

—学術委員会報告—

FDG-PET 検査における撮像技術に 関するガイドライン

日本核医学技術学会 学術委員会

「FDG-PET 検査における撮像技術に関するガイドライン」作成委員会

委員長 庄司 安明 (秋田県立脳血管研究センター)

委員 大屋 信義 (九州大学医学部附属病院)

大崎 洋充 (国立がんセンターがん予防・検診研究センター)

松本 圭一 (先端医療センター 現：京都医療科学大学)

四月朔日聖一 (東北大学 サイクロトロン・ラジオアイソトープセンター)

ガイドライン作成協力者

日本画像医用システム工業会 SC-4405 委員会

主査 佐藤 友彦 (島津製作所)

信田 育宏 (シーメンス旭メディテック)

遠藤 洋一 (GE 横河メディカルシステム)

山田 学 (住友重機械工業)

齋藤 聡 (東芝メディカルシステムズ)

新田 浩一 (日立メディコ)

渡辺 光男 (浜松ホトニクス)

惣田 均 (フィリップス エレクトロニクス)

織田 圭一 (東京都老人総合研究所)

福喜多博義 (国立がんセンター中央病院 現：国立精神・神経センター国府台病院)

大崎 洋充 (国立がんセンターがん予防・検診研究センター)

日本核医学会

福田 寛 (東北大学加齢医学研究所)

千田 道雄 (先端医療センター)

日本核医学技術学会

林 万寿夫 (大阪医科大学病院)

福喜多博義 (国立精神・神経センター国府台病院)

はじめに

本ガイドラインは、平成16年度 厚生労働省科学
研究費補助金 医療技術評価総合研究事業にも

とづいて日本核医学技術学会が日本核医学会の協
力のもとに作成されたものである。

これまで本邦の ^{18}F -FDG-PET 検査のガイドラ
インとして、施設体制の観点から「院内製造され

た FDG を用いた PET 検査を行うためのガイドライン第 2 版（日本核医学会）」¹⁾ 放射線安全の観点から「FDG-PET 検査における安全確保に関するガイドライン 2005 年（PET 検査施設における放射線安全の確保に関する研究班 編）」²⁾ が発行され、その実施と普及に寄与してきた。また、IT 時代の到来は最新のエビデンス情報を短時間に得ることを可能にし、標準的で効率的な医療の実施が望まれるようになった。

本ガイドラインは、近年広く施行されている保険診療または自由診療による全身 ^{18}F -FDG-PET 検査における本邦のエビデンスを確立するために、PET および PET/CT 装置の性能評価、各種データ補正および FDG-PET 検査に係る装置の保守管理を通じ装置の安全性、性能の維持および検査の質を担保するために必要な技術的項目と安全管理について撮像技術に関する標準化を目指して作成したものである。

前述の二つのガイドラインに加えて日常検査の場で有効に活用願いたい。

取扱項目

1. 用語の定義

2. PET および PET/CT 装置の性能評価

- 2-1 空間分解能
- 2-2 計数率特性（散乱フラクシオン・計数損失・雑音等価計数率）
- 2-3 絶対感度
- 2-4 画像濃度の均一性
- 2-5 計数損失および偶発同時計数補正の精度
- 2-6 減弱・散乱補正の精度
- 2-7 画像の位置合わせ精度

3. 各種データ補正

- 3-1 減弱補正
- 3-2 散乱補正
- 3-3 偶発同時計数補正
- 3-4 計数損失補正
- 3-5 時間減衰補正および放出割合補正
- 3-6 円弧（アーク）補正
- 3-7 検出器効率補正

4. FDG-PET 検査に係る装置の保守管理

- 4-1 保守管理体制
- 4-2 PET および PET/CT 装置の保守管理

- 4-3 その他 FDG-PET 検査に必要な周辺機器の管理

- 4-4 線源の管理

参考文献

付 録

1. 用語の定義

- PET 装置（Positron Emission Tomograph）

陽電子を放出する放射性同位元素の消滅放射線を同時計数によって検出する断層撮影装置

- PET/CT 装置（Positron Emission Tomograph/Computed Tomograph）

PET 装置に X 線コンピュータ断層撮影装置が結合された装置、または PET/CT 装置として最適化された装置

- 視野（Field of View : FOV）

PET 装置で計測および画像再構成される体軸方向視野と断面視野で規定された三次元空間領域

- 計数率（Count Rate）

単位時間当たりのカウント数

- サイノグラム（Sinogram）

各スライスにおける、投影角度（縦軸座標）を関数とする被写体の全一次元投影（横軸座標）の二次元表示

- 体軸横断面（Transaxial Plane）

システム軸に直角なスライス面

- 体軸方向視野（Axial Field of View: AFOV）

システム軸に平行スライス面

- 感度（Sensitivity）

単位放射能当たり検出された計数率（cps/Bq）

- 体軸方向感度プロフィール（Axial Direction Profile of Sensitivity）

各スライス当たりのシステム感度を体軸方向にプロットして得られた曲線

- 半値幅（FWHM: Full width at Half Maximum）

点または線応答関数における、最大値の半分の高さにおける分布の幅

- 1/10 値幅（FWTM: Full width at Tenth Maximum）

点または線応答関数における、最大値の 1/10 の高さにおける分布の幅

- 二次元収集（Two Dimensional Acquisition）

セプタ（スライス・シールド）を入れて散乱線

を抑制し、対向する検出器リングと隣り合う検出器リング間で同時計数する収集法 (n 層の検出器では $2n-1$ の画像スライス撮像できる)

- 三次元収集 (Three Dimensional Acquisition)

セプタ (スライス・シールド) を除去して全ての検出器リング間 (または、ほぼ全ての検出器間) で同時計数する収集法であり、多数の三次元投影データから三次元空間内の放射能分布を画像化する

- LOR (Line of Response)

検出器視野内で消滅放射線が同時計測される計測線

- シングルスライスリビンギング (Single Slice Rebinning: SSRB)

傾斜した LOR を傾斜方向と交わる平行 LOR (体軸に垂直) に並び替えて 1 つのスライスデータとする手法

- 束ね幅 (Mashed Span)

体軸方向の LOR の束ね

- 同時計数 (Coincidence Count)

向かい合った 2 個の検出器を用いて、陽電子消滅における 1 対の消滅放射線を同時に計測し、1 つの陽電子消滅の発生を検出する方法

- 不感時間 (Dead Time)

最初のパルスが生じてから次のパルスが現れるまでの時間

- 計数損失 (Count Loss)

PET および PET/CT 装置における分解時間の限界によって発生する計数率と真計数率との差

- プロンプト同時計数 (Prompt Coincidence Count)

検出された同時計数の総和

- 真の同時計数 (True Coincidence Count)

プロンプト同時計数から偶発同時計数と散乱同時計数を差し引いた同時計数、または同じ陽電子消滅から発生した 1 対の光子による同時計数

- 偶発同時計数 (Random Coincidence Count)

独立した 2 つ以上の陽電子消滅に起因する消滅光子において、片方の消滅光子がたまたま 1 対の検出器で同時計数され、あたかもその同時計数線上に陽電子が存在したと計測される偽の同時計数

- 散乱同時計数 (Scatter Coincidence Count)

1 対の消滅光子の片方 (または両方) が被写体

内で散乱して、それらが同時に 1 対の検出器で計測される同時計数

- 散乱フラクション (Scatter Fraction: SF)

均一吸収体を測定した場合のプロンプト同時計数に対する散乱同時計数の割合であり、偶発同時計数の影響を無視できる、または偶発同時計数補正が適切に施されている条件下での数値

- 雑音等価計数率 (Noise Equivalent Count Rate: NECR)

真の同時計数の 2 乗をプロンプト同時計数で除した計数率

- 減弱 (Attenuation)

放射線が被写体を通過するときに人体組織または吸収体によって吸収・散乱され減弱されることであり、“吸収” と呼称されることもある

- 減弱係数 (Attenuation coefficient)

放射線が被写体を通過するときに人体組織または吸収体によって吸収・散乱され減弱される割合であり、“吸収係数” と呼称されることもある

- 初期放射能 (Initial Radioactivity) (A_0)

ある収集の開始時刻 T_0 での初期放射能はドーズキャリブレーションあるいはウェルカウンタを用いて時刻 T_{cal} で記録された放射能 A_{cal} により、次式によって求める。

$$A_0 = A_{cal} \exp\left(\frac{T_{cal} - T_0}{T_{1/2}} \ln 2\right)$$

ここで、 $T_{1/2}$ は使用する放射性同位元素の半減期である。

- 平均放射能 (Average Radioactivity) (A_{ave})

ある特定の収集に対する平均放射能は、収集開始時の放射能 A_0 、その放射性同位元素の半減期、 $T_{1/2}$ および収集時間、 T_{acq} により次式によって求める。

$$A_{ave} = \frac{A_0}{\ln 2} \left(\frac{T_{1/2}}{T_{acq}} \right) \left\{ 1 - \exp\left(\frac{-T_{acq}}{T_{1/2}} \ln 2\right) \right\}$$

- 放射能濃度 (Radioactivity Concentration) (a_0 , a_{ave})

単位体積 (ml) あたりの放射能であり、単位体積あたりの原子核の崩壊率と言い換えることもできる。次式にて、放射能濃度および平均放射能濃度を求める。

$$a_0 = \left(\frac{A_0}{\text{volume}} \right)$$

$$a_{ave} = \left(\frac{A_{ave}}{\text{volume}} \right)$$

ここで、放射能濃度を算出する場合に使用するべき体積は堅固な円筒の体積であり、その線源内の体積ではないことに注意する。

• 放射性同位元素の半減期（Half-Life）（ $T_{1/2}$ ）

ある放射性同位元素の原子核が半分に減衰するまでの時間間隔（表 1）

表 1 主要陽電子消滅核種の種類と半減期

核種	半減期		
	Seconds	Minutes	Days
C-11	1, 223. 4	20. 4	—
N-13	598. 2	10. 0	—
O-15	122. 2	2. 0	—
F-18	6, 586. 2	109. 8	—
Ge-68	23, 398, 848. 0	389, 980. 8	270. 8

2. PET および PET/CT 装置の性能評価

PET 装置は、他の医療機器と比較して設置環境の影響を受けやすく³⁾、加えて経年変化によって物理学的性能が劣化する⁴⁾。このため、PET 検査における撮像データの信頼性を担保するために、日常的な装置管理だけでなく、設置直後の初期性能や大規模な修理後の装置性能を評価しておくことは最重要事項である。

PET 装置の性能評価測定は、国際的に National Electrical Manufacturers Association (NEMA) 規格を用いた測定が行われており、NU 2-1994⁵⁾と NU 2-2001⁶⁾とがある。本邦においては、社団法人 日本画像医療システム工業会が制定した、JESRA X-73⁵⁾と JESRA X-0073*A-2005⁸⁾があり、社団法人 日本アイソトープ協会も策定している⁹⁾。本項 2 の目的は、NU 2-2001、JESRA X-73 および JESRA X-0073*A-2005 を引用規格として、PET および PET/CT 装置における設置直後の初期性能および大規模な修理後の装置性能を評価することである。

加えて、近年広く用いられている三次元全身 ^{18}F -FDG PET 撮像を対象とした測定評価に関する情報を提供することである。本項の構成は、性能評価法および 2006 年 10 月末日までに論文発表された^{10~18)}市販の全身撮像用 PET 装置および PET/CT 装置の物理学的性能一覧である（付録 A）。

本測定が対象とする PET 装置は、「同時計数

方式多層リング配置型 PET 装置または PET/CT 装置」であり、断面内有効視野の直径が 260 mm 以上、体軸方向視野が 650 mm 以下、開口径の直径が 500 mm 以上の装置を対象としている。また、後述する 7 項目すべての測定は、装置固有の収集パラメータ、すなわち収集エネルギーウィンドウ、同時計数タイミングウィンドウ、パルス積分時間、最大リング差、体軸方向の line of response の束ねであるスパンなどを変更せずに測定する。加えて、NU 2-2001 規格を採用し、測定ファントムの位置決め精度は断面内および体軸方向の両方において公称 5 mm の許容誤差とする。

専用の測定ファントムや解析プログラムを必要とする場合があるので必要に応じて製造元の技術者と協力して行っても良いが、本項で示す性能評価は医療法に定められている「医療機器の保守点検」と同等に考え、医療機関（使用者）が自ら適切に実施する。放射性医薬品である FDG 薬剤の供給を受けて PET 検査を行う施設においては、使用する FDG 薬剤代金を PET または PET/CT 装置販売業者との保守契約に組み込むなどして性能評価を実施する方が望ましい。また、本項で示す性能評価項目、2-3 計数率特性および、2-5 計数損失および偶発同時計数補正の精度に関しては、各施設にて許可されている放射能の範囲内（1 日最大使用数量）で測定する。各施設が本ガイドラインを基に設置直後の初期性能や大規模な修理後の性能評価を行い、常に信頼性の高い PET 測定データが診療情報として提供されることを期待する。なお性能評価測定を実行したことにより撮像データの信頼性が必ず担保されるものではない。

2-1. 空間分解能

この測定の目的は、点線源を空気中にて測定し、再構成画像の点広がり関数を評価することにより 2 点間を分離する能力を評価することである。

2-1-1. 測定条件

• 核種： ^{18}F

• 計数率：不感時間による計数損失が 5 % 以内、または % random（プロンプト同時計数に対する偶発同時計数の割合）が 5 % 以内とする。

• 線源：内径 1 mm 以下、外径 2 mm 以下のガ

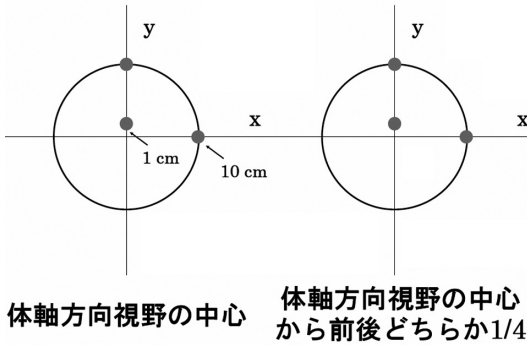


図1 空間分解能測定のための点線源設置位置

ラス管に体軸方向の長さを 1 mm 以下にして放射能を封入する。

2-1-2. 測定法

断面視野中心から垂直方向に 1 cm の位置、水平方向に 10 cm 離れた位置と垂直方向に 10 cm 離れた位置に配置する (図 1)。また、体軸方向について、体軸方向の視野中心と視野中心から 1/4 の位置に配置する。測定時間は各点線源について少なくとも 100 キロカウントを計数する時間とする。

2-1-3. データ処理

計数損失補正、偶発同時計数補正などを行って画像再構成を行う。このとき、減弱補正および平滑化は行わず、必ず重畳積分逆投影 (FBP) 法で画像再構成を行う。また空間分解能を正確に評価するために、予想される半値幅の 1/3 以下となる画素サイズに設定する。

2-1-4. 解析方法

合計 6 点における点線源応答関数の空間分解能

は、隣接する画素間で線形補間を行い、半径方向と接線方向の半値幅および 1/10 値幅を次式にて算出する。加えて、測定方向に直角な 2 方向での応答関数幅は半値幅の約 2 倍とする (表 2)。

2-1-5. 報告

装置の空間分解能として半値幅と 1/10 値幅を記録する。また画素サイズも記録する。

2-2. 計数率特性 (散乱フラクション・計数損失・雑音等価計数率)

この測定の目的は、高放射能における各種計数値の正確性および装置の設計や装備の差による散乱線の影響を評価することである。

2-2-1. 測定条件

・核種： ^{18}F

・計数率：真の同時計数および雑音等価計数率の最大値が測定できるように十分に高い放射能を用い (各施設における 1 日最大使用数量の範囲内)、核種の減衰を利用して測定する。

・線源：内径 3.2 ± 0.2 mm, 外径 4.8 ± 0.2 mm, 長さ 800 mm のポリエチレンチューブに放射能を封入し外径 203 ± 3 mm, 全長 700 ± 5 mm, 比重 0.96 ± 0.01 のポリエチレン製円柱ファントム (試験ファントム) の半径方向 45 ± 1 mm 位置の穴に挿入する。

2-2-2. 測定法

試験ファントムの中心が断面視野中心および体軸方向視野中心になるように配置し、かつ線状線源が寝台にもっとも接近するように配置する。各測定フレームの収集時間を 27 分未満 (半減期の 1/4 未満)、測定間隔は 55 分未満 (半減期の 1/2

表 2 空間分解能の計算式

半径 1 cm 位置	
横断断面内	$\text{RES} = \frac{\text{RES}_{x=0, y=1, z=\text{center}} + \text{RES}_{y=0, y=1, z=\text{center}} + \text{RES}_{x=0, y=1, z=1/4\text{FOV}} + \text{RES}_{y=0, y=1, z=1/4\text{FOV}}}{4}$
体軸方向	$\text{RES} = \frac{\text{RES}_{z=0, y=1, z=\text{center}} + \text{RES}_{z=0, y=1, z=1/4\text{FOV}}}{2}$
半径 10 cm 位置	
横断断面内	
半径方向	$\text{RES} = \frac{\text{RES}_{x=10, y=0, z=\text{center}} + \text{RES}_{y=0, y=10, z=\text{center}} + \text{RES}_{x=10, y=0, z=1/4\text{FOV}} + \text{RES}_{y=0, y=10, z=1/4\text{FOV}}}{4}$
接線方向	$\text{RES} = \frac{\text{RES}_{y=10, y=0, z=\text{center}} + \text{RES}_{x=0, y=10, z=\text{center}} + \text{RES}_{y=10, y=0, z=1/4\text{FOV}} + \text{RES}_{x=0, y=10, z=1/4\text{FOV}}}{4}$
体軸方向	$\text{RES} = \frac{\text{RES}_{z=10, y=0, z=\text{center}} + \text{RES}_{z=0, y=10, z=\text{center}} + \text{RES}_{z=10, y=0, z=1/4\text{FOV}} + \text{RES}_{z=0, y=10, z=1/4\text{FOV}}}{4}$

未満）とするが，正確な真の同時計数および雑音等価計数率の評価のために最大値付近では十分な測定頻度で行う。また計数損失が1%以下かつ% randomが1%未満となるまで測定を行うことが望ましいが，自然放射線や三次元収集などで前述の条件を満たすことが困難な場合には可能な限り低計数率まで測定する。計数損失の正確な推定のために，各収集フレームは少なくとも500キロカウントのプロンプト同時計数を計測する時間とする。

2-2-3. データ処理

検出器効率補正，偶発同時計数補正，散乱補正，計数損失補正，減弱補正を施さないサイノグラムを作成する。また傾斜サイノグラムは，シングルスライスリビンングを用いて，平行サイノグラムに並び替えを行う。

2-2-4. 解析方法

ファントム中心から12 cm以上離れた位置に計測される画素値を“0”に置換する。

サイノグラム上で観測される各投影方向における最大値を有する画素を検出し，線源応答関数の中心を決定する。

各投影方向における最大値を有する画素がサイノグラム中央の直線上に並ぶように各投影方向の最大値を移動させる。

収集フレームにおける各スライスのサイノグラムから各投影を加算して総投影の応答関数を作成する。

作成した応答関数における最大値位置から ± 20 mmの位置の計数($C_{L,i,j}$, $C_{R,i,j}$)と40 mm幅の帯状領域内外の画素数を用いて図2に示す灰色部の同時計数($C_{r+s,i,j}$)を算出する。ここで，

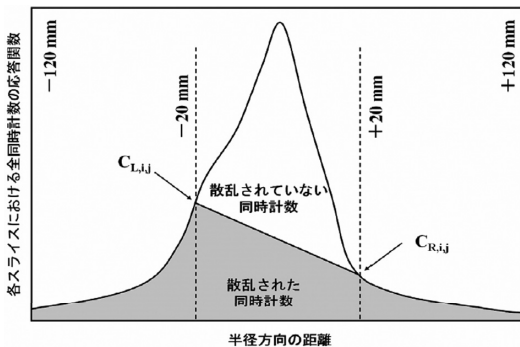


図2 散乱同時計数算出のための概念図

表3 計数率特性の測定における各同時計数率の計算式

各スライスの散乱フラクション	$SF_i = \frac{\sum_j C_{r+s,i,j}}{\sum_j C_{TOT,i,j}}$
システム散乱フラクション	$SF = \frac{\sum_i \sum_j C_{r+s,i,j}}{\sum_i \sum_j C_{TOT,i,j}}$
プロンプト同時計数率	$R_{TOT,i,j} = \frac{C_{TOT,i,j}}{T_{acq,j}}$
真の同時計数率	$R_{t,i,j} = \frac{(C_{TOT,i,j} - C_{r+s,i,j})}{T_{acq,j}}$
偶発同時計数率	$R_{r,i,j} = R_{TOT,i,j} - \left(\frac{R_{t,i,j}}{1 - SF_i} \right)$
散乱同時計数率	$R_{s,i,j} = \left(\frac{SF_i}{1 - SF_i} \right) R_{t,i,j}$
雑音等価計数率	$R_{NEC,i,j} = \frac{R_{t,i,j}^2}{R_{TOT,i,j}} \dots (1)$
	$R_{NEC,i,j} = \frac{R_{t,i,j}^2}{R_{TOT,i,j} + R_{r,i,j}} \dots (2)$

i はスライス番号であり， j は収集フレーム番号である。

各スライスおよび各収集フレームにおけるプロンプト同時計数 $C_{TOT,i,j}$ を算出し，次式を用いてシステムの散乱フラクション，プロンプト同時計数率，真の同時計数率，偶発同時計数率，散乱同時計数率および雑音等価計数率を算出する。

ここで， $T_{acq,j}$ は各収集フレームにおける収集時間である。各スライスおよびシステムの散乱フラクションの計算式には，計数損失および% randomが1%以下となる収集フレーム，または最終フレーム(j')の計数を用いて算出する。また，リアルタイムに偶発同時計数補正を行う装置は，(2)式を用いて雑音等価計数率を算出する(表3)。

2-2-5. 注釈

前項2-2-4で示す解析方法は下記に示す五つの考え(仮定)に基づいて評価する。

1) 偶発同時計数および散乱同時計数は，すべての検出器に均等に計測される。

2) 放射能の存在しない視野周辺部(± 20 mmの外側)の同時計数は，偶発同時計数と散乱同時計数のみである。

3) 放射能が存在する視野中心部の偶発同時計数と散乱同時計数は、視野周辺部からの内挿によって推定する。

4) 非常に低い計数率では、偶発同時計数の影響を無視できる。

5) 放射能分布と吸収体の分布が変化しなければ、高放射能であっても低放射能であっても真の同時計数と散乱同時計数の比は変化しない。

2-2-6. 報告

用語の定義で示されている平均実効放射能濃度(ファントム容積は $22,000 \text{ cm}^3$)の関数としてグラフを作成する。真の同時計数と雑音等価計数率の最大値およびその時の放射能濃度を記録する。加えて、各スライスの散乱フラクションおよびシステムの散乱フラクションを記録し、計算に使用した収集フレームの計数損失と % random も記録する。

2-3. 絶対感度

この測定の目的は、与えられた放射能に対する真の同時計数率を評価することであり、既知の吸収体が覆われた線状線源を空气中で測定して吸収体が無い場合の絶対感度を外挿する。

2-3-1. 測定条件

- 核種： ^{18}F
- 計数率：不感時間による計数損失が1%未満、かつ % random が5%未満とする(自然放射線や三次元収集などで前述の条件を満たすことが困難な場合には可能な限り低計数率で測定する)。
- 線源：長さ $700 \pm 5 \text{ mm}$ のプラスチックチューブに放射能を封入して、内径 3.9 mm のアルミニウム管(スリーブ)に挿入する。内径 $7.0, 10.2, 13.4, 16.6 \text{ mm}$ のスリーブは、内径 3.9 mm のスリーブに追加外装する。また、各スリーブの厚さは 1.25 mm であり、長さは 70 cm である。

2-3-2. 測定法

放射能を満たした内径 3.9 mm の線状線源を断面視野中心に設置する。ここで、線状線源は空气中に配置し、線源がたわまないようにファントム両端を支える。

各スライスの真の同時計数が少なくとも10キロカウントを計測する時間とする。三次元収集の場

合には、シングルスライスリビンングを用いて傾斜サイノグラムを平行サイノグラムに並び替える。

残り4本のスリーブを順次追加して測定を繰り返す。また断面視野中心から 10 cm 垂直方向へ移動させて同様の測定を行う。

2-3-3. データ処理

5本のスリーブの測定における各スライスの計数率を次式にて時間減衰補正する。

$$R_{\text{CORR},j,i} = R_{j,i} \times 2^{(T_j - T_{\text{cal}})/T_{1/2}}$$

ここで、 T_{cal} は起算時刻であり、 $R_{j,i}$ は各スリーブにおける各スライスの計数率である。

時間減衰補正を行った各スリーブにおける各スライスの計数率を加算して各スリーブの総計数率($R_{\text{CORR},j}$)を算出し、2つの未知数($R_{\text{CORR},0}$, μ_M)を持つ回帰式でフィッティングを行う。

$$R_{\text{CORR},j} = R_{\text{CORR},0} \times \exp(-\mu_M \times 2 \times X_j)$$

ここで、 X_j は重ねたスリーブの厚さである。

2-3-4. 解析方法

断面視野中心および中心から 10 cm の距離における $R_{\text{CORR},0}$ から、それぞれの位置におけるシステム感度を計算する。

$$S_{\text{tot}} = \frac{R_{\text{CORR},0}}{A_{\text{cal}}}$$

ここで、 A_{cal} は起算時刻における放射能である。

また、もっとも細い内径のスリーブにて得られた $R_{\text{CORR},1,i}$ から各スライスにおける感度分布を計算する。

$$S_i = \frac{R_{\text{CORR},1,i}}{R_{\text{CORR},1}} \times S_{\text{tot}}$$

2-3-5. 報告

断面視野中心および中心から 10 cm の距離におけるシステム絶対感度(cps/kBq)を記録する。各スライスにおける感度プロファイルを作成する。加えて、各スリーブ測定時の計数損失と % random を記録する。

2-4. 画像濃度の均一性

この測定の目的は、各種補正の影響を加味した装置固有の画像濃度の均一性を評価することであり、安定した画質を提供するためにも重要な測定項目であるが、本測定法は完全に統計雑音の影響を無視した測定ではないことに注意が必要である。

2-4-1. 測定条件

- 核種： ^{18}F
- 計数率：不感時間による計数損失が5%以下とする（自然放射線や三次元収集などで前述の条件を満たすことが困難な場合には可能な限り低計数率で測定する）。
- 線源：装置の体軸方向視野よりも長い内径20 cmの円柱ファントム（または、装置固有の校正用円柱ファントム）を使用して均一な放射能分布を作成する。

2-4-2. 測定方法

ファントム中心を断面視野中心から2.5 cm離れた位置に配置する。

各スライスのプロンプト同時計数が少なくとも5メガカウントを計測する時間とする。

ブランクスキャンおよびトランスミッションスキャンは統計誤差の影響が十分少ないものとする。

2-4-3. データの処理

計数損失補正，偶発同時計数補正，減弱補正，散乱補正など臨床条件と同様の補正を行い，FBP法にて画像再構成を行う。また平滑化処理は，装置固有の均一性を評価するために施さない方が望ましいが，臨床条件と同じ平滑化処理を施しても構わない。ここで，逐次近似画像再構成法（OSEM法，RAMLA法，DRAMA法など）を使用しない理由は，最適な画像再構成パラメータを設定することが困難であるためと，検出器の不具合を正確に評価できない可能性があるためである。

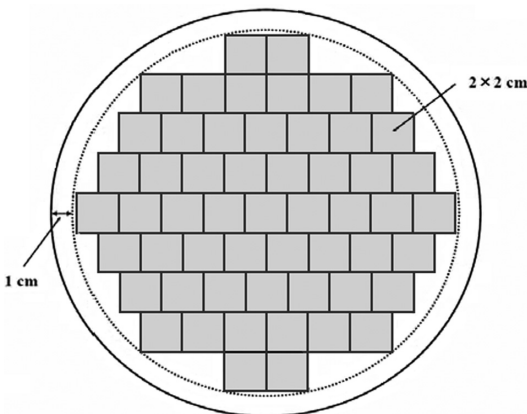


図3 画像濃度の均一性測定におけるROI設定

2-4-4. 解析方法

各スライスに，1辺が約2 cmの正方形関心領域（ROI）を再構成画像の辺縁から1 cm以内のすべての領域に設定して（図3）各ROIにおける画素値の平均値（ $C_{i,j}$ ）を算出する。ここで， i はスライス番号であり， j はROI番号である。

各スライスにおける $C_{i,j}$ の最大値を $\text{Max}(C_i)$ ，最小値を $\text{Min}(C_i)$ ，平均値を $\text{Ave}(C_i)$ とし，すべてのスライスにおける $C_{i,j}$ の最大値を $\text{Max}(C)$ ，最小値を $\text{Min}(C)$ ，平均値を $\text{Ave}(C)$ とする。

各スライスにおけるROI値から不均一性の尺度として，スライス内不均一性（ NU_i ）およびシステム不均一性（ NU_{sys} ）を次式にて算出する。

$$\%NU_i = \left(\begin{array}{l} +100 \times \frac{\text{Max}(C_i) - \text{Ave}(C_i)}{\text{Ave}(C_i)} \\ -100 \times \frac{\text{Ave}(C_i) - \text{Min}(C_i)}{\text{Ave}(C_i)} \end{array} \right)$$

$$\%NU_{\text{sys}} = \left(\begin{array}{l} +100 \times \frac{\text{Max}(C) - \text{Ave}(C)}{\text{Ave}(C)} \\ -100 \times \frac{\text{Ave}(C) - \text{Min}(C)}{\text{Ave}(C)} \end{array} \right)$$

2-4-5. 報告

スライス内不均一性（ NU_i ）およびシステム不均一性（ NU_{sys} ）を記録する。また測定時間，全計数率および測定開始時における計数損失と% randomを記録する。平滑化処理を施した場合は，その条件を記録する。

2-5. 計数損失および偶発同時計数補正の精度

この測定の目的は，装置の不感時間による計数損失および偶発同時計数の画像に対する補正の精度を評価することであり，前項，2. 計数率特性の測定データを代用してもよい。

2-5-1. 測定条件

- 核種： ^{18}F
- 計数率：真の同時計数および雑音等価計数率の最大値が測定できるように十分に高い放射能を用いて測定することが望ましいが，各施設における1日最大使用数量を越えないように注意する。
- 線源：内径 3.2 ± 0.2 mm，外径 4.8 ± 0.2 mm，長さ800 mmのポリエチレンチューブに放射能を封入し外径 203 ± 3 mm，全長 700 ± 5 mm，比重 0.96 ± 0.01 のポリエチレン製円柱ファントム（試験ファントム）の半径方向 45 ± 1 mm位置の

穴に挿入する。

2-5-2. 測定法

試験ファントムの中心が断面視野中心および体軸方向視野中心になるように配置し、かつ線状線源が寝台にもっとも接近するように配置する。各測定フレームの収集時間を27分未満（半減期の1/4未満）、測定間隔は55分未満（半減期の1/2未満）とするが、正確な真の同時計数および雑音等価計数率の評価のために最大値付近では十分な測定頻度で行う。また計数損失が1%以下かつ% randomが1%未満となるまで測定を行うことが望ましいが、自然放射線や三次元収集などで前述の条件を満たすことが困難な場合には可能な限り低計数率まで測定する。計数損失の正確な推定のために、各収集フレームは少なくとも500キロカウントのプロンプト同時計数を計測する時間とする。プランクスキャンおよびトランスミッションスキャンは統計誤差の影響が十分少ないものとする。

2-5-3. データ処理

検出器効率補正、偶発同時計数補正、散乱補正、計数損失補正、減弱補正などの補正を施してFBP法で画像再構成を行う。また、各収集フレームにおける平均放射能($A_{ave,j}$)とファントム容積を22,000 cm³とした平均実効放射能濃度($a_{eff,j}$)を算出する。

2-5-4. 解析方法

各収集フレームおよび各スライスにおける再構成画像の中心（線状線源の中心ではない）に、直径180 mmの円形ROIを設定して真の同時計数($C_{ROI,i,j}$)を求め、次式により真の同時計数率($R_{ROI,i,j}$)を算出する。

$$R_{ROI,i,j} = \frac{C_{ROI,i,j}}{T_{acq,j}}$$

ここで、 $T_{acq,j}$ は各収集フレームにおける収集時間である。

各スライスに対して、外挿した真の同時計数($R_{Extr,i,j}$)を計数損失および偶発同時計数が無視できる領域の収集フレームより算出する。

$$R_{Extr,i,j} = \frac{A_{ave,j}}{3} \sum_{k=1}^3 \frac{R_{ROI,i,k}}{A_{ave,k}}$$

ここで、 $k=1$ はもっとも低い放射能での収集フレームである。

各収集フレームおよび各スライスに対して、期

待される計数率と測定された計数率の差である相対計数率誤差($\Delta r_{i,j}$)を次式にて算出する。

$$\% \Delta r_{i,j} = 100 \times \left(\frac{R_{ROI,i,j}}{R_{Extr,i,j}} - 1 \right)$$

2-5-5. 報告

平均実効放射能濃度と相対計数率誤差を表にする。各測定フレームにおける全スライスの最大、最小、平均相対計数率誤差を、平均実効放射能濃度に対してグラフ化する。前項、2. 計数率特性の測定で決定された最大値の雑音等価計数率における最大相対計数率誤差を記録する。加えて、最終フレームにおける計数損失と% randomを記録する。

2-6. 減弱・散乱補正の精度

この測定の目的は、臨床条件を模擬した標準化ファントムを使用して、特有の測定条件における画質および異なるPET装置における画質を比較評価することである。またホット部とコールド部病巣を模擬した不均一吸収体付きのファントム（画質評価ファントム）と視野外放射線源（試験ファントム）を使用して、信号対雑音比だけでなく減弱および散乱補正の精度も評価することが可能である。

2-6-1. 測定条件

- 核種：¹⁸F

- 計数率：測定開始時の画質評価ファントム（体積：約9.300 ml）におけるバックグラウンド放射能濃度は、全身撮像の典型的な投与量370 MBq (10 mCi)/70,000 mlに相当する5.3 kBq/ml (0.14 μCi/ml) ± 5%以内とする。本邦における被検者の平均的な体格を考慮して、370 MBq/60,000 mlに相当する放射能濃度(6.2 kBq/ml)としてもよい。

- ホット部（4個の小さな球）はバックグラウンドの4倍の放射能濃度を満たし、コールド部（2個の大きな球）には放射能を含まない水を満たす。

- 視野外放射線源である試験ファントムの線状線源には、バックグラウンド放射能濃度と同等になるように116.3 MBq (3.14 mCi)の放射能を満たす。画質評価ファントムのバックグラウンド領域に370 MBq/60,000 mlに相当の放射能濃度を満たした場合は、135.7 MBq (3.67 mCi)の放射

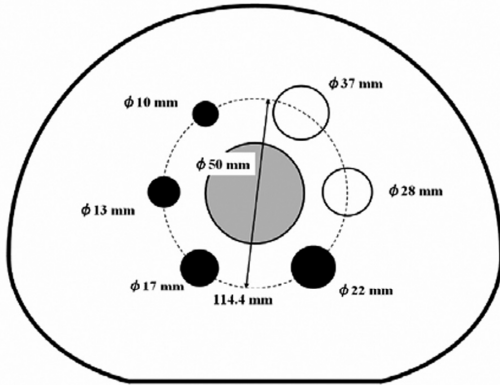


図4 画質評価ファントムの断面図

能を満たす。

・線源：内径 10, 13, 17, 22, 28 および 37 mm の合計 6 個の球体と、肺野の減弱を模擬するために平均密度 0.30 ± 0.10 g/ml の物質が満たされた直径 50 ± 2 mm（壁厚 4 mm 以下）の円柱が、図 4 に示す配置で設置された画質評価ファントムと、前項、2. 計数率特性の測定で使用した試験ファントムを使用する。

2-6-2. 測定法

画質評価ファントムと試験ファントムが接するように並列に配置し、球の中心を通る面が装置の中央スライスに 3 mm 以内で同一断面内にあるように整列させる。

測定時間は、全身撮像を模擬するために 100 cm/60分とし、60分にはエミッションスキャンとトランスミッションスキャンの両方が含まれる。また、測定結果の信頼性を向上させるために同様の測定を 3 回行う方が望ましいが、計数損失や偶発同時計数の影響が異なるので連続測定は行うべきではない。

2-6-3. データ処理

検出器効率補正，偶発同時計数補正，散乱補正，計数損失補正，減弱補正などすべての補正を施し，画像再構成および平滑化処理など臨床と同じ条件で画像を作成する。

2-6-4. 解析方法

もっとも明瞭にホット部が描出されている横断面画像に対して，各球と同じ大きさの ROI を設定する。同一横断面画像に対して，ファントムの辺縁から 15 mm 以上の距離で，バックグラウンド領域に直径 37 mm の ROI を 12 個設定する。バック

グラウンド領域に設定した 12 個の ROI 内に直径 10, 13, 17, 22, 28 mm の ROI を同心円で設定する。この横断面画像から ± 1 cm および ± 2 cm に相当する合計 4 スライスの横断面画像のバックグラウンド領域に，前述と同じ 10, 13, 17, 22, 28 および 37 mm の ROI をそれぞれ 12 個同心円で設定する。すべての横断面画像に対して，肺野の減弱を模擬した円柱領域に直径 30 ± 2 mm の円形 ROI を設定する。

設定したすべての ROI 内における平均値を算出し，次式を用いて各球におけるホット部コントラスト ($Q_{H,j}$)，コールド部コントラスト ($Q_{C,j}$)，均一性 (N_j) および各スライスの減弱と散乱補正の残存誤差を算出する。

$$\%Q_{H,j} = \frac{C_{H,j}/C_{B,j} - 1}{a_H/a_B - 1} \times 100$$

$$\%Q_{C,j} = \left(1 - \frac{C_{C,j}}{C_{B,j}}\right) \times 100$$

$$\%N_j = \frac{SD_j}{C_{B,j}} \times 100$$

$$SD_j = \sqrt{\frac{\sum_{k=1}^K (C_{B,j,k} - C_{B,j})^2}{(K-1)}}$$

$$\%\Delta C_{\text{lung},i} = \frac{C_{\text{lung},i}}{C_{B,i}} \times 100$$

ここで， $C_{H,j}$ と $C_{C,j}$ は各球 j に対する ROI 内の平均値， $C_{B,j}$ は同じく各球 j に対するバックグラウンド領域に設定した ROI 内の平均値， a_H はホット部球内の放射能濃度， a_B はバックグラウンド領域の放射能濃度である。また SD_j は各球 j に対するバックグラウンド領域に設定した ROI 内の標準偏差， K は 60 であり， $C_{\text{lung},i}$ は肺野の減弱を模擬した円柱領域に設定した各スライスにおける ROI 内の平均値， $C_{B,i}$ は 5 スライスのバックグラウンド領域に設定した直径 37 mm の円形 ROI（5 スライス $\times$ 12 個 = 60 個）における平均値である。

2-6-5. 報告

画質評価ファントムおよび試験ファントムに封入した放射能濃度および測定時間を記録する。

再構成画像の画素サイズ，マトリックスサイズ，スライス厚および各種補正方法を含んだ画像再構成法を記録する（画像再構成条件が異なると全く異なる結果となるため，必ず記録する）。

各球体におけるコントラスト，バックグラウン

ド均一性および減弱と散乱補正の残存誤差($\% \Delta C_{lung}$)の反復測定における平均値と標準偏差を記録する。

コントラスト、バックグラウンド均一性を評価した再構成画像を保存する。

2-7. 画像の位置合わせ精度

この測定の目的は、PET/CT 装置における機械的な位置合わせ調整および各種補正を含んだ PET 画像と CT 画像の画像重ね合わせ精度を評価することであり、臨床的に必要とされる位置精度を規定するものではない。

2-7-1. 測定条件

- 核種： ^{18}F または装置校正用の $^{68}\text{Ge}/^{68}\text{Ga}$ 線状線源

- 計数率：計数率および測定時間に関する厳密な規定は設けず、製造業者推奨の放射能濃度でも構わないが、不感時間による計数損失が10%未満、または % random を10%未満にする方が望ましい。

- 線源：次項に示す範囲を測定するために、60 cm 以上の線状線源を使用する。線状線源の直径は1 mm 程度が望ましいが、前項、3. 絶対感度の測定で使用した内径3.9 mm の線状線源でも構わない。

2-7-2. 測定法

測定範囲は、40 cm (幅) × 30 cm (奥行き) × 30 cm (高さ) とする (図5)。

線状線源の固定は、専用の治具もしくは容易に作成可能な直方体の支持具を用いる。

線状線源を図5のように設置し、人または等価な荷重を寝台に掛けて測定する。

測定時間に関する規定は設けず、各施設における標準的な撮像プロトコルを使用して、体軸方

向 30 cm 以上を二次元または三次元収集にて測定する。

2-7-3. データ処理

計数損失補正、偶発同時計数補正、減弱補正、散乱補正など臨床条件と同様の補正を行い、平滑化処理を施さず FBP 法にて画像再構成を行う (装置に内蔵されている CT 画像における金属アーチファクト抑制機能などは使用しても構わない)。また位置合わせ精度を正確に評価するために、前項、1. 空間分解能測定と同程度の画素サイズに設定する。

2-7-4. 解析方法

寝台に垂直で体軸方向に離れた2面 (中心から ±15 cm) における PET 画像と CT 画像の重心の位置ずれを、横断面像から評価する。

寝台に垂直で長手方向に平行2面 (中心から ±20 cm) における PET 画像と CT 画像の重心の位置ずれを、矢状断面像から評価する。

寝台と水平で長手方向に平行2面 (中心から ±15 cm) における PET 画像と CT 画像の重心の位置ずれを、冠状断面像から評価する。

2-7-5. 報告

横断面、矢状断面および冠状断面における PET 画像と CT 画像の位置ずれを距離の単位 (mm 単位) で記録する。加えて、寝台に掛けた荷重の位置と重さ、測定条件および画像再構成条件を記録する。

3. 各種データ補正

PET 画像の画質や物理学的定量性を担保するためには、撮像データに対し、適切な補正処理の実施が不可欠である。この項の目的は、各種データ補正の適正な実施に資する情報を提供することにある。なお、PET および PET/CT 装置の進歩に伴って補正処理は多様化し、すべての補正項目に関して規定することは困難である。したがって、本ガイドラインでは共通性のある補正項目のみを対象とする。

本項で対象とする補正は減弱補正・散乱補正・偶発同時計数補正・時間減衰補正・放出割合補正・計数損失補正・円弧補正・検出器効率補正である。ただし、その他に製造業者が推奨する補正項目がある場合には、適宜適切に実施すること。

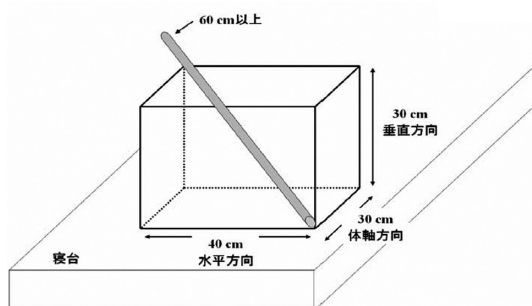


図5 線状線源の測定範囲および設置方法

3-1. 減弱補正

減弱補正は定量測定の場合には必須であるが、腫瘍検出のみを目的とする検査では、減弱補正を省略し視覚的な評価のみを行う場合もある。しかし、定量測定を行わない場合でも、読影を容易にするために実施すべきである。減弱補正の方法には、i) 外部線源を利用し、トランスミッションスキャンを行う方法（外部線源法）、ii) CT を用いる方法（CT 法）、iii) 計算による方法がある。i) と ii) の実測による方法では、エミッションデータと減弱補正データ間に体動による位置ズレが生じないように、被検者に負担とならない姿勢で適切に保持・固定を行うと良い。同時にカメラでモニタリングする等の対策も講じると良い。検査後における位置ズレの確認は、PET/CT 装置では PET 画像と CT 画像の比較により容易に可能であるが、PET 装置の場合は困難な場合が多い。頭部等に広範囲にわたる左右差が認められた場合には、減弱補正を実施していないエミッション画像を参照することにより位置ズレの発生を確認できる場合があるので、必要に応じて読影医に提供すると良い（後述する CT 法に起因したアーチファクトの同定にも有効）。

3-1-1. 外部線源法

$^{68}\text{Ge}/^{68}\text{Ga}$ もしくは ^{137}Cs の外部線源を用いてトランスミッションデータを収集する方法。収集されたトランスミッションデータをブランクスキャンと除算することで、減弱補正データを得る。 $^{68}\text{Ge}/^{68}\text{Ga}$ ではエミッションスキャンと同様の同時計数方式が用いられ、 ^{137}Cs ではシングル計数方式が用いられる。また、これらの方法には放射性薬剤を投与する前に行う方法、投与後のエミッションスキャンの直前もしくは直後に行う方法（Post-Injection Transmission Scan）、エミッションスキャンと同時に進行する方法（Simultaneous Emission and Transmission Scan）があり¹⁹⁾、装置や検査目的に応じて選択すべきである。ただし、投与後のトランスミッションスキャンでは、高放射能の被写体撮像時にエミッションデータの混入に起因した減弱の過小評価が生ずることがあるので²⁰⁾、臨床で生じうる過小評価の程度について理解することが肝要である。

$^{68}\text{Ge}/^{68}\text{Ga}$ によるトランスミッションスキャン

では、外部線源に近い検出器の不感時間により計数率が制限されることから、十分なカウントの収集が困難となることが多い。特に、全身を対象とした FDG-PET 検査では有限な検査時間によって、トランスミッションスキャンの収集時間も制限されるため、顕著である。統計ノイズの多いトランスミッションデータを減弱補正に適用すると、減弱補正後のエミッション画像の雑音も増大する。このような場合には、トランスミッションデータに対して雑音低減処理を行うことが望ましい¹⁾。通常は SAC（Segmented Attenuation Correction）法^{21, 22)}を用いることが多い。SAC 法を併用した場合、極端に短時間のトランスミッションスキャンでは定量値の誤差が大きくなるため²³⁾、被写体の大きさや外部線源の減衰に応じ、適切な収集時間を設定すべきである。また、外部線源の減衰によるトランスミッションスキャンの収集時間の延長は、体動が生ずる要因となるため、外部線源の更新は適切な間隔で行うこと。

一方、 ^{137}Cs によるトランスミッションスキャンでは、 $^{68}\text{Ge}/^{68}\text{Ga}$ に比べ高い計数率を得られることにより、統計ノイズは問題とならないため、メーカー推奨の収集時間を参考に実施すると良い。一方、 $^{68}\text{Ge}/^{68}\text{Ga}$ に比しエミッション成分の混入や散乱線の影響を大きく受けることから、その影響を排除することが可能な、SAC 法を併用することが望ましい²⁴⁾。

3-1-2. CT 法

減弱補正データを CT より取得する方法。CT 値（Hounsfield Unit: HU）を管電圧ごとの変換テーブルによって 511 keV の減弱係数に変換する必要がある²⁵⁾。体内金属（歯科矯正具、ペースメーカー、人工関節等）やプラスチック（静注用ポート等）および陽性造影剤（経口・経静脈性）等の人工物は正確に変換できず、しばしば過補正となるため注意を要する^{26~28)}。CT 画像上のアーチファクトの発生を防止するためにも、容易に取り外すことのできる義歯や装身具等は撮影前に必ず取り外すこと。これらの影響による偽陽性像が判定する場合には、減弱補正を実施していないエミッション画像を参照すること。また、必要に応じて造影剤による偽陽性像を防ぐ目的で、造影前と造影後の CT を撮影すると良い。CT 法

と外部線源法の定量値を比較すると、CT 法で高値を示す傾向があり、その傾向は CT 値の大きい部位、骨や骨盤内病変で大きい²⁹⁾。同一被検者のフォローアップ検査時には、常に同じ装置を使用するなど適切に対策を講じると良い。

ポジショニングは検査対象部位や疾患ごとに工夫すると良い。特に、CT の FOV と PET の FOV の相違によって、トランケーションが生じアーチファクトや定量値の誤差を生ずるので注意する。上肢はアーチファクトおよびビームハードニングを防ぐためにも挙上すると良いが、頭頸部を対象とした検査では体側とする³⁰⁾。また、CT と PET の FOV が同等になるように拡張するソフトウェアを有する場合には、積極的に利用する。

全身を数十秒で撮影できる CT に対し、PET は通常 1 ベッドあたり数分間ずつ撮像するため、しばしば両者の間に呼吸に起因した位置ズレが生ずる³¹⁾。位置ズレを少なくするためには、CT の撮影を自然呼吸下もしくは呼気停止下で行うと良いが、CT 装置の検出器列数や被検者の状態等も考慮し決定する。呼吸に起因した位置ズレの影響は PET 画像上で肺底部から肝上部にかけて顕著であり、肺底部の弧状のコールドアーチファクト、肝臓が分裂したように描出されるアーチファクト（マッシュルームアーチファクト）、肝集積が肺の減弱補正データで補正されることに起因した集積の過小評価が生ずる。CT 法では、外部線源法によるトランスミッションスキヤンと比較して、放射線被ばくが増加するため³²⁾、検査目的や他検査の実施状況に応じて、適切に条件設定すると良い。CT 用自動露出機構は被写体厚に応じ、適正画像が得られるように自動で管電流を調整する機構であるが、被ばく線量の最適化に有用であり積極的に利用すると良い。また、減弱補正目的であれば装置の最小管電流値で撮影することも可能である³²⁾。減弱補正に用いる CT の撮影条件設定では、ヘリカルピッチが実効スライス厚を左右することにも注意すべきである。CT の実効スライス厚が PET のスライス厚と異なると、異なる吸収体を含んだ減弱補正データを適用することとなり、正確な定量値が得られない。したがって、ヘリカルピッチは CT の実効スライス厚

が PET の実効スライス厚と同等になるように設定すると良い。

3-1-3. 計算による方法

計算による方法には、減弱補正を実施していないエミッション画像やサイノグラムを用いることによって、被写体の輪郭をオートもしくはマニュアルで描出し、内部を均一体と仮定して減弱補正データを算出する方法が用いられる。本法は、骨や空気などの減弱係数の異なる物質の分布が考慮されないため、頭部以外では信頼できない。したがって、通常は何らかの理由でトランスミッションデータや CT 画像を用いることができない場合にやむを得ず用いられる。装置によっては、クロスキャリブレーション時の減弱補正に用いられている。

3-2. 散乱補正

散乱同時計数は PET 画像の物理的定量性を低下させる原因となるため、定量評価を行う場合には散乱補正を必ず実施すること。特に散乱フラクションの多い三次元収集では、散乱補正は非常に重要である。さらに、三次元収集では視野外の被写体から入射する散乱線の影響も受けるため、注意を要する。デュアルエネルギーウィンドウ法、コンボリューションサブトラクション法、シミュレーション法等のアルゴリズムが実装されているが¹⁹⁾、製造業者の推奨するアルゴリズムを用いる等、適切に実施すべきである。

3-3. 偶発同時計数補正

偶発同時計数は放射能濃度の自乗および同時計数密に比例して増加する。一般的には、遅延同時計数法（同時計数をとる二つの検出器のうち片方の信号を適当な時間遅らせてから同時計数をとる方法）またはシングル計数法（偶発同時計数をシングル計数から算出する方法）によって補正（減算）される。高放射能の被写体になる程、プロンプト同時計数に占める偶発同時計数の割合は増加し、偶発同時計数の減算に伴うエミッションデータのノイズの増大が画像ノイズの増大を生ずることから、投与量が過剰とならないように注意を要する。製造業者の推奨する方法にて適切に実施すること。

3-4. 計数損失補正

高計数率の撮像条件下では、検出器および信号

処理回路等の飽和により、計数損失が生じる。これを補正するため、検出器対の LOR ごとにシングル計数率に応じた補正係数を乗ずる。遅延同時計数から補正係数を算出する方法もある³³⁾。装置付属のソフトウェアによって適切に実施すること。

3-5. 時間減衰補正および放出割合補正

時間減衰補正とは一般的に撮像中の放射能減衰を自動的に収集開始時刻に統一して補正することである。しかし、全身 FDG-PET 検査の場合には、投与時刻に起算する必要があるに注意を要する³⁴⁾。放出割合補正とは陽電子放出核種が核種固有の放出割合（Branching Fraction）に従って崩壊するため、これを補正することである。装置付属のソフトウェアによって適切に実施すること。

3-6. 円弧（アーク）補正

視野中心を通過する LOR に比べ、周辺を通過する LOR は密になる。従って、サイノグラムに並べ替えるときに、サンプリング間隔が等間隔になるように補正を要する。装置付属のソフトウェアによって適切に実施すること。

3-7. 検出器効率補正

LOR 間に検出効率のばらつきが存在するが、ノーマリゼーションスキャンで得た補正テーブルをエミッションデータに適用することで、ばらつきの小さいサイノグラムを得ることができる。装置付属のソフトウェアによって適切に実施すること。

4. FDG-PET 検査に係る装置の保守管理

検査の安全確保は検査を行う施設が主体となつて行う責務がある。この検査における安全の確保と診療情報の信頼性の維持には、装置機能の保守管理は不可欠である。ゆえに各施設において装置の保守管理が適切に実施されることが求められている。本項の目的は、各施設における FDG-PET 検査に係る装置の保守管理手順の策定を援助するために、これらに関する情報を提供することにある。ただし、ここでの記述は一般的な装置や施設で日常的に行われる内容にとどめているので、全ての管理項目を示すものではなく、加えて全ての装置や施設において実行可能なものとして取り扱われるものでもない。さらに、ここでの内

容を実行したことにより不具合の発生の予防が全て保証されるものではない。本項を基に、各施設において適切な保守管理が実施されることを期待する。

4-1. 保守管理体制

FDG-PET 検査に係る装置の保守管理は、管理手順の立案・計画・記録管理を行うに相応の知識を持つ管理者（以下管理者）の下で行う。管理者は、PET 装置および検査に要する機器に対する保守管理の項目とその管理方法および結果の記録の方法が示されている保守管理手順書を作成し、これに従い定期的に装置の性能および安全に係る点検を行い、その結果を記録するべきである。手順書には、少なくとも本ガイドラインで示す管理項目および装置説明書等で推奨されている項目を盛り込むべきである。また装置不良が発生し、これを修理・改善した場合、管理者はその内容および処置を記録する。管理者はこれら管理記録を装置の廃棄まで保存する。また、管理者はこれらの記録を分析し、保守管理手順の修正・保守計画などに反映させるように努める。

4-2. PET および PET/CT 装置の保守管理

ここでいう PET および PET/CT 装置とは、薬事法上の「核医学診断用ポジトロン CT 装置」および「X線 CT 組合せ型ポジトロン CT 装置」をいう。装置を使用するにあたり、検査の信頼性と安全性を確保するため、以下に示す事項を参考に管理を行い、その方法や頻度について手順書に盛り込むべきである。

4-2-1. 性能管理

(1) 校正

PET および PET/CT 装置において、画像を良好に保つために、下記に示す校正を定期的に行う必要がある。これらの校正は製造元が推奨する方法に従い行い、製造元の推奨する間隔および修理・調整後など指定する場合に基づいて行う。

ブランクスキャン

外部線源を利用した減弱補正の際に、被写体透過（トランスミッション）データに対する基準データを得るために収集する。複数日に渡りブランクスキャン・データを使用する場合には、外部線源の減衰を考慮する必要がある。また、収集において十分な計数が得られない場合、画像ノイズ

が増加するので、収集はプリセットカウントまたは外部線源の減衰に応じて収集時間を調整して行うべきである。

ノーマライゼーションスキャン

LOR ごとの同時計数感度の違いを補正するテーブルを作成するために行う。定期的な収集の他に検出器の交換・調整が行われた場合にも収集する。収集において十分な計数が得られない場合、画像ノイズが増加するので、収集はプリセットカウントまたは線源の減衰に応じて収集時間を調整して行うべきである。

クロスキャリブレーション

ブドウ糖代謝率や SUV (Standardized Uptake Value) などの計算では、PET 画像の画素値をウェルカウンタやドーズキャリブレータといった他の放射能測定器の単位に換算する必要がある、この換算係数を求めるために行う。また、クロスキャリブレーションによりスライス間の感度補正も行われる。通常、放射能を満たした円柱プールファントムの PET 測定と換算係数の対象となる装置での放射能測定を行う。製造元により校正の方法が示されていない場合は、日本核医学会の「核医学診療事故防止指針」³⁾ や「院内製造された FDG を用いた PET 検査を行うためのガイドライン」¹⁾ を参考にして行うとよい。

CT 装置の校正

PET/CT 装置では、PET 装置と一体化した CT 装置により減弱補正データの収集や PET と CT の画像重ね合わせを行っている。良好な CT 画像および正確な減弱補正データの取得のために、CT 装置検出器の定期的な校正を行う。通常この校正は、空気をスキャンするエア・キャリブレーションにより行う。また、良好な PET と CT の重ね合わせ画像を得るための校正および調整が製造元により指示されている場合は、指示に従い行う。

ここに示した校正以外にも製造元が指示する校正があれば行う。これらの校正で管理者が行うには困難なものがある場合は、業務を適正に行う能力のある業者に依頼して行う。各校正データは可能な限り保存し、最新のデータと比較することで装置の状態の評価に利用するとよい。

(2) 装置性能に係る日常点検

PET 装置および PET/CT 装置では、検出器や回路系に故障や変動を生ずることは稀ではない。ゆえに、全ての検出器の正常な動作と基準状態からの変動が許容範囲内であることを、検査を行う日ごとに確認しなければならない。確認の方法は、製造元が推奨する手順に従い行う。もし、製造元により確認方法が示されていない場合、PET 装置では、バックグラウンド収集および校正用線源などを用いた収集を行い、サイノグラムデータや計数値にて検出器に異常が無いことを確認する。確認する方法は目視でもよいが、計数値の分散や基準データとの差を数値化して判断することが望ましい。この場合、最終ノーマライズ時のデータを基準とするとよい。PET/CT 装置では、CT 装置の X 線管球のウォーミングアップおよび水ファントムなどのテストスキャンにより検出器に異常が無いことを確認する。これらのテストスキャンも含めて PET 装置および PET/CT 装置におけるデータの取得から画像の表示や重ね合わせまでの一連の操作が実行可能であることを確認する。また、装置感度は使用環境の影響を受けることが考えられるので、温湿度が設置条件を満たしていることも確認する。

この他、製造元が推奨する装置性能に係る日常の点検があれば行う。点検にあたっては、点検確認表を用いるなどして実施項目を確認するとともに記録として残すとよい (付録 B 参照)。

(3) 装置性能に係る定期点検

定期的に行う PET 装置の性能点検の項目としては、本ガイドラインの PET および PET/CT 装置の性能評価の項に示すものがあるが、本ガイドラインでは横断面分解能・感度・均一性と計数損失および偶発同時計数補正の精度について点検することを推奨する。均一性については、最新の NEMA⁶⁾ や IEC³⁵⁾ 規格では取り扱われてはいないが、画像の確認および他の国内ガイドライン等^{3, 4)}を考慮し含めることとした。これら 4 項目の点検方法は、本ガイドラインの PET および PET/CT 装置の性能評価の項に従った方法とすることが望ましい。ただし、性能管理で重要なことは、基準となるデータからの変化量を知ることであり、またそれが修理や調整により回復したかを確認することであるので、入手可能な用具を用

い一定の条件で測定し、その変化を捉えることでもかまわない。性能評価の項の方法に代わる各項目の点検方法の一例を付録Cに示す。各点検項目について推奨する設定基準と点検頻度は下表の通りとする。下表における基礎値とは、装置設置後や大規模な修理後に最初に収集された値であり、また設定基準とは測定結果の許容される変動幅である。

PET/CT 装置の CT 装置における定期的に行う性能点検の項目は、ノイズ、均一性および平均 CT 値、空間分解能、スライス厚、線量、患者指示器の位置精度とする。これらの測定法と頻度は、JIS 規格「不変性試験—医用 X 線 CT 装置」（Z 4752-2-6）³⁶⁾ に従い行う。さらに PET/CT 装置では、画像の位置合わせ精度についても本ガイドラインの PET および PET/CT 装置の性能評価の項に示す方法で行い、その頻度はシステム調整後または年 2 回とし、設定基準は装置仕様を満たすこととする。

この他、製造元が推奨する装置性能に係る定期的な点検があれば行う。点検の結果、性能の劣化が認められたら、装置の再調整など必要な措置を講ずる。必要な定期点検の項目において管理者側で行うには困難なものがある場合は、業務を適正に行う能力のある業者へ依頼し実行する。

4-2-2. 装置の安全性に係る管理

(1) 安全に関する日常点検

PET および PET/CT 装置は可動機構を有しているので、製造元が推奨する検査を安全に行うための日常点検を、検査日または検査ごとに行う必要がある。以下の点検項目が推奨される点検に含まれない場合は加えて行う。点検にあたっては、点検確認表を用いるなどして実施項目を確認するとともに記録として残すといふ（付録 B 参照）。

- ・装置の可動範囲内に移動の障害となるものが

無いこと*。

- ・装置の可動部位が規定の範囲内で異音を伴うことなく動作すること。

- ・装置から取り外し可能な器具の取り付けが十分であること。*

- ・投光器や表示灯が正常に機能すること。

(* 印は検査ごとにも行う。)

(2) 定期点検

製造元が推奨する装置安全性に係る定期的な点検および消耗品の交換・補充があれば行う。これ以外にも管理者が安全管理上、定期的に点検が必要と思われる項目があれば加えて点検する。これら点検のうち、管理者が行うには困難なものは、業務を適正に行う能力のある業者へ依頼し実行する。

4-3. その他 FDG-PET 検査に必要な周辺機器の管理

検査において、患者監視装置、自動分注装置、自動注入装置およびウェルカウンタなどの放射能測定器を使用する場合、これらの機器の性能や安全性も合わせて管理する必要がある。これら機器に関しては、製造元が推奨する方法に従い点検・調整を行う。特に PET 画像の定量化では、ドーズキャリブレーションやウェルカウンタの性能の経時変化を監視し、PET 装置との相対校正であるクロスキャリブレーションを適宜行うことが重要である。ドーズキャリブレーションとウェルカウンタの性能管理に関しては、付録 D に示す項目について管理することが望ましい。また、SUV を求める場合は関係する装置間の時間の同期が重要であるので、時計を内蔵している装置については PET 装置の時計と一致していることを確認する。

4-4. 線源の管理

保守管理のために用いる密封線源や標準線源については、装置への着脱や測定の際に、傷や変形

項目	設定基準	頻度
横断面分解能	半値幅と 1/10 値幅において基礎値に対し +20% 以内	少なくとも年 1 回
感 度	スライス感度とシステム感度において基礎値に対し -20% 以内	システム調整後または年 2 回
均 一 性	明らかな不均一性が認められないこと、またはスライス内不均一性およびシステム不均一性が ±20% 以内	システム調整後または年 2 回
計数損失および偶発同時計数補正の精度	臨床で予想される最高の計数率よりも高い計数率から十分低い計数率までの相対計数率誤差が ±20% 以内	システム調整後または年 2 回

などの異常が生じていないかを確認する。異常が確認された場合は、使用を停止するとともに、放射能の漏洩の有無を確認する。また、線源は測定値の精度や収集時間を考慮し、放射能の減衰に応じて更新する。更新時期は、PET 装置校正用線源に関しては製造元の推奨する時期とし、その他の線源に関しては使用者が適宜判断する。

参考文献

- 1) 日本核医学会：院内製造された FDG を用いた PET 検査を行うためのガイドライン（第2版）．核医学，**42**（4）：1-22，2005 http://www.jsnm.org/files/pdf/guideline/fdg_guide2.pdf
- 2) 平成16年度 厚生労働省科学研究費補助金 医療技術評価総合研究事業 PET 検査施設における放射線安全の確保に関する研究班：FDG-PET 検査における安全確保に関するガイドライン．核医学，**42**（2）：1-26，2005 <http://www.jsnm.org/files/pdf/guideline/pet-anzen-gl.pdf>
- 3) 日本核医学会：核医学診療事故防止指針．核医学，**41**（1）：i-xxiv，2004
- 4) ㈱日本画像医療システム工業会：日本画像医療システム工業会規格 JESRA TI-0001-1994 PET 装置の保守点検基準，1994
- 5) National Electrical Manufacturers Association：NEMA Standards Publication NU 2-1994，Performance Measurement of Positron Emission Tomographs．Washington DC，1994
- 6) National Electrical Manufacturers Association：NEMA Standards Publication NU 2-2001，Performance Measurement of Positron Emission Tomographs．Rosslyn, VA，2001
- 7) ㈱日本画像医療システム工業会：日本画像医療システム工業会規格 JESRA X-73 PET 装置の性能評価法，1993
- 8) ㈱日本画像医療システム工業会：日本画像医療システム工業会規格 JESRA X-73*A-2005 PET 装置の性能評価法，2005
- 9) ㈱日本アイソトープ協会 医学・薬学部会 サイクロトロン核医学利用専門委員会 核医工学ワーキンググループ：PET 装置の性能評価のための測定指針．Radioisotopes，**43**（9）：115-135，1994
- 10) Herzog H, Tellmann L, Hocke C, et al: NEMA NU2-2001 guided performance evaluation of four Siemens ECAT-PET scanners. IEEE Trans Nucl Sci, **51**(5): 2662-2669, 2004
- 11) Erdi YE, Nehmeh SA, Mulnix T, et al: PET performance measurements for an LSO-based combined PET/CT scanner using the National Electrical Manufacturers Association NU 2-2001 standard. J Nucl Med, **45**(5): 813-821, 2004
- 12) Brambilla M, Secco C, Dominietto M, et al: Performance characteristics obtained for a new 3-dimensional lutetium oxyorthosilicate-based whole-body PET/CT scanner with the National Electrical Manufacturers Association NU 2-2001 standard. J Nucl Med, **46**(12): 2083-2091, 2005
- 13) Daube-Witherspoon ME, Karp JS, Casey ME, et al: PET performance measurements using the NEMA NU 2-2001 standard. J Nucl Med, **43**(10): 1398-1409, 2002
- 14) Bettinardi V, Danna M, Savi A, et al: Performance evaluation of the new whole-body PET/CT scanner: Discovery ST. Eur J Nucl Med Mol Imaging, **31**(6): 867-881, 2004
- 15) Matsumoto K, Kitamura K, Mizuta T, et al: Performance characteristics of a new 3-dimensional continuous-emission and spiral-transmission high-sensitivity and high-resolution PET camera evaluated with the NEMA NU 2-2001 standard. J Nucl Med, **47**(1): 83-90, 2006
- 16) Surti S, Karp JS: Imaging characteristics of a 3-dimensional GSO whole-body PET camera. J Nucl Med, **45**(6): 1040-1049, 2004
- 17) Gregory R, Partridge M, Flower MA: Performance evaluation of the Philips "gemini" PET/CT system. IEEE Trans Nucl Sci, **53**(1), 93-101, 2006
- 18) Adam LE, Karp JS, Daube-Witherspoon ME, et al: Performance of a whole-body PET scanner using curve-plate NaI(Tl) detectors. J Nucl Med, **42**(12): 1821-1830, 2001
- 19) 日本エム・イー学会編：核医学イメージング，コロナ社
- 20) 藤埜浩一，岡 直嗣，織田圭一，他：PET 画像の標準化ガイドラインに関する研究班報告．日放技学誌，**61**(1)：42-54，2005
- 21) Xu M, Luk WK, Cutler PD, et al: Local Threshold for Segmented Attenuation Correction of PET Imaging of the Thorax. IEEE Trans Nucl Sci, **41**(4): 1532-1537, 1994
- 22) Smith RJ, Karp JS, Bnard F, et al: A comparison of segmentation and emission subtraction for singles transmission in PET. IEEE Trans Nucl Sci, **45**(3): 1212-1218, 1998
- 23) Visvikis D, Cheze-LeRest C, Costa DC, et al: Influence of OSEM and segmented attenuation correction in the calculation of standardised uptake values for [¹⁸F] FDG PET. Eur J Nucl Med, **28**(9): 1326-1335, 2001
- 24) 松本圭一，北村圭司，水田哲郎，他：¹³⁷Cs によるシングルトランスミッション法の PET 減弱補正の精度—同時計数型トランスミッションスキャン法との比較—．日放技学誌，**62**(2)：289-296，2006
- 25) 日本核医学技術学会編：第3章，ポジトロン断層

- 撮影 [PET] 技術マニュアル
- 26) Goerres GW, Hany TF, Kamel E, et al: Head and neck imaging with PET and PET/CT: artifacts from dental metallic implants. *Eur J Nucl Med*, **29**(3): 367-370, 2002
 - 27) Goerres GW, Ziegler SI, Burger C, et al: Artifacts at PET and PET/CT caused by metallic hip prosthetic material. *Radiology*, **226**(2): 577-584, 2003
 - 28) Nehmeh SA, Erdi YE, Kalaigian H, et al: Correction for Oral Contrast Artifacts in CT Attenuation-Correction PET Images Obtained by Combined PET/CT. *J Nucl Med*, **44**(12): 1940-1944, 2003
 - 29) Nakamoto Y, Osman M, Cohade C, et al: PET/CT: comparison of quantitative tracer uptake between Germanium and CT transmission attenuation-corrected images. *J Nucl Med*, **43**(9): 1137-43, 2002
 - 30) Ratib O: PET/CT Image Navigation and Communication. *J Nucl Med*, **45**(suppl 1): 46S-55S, 2004
 - 31) Osman MM, Cohade C, Nakamoto Y, et al: Respiratory motion artifacts on PET emission images obtained using CT attenuation correction on PET-CT. *Eur J Nucl Med Mol Imaging*, **30**: 588-596, 2003
 - 32) Tung-Hsin Wu, Tieh-Chi Chu, Yung-Hui Huang, et al: A positron emission tomography/computed tomography (PET/CT) acquisition protocol for CT radiation dose optimization. *Nucl Med Commun*, **26**(4): 323-330, 2005
 - 33) Yamamoto S, Amano M, Miura S, et.al.: Deadtime correction method using random coincidence for PET. *J Nucl Med*, **27**(12): 1925-1928, 1986
 - 34) 日本核医学技術学会編: 第 5 章, ポジトロン断層撮影 [PET] 技術マニュアル
 - 35) International Electrotechnical Commission: Nuclear medicine instrumentation—Routine tests—Part 3: Positron emission tomographs. IEC technical report 61948-3, IEC, geneva, 2005
 - 36) 日本工業標準調査会: 医用画像部門における品質維持の評価および日常試験方法—第 2-6 部: 不変性試験—医用 X 線 CT 装置 Z 4752-2-6. 日本工業規格, 2001

付 録

付 録 A

2006年10月末日までに市販され、かつ論文発表されているPETまたは PET/CT 装置の代表的な物理学的性能を示す^{10~18)}。ここで下記に示す Gemini (Philips 社製) の物理学的性能は、Gemini GXL の物理学的性能ではない。また減弱および散乱補正の精度における文献値は、各装置にて画像再構成条件が異なるため、装置間の比較は不可能である。

1. 三次元収集における各装置の空間分解能 (FWHM)

	PET or PET/CT scanner									
	ECAT EXACT HR+	ECAT EXACT 47	ECAT ACCEL	biograph	biograph 16 (Aquiduo)	Advance (Discovery LS)	Discovery ST	SET-3000 G/X	Allegro (gemini)	C-PET
Radial position (cm)	1 cm									0 cm
Orientation										
Transverse resolution (mm)	4.4	6.2	6.2	6.6	4.6	—	6.3	3.5	5.5	4.5
Axial resolution (mm)	5.1	5.2	5.7	5.8	5.1	7.0	5.7	5.0	5.6	5.7

2. 各装置における散乱フラクションおよび計数率特性

	PET or PET/CT scanner									
	ECAT EXACT HR+	ECAT EXACT 47	ECAT ACCEL	biograph	biograph 16 (Aquiduo)	Advance (Discovery LS)	Discovery ST	SET-3000 G/X	Allegro (gemini)	C-PET
Scatter fraction (%)	46.9	49.8	46.3	47.0	34.1	47.1	45.0	50.0	40.0	35.0
Peak NEC rate (kcps)	37.0	22.2	63.0	44.4	84.8	19.2	66.2	62.3	30.0	14.0
Peak NEC rate @ Act. Conc. (kBq/ml)	10.0	6.3	22.0	14.7	28.7	7.2	14.9	9.8	9.3	3.8

3. 各装置における絶対感度

	PET or PET/CT scanner									
	ECAT EXACT HR+	ECAT EXACT 47	ECAT ACCEL	biograph	biograph 16 (Aquiduo)	Advance (Discovery LS)	Discovery ST	SET-3000 G/X	Allegro (gemini)	C-PET
Sensitivity $r=0$ cm (cps/kBq)	6.7	6.0	6.4	6.1	4.9	—	9.0	18.2	4.4	3.0

4. 各装置における計数損失および偶発同時係数補正の精度

	PET or PET/CT scanner									
	ECAT EXACT HR+	ECAT EXACT 47	ECAT ACCEL	biograph	biograph 16 (Aquiduo)	Advance (Discovery LS)	Discovery ST	SET-3000 G/X	Allegro (gemini)	C-PET
Average relative error (%) @ peak NEC rate	6.9	6.3	12.9	4.0	4.0	—	1.9	—4.0	—	15.5

FDG-PET 検査における撮像技術に関するガイドライン（庄司，他）

5. 各装置における減弱・散乱補正の精度

	PET or PET/CT scanner									
Background/ Hot Sphere [1 : 4]	ECAT EXACT HR+	ECAT EXACT 47	ECAT ACCEL	biograph	biograph 16 (Aquiduo)	Advance (Discovery LS)	Discovery ST	SET-3000 G/X	Allegro (gemini)	C-PET
Background COV (%) [37 mm]	6.2	5.4	4.1	2.6	2.1	—	3.0	6.9	10.4	6.6
Background COV (%) [10 mm]	13.4	9.8	4.9	3.5	2.8	—	7.0	11.2	11.2	9.8
Hot contrast (%) [22 mm]	46.2	64.8	37.2	41.0	65.0	—	69.0	65.8	36.0	26.4
Hot contrast (%) [10 mm]	1.4	13.7	1.1	12.0	22.0	—	20.0	17.8	8.0	0.4
Cold contrast (%) [37 mm]	54.1	44.8	57.0	51.0	54.0	—	85.0	61.3	58.0	57.1
Average ΔC_{lung} (%)	34.0	42.3	44.3	31.0	34.0	—	16.0	30.2	—	59.6

付 録 B

PET (PET/CT) 装置日常点検記録（例）

PET 装置名 _____

年 月 _____

点 検 項 目	日	日	日	日	日	日	日	日	日	日	日	日	日	日
装置設置室温湿度														
検査室表示灯														
ガントリ外観・状況														
ガントリ・モニター表示														
ガントリ・スイッチ動作														
投光器														
外部線源(X線管球)動作														
ガントリ・冷却ファン														
ベッド外観・状況														
ベッド・モニター表示														
ベッド・スイッチ動作														
寝台動作														
緊急停止ボタン														
取付器具固定状況														
キーボード/マウス														
操作モニター														
装置時計時刻														
マイク，スピーカ														
監視モニター														
ウォームアップ操作														
Daily QC プログラム														
清 掃														
点 検 者														

管理者確認 _____

付 録 C

PET 装置および PET/CT 装置の PET 装置部の定期性能点検法の例

ここでは、PET 装置および PET/CT 装置の PET 装置部の性能管理を目的とした定期点検方法の例を記述する。点検にあたっては測定するファントムの位置や放射能の強度および PET 装置のパラメータ等の再現性を保たなくてはならない点に注意する。

a. 横断面分解能

測定条件 核 種 ^{18}F

計数率 不感時間による計数損失が 5 % 以内、または偶発同時計数がプロンプト同時計数の 5 % 以内。

線 源 内径が装置の横断面分解能より十分細い線状の線源。

測定方法 断面視野中心から 10 cm の位置に装置軸と並行に空中に線状線源を置き測定する。測定時間はスライスあたりの全計数が 50 キロカウント以上となるように設定する。再構成の方法は FBP 法を用い、計数損失補正と偶発同時計数補正などを行い減弱補正と平滑化は行わない。また、画素サイズは予想される半値幅の 1/3 以下となるように設定する。

記 録 装置分解能として半径方向と接線方向の半値幅と 1/10 値幅。

b. 感 度

測定条件 核 種 ^{18}F

計数率 不感時間による計数損失が 1 % 未満で、かつ偶発同時計数がプロンプト同時計数の 5 % 未満。ただし、自然放射能や三次元収集などで前述の条件を満たすことが困難な場合には可能な限り低計数率で測定する。

ファントム 円柱ファントム(装置固有の校正用円柱ファントムなど)。

測定方法 ファントム中心を視野の軸方向と横断面に対し中心に置く。収集時間はスライスあたりの全計数が 100 キロカウント以上となるように設定する。三次元収集の場合、LOR における計数は LOR の中点と一致する画像スライスに割り当て計算する。

解析方法 収集時におけるファントム内の平均放射能濃度 a_{ave} を以下の式より求める。

$$a_{\text{ave}} = \frac{A_{\text{ave}}}{V}$$

V : ファントム容積

A_{ave} : 収集時の平均放射能 (本ガイドライン 1. 用語の定義を参照のこと)

スライス内の全計数を収集時間で割り、各スライスの計数率 R_i (i はスライス番号) を求める。さらに全スライスの R_i を加算し総計数率 R_{tot} を求める。

$$R_{\text{tot}} = \sum_{i=1}^n R_i \quad n: \text{スライス数}$$

R_i と R_{tot} および a_{ave} よりスライス感度 S_i とシステム感度 S_{tot} を求める。

$$S_i = \frac{R_i}{a_{\text{ave}}}$$

$$S_{\text{tot}} = \frac{R_{\text{tot}}}{a_{\text{ave}}}$$

記 録 スライス感度、システム感度および平均放射能濃度。

c. 均一性

測定条件、ファントムおよび方法に関しては、本ガイドラインの PET および PET/CT 装置の性能評価の項の均一性と同一とする。

解析方法 横断面像、冠状面像および矢状面像でのファントム像に不均一性および歪が無いことを目視などで確認する。可能であれば、本ガイドラインの PET および PET/CT 装置の性能評価の項

の均一性の測定に従い、スライス内不均一性およびシステム不均一性を求めるとよい。

記 録 ファントム中心における横断面像，冠状面像および矢状面像，全計数率および測定開始時における計数損失と % random。可能であれば，スライス内不均一性およびシステム不均一性。

d. 計数損失および偶発同時計数補正の精度

測定条件 核 種 ^{18}F または ^{11}C

計数率 臨床で予想される最高の計数率よりも高い計数率から十分低い計数率まで。

ファントム 円柱ファントム（装置固有の校正用円柱ファントムなど）。

測定方法 ファントム中心を視野の軸方向と横断面に対し中心に置く。フレーム収集時間は放射性核種の半減期の 1/4 未満，フレーム間隔は半減期の半分以下とし，各収集フレームにおいて少なくとも 500 キロカウント以上のプロンプト同時計数を収集する。ブランクスキャンおよびトランスミッションスキャンなどの減弱補正データ収集の条件は通常の臨床検査に用いるものとする。時間減衰補正以外の計数損失，偶発同時計数，減弱，散乱などすべての補正を行って画像再構成を行う。再構成の方法は臨床で通常用いる方法とする。

解析方法 各収集フレーム j に対する平均放射能濃度 $a_{\text{ave},j}$ を計算する。各収集フレーム j ，各スライス i の再構成画像のファントム内にファントム直径の 90% 程度の円形の関心領域（ROI）を設定し，ROI 内の画素値の平均から単位時間あたりの計数 $R_{\text{ROI},i,j}$ を求める。各スライスに対して，外挿された計数率 $R_{\text{Extr},i,j}$ を不感時間による計数損失および偶発同時計数の割合が十分低い計数率領域での収集フレームより算出する。統計誤差の影響を最小にするために， $R_{\text{Extr},i,j}$ は次式で計算する。

$$R_{\text{Extr},i,j} = \frac{a_{\text{ave},j}}{3} \sum_{k=1}^3 \frac{R_{\text{ROI},i,k}}{a_{\text{ave},k}} \quad k=1: \text{最も低い放射能での収集フレーム。}$$

各収集フレーム j の各スライス i に対して，期待される計数率と測定された計数率の差である相対計数率誤差 $\Delta r_{i,j}$ を次式で計算する。

$$\Delta r_{i,j} = 100 \left(\frac{R_{\text{ROI},i,j}}{R_{\text{Extr},i,j}} - 1 \right) \%$$

記 録 画像再構成条件，各フレームでの相対計数率誤差と最小，最大，平均相対計数率誤差および平均放射能濃度。

参考文献

- 1) 日本画像医療システム工業会：PET 装置の性能評価法 JESRA X-73*A-2005. 日本画像医療システム工業会規格，2005
- 2) 日本画像医療システム工業会：PET 装置の性能評価法 JESRA X-73. 日本画像医療システム工業会規格，1993
- 3) 日本画像医療システム工業会：PET 装置の保守点検基準 JESRA TI-0001-1994. 日本画像医療システム工業会規格，1994
- 4) International Electrotechnical Commission: Nuclear medicine instrumentation—Routine tests—Part 3: Positron emission tomographs. IEC technical report 61948-3, IEC, geneva, 2005

PET 装置定期性能点検結果 (例)

点検項目 分解能
 点検実施日 年 月 日
 点検実施者
 PET 装置名

使用線源
 使用核種 ^{18}F
 収集開始時放射能 MBq
 収集モード 2D/3D
 画像再構成法・条件

半径方向/接線方向

横断面内分解能測定結果 (FWHM mm)

スライス	基礎値 [a]	分解能 [b]	$(b-a)/a$	スライス	基礎値 [a]	分解能 [b]	$(b-a)/a$
1				33			
2				34			
3				35			
4				36			
5				37			
6				38			
7				39			
8				40			
9				41			
10				42			
11				43			
12				44			
13				45			
14				46			
15				47			
16				48			
17				49			
18				50			
19				51			
20				52			
21				53			
22				54			
23				55			
24				56			
25				57			
26				58			
27				59			
28				60			
29				61			
30				62			
31				63			
32				平均			

管理者確認 _____

FDG-PET 検査における撮像技術に関するガイドライン（庄司，他）

PET 装置定期性能点検結果（例）

点検項目
 点検実施日
 点検実施者
 PET 装置名

感 度
 年 月 日

使用線源
 ファントム容量 [V]
 使用核種
 収集開始時放射能
 収集時間
 収集時平均放射能 [A_{ave}]
 収集時平均放射能濃度 [a_{ave}]
 収集モード

円柱ファントム
 ml
 ^{18}F
 MBq
 分
 MBq
 kBq/ml
 2D/3D

スライス	基礎値 [a]	計数率 R_i	感度 S_i [b]	$(b-a)/a$	スライス	基礎値 [a]	計数率 R_i	感度 S_i [b]	$(b-a)/a$
1					34				
2					35				
3					36				
4					37				
5					38				
6					39				
7					40				
8					41				
9					42				
10					43				
11					44				
12					45				
13					46				
14					47				
15					48				
16					49				
17					50				
18					51				
19					52				
20					53				
21					54				
22					55				
23					56				
24					57				
25					58				
26					59				
27					60				
28					61				
29					62				
30					63				
31									
32						基礎値 [a]	計数率 R_{tot}	感度 S_{tot} [b]	$(b-a)/a$ (%)
33					システム感度				

管理者確認 _____

点検項目 均一性
点検実施日 年 月 日
点検実施者
PET 装置名

使用線源	円柱ファントム
使用核種	^{18}F
収集開始時放射能	MBq
収集時間	分
全計数率	kcps
収集開始時計数損失	%
収集開始時 % random	%
収集モード	2D/3D
画像再構成法・条件	

横 断 面	スライス	% NU_i		スライス	% NU_i	
		+	−		+	−
	1			33		
	2			34		
	3			35		
	4			36		
	5			37		
	6			38		
	7			39		
	8			40		
冠 状 面 像	9			41		
	10			42		
	11			43		
	12			44		
	13			45		
	14			46		
	15			47		
	16			48		
	17			49		
	18			50		
矢 状 面 像	19			51		
	20			52		
	21			53		
	22			54		
	23			55		
	24			56		
	25			57		
	26			58		
	27			59		
	28			60		
	29			61		
	30			62		
	31			63		
	32			% NU_{sys}		
管理者確認						

FDG-PET 検査における撮像技術に関するガイドライン（庄司，他）

PET 装置定期性能点検結果（例）

点検項目 計数損失および偶発同時計数補正の精度

点検実施日 年 月 日

点検実施者

PET 装置名

使用線源 円柱ファントム

ファントム容量 [V] ml

使用核種 ^{18}F

収集開始時放射能 MBq

収集モード 2D/3D

画像再構成法・条件

フレーム 1

スライス	Δr	スライス	Δr	スライス	Δr	スライス	Δr
1		17		33		49	
2		18		34		50	
3		19		35		51	
4		20		36		52	
5		21		37		53	
6		22		38		54	
7		23		39		55	
8		24		40		56	
9		25		41		57	
10		26		42		58	
11		27		43		59	
12		28		44		60	
13		29		45		61	
14		30		46		62	
15		31		47		63	
16		32		48			

収集開始時間 収集時間 分

フレーム 2

スライス	Δr	スライス	Δr	スライス	Δr	スライス	Δr
1		17		33		49	
2		18		34		50	
3		19		35		51	
4		20		36		52	
5		21		37		53	
6		22		38		54	
7		23		39		55	
8		24		40		56	
9		25		41		57	
10		26		42		58	
11		27		43		59	
12		28		44		60	
13		29		45		61	
14		30		46		62	
15		31		47		63	
16		32		48			

収集開始時間 収集時間 分

PET 装置定期性能点検結果 (例)

点検項目 計数損失および偶発同時計数補正の精度

フレーム	a_{ave} (kBq/ml)	最小 Δr	平均 Δr	最大 Δr
1				
2				
3				
4				
5				
6				
7				
8				
9				
10				
11				
12				
13				
14				
15				
16				
17				
18				
19				
20				
21				
22				
23				
24				
25				
26				
27				
28				
29				
30				

管理者確認 _____

付 録 D

周辺機器の性能点検法

ここでは、FDG-PET 検査に用いるドーズキャリブレーションとウェルカウンタの性能管理のための主な点検項目およびその点検法の例を記述する。より詳細な項目とその点検方法については、本付録の参考文献を参照するとよい。またここでいう基礎値とは、装置設置後や大規模な修理後に最初に収集された値であり、設定基準とは測定結果の許容される変動幅である。

a. ドーズキャリブレーション

バックグラウンド 装置設定を測定する線源に合わせた後、線源を入れない状態での値を測定する。明らかに高い場合は、装置汚染の有無や近くに放射能が無いかを確認した後、必要に応じて調整を行う。測定は検査日ごとに行う。

精度および不変性 装置設定を測定する線源に合わせた後、校正されている長半減期の標準線源 (^{137}Cs または $^{68}\text{Ge}/^{68}\text{Ga}$, 1.85 MBq 以上) を測定する。さらに、装置の測定条件を ^{18}F 用に設定し同様に確認する。測定日に時間減衰補正された標準線源の値と比較し、その差が装置仕

様以内であることを確認する。測定は検査日ごとに行う。ただし、装置を陽電子放出核種以外の核種の測定にも利用する場合、確度については、エネルギーの異なる2種類以上の校正された線源を測定すること。この場合、確度の測定は修理・調整後または年1回以上で可能であれば年4回。

直線性 検査で使用する以上の強度の ^{18}F または ^{11}C を適当な時間間隔で 1 MBq 程度に時間減衰するまで追って測定する。片対数グラフの縦軸の対数目盛を MBq、横軸を経過時間とし測定値をプロットする。各測定値と最も一致する直線を決定し、各測定時間における測定値と直線での値との差を求め、その差が装置仕様以内であることを確認する。測定は修理・調整後または年1回以上で可能であれば年4回。

b. ウェルカウンタ

バックグラウンド 検査で使用する装置設定にてウェル内に線源を入れない状態で測定を行う。測定は検査日ごとまたは装置修理・調整および標準線源交換後に行う。装置エネルギーウィンドウその他の調整および標準線源を交換した直後に測定した値を基礎値とする。測定値が基礎値よりも明らかに高い場合は、装置汚染の有無や近くに放射能が無いかわかる。

不変性 検査で使用する装置設定にて長半減期の陽電子放出核種線源を検査日ごとに測定する。装置エネルギーウィンドウその他の調整または標準線源を交換した直後に測定した値を基礎値とし、測定日に時間減衰補正された基礎値に対する設定基準（例：ランダム計数誤差の標準偏差の2倍）を測定値が続けて2回以上超えるときは、エネルギーウィンドウ調整などの調整を行う。ただし、計測カウントは10,000カウント以上とする。

エネルギーウィンドウ調整 この調整の目的は、装置により測定する放射性核種の光子エネルギーと装置のエネルギーウィンドウとの関係を合わせることにある。ゆえに、ここで扱う装置は波高分析装置を有しエネルギーウィンドウを設定できるものである。装置取扱説明書に従いエネルギーウィンドウが消滅光子対によるスペクトルピークに一致するように調節する。調整の頻度は不変性試験で設定基準を超えた場合または年2回。

精度 標準線源にて10,000カウント以上の計測を10回行い各計数 N_i から平均の計数 N_{ave} を求める。以下の式から χ^2 を求める。

$$\chi^2 = \frac{\sum_{i=1}^n (N_i - N_{\text{ave}})^2}{N_{\text{ave}}}$$

得られた χ^2 の値が $3.3 \leq \chi^2 \leq 16.9$ の範囲にあることを確認する。測定の頻度は不変性試験で設定基準を超えた場合または年2回。

参考文献

- 1) U.S. Nuclear Regulatory Commission. Model procedures for calibration dose calibrator. Guide for the preparation of application for medical programs. Washington, DC : U.S. Government Printing Office ; Regulatory Guide 10.8, Appendix C, 1987. <http://www.nrc.gov/>
- 2) International Electrotechnical Commission : Nuclear medicine instrumentation—Routine tests—Part 1 : Radiation counting systems. IEC technical report 61948-1, IEC, Geneva, 2001
- 3) Nuclear Medicine Section Division of Life Sciences International Atomic Energy Agency : Quality control of nuclear medicine instruments 1991 IAEA-TECDOC-602, IAEA, Vienna, 1991. <http://www.iaea.or.at/>

ドーズキャリブレーション性能点検結果 (例)

点検項目 確度および不変性
装置名 ○-○○

線源型名 ○-○○

核 種 ^{137}Cs

検定時放射能 3.70 MBq

検 定 日 2006年1月10日

測定日	BG	測定値	線源放射能	上限*	測定値-BG	下限*	測定値 [^{18}F 設定]	測定者名	備考
06/04/03			3.68	3.86		3.50			
06/04/04			3.68	3.86		3.50			
06/04/05			3.68	3.86		3.50			
06/04/06			3.68	3.86		3.50			
06/04/07			3.68	3.86		3.50			
06/04/10			3.68	3.86		3.50			
06/04/11			3.68	3.86		3.50			
06/04/12			3.68	3.86		3.50			
06/04/13			3.68	3.86		3.50			
06/04/14			3.68	3.86		3.50			
06/04/17			3.68	3.86		3.50			
06/04/18			3.68	3.86		3.50			
06/04/19			3.68	3.86		3.50			
06/04/20			3.68	3.86		3.50			
06/04/21			3.68	3.86		3.50			
06/04/24			3.68	3.86		3.50			
06/04/25			3.68	3.86		3.50			
06/04/26			3.68	3.86		3.50			
06/04/27			3.68	3.86		3.50			
06/04/28			3.67	3.85		3.49			
06/05/01			3.67	3.85		3.49			
06/05/02			3.67	3.85		3.49			
06/05/03			3.67	3.85		3.49			
06/05/04			3.67	3.85		3.49			
06/05/05			3.67	3.85		3.49			
06/05/08			3.67	3.85		3.49			
06/05/09			3.67	3.85		3.49			
06/05/10			3.67	3.85		3.49			
06/05/11			3.67	3.85		3.49			
06/05/12			3.67	3.85		3.49			
06/05/15			3.67	3.85		3.49			
06/05/16			3.67	3.85		3.49			
06/05/17			3.67	3.85		3.49			
06/05/18			3.67	3.85		3.49			
06/05/19			3.67	3.85		3.49			
06/05/22			3.67	3.85		3.49			
06/05/23			3.67	3.85		3.49			
05/24/06			3.67	3.85		3.49			
05/25/06			3.67	3.85		3.49			

* 設定基準は線源放射能 $\pm 5\%$ とした。

管理者確認 _____

FDG-PET 検査における撮像技術に関するガイドライン（庄司，他）

ドーズキャリブレーション定期性能点検結果（例）

点検項目 直線性

装置名 _____

点検実施日 _____ 年 _____ 月 _____ 日

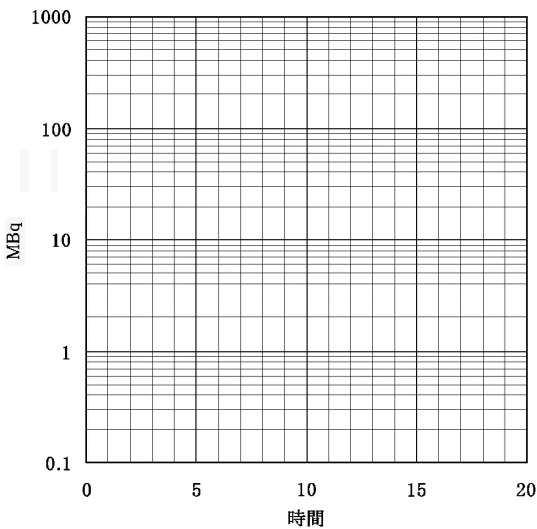
点検実施者 _____

線源容器 _____

核 種 ^{18}F

測定開始放射能 _____ MBq

測定開始時間 _____



測定時間	経過時間 (hr)	測定値 [a] (MBq)	フィット値 [b] (MBq)	$(a-b)/b$
: :				
: :				
: :				
: :				
: :				
: :				
: :				
: :				
: :				
: :				
: :				
: :				
: :				
: :				
: :				
: :				
: :				
: :				
: :				

管理者確認 _____

ウェルカウンタ性能点検結果 (例)

点検項目	不変性
装置名	○-○○
線源型名	○-○○
核種	²² Na
検定時放射能	3.70 kBq
検定日	2006年1月10日
基礎値	30,000 counts (平均値)
測定日	2006年3月31日
測定時間	1分
基礎値測定時 BG	counts (平均値)

BG (cpm)	基礎値 (cpm)	上限* (cpm)	計数 (cpm)	下限* (cpm)	測定者名	備考
	29935	30281		29589		
	29913	30259		29567		
	29891	30237		29545		
	29869	30215		29524		
	29848	30193		29502		
	29782	30128		29437		
	29761	30106		29416		
	29739	30084		29394		
	29717	30062		29373		
	29696	30040		29351		
	29631	29975		29287		
	29610	29954		29265		
	29588	29932		29244		
	29566	29910		29223		
	29545	29889		29201		
	29480	29824		29137		
	29459	29802		29116		
	29438	29781		29094		
	29416	29759		29073		
	29395	29738		29052		
	29331	29673		28988		
	29309	29652		28967		
	29288	29630		28946		
	29267	29609		28925		
	29245	29587		28903		
	29182	29523		28840		
	29160	29502		28819		
	29139	29481		28798		
	29118	29459		28777		
	29097	29438		28756		
	29033	29374		28692		
	29012	29353		28672		
	28991	29332		28651		
	28970	29310		28630		
	28949	29289		28609		
	28886	29226		28546		
	28865	29205		28525		
	28844	29183		28504		
	28823	29162		28483		

*設定基準は $\pm 2\sqrt{\text{基準値}/\text{測定時間}}$ とした。

管理者確認 _____

FDG-PET 検査における撮像技術に関するガイドライン（庄司，他）

ウェルカウンタ定期性能点検結果（例）

点検項目 精 度
 装 置 名 _____ 〇-〇〇
 点検実施日 _____ 年 月 日
 点検実施者 _____
 線 源 型 名 _____ 〇-〇〇
 核 種 _____ ^{22}Na
 検定時放射能 _____ kBq
 検 定 日 _____ 年 月 日
 計 測 時 間 _____ 分

i	BG	計数 N_i	$(N_i - N_{\text{ave}})^2$
1			
2			
3			
4			
5			
6			
7			
8			
9			
10			
計			

平均計数 N_{ave} _____

平均計数 BG _____

合計 $(N_i - N_{\text{ave}})^2$ _____

χ^2 _____

設定基準 $3.3 \leq \chi^2 \leq 16.9$

管理者確認 _____