

^{18}F -FDG を用いた全身 PET 撮像のためのファントム試験手順書 第 4 版

日本核医学会・PET 核医学委員会

2023/8/28 版

目 次

1	目的	2
2	使用機器	2
2.1	PET(PET/CT) 装置	2
2.2	放射能測定装置 (ドーズキャリブレーター)	2
2.3	使用ファントム	3
3	撮像プロトコール	3
3.1	バックグラウンド領域の放射能濃度	4
3.2	ファントム封入核種と放射エネルギー	5
3.3	ファントムの作成	5
3.4	ファントムの配置	5
3.5	減弱補正データの撮像 (トランスミッション収集、X 線 CT 撮影)	6
3.6	エミッション撮像	6
3.7	ファントム画像の作成	6
4	提出項目	6
4.1	画像	6
4.2	PET 撮像情報	6
5	評価方法	6
5.1	DICOM header 情報確認	7
5.2	PET 画像の評価	7
5.2.1	NEMA body ファントムの視覚的評価	7
5.2.2	物理的評価のための関心領域の設定	7
5.2.3	バックグラウンド領域の変動係数	7
5.2.4	各サイズの陽性像における SUV	9
5.2.5	均一性	9
6	評価基準	10
6.1	視覚的評価	10
6.2	物理的評価	10
7	その他の留意事項	11
7.1	散乱ファントム	11
7.2	全身撮像における多段階寝台移動収集のオーバーラップ	11
7.3	寝台連続移動収集を備えた機種	11
7.4	ファントム試験で得られた PET 画像に対する ROI 設定	11
7.5	時刻合わせ	11
7.5.1	基準時刻	12
7.5.2	実施頻度	12
7.5.3	精度	12
7.6	放射能測定装置 (ドーズキャリブレーター)	12
7.6.1	測定前の準備	12

7.6.2	測定値の変動	12
7.6.3	測定対象の幾何学的な位置	12
7.7	評価対象とする再構成画像	12

目次

1	NEMA body ファントムの外観	3
2	NEMA body ファントム上蓋部の断面 (A) 及び球体の配置 (B)	4
3	NEMA body ファントムを用いたファントム試験のスケジュール例	4
4	NEMA body ファントムの画像	8
5	バックグラウンド領域に設定する円形 ROI の設定位置	8
6	バックグラウンド領域の変動係数、及び均一性を測定するための円形 ROI の設定スライス	9
7	各サイズの陽性像における SUV 測定のための円形 ROI の設定位置	9
8	SUVmax の基準範囲	10
9	各スライスにおける SUVmean の変動	11

表目次

1	NEMA body ファントムの諸元	3
2	撮像情報の記入項目	7
3	各サイズの陽性像における SUVmax の基準	10

1. 目的

一般社団法人日本核医学会 (以下、日本核医学会) では、 ^{18}F -FDG を用いた全身 PET 撮像を想定したファントム撮像を行い、一定以上の品質を持った撮像画像を提出できる施設を認定するための認証プログラムを策定している。その一環として、日本核医学会が定めたファントムを使用したファントム試験を実施することにより、撮像画像の品質を確認する。尚、本ファントム試験は散乱ファントムを用いずに 1 ベッドポジションで PET 撮像する (§7)。撮像された画像データは疑似臨床研究データとして DICOM 形式で作成し、付随するデータと合わせて提出する。

標準体型の被験者を想定して撮像されたファントム画像データに対して、以下の評価を行う。

(1) PET 画像の DICOM header 情報の確認

被験者に対する撮像と同様に、種々のデータを PET 撮像機器に入力した上で、入力・設定された情報が正しく DICOM header に書き込まれ、提出された画像に反映されていることを確認する。

被験者情報、撮像情報、及び画像再構成情報について、DICOM header 情報を確認する。

(2) PET 画像の画質確認

PET(PET/CT) 装置で撮像された PET 画像の画質と定量性を評価する。

視覚的評価 (アーチファクトの有無) と、物理的評価 (バックグラウンド領域の変動係数、各サイズの陽性像における SUV、及び均一性) を行い、総合的な画質確認を行う。

2. 使用機器

2.1. PET(PET/CT) 装置

認証プログラムが対象とする PET(PET/CT) 装置を使用する。同一施設に同一機種が複数台設備されていても、装置ごとにファントム試験を実施する。

2.2. 放射能測定装置 (ドーズキャリブレーター)

認証プログラムが対象とする放射能測定装置 (ドーズキャリブレーター) を使用する。同一施設に同一機種が複数台設備されていても、装置ごとに試験を実施する。

2.3. 使用ファントム

認証プログラムにおいては、全身PET撮像評価用に適したファントムであるNEMA bodyファントム (Fig. 1) [1] を用いる。NEMA bodyファントムの諸元を Table 1 に示す。

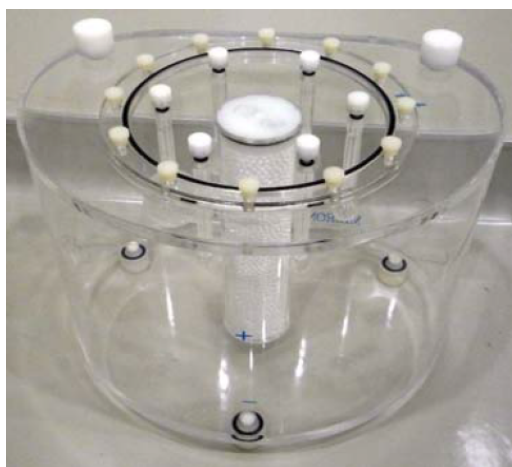


Figure 1: NEMA body ファントムの外観

Table 1: NEMA body ファントムの諸元

項目	寸法
外容器の長さ	180 mm
外容器の容積	9,727 mL(※設計上の仕様) ¹⁾
上蓋から球体中心までの距離	70 ± 10 mm
球体の配置	直径 114.4 mm の距離に 6 個 (60 度ごと)
球体の直径	10, 13, 17, 22, 28, 37 mm
肺を模擬した円柱の外形	50 ± 2 mm
肺を模擬した円柱内の密度	0.30 ± 0.10 g/cm ³

NEMA body ファントムは、非円形の外容器の内部に腫瘍を模擬した 6 個の球体を格納しており、外容器と球体に異なる放射能濃度の ¹⁸F を含む溶液を満たすことで、模擬腫瘍が描出される構造となっている (Table 1, Fig. 2)。

3. 撮像プロトコール

PET 撮像施設認証は再構成条件も含めた撮像全体に対して行われることから、ファントムの撮像は、実際の臨床研究もしくは日本核医学会が定めた標準的プロトコールに基づいた条件 (以下、撮像プロトコール) で実施する必要がある。また、後述の評価を行った結果、撮像プロトコールの再検討が必要と判断されたならば、再度「がん FDG-PET/CT 撮像法ガイドライン第 2 版」[2] に準拠して撮像全体の条件を見直し、その見直した条件で画像を作成して提出を行う。

NEMA body ファントムに封入する放射能は、撮像プロトコールを基に決定されるが、本手順書では「FDG PET, PET/CT 診療ガイドライン」[3] の平均的な投与量、及び ¹⁸F-FDG を用いた全身 PET 撮像のための標準的プロトコールや「FDG-PET がん検診ガイドライン」[4] に記載されている標準的な投与量 (3.7 MBq/kg) と待機時間を想定して記述する。

ファントム試験に必要なとする時間は、ファントム作成に要する 90 分程度に、減弱補正用データの撮像時間と 30 分間のエミッション撮像時間を加えた時間である (Fig. 3)。

¹⁾9,727 mL は設計上の容積の一例であり、ファントムによって個体差があるため注意する。

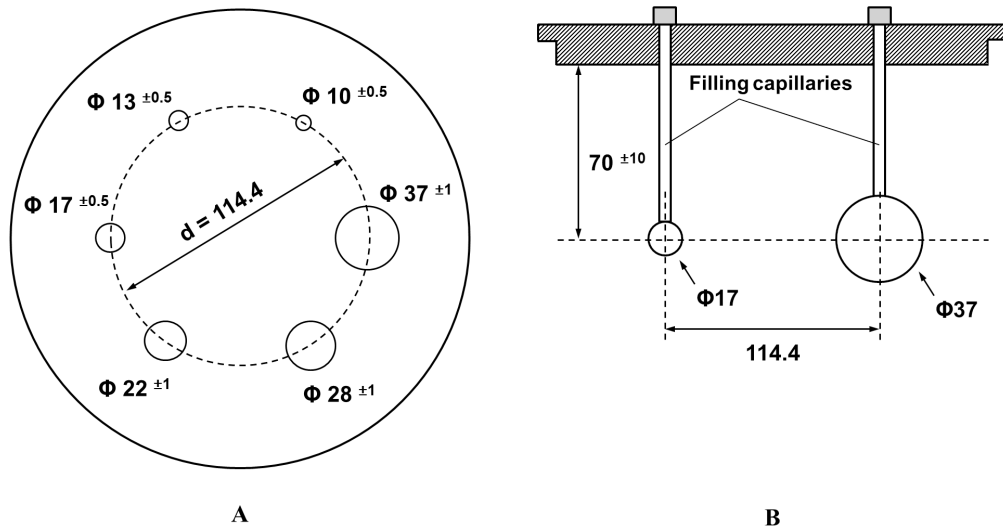


Figure 2: NEMA body ファントム上蓋部の断面 (A) 及び球体の配置 (B)

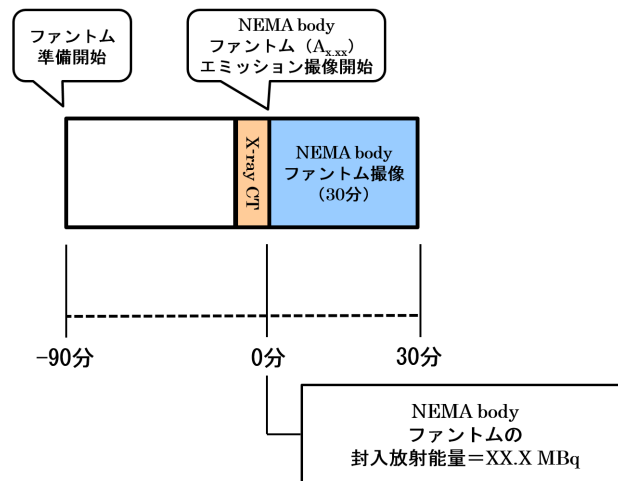


Figure 3: NEMA body ファントムを用いたファントム試験のスケジュール例

3.1. バックグラウンド領域の放射能濃度

本ファントム試験における NEMA body ファントムのバックグラウンド領域の放射能濃度 [kBq/mL] は、撮像プロトコルに基づいて算出する。

例えば、撮像プロトコルで、被験者に体重当たり 3.7 MBq/kg の ^{18}F -FDG 投与して 60 分後から撮像開始と定めている場合は、本ファントム試験のファントム撮像開始時刻におけるバックグラウンド領域の放射能濃度 (A_x) は身体の比重を 1.0 g/mL と仮定すると Eqn. 1 となる。

$$A_x = 3.7 \times \exp\left(\frac{-60}{109.8} \times \ln(2)\right) \times S = 2.53 \text{ [kBq/mL]} \quad (1)$$

ここで、 $\ln(2)$ は e を底とする 2 の対数、 S は身体比重 (1 kg/L) である。身体の比重を 1.0 g/mL と仮定しているため、1 kBq/mL と 1 MBq/kg は一致する。

他方、370 MBq 一定量の ^{18}F -FDG を投与して 60 分後から撮像開始と定めている撮像プロトコルの場合は、日本人の標準的な体格である体重 60 kg を用いて Eqn. 2 とする。

$$A_x = \frac{370}{60} \times \exp\left(\frac{-60}{109.8} \times \ln(2)\right) \times S = 4.22 \quad [\text{kBq/mL}] \quad (2)$$

尚、投与量の異なる撮像プロトコールがある場合は PET 撮像施設認証監査機関に問い合わせ、本ファントム試験におけるバックグラウンド領域の放射能濃度を決定する。

3.2. ファントム封入核種と放射能量

ファントムに封入する放射性同位元素は ^{18}F とし、ファントム試験に必要な放射能量 (A_0) は撮像プロトコールから算出した放射能濃度を用いて Eqn. 3 で算出する。

$$A_0 = A_x \times 10^{-3} \times V_{BG} \times \exp\left(\frac{T_m}{109.8} \times \ln(2)\right) \quad [\text{MBq}] \quad (3)$$

ここで、 V_{BG} は NEMA body ファントムのバックグラウンド領域の全容積 [mL]、 T_m はファントム作成からエミッション撮像開始までに要する時間 [min] である。

例えば、バックグラウンド領域の放射能濃度が 2.53 kBq/mL、NEMA body ファントムのバックグラウンド領域の全容積 (V_{BG}) が 10,015 mL²⁾、ファントム作成に要する時間 (T_m) が 90 分の場合、NEMA body ファントム作成開始時刻におけるファントム試験に必要な放射能量 (A_0) は Eqn. 4 となる。

$$A_0 = 2.53 \times 10^{-3} \times 10015 \times \exp\left(\frac{90}{109.8} \times \ln(2)\right) = 44.8 \quad [\text{MBq}] \quad (4)$$

ここで、バックグラウンド領域の放射能濃度 (2.53 kBq/mL) は、 ^{18}F -FDG を用いた全身 PET 撮像のための標準的プロトコールや「FDG-PET がん検診ガイドライン」[4] で示される標準的な投与量 (3.7 MBq/kg) を投与し、1 時間後から PET 撮像した軟部組織の放射能濃度の例である。

尚、ファントム作成時の放射能量が上記の放射能量と異なる場合でも、エミッション撮像開始時の放射能量が 25.4 MBq となるように時刻を調整することでファントム試験を行うことが可能である。

3.3. ファントムの作成

10, 13, 17, 22, 28, 37 mm 径の各球体とバックグラウンド領域の放射能濃度比を 4 倍とするために、まず NEMA body ファントムの外容器に全容積の 4 分の 1 (上記の例では 2,504 mL) の水を注入する。ここで使用する水は、不純物及び気泡を含まない方が望ましいことから、蒸留水もしくは精製水を使用する。引き続き、 ^{18}F 溶液 (上記の例では 44.8 MBq) を外容器に注入し、十分な攪拌を行う。このとき、注入に用いたシリンジは、速やかに残留放射能量の測定を行って、注入した正味放射能量の計算を行う。放射能量の測定は秒単位で測定時刻を記録して、各測定時刻からの経過時間による減衰を考慮する [5]。

次に球体に封入するための ^{18}F 溶液を外容器から 50 mL 程度抽出し、これを各球体に封入する。余った ^{18}F 溶液は外容器に戻す。

最後に可能な限り空気が入らないように注意しながら水を充填する (上記の例では 10,015 mL)。

ファントム作成する以上の手順は、水の体積を希釈して放射能濃度を制御している。従って、バックグラウンド領域に封入する水の全容積測定は正確に行う必要がある。

3.4. ファントムの配置

NEMA body ファントムを PET (PET/CT) 装置の寝台上に配置する。水準器を用いて、NEMA body ファントムが水平かつ全ての球体の中心が体軸方向視野の中央にくるように慎重に配置する。X 線 CT 撮影の実施が可能な場合はエミッション撮像前に CT 撮影を行い、球体の中心位置にずれが認められる場合には位置修正を行う。

尚、クロススライスとダイレクトスライスには感度差があるが、ファントムの配置においては実際の被験者撮像の状況を鑑みてこれを考慮しない。代わりに、NEMA body ファントムの球体の中心が体軸方向視野の中央にくるように配置する。

²⁾10,015 mL は実測されたファントムのバックグラウンド領域における容積の一例であり、ファントムによって個体差があるため注意する。

3.5. 減弱補正データの撮像 (トランスミッション収集、X 線 CT 撮影)

外部線源を用いて減弱補正データの撮像を行う PET 専用機に関しては、トランスミッション収集を行う。また X 線 CT を用いて減弱補正データの撮影を行う PET/CT 装置に関しては、減弱補正用の X 線 CT 撮影を行う。

エミッション撮像の前後どちらで減弱補正用のデータを撮像するかは、撮像プロトコールに従って決定する。

3.6. エミッション撮像

エミッション撮像の開始時刻は、NEMA body ファントムにおけるバックグラウンド領域の放射能濃度が撮像プロトコールから算出された濃度 (上記の例では 2.53 kBq/mL) の $\pm 5\%$ となる時刻から開始し、30 分間のエミッション撮像を行う。

収集方法は、原則 3 次元収集とし、リストモード収集にて行う (§4.1)。リストモード収集を行う目的は、任意の撮像時間での画像を作成するためであり、リストモード収集が不可能な装置の場合には、ダイナミック収集で代替可能である。

尚、いずれの収集も不可能な場合は学会事務局 (pet-qa@jsnm.org) に問い合わせる。

3.7. ファントム画像の作成

PET 画像は撮像プロトコールに従った収集時間、及び収集時間 30 分のデータを作成する。PET 画像の画像再構成法や各種処理条件は撮像プロトコールに従うが、次項に示す評価基準 (§6) を満たす条件とする。

このとき、point spread function (PSF) 技術を組み込んだ逐次近似法 (反復画像再構成法) の使用を妨げないが、この方法はアーチファクトの出現によって定量性が損なわれる可能性があり [6-8]、SUV の評価、及び腫瘍と正常組織の集積比による診断補助を想定した均一性の評価に対して不適切な PET 画像になる可能性があることに注意する [9-11]。評価基準を満たさない条件であった場合は、「がん FDG-PET/CT 撮像法ガイドライン第 2 版」[2] に示された第一試験と第二試験を行うことで、評価基準を満たす条件が決定できると期待される。

また、物理的評価基準 (§6.2) の (1) を評価するために撮像プロトコールに従った収集時間においては、収集開始時刻 ± 0 分、収集開始時刻 +1 分、収集開始時刻 +2 分の計 3 セットを画像再構成する。PET 画像は統計変動 (ゆらぎ) の影響を受けることから、撮像プロトコールに従った収集時間の PET 画像を基準時刻の異なる 3 つの画像で評価する。

4. 提出項目

4.1. 画像

収集したデータから、撮像プロトコールに従って画像再構成を行い、PET 画像とトランスミッション画像 (PET/CT 装置の場合には X 線 CT 画像) を提出する。提出する PET 画像の単位は [Bq/mL] または [Bq/cc] とする。

PET 画像は、撮像プロトコールに従った収集時間 (収集開始時刻の異なる 3 つの PET 画像 (§3.7))、及び収集時間 30 分の合計 4 種類のデータをそれぞれ画像再構成し、提出する。尚、撮像プロトコールに従った収集時間の PET 画像は、収集データから切り出して画像再構成する。

4.2. PET 撮像情報

本ファントム試験は、実際の被験者撮像を想定して実施する。撮像情報を PET (PET/CT) 装置に入力して撮像を行う。装置入力、及び付随データへの記入内容を Table 2 に示す。

5. 評価方法

評価対象は、DICOM 形式で提出されたファントム画像データ、及び付随する各種データとする。

提出されたデータに不備があれば担当者に問い合わせを行い、必要であれば再提出を指示する³⁾。

³⁾画像データに関しては、施設において提出できる方法で提出された DICOM 形式のデータであればよいが、PACS を介して出力された場合など、画像評価に不適切である場合や、提出される画像データとして不適切な状態であると判断される場合には再提出を指示する。

Table 2: 撮像情報の記入項目

i	被験者名	WholeBody_FDG
ii	被験者 ID	JSNM20230401 (施設略称 + ファントム試験実施日)
iii	検査目的	施設認証試験_全身腫瘍または FDG_ShisetsuNinsyo†
iv	被験者身長	18.0 cm または 18 cm*
v	被験者体重	9.8 kg または 10 kg*
vi	放射性医薬品	fluorodeoxyglucose
vii	放射性核種の半減期	6588 sec または 109.8 min
viii	陽電子放出核種の放出割合	0.967 (Branching Fraction)
ix	投与放射エネルギー	(封入放射エネルギー)
x	投与時刻	(放射能測定時刻)
xi	撮像時間	(PET 収集開始時刻)
xii	撮像プロトコル名	WholeBody_NEMAphantom
xiii	画像再構成条件	(撮像プロトコルに基づいた再構成条件)
xiv	画素サイズ	(pixel size)
xv	各種補正	(撮像プロトコルに基づいた再構成条件)

† ... PET 装置のシステムによって、入力できないあるいは入力しきれない項目は、適宜省略を行う。

* ... 実数入力できない装置は四捨五入した数値とする。

5.1. DICOM header 情報確認

入力された情報が適切に DICOM header 情報に反映されているかを確認する。メーカーによって確認できる内容とできないものが存在することに留意し、header 情報で確認できない場合は代替手段で確認してもよい。

5.2. PET 画像の評価

^{18}F -FDG を用いた全身 PET 撮像を模擬した画像に対する視覚的、及び物理的評価を行う。PET 画像の評価は、エミッション撮像 (§3.6) で収集されたデータから画像再構成した 4 種類の PET 画像に対して行う (§4.1)。

5.2.1. NEMA body ファントムの視覚的評価

収集時間 30 分 (§4.1) の PET 画像について、横断面、矢状断面、及び冠状断面の 3 断面に不均一やアーチファクトがないかを評価する (Fig. 4)。

5.2.2. 物理的評価のための関心領域の設定

次項に示すバックグラウンド領域の変動係数 (§5.2.3) の物理的評価は、撮像プロトコルに従った収集時間 (§4.1) の PET 画像について行う。また、各サイズの陽性像における SUV (§5.2.4)、及び均一性 (§5.2.5) の物理的評価は、収集時間 30 分の PET 画像について行う (§3.7)。

尚、各サイズの陽性像における SUV の物理的評価は、各サイズの球体がもっとも明瞭に描出されているスライスに関心領域 (ROI) を設定する。バックグラウンド領域の変動係数と均一性の物理的評価は、各サイズの球体がもっとも明瞭に描出されているスライスから ± 1 cm と ± 2 cm 程度の距離のスライス (計 5 スライス) にも ROI を設定する。

5.2.3. バックグラウンド領域の変動係数

撮像プロトコルに従った収集時間 (§4.1) の PET 画像を用いる。各サイズの球体がもっとも明瞭に描出されているスライスのバックグラウンド領域に Fig. 5 を参考にして 37 mm 径の円形 ROI を 12 個設定する。また、同様の円形 ROI をそのスライスから、 ± 1 cm と ± 2 cm 程度離れたスライス (合計 5 スライス) にも設定する (Fig. 6)。各 ROI 内の計数から、Eqn. 5 を用いてバックグラウンド領域の変動係数 ($CV_{\text{background}}$) を算出する。

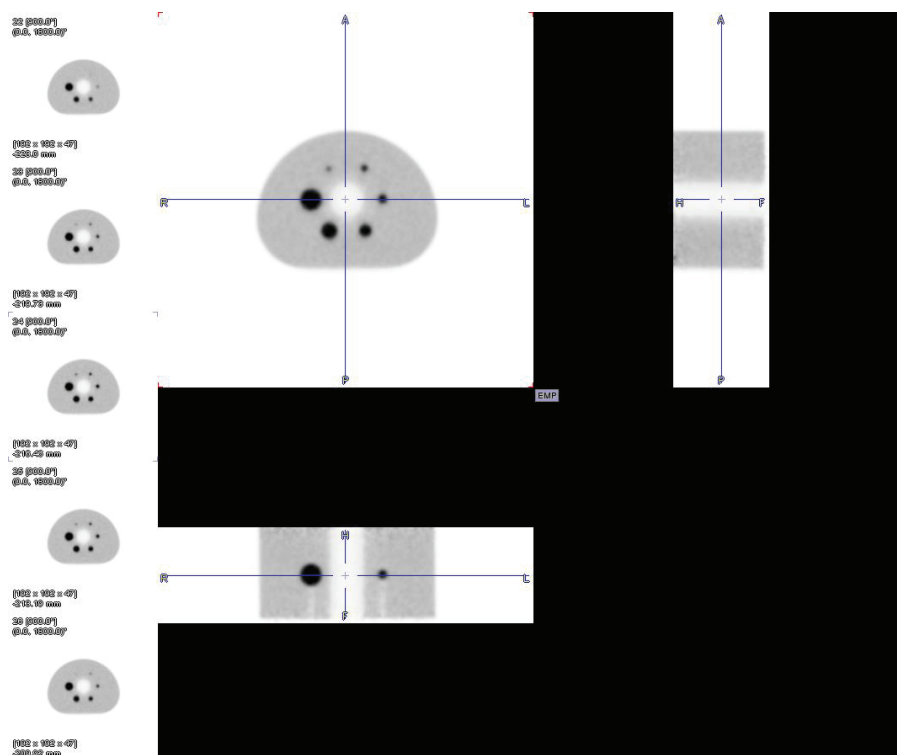


Figure 4: NEMA body ファントムの画像

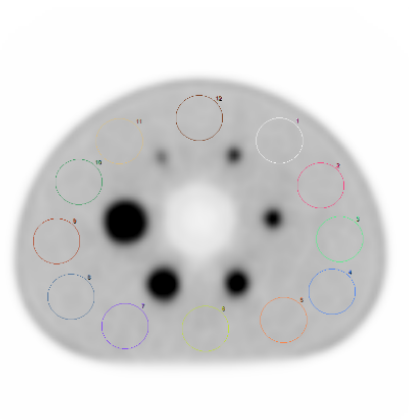


Figure 5: バックグラウンド領域に設定する円形 ROI の設定位置

$$CV_{\text{background}} = \text{mean of} \left[\frac{SD_{37\text{mm}}}{C_{B,37\text{mm}}} \times 100 \right] \quad [\%], \quad [n=60, \text{ respectively}] \quad (5)$$

ここで、 $C_{B,37\text{mm}}$ はバックグラウンド領域に設定した 37 mm 径の各 ROI 内の平均計数であり、 $SD_{37\text{mm}}$ は同じくバックグラウンド領域に設定した各 ROI 内の標準偏差である。各 ROI 内の $SD_{37\text{mm}}$ は、Eqn. 6 を用いて算出する。

$$SD_j = \sqrt{\frac{\sum_{k=1}^K (C_{B,j,k} - C_{B,j})^2}{(K - 1)}} \quad (6)$$

ここで、 j は 37mm であり、 K は各 ROI 内の画素数である。

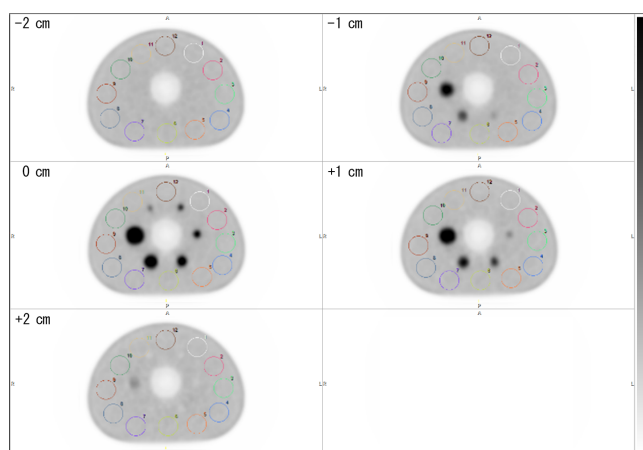


Figure 6: バックグラウンド領域の変動係数、及び均一性を測定するための円形 ROI の設定スライス

5.2.4. 各サイズの陽性像における SUV

収集時間 30 分 (§4.1) の PET 画像を用いる。前項 (§5.2.2) で決定した各サイズの球体がもっとも明瞭に描出されているスライスに対して、各球体と同じ大きさの円形 ROI を設定し (Fig. 7)、各円形 ROI 内の最大計数 (SUV_{max}) を算出する。

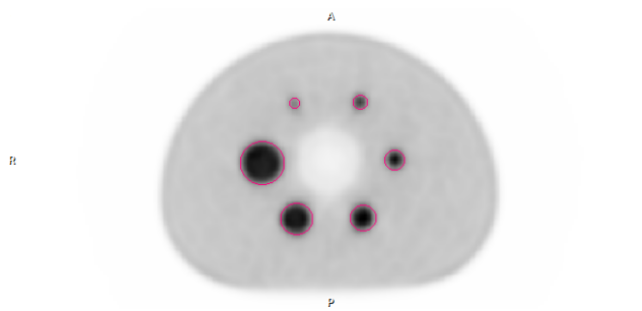


Figure 7: 各サイズの陽性像における SUV 測定のための円形 ROI の設定位置

5.2.5. 均一性

収集時間 30 分 (§4.1) の PET 画像を用いる。バックグラウンド領域の変動係数の評価 (§5.2.3) で用いたスライスに直径 37 mm 径の円形 ROI を時計回りに 12 個設定する (Fig. 5)。また、そのスライスから ±1 cm と ±2 cm 程度離れたスライス (合計 5 スライス) にも同様の円形 ROI をそれぞれ 12 個設定する (Fig. 6)。

全ての円形 ROI 内の平均計数 (SUV_{mean}) から、Eqn. 7 を用いて SUV_{mean} の全平均値 (SUV_{TOT}) を求める。

$$SUV_{TOT} = \frac{\sum_{i=1}^n SUV_{mean,i}}{n} \quad (7)$$

ここで、 i は各円形 ROI、 n は各スライスに設定した 12 個の円形 ROI の総数 60 である。

各スライスに設定した円形 ROI (12 個) の SUV_{mean} を用いて、横軸を ROI 番号、縦軸を SUV_{TOT} に対する相対誤差としたグラフを作成する (Fig. 9)。 SUV_{TOT} に対する相対誤差は Eqn. 8 を用いて求める。

$$\Delta SUV_{mean} = \left(\frac{SUV_{mean}}{SUV_{TOT}} - 1 \right) \quad (8)$$

また、相対誤差の標準偏差 ($SD_{\Delta SUV_{mean}}$) を Eqn. 9 にて求める。

$$SD_{\Delta SUV_{mean}} = \sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (\Delta SUV_{mean,i})^2} \quad (9)$$

ここで、 $\Delta SUV_{mean,i}$ は各円形 ROI の相対誤差である。

6. 評価基準

本ファントム試験手順書における評価基準は、特定非営利活動法人日本核医学技術学会と本学会で構成される PET 撮像法標準化ワーキンググループが策定した「がん FDG-PET/CT 撮像法ガイドライン第 2 版」[2]、及び本学会平成 30・31 年度ワーキンググループ（がん FDG-PET における定量的指標の標準化に向けたファントム試験手順書および画像評価手法の確立）[12] を参考に定めたものである。

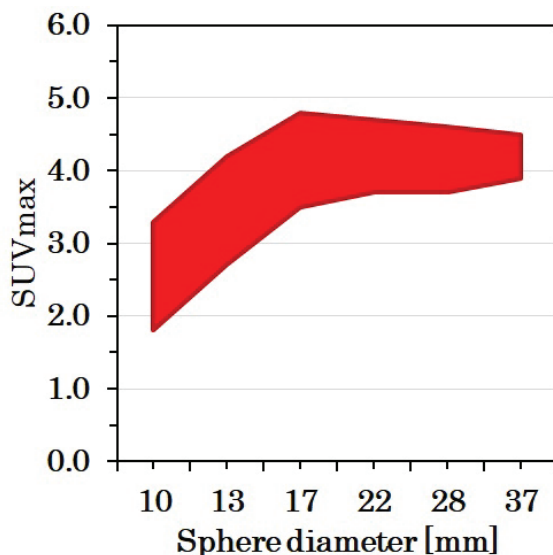
6.1. 視覚的評価

横断面、矢状断面、及び冠状断面の各画像について、視覚的に不均一やアーチファクトがないかを評価する。

6.2. 物理的評価

以下について評価する。ここで、以下に示す評価基準 (1) は、直径 10 mm の陽性像における SUV_{max} の再現性を間接的に確保する基準値 [13]、評価基準 (2) は、SUV を用いて診断や治療効果判定する基準値 [12]、評価基準 (3) は、腫瘍と対側正常組織の集積比を用いて診断補助するための基準値 [2] である。

- (1) バックグラウンド領域の変動係数 ($CV_{background}$) を評価する。撮像プロトコルに従った収集時間 (§4.1) における $CV_{background}$ を算出し、10%未満の値であることを目標とする。
- (2) 各サイズの陽性像における SUV (SUV_{max}) を評価する。収集時間 30 分の PET 画像を用いて各サイズの陽性像における SUV_{max} を算出し、基準の範囲内であることを目標とする (Fig. 8, Table 3)。



Sphere size [mm]	Upper limit	Lower limit
37	4.5	3.9
28	4.6	3.7
22	4.7	3.7
17	4.8	3.5
13	4.2	2.7
10	3.3	1.8

Table 3: 各サイズの陽性像における SUV_{max} の基準

Figure 8: SUV_{max} の基準範囲

- (3) 均一性 (ΔSUV_{mean}) を評価する。NEMA body ファントムの各スライスに設定した円形 ROI の相対誤差 (ΔSUV_{mean}) の標準偏差 ($SD_{\Delta SUV_{mean}}$) が 0.0250 以下であることを目標とする。ここで、 $SD_{\Delta SUV_{mean}}$ が 0.0250 以下であれば、 ΔSUV_{mean} の変動は $\pm 5\%$ 以内であることが期待できる。また、ROI 番号に対する相対誤差の変動から特定の傾向が見出されないことを確認する (Fig. 9)。

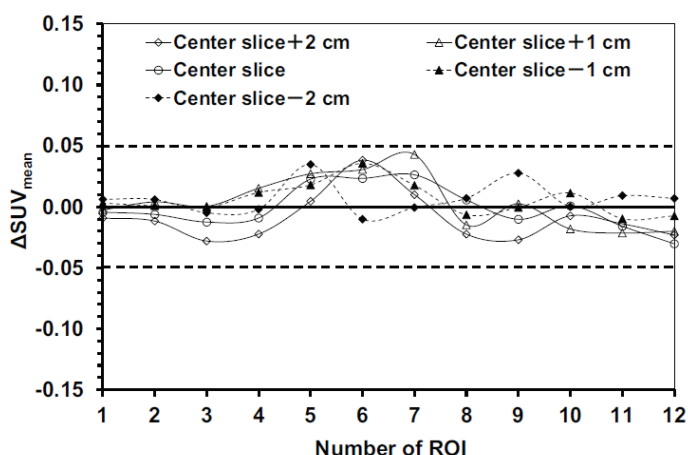


Figure 9: 各スライスにおける SUVmean の変動

7. その他の留意事項

7.1. 散乱ファントム

全身撮像を想定した場合には散乱ファントムを設置して視野外からの放射線の影響を考慮する方が望ましいが、視野外からの放射線の影響は PET 装置によって異なる [14]。本ファントム試験では、散乱ファントムの取り扱いに十分な注意を要すること、市販されている PET 装置の検討において散乱ファントムの有無で PET 画像に大きな差違を認めないこと [15]、及び散乱ファントム作成に必要な放射線量やファントム作成によって被ばく線量が増加することを考慮して散乱ファントムを用いないが、視野外からの放射線の影響は各機種で事前に確認することを推奨する。

7.2. 全身撮像における多段階寝台移動収集のオーバーラップ

一般的な全身 PET 撮像は多段階に寝台（またはガントリ）が移動して体軸方向視野よりも広い範囲を撮像するが、三次元収集で感度低下となる体軸方向視野の辺縁部の PET 画像であっても、オーバーラップの条件が適切であれば体軸方向視野の中央部と同程度の画質が期待できる [16]。したがってオーバーラップの条件が適切であるかは、各機種で事前に検討することを推奨する。

7.3. 寝台連続移動収集を備えた機種

速度可変型寝台連続移動にてエミッション撮像する機種、及びエミッション収集・トランスミッション収集の同時収集を行う機種は、「がん FDG-PET/CT 撮像法ガイドライン」[15] に準拠して、寝台連続移動収集でエミッション撮像した場合と同程度のプロンプト同時計数が得られる静止状態での撮像時間を評価対象の再構成画像とする。

7.4. ファントム試験で得られた PET 画像に対する ROI 設定

ファントム試験で得られた PET 画像を画像解析処理装置などで ROI 内の計数を求める際には、部分容積効果の影響に注意する。画像の拡大表示（もしくは画素数を増やす）処理を行わずに ROI 内の計数を求めた場合は、ROI の位置が 1 pixel ずれた場合でも部分容積効果の影響を受けて測定値が大きく変化する。したがって画素サイズが 1 mm 以下になるように画像を補間拡大し、その拡大画像の上で円形 ROI を設定することを推奨する（拡大表示処理は、各種補間によって評価値に影響を及ぼすことに注意する）。

7.5. 時刻合わせ

時刻合わせは始業点検として実施する。時刻が記録・装置に関係する使用機器は、ファントム試験の開始前にすべての時刻を基準時刻に合わせて正確な放射線量を測定する。

7.5.1. 基準時刻

時報によって確認できる標準時刻や、電波時計（標準電波を正常に受信し時刻が適切に調整されているもの）への同期が行われた基準時計を使用することが望ましいが、機器操作の関係上時刻合わせが容易でない機器があれば、その機器の時刻を基準時刻とすることで相対的な時刻合わせを行う。

7.5.2. 実施頻度

時刻合わせは適切な頻度で行われる必要がある。始業点検として実施するのであれば問題は少ないが、定期的の確認が必要がある。

7.5.3. 精度

検査で使用する核種によって時刻のずれによる影響は異なる。1 分のずれは ^{18}F を用いた検査では約 0.6% の不正確さにつながる。

本認証プログラムでは、時間減衰補正を十分正確に実施するために 1% の精度を目標に定める。秒単位が表示されない機器においても、60 秒以内の精度で時刻合わせを行う。

7.6. 放射能測定装置（ドーズキャリブレーター）

放射能測定装置は、測定位置の放射能を測定する装置である。装置の安定性・測定の正確性の観点から、運用上いくつか注意が必要である。

7.6.1. 測定前の準備

市販されている放射能測定装置は、加圧ガス式電離箱が大半であるため、電流値から放射能を決定する形式である。点検時を除き常時通電されていることが望ましいが、最低限測定を行う 60 分以上前には電源を入れて使用状態としておき、安定性を確保する必要がある。

また、印加電圧が正常範囲内であることを確認した上で、周辺に線源がないことを確認するためにバックグラウンド測定を複数回行う。

7.6.2. 測定値の変動

電離箱方式の装置は、電離電流から放射能を求めるため、動作環境に依存して測定値が変動することがある。そこで、放射能の測定では複数回の測定を実施する。本ファントム試験手順書では、ファントム封入前の放射能を複数回測定し、減衰以上の大きな変動がなければファントム封入放射能とする。

7.6.3. 測定対象の幾何学的な位置

表示される測定値は、線源を測定する位置に依存性がある。投与の残量などを計測する場合は、治具を用いて線源を封入するシリンジやバイアルの計測位置が上下方向の下部 1/3~1/4 付近に来るように留意する。

7.7. 評価対象とする再構成画像

評価対象とする PET 画像の画像再構成法や各種処理条件は撮像プロトコルに従う。撮像プロトコルにおいて、想定する視覚評価及び定量評価の対象となる画像を作成する画像再構成法や各種処理条件がそれぞれ異なる場合、評価基準 (86) に照らす対象画像及び評価値は、当該プロトコルでの評価対象とする画像を想定した評価を行う。

以上

参考文献

- [1] National Electrical Manufacturers Association (2012): Performance Measurements of Positron Emission Tomographs. Rosslyn, VA 22209: National Electrical Manufacturers Association. §2.3
- [2] 福喜多博義, 織田圭一, 白石貴博, 他: がん FDG-PET/CT 撮像法ガイドライン 第 2 版. 核医学技術. 2013; 33(4): 377–420. §3, §3.7, §6, §6.2
- [3] PET 核医学委員会: 細野真, 佐賀恒夫, 伊藤健吾, 他: FDG PET, PET/CT 診療ガイドライン 2012. 核医学. 2012; 49(4): 391–401. §3
- [4] 日本核医学会・臨床 PET 推進会議: FDG-PET がん検診ガイドライン 2007. 核医学. 2007; 44(4): 1–28. §3, §3.2
- [5] Boellaard R: Standards for PET image acquisition and quantitative data analysis. J Nucl Med. 2009; 50(Suppl 1): 11S–20S. §3.3
- [6] Boellaard R: Need for standardization of ^{18}F -FDG PET/CT for treatment response assessments. J Nucl Med. 2011; 52(Suppl 2): 93S–100S. §3.7
- [7] Zeng GL: Gibbs artifact reduction by nonnegativity constraint. J Nucl Med Technol. 2011; 39(3): 213–219. §3.7
- [8] Snyder DL, Miller MI, Thomas LJ, et al: Noise and edge artifacts in maximum-likelihood reconstructions for emission tomography. IEEE Trans Med Imaging. 1987; 6(3): 228–238. §3.7
- [9] Boellaard R, Delgado-Bolton R, Oyen WJ, et al: FDG PET and PET/CT: EANM procedure guidelines for tumour PET imaging: version 2.0. Eur J Nucl Med Mol Imaging. 2015; 42(2): 328–354. §3.7
- [10] Lasnon C, Desmots C, Quak E, et al: Harmonizing SUVs in multicentre trials when using different generation PET systems: prospective validation in non-small cell lung cancer patients. Eur J Nucl Med Mol Imaging. 2013; 40(7): 985–996. §3.7
- [11] Scheuermann JS, Saffer JR, Karp JS, et al: Qualification of PET scanners for use in multicenter cancer clinical trials: the American College of Radiology Imaging Network experience. J Nucl Med. 2009; 50(7): 1187–1193. §3.7
- [12] Akamatsu G, Shimada N, Matsumoto K, et al: New standards for phantom image quality and SUV harmonization range for multicenter oncology PET studies. Ann Nucl Med 2022; 36(2): 144–161. §6, §6.2
- [13] Akamatsu G, Ikari Y, Nishida H, et al: Influence of statistical fluctuation on reproducibility and accuracy of SUVmax and SUVpeak: A phantom study. J Nucl Med Technol. 2015; 43(3): 222–226. §6.2
- [14] 織田圭一, 坂田宗之, 西尾知之, 他. 脳 PET における装置差に関する基礎的研究. 日本放射線技術学会雑誌. 2012; 68(6): 669–679. §7.1
- [15] 福喜多博義, 林万寿夫, 鈴木一史, 他: がん FDG-PET/CT 撮像法ガイドライン. 核医学技術. 2009; 29(2): 195–235. §7.1, §7.3
- [16] 穴戸博紀, 大塚信昭, 富永孝宏. 三次元 ^{18}F -FDG PET/CT 収集におけるオーバーラップ数の検討. 日本放射線技術学会雑誌. 2006; 62(6): 855–862. §7.2

履歴

ver	日付	説 明
1-0	2014.7	Public comment 版
1-1	2015.7	初版 PET 核医学委員会承認
2-1	2016.7	第 2 版 視覚及び物理的評価を変更
3-1	2017.7	第 3 版 誤差の標準偏差計算式を改定及び他の手順書との整合性を修正
3-2	2018.1	第 3 版 誤記を修正
4-1	2023.8	第 4 版 JSNN-WG の成果からファントム基準改定