

【問題 4-56】（平成9）

正しい組合せはどれか。

- a. ^{201}Tl ———— 低エネルギーコリメータ
 - b. ^{111}In ———— 中エネルギーコリメータ
 - c. ^{67}Ga ———— 低エネルギーコリメータ
 - d. $^{99\text{m}}\text{Tc}$ ———— 高エネルギーコリメータ
 - e. ^{131}I ———— 高エネルギーコリメータ
1. a, b, c 2. a, b, e
3. a, d, e 4. b, c, d
5. c, d, e

〔注解〕 c. ^{67}Ga は中エネルギーコリメータを用いる。

d. $^{99\text{m}}\text{Tc}$ は低エネルギーコリメータを用いる。

a, b, e のコリメータはいずれも正しい。

【問題 4-60】 (平成 13)

SPECT で正しいのはどれか。

1. 陽電子放出核種を用いる。
2. 収集投影像の数は 8 以下である。
3. 画素数は 512×512 が一般的である。
4. ファンビームコリメータは使用できない。
5. データ収集には連続法と断続 (step and shoot) 法とがある。

〔注解〕 1. 陽電子放出核種を用いるのは PET である。

2. 収集投影像の数は 8 以上である。

3. 画素数は $64 \times 64 \sim 128 \times 128$ が一般的である。

4. リング型 SPECT 装置にはターボファンコリメータが使用される。

5 の記述は正しい。

核医学装置



SPECT装置

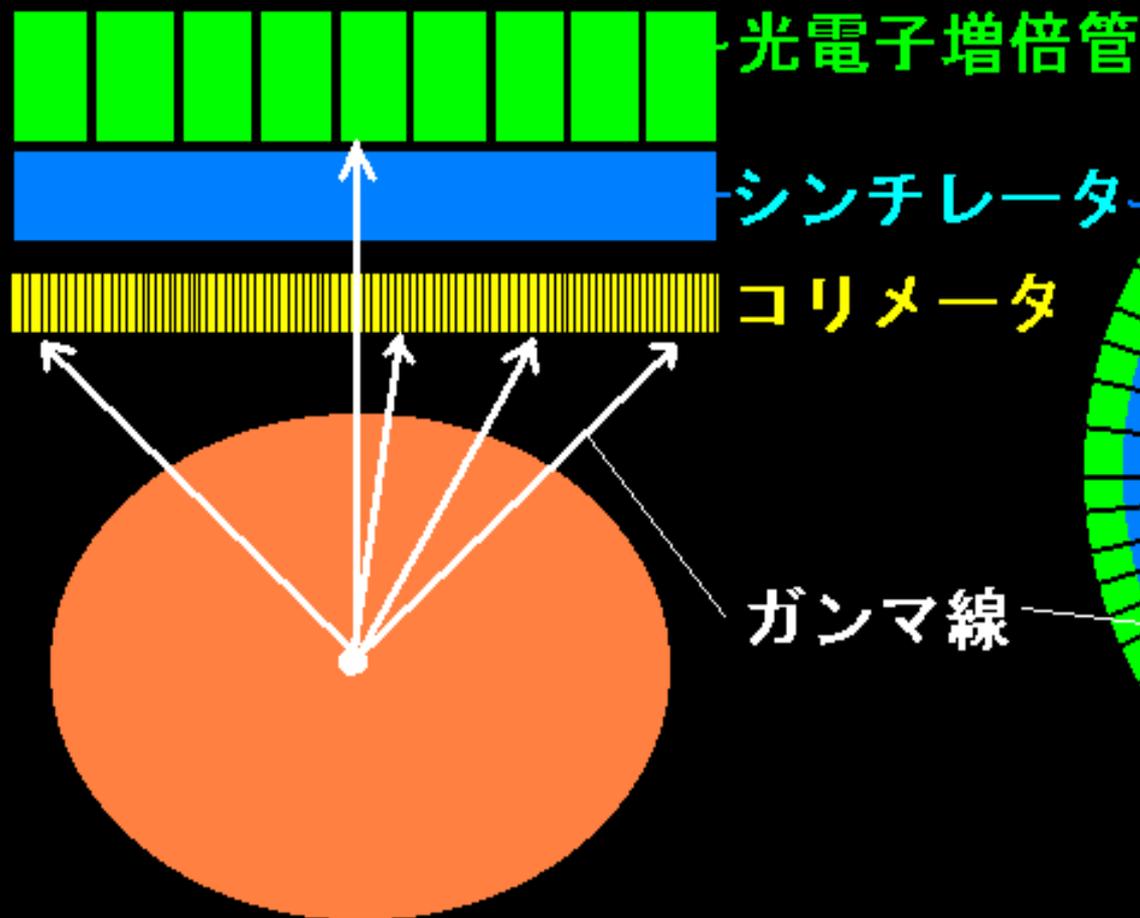


PET装置

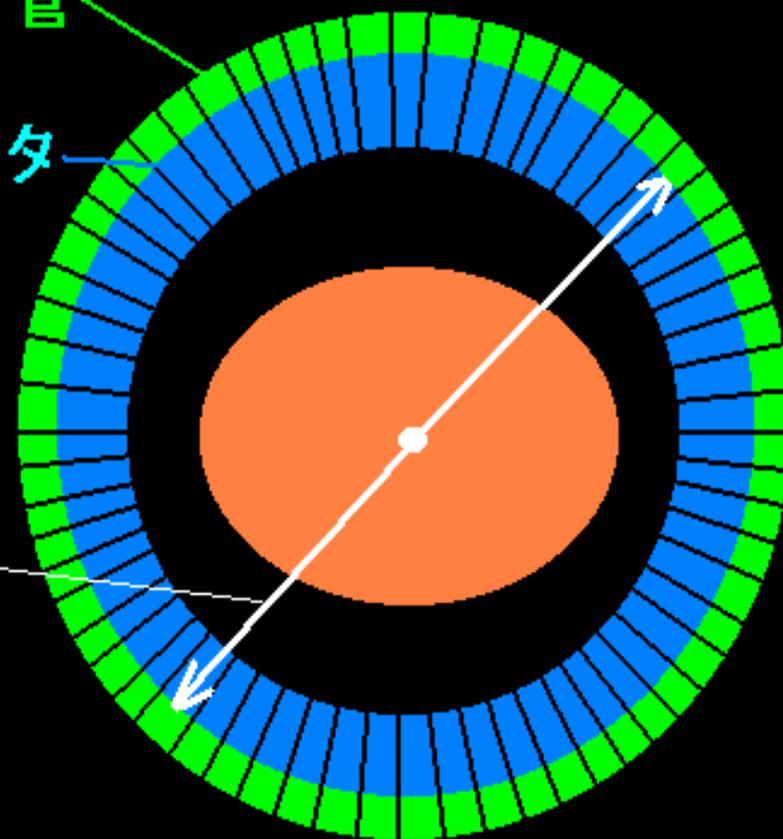
PETカメラは、陽電子が消滅(電子対消滅)するとき生じる
1対の0.51MeV γ 線を計測して断層画像を得る。

コリメータがないので高感度。

従来のシンチカメラ

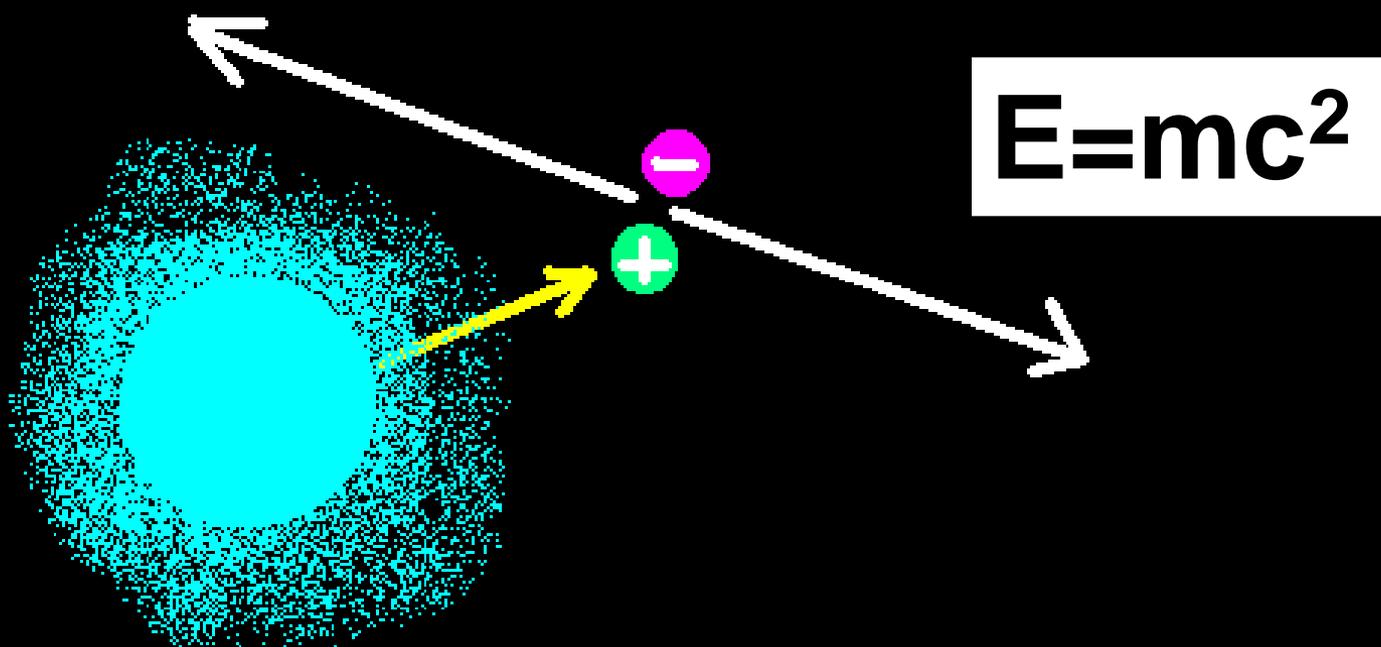


PET



陽電子消滅 (annihilation)

陽電子を放出する核種の近傍において、陽電子と電子が結合し、1対の0.511 MeVのガンマ線を互いに反対方向に放出すること。



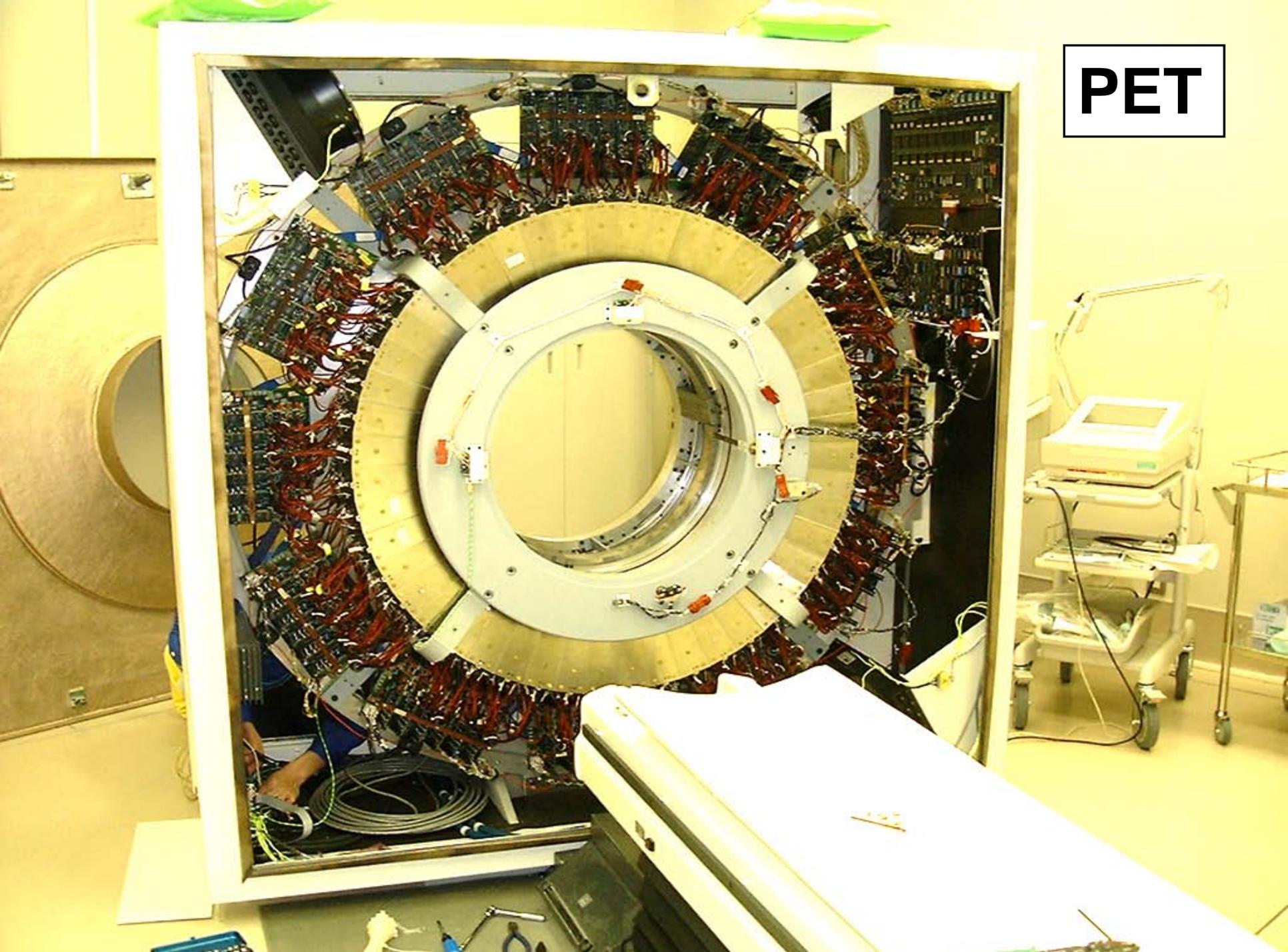
SPECT



Brain SPECT



PET



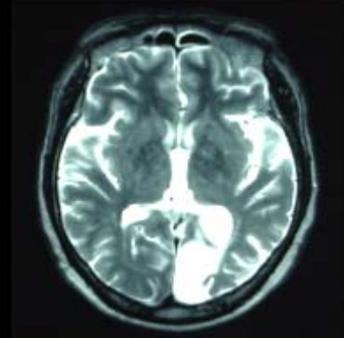
^{123}I -IMP (RI標識アンフェタミン 脳血流SPECT)

Diamox (アセタゾラミド: 脳血管拡張作用をもつ)

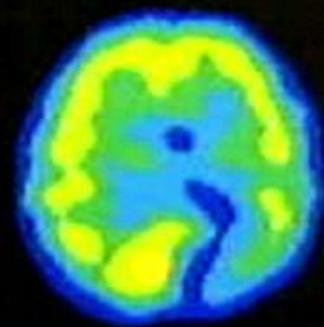
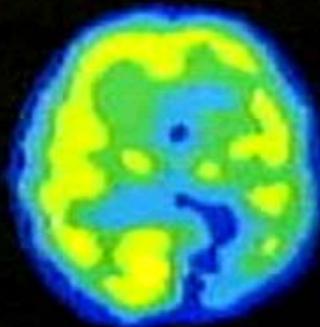
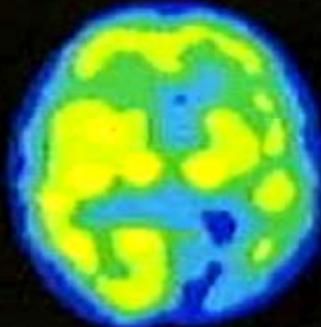
左内頸動脈狭窄、左後頭葉梗塞

Lt IC Occlusion + Lt Occipital infarction

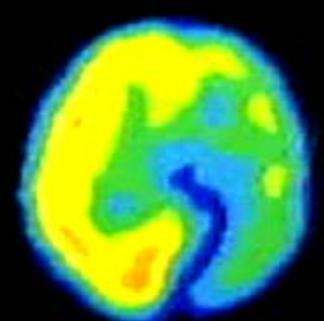
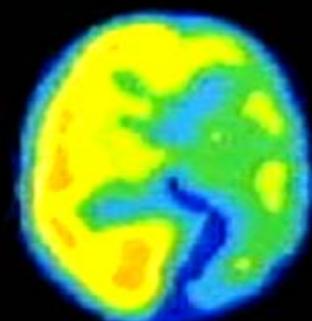
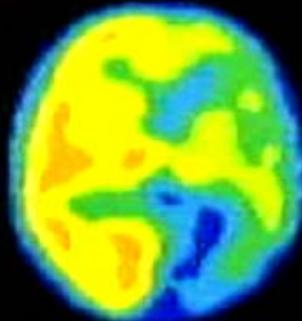
MRI

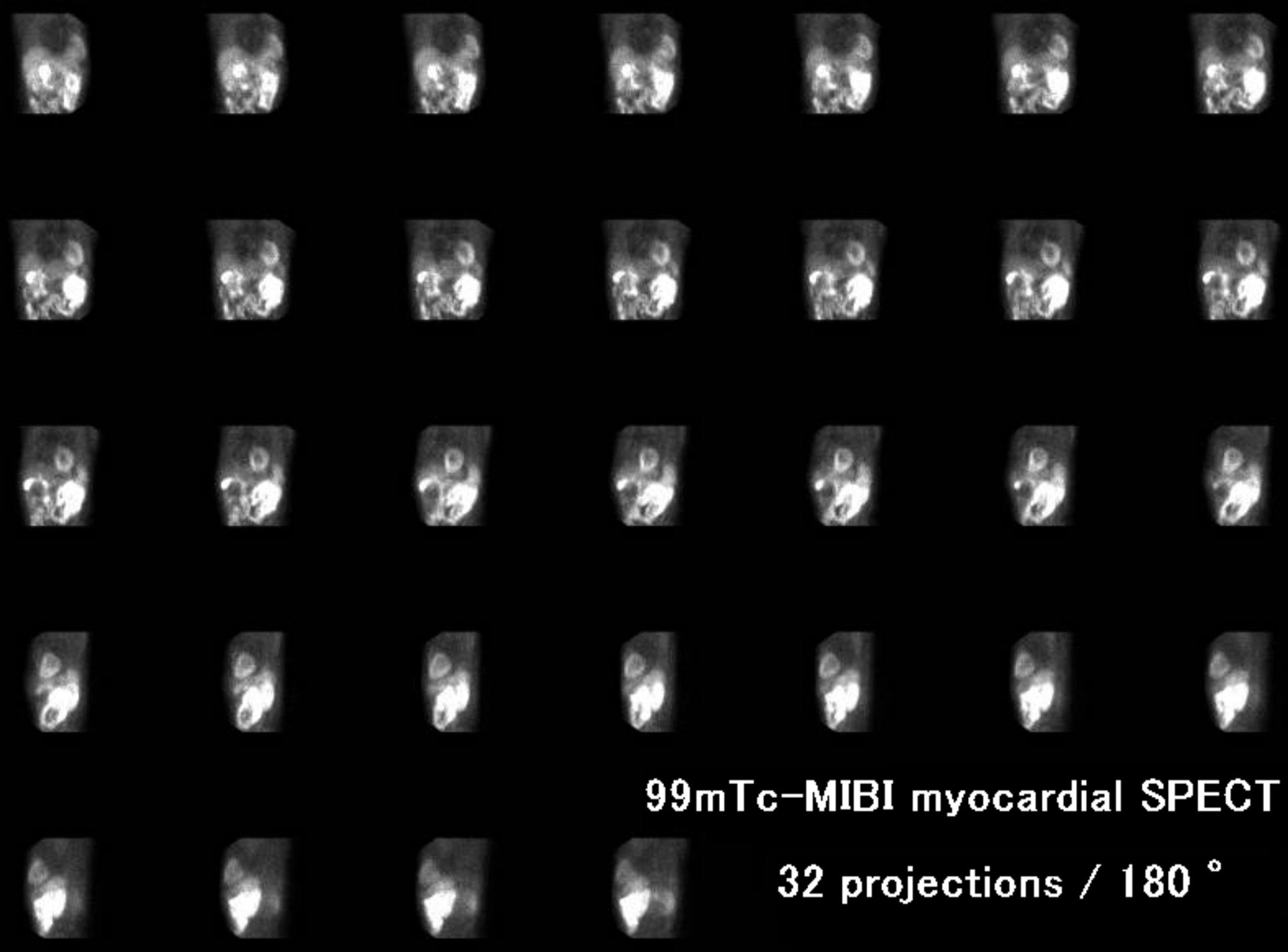


IMP
REST



IMP
Diamox



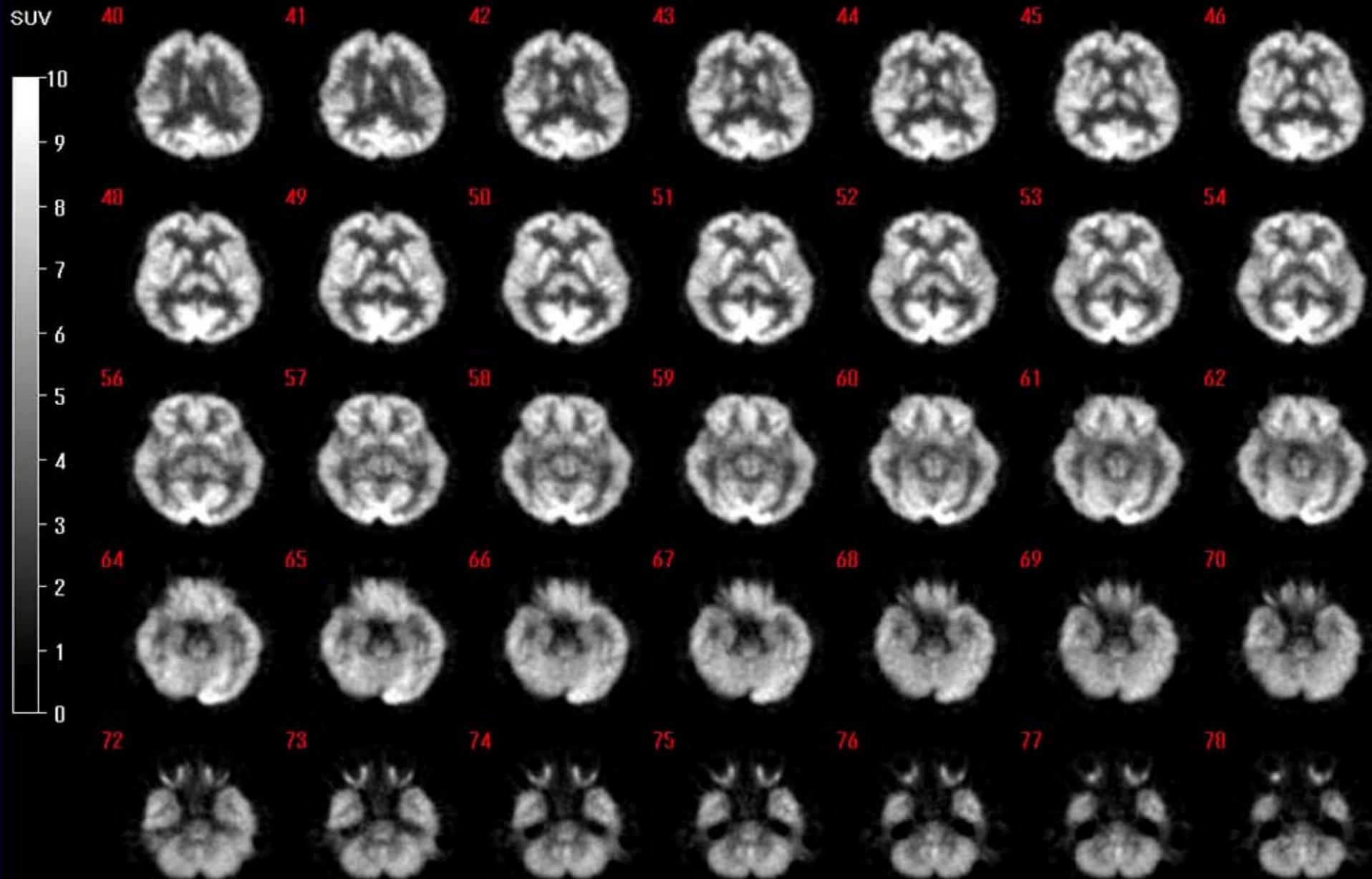


18F-FDG PET 6mCi 撮像10分

Slice thickness = 1.5 mm

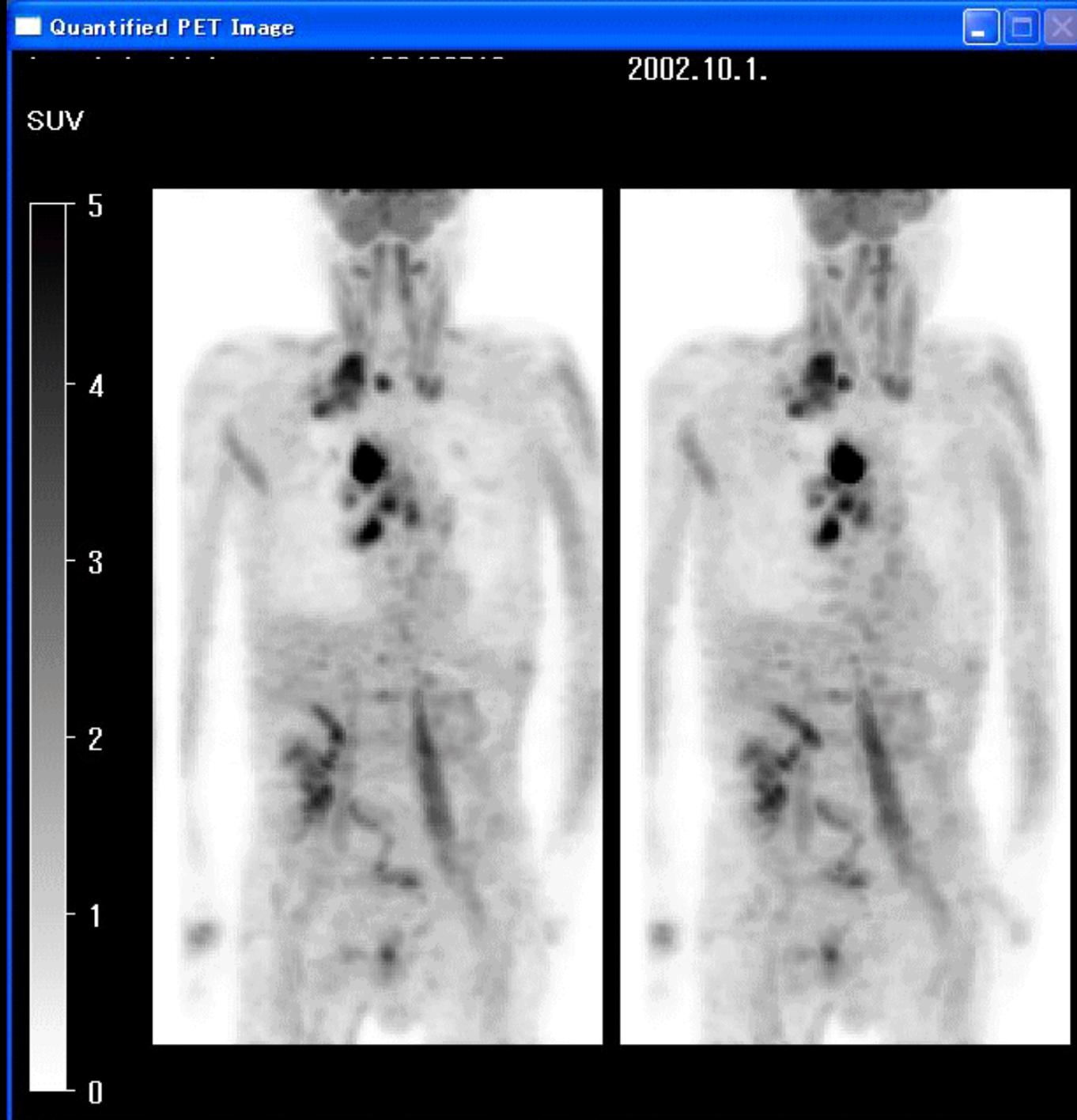
FDG

V20020911

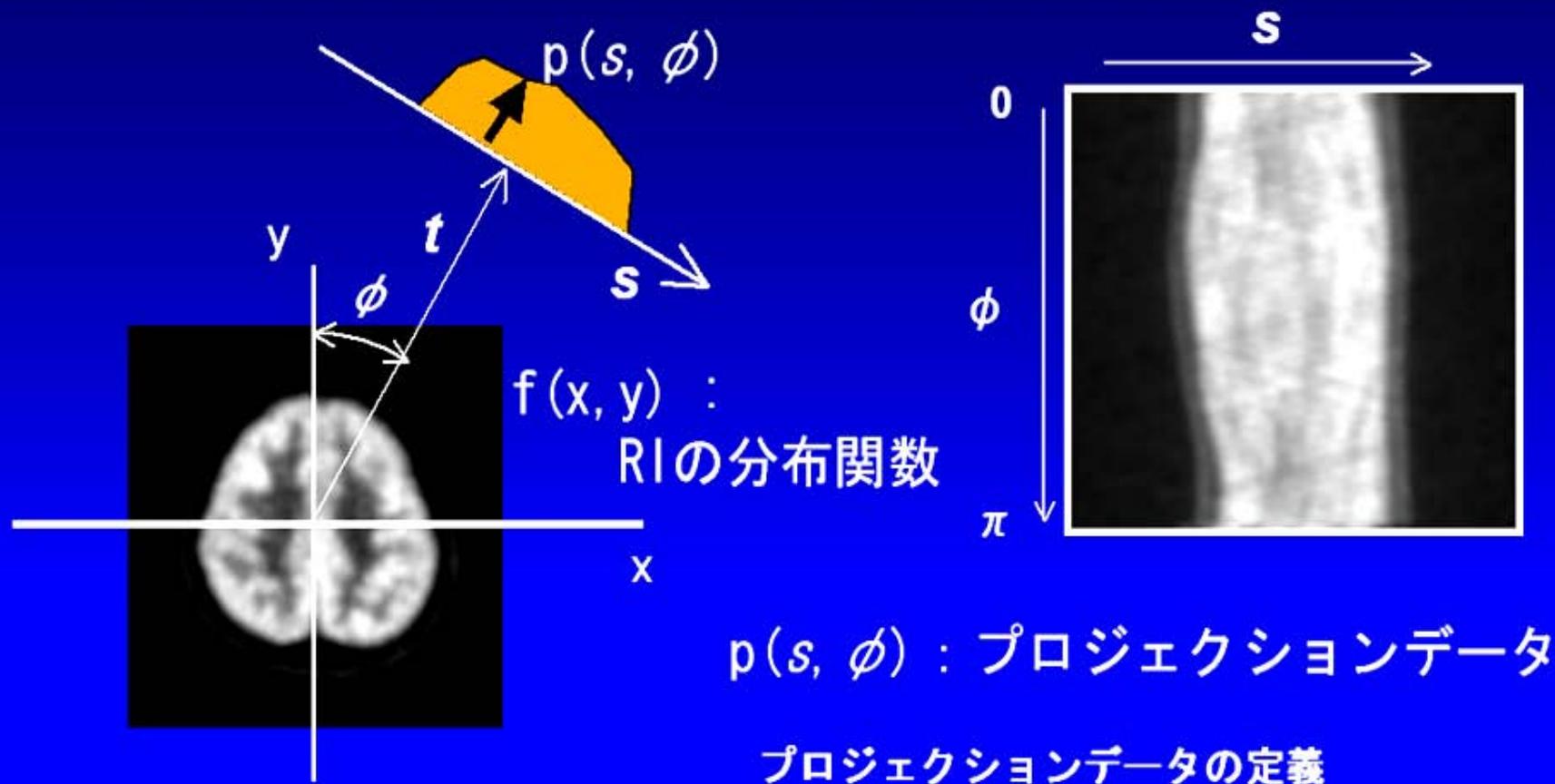


FDG 全身PET

Lung Ca.
Lymph nodes
metastases



プロジェクションデータ



$$p(s, \phi) = \int f(x, y) dt = \int f(s \cos \phi - t \sin \phi, s \sin \phi + t \cos \phi) dt$$

ラドン変換

Filtered Back Projection

重畳積分フィルタ逆投影法 FBP

フーリエ変換による再構成画像計算

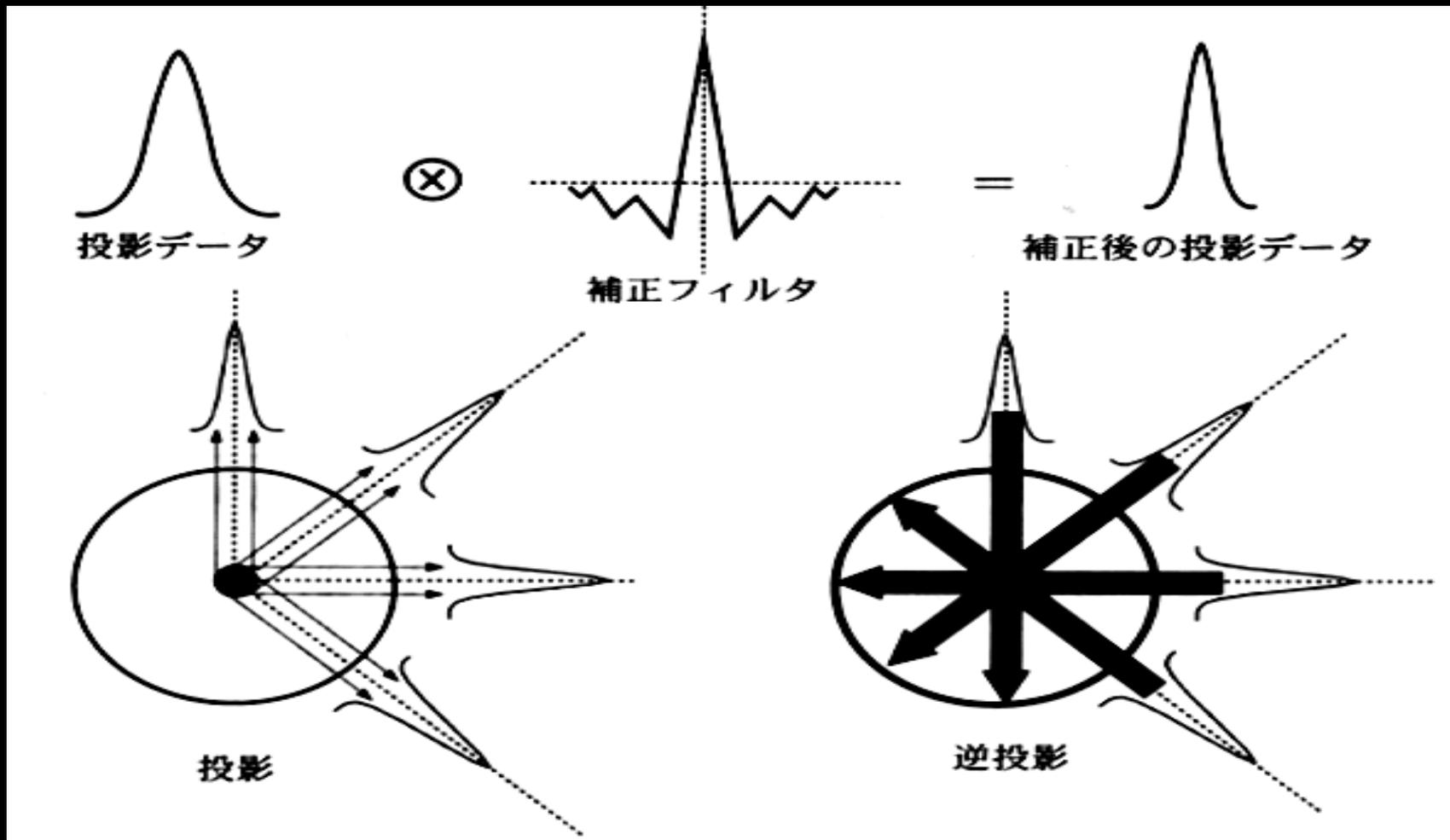


図 4・31 投影データ収集とフィルタ補正逆投影

ii) 収集角度

収集角度はほとんどの臓器の場合は**360度収集**（1回転）をおこなう。元来、SPECT画像再構成の計算アルゴリズムには、シンチカメラの検出器の距離による空間分解能の低下、および感度低下を補うために各投影データをそれと対抗する位置での投影データとを算術平均してから**重畳積分逆投影法**で画像再構成をおこなっているのが一般的である。このため**360度収集**は、体軸の全周囲からの投影データが得られ減弱補正が可能となり定量性を求める検査には優れているが、収集時間が

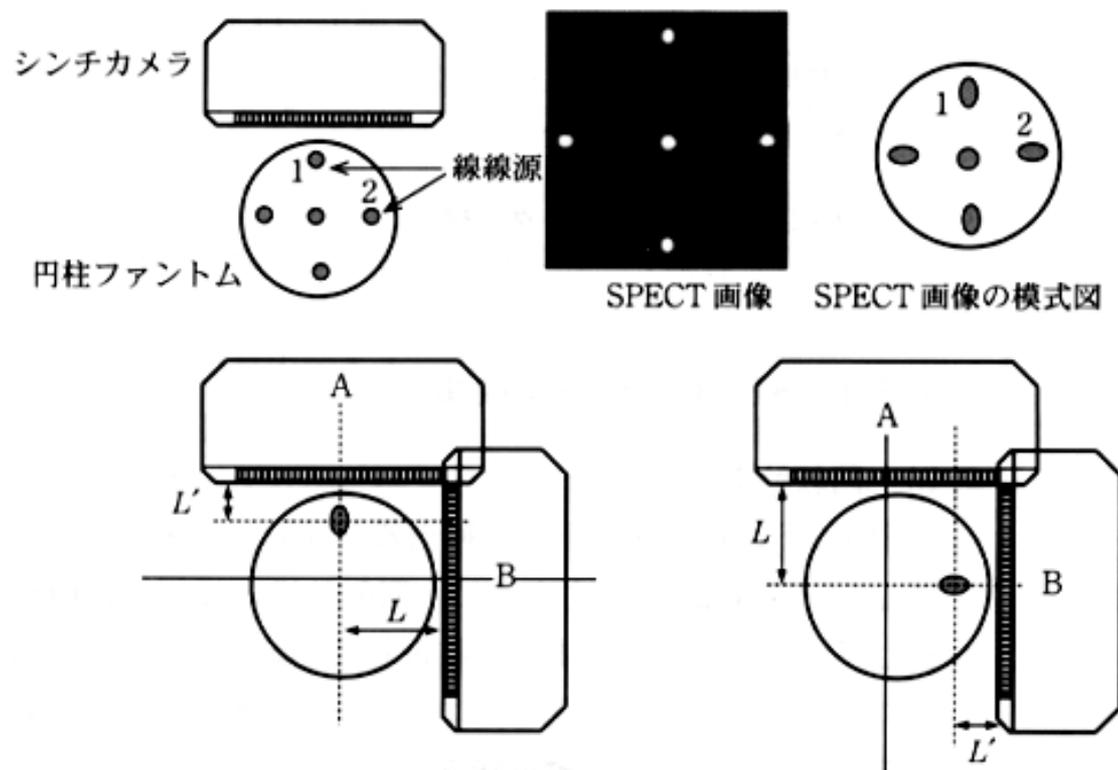


図 4・28 位置による画像ひずみ

長くなる欠点がある。また、前述したように検出器と被写体の距離により空間分解能が異なるため、位置により画像ひずみが生じる。図4・28は円柱ファントムに線源を回転中心部と周辺部に位置し、SPECT断面画像を求めたものである。回転中心では円形状を示すが、その周辺部では回転中心に向かって長円形状のひずみが生じている。これは検出器と被写体間の距離が小さければ (L')、線源での投影画像はひずみも少なく計数値も高くなる。逆に距離が増加する (L) と拡大され (ひずみ)、計数値も低くなる。前者は少ない面積として逆投影され、後者は広い面積で逆投影されるので、その算術平均の結果、半径 (radial) 方向^④に広がった画像として再構成される。

iv) 画素サイズと角度サンプリング

画素サイズは、本章 4・1 節に示したように、有効視野を標本化させるマトリックス数により一義的に決まる。原理的には画素サイズが小さいほど空間分解能は向上するが、無限大に画素サイズを小さくすると計測する計数値が低くなりコントラストが小さくなる。また、特に SPECT の場合には一方向当りの収集時間が短く、被写体と検出器との距離も離れるために計数値が少なくなる。したがって 1 画素当りの計数値を確保するために収集マトリックスは画素サイズが大きい 64×64 , 128×128 マトリックス収集が一般的である。そのためにどうしても空間分解能は悪くなる²³⁾。画素サイズの選択の基本的な考え方は、標本化定理(4・1 節)より総合空間分解能の $1/2$ 以下で画素サイズを決定しなければならない。しかし、前述したように画素サイズは有効視野と収集マトリックス数により決定されるので、拡大率とマトリックス数²⁴⁾ から画素サイズを計算して総合空間分解能との整合性をとる必要がある。

表 4・1 画素サイズと最適角度サンプリング数

被写体の大きさ (mmφ)	拡大率	マトリックス	画素サイズ (mm)	角度サンプリング数	サンプリング角度
200	1.0 倍	64×64	8.0	39	9.2 度
		128×128	4.0	79	7.5 度
	1.5 倍	64×64	5.3	59	6.1 度
		128×128	2.7	118	3 度
	2.0 倍	64×64	4.0	79	4.5 度
		128×128	2.0	157	2.3 度
300	1.0 倍	64×64	8.0	59	6.1 度
		128×128	4.0	118	3 度
	1.5 倍	64×64	5.3	88	4 度
		128×128	2.7	176	2.1 度

iii) 回転収集方法

収集方法は基本的にシンチカメラと同じである。違いは検出器が回転移動している点だけである。SPECT 画像の代表的な収集法には、**ステップ回転収集と連続回転収集**がある。図 4・30 に示すようにステップ回転収集は、検出器がある一定の**サンプリング角度** (ϕ) ごとに静止して収集をおこない、被写体の体軸の周りを回転する収集方法である。あらかじめ設定した収集時間が終われば次のステップへと回転する。検出器が回転しているときはデータ収集はおこなわないので時間的にロスが生じ検査時間がやや長くなる。連続回転収集は、検出器が被写体の体軸の周りを**連続回転してデータ収集する**。この連続回転収集の特徴は、連続してデータ収集をおこなうためにステップ回転収集に比較して効率良くデータ収集ができる。しかし、サンプリング角度が大きくなる場合には、画像の位置情報が大きくずれ画像ひずみが生じて画像のボケが生じやすくなる。ただし、短時間で早期の動態を検査する場合には空間分解能よりも感度が優先されるので、この連続回転収集法が多く使われている。

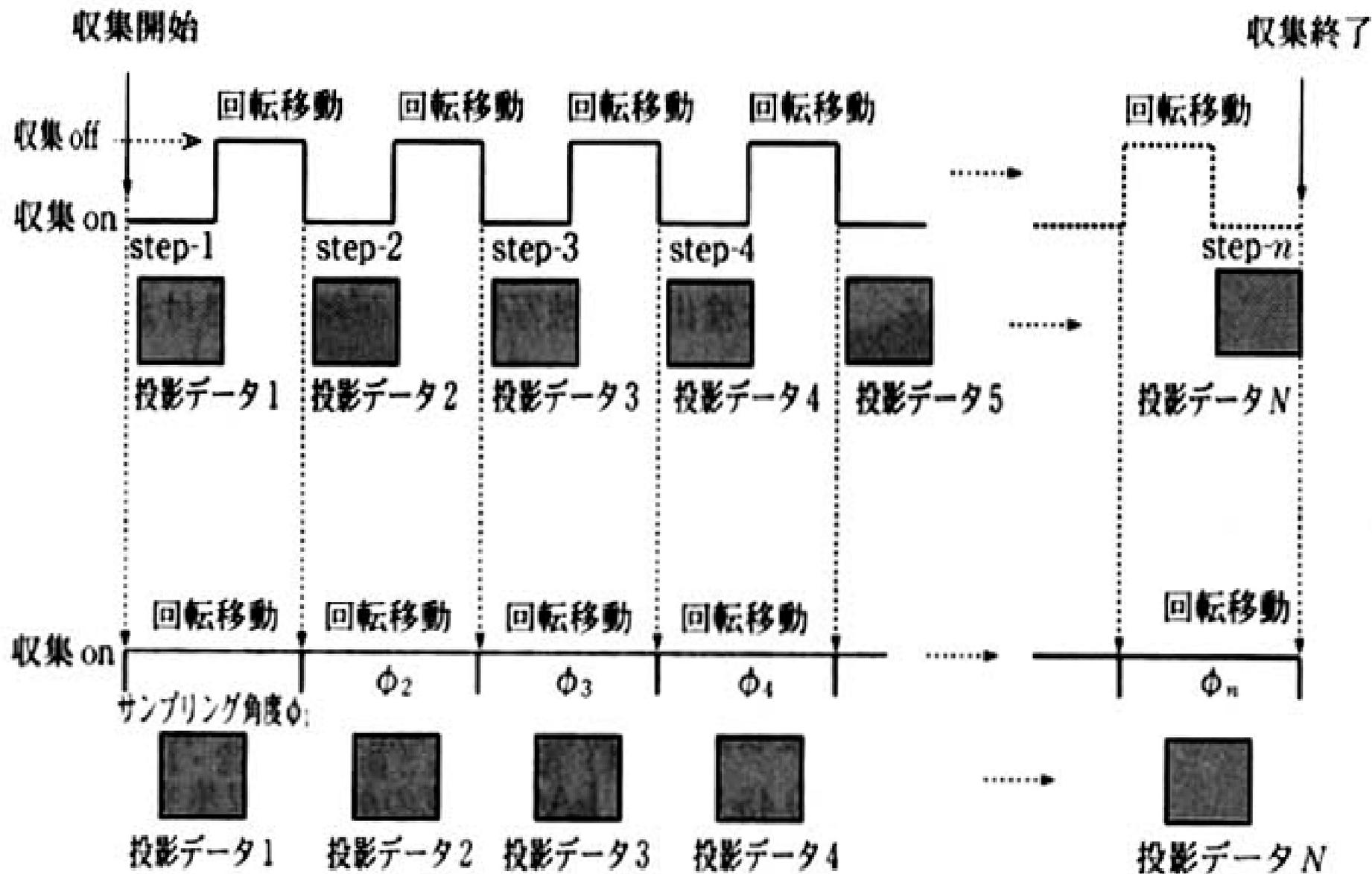


図 4・30 ステップ回転収集（上段）と連続回転収集（下段）

Step and shoot

Continuous rotation

ii) リング型 SPECT 装置

主として頭部専用機として開発され、小型の検出器をリング状に配置し、その中に被検者の頭部が入るような構造になっている。ここでは鳥津製作所製の 20 スライス多層同時測定が可能な装置をもとに解説する。

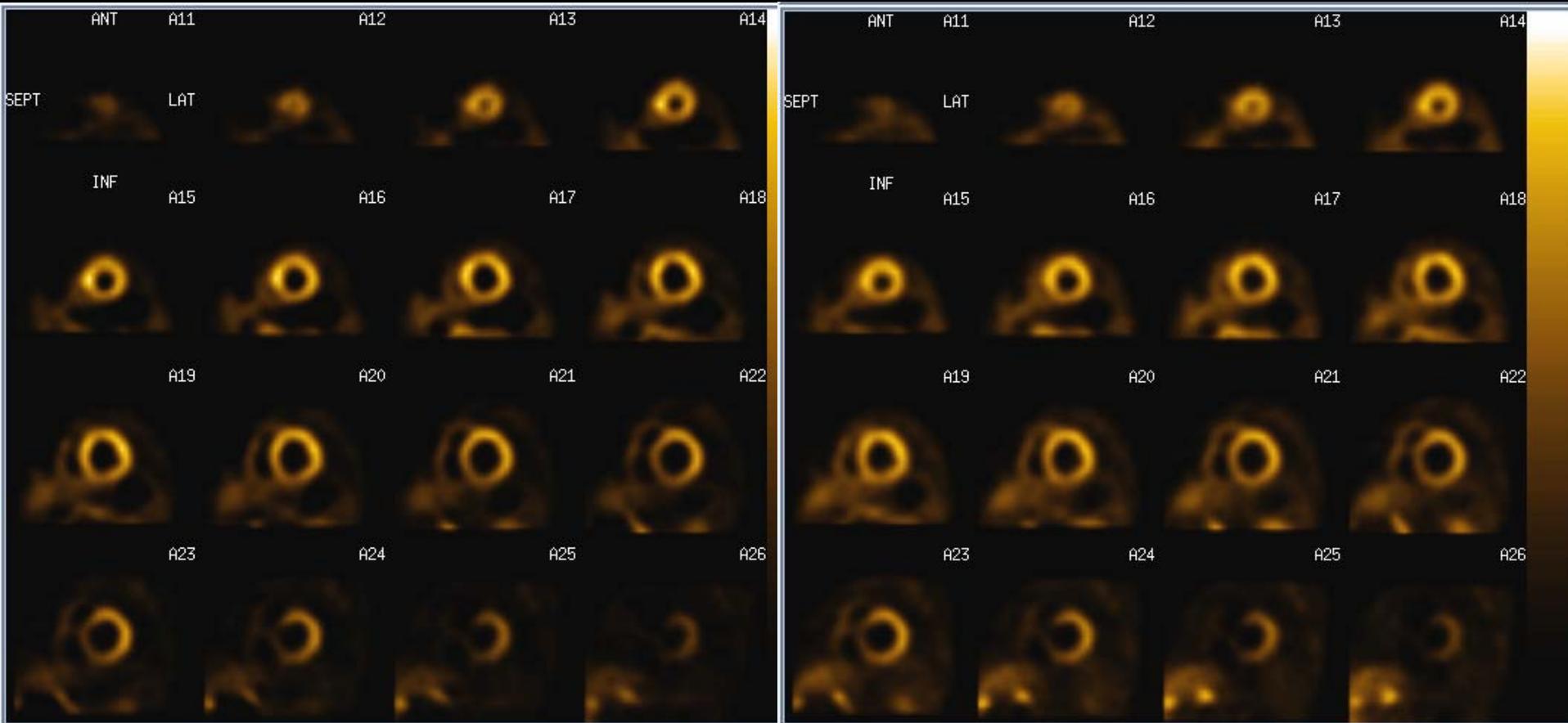
シンチレータは 9.0(幅)×200(長さ)×8.5(高さ)mm の NaI シンチレータをアルミケースの中に入れ、パイレックスガラスで密封したものを使用している。アクリル製ライトガイドの外側に 2 インチ径の光電子増倍管 (PMT) を 1 周 24 本で 5 列、合計 120 本を配置している。入射した γ 線は、リング状検出器の内部をコリメータ (ターボファンコリメータ) が回転することにより、入射方向が決定され、コリメータが最低 180 度回転した時点で 1 スキャン分のデータ収集を終了する。ターボファンコリメータは正確に角度配置されたタングステン羽根を支持材で一体成型してこれを積層し、その間に薄い鉛をはさみ、スライス方向のコリメーションをおこなっている。高感度用 (HS)、高分解能用 (HR) および超高分解能用 (UHR) コリメータがあり、その順でタングステン羽根の配置が密になっている。

SPECT のデータ収集で正しいのはどれか。

1. 360 度収集は 180 度収集よりも定量性が低い。
2. 収集カウントが 4 倍になると SN 比は 2 倍になる。
3. 円軌道収集は近接軌道収集よりも空間分解能が高い。
4. ピクセルサイズはシステム分解能の 2 倍以上とする。
5. ステップ収集では検出器の静止時にデータは収集されない。

180度収集

360度収集



360度収集の心筋SPECT像の方が、下壁の描画が良く、定量性が保たれている(吸収アーチファクトが少ない)が、撮像時間が長いので体動アーチファクトを受けるリスクは増える。

信号/雑音比、 S/N 比、 Signal/Noise Ratio

計数値 n に含まれる 統計雑音は、 \sqrt{n}

$$\text{S/N 比} = n / \sqrt{n}$$

n が4倍になれば、 \sqrt{n} は 2倍になるので
S/N 比 は 2倍になる。

システム分解能の半分の画素長で収集する。

システム分解能とは、

装置が弁別できる2点間の最小距離 (FWHM)。

例えば、システム分解能が 4mm の装置では

2mm のピクセルサイズで収集しなければ

4mm波長のデジタルデータは得られない。

(AD変換のサンプリング定理)

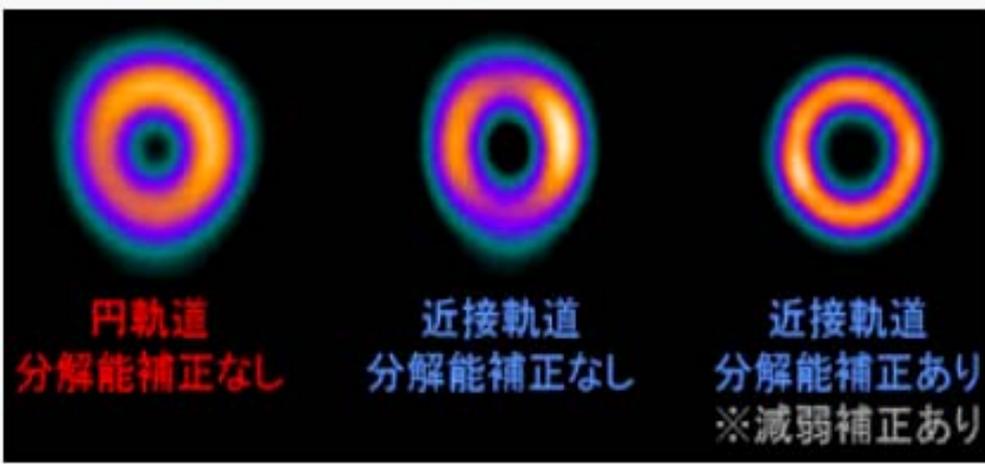
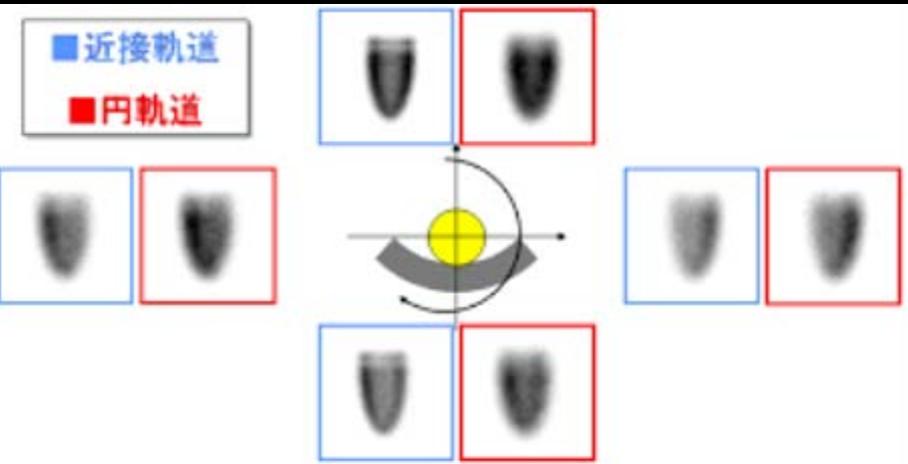
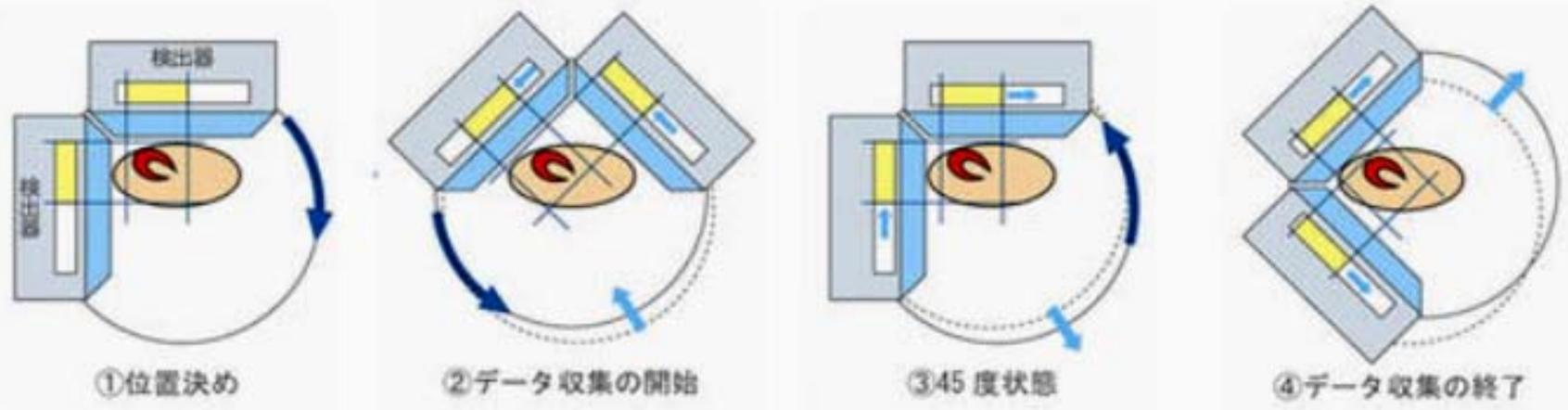
心筋SPECTの円軌道収集

患者中心軸とカメラの距離を一定にしてSPECTデータ収集

心筋SPECTの近接軌道収集

患者体表とカメラの距離をセンサーで最小に保ちSPECTデータ収集

心筋SPECT近接軌道収集



【問題 4-61】 (平成 11)

SPECT 装置の構成でないのはどれか。

1. 位置計算回路
2. 波高分析器
3. BGO 検出器
4. 表示装置
5. コリメータ

〔注解〕 SPECT 装置は回転型のガンマカメラが用いられ、最近 2~4 ヘッドのガンマカメラがあり、いずれも検出器は一般のガンマカメラと同様に NaI(Tl)シンチレータが用いられている。

ポジトロンCT(PET) 装置の検出器には光電効果の効率を良くするため、BGO検出器が用いられている。

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 ₄ Ge ₃ O ₁₂)	LSO (Lu ₂ SiO ₅ : Ce)	GSO (Gd ₂ SiO ₅ : Ce)	BaF ₂
実効原子番号	51	74	66	59	54
密度 (g/cm ³)	3.7	7.1	7.4	6.7	4.9
減弱係数 (cm ⁻¹)	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。

密度の高い(重い)結晶ほど、高エネルギーγ線と相互作用を
 起こしやすい(線減弱計数が大きく、光りやすい。感度が高い)。
 光の減衰時間が短い結晶ほど数え落しが少ない(計数率直線性がよい)。
 PETに使うγ線エネルギーは0.51MeVで、一定なので、
 結晶のエネルギー分解能は悪くても、あまり困らない。

PET装置のシンチレータ

NaI(Tl)シンチレータを用いた機種もあるが、多くの装置は高エネルギー光子の検出に感度（検出効率）の高いBGO結晶が使われている。TOF-PETには、応答の速いCsF、BaF₂が使われた。BGOの感度は高いが蛍光効率、光の減衰時間、エネルギー分解能の点でNaIに劣るため、これに替わるLSO、GSOなどのシンチレータを用いた装置が一般的になりつつある（表3・6）。これらの結晶の感度はBGOと変わらないが、減衰時間が短いため、計数損失が少なく、大量の放射能の計数によく追従して最高計数率が上がり、非常に有利な測定ができる。PET検査は、RIの半減期が非常に短いため大量の放射能を患者に投与するので、高放射能での計数率減衰（計数率直線性の低下）はPETにとって致命傷になる。

【問題 4-62】 (平成 15)

SPECT に使われないコリメータはどれか。

1. 平行多孔コリメータ
2. ファンビームコリメータ
3. ダイバージェンスコリメータ
4. スラントホールコリメータ
5. コーンビームコリメータ

〔注解〕 3. ダイバージェンスコリメータは、検出器の有効視野より大きな被写体を検出器に縮小イメージするコリメータなので SPECT には用いない。

1. 平行多孔コリメータ, 2. ファンビームコリメータ, 4. スラントホールコリメータ, 5. コーンビームコリメータは、いずれも SPECT に使われるコリメータである。

【問題 4-63】 (平成 14)

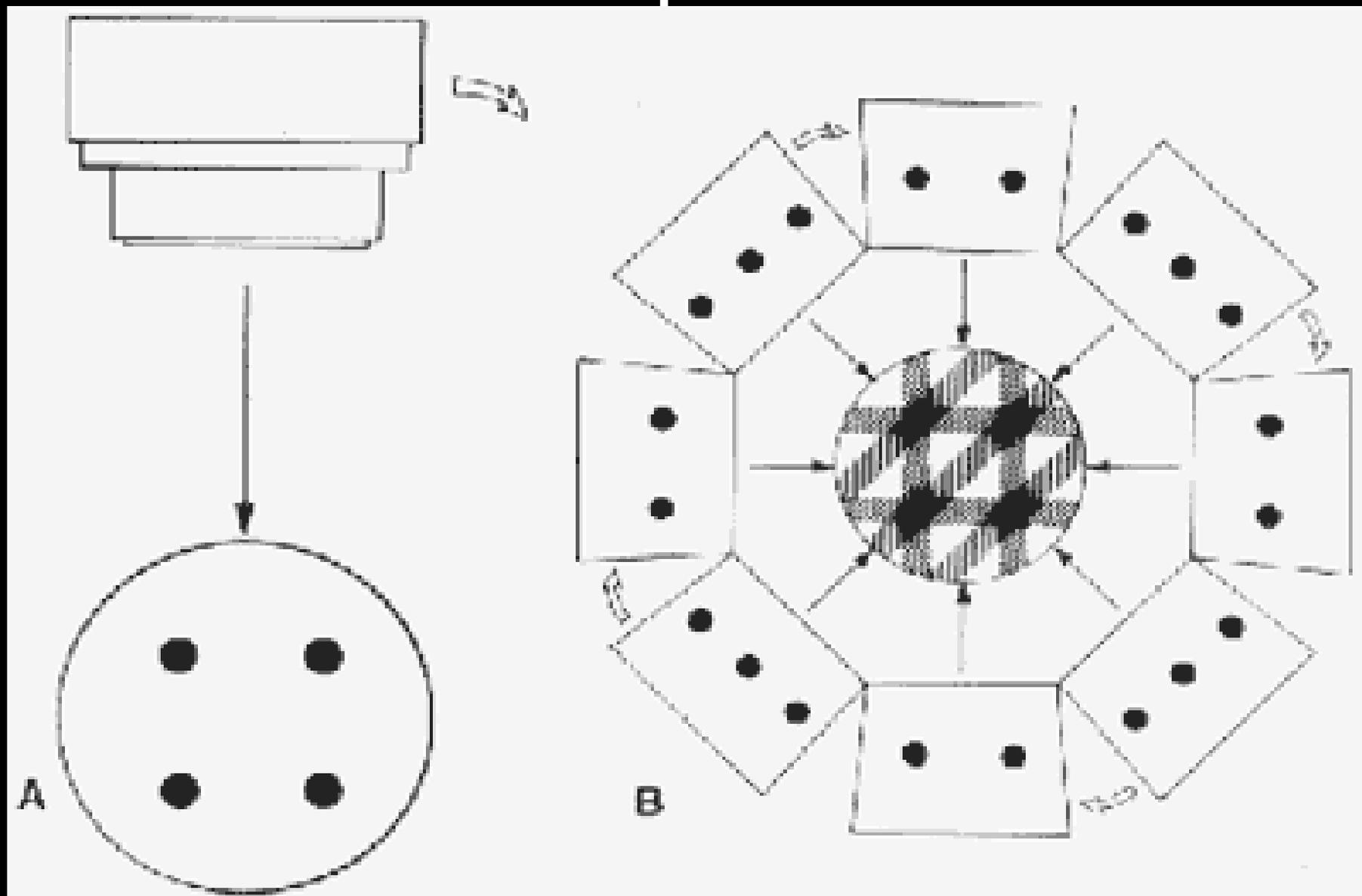
SPECT で正しいのはどれか。

1. 投影像は通常 8 方向から収集する。
2. 視野感度均一性が悪いと星芒状アーチファクトを生じる。
3. 心電図同期データ収集は主に肺血流 SPECT に用いる。
4. 前処理フィルタによって投影像の高周波成分を除去する。
5. 画像再構成に逐次近似法は用いない。

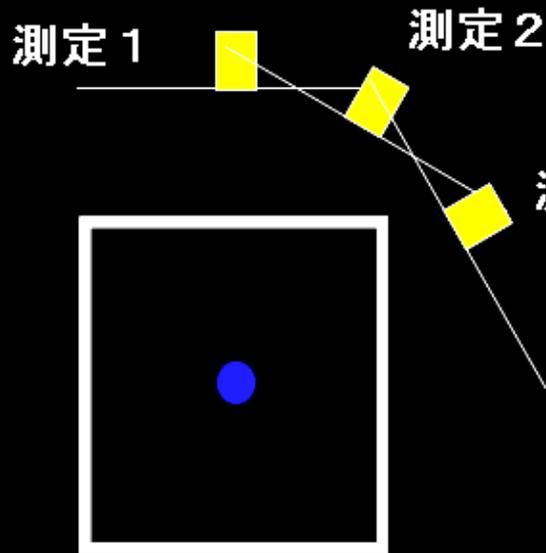
〔注解〕 1. SPECT は一般に回転形のガンマカメラが用いられ、2~4 head カメラにより1方向30~60秒で4~6°ステップで360°収集のものや1 head カメラでは180°データ収集のものがある。2. 視野感度の不均一性ではリング状のアーチファクトを生じる。3. 心電図同期データ収集は主に心プールシンチグラフィに用いられ、心筋症などの診断に有用である。5. 逐次近似法による画像再構成も可能であり、用いられていないとは断言できない。計算量が膨大となり、あまり実用的でない。

逐次近似画像再構成法 MLEM法

Maximum Likelihood Expectation Maximization



MLEM法の概念

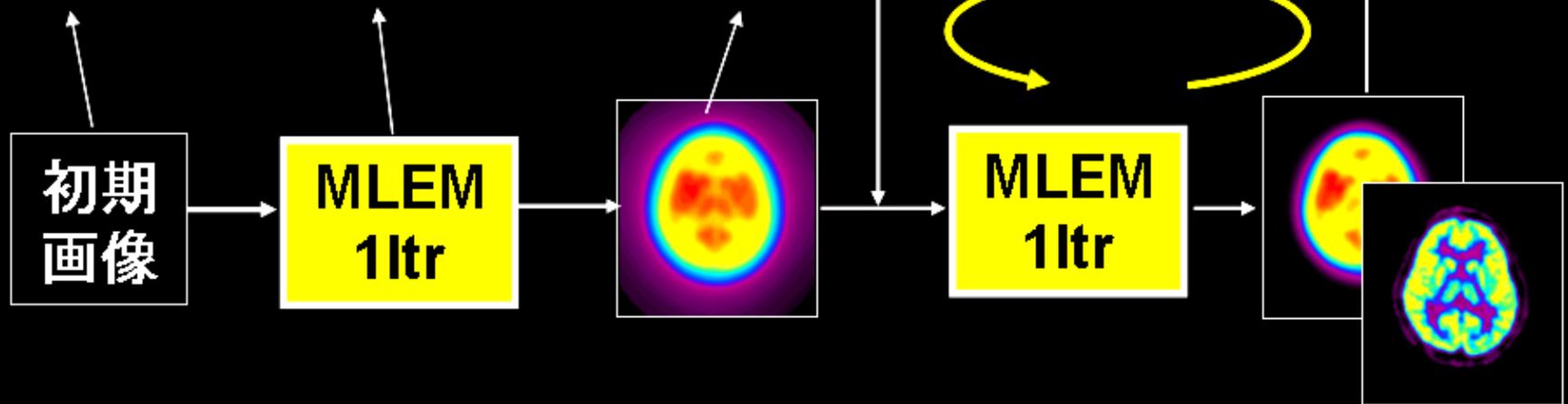


プロジェクションデータ数 (View数) = 測定回数

複数のプロジェクションデータから最も確率の高そうなR I分布像を計算

1回で計算が出来ないので、繰り返し計算 (逐次近似)

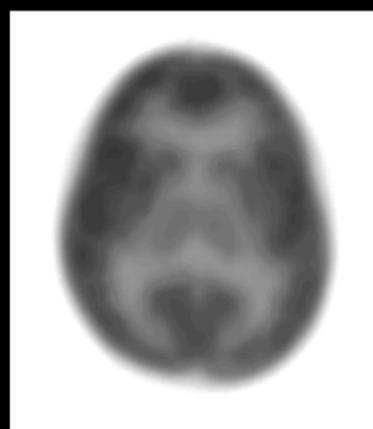
1回の繰り返し計算
入力画像 \times ピクセル毎のFactor = 出力画像



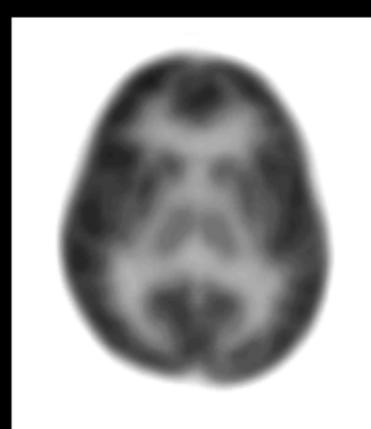
MLEM法の繰り返し回数と計算画像



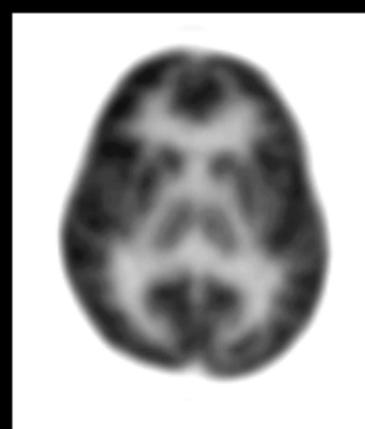
1回



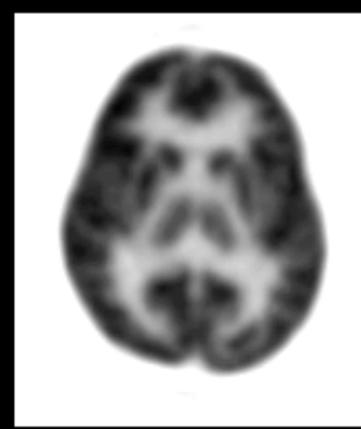
5回



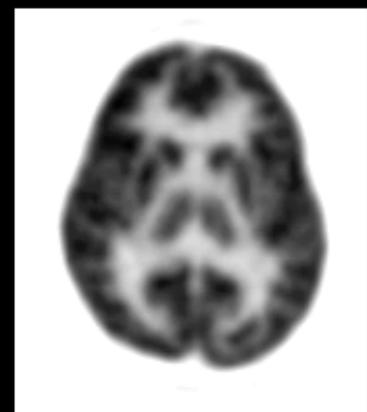
10回



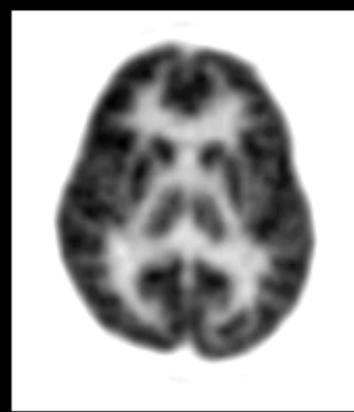
20回



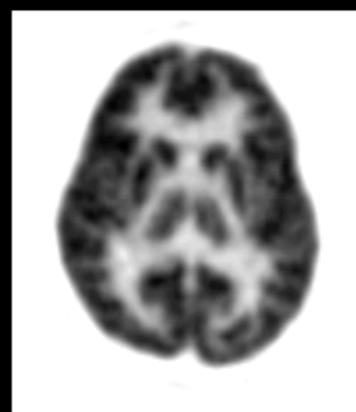
32回



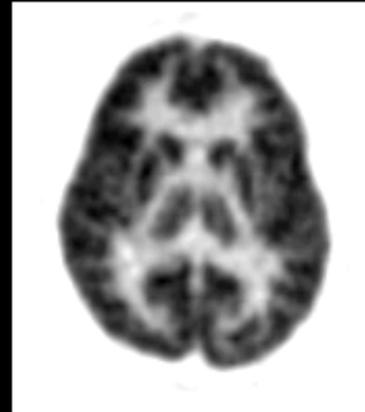
48回



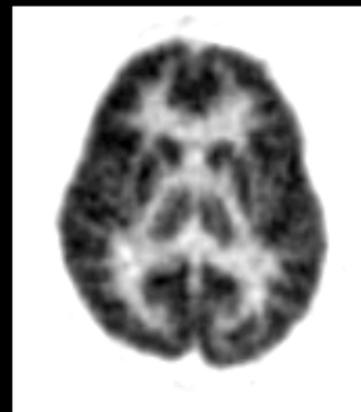
72回



96回



160回



320回

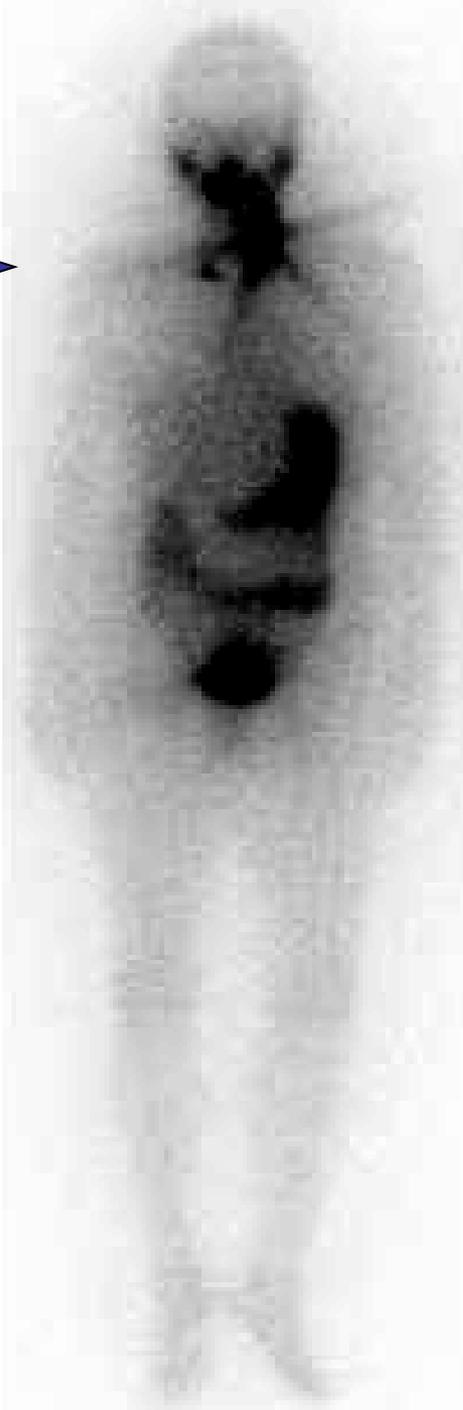
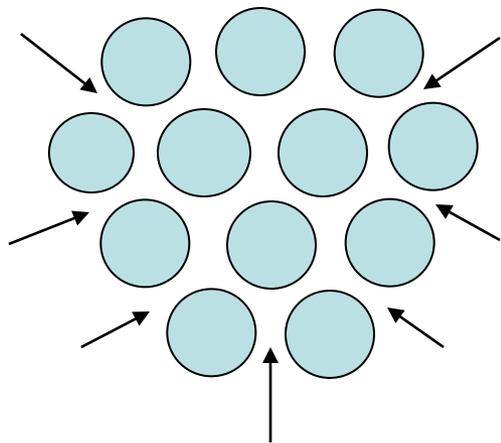
局所的に非常に強い放射能分布が存在すると

星芒状アーチファクトが描画される。



コリメータの孔と孔の間隔(隔壁)に

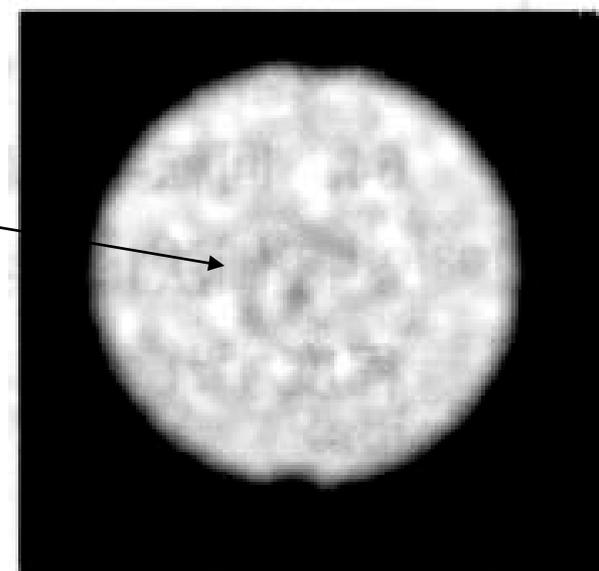
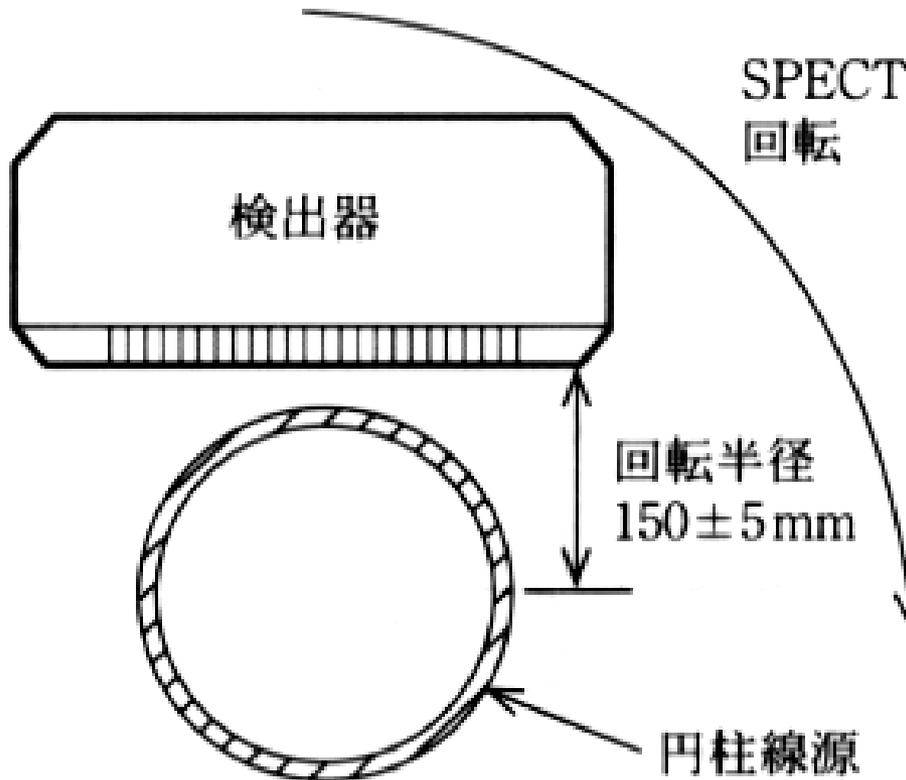
薄い部位が規則的に存在するのが原因



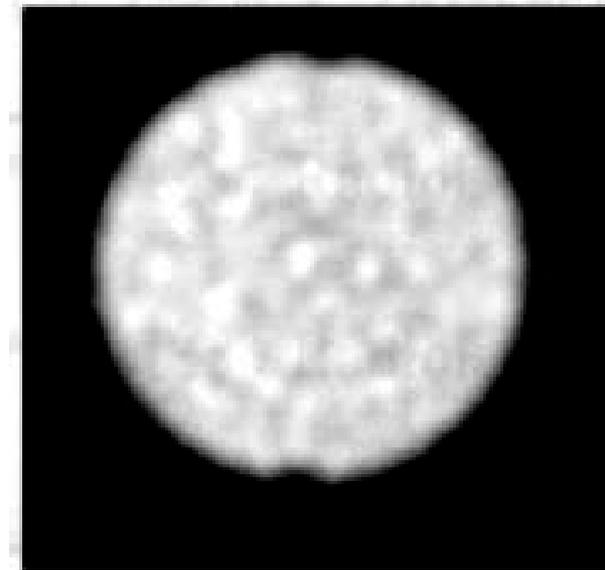
^{131}I 全身シンチグラフィ
HEGPコリメータ

リング状アーチファクト

UFOV内の感度が不均一だったり、
回転中心がずれると生じる



均一補正前



均一補正後

図 5・13 SPECT 総合感度均一性測定

ii) SPECT 総合均一性

図 5・13 に示すように、アクリル製の円柱ファントムに ^{99m}Tc を封入し、エネルギーウィンドウ幅 $\pm 10\%$ 、計数率 20 kcps 以下とする。検出器の回転半径は 150 mm とし、360 度収集 60 ステップ以上、収集マトリックスは 64×64 , 128×128 で 1 画素が 3.28 mm の範囲に設定する。収集時間は再構成画像における視野中心部において 1 画素当り 100 カウント以上となる収集時間を設定する。

画像再構成は、投影データに対して臨床の場合と同じ条件で再構成をおこなう。前処理フィルタ (9 点スムージング、バターワースフィルタ) の使用の有無や再構成フィルタの種類、スライス厚などを統一して評価する。

評価法としては各コリメータについて収集し、再構成した横断面画像を目視によりチェックし、異常な集積や欠損部位のないことを確認する。

SPECT のリング状のアーチフ

ァクトのおもな原因として、**総合不均一性、直線ひずみ、回転中心のズレ**などがあげられる。そのようなアーチファクトを取り除くために、近年の SPECT 装置には直線ひずみや回転中心ズレ、不均一性などを含めた補正機構を有しているので定期的にこれらをチェックし、必要に応じて補正データを再収集することが、性能維持管理および保守管理に大切な事柄である。

心電図同期 (ECG-multi-gated) 収集。

心電図のR-R間隔(約0.6~1秒)を、8~16分割(フレーム)して

約500心拍撮像。1フレームあたり、約0.05秒間の画像を500回重ねて撮ることになる。

不整脈のある症例では、さらに多くの心拍数を撮像する必要がある。

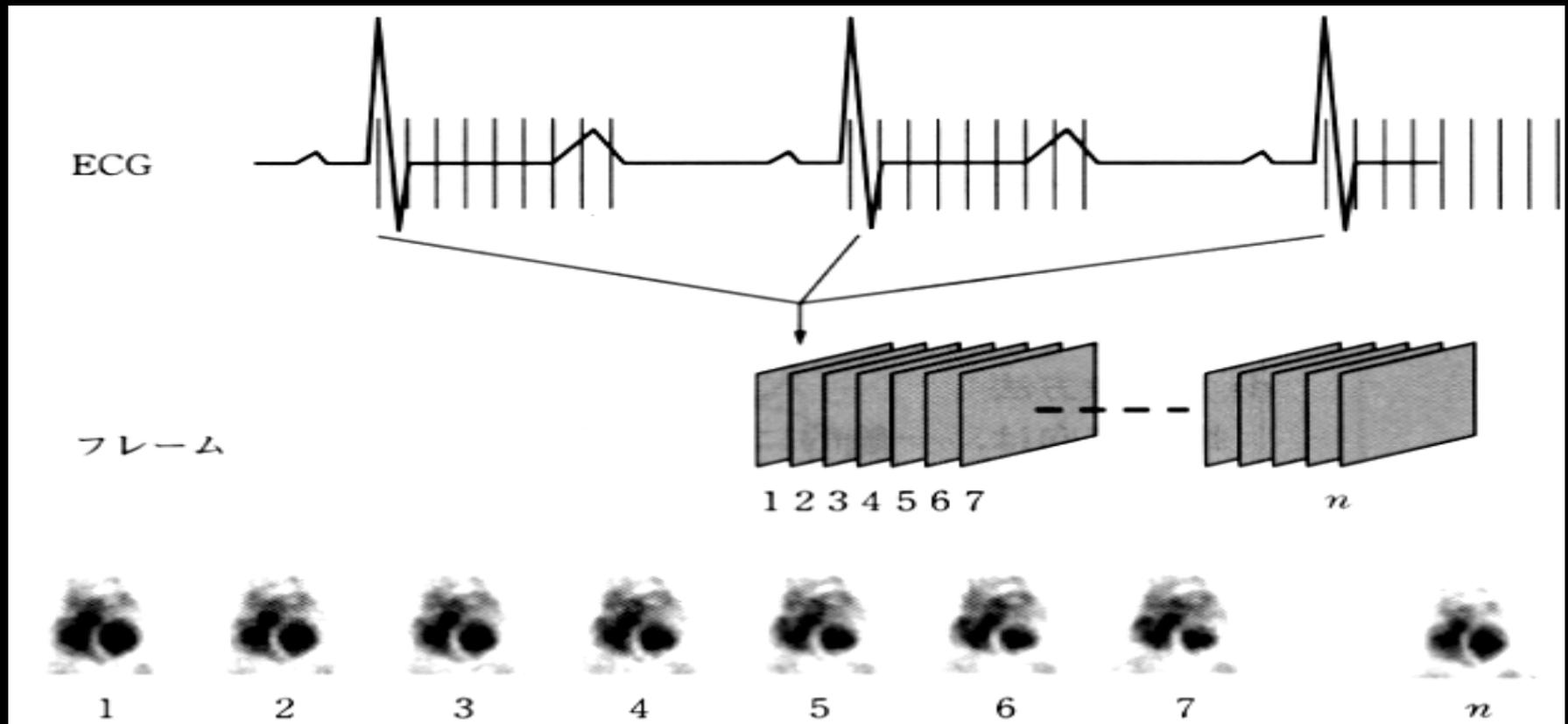
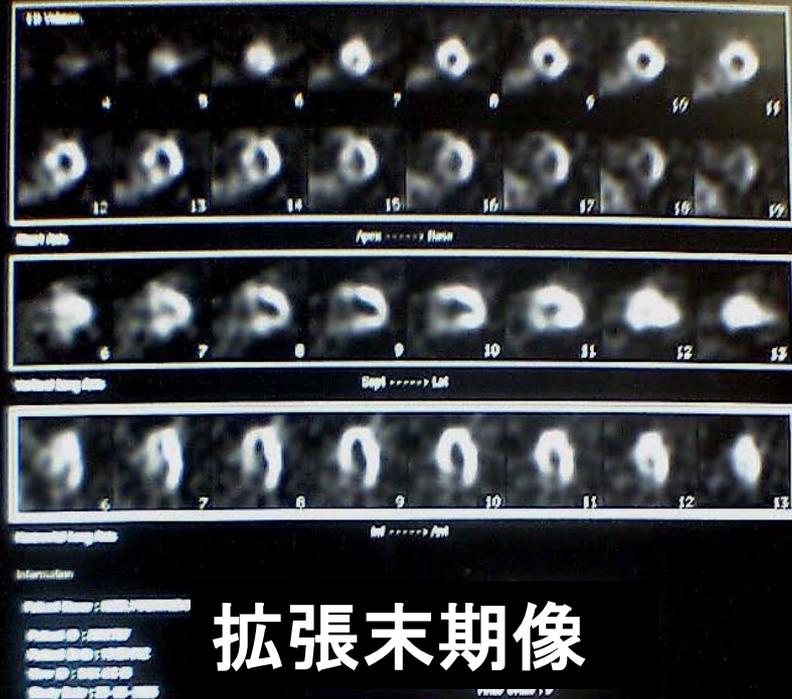
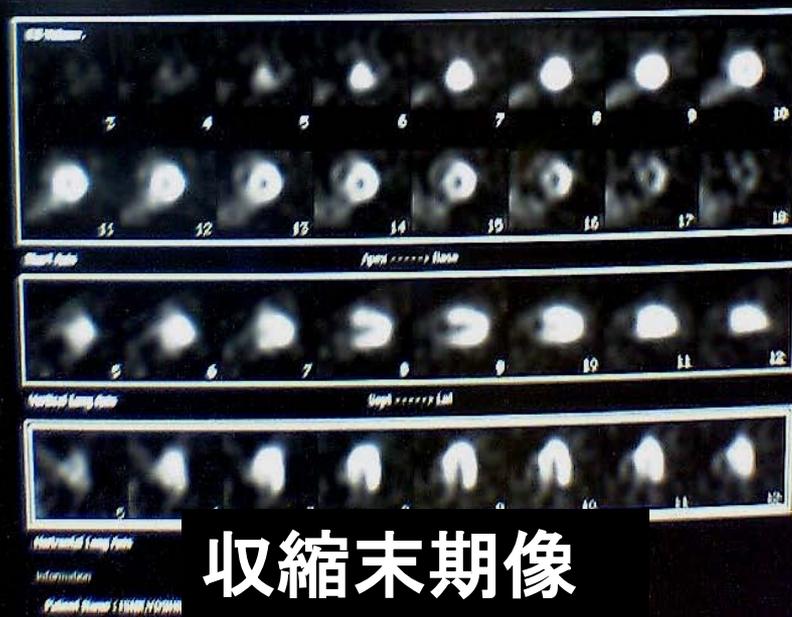


図 6・27 心電図同期マルチゲート法でのフレームモード収集

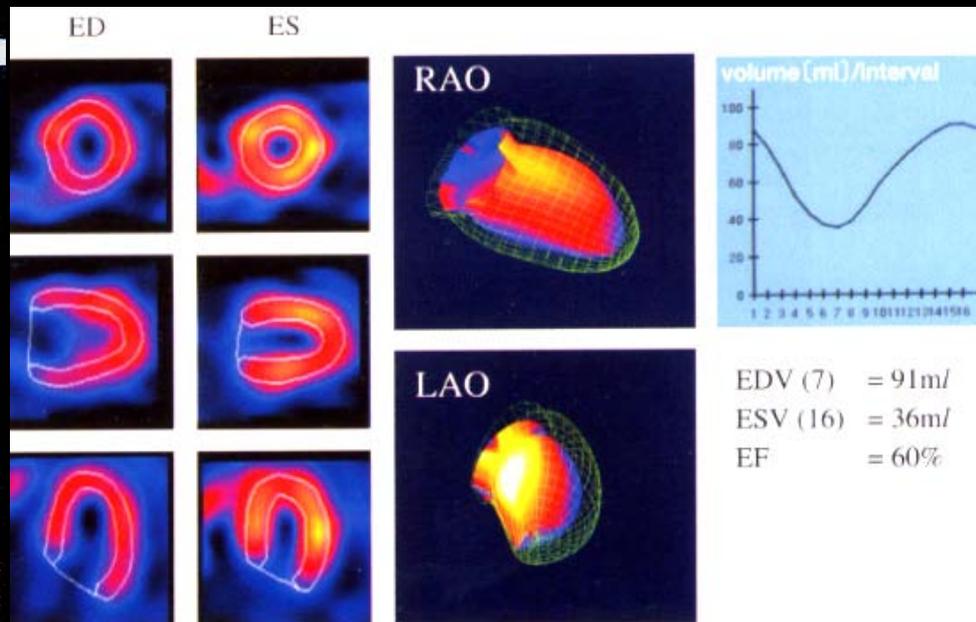


拡張末期像



収縮末期像

心電図同期 心筋SPECT
 心臓の拡張期、収縮期の
 断層画像が得られる。
 正確な心筋病変の検出、
 心筋壁の運動状態、
 左室駆出率算出が可能。



心電図同期 SPECT による左室心機能解析

心筋SPECTで見えるのは左室心筋

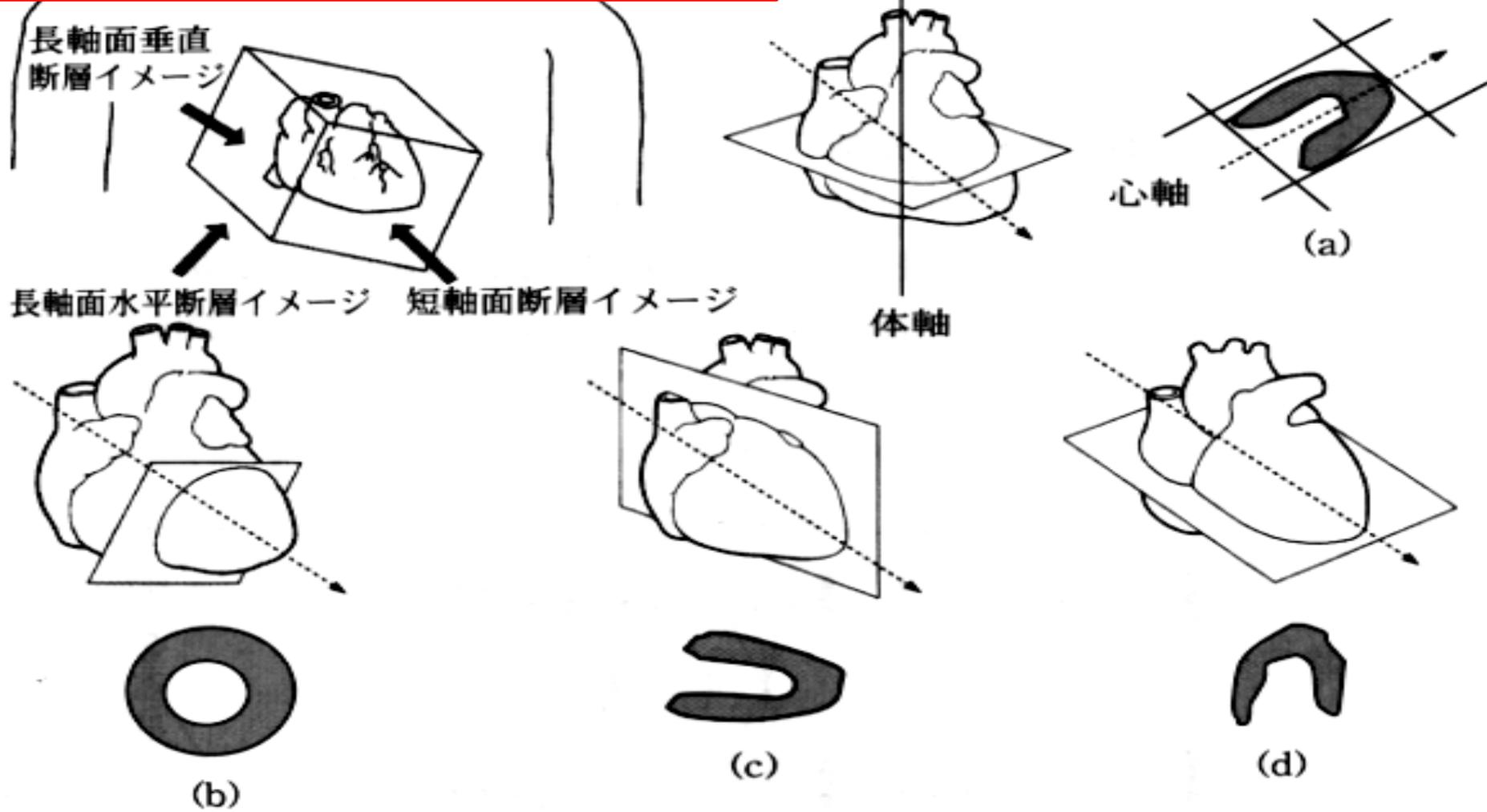


図 4・32 心筋 SPECT における各断面画像

- (a) 横断面断層像 (transaxial)
- (b) 短軸断層像 (short axis)
- (c) 長軸面垂直断層像 (vertical long axis)
- (d) 長軸面水平断層像 (horizontal long axis)

^{15}O -CO gated PET (心電図同期心臓PET)の 左室駆出率(LVEF)測定

Quantified PET Image



Short Axis

心尖部

心基部

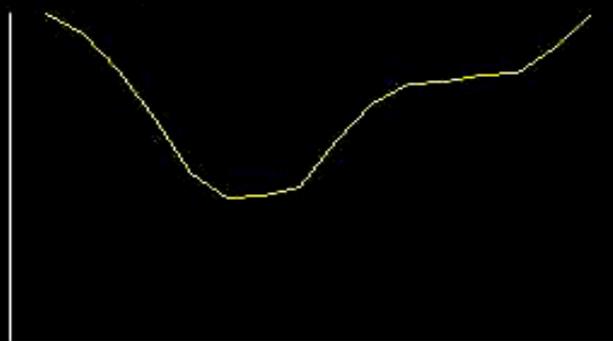
Vertical Long Axis

右室側

左室

左房

LV Volume Curve



^{15}O -CO Gated LV Study

LVEF = 55.4 %

一方、臓器が比較的体表面にあり前方側に片寄っている心臓の検査では、360度収集よりも180度収集（半回転）が合理的である。RAO 30度からLPO 30度の範囲あるいはRAO 45度からLAO 45度の範囲で収集をおこなう。しかし、前述した画像ひずみに関して180度収集は、対向する投影データがないために理論的に不完全再構成となり、ひずみの効果はさらに強調される。

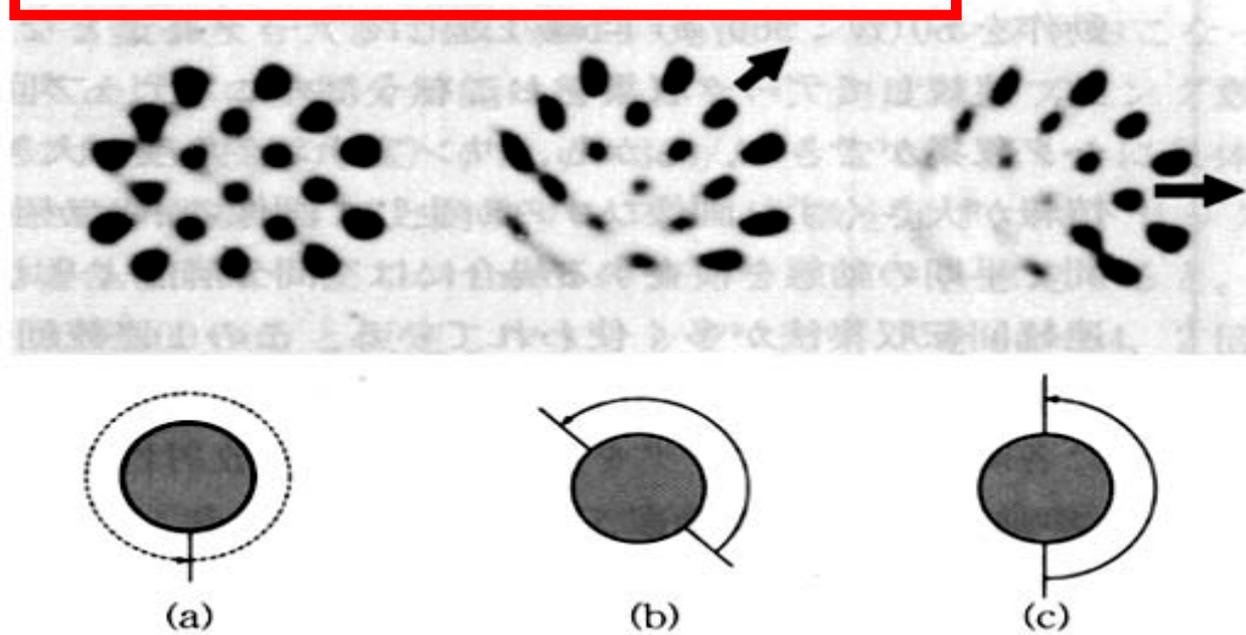


図 4・29 360度収集と180度収集の画像の相違
(a) 360度収集
(b) 180度収集 (LPO 45→RAO 45)
(c) 180度収集 (POST→ANT)

4.4.3 SPECT 画像断面変換画像

SPECT 画像の最大の特徴は、シンチカメラ面で2次元 (x, y 方向) にデータ収集をおこなうためにスライス方向 (体軸方向) に連続性があり、断面方向とスライス方向の空間分解能が等しいことにある。横断面断層像 (transaxial) に対してある角度を設定することで、矢状面断層像 (sagittal) や冠状面断層像 (coronal) を再構成できる。

心筋 SPECT 画像においては心臓の軸 (心軸) は体

軸に対してある角度をなしているので、体軸に対して垂直に断面像 (横断面) を作成しても心軸に垂直な横断面画像とはならない。そこで、前述した横断面像を用いて心臓の心軸を決定し、その心軸に垂直な横断面画像をつくる。これが短軸断層像

(short axis) である。この短軸断面画像をもとに、長軸面垂直断層像 (vertical long axis)、長軸面水平断層像 (horizontal long axis) を断面変換にて作成する。

SPECTの前処理フィルタ(Pre-filtering) プロジェクションデータのフィルタ処理

SPECTあるいはPETにおける投影データは通常は計数値(情報量)が少ないため多くの統計雑音(ノイズ)を含んでおり、しかも検出器の有限な空間分解能や散乱線などの影響のためボケを含んでいる。したがって、SPECTあるいはPETの画像再構成の前処理として投影データのノイズ除去と尖鋭化の両方の処理が必要である。通常、これらの処理にはバターワース(Butterworth)フィルタやウィナー(Wiener)フィルタが用いられている。

《原 著》

周波数空間バターワースフィルタおよび ウィナーフィルタを用いた核医学画像処理に関する 基礎的および臨床的検討

加 藤 千 恵 次*

要旨 周波数空間フィルタは周波数特性に歪みがない点で画像処理に優れている。周波数空間上でバターワースおよびウィナーフィルタの最適パラメータを自動的に計算し画像処理を行う方法を考案し、ファントム実験で適切なパラメータが導出されることを確認した。心プール像をモデル化したファントム像および31例の心電図同期心プールシンチグラムに応用し、実空間平滑化処理、周波数空間上でのバターワースおよびウィナーフィルタ処理を行った。これらの画像から駆出率を求め既知または心カテ法から得た駆出率との相関を調べ、フィルタによる差を比較した。相関は平滑化処理よりバターワースフィルタの方が優れ、バターワースフィルタよりウィナーフィルタの方が優れていた。ウィナーフィルタはカウントの少ない画像でより有効であった。周波数空間バターワースおよびウィナーフィルタは核医学画像の雑音成分を除去し定量性の向上に有効であると考えられた。

1) バターワースフィルタのパラメータ算出法

計測画像の信号成分は低周波領域に局在し、雑音の中で大きな割合を占める白色雑音成分は全周波数にほぼ均一に拡がっているために、ある周波数以上の領域では白色雑音成分がほとんどを占め、パワースペクトル分布がほぼ一定値となる。その周波数を遮断周波数とする。遮断周波数以上の高周波領域では信号／雑音比 (SN 比) が 1 以下になっているため、その領域の成分をすべて除去するのがバターワースフィルタである。

バターワースフィルタの周波数特性 $B(f)$ は、次式で示される。

$$B(f) = \frac{1}{1 + (f/f_c)^n} \quad (1)$$

f は周波数である。計測画像から求めるべき重要なパラメータは遮断周波数 f_c である。 n は遮断周波数近傍の周波数特性の傾きを決定する次数であり、値が大きくなると f_c 以上の周波数では

$B(f)$ は急激に 0 に収束する⁸⁾ (Fig. 1)。急峻な遮断つまり不適切に n の値が高い場合はパワースペクトル分布を不連続にするため逆フーリエ変換後の像にアーチファクトを生じる。したがってアーチファクトを生じない最大の次数が求められる。

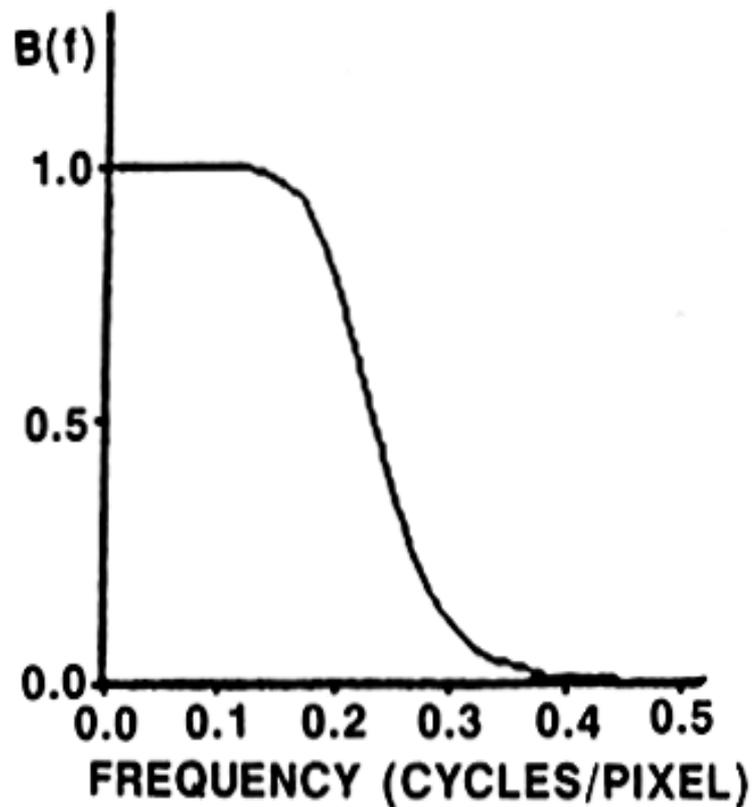


Fig. 1 Frequency response of Butterworth filter. The cutoff frequency, f_c , is the point at which the gain $B(f)$ is down to 0.707. The parameter n controls the steepness of the rolloff. The presented frequency response curve shows the Butterworth filter designed at $f_c=0.20$ and $n=9$.

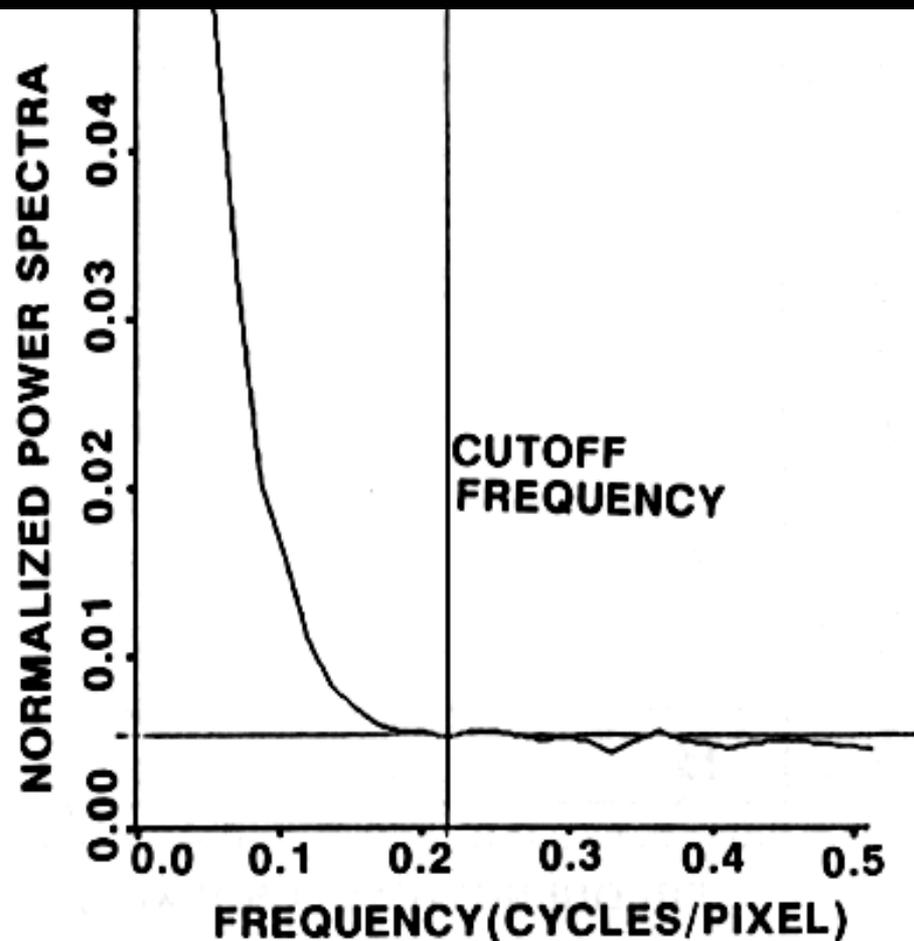


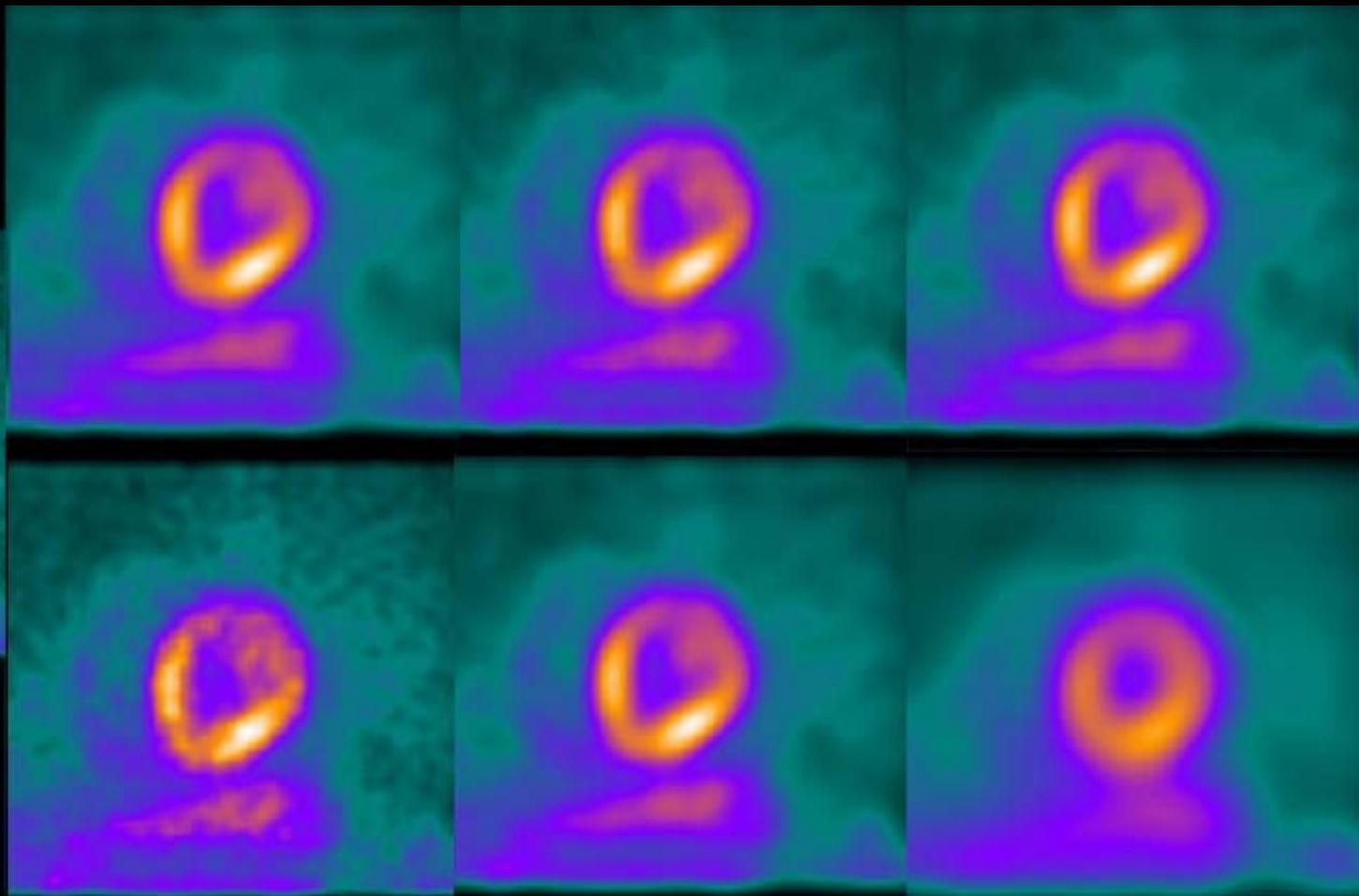
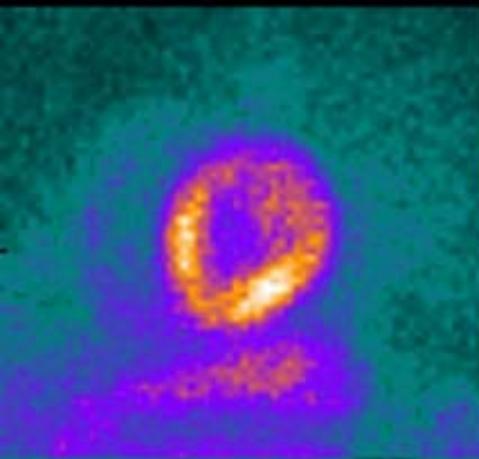
Fig. 2 Normalized power spectra for an object data. The spectra has an almost constant value in the high frequency region. The cutoff frequency is determined from the value, and applied to a parameter f_c for Butterworth filter.

Butterworth Filter

Order 2.5

5.0

10



$f_c = 1.0$

0.50

0.25

cycle/cm