

(一社) 日本画像医療システム工業会規格  
Japanese Engineering Standards of Radiological Apparatus

JESRA X-0051\*E<sup>-2026</sup>

制定 1985年1月15日  
改正 1997年4月 1日  
改正 2009年7月29日  
誤記修正 2009年7月29日  
改正 2017年6月26日  
改正 2021年3月16日  
改正 2026年3月5日

ガンマカメラの性能測定法と表示法

*Test Condition and its Expressions of  
Gamma Camera Performances*

(一社) 日本画像医療システム工業会

## 目次

|       |                             |        |
|-------|-----------------------------|--------|
| 1     | 適用範囲                        | - 2 -  |
| 2     | 用語の意味                       | - 3 -  |
| 3     | 性能測定法と表示法                   | - 8 -  |
| 3. 1  | 固有均一性                       | - 8 -  |
| 3. 2  | 固有空間分解能                     | - 11 - |
| 3. 3  | 固有空間直線性                     | - 14 - |
| 3. 4  | 固有エネルギー分解能                  | - 16 - |
| 3. 5  | 固有計数率特性                     | - 18 - |
| 3. 6  | 散乱体のある総合計数率特性               | - 20 - |
| 3. 7  | 高計数率時の固有空間分解能               | - 23 - |
| 3. 8  | 高計数率時の固有均一性                 | - 23 - |
| 3. 9  | 複数ウィンドウの像のずれ                | - 23 - |
| 3. 10 | 総合空間分解能                     | - 26 - |
| 3. 11 | 総合感度と透過率                    | - 29 - |
| 3. 12 | 遮へい能力                       | - 32 - |
| 3. 13 | SPECT 再構成後の総合空間分解能（散乱体なし）   | - 35 - |
| 3. 14 | SPECT 再構成後の総合空間分解能（散乱体あり）   | - 39 - |
| 3. 15 | SPECT 再構成後の総合容積感度           | - 41 - |
| 3. 16 | ホールボディ測定画像の総合空間分解能          | - 44 - |
| 3. 17 | 検出器－検出器間感度偏差                | - 48 - |
| 3. 18 | システムアライメント                  | - 49 - |
| 3. 19 | X線CT組合せSPECT装置における画像重ね合わせ精度 | - 52 - |
| 4     | 線源・ファントム一覧および技術的補足説明        | - 57 - |
| 4. 1  | 線源一覧                        | - 57 - |
| 4. 2  | ファントム類一覧                    | - 62 - |
| 4. 3  | 技術的補足説明(全体)                 | - 69 - |
| 4. 4  | 技術的補足説明（線源（4. 1項））          | - 70 - |
| 4. 5  | 技術的補足説明（ファントム（4. 2項））       | - 71 - |
| 4. 6  | 技術的補足説明（計数率特性）              | - 72 - |
| 4. 7  | 技術的補足説明（FWHM、FWTMの求め方）      | - 74 - |
| 5     | 解説                          | - 77 - |
| 6     | 原案作成および審査                   | - 78 - |

## 1 適用範囲

この規格は、単一結晶形又は離散型ピクセル検出器のガンマカメラ本体の、次にあげる性能項目の測定法および表示法について規定する。

固有均一性  
 固有空間分解能  
 固有空間直線性  
 固有エネルギー分解能  
 固有計数率特性  
 散乱体のある総合計数率特性  
 高計数率時の固有分解能  
 高計数率時の固有均一性  
 複数ウィンドウの像のずれ  
 総合空間分解能  
 総合感度と透過率  
 遮へい能力  
 SPECT再構成後の総合空間分解能（散乱体なし）  
 SPECT再構成後の総合空間分解能（散乱体あり）  
 SPECT再構成後の総合容積感度  
 ホールボディ測定画像の総合空間分解能  
 検出器－検出器間感度偏差  
 システムアライメント

ただし、次にあげた各装置を除くものとする。しかし、適用可能な項目について適用してもかまわない。

シンチレーションスキャナ  
 断層測定装置  
 ディスプレイおよび写真記録装置  
 データ記録装置  
 データ処理装置  
 ポジトロン同時計測装置  
 多結晶形ガンマカメラ  
 検出器の回転しないシステム  
 多焦点型コリメータ

ガンマカメラにデータ処理装置が一体に組み込まれ、切離して使用できない装置については、それを明記して、本規格に準じた測定法と表示法を行なうものとする。

（\*4.章 補足説明参照）

<備考>本規格に関連する国際的な規格は、次の通り。

- ・ IEC : IEC 61675-2:2015  
 “Radionuclide imaging devices - Characteristics and test conditions - Part 2: Gamma cameras for planar, wholebody, and SPECT imaging.”
- ・ NEMA : NEMA Standards Publication NU 1:2023  
 “Performance Measurements of Gamma Cameras.”

追記項目として、X線CT組合せSPECT装置（SPECT/CT）に対する画像重ね合わせ精度の測定法を記載した。

## 2 用語の意味

本規定で使用する用語の意味を定義する。

### 2. 1 放射能

放射性壊変を起こす原子核の性質。

#### 2. 1. 1 放射能量

単位時間当たりに生ずる原子核の自発的崩壊の数。

### 2. 2 シンチグラフィ

体内に存在する放射性物質の分布状態を体外から検出し描画する方法。

### 2. 3 ガンマカメラ

体外からガンマ線を計測し、放射性物質の分布を画像として記録する装置。  
シンチレーションカメラ、シンチカメラとも言う。  
(この規格では、ガンマカメラに統一して使用する。)

### 2. 4 検出器ヘッド

#### 2. 4. 1 検出部

検出器とコリメータおよび検出器シールドとの組み合わせ。

#### 2. 4. 2 検出器

映像化と計数の目的のために入射ガンマ線を検出する機構。

### 2. 5 検出器シールド

コリメータ以外を透過する放射線を減弱する遮へい体。

### 2. 6 測定視野

#### 2. 6. 1 UFOV [Useful Field of View] (有効視野)

製造・販売業者の指定する有効な測定視野、あるいはその形状。

#### 2. 6. 2 CFOV [Central Field of View] (中心視野)

UFOVの形状を75%に縮小した相似形で、その面積重心位置が、UFOVの面積重心と同じ位置である測定視野の中央部分

#### 2. 6. 3 UFOV、CFOV の中心

UFOV、CFOVの中心は、それぞれの形状の面積重心とする。

#### 2. 6. 4 UFOV の最大径 (4. 3. 2 項 補足説明参照)

UFOVが円の場合にはその直径、矩形などの場合にはUFOVに外接する円の直径とする。

## 2. 7 コリメータ

検出器に到達できる放射線の入射角と有効視野を限定する一個あるいは複数個の孔をもつ放射線遮へい材よりなる構造体。

### 2. 7. 1 平行多孔コリメータ

孔の軸が互いに平行で検出器面に垂直な多数孔を有するコリメータ。

### 2. 7. 2 コンバージング・コリメータ

検出器の前方の一点または一線で各孔の軸が交わる多数の孔をもつコリメータ。

### 2. 7. 3 ダイバージング・コリメータ

検出器の後方の一点または一線で各孔の軸が交わる多数の孔をもつコリメータ。

### 2. 7. 4 ピンホール・コリメータ

検出器の前方に小さな孔をもつコリメータ。

### 2. 7. 5 コリメータの幾何学的焦点距離

焦点を結ぶコリメータ（ダイバージング・コリメータ、コンバージング・コリメータ）の前面からコリメータ孔の軸が交わる点までの距離。

### 2. 7. 6 ファンビームコリメータ

コリメータの1軸に対しては、焦点を結び、それと直交する軸方向は平行である多孔のコリメータ。コンバージング・コリメータの一種。

## 2. 8 計数・計数率

### 2. 8. 1 不感時間

入射したガンマ線に対する処理を実施する間、ガンマ線の検出能力が失われている時間。

### 2. 8. 2 真の計数率（入力計数率）

検出器に入射して検出したガンマ線を不感時間ゼロで測定したと仮定して得られる計数率。

### 2. 8. 3 観測計数率

検出器に入射して検出したガンマ線を実際に測定した計数率。装置の計数計または計数率計から読みとれる値。

### 2. 8. 4 計数率特性

真の計数率（入力計数率）と観測計数率の関係。

### 2. 8. 5 cps(count per second)

カウント毎秒の意味で、計数率の単位。

kcps(kilo count per second):千カウント毎秒も使う。

2. 8. 6 kc(kilo count)  
千カウントの略。

2. 8. 7 Mc(Mega count)  
百万カウントの略。

## 2. 9 総合感度

感度はガンマ線源の単位放射エネルギーに対する計測ガンマ線計数率との比である。コリメータの種類、エネルギーウィンドウ、核種、線源の形状、幾何学的配置などで変化し、これらの条件を含めて測定されたものを総合感度とよぶ。

## 2. 10 応答関数、FWHM（半値幅）およびFWTM（1/10 値幅）

### 2. 10. 1 応答関数

線応答関数(Line Spread Function:LSF)と点応答関数(Point Spread Function:PSF)がある。線応答関数はコリメータ表面から所定の距離(Z)におけるコリメータ軸に垂直な面(X, Y)上でY軸平行に線状線源が置かれたとき、測定量(たとえば計数値)をX軸の関数L(X)で表したものの。

### 2. 10. 2 応答関数のFWHM（半値幅）とFWTM（1/10 値幅）

FWHM[Full Width at Half Maximum]とは応答関数とその最大値の半分になる2点間の距離。

FWTM[Full Width at Tenth Maximum]とは応答関数とその最大値の1/10の値になる2点間の距離。

半値幅には半値全幅と半値半幅があるが、ここでは半値全幅を意味する。

## 2. 11 均一性

均一性は検出器に均一なガンマ線束を入力したときの各単位面積(ピクセル)あたりの計数密度の性質を表わす。さらにコリメータ類の有無により固有均一性と総合均一性に分かれる。

### 2. 11. 1 積分均一性

視野内でピクセルの値の最大値と最小値を測定し、その差をその和で除した百分率を積分均一性という。

### 2. 11. 2 微分均一性

指定ピクセル領域内(ここでは5ピクセル)での最大偏差(最大値と最小値の差をその和で除した百分率)で視野内で最大の値を微分均一性という。

## 2. 12 デジタル化分解能

デジタル計測のためにガンマカメラのアナログ信号をデジタル信号に変換した時のピクセル、ビンなどの大きさ。

2. 13 光電ピーク  
ガンマ線スペクトルにおける全吸収ピーク。
2. 14 放射能量計  
試料の放射エネルギーを測定する計測器で、ドーズキャリブレーション（線量校正器）、キュリーメータとも呼ばれる。
2. 15 クラススタンダード  
最低基準を規定するのではなく性能の典型的・標準的な値を代表値としたもの。
2. 16 SPECT 再構成画像の名称、測定の方法
2. 16. 1 トランスバース・スライス (Transverse Slice)  
SPECTの再構成を、回転軸に直交する断面で行った画像。  
通常、横断面（画像）という。
2. 16. 2 サジタル・スライス (Sagittal Slice)  
SPECTの再構成を、回転軸と平行する断面で行った画像のうち、被検体の側面から見た画像。  
通常、し(矢)状断面（画像）という。
2. 16. 3 コロナル・スライス (Coronal Slice)  
SPECTの再構成を、回転軸と平行する断面で行った画像のうち、被検体の正面から見た画像。  
通常、冠状断面（画像）という。
2. 16. 4 ラジアル (Radial)  
SPECTの再構成を、回転軸と直交する断面で行った横断面画像上で、回転軸から見た半径方向
2. 16. 5 タンジェンシャル (Tangential)  
SPECTの再構成を、回転軸と直交する断面で行った横断面画像上で、回転軸から見た円周方向（接線方向）
2. 16. 6 トランザキシャル (Transaxial)  
SPECTの再構成を回転軸に直交する断面で行った画像で、X、Y軸方向をまとめていう。
2. 16. 7 アキシャル (Axial)  
SPECTの再構成を回転軸と平行する断面で行った画像で、回転軸方向（Z軸方向）をいう。
2. 16. 8 総合容積感度 (SVS: System Volume Sensitivity)  
円柱線源の放射能濃度に対するSPECT収集時の検出計数率で、単位は

c/s/Bq/cm<sup>3</sup>で表す。

2. 16. 9 回転軸の単位長さ当たりの総合容積感度 (VSAC:Volume Sensitivity per Axial Centimeter)

総合容積感度 (SVS) を円柱状線源の長さで除することにより求められる。  
単位はc/s/Bq/cm<sup>2</sup>で表す。

### 3 性能測定法と表示法

#### < 共通測定条件 >

適用装置は、ガンマカメラ本体で通常の使用状態で測定する。

各種の補正回路（均一性補正回路等）は装置に一体として組み込まれ切離して使用できない場合はそれを明記して使用する（4.3.1 項 技術的補足説明参照）。

規定した条件以外で測定、処理を行った場合は、その旨を報告に記載する。一連の測定においては、装置の再調整、構成の変更（条件の変更）等は原則として行なわない。

点線源により検出器を均一に照射する場合は、照射野を UFOV の 2 倍以上とする。

#### 3. 1 固有均一性

コリメータを装着しない状態で検出器固有の均一性を、UFOV、CFOV について、積分均一性および微分均一性に分けて測定する。

積分均一性は UFOV、CFOV で最大ピクセルカウント差を測定する。

微分均一性は 5 ピクセルの範囲で、最大の偏差を測定する。

この測定は分散型ピクセル検出器に適用される。但し必要なピクセルサイズが得られない場合は、その旨を報告する。またコリメータがはずせないシステムは面線源を使用する。

##### 3. 1. 1 測定機器

###### a) 線源およびファントム

使用線源は Tc-99m を使用した点線源（線源番号 1、4. 1 項 参照）を鉛シールド（ファントム番号 3、4. 2 項 参照）に入れて使用する。

線源として Tc-99m 以外の核種を用いた場合には別に明記する。放射性物質の線源強度は、計数率が 20kcps 以下になるようにする。

###### b) コリメータ

本測定でコリメータは使用しない。

コリメータをはずした検出器上に UFOV を囲む厚さ 3mm 以上の鉛マスク（ファントム番号 1、4. 2 項 参照）をつける。

###### c) 機器の配置

線源は UFOV の中心軸上に位置し、検出器間距離は UFOV の最大径の 5 倍とする。（図 3. 1-1(a), (b) 参照）

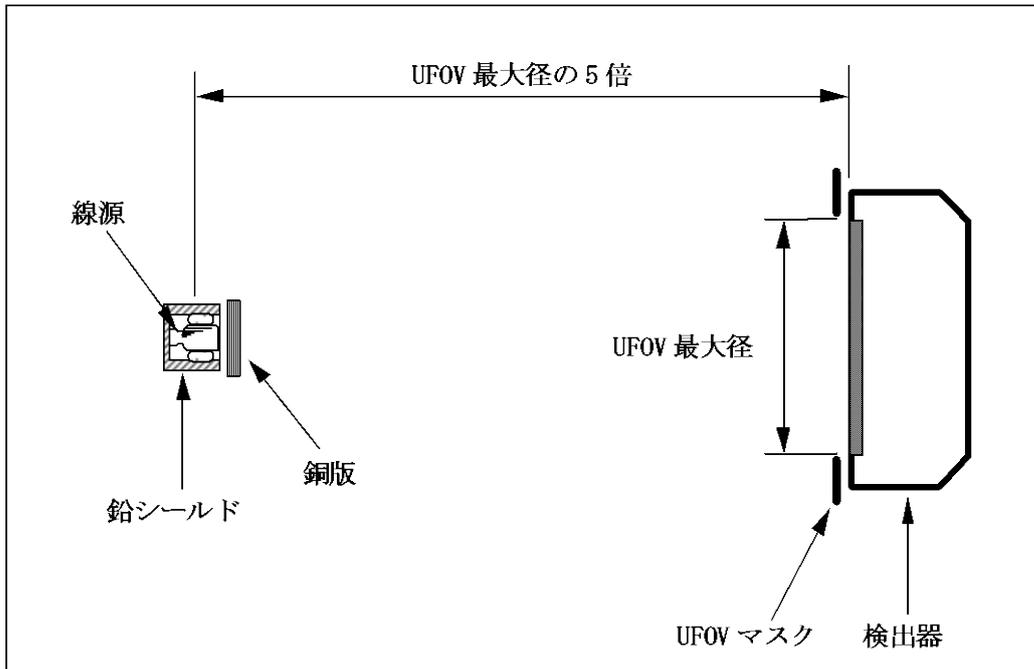


図 3.1-1 (a) 固有均一性測定 of 線源位置 (水平)

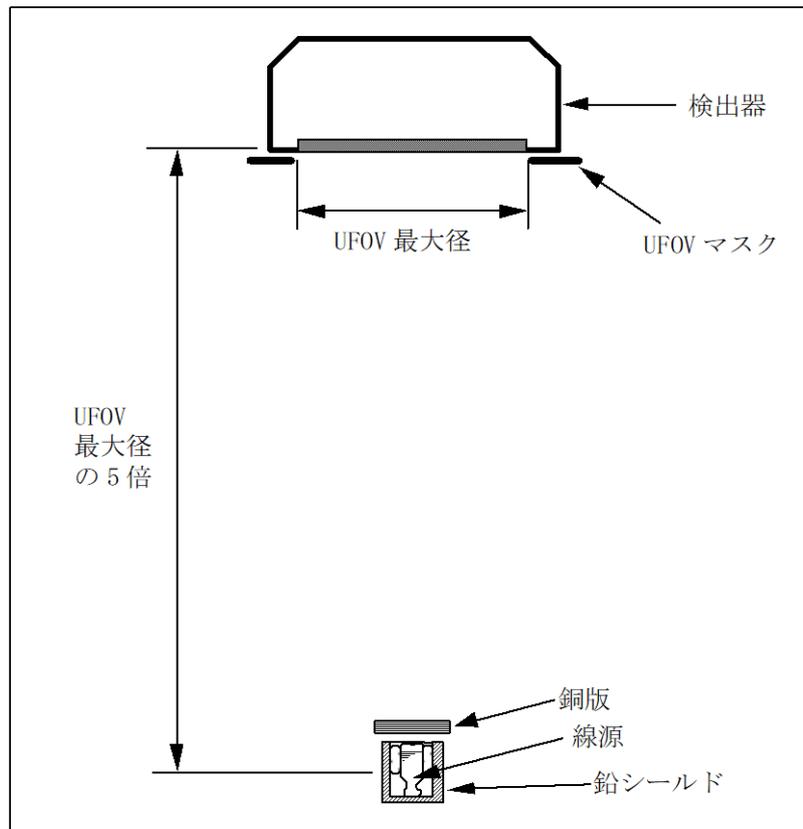


図 3.1-1 (b) 固有均一性測定 of 線源位置 (垂直)

### 3. 1. 2 測定方法

エネルギーウィンドウ幅は臨床使用の値又はメーカーの推奨値を使用する。使用した値は報告に記載する。

画像の中心で1ピクセルの値が10,000カウント(10kc)以上になるように収集する。ピクセルサイズは6.4mm±30%とする。

ピクセルサイズが規定のサイズと異なる場合は、その旨を明記する。

### 3. 1. 3 解析(計算)方法

得られたUFOVエッジのデータで、CFOV内平均ピクセル値の75%未満のピクセル値は0に置き換える。さらに0カウントに置き換えられたピクセルに直接に接している4つのピクセルも0に置き換えられる。残っている0でないピクセルが計算の対象になる。

得られたデータは9点加重平均を1回行う。その加重は図3.1-2とする。

|   |   |   |
|---|---|---|
| 1 | 2 | 1 |
| 2 | 4 | 2 |
| 1 | 2 | 1 |

図3.1-2 9点加重平均の重み付け

#### a) 積分均一性

UFOV、CFOVの各視野について式3.1-1に基づいて算出する。ここで最大値、最小値は、全視野内での最大、最小のピクセル値とする。

$$\text{積分均一性} = \pm \frac{\text{最大値} - \text{最小値}}{\text{最大値} + \text{最小値}} \times 100 \quad (\%) \quad (\text{式 3.1-1})$$

#### b) 微分均一性

UFOV、CFOV各視野内において、式3.1-2による5ピクセル単位での最大、最小ピクセル値から均一性(最大偏差)を算出する。この5ピクセル単位での均一性(最大偏差)を1ピクセルずつずらして繰り返し計算する。計算はX方向、Y方向の2つで行う。全ての均一性(最大偏差)で最大の値を視野における微分均一性とする。

$$\text{微分均一性} = \pm \frac{\text{最大値} - \text{最小値}}{\text{最大値} + \text{最小値}} \times 100 \quad (\%) \quad (\text{式 3.1-2})$$

### 3. 1. 4 表示(報告)方法

積分均一性、微分均一性については、UFOV、CFOVそれぞれに対し、±百分率で表示する。測定した条件が異なる場合は、その旨を報告する。

### 3. 2 固有空間分解能

コリメータを装着しない状態で検出器固有の分解能を X 軸、Y 軸の両軸について測定する。

この測定は、そのまま分散型ピクセル検出器には適用できない。

#### 3. 2. 1 測定機器

##### a) 線源およびファントム

使用線源は Tc-99m を使用した点線源（線源番号 1、4. 1 項 参照）を鉛シールド（ファントム番号 3、4. 2 項 参照）に入れて使用する。計数率の調整に銅板を使用しても良い。

線源として Tc-99m 以外の核種を用いた場合には別に明記する。放射性物質の線源強度は、計数率が 20kcps 以下になるようにする。

ファントムは UFOV 内に 1mm 幅のスリットを 30mm 間隔で平行に配列した形状とし Tc-99m に対しては 3mm 厚の鉛板でできた検出器表面に最も接近可能なもので、UFOV を十分覆える大きさであること。（ファントム番号 2、4. 2 項 参照）

##### b) コリメータ

本測定でコリメータは使用しない。

コリメータをはずした検出器上に UFOV を囲む厚さ 3mm 以上の鉛マスク（ファントム番号 1、4. 2 項 参照）をつける。

##### c) 機器の配置

線源は UFOV の中心軸上に位置し、検出器間距離は UFOV の最大径の 5 倍とする。（図 3.2-1 参照）

ファントムの中央スリットは、測定軸に垂直な直径に対し、測定視野の両端で±1mm 以内に合わせる。

またピークチャネルにて 1kc 以上を収集する。

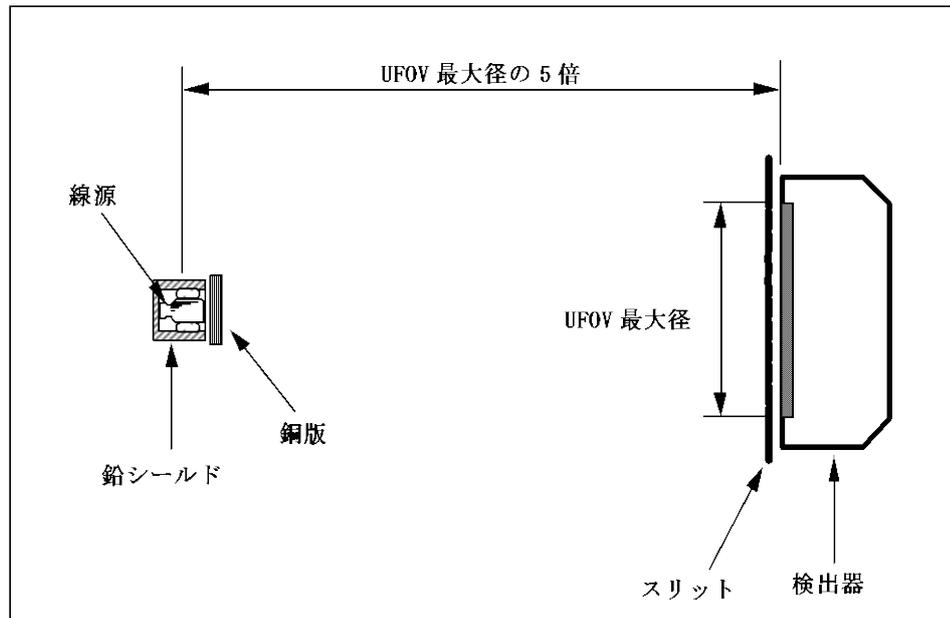


図 3.2-1 固有空間分解能測定のための線源位置

### 3. 2. 2 測定方法

エネルギーウィンドウ幅は臨床使用の値又はメーカーの推奨値を使用する。使用した値は報告に記載する。

スリットに直角なデジタル化分解能（デジタル化に必要な AD 変換器の分解能）は予想される FWHM の 1/5 以下にすることが望ましい。スリットに平行なデジタル化分解能は 30mm 以下に相当するチャンネル幅にする。

### 3. 2. 3 解析（計算）方法

#### a) FWHM と FWTM およびピーク中央の算出

FWHM と FWTM の算出は線応答関数曲線の最大チャンネル値を最大値として使い、半値あるいは 1/10 値に最も近い 2 つの隣りあったチャンネルから直線補間により別々にきめる。（4.7.1 項 参照）

またピーク中央は FWHM の中央値から求める。

#### b) チャンネルの mm 換算係数

それぞれの線応答関数におけるピーク間の距離は、それぞれのピーク両側における補間された半値の位置の中央からの距離として決定されるものとする。半値の位置は、第 4.7.1 項で示される様に（図 4.7-1 参照）ピーク値の半分の最も近い 2 つの隣接するポイントから直線補間によって決定されるものとする。隣接するピーク間距離は UFOV 全体で平均化されるものとする。平均化された距離は、スリット間隔の 30mm に対応するとし、1 ピクセル当たりの長さとなるチャンネル mm 換算係数を計算する。

#### c) FWHM と FWTM の校正

FWHM と FWTM の計算値はバックグラウンドおよびスリット幅の校正をしない。

## d) デジタル化分解能

スリットに対する垂直方向のデジタル化分解能が FWHM の 1/5 より大きいときは、それぞれの線応答関数のピークポイントとその近傍の 2 点を使用し、3 点の放物線近似を行う。その時ピーク値はこの放物線近似の最大値から決定する。(4.7.2 項 参照)

## 3. 2. 4 表示 (報告) 方法

## a) UFOV に対する FWHM と FWTM

UFOV に対する FWHM と FWTM の測定値を両軸の全平均値 (mm 単位の小数第一位まで) で表示する。測定した条件が異なる場合は、その旨を報告する。

## b) CFOV に対する FWHM と FWTM

CFOV に対する FWHM と FWTM の測定値を両軸の全平均値 (mm 単位の小数第一位まで) で表示する。測定した条件が異なる場合は、その旨を報告する。

### 3. 3 固有空間直線性

コリメータを装着しない状態での検出器固有の微分直線性と絶対直線性を X 軸、Y 軸の両軸について測定する。

微分直線性は、測定されたピーク位置の標準偏差の平均として mm で表記されるものとする。

絶対直線性は、二次元マトリクスの近似曲線からのピークの最大変位として表記されるものとする。

この測定は、そのまま分散型ピクセル検出器には適用できない。

#### 3. 3. 1 測定機器

##### a) 線源およびファントム

使用線源は Tc-99m を用いた点線源（線源番号 1、4. 1 項 参照）を鉛シールド（ファントム番号 3、4. 2 項 参照）に入れて使用する。計数率の調整に銅板を用いても良い。

放射性物質の線源強度は、計数率が 20kcps 以下になるようにする。

ファントムは UFOV 内に 1mm 幅のスリットを 30mm 間隔で平行に配列した形状とし Tc-99m に対しては 3mm 厚の鉛板でできた検出器表面に最も接近可能なもので、UFOV を十分覆える大きさであること。（ファントム番号 2、4. 2 項 参照）

##### b) コリメータ

本測定でコリメータは使用しない。

コリメータをはずした検出器上に UFOV を囲む厚さ 3mm の鉛マスク（ファントム番号 2、4. 2 項 参照）をつける。

##### c) 機器の配置

線源は UFOV の中心軸上に位置し、検出器間距離は UFOV の最大径の 5 倍とする。（図 3. 3-1 参照）

ファントムの中央スリットは、測定軸に垂直な直径に対し、測定視野の両端で ±1mm 以内に合わせる。

#### 3. 3. 2 測定方法

エネルギーウィンドウ幅は臨床使用の値又はメーカーの推奨値を使用する。使用した値は報告に記載する。

スリットに直角なデジタル化分解能（デジタル化に必要な AD 変換器の分解能）は装置の固有空間分解能（FWHM）の 1/5 以下にすることが望ましい。スリットに平行なデジタル化分解能は 30mm 以下に相当するチャンネル幅にする。

データはスリット方向にデータ幅 30mm 以下の線応答関数を作成するためにスリット方向に平行に積分されるものとする。積分した後、それぞれの線応答関数のピークチャンネルで収集されるカウントは少なくとも 1kc とする。

データが二次元マトリクスの中に収集されるならば、データは幅 30mm 以下の線応答関数を作成するためにスリット方向に平行に加算されるものとする。

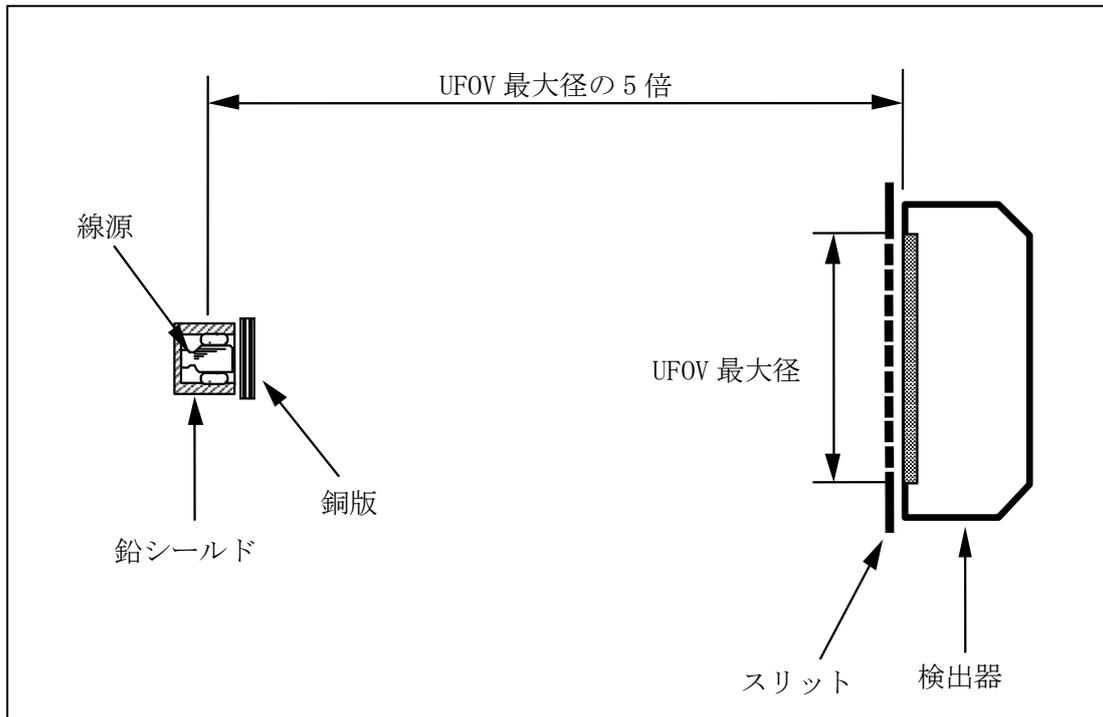


図 3. 3-1 固有空間直線性測定のための線源位置

### 3. 3. 3 解析（計算）法

#### a) ピーク中央の算出

スリットに垂直なデジタル化分解能が装置の固有空間分解能（FWHM）の 1/5 以下ならば、最大ピクセル値をピーク値とする。

スリットに垂直なデジタル化分解能が装置の固有空間分解能（FWHM）の 1/5 より大きい場合、第 4.7.2 項で示されているようにそれぞれの線応答関数のピークポイントとその近傍の 2 点を使った 3 点放物線近似が使用されるものとする。ピーク値は、この放物線近似の最も大きい値から決定されるものとする。

ピークの位置は、それぞれの線応答関数で計算されるものとする。ピーク位置はスリットに沿った方向と、スリットに垂直な方向の 2 次元配列になる。X 方向のスリットで収集されたデータと Y 方向のスリットで収集したデータから作成される 2 つの 2 次元配列があることに注意する。

#### b) 固有空間微分直線性

固有空間微分直線性（ピクセルにおける）の値は、それぞれのスリットのピーク位置の標準偏差として計算されるものとする。

X と Y 方向のスリットの標準偏差は、各々平均されるものとする。

UFOV および CFOV で別々の値が計算されるものとする。

#### c) 固有空間絶対直線性

固有空間絶対直線性は、最小二乗法を使用して一定間隔にとられた点の二次元直交マトリクスをデータに近似を行い、スリットのピーク位置との最大変

位として決定されるものとする。

マトリクス近似は X 方向、Y 方向スリットについて、UFOV、CFOV それぞれ別々に行う。

各組み合わせの最大変位は、X あるいは Y 方向のデータとマトリクス近似(ピクセルにおける)間の最大差分であるものとする。

#### d) チャンネルの mm 換算係数

それぞれの線応答関数におけるピーク間の距離は、それぞれのピーク両側における補間された半値の位置の中央からの距離として決定されるものとする。半値の位置は、第 4.7.1 項で示される様に (図 4.7-1 参照) ピーク値の半分の最も近い 2 つの隣接するポイントから直線補間によって決定されるものとする。隣接するピーク間距離は UFOV 全体で平均化されるものとする。平均化された距離は、スリット間隔の 30mm に対応するとし、1 ピクセル当たりの長さとなるチャンネル校正係数を計算する。この係数は、微分直線性と絶対直線性を mm に変換するのに使用されるものとする。

### 3. 3. 4 表示 (報告) 法

#### a) 空間微分直線性

固有空間微分直線性は、X, Y 方向それぞれにおいて UFOV と CFOV の両方で報告するものとする。値は、少なくとも 0.1mm の精度をもつ mm で与えられるものとする。測定した条件が異なる場合は、その旨を報告する。

#### b) 絶対空間直線性

固有空間絶対直線性は、X, Y 方向それぞれにおいて UFOV と CFOV の両方で報告するものとする。値は、少なくとも 0.1mm の精度をもつ mm で与えられるものとする。測定した条件が異なる場合は、その旨を報告する。

### 3. 4 固有エネルギー分解能

コリメータを装着しない状態で検出器固有のエネルギー分解能を測定する。この測定は、離散型ピクセル検出器に適用される。10kc 以上を収集する。コリメータを用いた場合は、報告に記載すること。

#### 3. 4. 1 測定機器

##### a) 線源およびファントム

Tc-99m および Co-57 の点線源 (線源番号 1、4. 1 項 参照) を鉛シールド (ファントム番号 3、4. 2 項 参照) に入れて使用する。計数率の調整に銅板を線源の前に配置してもよい。線源として Tc-99m 以外の核種を用いた場合には別に明記する。放射性物質の線源強度は、計数率が 20kcps 以下になるようにする。

##### b) コリメータ

本測定でコリメータは使用しない。

コリメータをはずした検出器上に UFOV を囲む厚さ 3mm 以上の鉛マスク (ファントム番号 1、4. 2 項 参照) をつける。

## c) 機器の配置

線源は、UFOV 中心軸上に位置し、検出器間距離は UFOV の最大径の 5 倍とする。(図 3.4-1 参照)

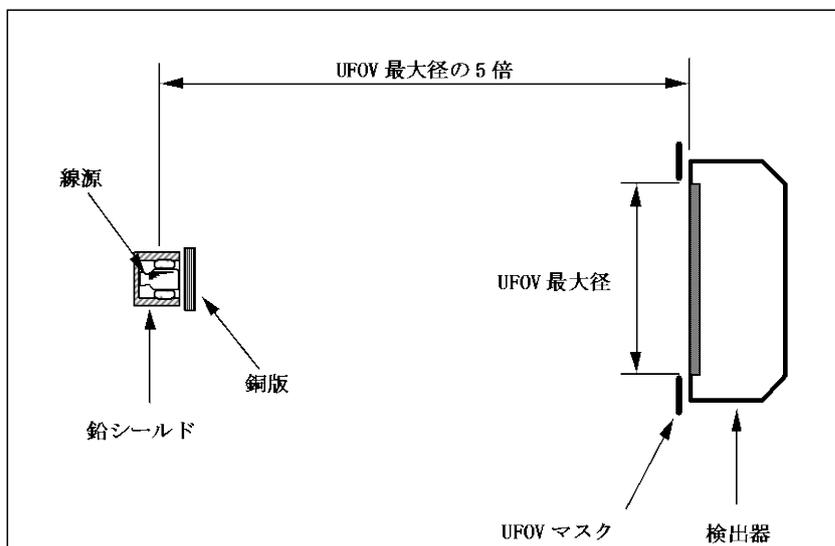


図 3.4-1 固有エネルギー分解能測定のための線源位置

## 3. 4. 2 測定方法

## a) 測定装置の校正

測定装置の校正のための線源は Tc-99m と Co-57 を用いる。

2 つの放射性核種の個々のスペクトルを蓄積し、光電ピークチャンネルのピークカウンターの半値に最も近い 2 チャンネル間を直線補間して求めたピーク中心のチャンネル数の差で (4.7.1 項を参照)、光電ピークエネルギーの差 (18.4keV=140.5keV-122.1keV) を除し、keV 対チャンネル校正係数を求める。他の核種で校正を行った場合には、その旨を表記すること。

## b) エネルギースペクトル

校正された測定装置により Tc-99m のスペクトルを蓄積する。デジタル化分解能は FWHM の 5% 以下でピークチャンネルに 10kc 以上蓄積する。

## 3. 4. 3 解析 (計算) 法

上述で収集したスペクトルを用いて光電ピークチャンネルのピークカウンターの半値に最も近い 2 チャンネル間を直線補間により FWHM をチャンネル数で求める (4.7.1 項を参照)。この値に校正係数を乗じ、さらに、光電ピークエネルギー (140.5keV) で除すると百分率で表示された固有エネルギーの分解能が求まる。

## 3. 4. 4 表示 (報告) 法

固有エネルギー分解能は光電ピークの FWHM(keV) と光電ピークエネルギー (keV) の比を百分率で表示する。

測定した条件が異なる場合は、その旨を報告する。

### 3. 5 固有計数率特性

固有計数率特性は、線源減衰法により測定する。  
最高計数率を超える線量を与える線源が減衰して、計数率が 4kcps を下回るまで測定する。その観測測定値より、最高計数率、20%損失観測計数率を算出する。最高計数率を与える測定点の前後の測定値をフィッティングして、最高計数率値を計算する。また解説に示すような簡易法により最高計数率を求めてもよい（4.6.4 項 技術的補足説明参照）。入力計数率（真の計数率）と観測計数率を描いた曲線も記録する。離散型ピクセル検出器においても、この計測を適用する。コリメータの装着されたシステムでは、線源が一様に照射されること。コリメータが装着されていることは、別途結果ともに報告すること。

#### 3. 5. 1 測定機器

##### a) 線源およびファントム

使用される核種は Tc-99m とする。（線源番号 1、4. 1 項 参照）  
図 3.5-1 のように他への放射線による散乱の影響を防ぐため鉛シールド（ファントム番号 3、4. 2 項 参照）を使用する。  
容器の開放側には 6mm 厚相当の銅板（ファントム番号 5、4. 2 項 参照）で蓋をし、図 3.5-1 に示すように UFOV の 5 倍の距離に設置する。  
エネルギーウィンドウ幅は臨床使用の値又はメーカーの推奨値を使用する。使用した値は報告に記載する。  
ピーク合わせは低計数率で行い、この試験中再調整してはならない。検出器は、別に定めるように通常モードで試験される。  
放射性物質の線源強度は、計数率が最高点を超えて減少を始めるまでの入力計数率を発生させる強さとする。  
散乱線ができるだけ少なくなるように実施すること。  
線源形状が異なる場合は、その内容を記載すること。

##### b) コリメータ

本測定でコリメータは使用しない。  
コリメータをはずした検出器上に UFOV を囲む厚さ 3mm 以上の鉛マスク（ファントム番号 1、4. 2 項 参照）をつける。

##### c) 機器の配置

線源は UFOV の中心軸上に位置し、検出器間距離は UFOV の最大径の 5 倍とする。（図 3.5-1 参照）

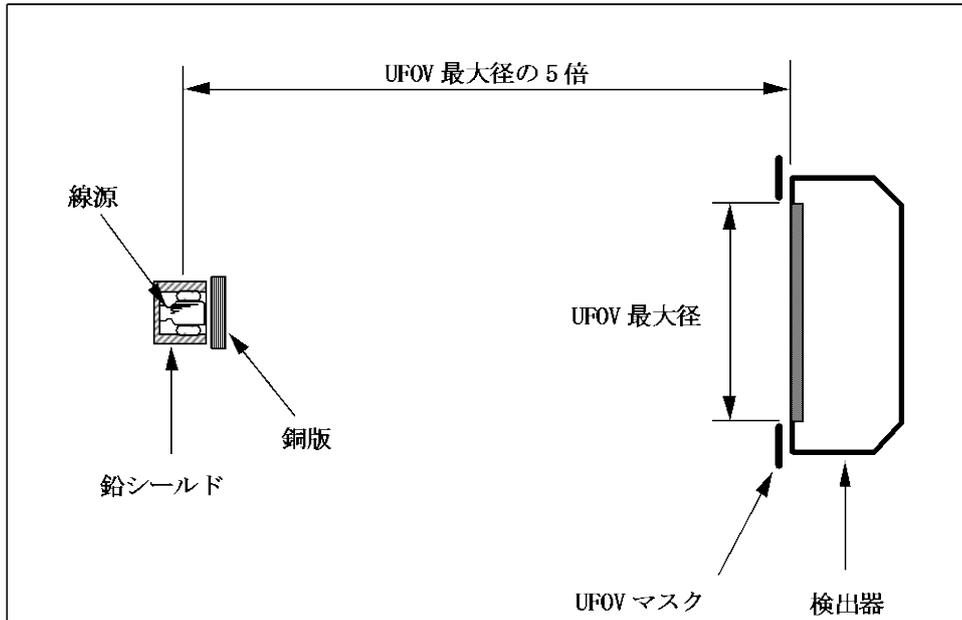


図 3.5-1 固有計数率特性測定線の位置

## d) その他

全ての試験は、臨床使用と同じ状態、すなわち、エネルギー、直線性、均一性の補正を行い、通常使用するノーマルカウントモードで行う。  
上記に加えて、測定条件またはテストパラメータを変化した測定を行った場合には、その試験条件は明示する。

## 3. 5. 2 測定方法

## a) バックグラウンド

線源を除き、バックグラウンド計数率( $N_{bkg}$ )を測定する。測定は10分間程度とする。

バックグラウンドの測定は計数率の測定の前と後に行い、その平均を使用する。前又は後のみ測定した場合は、その旨を報告する。

## b) 測定

測定ごとに、計測開始時間( $t_i$ )と計測時間( $\Delta t_i$ )を記録すること。

ここで(i)は各測定の順番を示す。

時間は、最初の測定を開始した時間を基準にする。

各計測( $C_i$ )の収集は、10秒以上か100kc以上になる時間行うこと。測定は、前の測定点より10kcpsだけ高くなるか低くなったら、ただちに行う。

最終測定(n回目)は、観測計数率が4kcps以下になった点とする。

## 3. 5. 3 解析(計算)方法

観測計数率( $OCR_i$ )は、それぞれの測定点ごとに次の式で計算する。

$$OCR_i = \frac{netC_i \times \ln 2}{T_{1/2} \left( 1 - \exp\left(-\frac{\ln 2}{T_{1/2}} \times \Delta t\right) \right)} \quad \Leftrightarrow \quad (式3.5-1)$$

ここで、

$$netC_i = C_i - N_{bkg} \times \Delta t_i \quad (式3.5-2)$$

$T_{1/2}$  : Tc-99m の半減期を秒で表したもので、すべての計測時間、経過時間は秒で行う。

各計測点の入射ガンマ線計数率 ( $ICR_i$ ) は、次の式に従い計算する。

$$ICR_i = OCR_n \times \exp\left(\frac{(t_n - t_i)}{T_{1/2}} \times \ln 2\right) \quad (式3.5-3)$$

20%損失観測計数率は次の式で求めた2点から直線補間にて計算する。

$$OCR_i = 0.8 \times ICR_i \quad (式3.5-4)$$

### 3. 5. 4 表示 (報告) 方法

観測された最高計数率、20%損失観測計数率、観測計数率対入力計数率曲線を報告する。最高計数率を求める際にフィッティングを使用した場合は、その手法について報告する。測定した条件が異なる場合は、その旨を報告する。

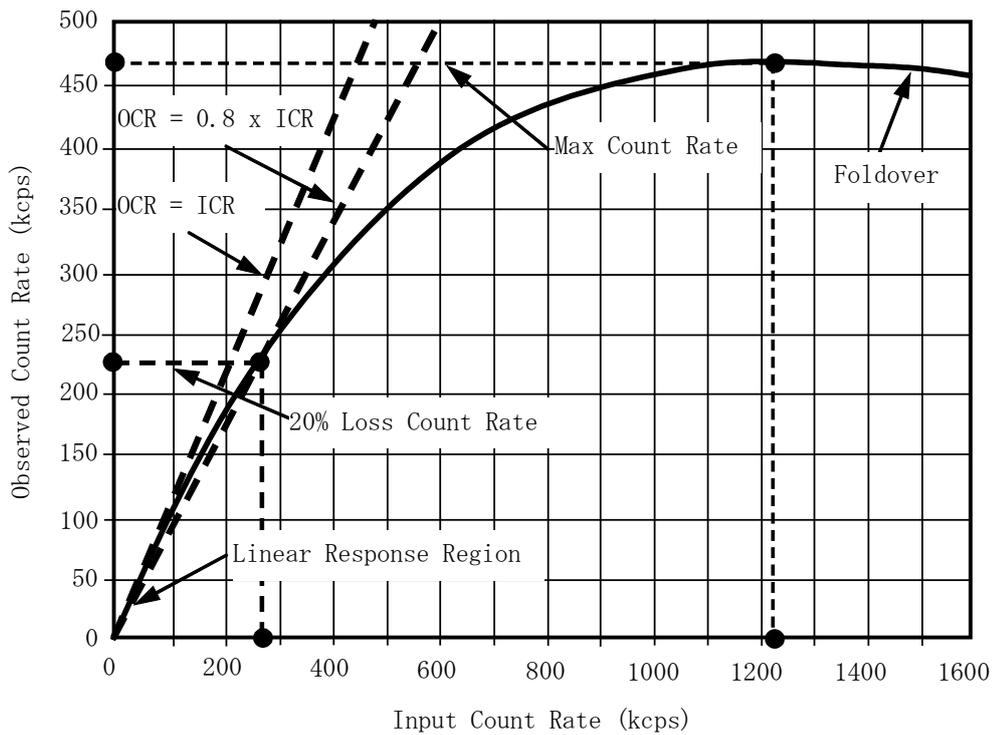


図 3.5-2 カウントレート曲線

### 3. 6 散乱体のある総合計数率特性

散乱体のある総合計数率特性は、線源減衰法により測定する。

最高計数率を超える線量を与える線源が減衰して、計数率が 4kcps を下回るまで測定する。その観測測定値より、最高計数率、20%損失観測計数率を算出する。最高計数率を与える測定点の前後の測定値をフィッティングして、最高計数率値を計算する。また解説に示すような簡易法により最高計数率を求めてもよい(4.6.4項 技術的補足説明参照)。

入力計数率(真の計数率)と観測計数率を描いた曲線も記録する。離散型ピクセル検出器においても、この計測を適用する。コリメータの装着されたシステムでは、線源が一様に照射されること。

#### 3. 6. 1 測定機器

##### a) 線源およびファントム

使用される核種は Tc-99m とし、図 4. 1-2 に示すような円盤状線源容器に入れる。(線源番号 2、4. 1 項 参照)

線源容器はプラスチック製の円形散乱体ファントム(ファントム番号 7、4. 2 項 参照)に入れる。

エネルギーウィンドウ幅は臨床使用の値又はメーカーの推奨値を使用する。使用した値は報告に記載する。

ピーク合わせは低計数率で行い、この試験中再調整してはならない。検出器は、別に定めるように通常モードで試験される。

線源の強度は、観測計数率が最高点を超えて減少を始めるまでの入力計数率を発生させる強さとする。

線源として Tc-99m 以外の核種を用いた場合には別に明記する。

##### b) コリメータ

コリメータは低エネルギーコリメータを装着する。

低エネルギーコリメータ以外のコリメータを用いた場合には別に明記する。

##### c) 機器の配置

検出器は、ファントムの底に配置する。

ファントムとコリメータの距離は、20mm 以下とする。

検出器と線源の位置関係を図 3. 6-1 に示す。

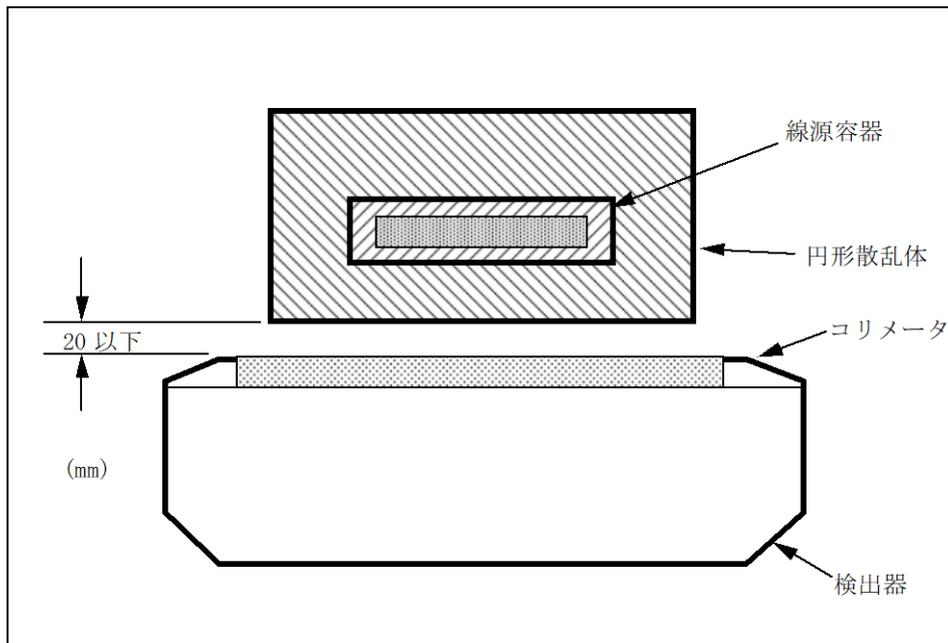


図 3.6-1 散乱体のある総合計数率特性測定の見源位置

### 3. 6. 2 測定方法

#### a) 通常モード

全ての試験は、臨床使用と同じ状態、すなわち、エネルギー、直線性、均一性の補正を行い、通常使用するノーマルカウントモードで行う。  
上記に加えて、測定条件またはテストパラメータを変化した測定を行った場合には、その試験条件は明示する。

#### b) バックグラウンド

線源を除き、バックグラウンドを測定する。測定は 10 分間程度とする。

#### c) 測定

各測定ごとに、計測開始時間 ( $t_i$ ) と計測時間 ( $\Delta t_i$ ) を記録すること。

ここで (i) は各測定の順番を示す。

時間は、最初の測定を開始した時間を基準にする。

各計測 ( $C_i$ ) の収集は、少なくとも 100kc 収集する。測定は、前の測定点より 10kcps だけ高くなるか低くなったら、ただちに行う。

最終測定 (n 回目) は、観測計数率が 4kcps 以下になった点とする。

### 3. 6. 3 解析 (計算) 方法

観測計数率 ( $OCR_i$ ) は、それぞれの測定点ごとに次の式で計算する。

$$OCR_i = \frac{netC_i \times \ln 2}{T_{1/2} \left( 1 - \exp\left(-\frac{\ln 2}{T_{1/2}} \times \Delta t\right) \right)} \quad \Leftrightarrow \quad (式3.6-1)$$

ここで、

$$netC_i = C_i - N_{bkg} \times \Delta t_i \quad (\text{式3.6-2})$$

$T_{1/2}$  : Tc-99mの半減期を秒で表したもので、すべての計測時間、経過時間は秒で表す。

各計測点の入射ガンマ線計数率 ( $ICR_i$ ) は、次の式に従い計算する。

$$ICR_i = OCR_n \times \exp\left(\frac{(t_n - t_i)}{T_{1/2}} \times \ln 2\right) \quad (\text{式3.6-3})$$

20%損失観測計数率は次の式で求めた2点から直線補間にて計算する。

$$OCR_i = 0.8 \times ICR_i \quad (\text{式3.6-4})$$

#### 3. 6. 4 表示 (報告) 方法

使用したコリメータの種類、観測された最高計数率、20%損失観測計数率、観測計数率対入力計数率曲線を報告する。最高計数率を求める際にフィッティングを使用した場合は、その手法について報告する。測定した条件が異なる場合は、その旨を報告する。

#### 3. 7 高計数率時の固有空間分解能

計数率 75kcps での固有空間分解能を測定する。放射性物質の線源強度は、計数率が 75kcps 以上になるようにする。

他の測定方法、解析方法、報告方法などは全て 3.2 項と同じとする。

#### 3. 8 高計数率時の固有均一性

計数率 75kcps での検出器固有の均一性を測定する。放射性物質の線源強度は、計数率が 75kcps 以上になるようにする。

他の測定方法、解析方法、報告方法などは全て 3.1 項と同じとする。

#### 3. 9 複数ウィンドウの像のずれ

検出器の各エネルギーウィンドウによるコリメートされた線源像間のずれを測定する。

この測定は分散型ピクセル検出器に適用する。必要ならば以下に規定される範囲の有効ピクセルサイズにするため隣のピクセルを足しても良い。規定の範囲内で有効ピクセルサイズを満たせない装置では使用したピクセルサイズを結果に記載すること。固定コリメータの装置では面線源で均一照射されること。

### 3. 9. 1 測定機器

#### a) 線源およびファントム

使用線源は Ga-67 (線源番号 3、4.1 項 参照) を鉛コリメータ (ファントム番号 4、4.2 項 参照) に入れて使用する。放射性物質の線源強度は、各ウィンドウの計数率が 10kcps 以下となるようにする。

#### b) コリメータ

本測定でコリメータは使用しない。

#### c) 機器の配置

図 3.9-1 に示すように、水平な検出器面の上に線源を配置する。線源は検出器の中心および X 軸上、Y 軸上の、UFOV の 40% および 80% の位置、計 9 ヶ所に順次配置する。(図 3.9-2、図 3.9-3 参照)

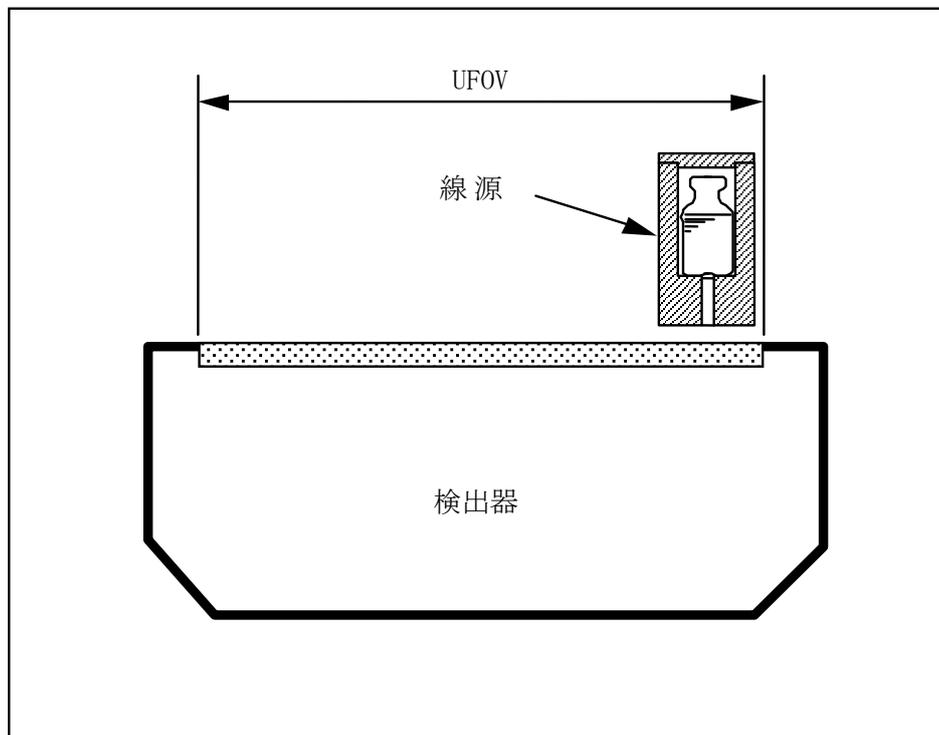


図 3.9-1 複数ウィンドウの像ずれ測定の線源位置

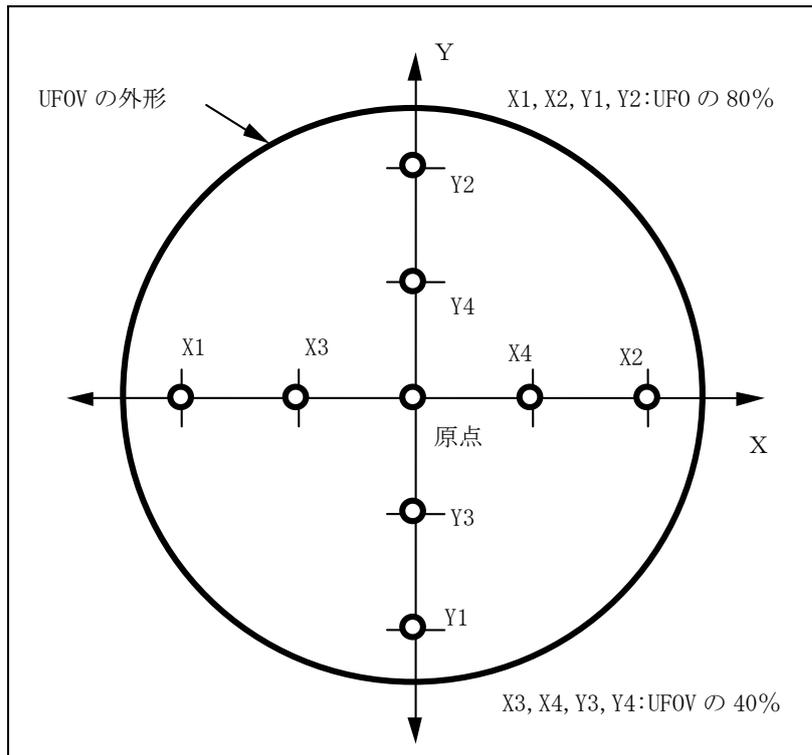


図 3.9-2 複数ウィンドウの像ずれ測定の線源位置 (円形 UFOV の場合)

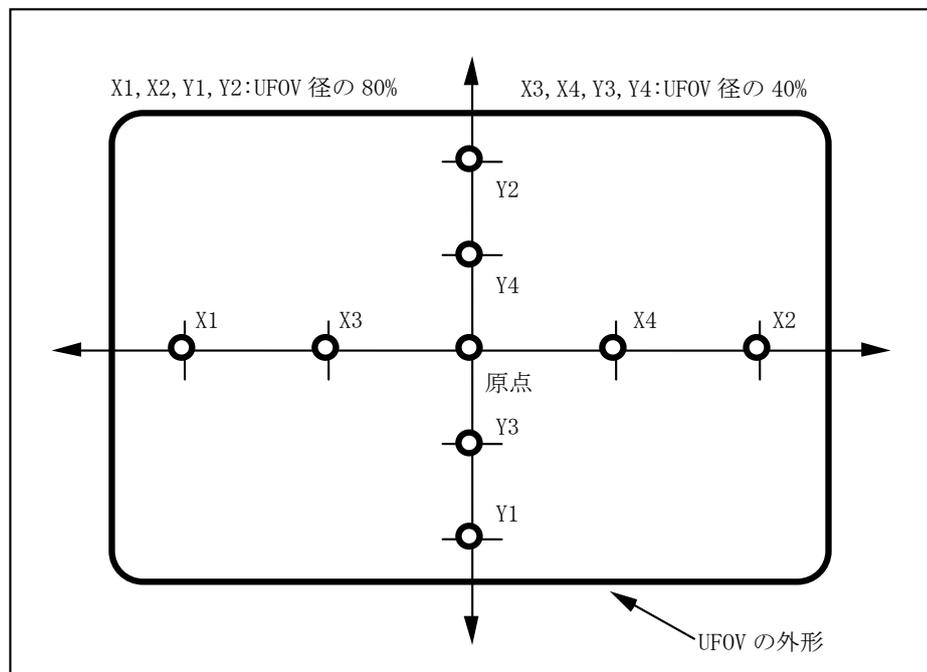


図 3.9-3 複数ウィンドウの像ずれ測定の線源位置 (角形 UFOV の場合)

### 3. 9. 2 測定方法

エネルギーウィンドウ幅は、Ga-67 における 3 つの各光電ピークに対して、メーカーの推奨する値とする。

線源を 1 ヶ所ずつ、計 9 ヶ所に順次置き、2 つのエネルギーウィンドウを持つカメラに関しては 93 keV と 300 keV の光電ピークを使用し、3 つ以上のエネルギーウィンドウを持つカメラに関しては 93keV、185keV、300keV の光電ピークを使用し、画像を収集する。画像のピクセルサイズは 2.5mm 以下、カウント数が最大となるピクセルは 1kc 以上とする。

最大エネルギーが 300keV 以下のカメラでは 93keV と 185keV を使用すること。

### 3. 9. 3 解析 (計算) 方法

最大カウントピクセルを中心に正方形の関心領域 (Region Of Interest : ROI) を配置する。ROI 一辺の長さは装置の固有空間分解能 (FWHM) の約 4 倍とする。各ウィンドウにおける線源像のカウント中心位置は、関心領域の X 軸方向、Y 軸方向のカウントプロファイルの積分値から重心位置を求め、mm に変換する。

### 3. 9. 4 表示 (報告) 方法

複数ウィンドウの像のずれは、各ウィンドウ間の像の重心位置の X 軸方向、Y 軸方向のずれを測定ポイント 9 ヶ所において比較し、最も大きなずれを 0.1mm の精度で報告する。測定した条件が異なる場合は、その旨を報告する。

## 3. 10 総合空間分解能

各エネルギー領域のコリメータを装着した状態で、散乱体なしの場合と散乱体ありの場合について、総合空間分解能を X 軸、Y 軸の両軸について測定する。

この測定は離散型ピクセル検出器に適用する。

### 3. 10. 1 測定機器

#### a) 線源およびファントム

各コリメータに対し測定対象となる核種を使用する。例えば、低エネルギー用コリメータに対しては Tc-99m を、中エネルギー用コリメータに対しては Ga-67 の 300 keV を、高エネルギーコリメータに対しては I-131 などである。線源形状は、内径 1mm 以下、放射性物質が封入されている部分が CFOV より長い線状線源 (線源番号 4、4. 1 項 参照) とし、2 本使用する。(図 3.10-1 参照)

放射性物質の線源強度は、計数率が 20kcps 以下になるようにする。

<注意 1>

中エネルギー用または高エネルギー用コリメータに対して Tc-99m 等の核種を使用した場合には干渉縞が現れることがある。(4.5.3 項 技術的補足説明参照)

<注意 2>

Ga-67 を使用する場合には、Ga-67 の 3 ピークの総計数率が 20kcps を超えないようにする。

b) コリメータ  
各エネルギー領域のコリメータ

c) 機器の配置

i) 散乱体なしの場合

1 本の線状線源を、コリメータ表面から 100mm の所に離して有効測定視野中心を通る X 軸または Y 軸に沿って配置する。(図 3.10-1 参照)

次に 2 本目の線状線源を、コリメータ表面から 100mm の所に離して、1 本目の線状線源から 50mm 離して平行に配置し、各測定軸について測定する。

ii) 散乱体ありの場合

1 本の線状線源を、コリメータ表面から 100mm の所に離して有効測定視野中心を通る X 軸または Y 軸に沿って配置する。線源とコリメータの間に 100mm 厚の散乱体を入れ、さらに線源の後方に 50mm 厚の散乱体を配置する。(図 3.10-2 参照)

散乱体として用いるコリメータで予想される FWTM の 10 倍以上または UFOV と同程度以上の大きさで、厚さが 100mm と 50mm のアクリル板を使用する。(ファントム番号 6、4.2 項 参照) (図 3.10-2 参照)

ただし、薄いアクリル板を複数枚重ねて 100mm または 50mm の厚さと同じにしても良い。

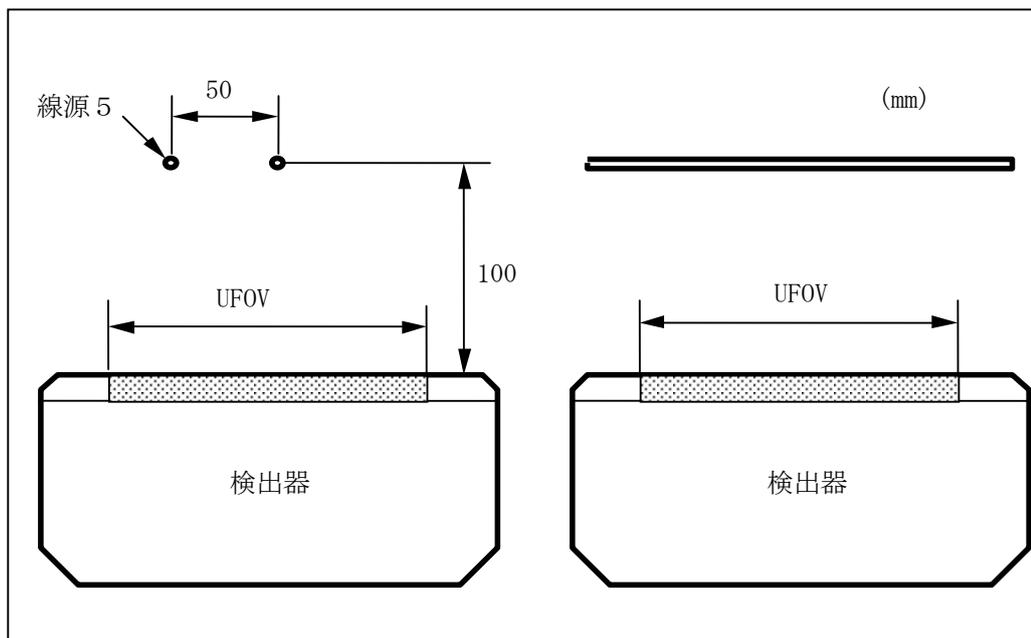


図 3.10-1 散乱体なしの総合空間分解能測定 of 線源位置

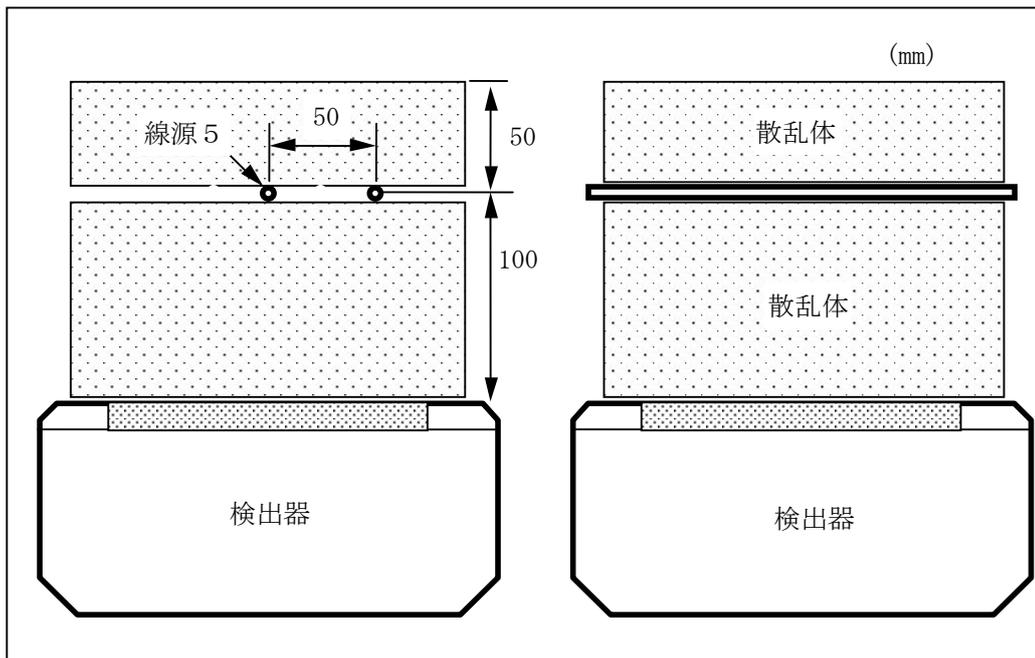


図 3. 10-2 散乱体ありの総合空間分解能測定のための線源位置

### 3. 10. 2 測定方法

エネルギーウィンドウ幅は臨床使用の値又はメーカーの推奨値を使用する。使用した値は報告に記載する。

#### a) 散乱体なし

各線応答関数曲線のピークチャンネルが 10kc 以上となるよう収集する。  
CFOV 内の全線応答関数曲線のピクセルについて FWHM および FWIM を、最初に X 方向、次に Y 方向に関して測定する。  
次に 2 本目の線状線源を配置し、各測定軸について測定する。この 2 本目の測定は mm / ピクセルの校正のみに使用する。

#### b) 散乱体あり

各線応答関数曲線のピークチャンネルが 10kc 以上となるよう収集する。  
CFOV 内の全線応答関数曲線のピクセルについて FWHM および FWIM を、最初に X 方向、次に Y 方向に関して測定する。

#### c) 線状線源に対して垂直な方向のデジタル化分解能

デジタル化分解能（デジタル化に必要な A/D 変換器の分解能）は、予想される FWHM の 1/5 以下にする。

#### d) 線状線源に対して平行な方向のデジタル化分解能

デジタル化分解能は、30mm 以下に相当するチャンネル幅にする。

### 3. 10. 3 解析（計算）方法

#### a) FWHM と FWTM およびピーク中央の算出

FWHM と FWTM の算出は線応答関数曲線の最大チャンネル値を最大値として使い、半値あるいは  $1/10$  値に最も近い 2 つの隣りあったチャンネルから直線補間により別々に決定する。（4. 7. 1 項 技術的補足説明参照）  
またピーク中央は FWHM の中央値から求める。

#### b) チャンネルの mm 換算係数

隣りあったピーク間隔はそれぞれのピーク中央から求め CFOV につき平均し 50mm で除し換算係数を求める。

#### c) FWHM と FWTM の校正

FWHM と FWTM はバックグラウンドおよび線状線源の内径の校正をしない。

#### d) デジタル化分解能

線状線源に対して垂直な方向のデジタル化分解能が FWHM の  $1/5$  より大きいときは、それぞれの線応答関数曲線のピークポイントとその隣接する 2 点を使用し、3 点の放物線近似を行う。ピーク値はこの放物線近似の最大値から決定する。（4. 7. 2 項 技術的補足説明参照）また、その時のデジタル化分解能を明記する。

### 3. 10. 4 表示（報告）方法

CFOV 内の FWHM と FWTM の測定値を、散乱体なしおよび散乱体ありの場合について、両軸の平均（mm 単位）で表示する。同時に、使用したコリメータと核種および散乱体の有無も表示する。測定した条件が異なる場合は、その旨を報告する。

## 3. 11 総合感度と透過率

コリメータを装着した状態でコリメータを含む総合感度とコリメータ透過率を測定する。

この測定は離散型ピクセル検出器に適用される。

### 3. 11. 1 測定機器

#### a) 線源およびファントム

使用される核種は、 $Tc-99m$  とし、円盤状線源容器に入れる（線源番号 2、4. 1 項 参照）。線源容器内に封入した放射エネルギーは正確に記録する。

エネルギーウィンドウ幅は臨床使用の値又はメーカーの推奨値を使用する。使用した値は報告に記載する。

放射性物質の線源強度は計数率が 30kcps 以下になるようにする。線源として  $Tc-99m$  以外の核種を用いた場合には別に明記し、エネルギーウィンドウ設定はメーカーによって推奨されるものを使用する。

#### b) コリメータ

臨床に使用するコリメータを使用し、使用したコリメータの種類は報告に記載する。

## c) 機器の配置

円盤状線源容器は、視野の中心近くで、線源容器の内底面とコリメータ表面の距離を変化させて測定する。コリメータと線源の関係を図 3.11-1 に示す。

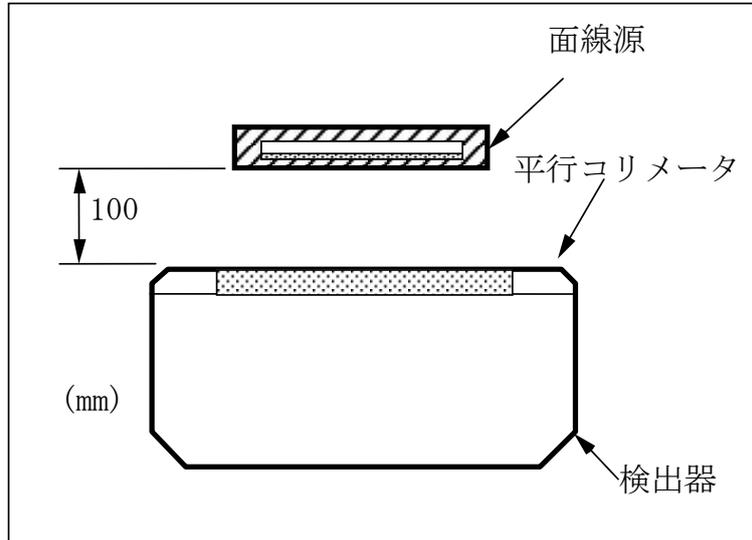


図 3.11-1 総合感度測定のための線源位置

## 3. 11. 2 測定方法

円盤状線源容器内の放射エネルギー  $A_{cal}$  は、RI 封入に使用したシリンジの封入前後の放射エネルギーを測定するなどして、正確に記録する。放射エネルギー  $A_{cal}$  は、線量校正器を使用して正確に測定されるものとする。また放射能計測時間を記録する。

線源の量は線源容器の底から 2~3mm の深さで満たされるようにする。

画像全体で 4,000kc 以上を収集する。データの収集開始時刻および収集時間を記録する。

コリメータ表面から円盤状線源容器の内底面まで 20±1、50±1、100±1、150±1、200±1、250±1、300±1、350±1 および 400±1mm の各位置で測定を行う。円盤状線源容器は有効視野の中心付近に配置する。

小視野検出器の場合は、線源容器の径は UFOV より小さい物とする。

## 3. 11. 3 解析 (計算) 方法

各々の収集には、ファントムの直径の 60% で線源の領域を中心とした円形 ROI を設定し、カウント数を計測する。i 番目の収集の減衰補正された計数率は次式で計算される。

$$R_i = C_i \exp\left(\frac{(T_i - T_{cal})}{T_{half}} \ln 2\right) \times \left(\frac{\ln 2}{T_{half}}\right) \left(1 - \exp\left(-\frac{T_{acq,i}}{T_{half}} \ln 2\right)\right)^{-1} \quad (\text{式 3.11-1})$$

ここで、

- a)  $R_i$  減衰補正された計数率  
 b)  $C_i$  i 番目の画像内の円形 ROI 上の加算されたカウント

- c)  $T_i$   $i$  番目の収集の開始時刻  
 d)  $T_{acq, i}$   $i$  番目の収集の継続時間  
 e)  $T_{cal}$  放射エネルギー校正の時間  
 f)  $T_{half}$  放射性核種の半減期(=21654 秒、6.015 h、 $T_{c-99m}$ : アイソトープ手帳 11 版より引用)

非線形最小二乗法を使って、時間減衰補正された計数率を検出器と線源容器の距離の指数関数で近似させる。

$$R_i = c_0 + c_1 \exp(-c_2 D_N) \quad (\text{式 3.11-2})$$

ここで、

$c_0$ 、 $c_1$  と  $c_2$  は、近似のパラメータで、 $D_i$  は、検出器の表面から線源容器の底までの距離である。

$D_N$  でコリメータ透過率 PF を計算する。ここで、 $D_N=100\text{mm}$ 、

$$PF = \frac{c_1 \exp(-c_2 D_N)}{c_0 + c_1 \exp(-c_2 D_N)} \quad (\text{式 3.11-3})$$

式 3.11-4) 感度を計算するために、コリメータから 100mm 離れたところの線源容器にて収集した画像の全ての画素値を加算する。時間減衰補正された総合計数率は次式で計算する。

$$Rt_{100} = Ct_{100} \times \exp\left(\frac{(T_{100} - T_{cal}) \ln 2}{T_{half}}\right) \times \left(\frac{\ln 2}{T_{half}}\right) \left(1 - \exp\left(-\frac{T_{acq.100} \ln 2}{T_{half}}\right)\right)^{-1} \quad (\text{式 3.11-4})$$

ここで、

- a)  $Rt_{100}$  = 100mm の所の減衰補正された計数率  
 b)  $Ct_{100}$  = 100mm のすべての画素値の加算されたカウント  
 合計総合感度  $S_{TOT}$  は次のように計算される。

$$S_{TOT} = \frac{Rt_{100}}{A_{cal}} \quad (\text{式 3.11-5})$$

ここで、 $A_{cal}$  は、シリンジ内の残りの放射エネルギーを補正した後の  $T_{cal}$  時間で測定された放射エネルギーの量である。

### 3. 11. 4 表示 (報告) 方法

各々のコリメータに関して、合計総合感度  $S_{TOT}$  は (counts/sec)/MBq 単位で報告する。コリメータ透過率 PF は百分率単位で報告する。 $R_i$  対  $D_i$  カーブを近似曲線で報告してもよい。測定した条件が異なる場合は、その旨を報告する。

### 3. 12 遮へい能力

検出器の遮へい能力測定は、以下に挙げるガンマカメラの検出器の感度を評価する。

#### 1) 有効視野外のガンマ線源からの遮へい除去能の測定

患者テーブルの測定面の視野外に配置された測定用線源からの漏れを測定する。

#### 2) 有効視野外の外部線源に対する遮へい効果の測定

外部線源(例えば、測定室近くの患者や放射性医薬品が投与された検査を待ちの患者)に対する遮へい効果を測定するために、システムの側面および正面で検出器から 2m 位置に配置された線源から得られる計数率を測定する。

この試験は、離散型ピクセル検出器にも適用する。

### 3. 12. 1 測定機器

#### a) 線源およびファントム

核種は Tc-99m と、検出器の最大使用可能エネルギー核種 (I-131、Ga-67 など) を使用する (線源番号 1、4. 1 項 参照)。線源は鉛コリメータ (ファントム番号 4、4. 2 項 参照) に入れて使用する。

線源をコリメータ前面に配置した時の計数率は、30kcps 以下とする。

#### b) コリメータ

各エネルギー領域のコリメータ

#### c) 機器の配置

##### 1) 患者テーブルの測定面の視野外に配置された測定用線源からの漏れの測定

線源をコリメータ下の患者テーブルに配置する (図 3. 12-1a 参照)。検出器は、患者テーブルの 20cm 上に位置させ、検出器は下に向ける。計数率は、視野中心の位置で開始し、視野外の各方向に 10cm、20cm、30cm の位置 (7 箇所) で測定する。

##### 2) 外部線源に対する遮へい効果の測定

外部線源に関連して遮へい能力の効果を算出するために、2 種類の追加測定が必要である (図 3. 12-1b 参照)。

###### ・ 検出器の 4 箇所位置で計数率を測定 :

1) と同様な線源を用い、検出器から 2m の位置で、その正面に、直接検出器に向かって床上 1m の位置に配置する (図 3. 12-1b の位置 F)。検出器が 360 度収集の円弧のそれぞれの 4 つの等しく区切られた位置に配置された状態で (すなわち検出器が上向き、下向き、左向き、および右向き)、計数率を測定する。

###### ・ 検出器の 3 箇所位置で計数率を測定 :

ガントリー側面から 2m で、かつ床から 1m の位置に線源を配置する (図 3. 12-1b の位置 S)。線源容器の開口は、測定中は直接検出器に向ける。検出器はそれぞれ 3 つの位置に配置された状態で (すなわち上向き、下向き、線源から離れた向き)、計数率を測定する。

## 3. 12. 2 測定方法

エネルギーウィンドウ幅は臨床使用の値又はメーカーの推奨値を使用する。使用した値は報告に記載する。

1) 患者テーブルの測定面の視野外に配置された測定用線源からの漏れの測定

線源は視野中心および視野外の各方向 10cm、20cm、30cm の 7 箇所、各線源位置  $i$ 、カウント数  $CA_i$ 、収集時間  $TA_i$  を記録する。カウント数は、10kc 以上とする。バックグラウンド計数率  $CB$  は 1 分間以上でカウントを収集する。

2) 外部線源に対する遮へい効果の測定

・検出器の4箇所の位置で計数率を測定：

線源が図 3.12-1b の位置 F に配置された状態で、検出器が上向き、下向き、左向き、および右向きの各位置で、カウント数  $CF_i$  と収集時間  $TF_i$  を記録する。

・検出器の3箇所の位置で計数率を測定：

線源が図 3.12-1b の位置 S に配置された状態で、検出器が上向き、下向き、線源から離れた向き（位置は、線源が位置 F にあるときと同じであるが、検出器が線源に向かっている位置は使用されない）の各位置で、カウント数  $CS_i$  と収集時間  $TS_i$  を記録する。

## 3. 12. 3 解析（計算）方法

a) 各線源位置のそれぞれで、バックグラウンド減算された計数率を計算する：

$$BC_i = \frac{(CA_i - CB)}{TA_i} \quad (\text{式3.12-1})$$

$$BCF_i = \frac{(CF_i - CB)}{TF_i} \quad (\text{式3.12-2})$$

$$BCS_i = \frac{(CS_i - CB)}{TS_i} \quad (\text{式3.12-3})$$

b) シールド漏れは、各位置における計数率(バックグラウンドを引く)として、線源が中央の位置( $BC_0$ )にあった時の計数率(バックグラウンドを引く)の百分率として表記する：

$$L_i = 100 \times \frac{BC_i}{BC_0} \quad (\text{式3.12-4})$$

$$LF_i = 100 \times \frac{BF_i}{BC_0} \quad (\text{式3.12-5})$$

$$LS_i = 100 \times \frac{BS_i}{BC_0} \quad (\text{式} 3.12-6)$$

各位置で最も大きい計数率測定値を確認する；すなわち、 $L_i$  ( $i=0$  を除いた) の最大値、 $LF_i$  の最大値、そして  $LS_i$  の最大値（検出器が線源を向く 3 点の値は除く）。

3. 12. 4 表示（報告）方法

各放射性核種で、 $L_i$  ( $i=0$  を除いた)、 $LF_i$ 、および  $LS_i$  の最大値が、その放射性核種のシールド漏れとして報告する。測定値は、仕様に合致するか、または上回るものとする。測定した条件が異なる場合は、その旨を報告する。

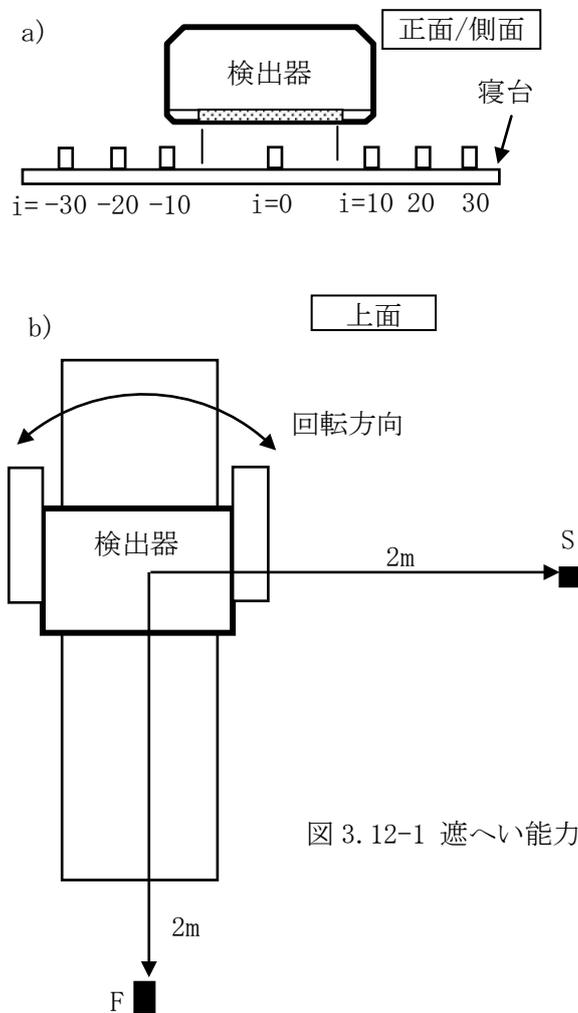


図 3.12-1 遮へい能力測定のための線源位置

### 3. 13 SPECT 再構成後の総合空間分解能（散乱体なし）

SPECT における総合空間分解能を散乱体なしにて測定する。

#### 3. 13. 1 測定条件

##### a) 線源およびファントム

線源は Tc-99m あるいは Co-57 を用いる（線源番号 5、4. 1 項 参照）。線源形状は点線源とする。点線源は線源の直径が 2mm 以下になるようにする。3 個の点線源は図 4. 2-8 に示すように、中心の線源位置から Z（上下）軸方向に 50mm、X 軸方向に 75mm ずつ離れた位置に配置すること。（ファントム番号 8、4. 2 項 参照）3 つの線源は図 3. 13-1 に示すように、患者テーブルと平行な面に位置し、中心の線源は SPECT 回転の中心および測定視野の中心から ±5mm 以内に位置すること。

##### b) コリメータ

SPECT 収集に使用するコリメータを取り付ける。

##### c) 機器の配置

図 3. 13-1 に示すように、ファントムを配置する。線状線源容器はトランスバース像の X 軸上、Y 軸上に配置する。

#### 3. 13. 2 測定方法

エネルギーウィンドウ幅は臨床使用の値又はメーカーの推奨値を使用する。使用した値は報告に記載する。

検出器の回転半径は 150 (±5) mm とする。収集および再構成のマトリクスは 1 ピクセル当たり 2.5 mm 以下とする。360 度回転当たり 120 ステップ以上の SPECT 収集で、各ステップにて 20kc 以上を収集する。

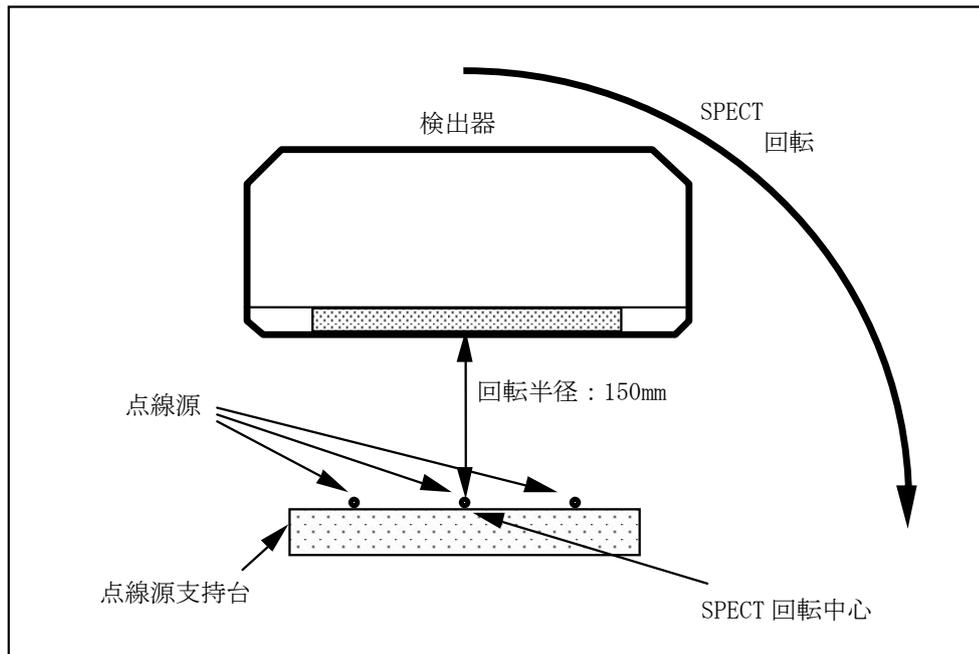


図 3. 13-1 SPECT 再構成後の総合空間分解能(散乱体なし)  
測定の線源位置

### 3. 13. 3 計算方法

#### a) 再構成

トランスバース像は中央の線源を中心にしてスライス厚を  $130(\pm 5)\text{mm}$  にて、ランプフィルタを用いて再構成すること。

他の手法を用いた場合は明記すること。

このトランスバース像には3つの点線源の画像が存在すること。

同様に、サジタル像は中央の線源を中心にしてスライス厚を  $180(\pm 5)\text{mm}$  にて、再構成すること。

このサジタル像には3つの点線源の画像が存在すること。

同様に、コロナル像は中央の3つの線源が存在する面を中心にして、スライス厚を  $30(\pm 5)\text{mm}$  にて、再構成すること。

#### b) 線源像の計算

3つの断層像にある9つの点状像は、それぞれの最大カウントの点を中心とした矩形の関心領域 (ROI) を使用して計算する。

ROI の一辺の長さは予想される FWHM の4倍以上とする。それぞれの点は、ROI 内で X 方向の線広がり関数を求めるために Y 方向に積分し、同様に Y 方向の線広がり関数を求めるために X 方向に積分する。

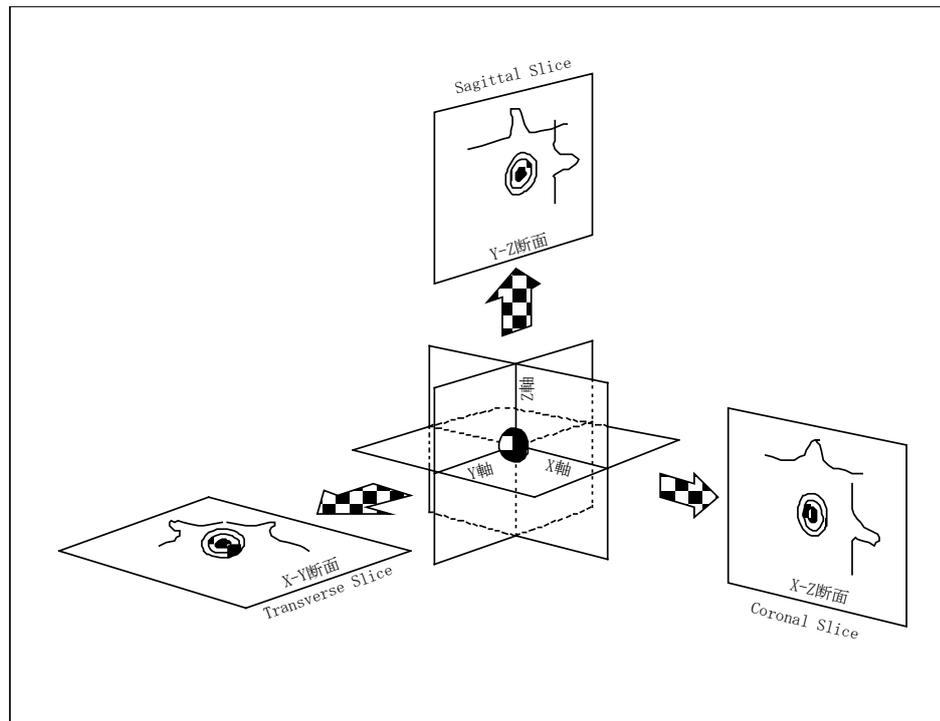


図 3.13-2 再構成画像のスライス方向

## c) FWHM の計算

9つの点状像のXおよびY方向のFWHMは4.7.2 放物線近似方法によって求める。

それぞれの計算値を、中心の線源については表3.13-1に、他の線源については表3.13-2に記入する。

中央部の点状像によりトランザキシャル (Transaxial) とアキシャル (Axial) のFWHMを計算する。トランザキシャル平均値は、表3.13-1の4つのXとYの平均値より求め、mm表示する。

アキシャル値は表3.13-1の2つのZの平均値より求め、mm表示する。

周辺部の点状像によりトランザキシャル・ラジアル (Transaxial Radial)、トランザキシャル・タンジェンシャル (Transaxial Tangential) とアキシャル (Axial) のFWHMを計算する。

トランザキシャル・ラジアル値 (Transaxial Radial Value) は表3.13-2の4つのXの平均値より求め、mm表示する。

トランザキシャル・タンジェンシャル値 (Transaxial Tangential Value) は表3.13-2の4つのYの平均値より求め、mm表示する。

表3.13-1 測定値（中央）

|                  | X            | Y            | Z            |
|------------------|--------------|--------------|--------------|
| Transverse Slice | ___ . ___ mm | ___ . ___ mm |              |
| Sagittal Slice   |              | ___ . ___ mm | ___ . ___ mm |
| Coronal Slice    | ___ . ___ mm |              | ___ . ___ mm |
| Average Value    | ___ . ___ mm | ___ . ___ mm | ___ . ___ mm |
| Transaxial Avg.  | ___ . ___ mm |              |              |

表3.13-2 測定値（周辺）

| Point 1          | X            | Y            | Z            |
|------------------|--------------|--------------|--------------|
| Transverse Slice | ___ . ___ mm | ___ . ___ mm |              |
| Sagittal Slice   |              | ___ . ___ mm | ___ . ___ mm |
| Coronal Slice    | ___ . ___ mm |              | ___ . ___ mm |
| Point 2          | X            | Y            | Z            |
| Transverse Slice | ___ . ___ mm | ___ . ___ mm |              |
| Sagittal Slice   |              | ___ . ___ mm | ___ . ___ mm |
| Coronal Slice    | ___ . ___ mm |              | ___ . ___ mm |
| Average Value    | ___ . ___ mm | ___ . ___ mm | ___ . ___ mm |

## 3. 13. 4 表示法

中央部の測定値による2つのFWHMと、周辺部の測定値による3つのFWHM、あわせて5種類のFWHMを表示する（表3.13-3）。

アキシシャル値（Axial Value）は表3.13-2の4つのZの平均値より求め、mm表示する。測定されたコリメータの種類を明記する。測定方法でピクセルサイズ、サンプリング角度、収集角度範囲が機器の設計限界によって要求に合致しない場合は、使用されたそれらの値を結果とともに差として記述すること。測定した条件が異なる場合は、その旨を報告する。

表3.13-3 表示法

|                   | Transaxial (X, Y) |              | Axial (Z)    |
|-------------------|-------------------|--------------|--------------|
| Center Point      | ___ . ___ mm      |              | ___ . ___ mm |
|                   | Radial            | Tangential   | Axial        |
| Peripheral Points | ___ . ___ mm      | ___ . ___ mm | ___ . ___ mm |

### 3. 14 SPECT 再構成後の総合空間分解能（散乱体あり）

SPECT における総合空間分解能を散乱体ありで測定する。  
この測定は離散型ピクセル検出器に適用される。

#### 3. 14. 1 測定機器

##### a) 線源およびファントム

使用線源は Tc-99m または Co-57 を使用した線状線源（線源番号 6、4. 1 項参照）3 本を、水を満たしたアクリル円筒（ファントム番号 9、4. 2 項参照）の中に図 4. 2-9 に示すように配置して使用する。  
放射性物質の線源強度は、計数率が 20kcps 以下になるようにする。

##### b) コリメータ

SPECT 収集に使用するコリメータを取り付ける。

##### c) 機器の配置

図 3. 14-1 に示すように、ファントム中心をシステムの回転中心  $\pm 5\text{mm}$  以内に配置する。線状線源はトランスバース像の X 軸上、Y 軸上に配置する。

#### 3. 14. 2 測定方法

エネルギーウィンドウ幅は臨床使用の値又はメーカーの推奨値を使用する。  
使用した値は報告に記載する。  
検出器の回転半径は  $150\text{mm} \pm 5\text{mm}$  とする。収集および再構成のマトリクスは 1 ピクセル当たり  $2.5\text{mm}$  以下とする。360 度回転当たり 120 ステップ以上の SPECT 収集で、各ステップにて 100kc 以上を収集する。

#### 3. 14. 3 解析（計算）方法

##### a) 再構成

ファントム中心におけるトランスバース像、およびファントム中心から回転軸方向に  $+40\text{mm}$ 、 $-40\text{mm}$  の位置におけるトランスバース像を、 $10 \pm 3\text{mm}$  のスライス厚にて再構成する。再構成方法はランプフィルタによる逆投影法を使用する。他の再構成方法を使用した場合には、その旨を明記すること。再構成画像のラジアル方向、タンジェンシャル方向に関しては、図 3. 14-2 を参照のこと。

##### b) 線源像の計算

3 つの各断層像上の 3 つの線源像、計 9 つの線源像それぞれに対して、最大カウントピクセルを中心に正方形の関心領域 (Region Of Interest : ROI) を配置する。ROI 一辺の長さは予想される FWHM の 4 倍以上とする。

##### c) FWHM の計算

それぞれの線源像の X 方向および Y 方向の FWHM は、3. 2. 3 に示す放物線近似法によって求める。それぞれの計算値を  $\text{mm}$  へ換算し、表 3. 14-1 に記入する。周辺部線源像による 6 つのラジアル方向の FWHM の平均値、6 つのタンジェンシャル方向の FWHM の平均値、および中心線源像による 6 つの X 方向および Y 方向 (X 方向に 3 つ、Y 方向に 3 つ) の FWHM の平均値を計算す

る。

### 3. 14. 4 表示(報告)方法

中心線源像による FWHM と、周辺部線源像による 2 つの FWHM(1 つはラジアル方向、1 つはタンジェンシャル方向)、合計 3 つの FWHM を表示する。FWHM は 0.1mm の精度で報告する。

測定方法でピクセルサイズ、ステップ角度、回転範囲が機器の設計限界によって要求に合致しない場合は、使用されたそれらの値を結果とともに差として記述すること。

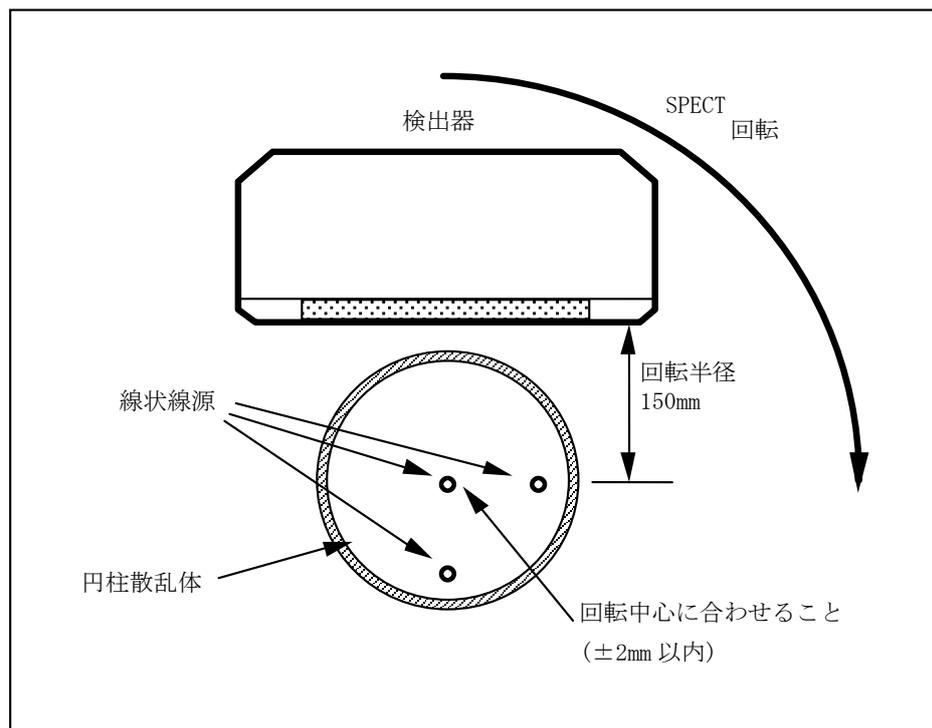


図 3. 14-1 (SPECT)再構成後の総合空間分解能(散乱体あり)  
測定の線源位置

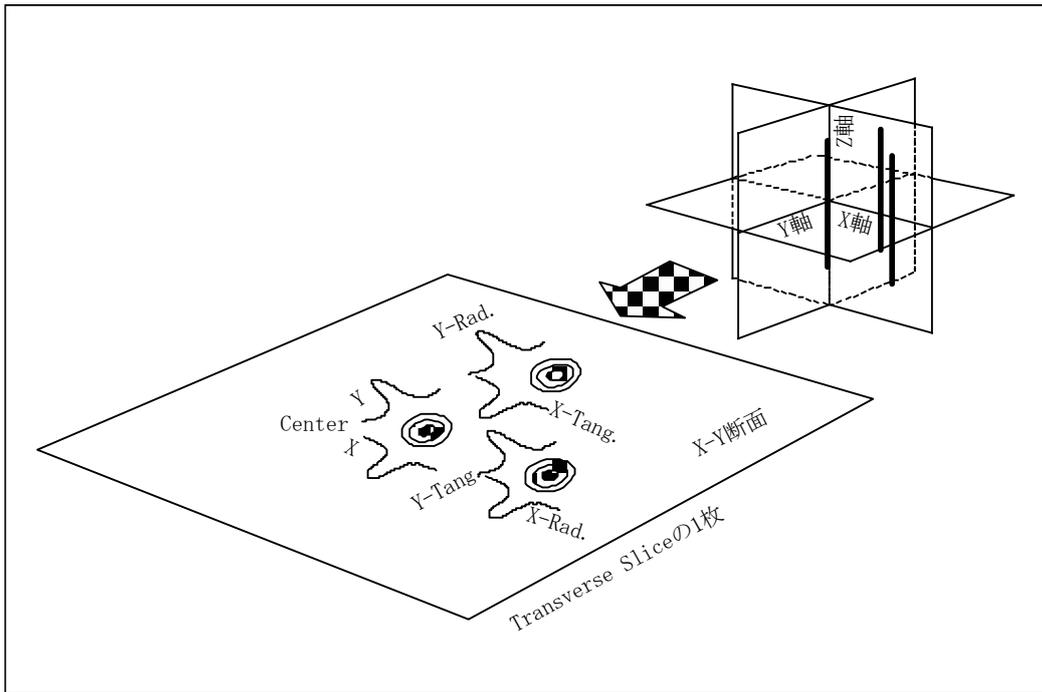


図 3.14-2 再構成画像の Radial/Tangential 方向

表 3.14-1 計算方法

| FWHM                |                | -40mm | 0mm | +40mm |         |
|---------------------|----------------|-------|-----|-------|---------|
| Center Point        | X              | mm    | mm  | mm    | Average |
|                     | Y              | mm    | mm  | mm    |         |
| Right (Left) Point  | X (Radial)     | mm    | mm  | mm    | Average |
|                     | Y (Tangential) | mm    | mm  | mm    |         |
| Upper (Lower) Point | X (Tangential) | mm    | mm  | mm    | Average |
|                     | Y (Radial)     | mm    | mm  | mm    |         |

表 3.14-2 表示方法

|                         | FWHM |   |
|-------------------------|------|---|
| FWHM at Center          | mm   | ← |
| Radial FWHM at 75mm     | mm   | ← |
| Tangential FWHM at 75mm | mm   | ← |

## 3. 15 SPECT 再構成後の総合容積感度

SPECT において、回転軸の単位長さ当たりの平均容積感度を測定する。  
均一な RI 溶液を満たした円柱ファントムについての総合感度の和である。  
この測定は分散型ピクセル検出器に適用される。

## 3. 15. 1 測定機器

## a) 線源およびファントム

線源は Tc-99m を使用する。

それ以外の場合は、使用コリメータにあった線源を選択する。

直径 200mm の円柱状線源を使用する。(線源番号 7、4. 1 項 参照)

放射性物質の線源強度は、計数率が各投影データにつき、10kcps 以下となるようにする。

## b) コリメータ

SPECT に使用するコリメータを装着する、使用したコリメータは測定条件に明記する。

## c) 機器の配置

1) ファントム内に封入された放射能濃度を kBq/cm<sup>3</sup> 単位で正確に測定する。

その際の時間  $T_i$  も記録する。

2) 図 3. 15-1 に示すように、ファントムは有効視野の中心付近に置き、ファントムの中心軸が SPECT 回転軸上 ±5mm 以内になるようにする。

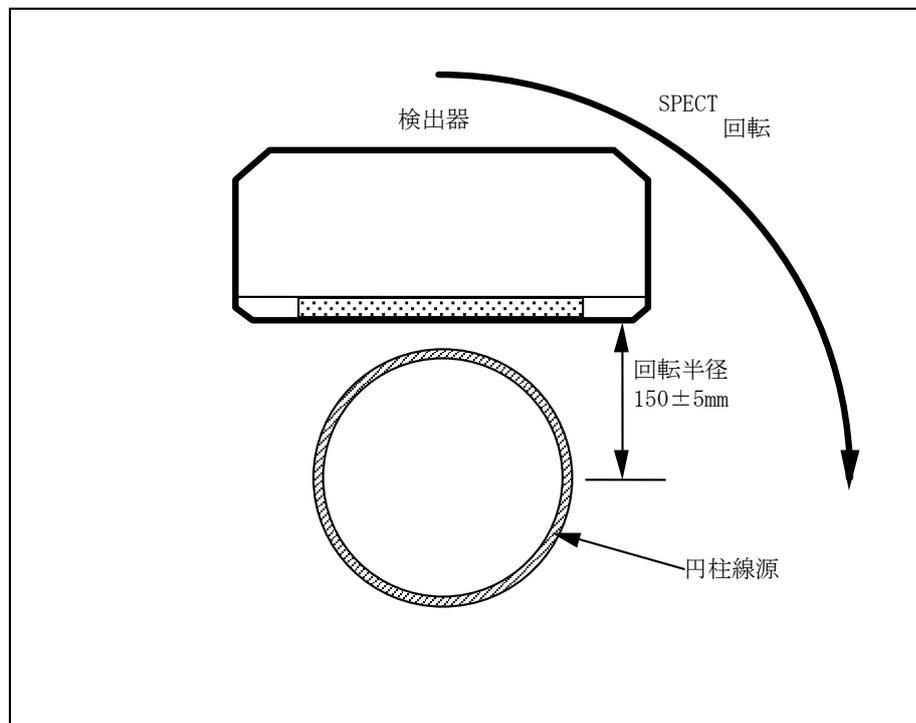


図 3. 15-1 (SPECT) 再構成後の総合容積感度測定のための線源位置

## 3. 15. 2 測定方法

エネルギーウィンドウ幅は臨床使用の値又はメーカーの推奨値を使用する。使用した値は報告に記載する。

SPECT 収集にて 360 度円軌道収集を行い、回転半径は 150(±5)mm とする。ステップ数は 120 以上 128 以下とし、ステップごとに 100kc 以上収集する。

多検出器の SPECT 装置については、全ての検出器の画像は加算される。

360 度収集に要した時間を記録する。またその間の全投影画像のカウント数も記録する。また収集方法についても（連続収集、ステップ収集等）記載する。

## 3. 15. 3 解析（計算）方法

SPECT 収集で、全カウント数をそれに要した時間（秒）で除することにより平均 cps (A) を求める。

使用された核種の減衰補正により SPECT 収集の中間点での放射能濃度 (B) を計算する。

総合容積感度 (SVS : System Volume Sensitivity) は以下のようにする。

$$SAS = \frac{A}{B} \quad (\text{式 3.15-1})$$

A : c/sec      B : MBq/cm<sup>3</sup>

回転軸の単位長さ当たりの総合容積感度 (VSAC : Volume Sensitivity per Axial Centimeter) は、SVS をファントムの軸長さ (20cm) で除することにより求められる。

$$VSAC = \frac{SVS}{\text{長さ}} \quad (\text{式 3.15-2})$$

長さ : 20cm

ただし、容積感度を求める際のファントムの全長を使用しなかった場合、使用された実長を結果と共に記載する。

## 3. 15. 4 表示（報告）方法

使用した核種およびコリメータについて、

総合容積感度 (SVC) を単位 c/sec/MBq/cm<sup>3</sup>

回転軸の単位長さ当たりの総合容積感度 (VSAC) を単位 c/sec/MBq/cm<sup>2</sup> で表示する。

測定した条件が異なる場合は、その旨を報告する。

### 3. 16 ホールボディ測定画像の総合空間分解能

ホールボディスキャン（連続患者テーブル／架台移動でのデータ収集）システムにおいて、散乱体なしの総合空間分解能を、スキャン方向を測定軸としたとき、その軸と平行および直交方向について測定する。

この測定は分散型ピクセル検出器に適用される。

#### 3. 16. 1 測定機器

##### a) 線源およびファントム

使用線源は Tc-99m を用いた線状線源を 2 本使用する。（線源番号 4、4. 1 項 参照）

線状線源は内径 1. 0mm 以下で 120mm 以上の長さとする。計数率は 10kcps～20kcps で行う。

##### b) コリメータ

臨床に使用するコリメータを装着する。装着したコリメータについては報告に記載すること。

##### c) 機器の配置

線状線源の配置は、スキャン方向に平行な分解能および直交する分解能を測定する 2 通りとする。

線状線源は、患者テーブルの上に検出器面と線源間が 100mm となるように平行に配置する。（図 3. 16-1、図 3. 16-2、図 3. 16-3 参照）

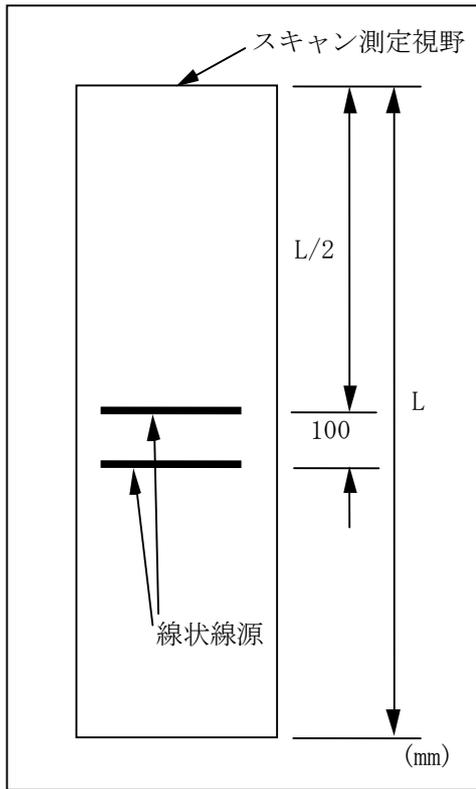


図 3.16-1  
ホールボディ測定画像総合分解能測定  
の線源位置（スキャンと平行方向）

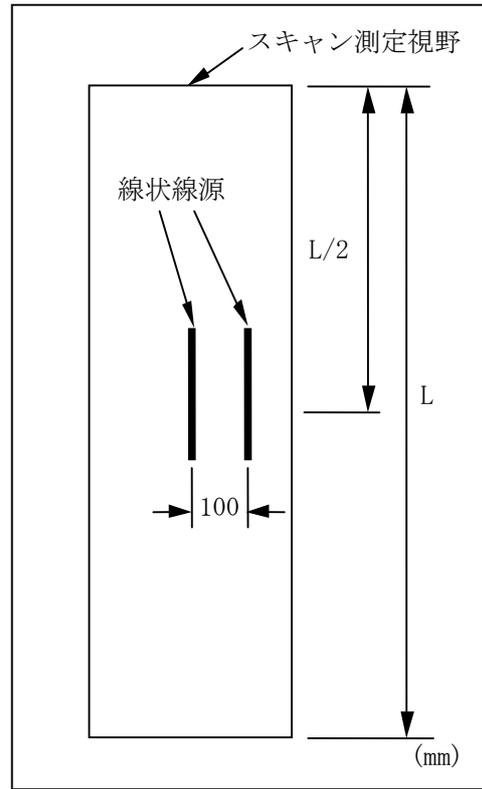


図 3.16-2  
ホールボディ測定画像総合分解能測定  
の線源位置（スキャンと直交方向）

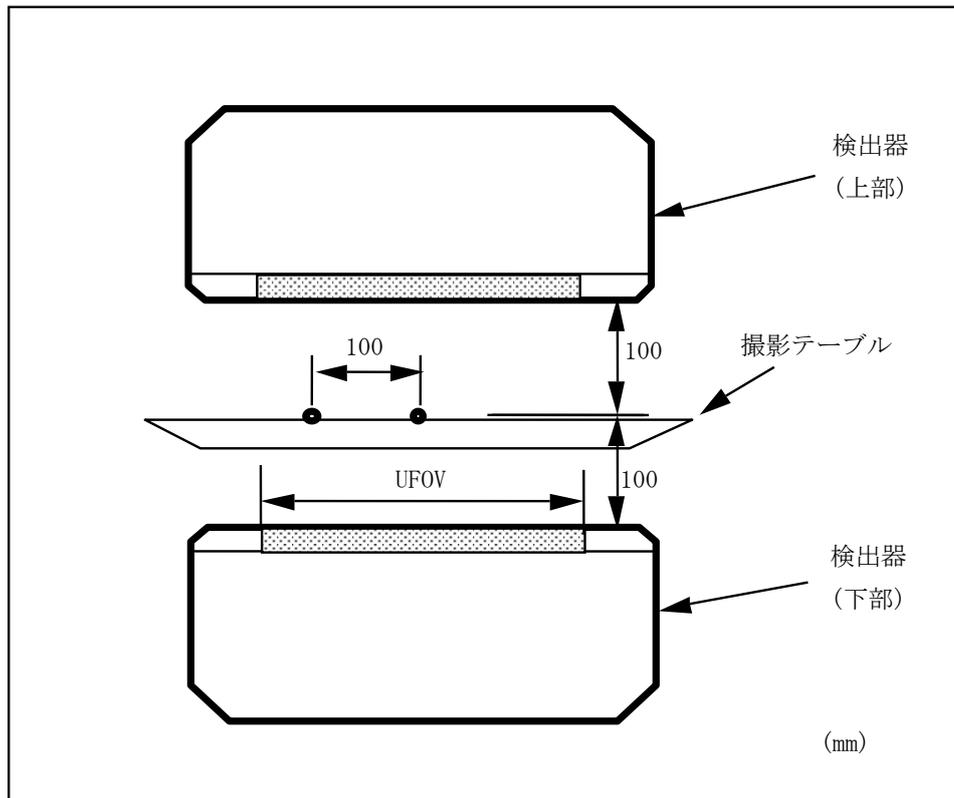


図 3. 16-3 ホールボディ測定画像総合分解能測定のための線源位置

### 3. 16. 2 測定方法

エネルギーウィンドウ幅は臨床使用の値又はメーカーの推奨値を使用する。使用した値は報告に記載する。

測定は、患者テーブルの上方および下方から、臨床に用いられるスキャン速度の範囲内で測定する。(図 3. 16-3 参照)

#### a) スキャン方向の分解能

第一の線状線源を測定視野の中心、測定軸に直交方向に、検出器視野の両端で±1mm 以内に配置する。

第二の線状線源は第一に平行に、図 3. 16-1 に示すように 100mm の間隔を開けて配置する。

#### b) スキャン方向に直交する方向の分解能

第一の線状線源を測定視野の中心、測定軸に平行に、検出器視野の両端で±1mm 以内に配置する。

第二の線状線源は第一に平行に、図 3. 16-2 に示すように 100mm の間隔を開けて配置する。

#### c) 線状線源に平行方向のデジタル化分解能

25mm 以上 30mm 以下とする。

#### d) 線状線源に直交方向のデジタル化分解能

使用するコリメータの総合空間分解能の FWHM の 1/5 以下とする。

### 3. 16. 3 解析（計算）方法

#### a) 平均ピクセルサイズ

平均 mm /ピクセルは、測定軸に平行および直交について別々に、間隔を開けた 2 本の線状線源によって求める。

#### b) FWHM、FWTM の計算ポイント

FWHM、FWTM は、中心の線状線源のそれぞれのセグメントについて求める。

#### c) FWHM と FWTM およびピーク中央の算出

FWHM と FWTM の算出は線応答関数曲線の最大チャンネル値を最大値として使い、半値あるいは 1/10 値に最も近い 2 つの隣りあったチャンネルから直線補間により別々に決定する。またピーク中央は FWHM の中央値から求める。

#### d) チャンネルの mm 換算係数

隣りあったピーク間隔はそれぞれのピーク中央から求め、FOV につき平均し 100mm で除し換算係数を求める。

#### e) FWHM と FWTM の値

FWHM と FWTM はバックグラウンドおよび線状線源の内径の校正をしない。

#### f) デジタル化分解能

線状線源に対して垂直な方向のデジタル化分解能が FWHM の 1/5 より大きいときは、それぞれの線応答関数曲線のピークポイントとその隣接する 2 点を使用し、3 点の放物線近似を行う。ピーク値はこの放物線近似の最大値から決定する。（4.7.2 項 参照）  
また、そのときのデジタル化分解能を明記する。

#### g) 平均値

FWHM、FWTM の値は、測定軸に平行なものと直交のもので別個に平均化する。

### 3. 16. 4 表示（報告）方法

患者テーブルの上方および下方の計測の平均値として、FWHM、FWTM を表示する。測定軸に平行な方向、直交方向の分解能は別々に表示する。測定した条件が異なる場合は、その旨を報告する。

## 3. 17 検出器—検出器間感度偏差

多検出器ガンマカメラシステムでは、検出器—検出器感度偏差は、SPECT モードで評価される個々の検出器の感度における相対的な差異である。

## 3. 17. 1 測定機器

## a) 線源およびファントム

線源は Tc-99m を使用する。

それ以外の場合は、使用コリメータにあった線源を選択する。

直径 200mm の円柱状線源を使用する。(線源番号 7、4. 1 項 参照)

放射性物質の線源強度は、計数率が各プロジェクションデータにつき、10kcps 以下となるようにする。

## b) コリメータ

SPECT 収集に使用するコリメータを装着する、使用したコリメータは測定条件に明記する。

## c) 機器の配置

図 3.15-1 に示すように、ファントムは有効視野の中心付近に置き、ファントムの中心軸が SPECT 回転軸上±5mm 以内になるようにする

## 3. 17. 2 測定法

エネルギーウィンドウ幅は臨床使用の値又はメーカーの推奨値を使用する。使用した値は報告に記載する。データの収集条件を SPECT 再構成後の容積感度と合わせることで、このデータを SPECT 再構成後の容積感度の測定に使用できる。

- ・ファントムの SPECT 収集は、すべての検出器を使用して収集されるものとする。
- ・SPECT 収集は 360 度円軌道収集で行い、回転半径は 150(±5)mm とする。ステップ数は少なくとも 30 以上とする。
- ・それぞれの検出器の投影角度は、360 度上で等しく区切られるものとする。

## 3. 17. 3 解析 (計算) 法

## a) 投影画像の加算

未加工の投影画像を使用する。検出器 1 を使用して収集されたすべての投影画像は、画像 Sum<sub>1</sub> を作るために加算される。同様に、検出器 2 を使用して収集されたすべての投影画像は、画像 Sum<sub>2</sub> を作るために加算され、同様にそれぞれの検出器に行う。

Sum 画像のそれぞれにおける総カウントが計算される：

$$C_i = \text{検出器のSum画像の総カウント} \quad (\text{式 3.17-1})$$

## b) 最大偏差

C<sub>i</sub> の最大値と C<sub>i</sub> の最小値間の差が、最大値の百分率として表記される：

$$DDS = \frac{(C_{max} - C_{min})}{C_{max}} \times 100$$

## (式 3.17-2)

## 3. 17. 4 表示 (報告) 方法

多検出器システムにおいて、一組の検出器間の最大パーセント感度差 DDS は、検出器-検出器間感度偏差として報告する。測定した条件が異なる場合は、その旨を報告する。

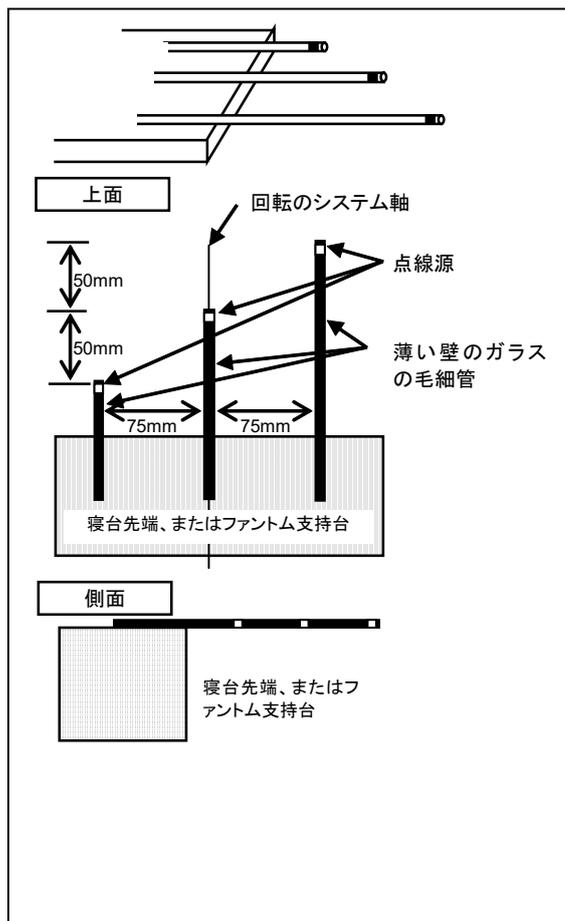
## 3. 18 システムアライメント

システムアライメントを測定・評価する。

SPECT 撮像システムでは、システムの機械的回転中心で収集された画像の横断面アライメントが正確な SPECT 再構成を行う上で重要である。同様に、多検出器 SPECT 撮像システムには、個々の検出器の体軸アライメントも重要となる。多くのシステムでは、画像収集過程で自動補正機能が組み込まれている。これらの補正は、自動補正值がメーカーにより推奨された標準の臨床の手順で得られ、適用される。

この試験は、離散型ピクセル検出器にも適用する。ただし、検出器が回転しないシステムには適用しない。

## 3. 18. 1 測定機器



## a) 線源およびファントム

3 個からなる線源は Tc-99m、又は Co-57 の点線源を使用する (線源番号 5、4. 1 項 参照)。計数率は 20kcps を超えてはならない。エネルギーウィンドウ幅は臨床使用の値又はメーカーの推奨値を使用する。使用した値は報告に記載する。線源と検出器の間には、いかなる角度でもテーブルが視野に入らないようにする。3 個の放射能濃度は、互いに 10% の範囲内で同じようにする。収集時のオーバーフロー (最大計数可能ピクセル値を超える) を起こさないように、放射能濃度および収集時間を調整する。

## b) コリメータ

高分解能コリメータを使用する。

## c) 機器の配置

3 個の点線源は、図 3. 18-1 に示すように設置する。点線源の支柱はテーブルの面に対して平行に置き、

図 3. 18-1 測定機器

中央の線源は回転中心軸上に ±5mm の範囲内に配置する。

検出器の回転半径は 20cm とする。臨床モードで適用される自動補正機能が使われる場合は、その旨を報告する。

### 3. 18. 2 測定法

ピクセルサイズは 5mm 以下にする。各検出器は 360 度回転し、0 度から 360 度まで均等に配分された 8 方向以上のガントリー位置で画像を収集する。各検出器は、0 度および 180 度で収集された画像を含まなければならない。

### 3. 18. 3 解析（計算）法

点線源の中心に対してアキシャル方向で 4~5cm の幅で点応答関数 Point Spread Function (PSF) を加算することでトランスバース (X 方向) の一次元カウントプロファイルを作成する。そのカウントプロファイルの重心を計算する。検出器  $m$ 、 $j$  番目の投影角度、 $i$  番目の点線源の重心位置を  $X_{i,j,m}$  とする。同様にトランスバース (Y 方向) で点応答関数 Point Spread Function (PSF) を加算し、その重心を求めて  $y_{i,j,m}$  とする。各検出器の各線源について、各投影方向で  $X_{i,j,m}$  を平均することによって回転中心を計算する。

$$COR_{i,m} = \frac{1}{N_V} \sum_{j=1}^{N_V} X_{i,j,m} \quad (\text{式 3.18-1})$$

ここで、 $N_V$  は投影方向数である。各線源と検出器の COR 偏差を次のように定義する。

$$\delta_{cor,i,m} = \text{abs}(COR_{i,m} - X_{cen}) \quad (\text{式 3.18-2})$$

ここで、 $X_{cen}$  は、X 方向の画像マトリクスの中心である。例えば X 方向の画像サイズが  $N$  の場合、 $X_{cen}$  は以下で求められる。

$$X_{cen} = \frac{N + 1}{2} \quad (\text{式 3.18-3})$$

多検出器システムは、それぞれの検出器間の COR 偏差について次のように計算する。

$$\delta_{cor,i,m-n} = \text{abs}(COR_{i,m} - COR_{i,n}) \quad (\text{式 3.18-4})$$

各線源と検出器のアキシャル方向において、検出器が 0 度と 180 度にある状態で収集された画像の Y 位置を比較することによって画像のアキシャル方向の偏差を計算する。

$$\delta_{AXIAL,i,m} = \text{max}(y_{i,j,m}) - \text{min}(y_{i,j,m}) \quad (\text{式 3.18-5})$$

検出器の相対的なアキシャルアライメント偏差について、それぞれの検出

器の組み合わせで次のように計算する。

$$\delta_{AXIAL,i,m-n} = \frac{1}{N_V} \text{abs} \left( \sum_{j=1}^{N_V} (y_{i,j,m} - y_{i,j,n}) \right) \quad (\text{式} 3.18-6)$$

### 3. 18. 4 表示 (報告) 方法

以下の 4 つの値を、システムに関する上限として報告する。

$$\delta_{COR,1} = \max(\delta_{COR,i,m})$$

$$\delta_{COR,12} = \max(\delta_{COR,i,m-n})$$

$$\delta_{AXIAL,1} = \max(\delta_{AXIAL,i,m})$$

$$\delta_{AXIAL,12} = \max(\delta_{AXIAL,i,m-n})$$

すべての値は、mm で報告する。

測定した条件が異なる場合は、その旨を報告する。

### 3. 19 X線CT組合せSPECT装置における画像重ね合わせ精度

本項は「X線CT組合せ型SPECT装置」に認証基準の参照規格として引用されており、承認・認証基準等に用いられるJESRA規格として2021年2月26日にJIRA基準委員会で承認された。

SPECT/CTにおいては、SPECT画像とCT画像の同じ部位の断面における画像上での相対位置のずれを最小とするようSPECTとCTの機械的な位置合わせなど各種補正を行っている。この測定はこれら機械的な位置合わせ調整後及び各種補正を盛り込んだ装置において、主に寝台の患者荷重によるたわみによるSPECT画像とCT画像の画像重ね合わせの精度を測定することを目的とするもので、SPECT/CTの臨床的に必要とされる画像重ね合わせの位置精度の値を規定するものではない。

また、以下の3. 19. 1計測方法1(従来法)と3. 19. 2計測方法2(NEMA NU 1法)のどちらを採用しても構わない。

#### 3. 19. 1 計測方法1(従来法)

##### 3. 19. 1. 1 測定機器

###### a) 線源およびファントム

使用線源はTc-99mを使用した線状線源を使用する。他の核種を用いる場合は、使用した核種を報告する。線状線源は、指定した測定範囲(3. 19. 3のb)参照)を十分にカバーできる長さで、内径2.0mm以下のファントムを用いる。十分な長さが得られない場合は、複数の線状線源を使用してもよい。

ファントムの固定には、専用治具あるいは容易に作成可能な立方体の支持具を用いる。立方体の支持具の素材は規定しない(紙製のフタの無い立方体や、発泡剤の詰まったアクリル製の立方体容器で、一番離れた頂点を結んだ穴の開いた支持具のようなもの、など)。立方体の支持具を用いずに他の方法で線状線源を配置してもよい。

###### b) コリメータ

SPECT収集に使用するコリメータを取り付ける。

###### c) 機器の配置

図3. 19-1に示すように線状線源はSPECT視野中心付近を通過するように立方体の対角線上に二箇所配置する。二箇所の配置位置はXY、XZ、YZの各断面に対して90度回転した位置にすること。二本の線状線源を用いてもよいし、一本の線状線源で位置を変えて二回撮影してもよい。寝台(天板)位置は、最も寝台(天板)が伸びている場所とする。

##### 3. 19. 1. 2 測定法

SPECT収集は、エネルギーウィンドウ幅は15%とする。検出器の回転半径はファントムを撮像可能な最小とする。収集及び再構成マトリクスはピクセルサイズ5mm以下とする。360°回転当たり120ステップ以上のSPECT収集を行う。

CT収集はピクセルサイズ1.0mm以下、スライス間隔2mm以下とする。人と

等価の荷重を掛けて測定を行う。荷重のかけ方は製造業者の推奨方法に従う。

データ収集は臨床プロトコルで行うことが望ましいが、SPECT 画像と CT 画像の位置ずれの測定が目的のため、CT スキャン時の金属アーチファクト抑制機能など、臨床プロトコルでは使用しない機能をこの測定に用いることに制限は設けない。

上記の条件を満たせない場合は、使用した条件を記載する。

### 3. 19. 1. 3 計算方法

#### a) 再構成

SPECT、CT とも最高の分解能を呈する再構成法およびフィルタを用いる。また SPECT に対して減弱補正を除いた各種の補正を行ってもよい。補正を行った場合は、その補正法を記載する。

#### b) 線源像の計算

二箇所の線状線源の位置について、それぞれ以下の計算を行う。

1) 寝台に垂直で体軸方向に離れた 2 面(中心から±Z 方向 10cm)における SPECT 画像と CT 画像の重心の位置ずれを、体軸横断面 (Transaxial 像) から求める。

2) 寝台に垂直で長手方向に平行な 2 面(中心から±X 方向 10cm) における SPECT 画像と CT 画像の重心の位置ずれを、矢状断面 (Sagittal 像) から求める。

3) 寝台と水平で長手方向に平行な 2 面(中心から±Y 方向 10cm) における SPECT 画像と CT 画像の重心の位置ずれを、前額断面 (Coronal 像) から求める。

**【注意】** 装置により得られるスライスの断面が、測定断面に合致しない場合、測定断面に一番近接したスライスで測定を行う。上記の測定位置で実施できない場合は、実施した測定位置を明記する。

### 3. 19. 1. 4 表示 (報告) 方法

1) 使用核種 (Tc-99m 以外の場合)、コリメータ

2) 2つの線源の Axial/Sagittal/Coronal 各面における SPECT 画像と CT 画像の重心位置の差 (mm 単位)

3) 寝台に掛けた荷重とその位置

4) SPECT と CT のデータ収集の条件 (収集マトリクス, など)

5) SPECT と CT の画像再構成の条件 (再構成フィルタ, ピクセル・サイズ, など)

測定した条件が異なる場合は、その旨を報告する。

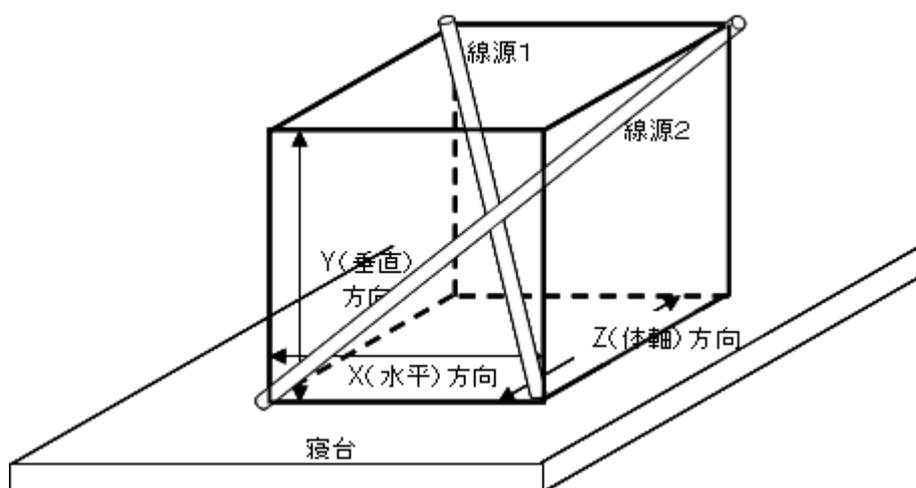


図 3. 19-1 ファントムの置き方の例

## 3. 19. 2 計測方法 2 (NEMA NU 1 法)

## 3. 19. 2. 1 測定機器

## a) 線源およびファントム

この測定に用いる放射性核種は  $Tc-99m$  とする。点線源は、点線源が CT 画像で見えるような密度の CT 造影剤と混合した放射性核種溶液を含むものとする。CT 造影剤溶液は約 100HU から 300HU の濃度で、CT アーチファクトを生じないようにする。これは、水と Iothalamate Meglumine 注射液 USP 60% の 3%~6% の体積希釈で達成できる。

例：造影剤の 6% 容量希釈：200cc = 12cc (造影剤) + 188cc (水)。

$99mTc$  線源と CT 造影剤は、それぞれのモダリティで鮮明な画像が得られ、かつどちらのモダリティでもアーチファクトを生じないものでなければならない。

## b) コリメータ

高分解能コリメータ (LEHR) を使用する。その他のコリメータの使用時は、結果とともに、その旨報告する。

## 3. 19. 2. 2 測定法

## a) SPECT/CT 点線源の位置

点線源は、トモグラフィの長軸に平行に固定され、以下に説明する図 3. 19-2 に示す 6 箇所配置される。

アキシャル方向：

- ・アキシャル FOV の中心で  $\pm 1cm$  以内とする。

トランスバース方向：

- ・トランスバース FOV の中心から垂直方向に 20cm オフセットした位置 ( $x=0cm, y=20cm$ )
- ・トランスバース FOV の中心から水平方向に 20cm オフセットした位置 ( $x=20cm, y=0cm$ )
- ・トランスバース FOV の中心 ( $x=0cm, y=0cm$ )

- ・トランスバースの位置精度は±1cm以内とする
- 備考：点光源を 20cm オフセットで配置することが実行不可能なシステムの場合、20cm オフセットに最も近い可能な位置を使用することができる。これらの測定で使用された代替位置を報告しなければならない。

以下のアキシシャルの位置：

- ・患者パレットが FOV 内にある状態で、患者パレット先端から  $10 \pm 2\text{cm}$
- ・患者パレットが FOV 内にある状態で、患者パレット先端から  $100 \pm 2\text{cm}$

b) テーブル上の重量配分

すべての撮影は、図 3. 19-2 に示されるように、総重量 115kg を患者テーブル上に配分して行われなければならない。

- ・57.5kg を患者用パレットの先端から 20cm の位置から 85cm の位置までの間に直線的に配分。
- ・57.5kg を患者用パレットの先端から 115cm の位置から 180cm の位置の間に直線的に配分。

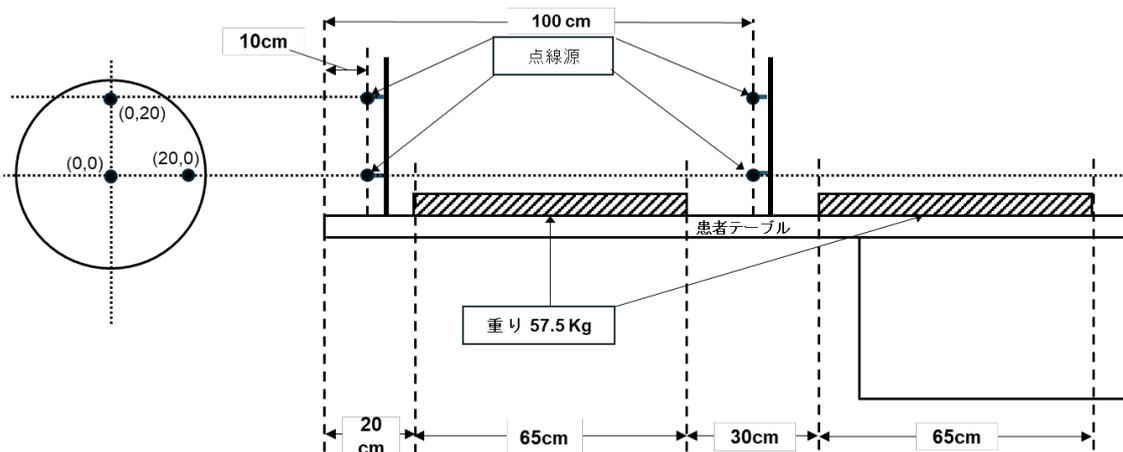


図 3. 19-2 ファントム設定

3. 19. 2. 3 計算方法

以下の例外を除き、メーカー推奨の標準再構成アルゴリズムを用いて再構成されるものとする。

- ・SPECT 画像に対して CT 由来の減弱補正を行わない（減弱補正を行わない SPECT 画像のみを使用する）。

3. 19. 2. 4 表示（報告）方法

再構成された CT ボリュームデータと SPECT ボリュームデータは、

(0020, 0032) ImagePosition (Patient) 、  
 (0020, 0037) ImageOrientation (Patient) 、 (0028, 0030) PixelSpacing 、  
 (0018, 0050) SliceThickness などの DICOM フィールドで提供される変換パラメータを用いて、共通の実座標系（長さ単位）に登録されなければならない。

各点線源位置  $i$  について、点線源  $[x \ y \ z]_{CT.i}$  及び  $[x \ y \ z]_{SPECT.i}$  のピークを患者座標系に対して相対的に決定する。

点線源の最大寸法の少なくとも 4 倍に等しい寸法を持つ関心領域 (VOI) は、ピーク  $[x \ y \ z]_{CT.i}$  と  $[x \ y \ z]_{SPECT.i}$  を中心とする。

点線源の重心  $[x \ y \ z]_{centroid.CT.i}$  及び  $[x \ y \ z]_{centroid.SPECT.i}$  は、SPECT 及び CT 画像データそれぞれにおいて、ボクセル値  $V_{SPECT.i}$  及び  $V_{CT.i}$  とその位置  $[x \ y \ z]_{SPECT}$  及び  $[x \ y \ z]_{CT}$  との強度重み付き和として決定されるものとする。

$$[x \ y \ z]_{centroid.CT.i} = \frac{\sum_{voxels \ in \ VOI} ([x \ y \ z]_{CT.i} \cdot V_{CT.i})}{\sum_{voxels \ in \ VOI} (V_{CT.i})} \quad (\text{式 3.19-1})$$

$$[x \ y \ z]_{centroid.SPECT.i} = \frac{\sum_{voxels \ in \ VOI} ([x \ y \ z]_{SPECT.i} \cdot V_{SPECT.i})}{\sum_{voxels \ in \ VOI} (V_{SPECT.i})} \quad (\text{式 3.19-2})$$

コレジストレーション誤差は、以下の式を用いて 6 点の音源位置のそれぞれについて計算されるものとする。

$$coregistration \ error_i = \sqrt{\begin{matrix} (X_{centroid.SPECT.i} - X_{centroid.CT.i})^2 \\ + (Y_{centroid.SPECT.i} - Y_{centroid.CT.i})^2 \\ + (Z_{centroid.SPECT.i} - Z_{centroid.CT.i})^2 \end{matrix}} \quad (\text{式 3.19-3})$$

コレジストレーション誤差  $i$  の結果の最大値を報告する。

最大コレジストレーション誤差 =

$$\max(\{ \text{コレジストレーション誤差 } i : i=1, \dots, 6 \})$$

## 4 線源・ファントム一覧および技術的補足説明

## 4.1 線源一覧

本規格による測定を行なうために必要な線源を表にまとめた。  
関連する技術的補足説明も参照のこと。

表4.1-1 線源一覧表

| 番号 | 核種     | 線源強度  | 線源形状・容器                     |    | 測定項目   |
|----|--------|---|-----------------------------|----|--|
| 1  | Tc-99m | 数MBq<br>～数10MBq<br>(数100 $\mu$ Ci<br>～数mCi) | バイエル瓶<br>(+鉛容器)<br>(図4.1-1) | 1個 | 3.1 固有均一性<br>3.2 固有空間分解能<br>3.3 固有空間直線性<br>3.4 固有エネルギー分解能<br>3.5 固有計数率特性<br>3.7 高計数率時の固有空間分解能<br>3.8 高計数率時の固有均一性<br>3.12 遮へい能力 |
| 2  | Tc-99m | 数10MBq<br>(数mCi)                            | 小型面線源容器<br>(図4.1-2)         | 1個 | 3.6 散乱体のある総合計数率特性<br>3.11 総合感度と透過率   |
| 3  | Ga-67  | 数MBq<br>(数100 $\mu$ Ci)                     | バイエル瓶<br>(図4.1-3)           | 9個 | 3.9 複数ウィンドウの像のずれ   |
| 4  | Tc-99m | 数10MBq<br>(数mCi)                            | 線状線源容器<br>(図4.1-4)          | 1対 | 3.10 総合空間分解能<br>3.16 ホールボディ測定画像の<br>総合空間分解能  |
| 5  | Tc-99m | 数MBq<br>(数100 $\mu$ Ci)                     | 点線源容器<br>(図4.1-5)           | 3個 | 3.13 SPECT再構成後の<br>総合空間分解能(散乱体なし)<br>3.18 システムアライメント   |
| 6  | Tc-99m | 数10MBq<br>(数mCi)                            | 線状線源容器<br>(図4.1-6)          | 1個 | 3.14 SPECT再構成後の<br>総合空間分解能(散乱体あり)  |
| 7  | Tc-99m | 数10MBq<br>(数mCi)                            | 円柱状線源容器<br>(図4.1-7)         | 1個 | 3.15 SPECT再構成後の総合容積感度<br>3.17 検出器-検出器間感度偏差   |

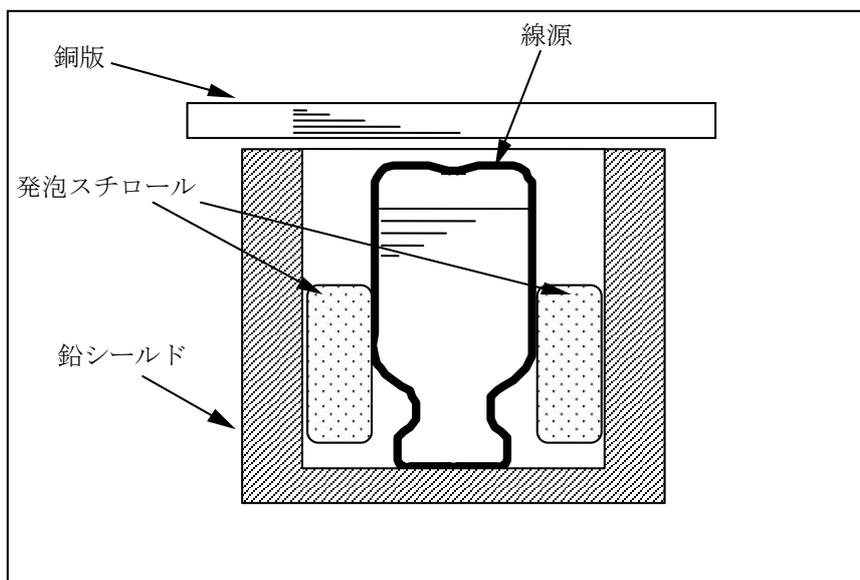


図 4.1-1 線源（線源番号1）および関連ファントム類

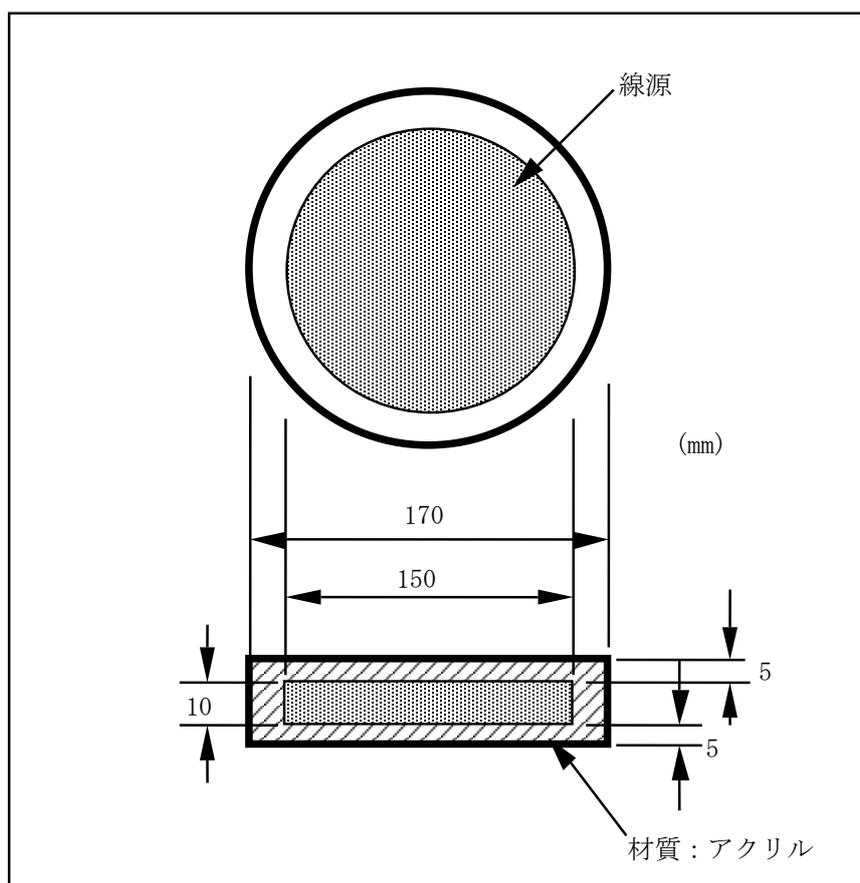


図 4.1-2 小型面線源（線源番号2）

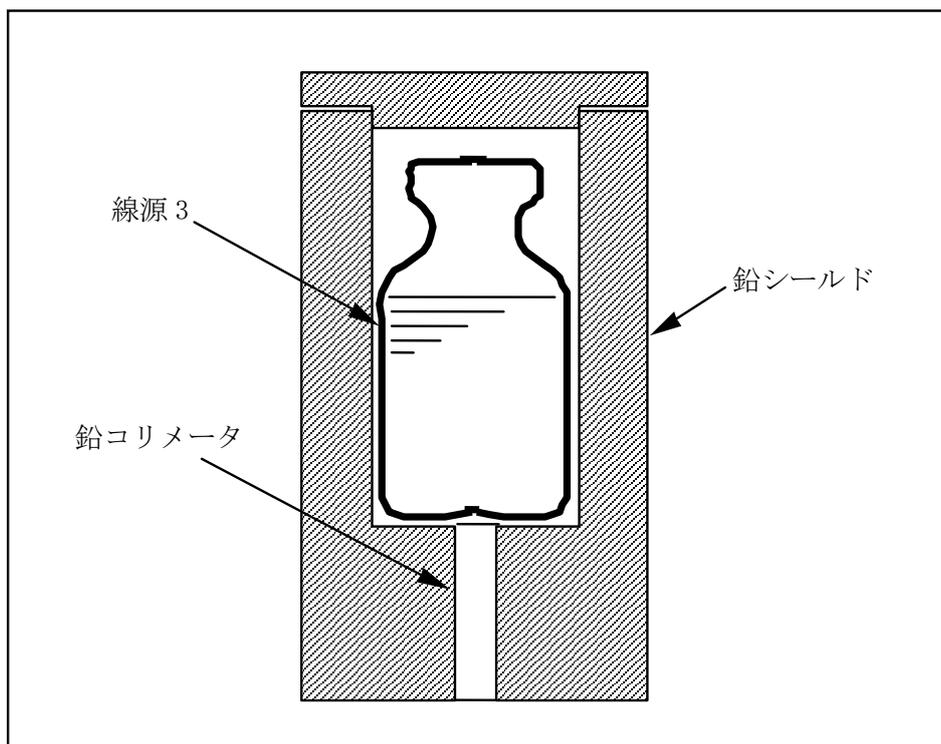


図 4.1-3 線源（線源番号 3）および鉛コリメータ

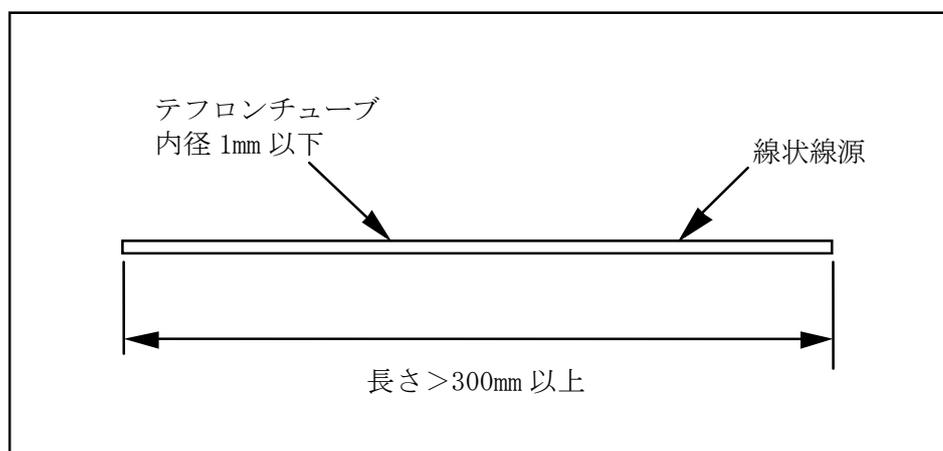


図 4.1-4 線状線源（線源番号 4）

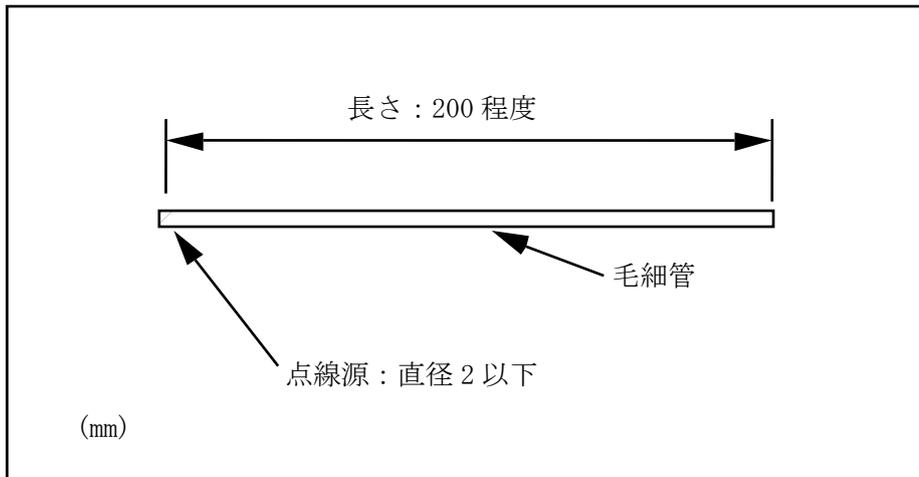


図 4.1-5 点線源 (線源番号 5)

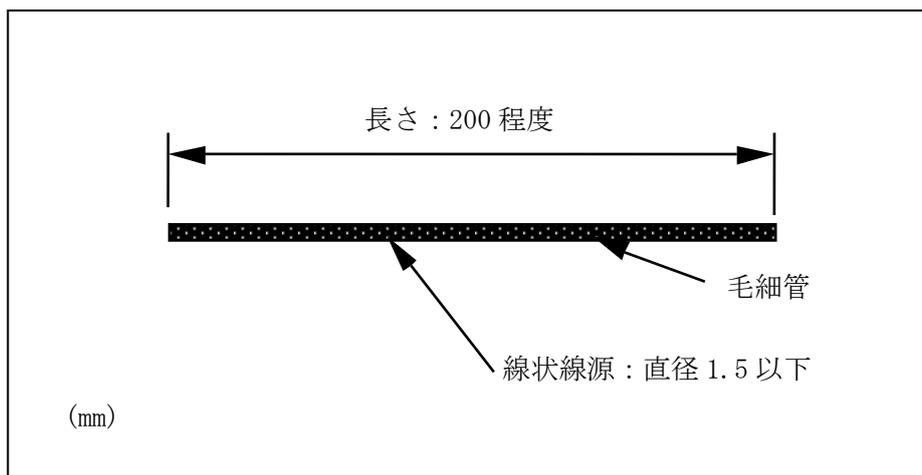


図 4.1-6 線状線源 (線源番号 6)

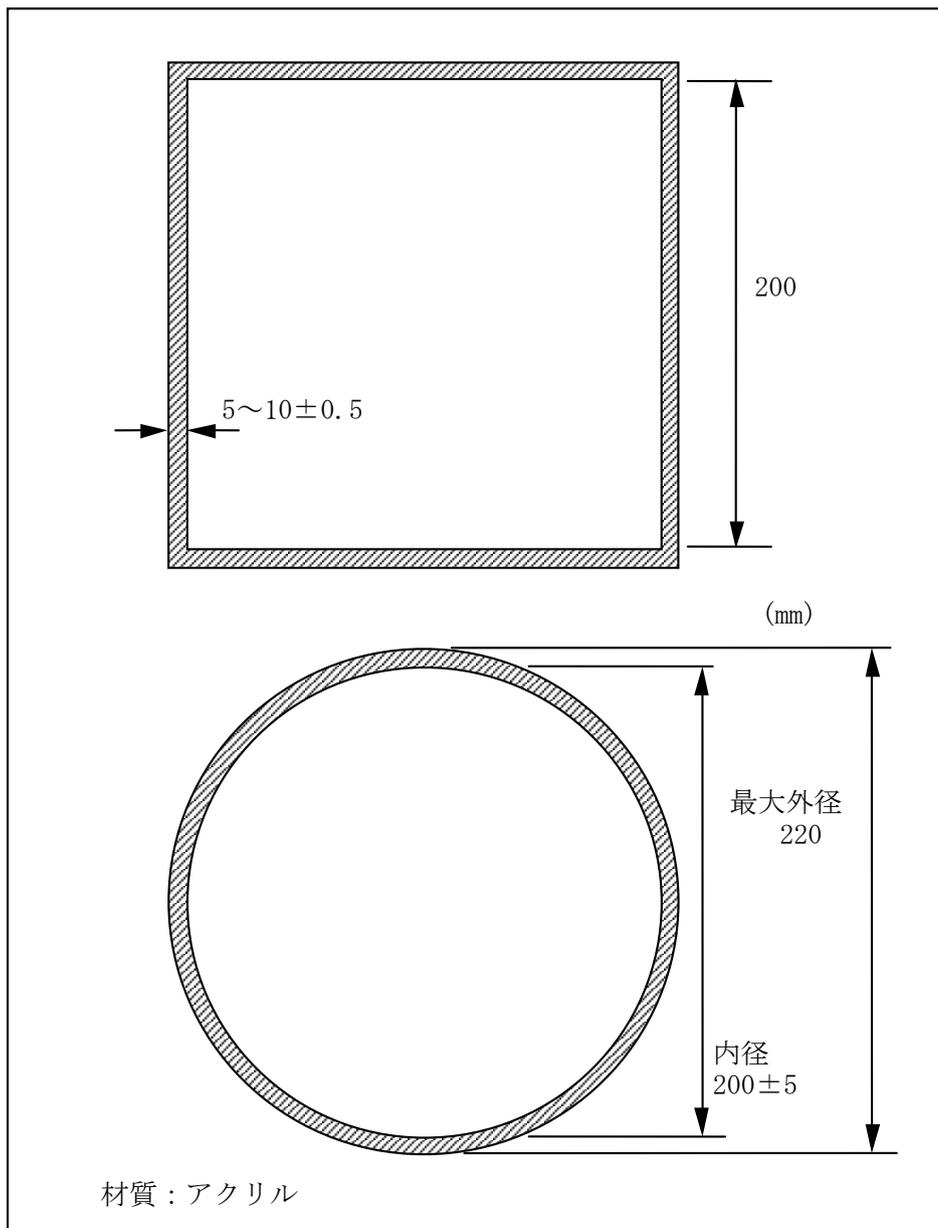


図 4.1-7 円柱状線源（線源番号 7）

## 4. 2 ファントム類一覧

本規格による測定を行なうために必要なファントム類を表にまとめた。  
 関連する技術的補足説明も参照のこと。

表4.2-1 ファントム類一覧表

| 番号 | ファントム名称         | 形状・個数   | 測定項目  |
|----|-----------------|---|---|
| 1  | UFOVマスク         | 鉛リング<br>(図4.2-1)                              | 1個<br>3. 1 固有均一性<br>3. 2 固有空間分解能<br>3. 4 固有エネルギー分解能<br>3. 5 固有計数率特性<br>3. 7 高計数率時の固有空間分解能<br>3. 8 高計数率時の固有均一性                 |
| 2  | スリット            | 30mmピッチスリット<br>(図4.2-2)                       | 1個<br>3. 2 固有空間分解能<br>3. 3 固有空間直線性  |
| 3  | 鉛シールド           | 鉛ポット<br>(図4.2-3)                              | 9個<br>3. 1 固有均一性<br>3. 2 固有空間分解能<br>3. 3 固有空間直線性<br>3. 4 固有エネルギー分解能<br>3. 5 固有計数率特性<br>3. 7 高計数率時の固有空間分解能<br>3. 8 高計数率時の固有均一性 |
| 4  | 鉛コリメータ          | 孔付き鉛ポット<br>(図4.2-4)                           | 1個<br>3. 9 複数ウィンドウの像のずれ<br>3. 12 遮へい能力  |
| 5  | 銅板              | 1.0-2.0mm厚さ銅板<br>(図4.2-5)                     | 6-3<br>枚<br>3. 5 固有計数率特性  |
| 6  | 板状散乱体           | 50mm、100mm厚さ<br>アクリル板<br>(図4.2-6)             | 3-2<br>枚<br>3. 10 総合空間分解能   |
| 7  | 円形散乱体           | 300mm径円盤状<br>アクリル板<br>(図4.2-7)                | 1個<br>3. 6 散乱体のある総合計数率特性  |
| 8  | 点線源と支持          | 75mmピッチの<br>点線源支持<br>(図4.2-8)                 | 1個<br>3. 13 SPECT再構成後の総合空間分解能<br>(散乱体なし)  |
| 9  | 線状線源と<br>円柱状散乱体 | 75mmピッチの散乱体、<br>線状線源支持と<br>円柱状散乱体<br>(図4.2-9) | 1個<br>3. 14 SPECT再構成後の総合空間分解能<br>(散乱体あり)  |

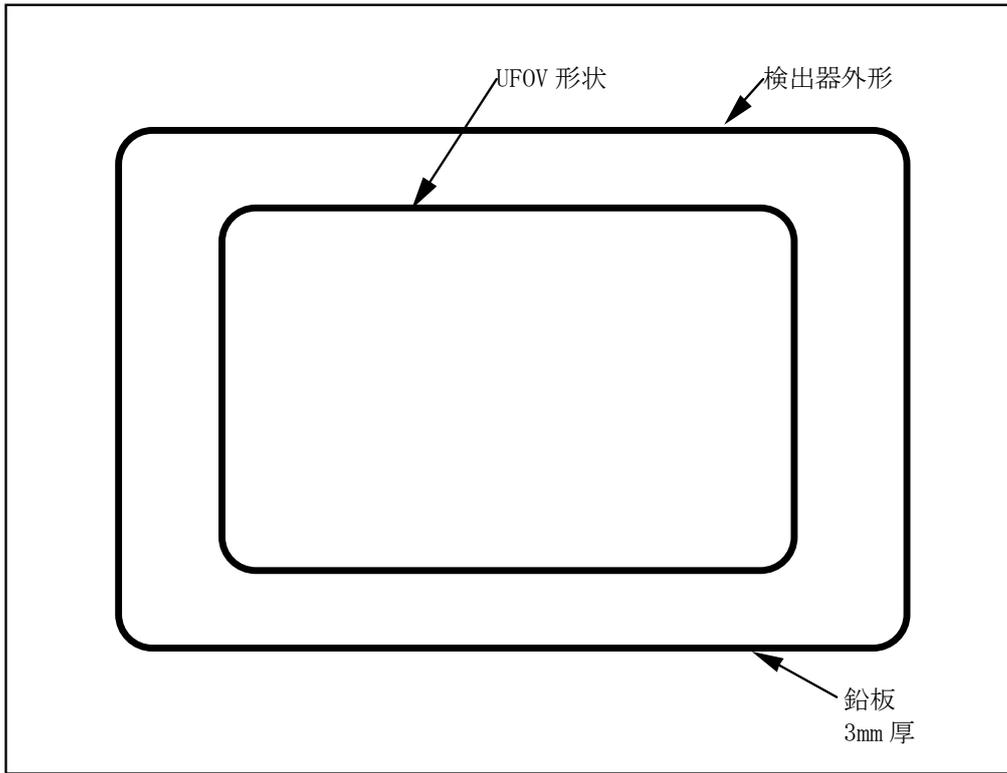


図 4.2-1 均一性・計数率特性用 UFOV マスク

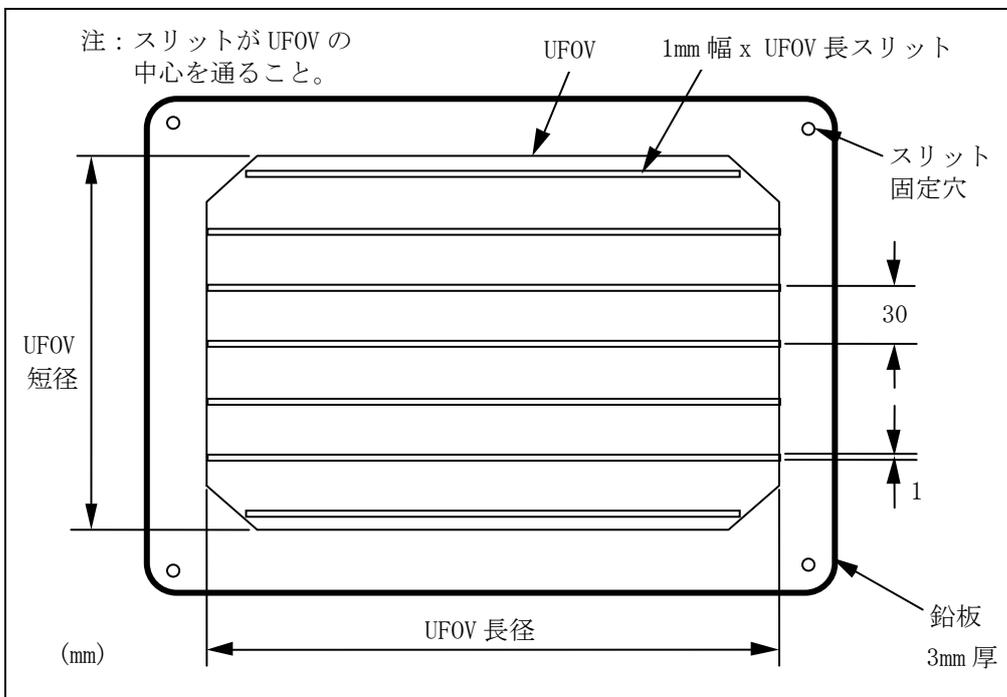


図 4.2-2(a) 分解能・直線性測定用スリット

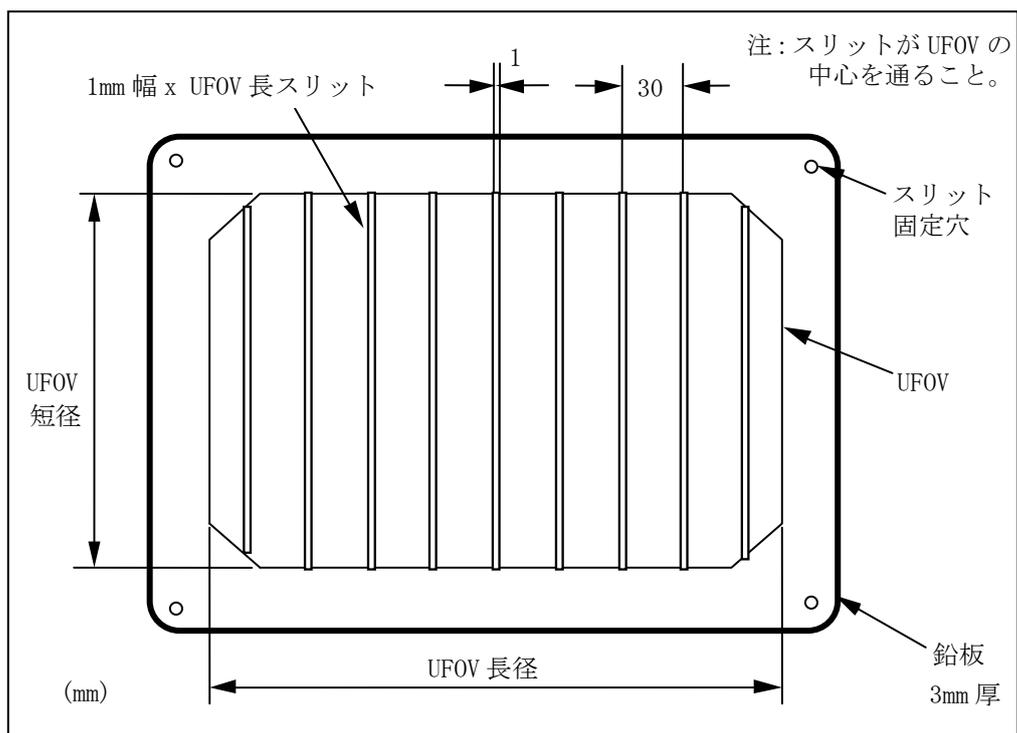


図 4.2-2(b) 分解能・直線性測定用スリット

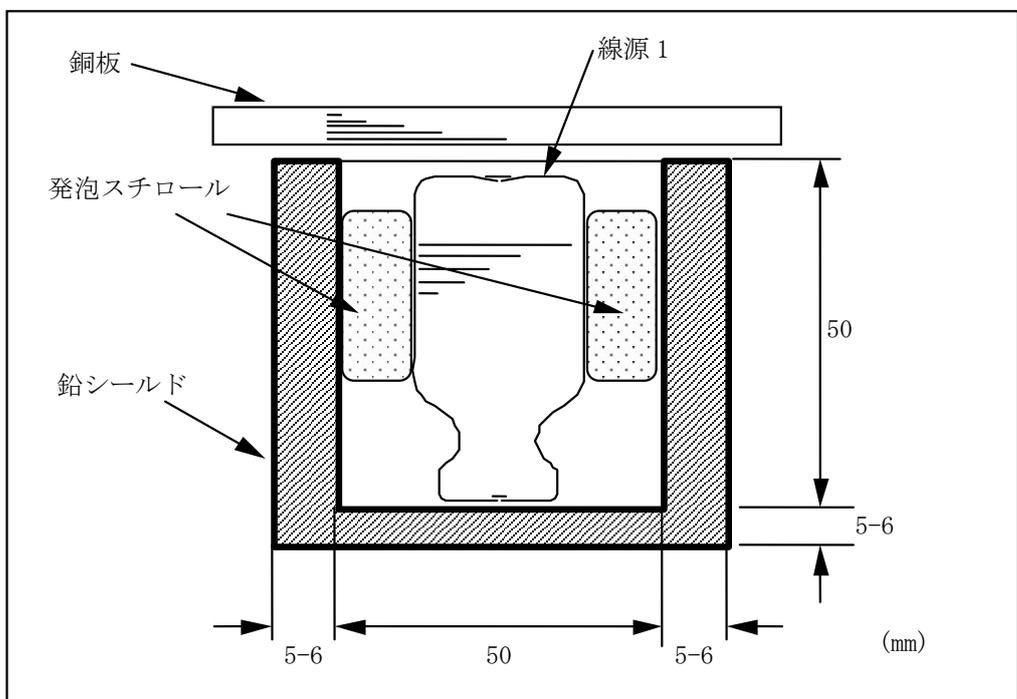


図 4.2-3 鉛シールドおよび線源 1、関連ファントム類

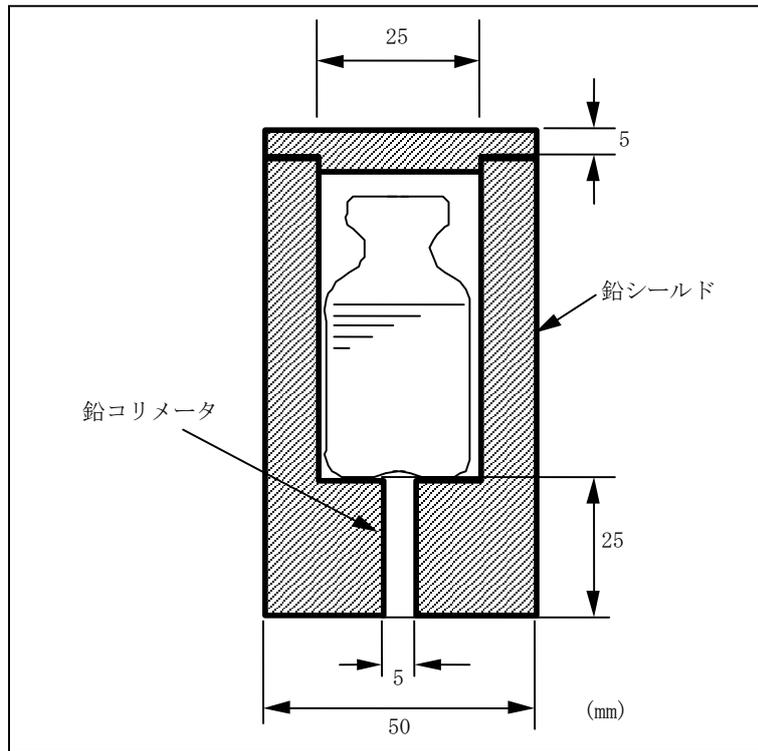


図 4.2-4 鉛コリメータおよび線源

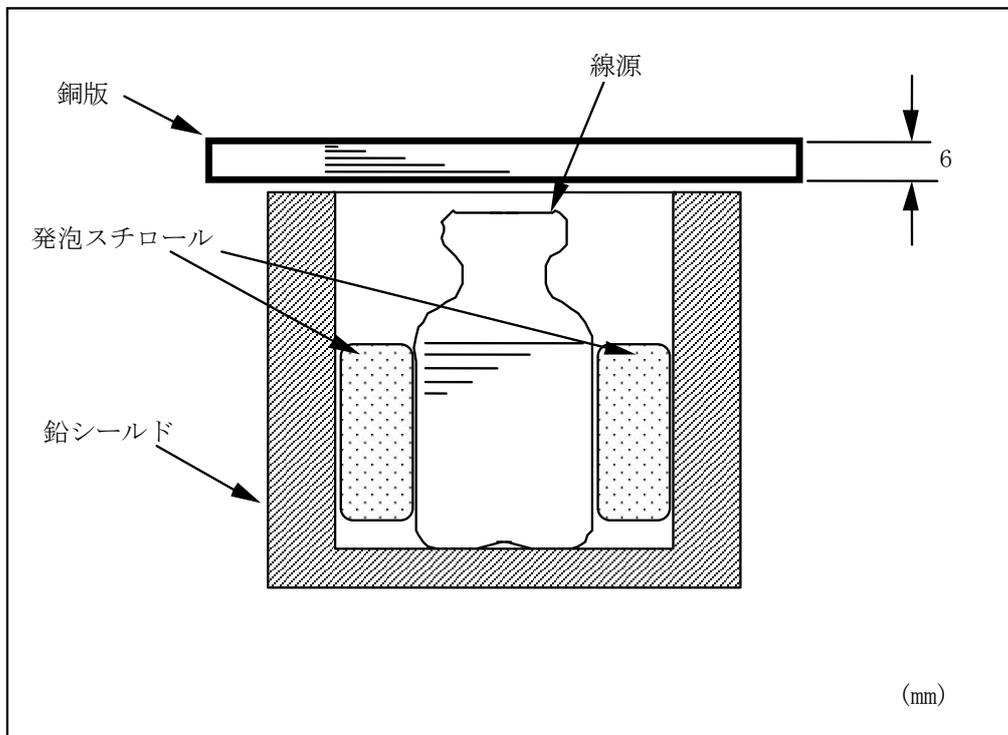


図 4.2-5 銅板および鉛シールド、線源

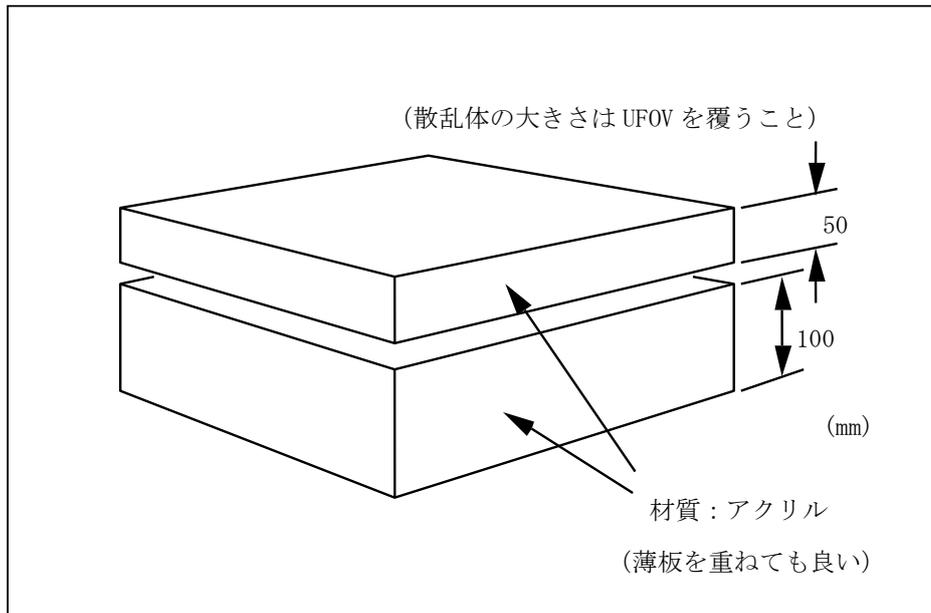


図 4.2-6 散乱体

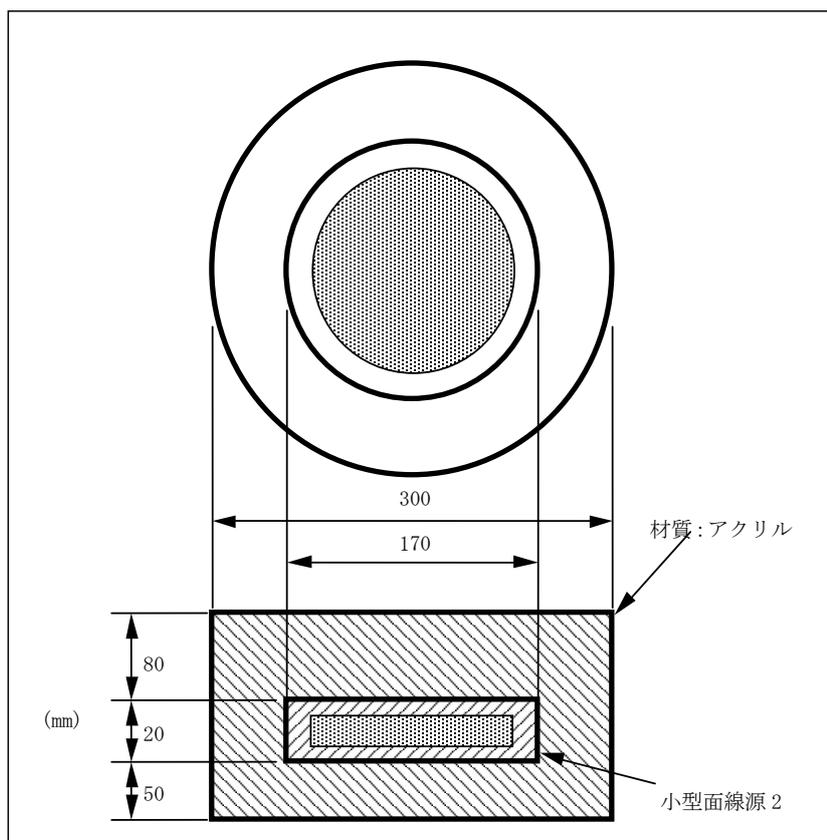


図 4.2-7 円形散乱体

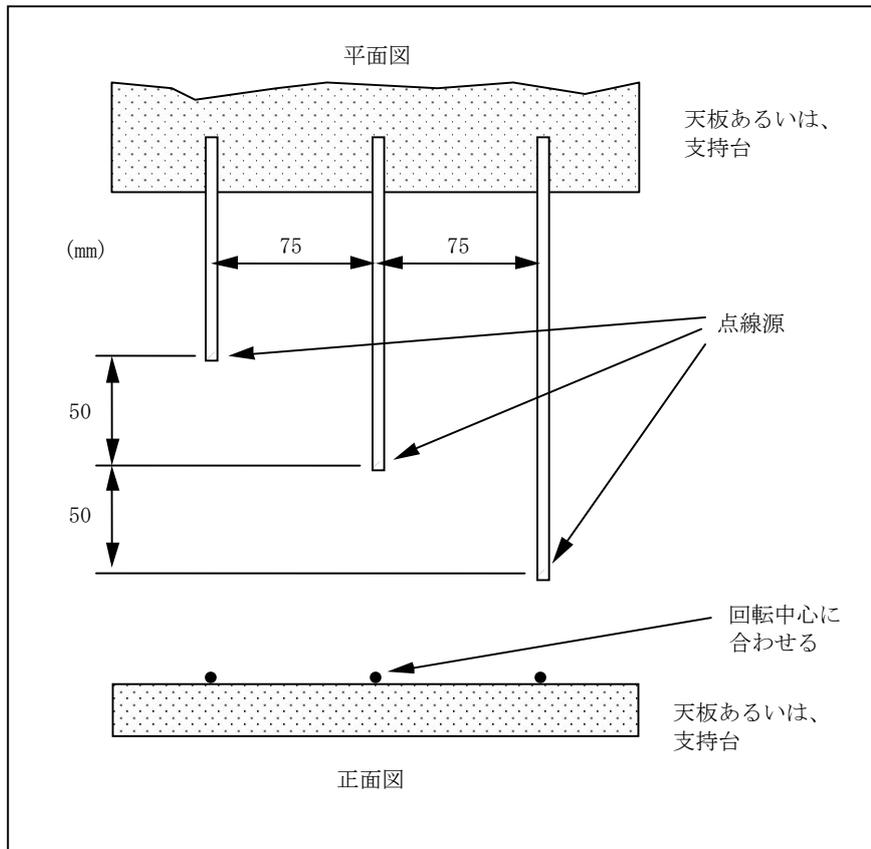


図 4.2-8 SPECT 用点線源と支持

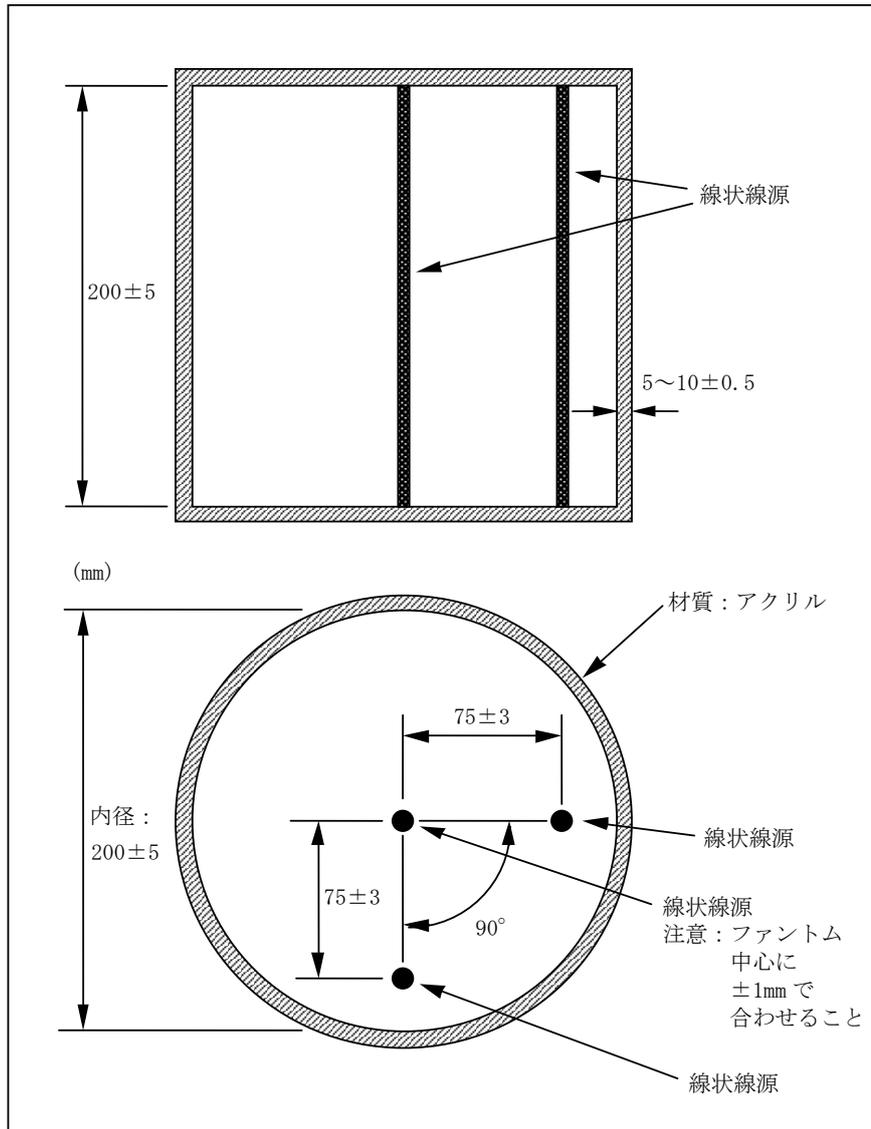


図 4. 2-9 線源および散乱体の形状  
((SPECT)再構成後の総合空間分解能(散乱体あり))

#### 4. 3 技術的補足説明(全体)

##### 4. 3. 1 各種の補正回路の使用について (1 章、3 章)

臨床使用状態では各種の補正回路 (均一性補正、直線性補正、エネルギー補正などの補正回路を指す) を使用して測定するため、性能測定においても、各種の補正回路を使用した状態で測定する。

##### 4. 3. 2 UFOV の最大径について (2. 6. 4 項)

UFOV が円形の場合には、その直径を指す。また UFOV が矩形、あるいは多角形の場合には、その形状に外接する円形の直径を指す。矩形の場合には対角線を意味するが、四隅の欠けた矩形の場合には対角線といえないため、外接する円を考えた。

##### 4. 3. 3 5 倍の距離がとれない場合の例外処理 (3. 1. 1、3. 2. 1、3. 3. 1、

##### 3. 4. 1、3. 5. 1、3. 7、3. 8 の各項)

検出器面から線源までの距離は UFOV の最大径の 5 倍と決められている。しかし種々の事情によりこの距離が確保できない場合がある。その場合は以下の問題が発生するのでこれを補正して測定値としてもよい。但し、UFOV の 2.5 倍以上は必ず確保すること。また 5 倍の UFOV を確保できなかった場合は、検出器線源間の距離と測定値を併記すること。検出器面の中央部と最外部とでは立体角が異なり、線源と検出器面の距離が短くなるほどその差は大きくなる。50cm×36cm の検出器で計算すると、5×UFOV で 1.5%、3×UFOV で 4%、2×UFOV で 8.8% の立体角の減少となる。均一性の測定ではこの立体角の減少が均一性の低下を招く。補正は評価するマトリクス毎に立体角の補正を行うこと。周辺ではスリットを斜めに見ることにより、有効スリット幅の減少と中心位置のずれが生じるが、問題ない。スリットファントムを検出器から 20mm ほど離しても、分解能の劣化は約 0.02mm 程度で問題ない。

##### 4. 3. 4 SPECT 再構成後の総合均一性

この項目に関する測定法は記載していない。アーチファクトおよび再構成ノイズに起因する不均一性は、臨床画像に有害な影響を及ぼす。これらのパターン状の不均一性は、かなり大きな統計ノイズが存在する場合や再構成画像上の吸収による値の大きな勾配が重なっている場合でさえ、目視では容易に認識できる。しかし、目視認識に正確に対応するような単純な定量評価 (数値評価) 方法はない。NEMA では、所定の空間周波数範囲におけるパワースペクトル解析のような複雑な定量評価 (数値評価) 方法を調査中である。但し、これらの方法は再構成フィルタや総カウントにかなり依存する性質を持つ。現時点では、再構成画像を目視で評価する方法が実用的と考えられるが、その場合も再構成フィルタや総カウントに依存する。

#### 4. 4 技術的補足説明（線源（4. 1 項））

##### 4. 4. 1 Tc-99m と Co-57 などとの関係

Tc-99m はエネルギー 141keV、Co-57 はエネルギー 122keV(86%) と 136keV(10%)であり、このエネルギーの違いにより、シンチレータ内で発生する光子の量が次のように異なる。

141keV で約 5600 個、122keV で約 4900 個である。（核医学大系 第 1 巻 核医学の基礎 実業広報社）

このため Co-57 で測定を行うと、PMT への光子の分布に統計誤差が加わり Tc-99m と比較して分解能等は低く測定される。

そこで、Co-57 を用いて空間分解能やエネルギー分解能の測定を実施する場合は、Tc-99m を用いての測定と相関をとった上で行う必要がある。

エネルギー分解能に関しては、ある角型検出器の実測データの場合、Tc-99m で 10.0%の装置では、Co-57 で 10.5~11.0%程度、すなわち 1.05~1.10 倍である。これは、前述の光子数を  $N$  とすると、統計誤差  $(1/N)^{1/2}$  に比例する場合の予想値 1.075 倍と一致している。

一方、空間分解能に関しては、同角型検出器装置の実測データ例の場合、Tc-99m で 3.5mm の装置では、Co-57 で 3.65~3.70mm 程度、すなわち 1.04~1.06 倍であり、予想値 1.075 倍より低い傾向にある。

装置のハードウェアにより多少異なると考えられるため、Co-57 にて NEMA 測定した場合は、Tc-99m に変換した値と、Co-57 による測定値とを併記すること、と規定した。

高エネルギー用コリメータを用いた総合空間分解能の測定において、使用したコリメータの対象エネルギー以外のエネルギーで測定するとコリメータの隔壁が観測され、仕様値より良い測定結果を得ることがあるので、測定位置毎の測定値に異常が無いか注意すること。

対象エネルギー以外のエネルギーを用いた場合は測定結果に使用エネルギーを併記すること。

##### 4. 4. 2 バイエル瓶の線源の厚さ

固有均一性、固有空間分解能などの計測でバイエル瓶にいれた線源を使用する。強い線源を少量使用して照射線源を作ると、バイエル瓶の底が平らでないため、検出器に照射するガンマ線が均一にならない場合がある。線源が少量の場合は、線源の厚さが 1cm 程度になるよう希釈して使用すること。線源が弱く照射線源が厚くなる場合は、照射線源内部での散乱線が多くなるので、線源の厚さは 3cm 以下にすること。

複数ウィンドウ像のずれにて使用する線源は、鉛容器に入れて使用され線源の一部しか検出器を照射しない。固有均一性、固有空間分解能などの計測で使用するバイエル瓶の線源と同様に線源の厚さを 1cm 以上とし、鉛容器の穴を通して確実に検出器を照射するように注意すること。

##### 4. 4. 3 バイエル瓶の向き

固有均一性の計測で、バイエル瓶の口の方を検出器側に向けると、口の部分のガラス他の吸収により検出器を均一に照射しない可能性があるため、必要に応じてバイエル瓶を逆向きに固定することが望ましい。

## 4. 5 技術的補足説明（ファントム（4. 2項））

## 4. 5. 1 ファントムの精度

測定精度を0.1mm単位で表示するのであるから、測定治具、すなわち図4.2-2 スリットファントムのスリットピッチの精度は、 $\pm 0.1\text{mm}$  以下でなければならない。

## 4. 5. 2 分解能測定用ファントムの置き方（3.2項）

ファントムを検出器にセットする場合には、ファントムのスリットあるいは線源の位置を検出器のX、Y軸に正確に合わせる。固有空間分解能の測定にて、50cmの測定視野を持つ検出器でファントムをX、Y軸に対して3mm斜めに設定すると、固有分解能は0.2mm劣化する。

## 4. 5. 3 中・高エネルギー用コリメータを使用した空間分解能測定について

中エネルギー用または高エネルギー用コリメータに対して、 $Tc-99m$ 等の核種を使用して総合空間分解能を測定した場合には、コリメータの隔壁の影が画像上に現われやすい。特に、線状線源と隔壁の位置が重なっているときには干渉縞を生じ、FWHM値が過少評価されるという問題がある。したがって、このように干渉縞が測定された場合には、線状線源を小さな角度（ $\pm 5$ 度以内）の範囲で回転させてコリメータの穴の配列と線状線源の方向をずらして収集する。次に、得られた画像データを逆方向に回転、またはピクセル単位でシフトさせてXまたはY軸と一致するように戻してからFWHM値を測定する。ただし、この場合に限り、線状線源に対して平行な方向に30mmより広く（5～10倍）とった範囲で加算してからFWHM値を算出する必要がある。総合空間分解能を評価する際に非直線性の影響を除く目的で、規格上は線状線源に対して平行な方向のデジタル化分解能は30mm以下に相当するチャンネル幅にする。すなわち30mm以下の範囲で加算してからFWHM値を算出することになっているが、中高エネルギー用コリメータの場合には前述のように回転させても30mm毎の各範囲では隔壁の影が1～2個となりFWHM値が過少評価されやすい。30mmより広い範囲で加算することにより、複数の影が含まれるが、その位置が分散するため過少評価の心配がなくなる。

## 4. 5. 4 線源容器、散乱体の図面寸法について（4. 1項、4. 2項）

4. 1項、4. 2項に示した、線源およびファントムの図面の寸法は、その構造を示しているのではなく、本質的な値を表示している。従って、その寸法を満足する、線源容器や、散乱体などファントム類の作り方は、製作者に任されている。

## 4. 5. 5 面線源容器の厚さ方向精度について（4. 1項）

面線源容器において厚さが場所により異なると、そのまま均一性の測定精度に影響する。しかしながら、線源の厚さを均一にすることは実用面で困難なことがある。したがって、ファントムの精度を考慮した均一性の評価が必要である。

## 4. 6 技術的補足説明（計数率特性）

## 4. 6. 1 線源を近づけ最高計数率を求める方法（3.5項）

最高計数率は、コリメータをはずした状態で UFOV の測定視野になるよう、回りを遮へいし、測定を行う。約 70MBq(約 2mCi)の Tc-99m 線源をゆっくりと検出器に近付けて、観測された計数率を記録する。散乱を最小にするために、線源を鉛製ポットに入れて検出器に対向させる。

## 4. 6. 2 減衰法による計数率特性測定（3.5項）

計数率特性の算出式 3.5-2 は、各計測  $t_i$  の開始時間における（バックグラウンド補正を実施した）計数率を求めている。

高計数率時の計測を行う際、測定時間は無視できる。しかし、計数率が 4kcps になり 100kc 以上を収集するときは、測定に 25 秒以上掛かり、Tc-99m の減衰はおよそ 0.1%になる。式 3.5.2-1 は、収集したカウントからバックグラウンド量を減算し、指数減衰に応じた補正をして、この問題に対処している。

それぞれの計算された観測計数率は、それぞれの計測を開始した時点の値に変換され  $OCR_i$  となり、ある特定の時点の（バックグラウンドのない）線源だけによるカウントが求められる。

式 3.5-3 は、最終の（低計数率時の）測定点より高計数率時の測定を単純に外挿したものである。4kcps 以下の計数率では、不感時間は 1%の数の 1 であり、問題ない。

これに関連したエラーは外挿により増加するが、増幅はしない。（通常同一のパーセントに止まる。）

式 3.5-2 は、線源減衰法に基づいた固有計数率特性を測定するに当たり、各測定点における観測計数値（ $net\ OCR_i$ ）を求めた後の、測定使用線源の計測時間（ $\Delta t_i$ ）内での減衰補正を行うための式である。得られた観測計数値（ $C_i$ ）は真の計数値を示しているとは言えない。そこでこれを補正するために、（式 3.5-2）が導入された。例えば時間（ $i$ ）で得られた観測計数値（ $C_i$ ）はバックグラウンドを差し引く必要がある。

$$netC_i = C_i - N_{bkg} \times \Delta t_i \quad (\text{式 4.6-1})$$

$$netC_i = \int_0^{\Delta t} OCR_i \times \exp(-\lambda t) dt \quad (\text{式 4.6-2})$$

であり

$$\lambda = \ln 2 / T_{1/2} \quad (\text{式 4.6-3})$$

であるから

$$\begin{aligned} netC_i &= \int_0^{\Delta t} OCR_i \times \exp(-\ln 2 / T_{1/2} \times t) dt \\ &= \frac{OCR \times T_{1/2}}{\ln 2 (1 - \exp(-\ln 2 / T_{1/2} \times \Delta t))} \quad (\text{式 4.6-4}) \end{aligned}$$

となる。

これから、ある時点での初期値の観測計数値 ( $OCR_i$ ) は

$$OCR_i = \frac{netC_i \times \ln 2}{T_{1/2} (1 - \exp(-\ln 2 / T_{1/2} \times \Delta t))}$$

$$= \frac{(C_i - N_{bkg} \times \Delta t) \times \ln 2}{21672 \times (1 - \exp(-\ln 2 / 21672 \times \Delta t))} \quad (\text{式} 4.6-5)$$

となる。

ただし、

$$T_{1/2} = 21672(\text{sec}) \quad (\text{式} 4.6-6)$$

である。

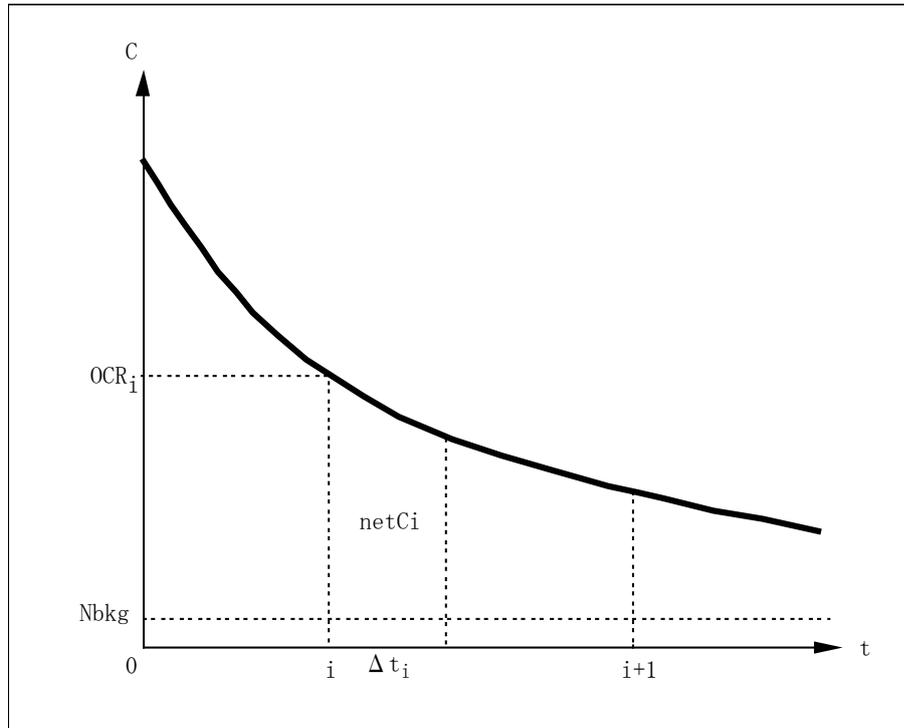


図 4.6-1 計数率特性計算の考え方

#### 4. 6. 3 銅板による減衰法 (3.5 項)

1986年版以前のNEMAでは観測計数率を銅板による減衰法で測定している。

(方法)

- (1) 線源は Tc-99m の点線源を用い、線源の周囲は、バックグラウンドや散乱を防止するために、厚さ 6mm 以上の鉛で遮へいする。
- (2) 銅吸収板は厚さ約2.5mm で、Tc-99mのガンマ線に対する減弱率が分かっているものを用意する。
- (3) 線源と検出器との距離は 1.5m とし、検出器には UFOV マスクを付ける。
- (4) 測定は観測計数率が約 2.5kcps になるように銅吸収板を線源の開口部に重ね、1 枚ずつ取り除きながら観測計数率が極大値に達するまで測定する。少なくとも 8 点以上測定すること。
- (5) 表示は上記データで得られた入力計数率と観測計数率の計数値をグラフにプロットし、近似した上で観測計数率曲線を作成する。

## 4. 7 技術的補足説明 (FWHM、FWTM の求め方)

## 4. 7. 1 直線補間による FWHM、FWTM の求め方

線応答関数曲線の一部である図4.7-1において、A、B間でのピークチャンネル(P)のカウント(p)の半値(p/2)に対するチャンネル数N1は

$$\frac{B-A}{N_1-A} = \frac{b-a}{p/2-a} \quad \text{より} \quad N_1 = A + \frac{(B-A) \times (p/2-a)}{b-a} \quad (\text{式4.7-1})$$

同様にC、D間での p/2 に対するチャンネル数 N<sub>2</sub>は

$$\frac{D-C}{D-N_2} = \frac{c-d}{p/2-d} \quad \text{より} \quad N_2 = D - \frac{(D-C) \times (p/2-d)}{c-d} \quad (\text{式4.7-2})$$

ここでAとB、CとDが相隣りあう場合はB=A+1、D=C+1となり、(式4.7-1)より

$$N_1 = A + \frac{p/2-a}{b-a} \quad (\text{式4.7-1}')$$

(式4.7-2)より

$$N_2 = C + \left(1 - \frac{p/2-d}{c-d}\right) \quad (\text{式4.7-2}')$$

と書き改められる。したがって、N<sub>1</sub>、N<sub>2</sub> 中央でのチャンネル数 N<sub>p</sub> は

$$N_p = \frac{N_1 + N_2}{2} \quad (\text{式4.7-3})$$

となり、

$$FWHM = (N_2 - N_1) \times (\text{チャンネルのmm換算計数}) \quad (\text{式4.7-4})$$

となる。

また、FWTM に対しては、Pチャンネルにおける p/2 が p/10 となるカウントを示すチャンネル数について同様に求める。

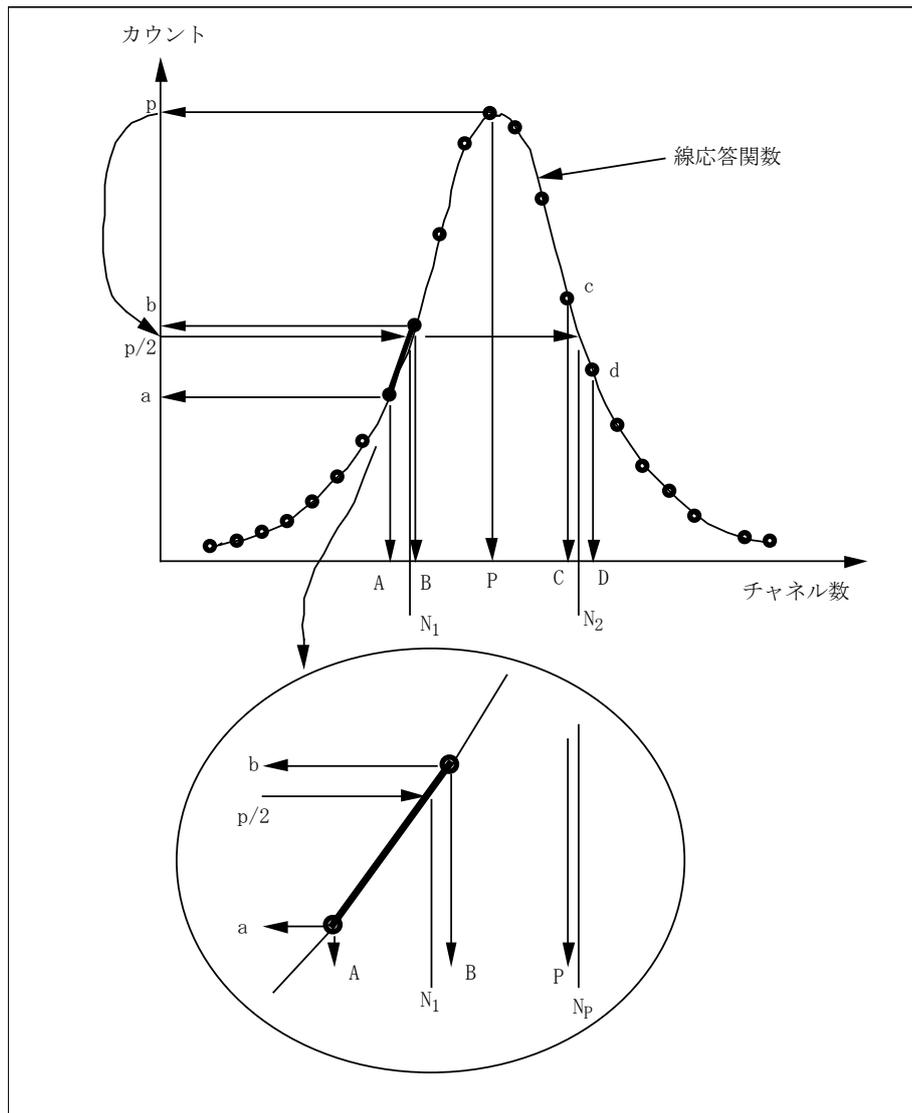


図 4.7-1 直線補間の考え方

4. 7. 2 放物線近似法による FWHM、FWTM の求め方

スリットに対する垂直方向のデジタル化分解能が FWHM の 1/5 より大きいときは、それぞれの線応答関数のピークポイントとその近傍の 2 点を使用し、3 点の放物線近似を行う。その時ピーク値はこの放物線近似の最大値から決定する。(図 4.7-1 参照)

これによりピーク値を求めた後の計算は、4.7.1 項の直線補間法による。

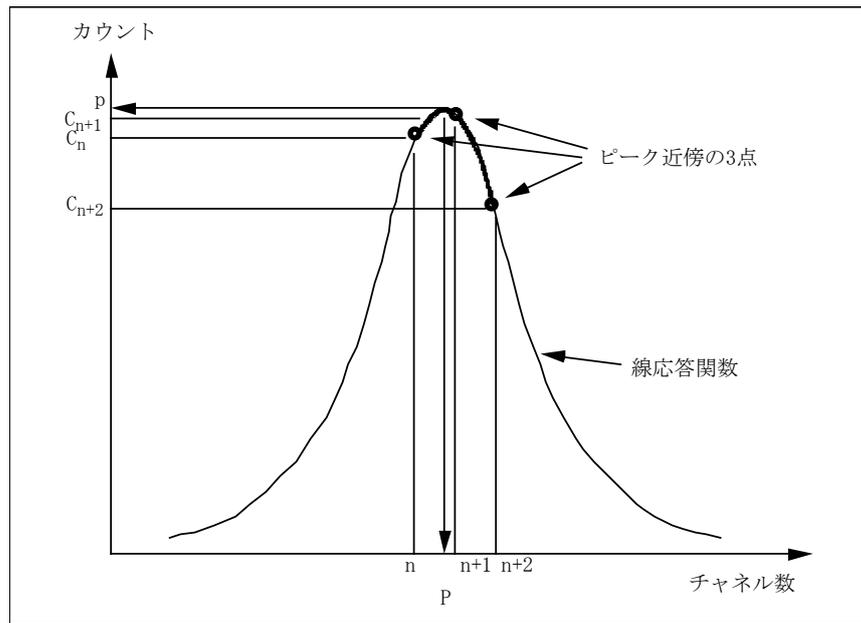


図 4.7-2 放物線近似の考え方

## 5 解説

### 5. 1 改正の趣旨

本 JESRA X-51において一部誤記載があったため、訂正することとした。また、検出器の回転しないシステムにおいて、一部実施不可能な項目があるという指摘があり、検討するに至った。

### 5. 2 改正の方針

改正の方針は、本規格の制定時の方針を踏襲している。

まず、NEMAは、ユーザ側からメーカーの提出する性能仕様の基本になる測定法を統一することにより、性能仕様の比較を明確に行うことができるように測定法と表示法を規定したものであるため、測定の実便さよりは測定の厳密さを要求している。

本規格を改正するに当たって、厳密さは必要ではあるが、簡便な測定である程度代用できるものは技術的補足説明をつけ加えて、規格としてまとめておき、メーカー、業者のみならず、ユーザが、自ら測定を行うときの指針になるように心がけた。

ただし、検出器の回転しないシステムについて検討した結果、本規格の一部項目において、実施不可能な項目があり、今回「検出器の回転しないシステムについては対象外とする」に至った。

### 5. 3 \*D 改正に関する解説

改正の方針は、誤記載や適切でない表現を修正することである。

また、検出器の回転しないシステムは、本JESRAの対象外であることから、その旨を記載した。

なお、「3.19 X線CT組合せSPECT装置における画像重ね合わせ精度」の項目は、X線CT組合せ型SPECT装置基準に引用されているが、検出器の回転しないシステムは本基準には含まれていないことから、本記載の追加による影響はない。

しかし、将来的に検出器の回転しないX線CT組合せSPECT装置が販売される場合は、認証基準外となるため、十分注意が必要である。

### 5. 4 \*E 改正に関する解説

「X線CT組合せ型SPECT装置」に認証基準の引用規格として「3.19 X線CT組合せSPECT装置における画像重ね合わせ精度」を使っている。さらにNEMA Standards Publication NU 1も改正され、この項目についても追加がされた。そのため、従来の方式はそのままにして、NEMA Standards Publication NU 1の内容を併記することが必要と考え、本改正を行った。

また、多焦点型コリメータについては、SPECT専用コリメータということもあり、測定および評価について一部未対応項目があるため、本JESRAの対象外であることから、その旨を記載しているが、認証基準の引用規格として「3.19 X線CT組合せSPECT装置における画像重ね合わせ精度」の項目は、使用できる。

なお、将来的に検出器の回転しないX線CT組合せSPECT装置が販売された場合でも、認証基準の引用規格として「3.19 X線CT組合せSPECT装置における画像重ね合わせ精度」の項目は使用できる。

## 6 原案作成および審査

## 6. 1 原案作成：SC-4401 委員会（SPECT 装置）

|    |       |  |
|----|-------|--|
| 主査 | 横塚弘一  | シーメンスヘルスケア(株)                          |
|    | 占部大吾  | GEヘルスケア・ジャパン(株)                        |
|    | 稲岡祐一  | (株) 島津製作所                              |
|    | 中村祐也  | キヤノンメディカルシステムズ(株)                      |
|    | 日高麗貴  | Spectrum Dynamics Medical Japan株式会社(株) |
|    | 吉村重哉  | Spectrum Dynamics Medical Japan株式会社(株) |
|    | 川野晶彦  | Spectrum Dynamics Medical Japan株式会社(株) |
|    | 成田篤   | 日本メジフィジックス(株)                          |
|    | 平瀬清   | 大阪物療大学                                 |
|    | 鈴木康裕  | 榊原記念病院                                 |
|    | 小野寺晋志 | 自動車事故対策機構千葉療護センター                      |
|    | 須田匡也  | 茨城県立医療大学                               |
|    | 北章延   | 岐阜医療科学大学                               |

## 6. 2 規格審査：標準化部会本委員会

|      |       |                    |
|------|-------|--------------------|
| 部会長  | 林原 良  | キヤノンメディカルシステムズ(株)  |
| 副部会長 | 板谷 英彦 | 富士フイルム(株)          |
| 幹事   | 小田 和幸 | (一社) 日本画像医療システム工業会 |
| 幹事   | 山口 哲志 | 株式会社 アイピーエス        |
|      | 長束 澄也 | コニカミノルタ(株)         |
|      | 藤田 直也 | キヤノンメディカルシステムズ(株)  |
|      | 杉原 義人 | (株)モリタ製作所          |
|      | 宮島 武史 | (株)島津製作所           |
|      | 吉田 光宏 | 株式会社日立ハイテク         |
|      | 北村 昌岳 | 富士フイルム株式会社         |
|      | 竹之内 忍 | 富士フイルム株式会社         |
|      | 杉田 浩久 | 富士フイルム株式会社         |
|      | 笠原 孝幸 | (株)JVCケンウッド        |
|      | 中里 俊章 | (一社) 日本画像医療システム工業会 |

## 企画・審査委員会

|      |       |                    |
|------|-------|--------------------|
| 委員長  | 板谷 英彦 | 富士フイルム(株)          |
| 副委員長 | 笠原 孝幸 | (株)JVCケンウッド        |
|      | 飯島 直人 | (株) 島津製作所          |
|      | 藤田 直也 | キヤノンメディカルシステムズ(株)  |
|      | 杉田 浩久 | 富士フイルム(株)          |
|      | 林原 良  | キヤノンメディカルシステムズ(株)  |
|      | 小田 和幸 | (一社) 日本画像医療システム工業会 |

(一社) 日本画像医療システム工業会が発行している規格類は、工業所有権(特許、実用新案など)に関する抵触の有無に関係なく制定されています。

(一社) 日本画像医療システム工業会は、この規格の内容に関する工業所有権に対して、一切の責任を負いません。

J E S R A X-0051 \* E<sup>-2026</sup>

2026年3月発行

発行 (一社) 日本画像医療システム工業会

<https://www.jira-net.or.jp/>

禁無断転載

この規格の全部又は一部を転載しようとする場合には、発行者の許可を得てください。