

【問題 4-66】 (平成 13)

SPECT 像でリングアーチファクトが生じるのはどれか。

- a. 過大な回転半径
 - b. 回転中心のズレ
 - c. 検出器の感度不均一
 - d. 空間分解能の低下
 - e. 180 度データ収集
1. a, b 2. a, e 3. b, c
4. c, d 5. d, e

〔注解〕 b. 回転軸と検出器視野中心のずれでリングアーチファクトが生ずる。

c. 感度の不均一さは再構成画像にリングアーチファクトを生ずる。

a, d, e ではアーチファクトを生じない。

3

1

SPECT のリング状のアーチファクト

アーチファクトのおもな原因として、総合不均一性、直線はずみ、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 装置には直線は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。

2

【問題 4-68】 (平成 10)

SPECT の画像処理について正しい組合せはどれか。

- 1. 投影画像のノイズの除去 — 前処理フィルタ
- 2. 高周波画像ノイズの除去 — 高域通過型フィルタ
- 3. 使用した核種の半減期補正 — チェスラー・フィルタ
- 4. 画像再構成用フィルタ — バターワース・フィルタ
- 5. 低周波画像ノイズの除去 — ラマチャンドラ・フィルタ

〔注解〕 1. SPECT の前処理フィルタは投影画像の統計ノイズの除去に用いる。

2. 高域通過型フィルタはボケの除去に用い、ウィナー型フィルタなどがある。

3. チェスラー・フィルタは画像再構成用フィルタであるが現在あまり用いられていない。

4. バターワース・フィルタは低域通過型フィルタである。

5. ラマチャンドラ・フィルタは画像再構成用フィルタである。

1

3

4

断層画像(CT,SPECT,PET)を得るためのフィルタは2種類ある。

Pre-filter 前処理フィルタ

断層画像の元になるプロジェクション像の雑音除去 Butterworth, Wiener フィルタなど。

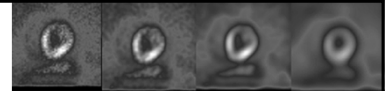
Reconstruction filter 再構成フィルタ

FBP(フィルタ畳重逆投影法)で断層画像を作成する場合に、フーリエ空間(周波数空間)で行う処理と同じ計算結果を得る実空間フィルタ。

Ramp、Shepp&Logan、Chesler、Ramachandran フィルタなど。

前処理フィルタ

プロジェクションデータにかけるフィルタ

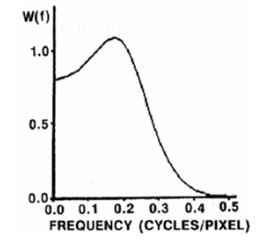
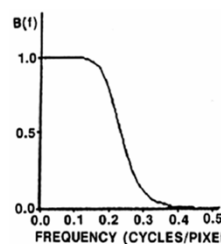


Butterworth filter

高周波成分を遮断。低域通過型フィルタ

Wiener filter

高周波成分の増幅。高域通過型フィルタ



5

6

Filtered Back Projection の再構成フィルタ

Ramp filter

最も単純な再構成フィルタ。高周波雑音が多い。

Chesler filter

Rampにcosine関数(Hanning window)をかけて高周波を抑制。

Shepp - Logan filter

さらに高周波成分を減衰させたフィルタ。

最もよく使われている再構成フィルタ。

Ramachandran filter

高周波成分を増強し画像を鮮鋭にするが、高周波雑音が多い。

7

【問題 4-65】 (平成 15)

SPECT 画像でアーチファクトの原因となるのはどれか。

- a. 連続反復回転で収集した。
- b. 視野から対象臓器が外れていた。
- c. 回転中心がずれていた。
- d. 極端に強い放射能が存在した。
- e. 被検者が撮像中に動いた。

- 1. a, b, c 2. a, b, e
- 3. a, d, e 4. b, c, d
- 5. c, d, e

8

〔注解〕 a. SPECT 画像で連続反復回転で収集しても、それだけではアーチファクトの原因とはならない。

b. 視野から対象臓器が外れていてもアーチファクトを生じることはない。

c, d, e の記述はいずれもアーチファクトの原因となる。

5

実際は、撮像視野から対象臓器がはずれると、再構成アルゴリズムに誤った画像を作らせることになるので、再構成画像にアーチファクトが生じる。

9

【問題 4-67】 (平成 9)

カメラ回転型 SPECT 装置の画質に影響を与える因子でないのはどれか。

- 1. 画像再構成フィルタ
- 2. 重積効果
- 3. 散乱線の補正
- 4. 回転角度
- 5. サンプリング数

〔注解〕 2. 重積効果は種々な器官や臓器が重なった時、それぞれの X 線吸収の程度に大きく差がある場合や同じ程度の吸収である場合は合成された X 線像となり、目的部分の診断の障害となる現象で SPECT 装置の画質とは関係がない。

2

10

【問題 4-70】 (平成 12)

SPECT 画像の解析値に影響を与えないのはどれか。

- 1. 前処理フィルタ
- 2. 画像再構成フィルタ
- 3. 収集カウント
- 4. 吸収補正法
- 5. カラー表示法

〔注解〕 5. カラー表示法は SPECT の画像表示法なので解析値に影響を与えない。

前処理フィルタ、画像再構成フィルタ、収集カウント、吸収補正法は、いずれも解析値に影響する。

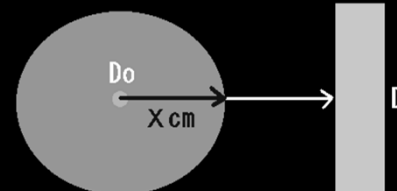
5

11

SPECTカメラでは体内の放射能分布の定量が困難

放射能の体内での減弱

$$D = D_0 \exp(-\mu x)$$



- D_0 : 真の放射能 (Bq)
- D : 放射能測定値 (Bq)
- μ : 線減弱係数 (/cm)

シンチカメラ

12

PETは、Transmission画像で吸収補正を行うので
 定量性が良い。実際の μ は一定値ではなく、3次元配列 $\mu(x,y,z)$

$D1 = D_0 \exp(-\mu X1)$
 $D2 = D_0 \exp(-\mu X2)$
 $D1D2 = D_0D_0 \exp(-\mu (X1+X2))$
 $D_0 = \sqrt{D1D2 \exp(\mu Y)}$

13

Emission CT : 放射線源が体内にある。

Detector Detector

Transmission CT : 放射線源が体外にある。

Radiation source Detector

14

吸収補正なし	吸収補正あり
Tra. Sag. Cor. Position 80 No 84 Px 89 Px Distance 494.2 mm 324.4 mm 350.1 mm	Tra. Sag. Cor. Position 80 No 84 Px 89 Px Distance 492.5 mm 324.4 mm 350.5 mm

15

吸収補正法

1. Chang法 (最も良く使われる方法)
再構成画像に近似的な吸収補正を行う
2. Sorenson法
プロジェクション画像に近似的な吸収補正を行う
3. 外部線源法 (PETでは必ず行う)
(TCT Transmission Computed Tomography)
人体の密度分布画像をもとに正確な吸収補正を行う

16

Chang法 再構成画像の幾何学的補正

人体の密度分布 μ が一定値と仮定して補正。
 ^{99m}Tc では μ は 0.10から0.12/cm の値を用いる。

吸収補正前の再構成画像 補正計数 $\exp(\mu R)$ 吸収補正後の再構成画像
 中心部のカウントが低い

17

Sorenson法 プロジェクションデータの幾何学的補正

人体の密度分布 μ が一定値と仮定して補正。
 対向するデータに対してPETのような補正をする。

$D1 = D_0 \exp(-\mu X1)$
 $D2 = D_0 \exp(-\mu X2)$
 $D1D2 = D_0D_0 \exp(-\mu (X1+X2))$
 $D_0 = \sqrt{D1D2 \exp(\mu Y)}$

18

【問題 4-71】 (平成 15)

- SPECT で関係のない組合せはどれか。
- a. 前処理フィルタ——バターワース・フィルタ
 - b. 画像再構成——フィルタ補正逆投影法
 - c. 回転中心ずれ——サイングラム
 - d. 吸収補正——TEW (triple energy window) 法
 - e. 散乱補正——Sorenson 法
1. a, b 2. a, e 3. b, c
4. c, d 5. d, e

【注解】 d. TEW 法は SPECT の散乱補正法の 1 つである。

e. Sorenson 法は SPECT の吸収補正法の 1 つである。

a. 前処理フィルタ, b. 画像再構成, c. 回転中心ずれの組み合わせはいずれも SPECT で関係する組み合わせである。

5

19

【問題 4-72】 (平成 11)

SPECT の吸収補正法はどれか。

- a. Wiener 法
 - b. Butterworth 法
 - c. Sorensen 法
 - d. Chang 法
 - e. Shepp & Logan 法
1. a, b 2. a, e 3. b, c
4. c, d 5. d, e

20

【注解】 c. Sorensen は Sorenson の誤植である。Sorenson 法は SPECT の吸収補正で画像再構成する前に投影データを補正する方法で、前補正法といわれる。

d. Chang 法は SPECT の吸収補正で通常の画像再構成をしたあとに対象を均一な楕円体として吸収補正する方法で、後補正法といわれる。

a. Wiener 法, b. Butterworth 法はいずれも SPECT で画質改善や雑音除去のための前処理法である。

e. Shepp & Logan 法は SPECT で画質改善や雑音除去のための後処理法である。

4

21

【問題 4-73】 (平成 13)

- SPECT の再構成法はどれか。
- a. 重畳積分法
 - b. 逐次近似法
 - c. TEW (triple energy window) 法
 - d. パトラックプロット法
 - e. 平均通過時間法
1. a, b 2. a, e 3. b, c
4. c, d 5. d, e

【注解】 c. TEW 法は SPECT の散乱補正法で 3 つのエネルギーウィンドウを用いて収集データを直接補正する。

d. パトラックプロット法は RI トレーサの組織への取り込み速度の算出法で、ポジトロン核種の動態解析などに用いられる。

e. 平均通過時間法は RI 動態機能検査で時間放射曲線の分析に用いられる。

重畳積分法, 逐次近似法はいずれも SPECT の再構成法である。

1

22

【問題 4-74】 (平成 10)

SPECT と比較した PET の特徴はどれか。

- a. コリメータが不要である。
 - b. 吸収補正が容易である。
 - c. バックグラウンドが多い。
 - d. 検出感度が低い。
 - e. 定量性がよい。
1. a, b, c 2. a, b, e
3. a, d, e 4. b, c, d
5. c, d, e

【注解】 c. PET では 180° 方向に放出される 2 本の消滅放射線を利用するのでバックグラウンドは少ない。

d. バックグラウンドが少ないので検出感度が PET は高い。

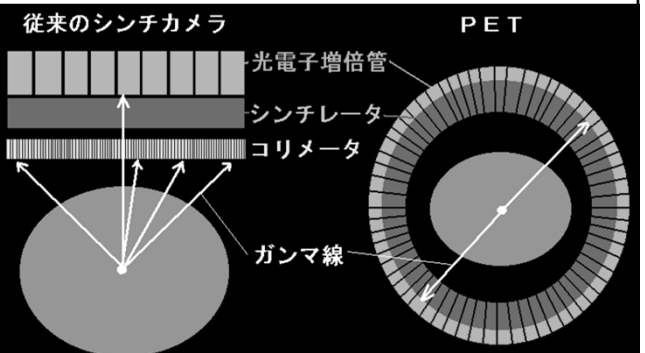
a, b, e の記述はいずれも PET の特徴として正しい。

2

23

PETカメラは、コリメータがないので高感度。

1対のγ線入射信号だけを画像データに使うのでバックグラウンド(散乱線などの不要な成分)が少ない。



24

【問題 4-75】 (平成 12)

SPECT が PET より優る点はどれか。

1. 臨床の場で使いやすい。
2. 分解能が高い。
3. 定量性がよい。
4. 感度が高い。
5. 被曝線量が少ない。

〔注解〕 1. PET はサイクロトロンで生産される短半減期のポジトロン核種を用いるので、検査装置の近くにサイクロトロンを必要とするため臨床の場では SPECT の方が優れて使いやすい。

分解能、定量性、感度、被曝線量については、いずれも SPECT の方が PET に比べて劣る。

1

25

被曝 (mSv) 全身 1mSvで、10万人に1人、癌で死亡。

201-Tl 心筋(111MBq) 26 (睾丸 62 腎 60 胎児 6)
 67-Ga (74MBq) 9 (骨髄 13 大腸 15 胎児 6)
 99m-Tc-MDP骨(740MBq) 6 (骨 47 膀胱 37 胎児 4.5)

18-F-FDG (185MBq) 3.5 (膀胱 20 心臓 10 胎児 3)
 11C-Methionine (370MBq) 2.0 (脾、肝 7)
 15-O-CO (2000MBq) 1.5 (肺 7)
 15-O-CO2 (3000MBq) 2 (肺 11)
 15-O-O2 (6000MBq) 4 (肺 17)

CT 10 ~ 100
 血管造影 7 ~ 10 (1分で皮膚0.5)
 胃、消化管造影 3

26

【問題 4-77】 (平成 15)

PET について誤っているのはどれか。

1. 陽電子放出核種を被検者に投与する。
2. 消滅放射線を測定する。
3. リング形に配列したシンチレータを使用する。
4. 収集する放射線のエネルギーは 140 keV である。
5. SPECT より検出感度が高い。

〔注解〕 4. PET は陽電子放出核種をトレーサとして用い、陽電子の消滅時に互いに反対方向に放射される γ 線を利用し、生体の代謝や機能などの検査に用いる。このとき放射される γ 線のエネルギーは 511 keV である。

4

27

平成18年 国家試験

問題 52 SPECT で誤っている組合せはどれか。

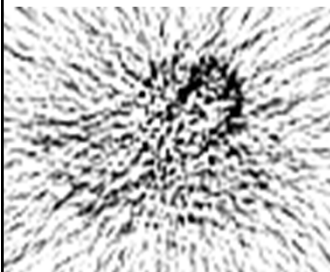
1. バターワースフィルタ —— ノイズの除去
2. OSEM 法 —— 線状アーチファクトの軽減
3. 吸収補正 —— 被ばく線量の軽減
4. 散乱線補正 —— コンプトン散乱の除去
5. 空間分解能補正 —— 部分容積効果の軽減

解答 3

28

2D FBP

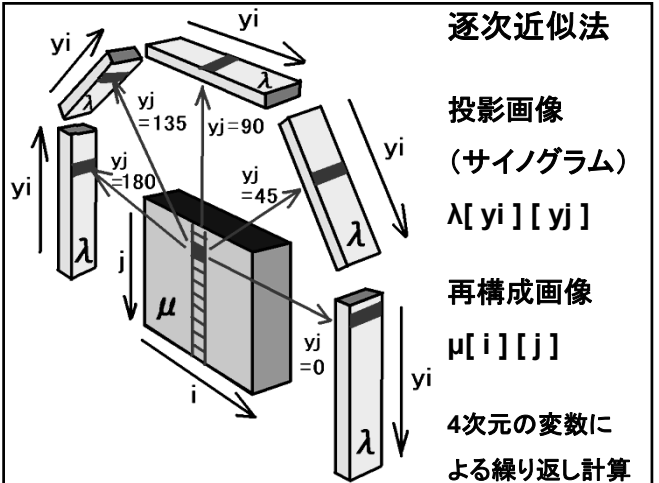
2D OSEM



カウントの少ない場合は、逐次近似再構成法が有効。

NH₃ 心筋PET
 10mCi 投与 8分後から10分間 16分割で心電図同期収集

29

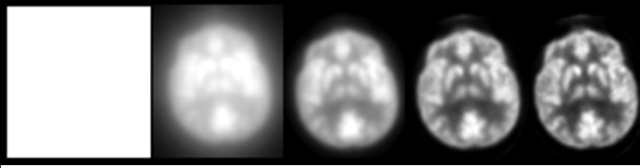


30

逐次近似再構成法 Iterative Reconstruction
MLEM (Maximun Likelihood Expectation Maximization)
OSEM (Ordered Subsets Expectation Maximization)

OSEM (Subsets 2 繰り返し計算回数 k)

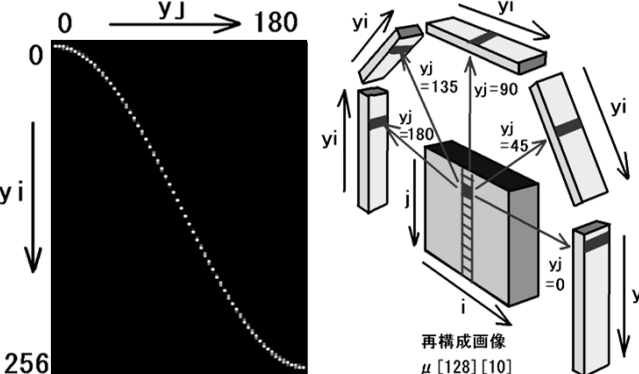
k = 0 k = 2 k = 4 k = 10 k = 20



サイノグラム (横から測定した全方向からのデータ) から、確率の高い断面像を 逐次推定していく。

31

再構成画像 μ の、画素 [128] [10] に対する
サイノグラム $\lambda[y_i][y_j]$ への寄与率 (検出確率)



32

再構成画像 μ の、画素 [i][j] に対する
サイノグラム $\lambda[y_i][y_j]$ への寄与率 (検出確率) は、
4次元配列 $C[i][j][y_i][y_j]$ となる。

$\lambda = \sum C \mu$ サイノグラム = \sum (検出確率 x 再構成画像)

正確に記述すると

$$\lambda[y_i][y_j] = \sum_i \sum_j C[i][j][y_i][y_j] \mu^k[i][j]$$

$\mu^k[i][j]$ は、k 番目の繰り返し計算後の画像

33

測定したサイノグラム λ と再構成画像 μ (初期値は
全画素値 1) について $\lambda / (\sum C \mu)$ を求める。

$\lambda / (\sum C \mu)$
= 真のサイノグラム / 画像 μ から推定されるサイノグラム

推定画像 μ の画素値が、真の値より大きすぎると
 $\lambda / (\sum C \mu)$ は 1 未満になる。

推定画像 μ の画素値が、真の値より小さすぎると
 $\lambda / (\sum C \mu)$ は 1 以上になる。

34

$\sum C (\lambda / (\sum C \mu)) / \sum C$
撮像した全方向について $\lambda / (\sum C \mu)$ の平均
(検出確率 C をかけた加重平均) を求める。

正確に記述すると

$$\frac{\sum_{y_i, y_j} C[i][j][y_i][y_j] (\lambda[y_i][y_j] / (\sum C[i][j][y_i][y_j] \mu^k[i][j]))}{\sum_{y_i, y_j} C[i][j][y_i][y_j]}$$

この式の値は配列 (要素数は $i \times j$)

35

k 番目の再構成画像 μ^k の 各画素ごとに
 $\sum C (\lambda / (\sum C \mu)) / \sum C$
の値をかけて、次の推定画像 μ^{k+1} の画素値を算出。

$$\mu^{k+1} / \mu^k = \sum C (\lambda / (\sum C \mu)) / \sum C$$

逐次近似再構成法 MLEM、OSEM の式

正確に記述すると

$$\mu^{k+1}[i][j] / \mu^k[i][j] = \frac{\sum_{y_i, y_j} C[i][j][y_i][y_j] (\lambda[y_i][y_j] / (\sum C[i][j][y_i][y_j] \mu^k[i][j]))}{\sum_{y_i, y_j} C[i][j][y_i][y_j]}$$

36

OSEM は、 y_j (サイノグラムの角度成分)の計算ループを間引いて $C(\lambda / (\sum C \mu)) / \sum C$ の値を求めて、次の推定画像 μ の画素値を算出。

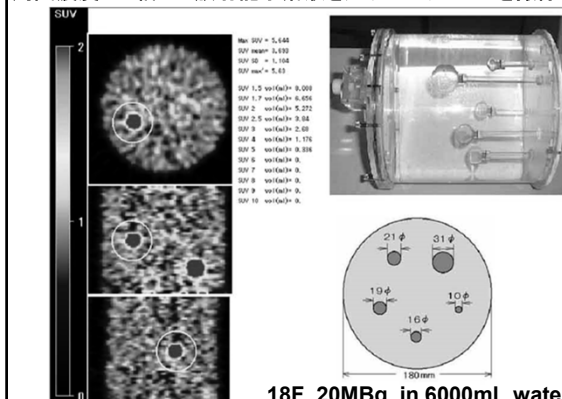
例えば、 y_j が 0, 1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8 の 9 方向で、subsets を 3 に設定すれば、

まず、 $y_j = 0, 3, 6$ の値で μ^k を計算する。
次に、 $y_j = 1, 4, 7$ の値で μ^k を基に μ^{k+1} を計算する。
更に、 $y_j = 2, 5, 8$ の値で μ^{k+1} を基に μ^{k+2} を計算する。

計算量は MLEM の 1 回繰り返すと同量だが、MLEM を 3 回繰り返した場合と同等の画像を得られる。

37

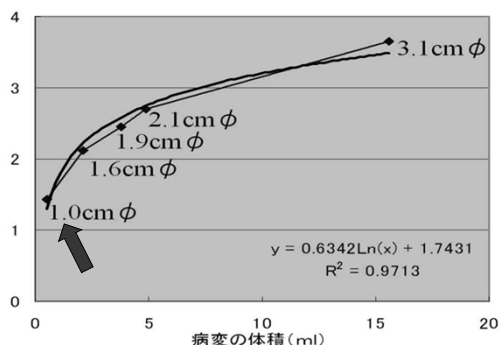
部分容積効果の確認
直径 10、16、19、21、31mm の球に
周囲濃度の 4 倍の放射能水溶液を入れたファントムを撮像



38

部分容積効果の曲線

SPECT, PETのカウント値は 病変の大きさに依存する。
同じ放射能でも直径1cmの病変のカウントが低下する。
装置の空間分解能が良いと、部分容積効果は低下(改善)する。



39

平成18年 国家試験

問題 53 SPECT と比較して PET に特有の補正はどれか。

- a. 吸収補正
- b. 散乱補正
- c. 体動補正
- d. ブランク補正
- e. 偶発同時計数補正

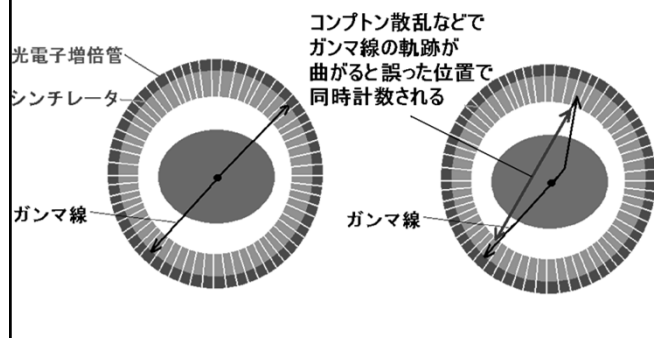
1. a、b 2. a、e 3. b、c 4. c、d 5. d、e

解答 5

40

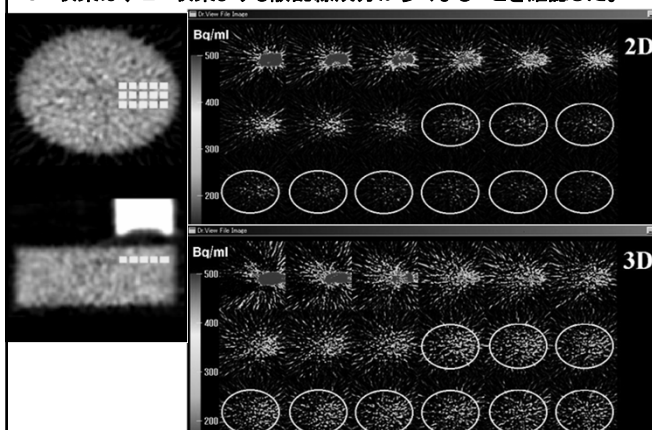
PETにも散乱線の影響がある。

2D収集よりも3D収集の場合で散乱線成分が多くなる。



41

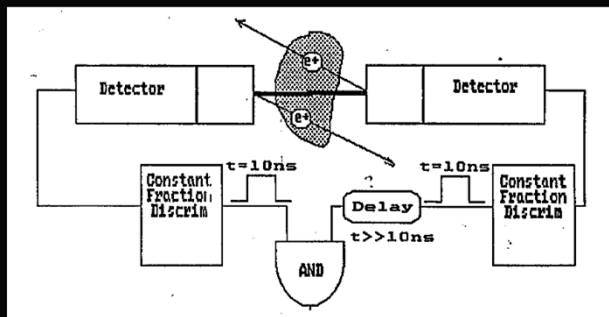
楕円ファントムを、近傍に放射能の高い容器を置いて撮像した。
3D収集は、2D収集よりも散乱線成分が多くなることを確認した。



42

偶発同時計数
異なる陽電子からのガンマ線が偶然同時に計数される現象。
放射能投与量が多いと、偶発同時計数が増加する。
シンチレータの光減衰時間が長いと、偶発同時計数が増加する。

Randoms correction



43

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	LSO	GSO	BaF ₂
		(Bi ₄ Ge ₃ O ₁₂)	(Lu ₂ SiO ₅ : Ce)	(Gd ₂ SiO ₅ : Ce)	
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 511 keV 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(線減弱係数が大きく、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)。
数年前のPETには、BGOが使用されていたが、
最近のPETには、GSO、LSOが使用されている。

44

日常業務でのPET装置の管理

- **ブランクスキャン**
検出器の異常を見つけるためにも
始業前に毎日実施する。
- **キャリブレーション**
2週間に1度程度は行った方が良い。
- **ノーマライズ**
ディテクタ(検出器)異常時、交換時
に必要。
3ヶ月に1度くらいは行った方が良い。

45

ブランクスキャン
始業前に毎日実施する。

トランсмисシオンデータの補正に
用いる空気吸収係数を
得るために行う。

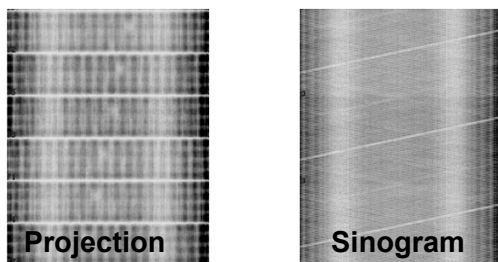
ブランクスキャンは、
トランсмисシオン用ロッド線源を
使って毎日実施する。

検出器の異常を確認するため、
ブランクスキャンのサイノグラムを
目視点検する。

46

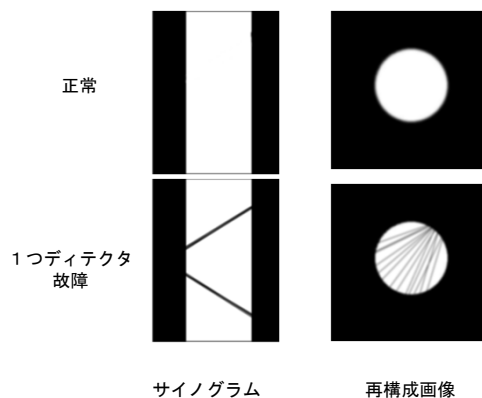
始業前に毎日実施する作業 (Daily QC)

ブランクスキャンデータで、検出器の感度のばらつきを確認。
前回データとの比較、検出器間の感度差の確認。
許容範囲を超える場合、まずノーマライズを実施し、
それでも改善しなければ、検出器の交換を検討する。



47

ディテクター(検出器)が故障した場合、
ブランクスキャンのサイノグラムに斜線が出現する。



48