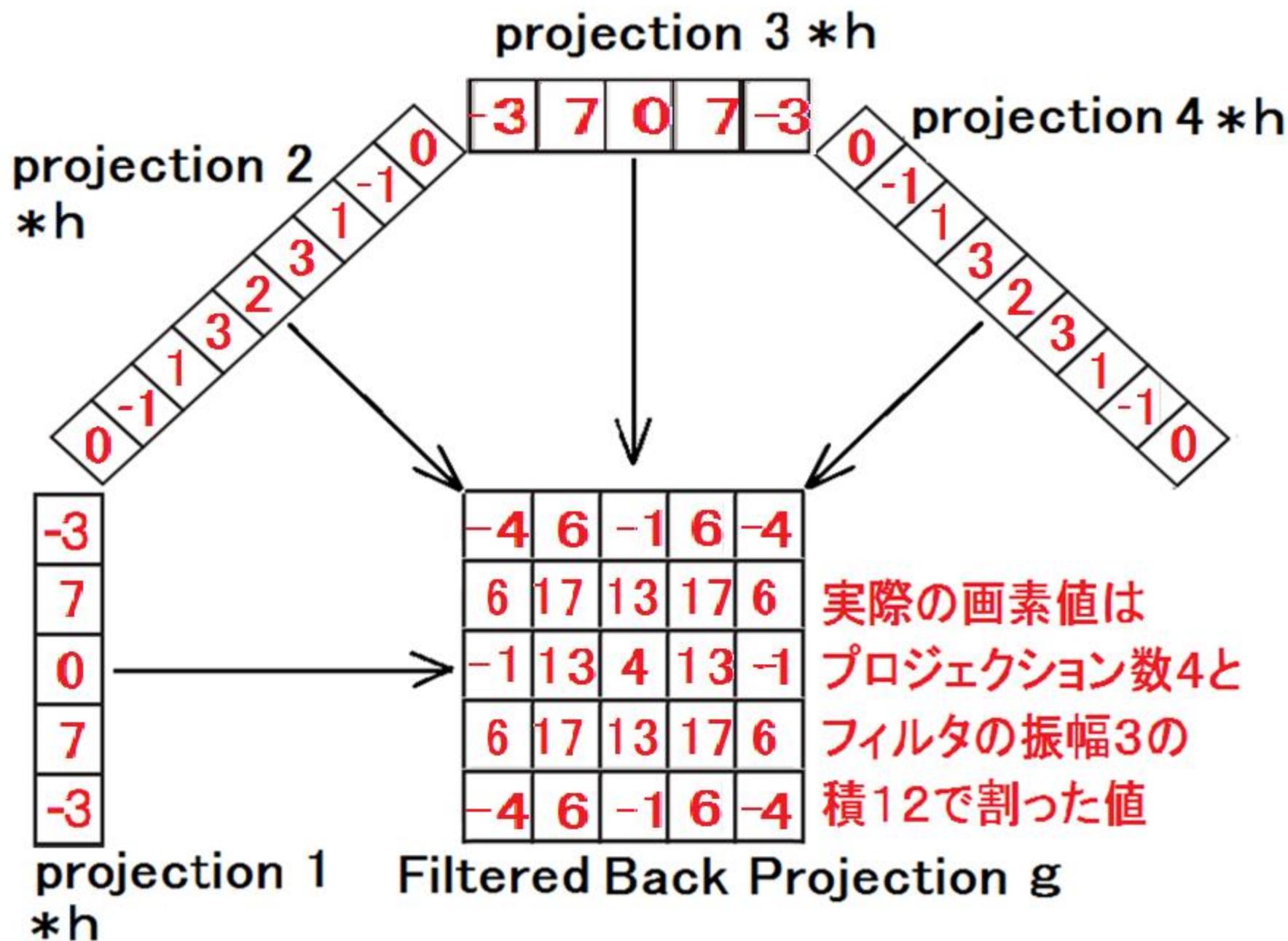
projection 4 

0	0	1	2	2	2	1	0	0
---	---	---	---	---	---	---	---	---

convolution 

0	-1	1	3	2	3	1	-1	0
---	----	---	---	---	---	---	----	---

# ④ フィルタ重畳重ね合わせ Filtered Back Projection



# 逐次近似法

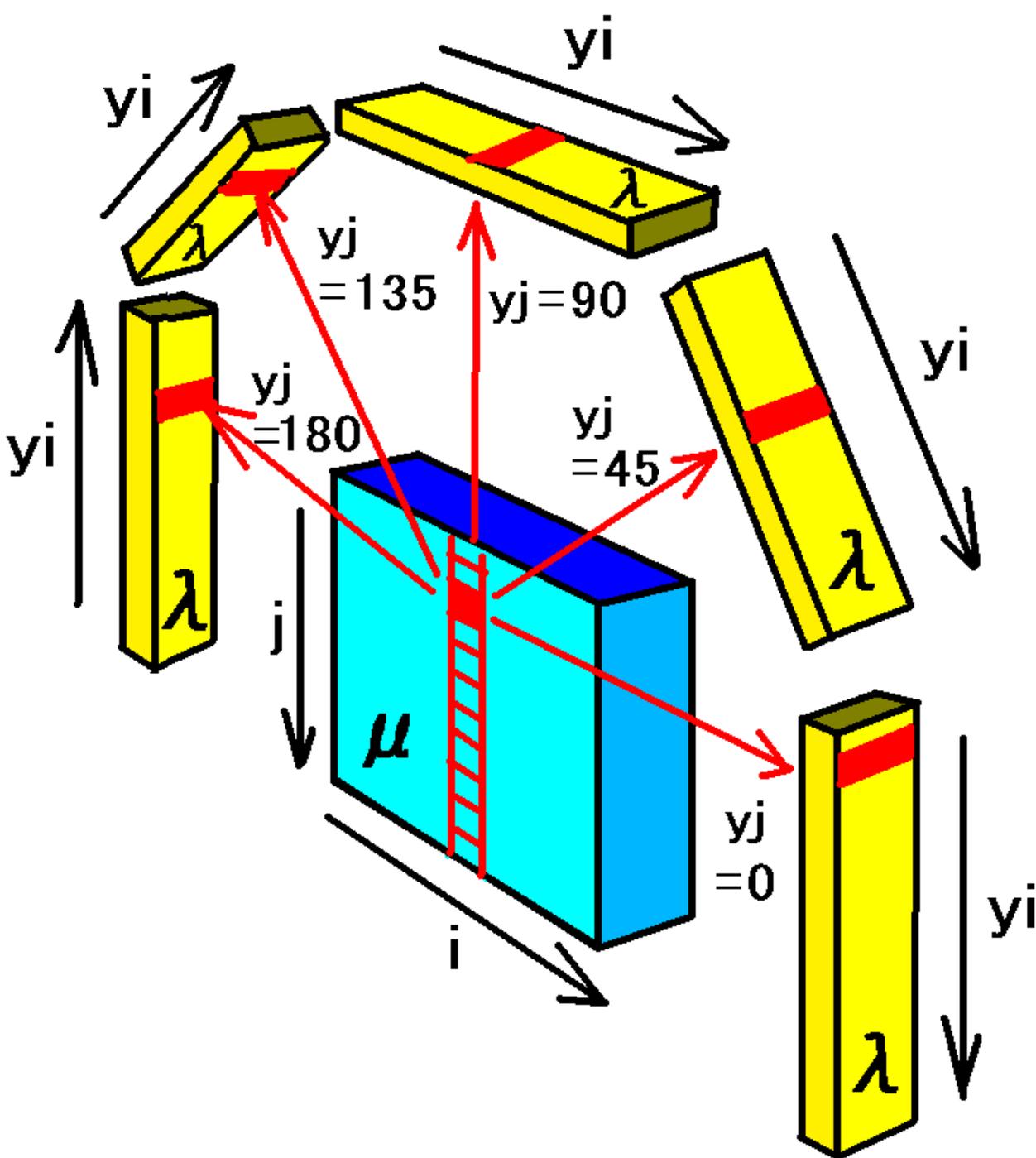
サイノグラム

$\lambda[y_i][y_j]$

再構成画像

$\mu[i][j]$

4次元の変数による繰り返し計算



# 逐次近似再構成法 Iterative Reconstruction

アーチファクトが少ない再構成だが、長い計算時間が必要。

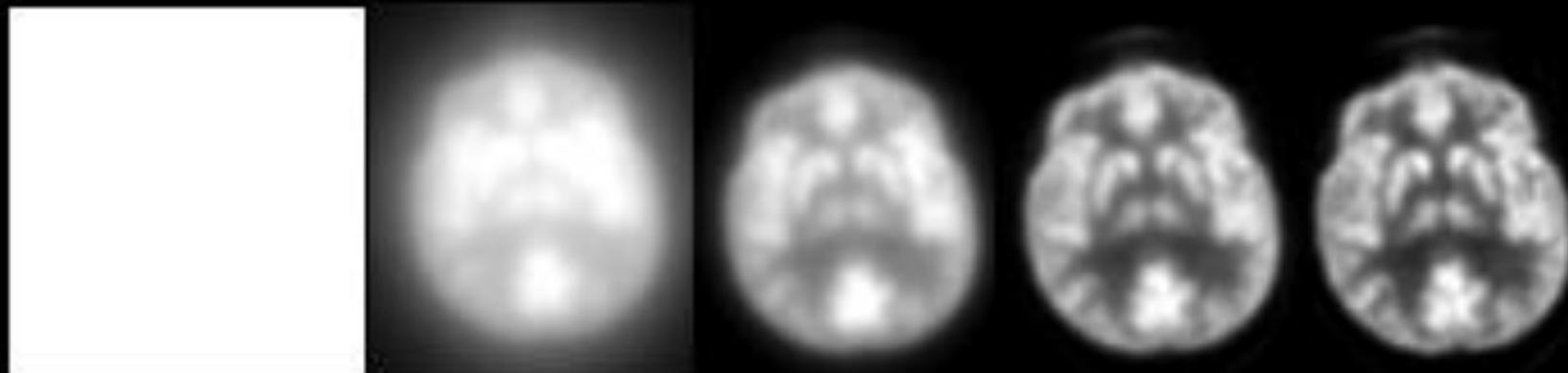
**MLEM** (Maximum Likelihood Expectation Maximization)

は、透視データを間引かず使って再構成画像を逐次近似。

**OSEM** (Ordered Subsets Expectation Maximization)

は、透視データを間引いて逐次近似し、計算速度を上げる。

**OSEM 計算結果** 繰り返し回数を多くするほど画像が鮮明化。



繰り返し  $k = 0$

$k = 2$

$k = 4$

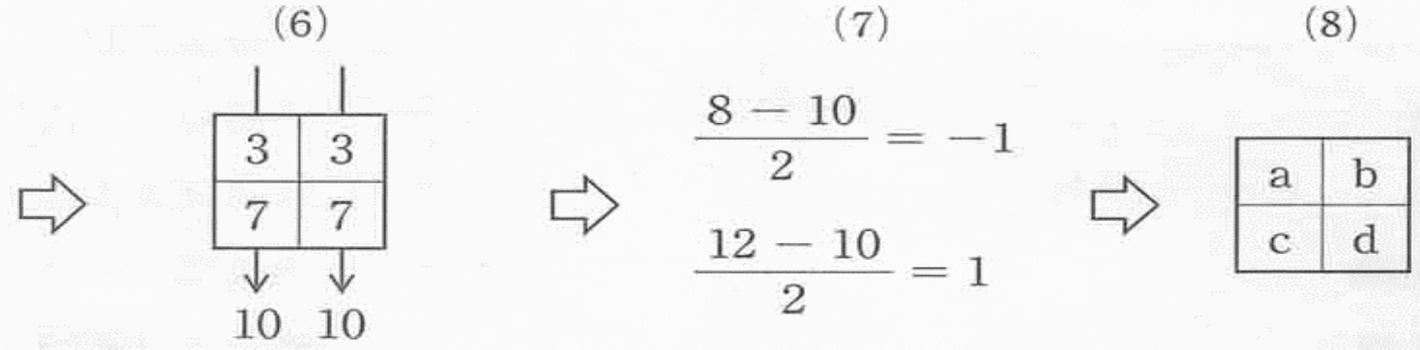
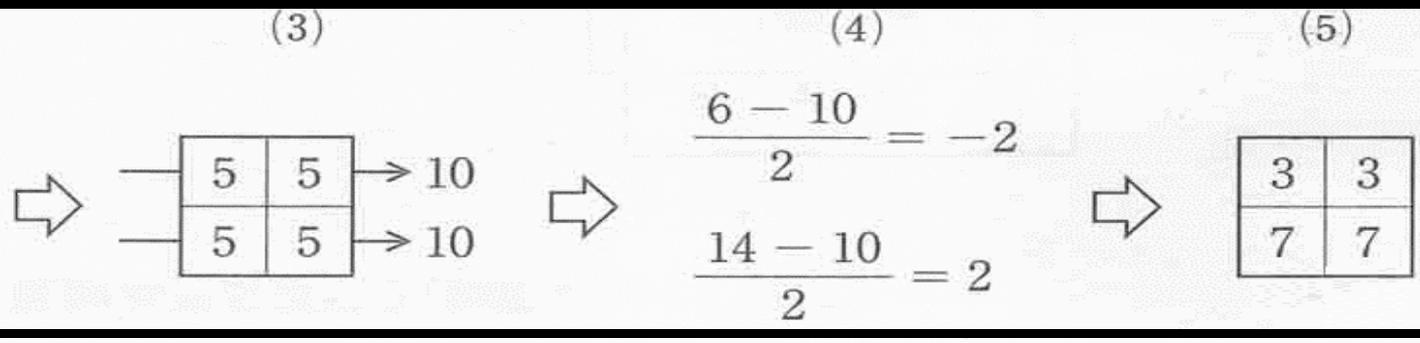
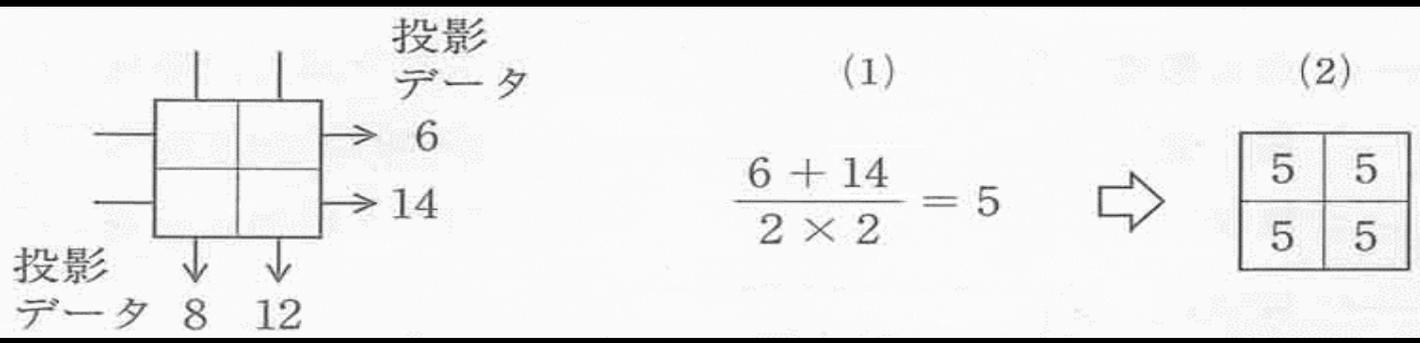
$k = 10$

$k = 20$

# 平成27年 国家試験 解答 2

2方向からの投影データを基に、 $2 \times 2$ 画素からなるCT画像を逐次近似法 (ART (algebraic reconstruction technique) 法) にて再構成する手順を図に示す。

a ~ d の数値の組合せで正しいのはどれか。



- |    | a | b | c | d  |
|----|---|---|---|----|
| 1. | 1 | 5 | 7 | 7  |
| 2. | 2 | 4 | 6 | 8  |
| 3. | 3 | 3 | 5 | 9  |
| 4. | 4 | 2 | 4 | 10 |
| 5. | 5 | 1 | 3 | 11 |

**【問題 4-46】 (平成 12)**

視野 32 cm のガンマカメラで収集画素を 64×64 に設定したとき、画像に含まれる最高周波数(ナイキスト周波数)は何 cycle/cm か。

- |       |      |
|-------|------|
| 1. 10 | 2. 5 |
| 3. 4  | 4. 3 |
| 5. 1  |      |

〔注解〕 ナイキスト周波数を  $U_N$ 、標本化間隔を  $\Delta x$  とすると  $U_N$  は次式で表される。

$$U_N = \frac{1}{2 \Delta x}$$

5

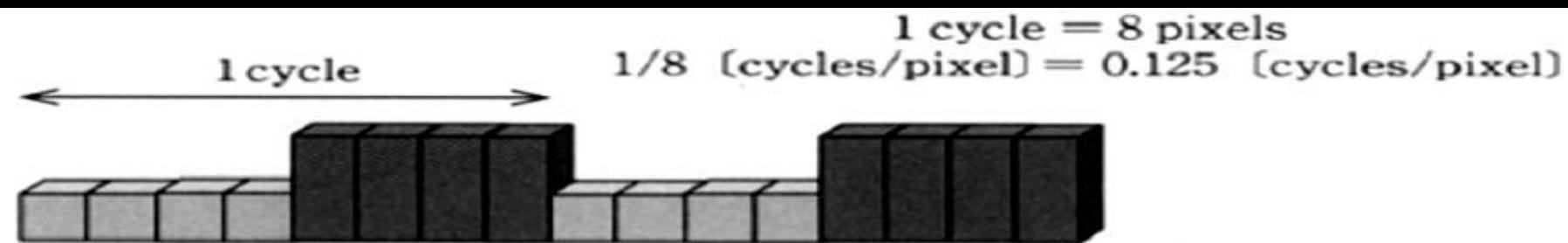
1画素長(標本間隔)は  $32 \text{ cm} / 64 = 0.5 \text{ cm}$

1/2波長が1画素長(1波長が2画素)の振動が、ナイキスト周波数。

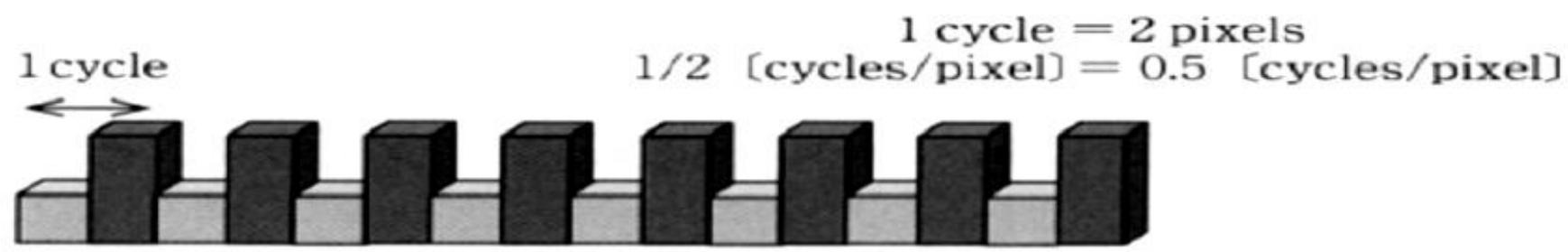
画像情報に含まれている最も細かい振動。

## i) 標本化定理とナイキスト周波数

ある関数  $g(x)$  が  $f$  [cycles/cm] 以上の周波数成分を含まないとき  $g(x)$  は  $1/(2f)$  [cm] のサンプリング間隔で標本化をおこなえば、この標本化のデータの集まりとして関数  $G(x)$  が完全に表現できる。これを **標本化定理** (sampling theorem) という。またこのとき、 $f$  を **最高周波数** (Nyquist frequency,  $N_q$ ) と呼ぶ。最高周波数以上の成分があると再生されたデータは折り返して再現される。この折り返し現象を **エイリアシング** (aliasing) という。



(a) 低周波成分



(b) 高周波成分

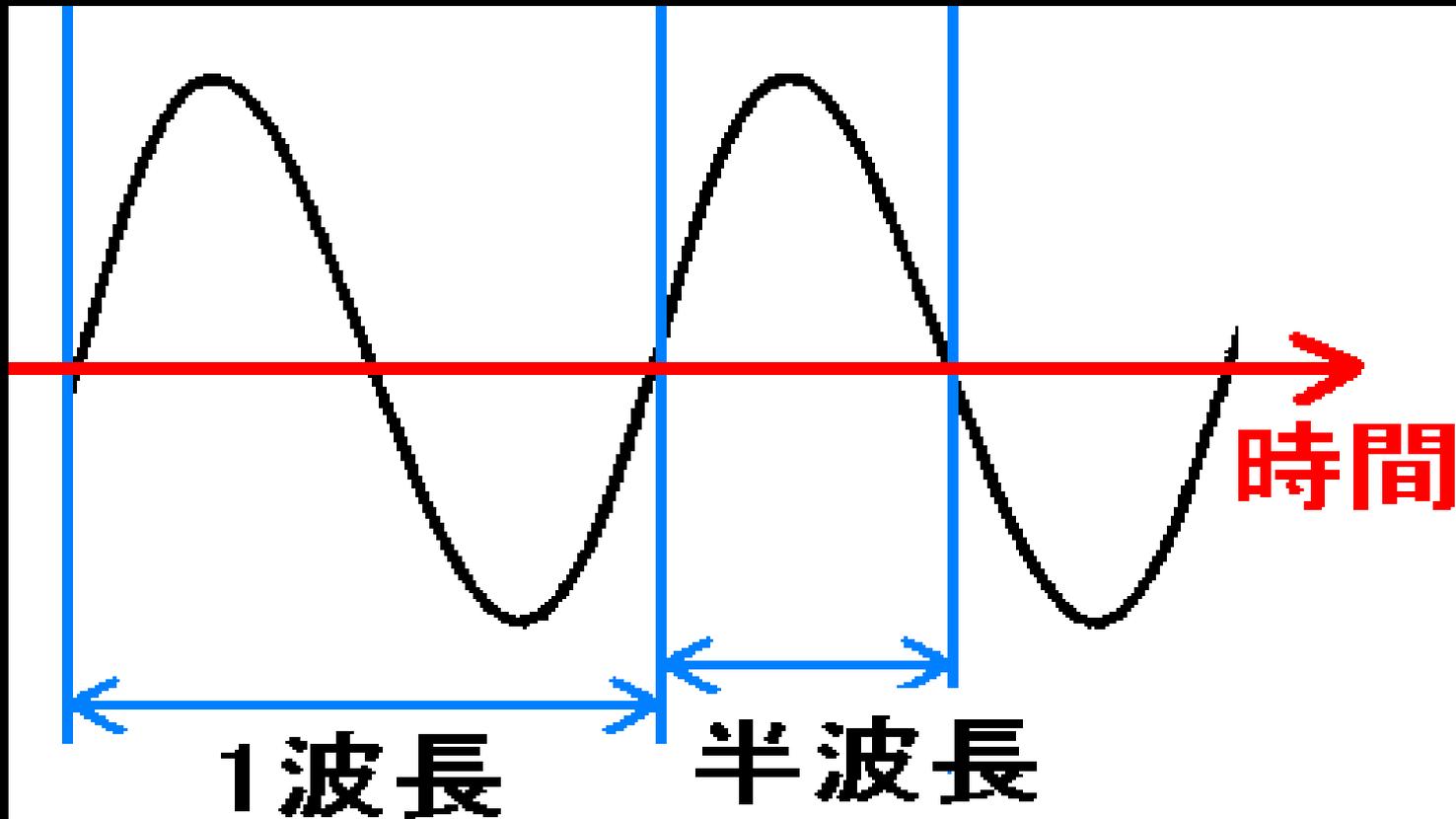
図 4・2 空間周波数の考え方  
低周波成分と高周波成分の違い

50 Hz未満の周波数成分で構成される心電図信号をAD変換するとき、理論的に使うことができるサンプリング周波数の下限はどれか。

1. 10 Hz
2. 25 Hz
3. 50 Hz
4. 75 Hz
5. 100 Hz

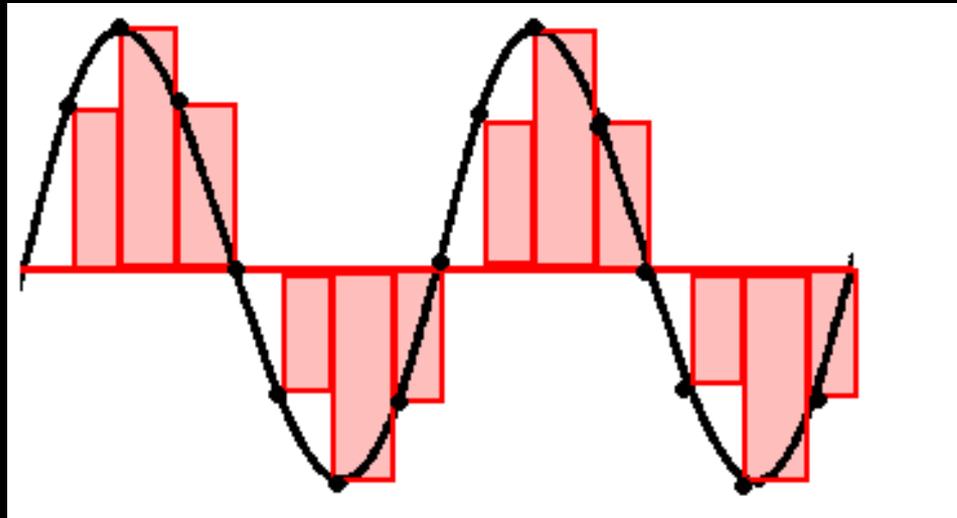
〔注解〕 サンプリング定理によると、アナログ信号をデジタル化する場合にはアナログ信号がもつ最高周波数の2倍以上の周波数でサンプリングしなければならない。したがって、上限周波数が50Hzであれば、その2倍のサンプリング周波数、つまり100Hzがサンプリング周波数の下限となる。 図 5

50Hz(ヘルツ: 周波数の単位)の信号とは、  
1秒間に50個の振動(1波長)がある信号。  
1秒間に50回振動する波の信号は50Hz  
(1波長は  $1/50 = 0.02$  秒)



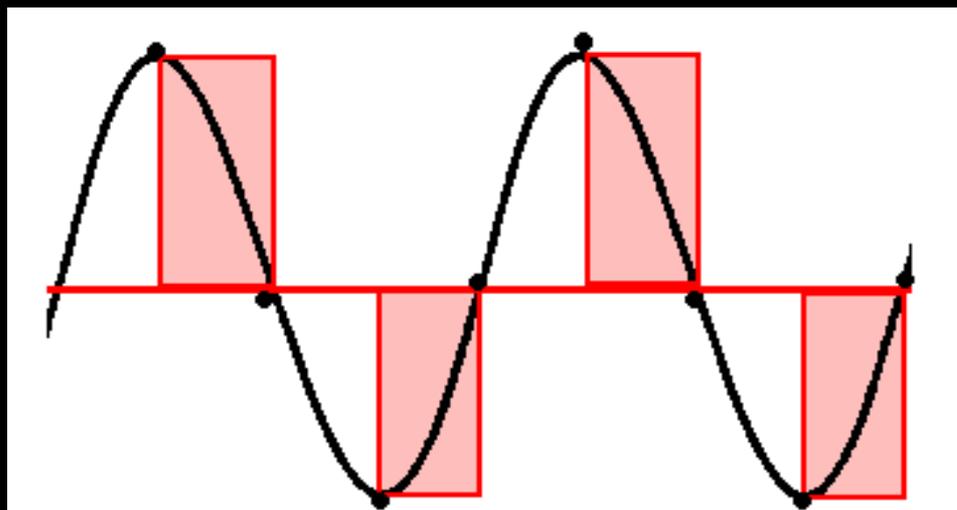
# AD変換のサンプリング定理

アナログ波形を崩さずにデジタル信号に量子化するためには  
波形の半波長より短いサンプリング間隔にしなければならない。



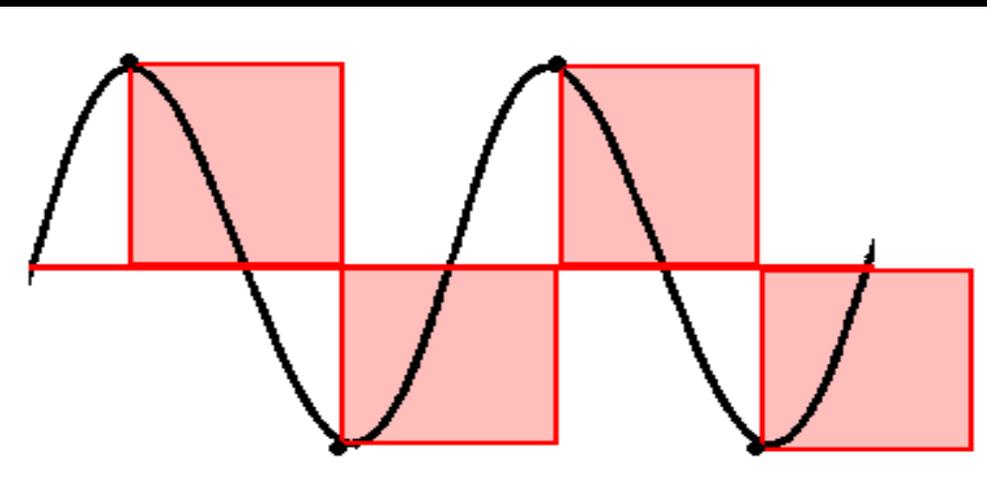
波長を8分割したサンプリング  
(信号の8倍の周波数での  
サンプリング)

かなりアナログ波形の形状を  
保った量子化ができています。



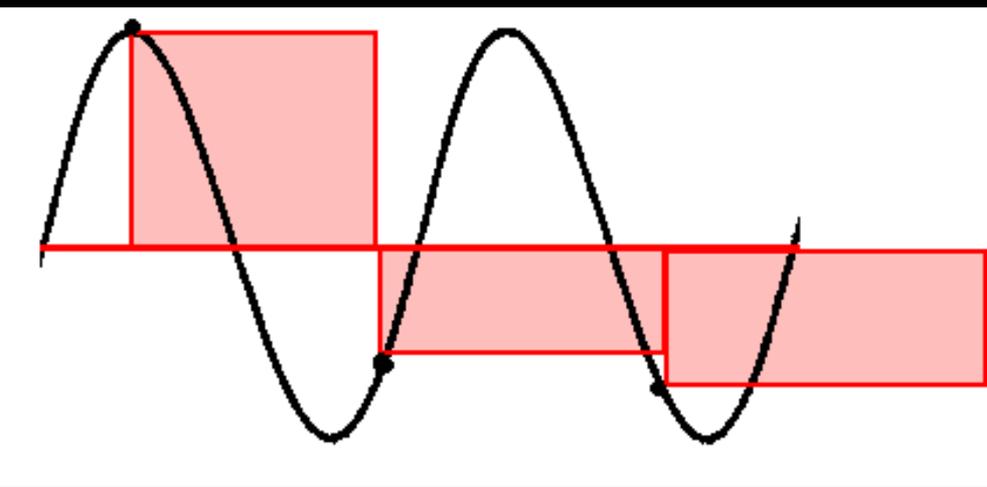
波長を4分割したサンプリング  
(信号の4倍の周波数での  
サンプリング)

アナログ波形の波長はわかるが、  
形状があまり保たれていない  
量子化がされている。



波長を2分割したサンプリング  
(信号の2倍の周波数での  
サンプリング)

アナログ波形の波長はわかるが、  
形状が保たれていない量子化が  
行われている。



半波長をこえたサンプリングでは  
(信号の2倍より低い周波数での  
サンプリング)

アナログ波形の波長も、形状も  
わからない量子化がされている。

最低でも、もとの信号の波長、周波数が判る量子化をしないと、  
デジタル変換の意味が無い。

AD変換のサンプリング間隔は、データ波長の半分以下の時間にする  
(データ周波数の2倍以上の周波数でサンプリングする)。

# 2005年国家試験

問題 60 視野 50 cm のガンマカメラで 2 倍拡大撮影する場合、  
収集マトリックスを  $128 \times 128$  とすると、  
ナイキスト周波数(cycles/cm)はどれか。

1. 5.12    2. 2.56    3. 1.28    4. 0.64    5. 0.32

## 解答 2

1/2波長が1画素長の振動が、ナイキスト周波数。  
(波長が2画素の振動が、ナイキスト周波数。)

128 画素に 25cm の像が入るので、  
1画素は、 $(25/128)$  cm

ナイキスト周波数の波長は、 $2 \times 25 / 128 = 50 / 128$  cm  
ナイキスト周波数は、逆数の  $128 / 50 = 2.56$  (/cm)

# 平滑化フィルタ 実空間での雑音除去フィルタ

フィルタ処理前後で画素値の総和が変わらないように  
フィルタ内成分の和が1になっていることに注目。

$\frac{1}{9}$	$\frac{1}{9}$	$\frac{1}{9}$
$\frac{1}{9}$	$\frac{1}{9}$	$\frac{1}{9}$
$\frac{1}{9}$	$\frac{1}{9}$	$\frac{1}{9}$

## 移動平均フィルタ（成分値が全部同じ）

最も単純な 3x3 スムージングフィルタ。  
中央画素の重み付けがない。  
輪郭の鮮明さが損なわれる。

$\frac{1}{10}$	$\frac{1}{10}$	$\frac{1}{10}$
$\frac{1}{10}$	$\frac{2}{10}$	$\frac{1}{10}$
$\frac{1}{10}$	$\frac{1}{10}$	$\frac{1}{10}$

0	0	$\frac{1}{13}$	0	0
0	$\frac{1}{13}$	$\frac{1}{13}$	$\frac{1}{13}$	0
$\frac{1}{13}$	$\frac{1}{13}$	$\frac{1}{13}$	$\frac{1}{13}$	$\frac{1}{13}$
0	$\frac{1}{13}$	$\frac{1}{13}$	$\frac{1}{13}$	0
0	0	$\frac{1}{13}$	0	0

## 荷重平均フィルタ

（成分値が中心部で大きい）

輪郭の鮮明さを維持するために  
中心部に重みを付けた  
3x3, 5x5 スムージングフィルタ。

# 平成18年 国家試験

問題97 3×3の空間フィルタを示す。画像の鮮鋭化に用いるのはどれか。  
ただし、数字は重み係数を示す。

1.

$\frac{1}{16}$	$\frac{2}{16}$	$\frac{1}{16}$
$\frac{2}{16}$	$\frac{4}{16}$	$\frac{2}{16}$
$\frac{1}{16}$	$\frac{2}{16}$	$\frac{1}{16}$

2.

$\frac{1}{9}$	$\frac{1}{9}$	$\frac{1}{9}$
$\frac{1}{9}$	$\frac{1}{9}$	$\frac{1}{9}$
$\frac{1}{9}$	$\frac{1}{9}$	$\frac{1}{9}$

3.

-1	-1	-1
0	0	0
1	1	1

4.

-1	0	1
-2	0	2
-1	0	1

5.

0	-1	0
-1	5	-1
0	-1	0

解答 5

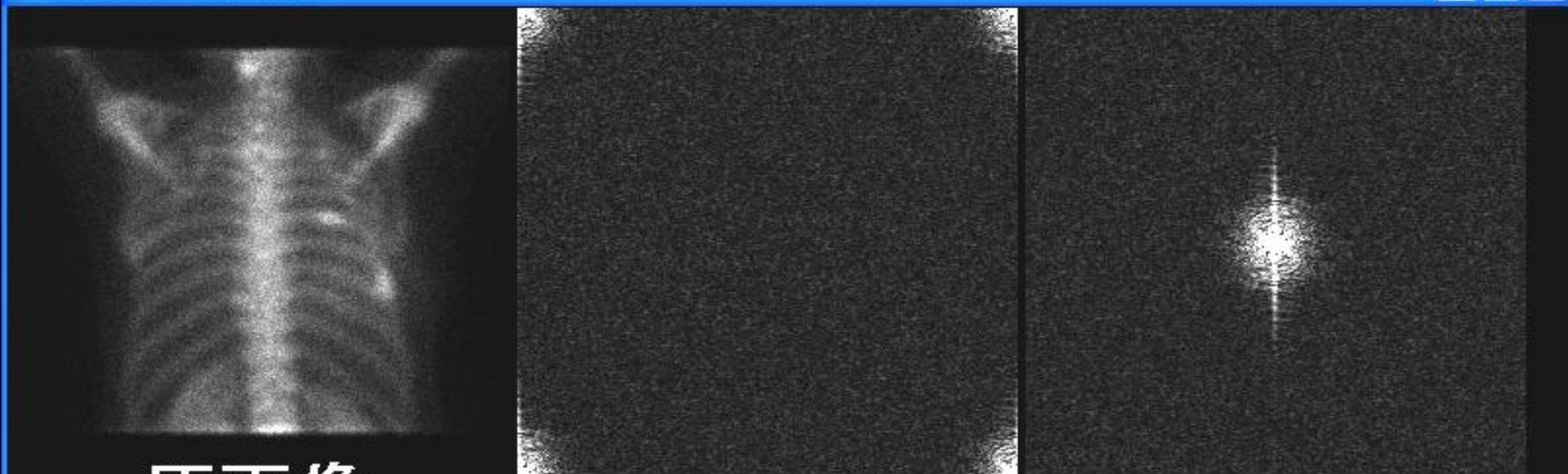


**先鋭化フィルタ** アンシャープマスキング。

ぼやけた部位をマスクする。  
上下および左右方向に画素値が大きく変化する  
部位(輪郭)の強調

# 画像をフーリエ変換する。

Quantified PET Image

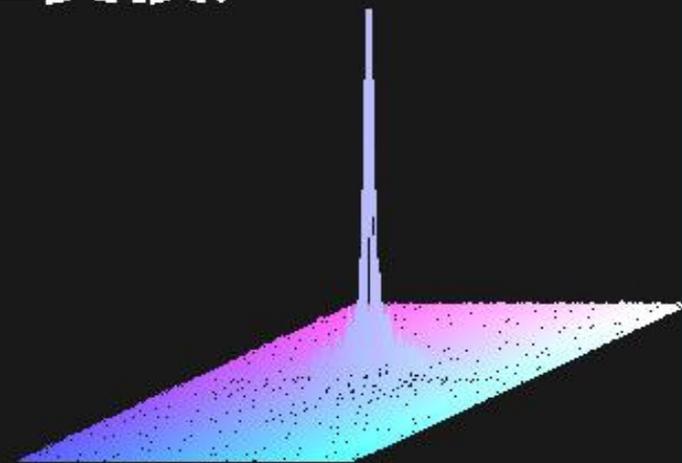


原画像

FFT(高速フーリエ変換)



逆FFT (IFFT)



周波数スペクトル

2次元 FFT の出力である 2次元周波数分布は、

原点 (0,0) の値は 直流成分 = 画素値の総和

画像の画素値合計が周波数分布原点の成分値

原点近傍の成分は、低周波画像成分。

= 緩やかな変化成分。

辺縁の成分 (ナイキスト周波数に近い成分) は、

高周波画像成分。 = 細かい変化成分。

ナイキスト周波数 (0.5 cycles / pixel) 以上の

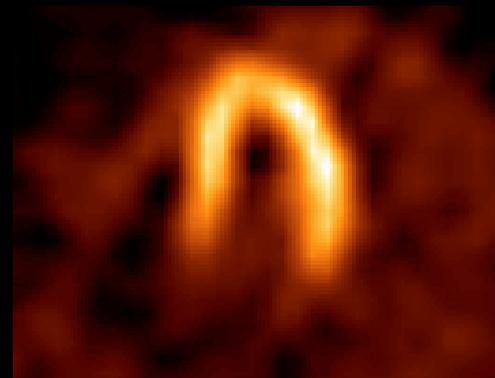
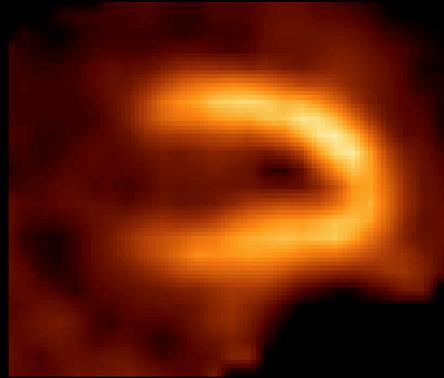
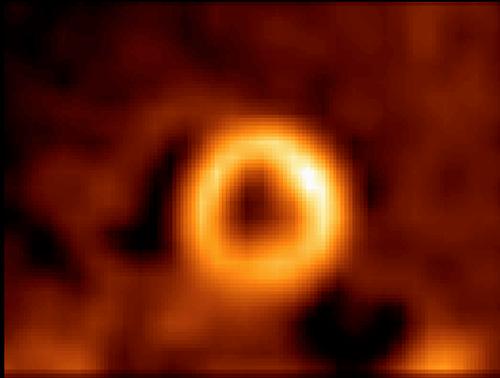
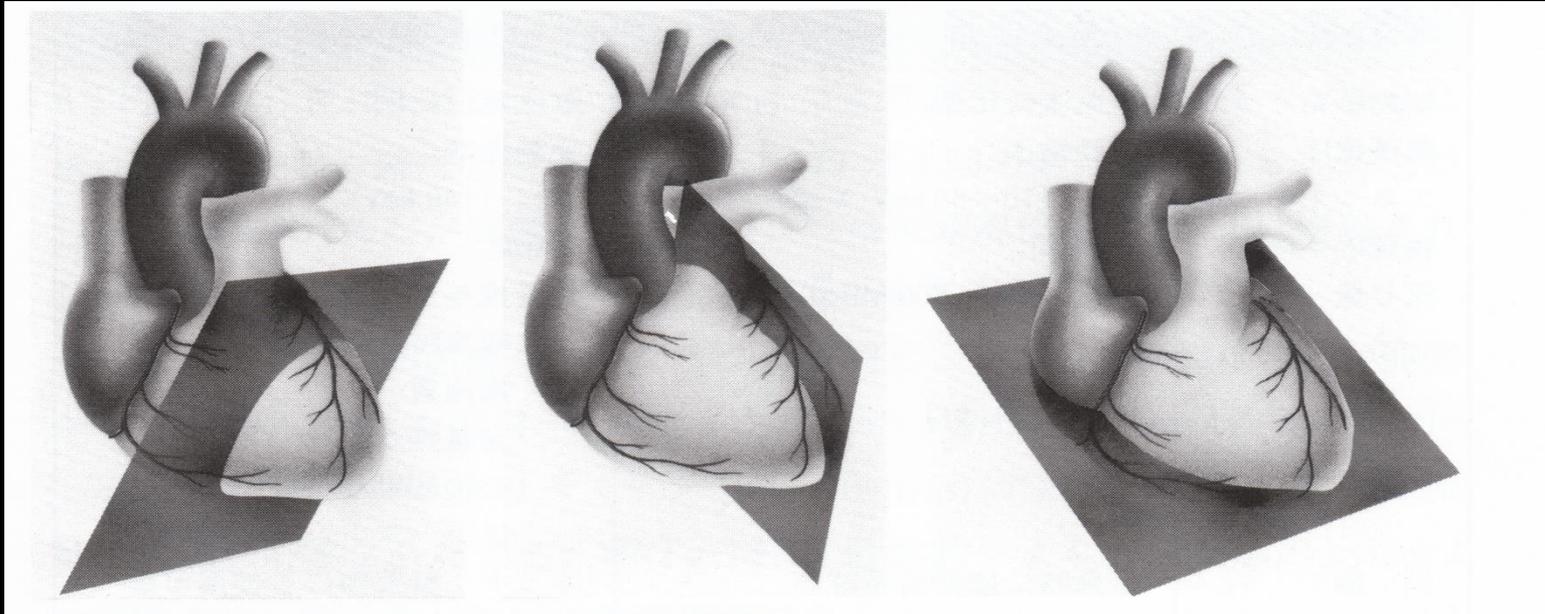
周波数成分は0 (あったとしてもノイズのみ)

左室心筋の断層像を切り直す処理。  
左室の長軸に合わせて切り直した3種類の断面像を作成する。

短軸断層像

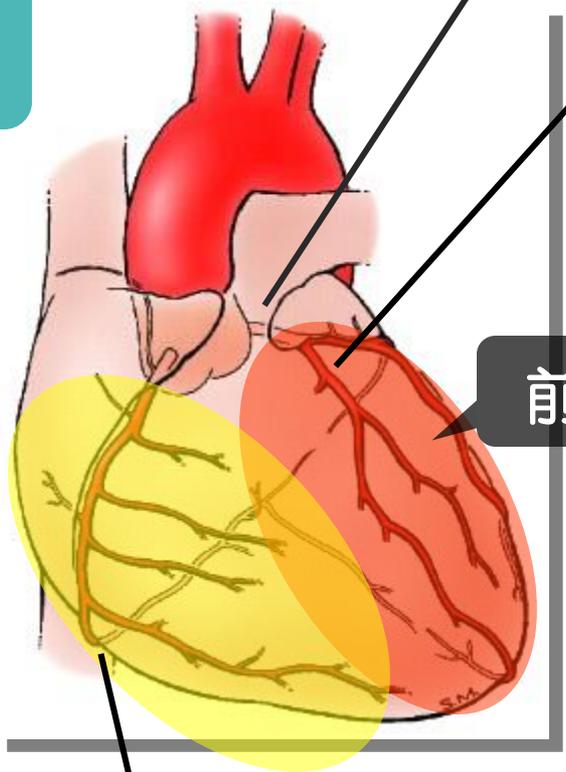
長軸矢状断層像

長軸水平断層像



# 冠動脈

正面



左冠動脈(LCA)

左前下行枝(LAD)

左回旋枝(LCX)

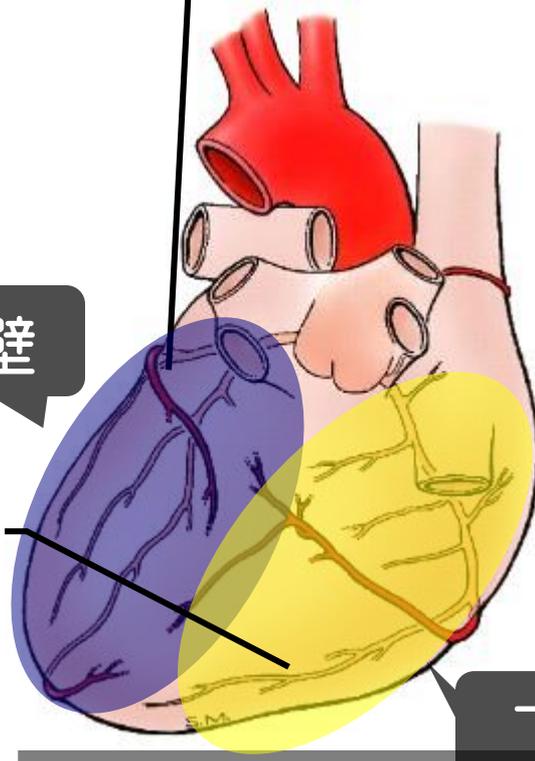
前壁

側壁

右冠動脈(RCA)

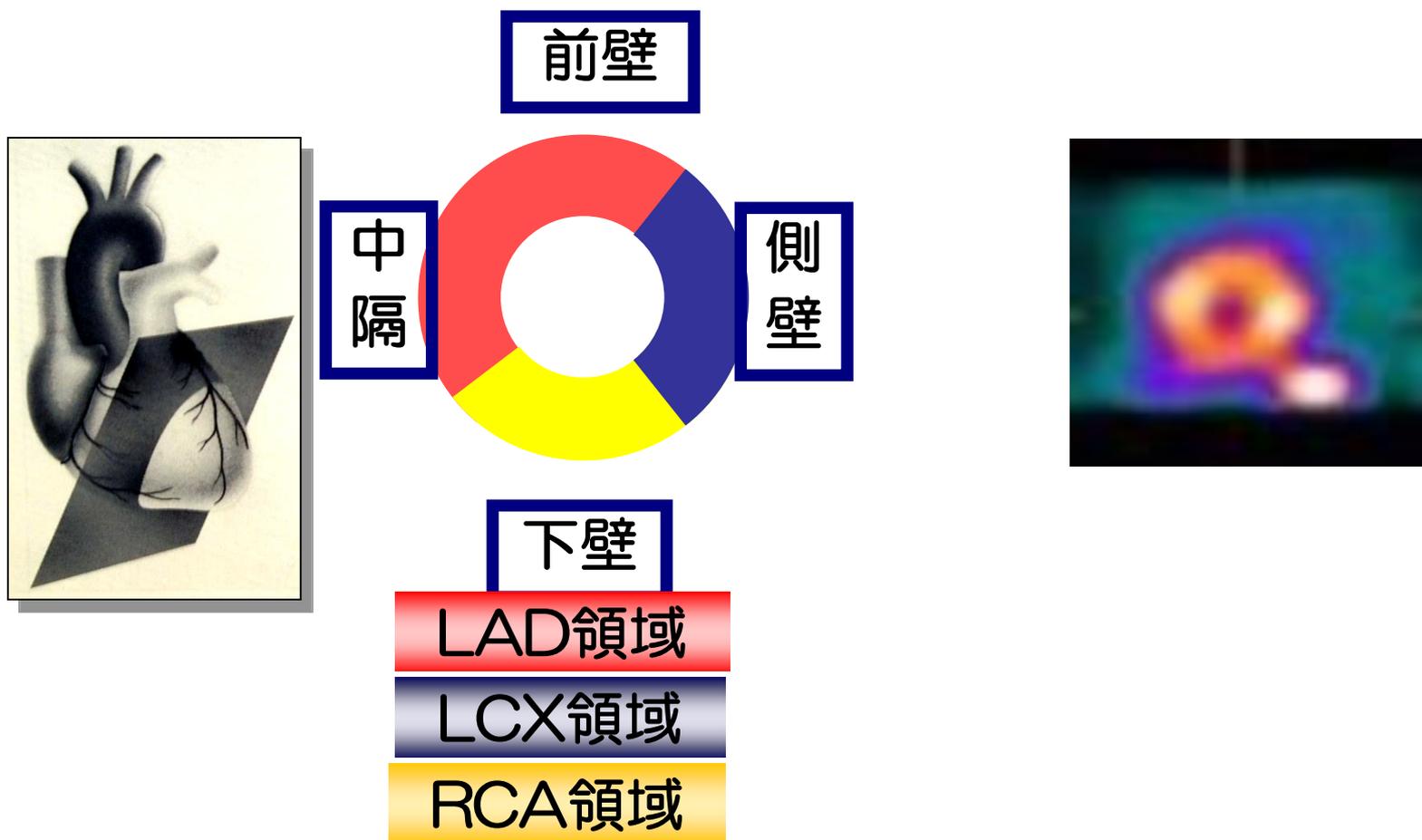
背面

下壁



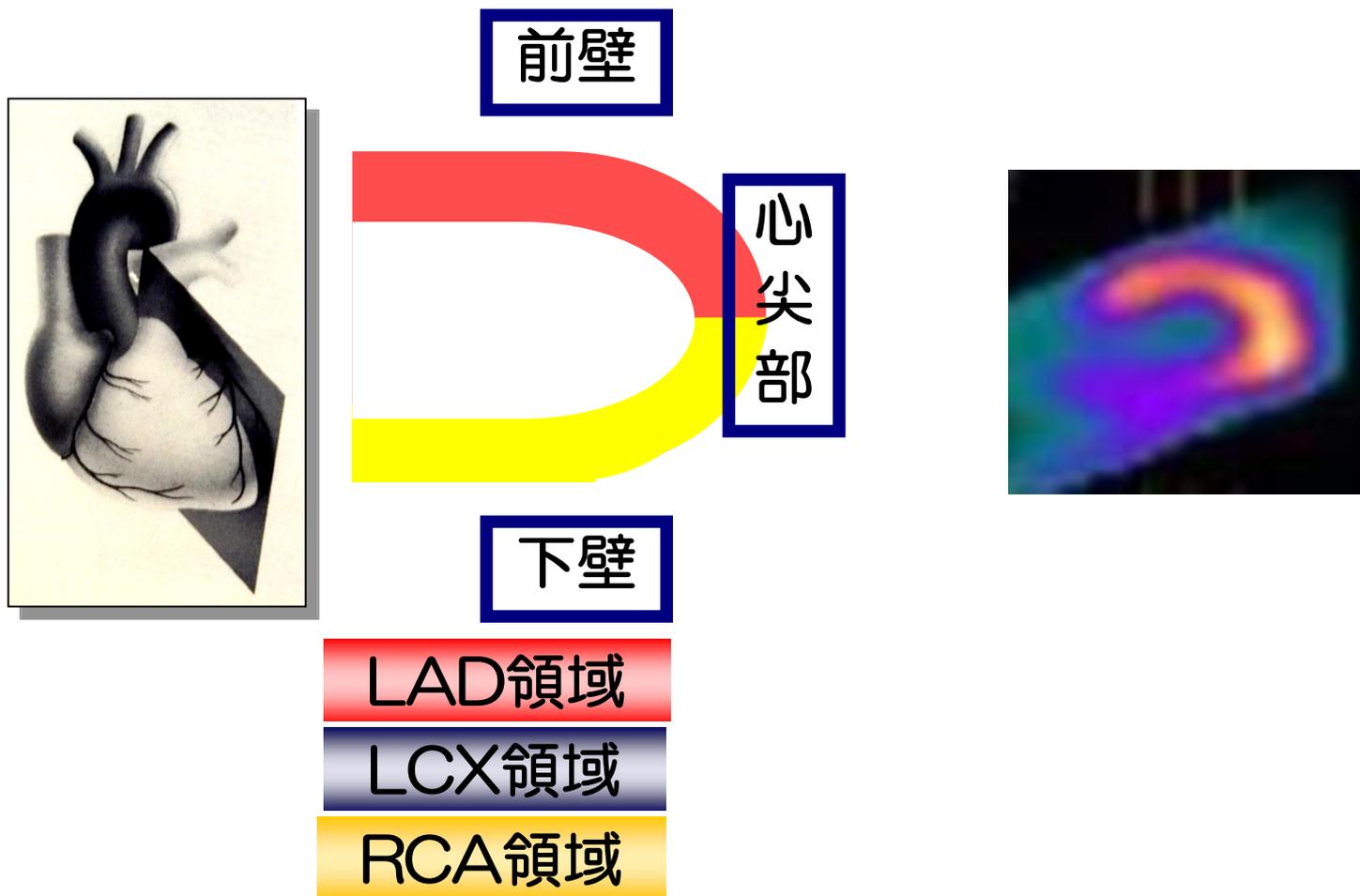
# 心筋SPECT各断層像

- 短軸断層像 Short Axial



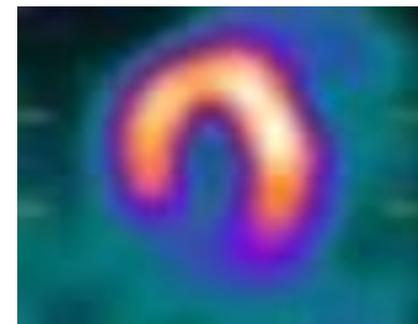
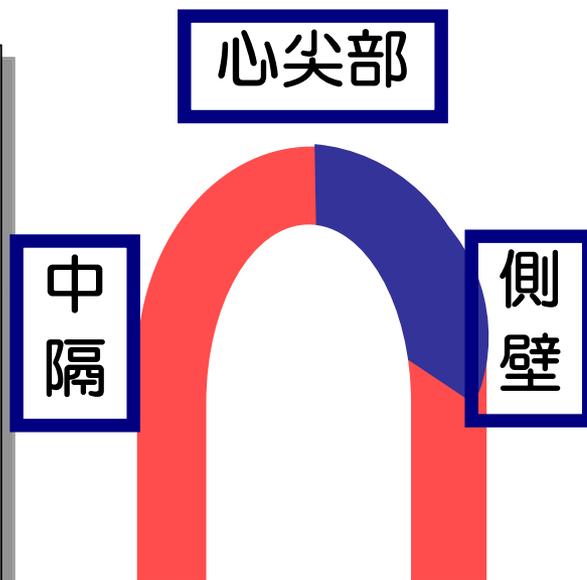
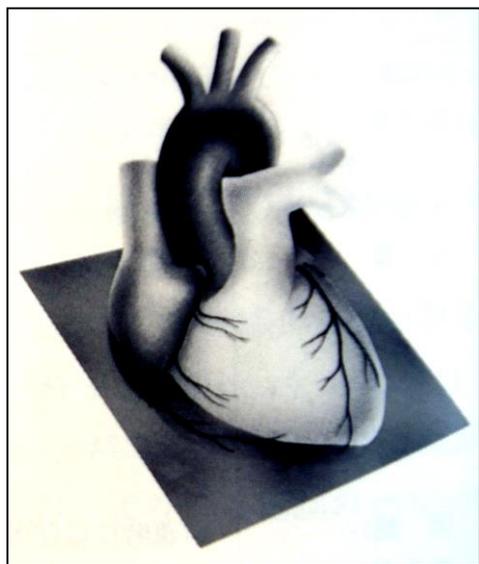
# 心筋SPECT各断層像

- 長軸垂直断層像 Vertical Long Axis



# 心筋SPECT各断層像

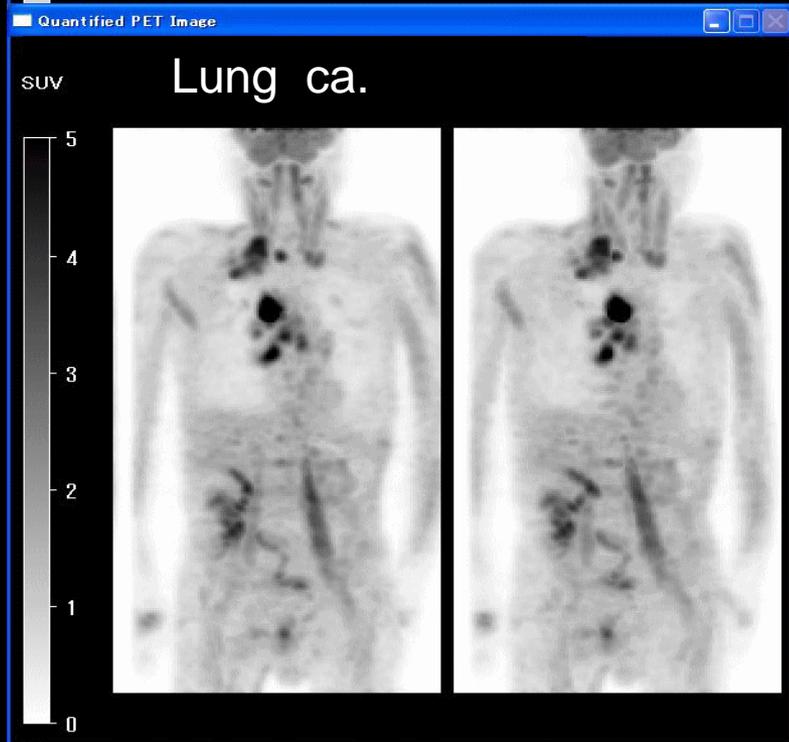
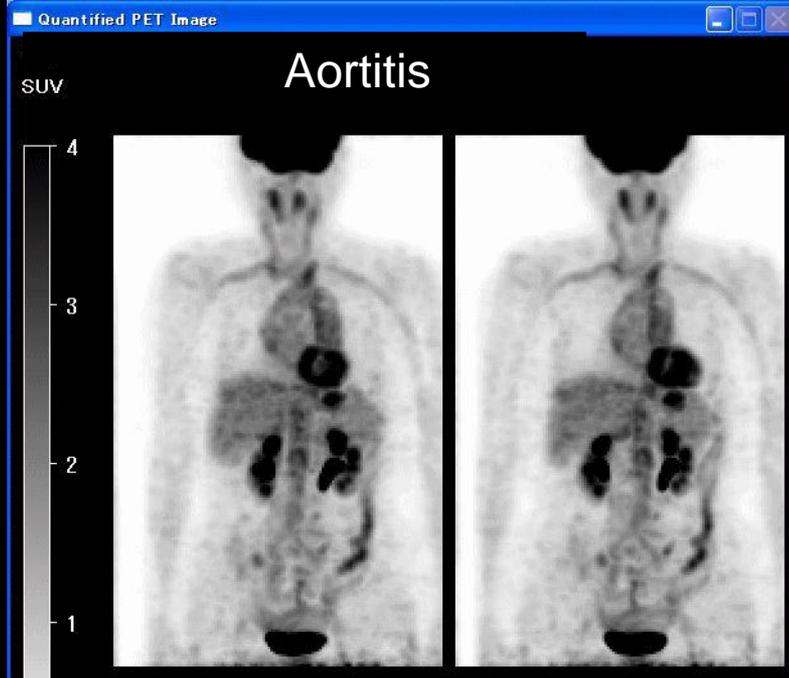
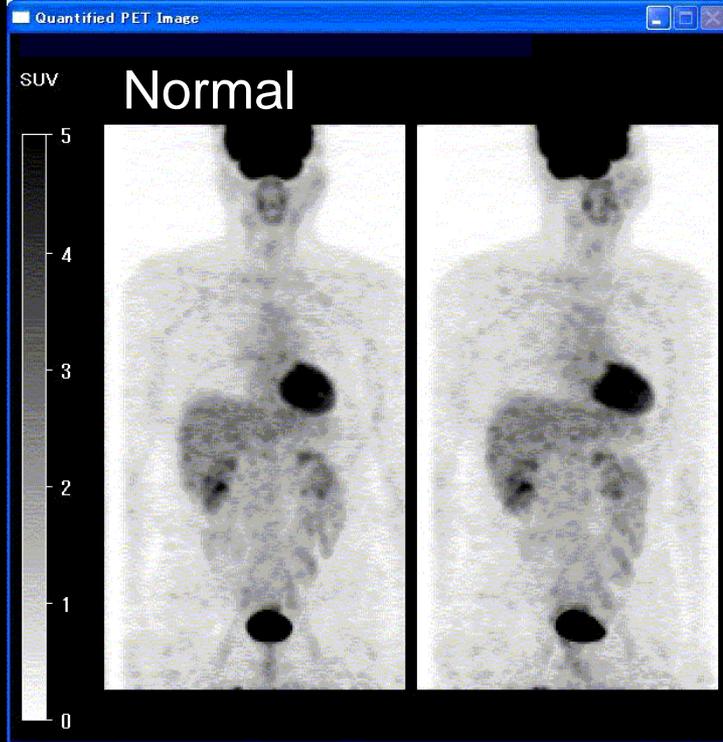
- 長軸水平断層像 Horizontal Long Axis



LAD領域

LCX領域

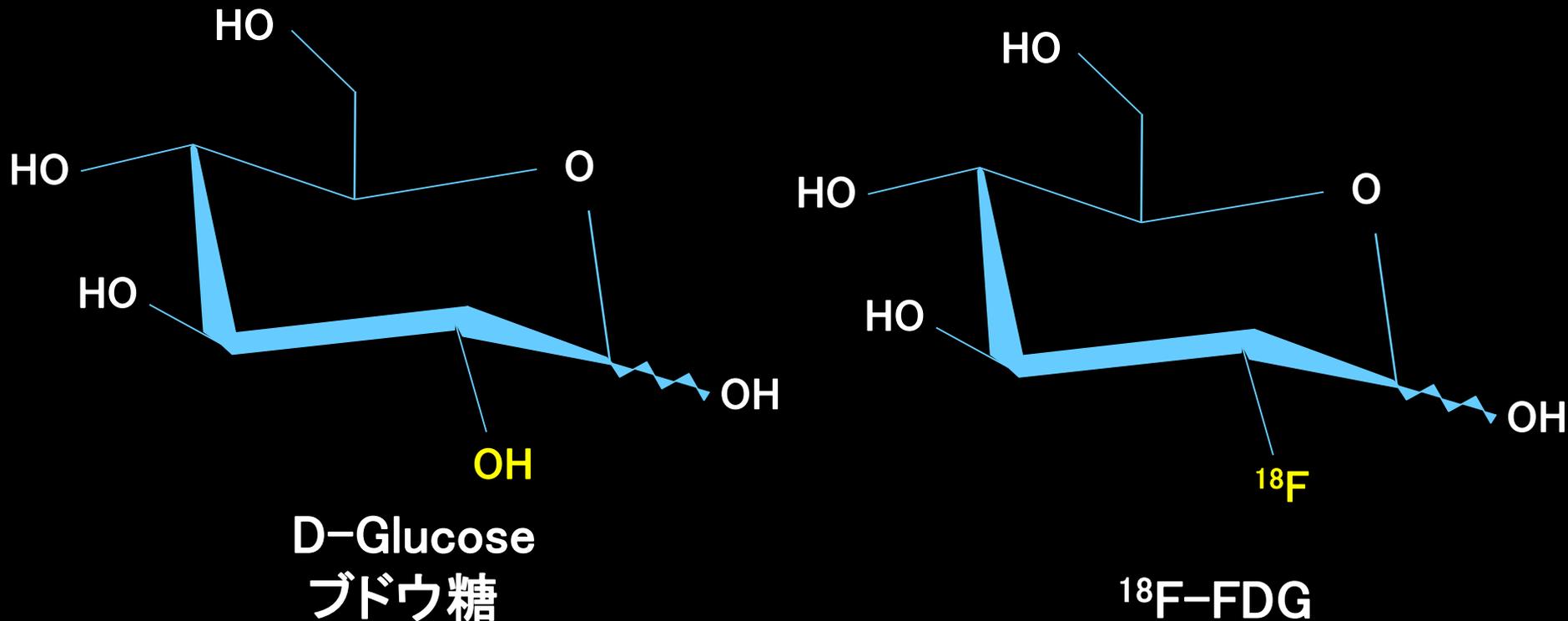
RCA領域



# $^{18}\text{F}$ -FDG PET

腫瘍、炎症のほかに  
脳、尿、ときに心筋へ  
正常集積を認める。

$^{18}\text{F}$ -FDG (Fluoro Deoxy Glucose)は、ブドウ糖の類似物質(analog)で、ブドウ糖と同様に組織に摂取されるが、代謝されないので組織内に長く停滞し、脳や病変のブドウ糖定量画像収集に有用な薬剤となる。  
(ただし、**肝細胞、高分化型肝細胞癌には取込まれにくい。**)



# FDG-PET の健康保険適用疾患

1. てんかん
2. 虚血性心疾患  
心サルコイドーシス
3. 悪性腫瘍（早期胃癌を除く）  
（病理診断で悪性病変と確定した症例に限る）
4. 血管炎 高安動脈炎など  
（平成30年から）

# SUV (Standardized Uptake Value)

$$\text{SUV} = \frac{\text{病変の放射能濃度 (Bq/ml)}}{\text{体内平均放射能濃度 (Bq/ml)}} \\ \left( \frac{\text{投与量 (Bq)}}{\text{体重 (g)}} \right)$$

病変の放射能濃度が

体内平均の何倍かを示す半定量値。

分子と分母の放射能は時刻を合わせる  
(半減期補正をする)必要がある。

10時に200 MBqであった $^{18}\text{F}$ -FDGを10時55分に患者に投与した。  
11時50分に撮影を開始し、13時40分に解析を行ったところ、  
病巣部の放射能測定値は $12,000 \text{ Bq/cm}^3$ であった。SUV値はどれか。  
ただし、患者は身長150 cm、体重50 kgとし、人体の密度を $1 \text{ g/cm}^3$ 、  
 $^{18}\text{F}$ の物理的半減期を110分とする。

1. 3            2. 6            3. 9            4. 30            5. 60

撮像開始時刻の11時50分における放射能を計算する。

患者体内の放射能は、 $200 \times (1/2) = 100 \text{ MBq}$

体内平均濃度は、 $100 \text{ MBq} / 50 \text{ kg} = 2000 \text{ Bq} / \text{ml}$

病変のSUVは、 $12000 / 2000 = 6.0$  (倍)

(SUVに定量的単位はない。SUVは半定量値である。)

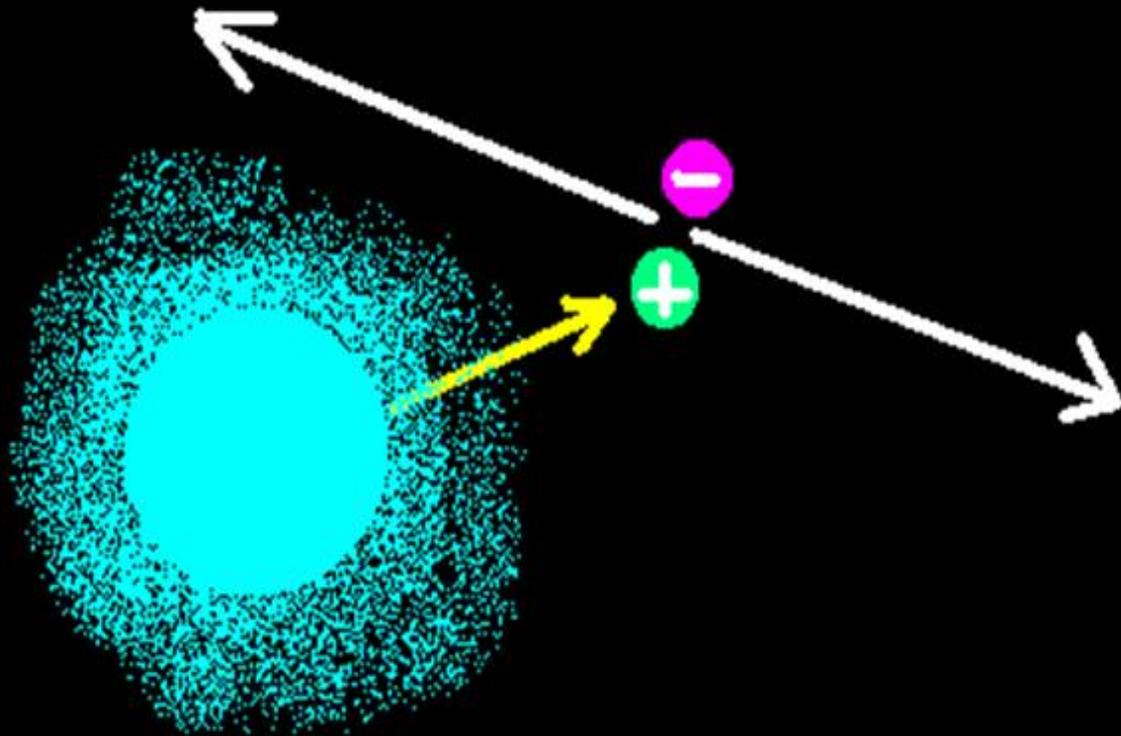
# ガンマカメラ

体内のガンマ線放出薬剤の  
分布(シンチグラム)を  
撮像する装置



# 陽電子消滅 (annihilation)

陽電子 (positron: 電子の反粒子。素粒子の一種) を放出する放射性核種の近傍において、陽電子と電子が結合して消滅し、1対の 0.51 MeV の消滅放射線を反対方向に放出。



## エネルギー保存則

電子質量  $m_e$  は

$$E = m_e c^2 = 0.51 \text{ MeV}$$

の放射線になる。

(鉛4mmでエネルギーが半減する程度の電磁波)

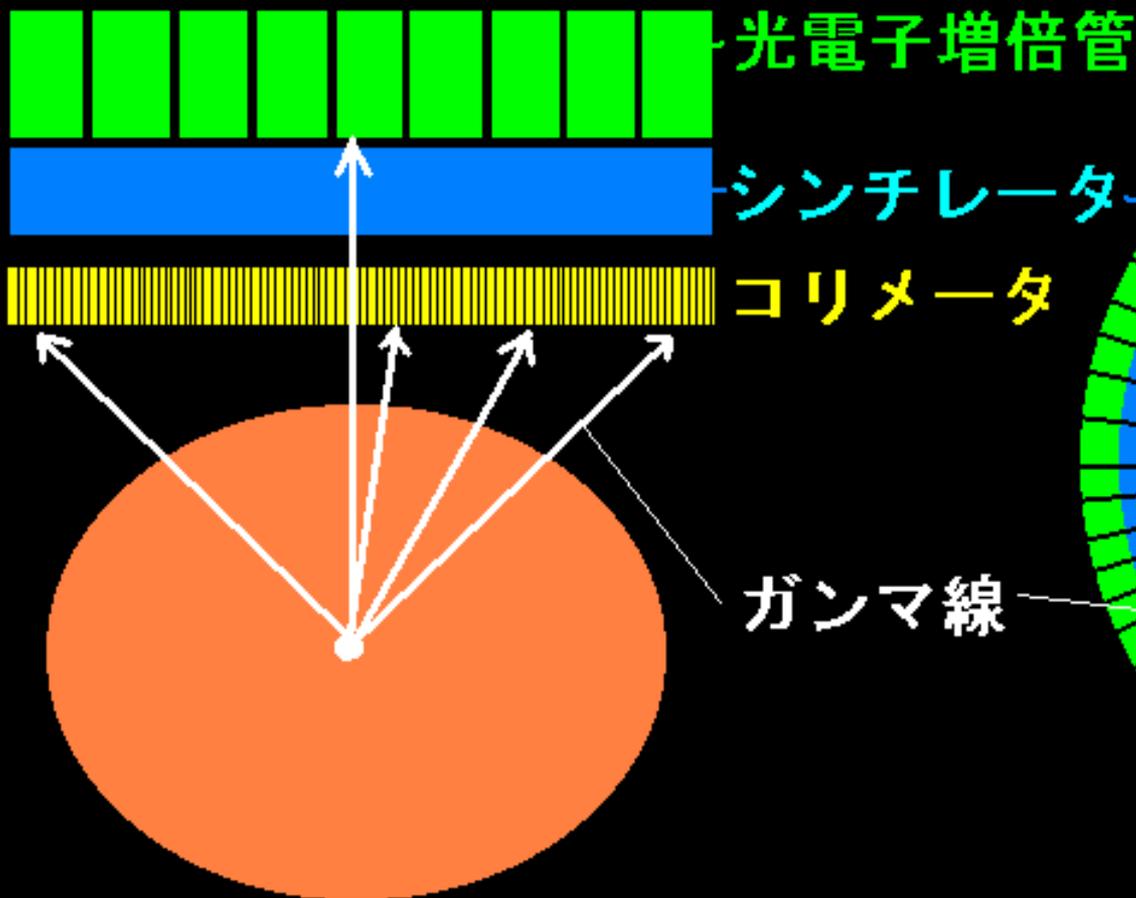
## 運動量保存則

2本の放射線は反対方向に放出

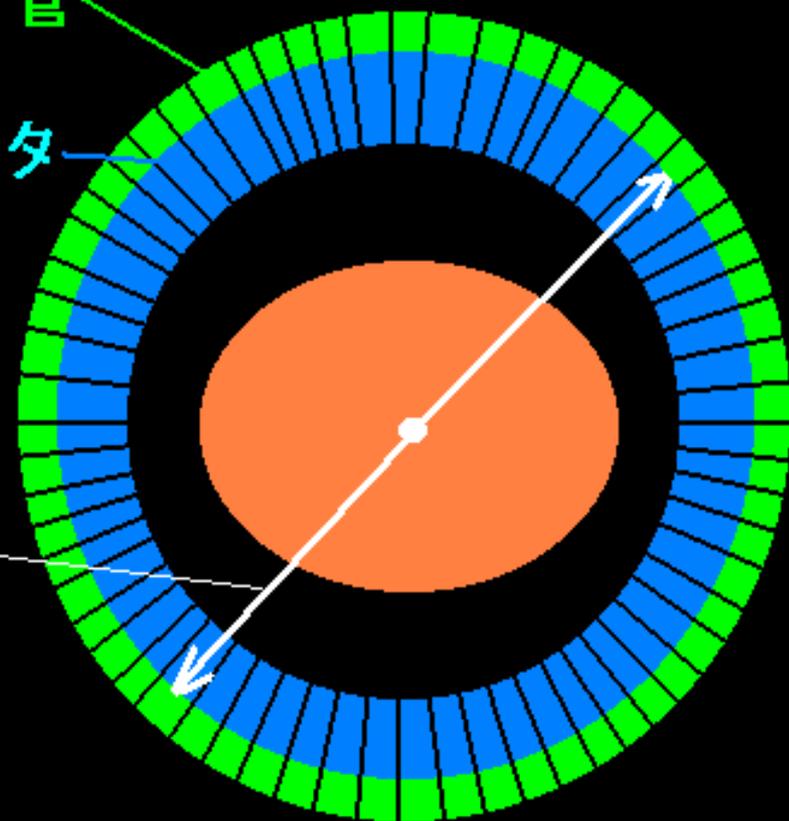
PETカメラは、コリメータがないので高感度。

コリメータは小さい孔を多数あけた鉛板。検出感度を下げる。

従来のシンチカメラ

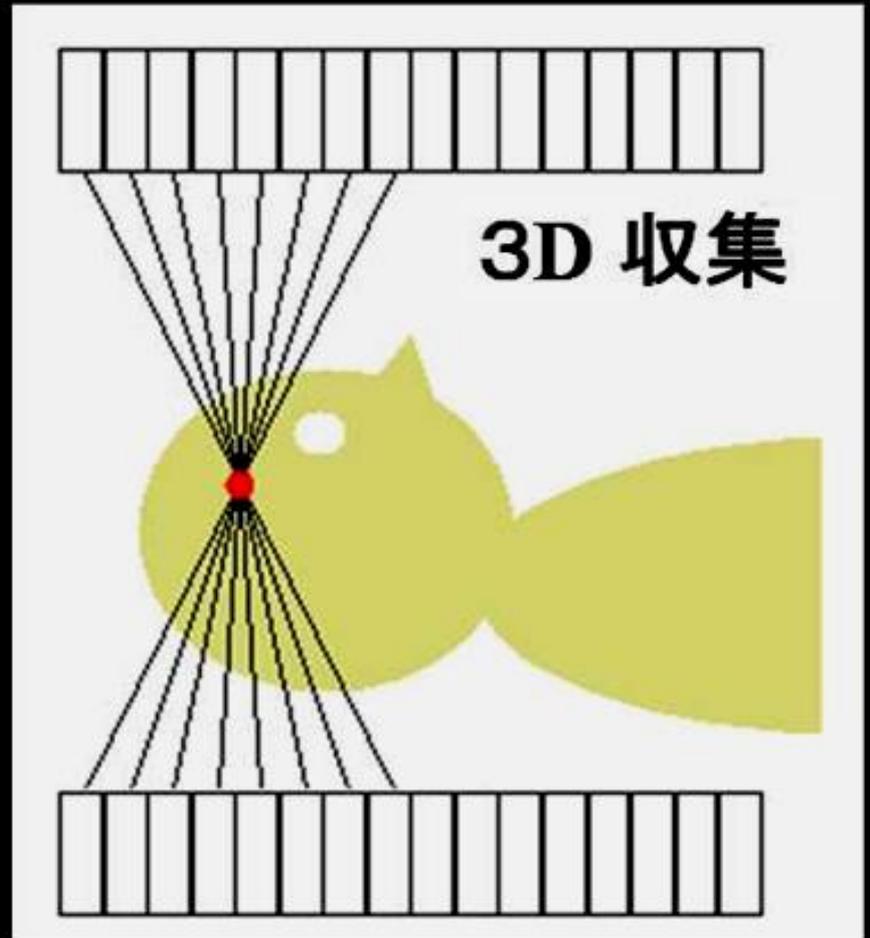
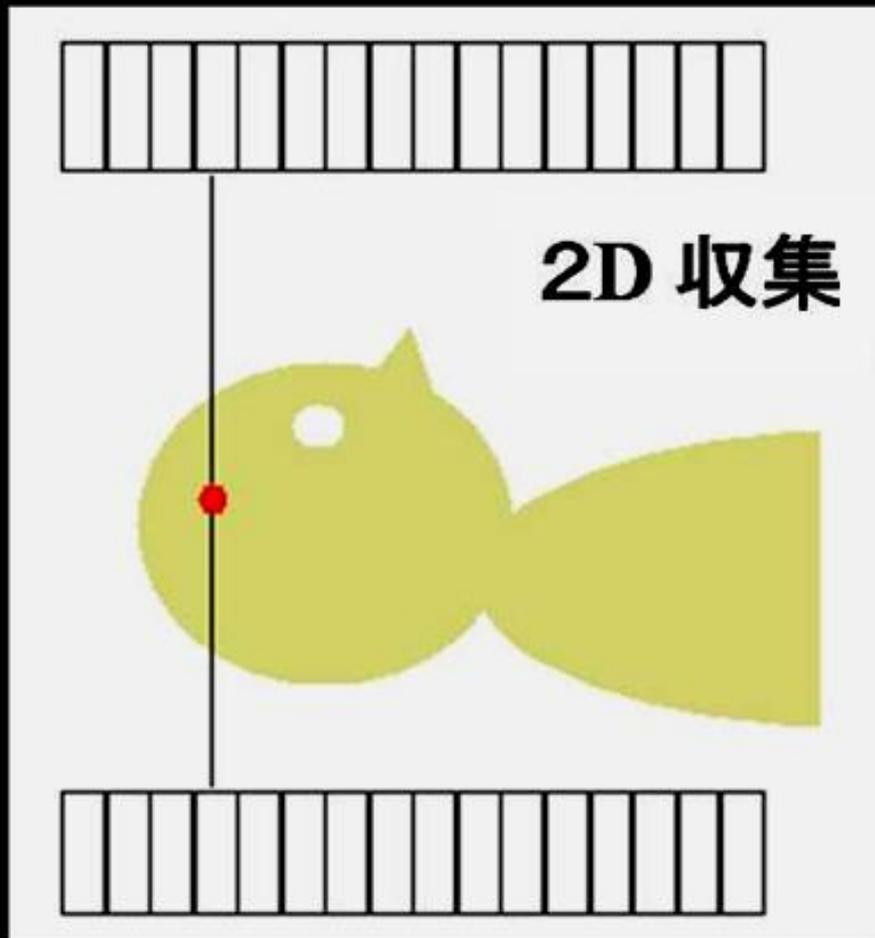


PET



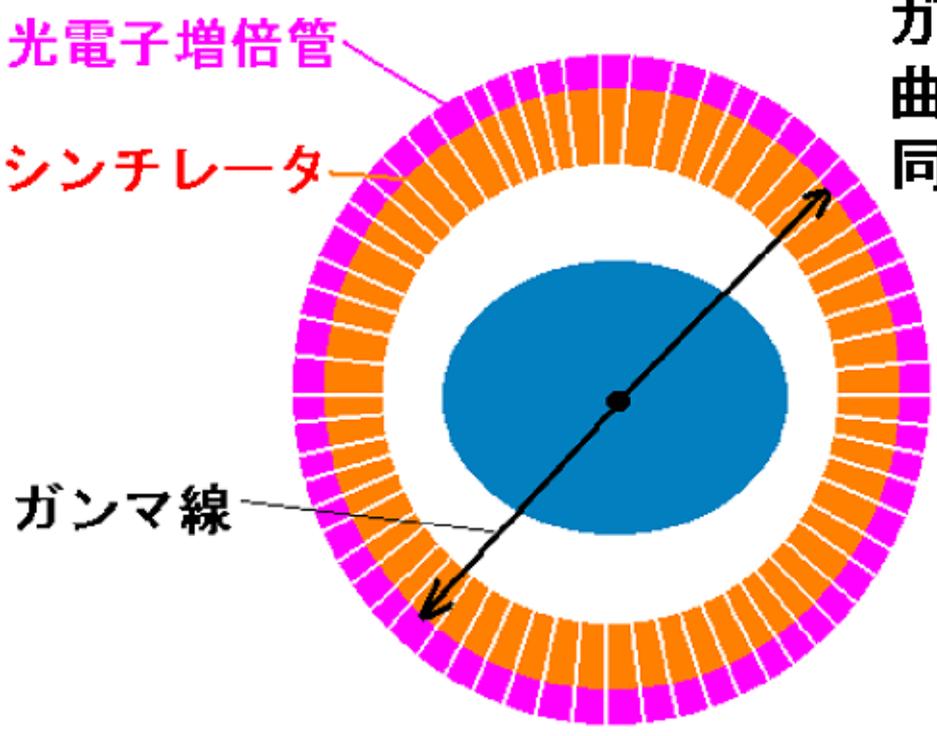
# 現在のPETはほとんど3次元(3D)収集

2次元(2D)収集と比べ、短時間で良好な画像を収集できる  
(全身(頭部~大腿部)を15~20分程度で収集)。  
コンプトン散乱線を収集しやすく、定量性の精度が低下する。

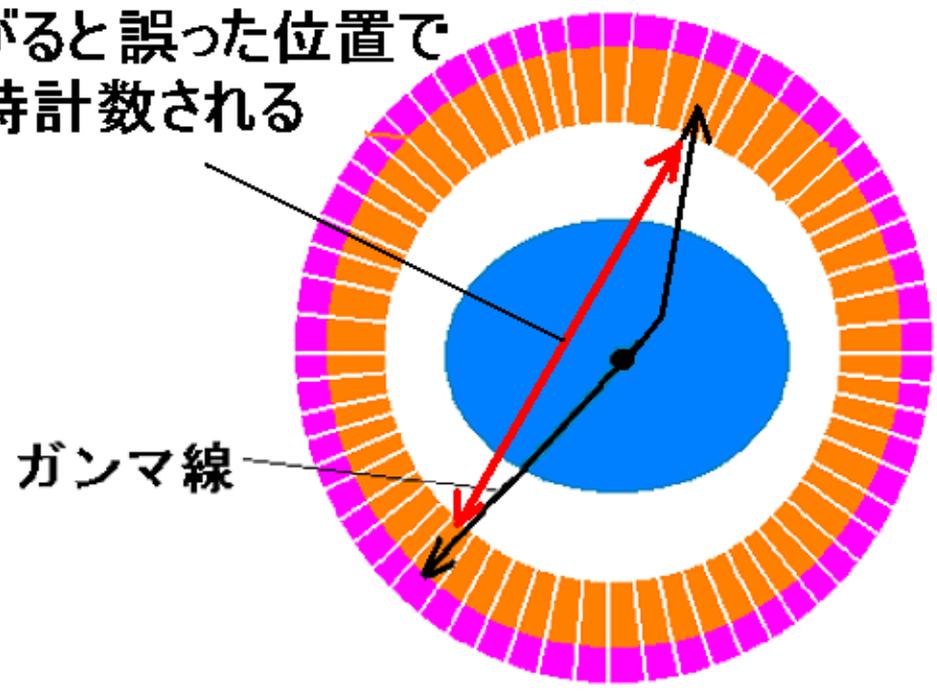


PETにも散乱線の影響がある。

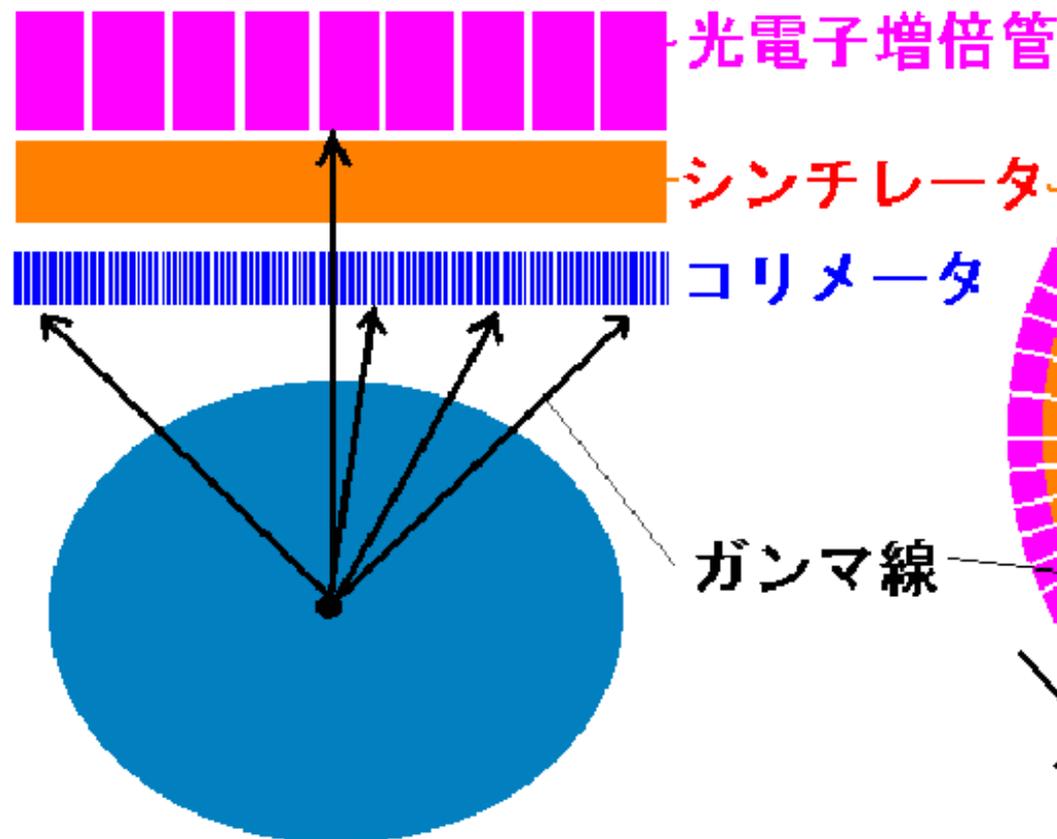
2D収集よりも3D収集の場合で、コンプトン散乱線成分が多くなる(約3倍)。



コンプトン散乱などで  
ガンマ線の軌跡が  
曲がると誤った位置で  
同時計数される

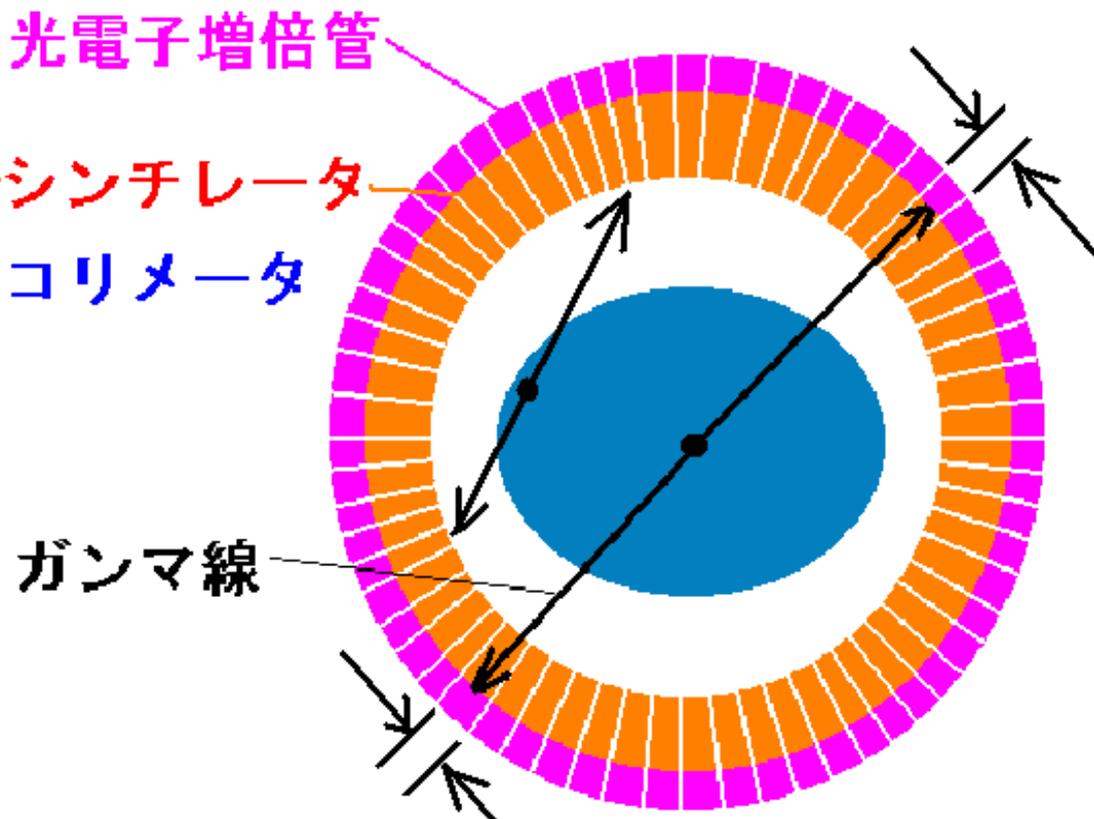


## 従来のシンチカメラ



SPECTとは逆に、  
PETは画像の中心部ほど  
分解能が良い。  
(辺縁部からの $\gamma$ 線はシンチレータ  
に垂直に入射しないので検出効率  
が悪い)

## PET



PET装置の分解能は  
シンチレータが小さいほど  
向上する。

PETのリング径と分解能は  
無関係

表 3・6 おもな PET 検出器用シンチレータ

シンチレータ	NaI (NaI: Tl)	BGO (Bi <sub>4</sub> Ge <sub>3</sub> O <sub>12</sub> )	LSO (Lu <sub>2</sub> SiO <sub>5</sub> : Ce)	GSO (Gd <sub>2</sub> SiO <sub>5</sub> : Ce)	BaF <sub>2</sub>
実効原子番号	51	74	66	59	54
密度 (g/cm <sup>3</sup> )	3.7	7.1	7.4	6.7	4.9
減弱係数 (cm <sup>-1</sup> )	0.34	0.92	0.87	0.66	0.48
発光量 (相対値)	100	10	75	18	8
光の減衰時間 (nsec)	230	300	40	30~60	0.8
エネルギー分解能 (%)	8	18	12	8	—

(注) 減弱係数は 511keV の消滅放射線に対する値。

LSOは発光量が多い。 BGOは発光量が少ない。

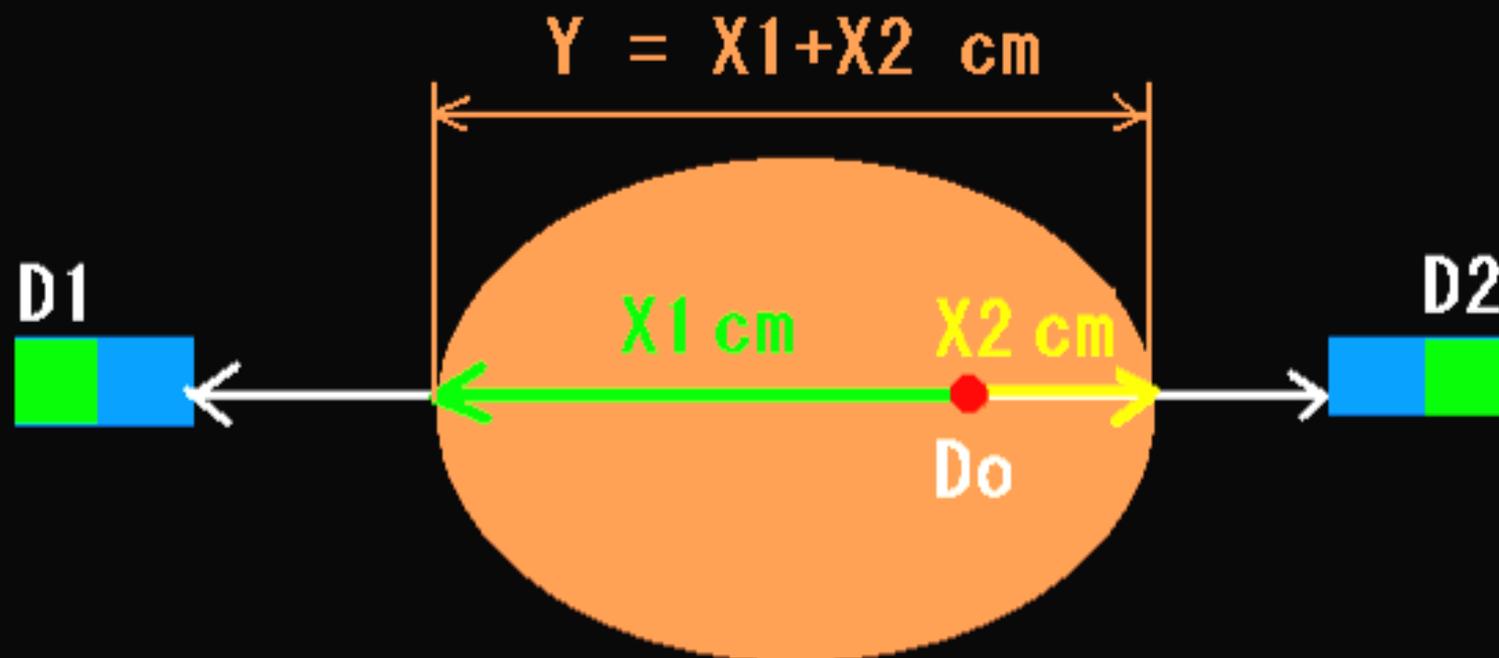
光の減衰時間が短いLSO、GSOは数え落しが少ない。

( 同時計数分解時間が短い。 計数率直線性がよい。)

GSO, LSOはエネルギー分解能が良い。

(コンプトン散乱成分を除去しやすいので、分解能が向上する。)

PETは、CT画像で吸収補正を行うので  
定量性が良い。



$$D_1 = D_0 \exp(-\mu X_1)$$

$$D_2 = D_0 \exp(-\mu X_2)$$

$$D_1 D_2 = D_0 D_0 \exp(-\mu (X_1 + X_2))$$

$$D_0 = \sqrt{D_1 D_2 \exp(\mu Y)}$$

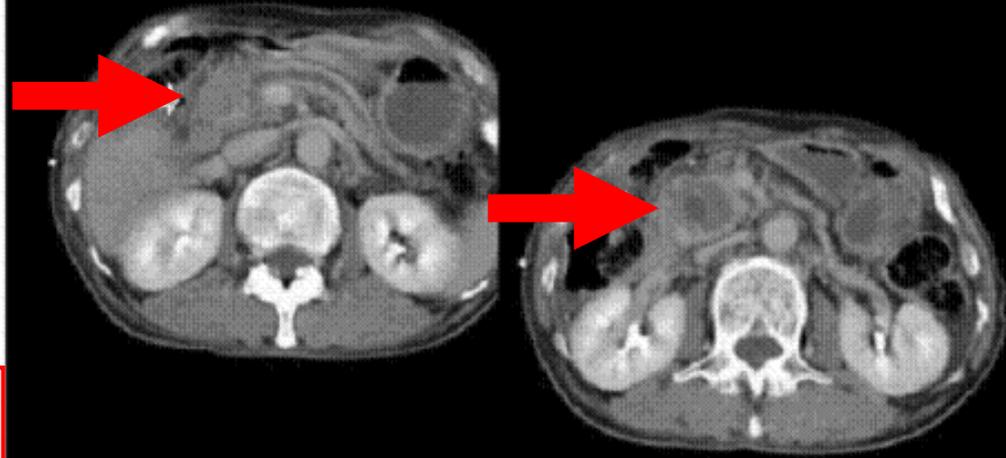
膵頭部癌 Panc. head ca.

食後に実施した FDG PET  
では、病変部の SUV 2.2  
空腹時に再検査して  
SUV 3.4 に上昇。

FDG-PETは、空腹時に行う。

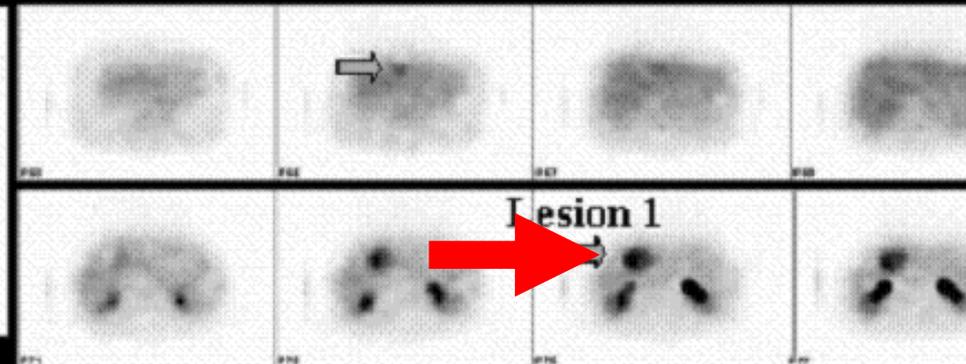
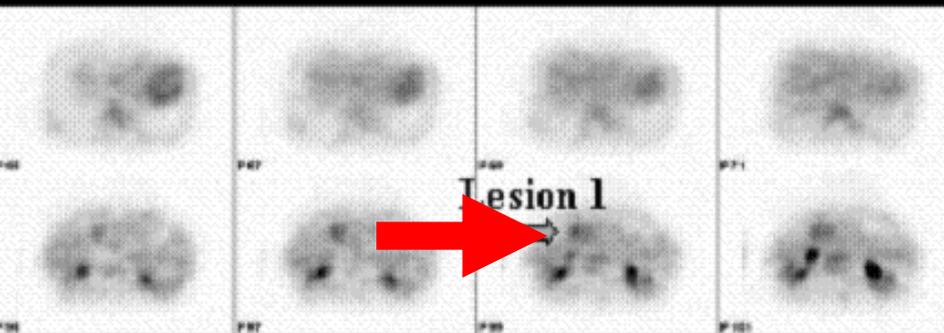
症例3

腹部造影CT



症例3: FDG-PET(1回目)

症例3: FDG-PET(2回目)



SUV 2.2 Lesion1 5029Bq/ml

SUV 3.4 Lesion1 8251 Bq/ml

前処置: 検査3時間前に食事(just after meal).  
検査時血糖 BS 167mg/dl

前処置: 検査前夜より絶食(fasted all night).  
検査時血糖95mg/dl

$^{18}\text{F}$ -FDG PET 検査では、検査 6 時間前から患者に絶食および甘味飲料の中止を依頼するが、それが守られなかった状態で実施した  $^{18}\text{F}$ -FDG PET 検査は、どのような問題点が生じるか。

FDG の薬理的性質を基にして説明せよ。

$^{18}\text{F}$ -FDG はブドウ糖の類似物質である (2 点)。腫瘍や炎症病変にはブドウ糖が集積するので、類似物質の  $^{18}\text{F}$ -FDG も集積する。しかし絶食の前処置が守られないと  $^{18}\text{F}$ -FDG 投与時に患者血中のブドウ糖が多くなる (高血糖) (2 点)。高血糖状態では、腫瘍や炎症病変にはブドウ糖が多量に集積し、病変への  $^{18}\text{F}$ -FDG 集積量が減少するので (競合が生じる) (2 点)、PET 画像で病変の描出が低下し、SUV も低下するため (2 点)、病変の診断が困難になる (2 点)。