

¹¹C-メチオニンを用いた脳腫瘍 PET 撮像のためのファントム試験手順書 第3版

日本核医学会・PET 核医学委員会

2018/1/17 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	ファントム封入核種と放射能量	4
3.2	ファントムの作成	4
3.3	ファントムの配置	5
3.4	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)	5
3.5	エミッション撮像	5
3.6	ファントム画像の作成	5
4	提出項目	5
4.1	画像	5
4.2	PET 撮像情報	5
5	評価方法	6
5.1	DICOM header 情報確認	6
5.2	PET 画像の評価	6
5.2.1	陽性像の視覚的評価	6
5.2.2	BT ファントムの視覚的評価	7
5.2.3	物理学的評価のための関心領域の設定	7
5.2.4	%contrast	7
5.2.5	相対リカバリー係数	8
5.2.6	SUV	8
5.2.7	均一性	8
6	評価基準	9
6.1	視覚的評価	9
6.2	物理学的評価	9
7	その他の留意事項	11
7.1	ファントム試験で得られた PET 画像に対する ROI 設定	11
7.2	時刻合わせ	11
7.2.1	基準時刻	11
7.2.2	実施頻度	11
7.2.3	精度	11
7.3	放射能測定装置 (ドーズキャリブレーター)	11
7.3.1	測定前の準備	11
7.3.2	測定値の変動	11

7.3.3 測定対象の幾何学的な位置	11
7.4 評価対象とする再構成画像	12
付録 A. ^{11}C と ^{18}F 放射性薬剤における収集時間対応表	14

図 目 次

1 BT ファントムの外観	3
2 BT ファントムの断面 (A) 及び球体の配置 (B)	4
3 BT ファントムの画像	7
4 %contrast 及びリカバリー係数測定のための円形 ROI の設定位置	8
5 SUV 測定のための円形 ROI の設定位置	9
6 3 スライスに設置した円形 ROI	10
7 各画像スライスにおける SUVmean の変動	10

表 目 次

1 BT ファントムの諸元	3
2 撮像情報の記入項目	6
3 ^{11}C と ^{18}F 放射性薬剤の収集時間対応表	14

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、 ^{11}C -メチオニンを用いた脳腫瘍 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。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。

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、監査機関は以下の評価を行う。

(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 (直径 5, 7.5, 10, 16, 27, 38 mm 球の描出能) と、物理的評価 (各サイズの陽性像における %コントラスト、相対リカバリー係数、バックグラウンド領域における standardized uptake value (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。



Figure 1: BT ファントムの外観

2.3. 使用ファントム

認証プログラムにおいては、日本核医学会が定めた脳腫瘍評価用ファントムである Brain Tumor(BT) ファントム (Fig. 1) を用いる。BT ファントムの諸元を Table 1 に示す。

Table 1: BT ファントムの諸元

項目	寸法
外容器の長さ	215 mm
溶液封入部の長さ	185 mm
外容器の容積	5,812 mL(※設計上の仕様) ¹⁾
上蓋から球体中心までの距離	70 mm
球体の配置	直径 120 mm の距離に 6 個 (60 度ごと)
球体の直径	5, 7.5, 10, 16, 27, 38 mm

BT ファントムは、円筒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濃度の放射能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だと判断されたならば、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。

ファントム試験に必要とする時間は、ファントム作成に要する 1 時間程度に、減弱補正用データの撮像時間と監査時に指示されたエミッション撮像時間を加えた時間である。

¹⁾5,812 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。

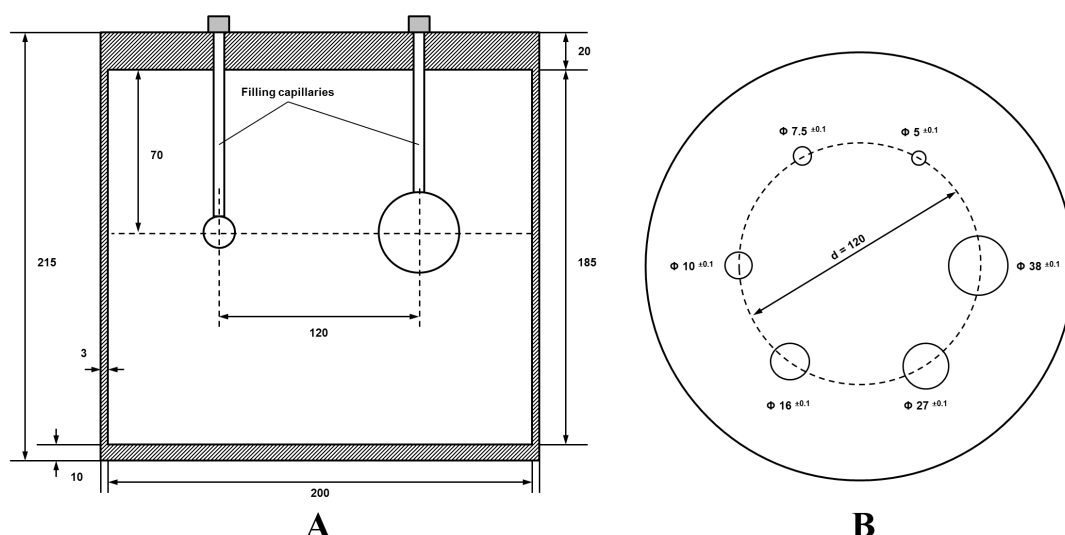


Figure 2: BT ファントムの断面 (A) 及び球体の配置 (B)

3.1. 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 Eqn. 1 で算出する。

$$A_0 = 2.65 \times 10^{-3} \times V_{BG} \times \exp\left(\frac{T_m}{109.8} \times \ln(2)\right) \quad [\text{MBq}] \quad (1)$$

ここで、 V_{BG} は BT 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]、 $\ln(2)$ は e を底とする 2 の対数である。また、バックグラウンド領域の放射能濃度 (2.65 [kBq/mL]) は、典型的な ^{11}C -メチオニンを用いた脳腫瘍 PET 撮像における健常組織の放射能濃度である [1, 2]。

例えば、BT ファントムのバックグラウンド領域の全容積 (V_{BG}) が 5,940 mL ²⁾、ファントム作成に要する時間 (T_m) が 60 分の場合、BT 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. 2 となる。

$$A_0 = 2.65 \times 10^{-3} \times 5940 \times \exp\left(\frac{60}{109.8} \times \ln(2)\right) = 23.0 \quad [\text{MBq}] \quad (2)$$

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 15.7 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。

3.2. ファントムの作成

5, 7.5, 10, 16, 27, 38 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 3 倍とするために、まず BT ファントムの外容器に全容積の 3 分の 1 (上記の例では 1,980 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 23.0 MBq) を外容器に封入し、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 [3]。

次に球体に封入するための ^{18}F 溶液を外容器から 45 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 5,940 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。

²⁾5,940 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。

3.3. ファントムの配置

BT ファントムを PET(PET/CT) 装置のヘッドレストまたは寝台上に配置する。可能な限り被験者撮像と同様の手法及び器具で固定を行う。水準器を用いて、BT 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、BT 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。

3.4. 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。

3.5. エミッション撮像

エミッション撮像の開始時刻は、BT 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 2.65 kBq/mL $\pm 5\%$ となる時刻から開始し、監査時に指示された収集時間で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、PET 施設調査票及び PET 撮像施設認証の監査申込書を考慮して、監査時に指示された収集時間のデータが得られるようにリストモード収集を行う (§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 (Table 3) 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 PET 撮像施設認証監査機関に問い合わせる。

3.6. ファントム画像の作成

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。

例えば、画像再構成を逐次近似法 (反復画像再構成法) で行い、iterative update(サブセット数×繰り返し回数) を 60~80 回程度とし [4-6]、画素サイズを検出器サイズの半分以下 (2 mm 以下) にすれば、評価基準の条件を満たすことが期待できる。

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) を用いない PET 画像を作成することが望ましい。この画像再構成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 [7,8]、相対リカバリー係数や 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ためである [9]。

4. 提出項目

4.1. 画像

収集したデータから、撮像プロトコールを想定した収集時間と本ファントム試験の共通画像として定義する収集時間 10 分のデータをそれぞれ画像再構成し、2 種類の 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 画像の画素単位は [Bq/mL] または [Bq/cc] とする。

尚、前者の収集時間は PET 施設調査票の撮像条件と ^{11}C と ^{18}F 放射性薬剤における収集時間対応表 (Table 3) に基づいて監査時に指示する。

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。

Table 2: 撮像情報の記入項目

i	被験者名	Brain_Methionine
ii	被験者 ID	JSNM20170624 (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_Met 脳腫瘍 または MethionineShisetsuNinsyo†
iv	被験者身長	21.5 cm または 22 cm*
v	被験者体重	5.8 kg または 6 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	放射性核種の陽電子放出割合	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	Met_BTphantom
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補正条件)

† ... 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. 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⁾。

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

¹¹C-メチオニンを用いた脳腫瘍 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。

5.2.1. 陽性像の視覚的評価

撮像プロトコルを想定した収集時間の PET 画像について描出能を評価する。球体の配置が分かる X 線 CT 画像を用いるなどして球体をもっとも明瞭に描出されている体軸横断面画像⁴⁾を特定した上で各サイズの陽性像の視認性を評価する。各サイズの陽性像の描出能を評価する際は、以下の点に留意する。

- (1) 評価は複数の判定者 (PET 核医学認定医もしくは核医学専門技師など) が行う。
- (2) 可能な限り実際の撮像プロトコルで指定されている読影端末で行う。
- (3) PET 画像の表示カラーlookupアップテーブルは、NEMA で規定された hot iron scale [10] とする (Fig. 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。

⁴⁾ システム軸に直角な断層撮像容積を通るスライス面

- (4) 画像表示ウィンドウレベル (SUV スケール) は、上限値 = 3、下限値 = 0 の固定値とする。
- (5) 表示方法は、各サイズの球体がもっとも明瞭に描出されている 1 画像スライスで判定する。

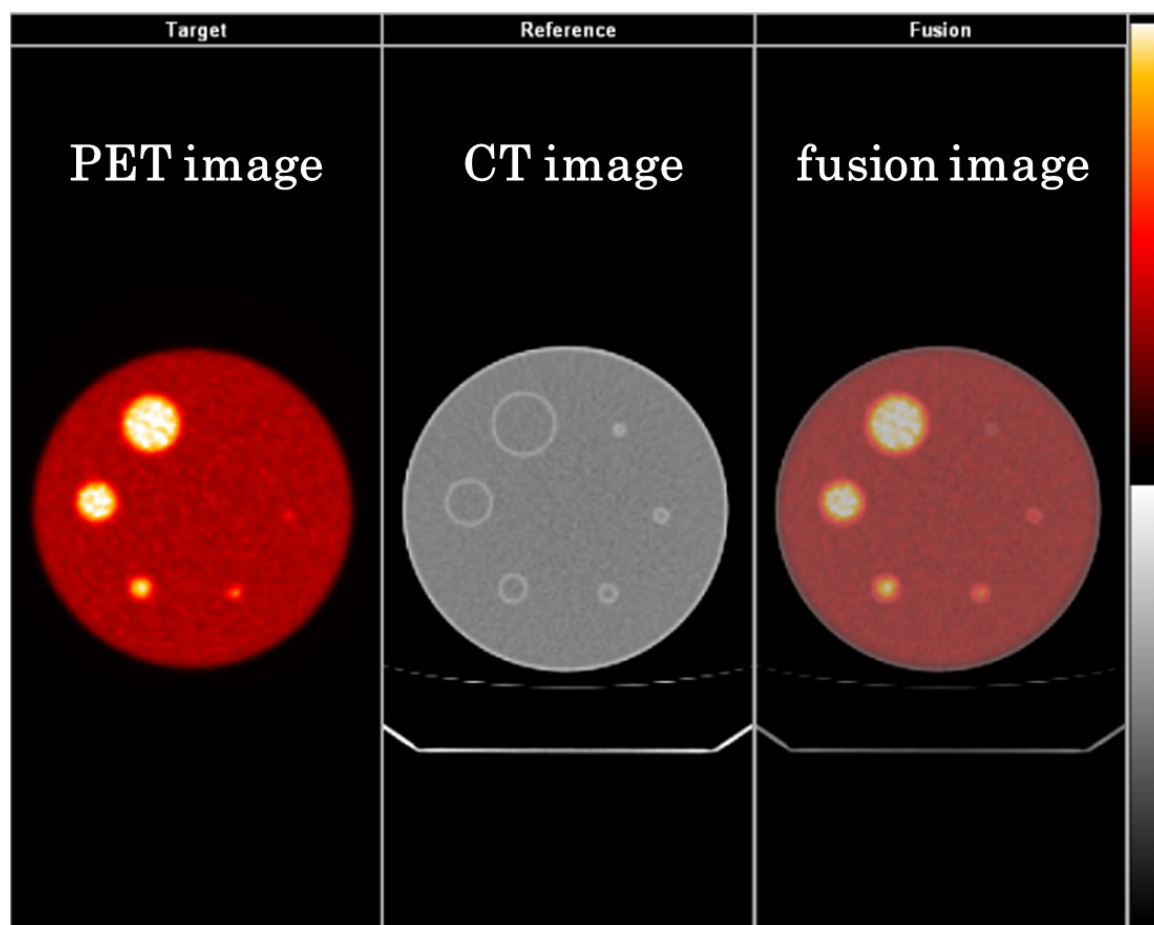


Figure 3: BT ファントムの画像

5.2.2. BT ファントムの視覚的評価

提出された BT ファントムの PET 画像について、視覚的に不均一なアーチファクトがないかを評価する。

5.2.3. 物理学的評価のための関心領域の設定

次項に示す%contrast (§5.2.4) 及び相対リカバリー係数 (§5.2.5) の物理学的評価は、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ついて行う。

各球体と同じ大きさの円形関心領域 (ROI) とバックグラウンド領域に大きさ 100 mm² 程度の円形 ROI を 10 個設定し、各球体については円形 ROI 内の最大計数を、バックグラウンド領域については同じく平均計数を算出する。

尚、バックグラウンド領域に設定する円形 ROI はファントム辺縁から 15 mm 以上の距離に 6 個と中央部に 4 個とする (Fig. 4)。

5.2.4. %contrast

各サイズの球体における%contrast を Eqn. 3 を用いて計算する。

$$\%contrast = \frac{ROI_H - ROI_{b,a}}{ROI_H + ROI_{b,a}} \times 100[\%] \quad (3)$$

ここで、ROI_H は各球体に設定した円形 ROI 内の最大計数、ROI_{b,a} はバックグラウンド領域に 10ヶ所設定した円形 ROI 内の平均計数である。

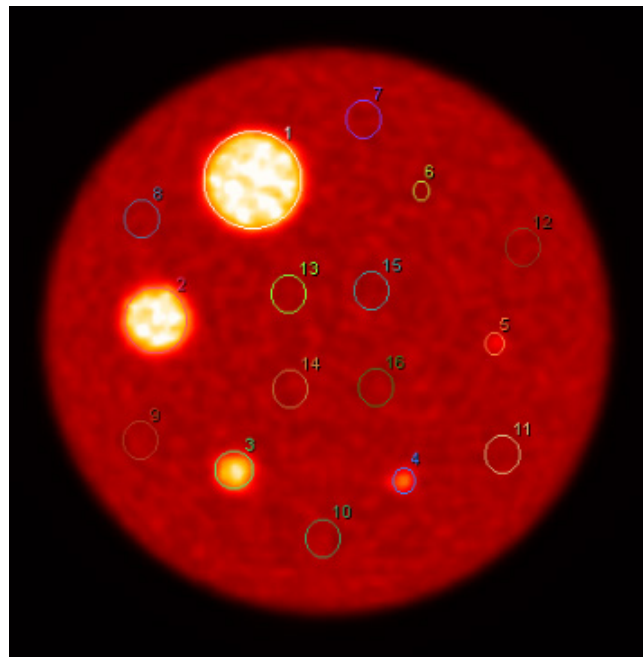


Figure 4: %contrast 及びリカバリー係数測定のための円形 ROI の設定位置

5.2.5. 相対リカバリー係数

Eqn. 4 を用いて各サイズの球体における相対リカバリー係数 (RC_j) を算出する。

$$RC_j = \frac{ROI_j}{ROI_{38mm}} \quad (4)$$

ここで、 j は各サイズの球体、 ROI_j は各球体に設定した円形 ROI 内の最大計数、 ROI_{38mm} は 38 mm 球での最大計数である。

5.2.6. SUV

球体が描出されていない画像スライスのバックグラウンド領域に Fig. 5 を参考にして大きさ 500 mm² 程度の円形 ROI を周辺部に 12 個、中央部に 4 個 (合計 16 個) 設定する。また、同様の円形 ROI をその画像スライスから ±10 mm 程度の距離の画像スライスにも設定する (Fig. 6)。

球体が描出されていない各画像スライスのバックグラウンド領域に設定した円形 ROI 内の平均計数 (SUV_{mean}) から、Eqn. 5 を用いて SUV_{mean} の全平均値 (SUV_{TOT}) を求める。

$$SUV_{TOT} = \frac{\sum_{i=1}^n x_i}{n} \quad (5)$$

ここで、 x_i は球体 that 描出されていない各画像スライスのバックグラウンド領域に設定した円形 ROI 内の SUV_{mean} 、 n は各画像スライスに設定した 16 個の円形 ROI の総数 48 である。

5.2.7. 均一性

前項 SUV (§5.2.6) に示す、球体 that 描出されていない各画像スライスに設定した周辺部円形 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. 7)。 SUV_{TOT} に対する相対誤差 (ΔSUV_{mean}) は Eqn. 6 を用いて求める。

$$\Delta SUV_{mean} = \left(\frac{SUV_{mean}}{SUV_{TOT}} - 1 \right) \quad (6)$$

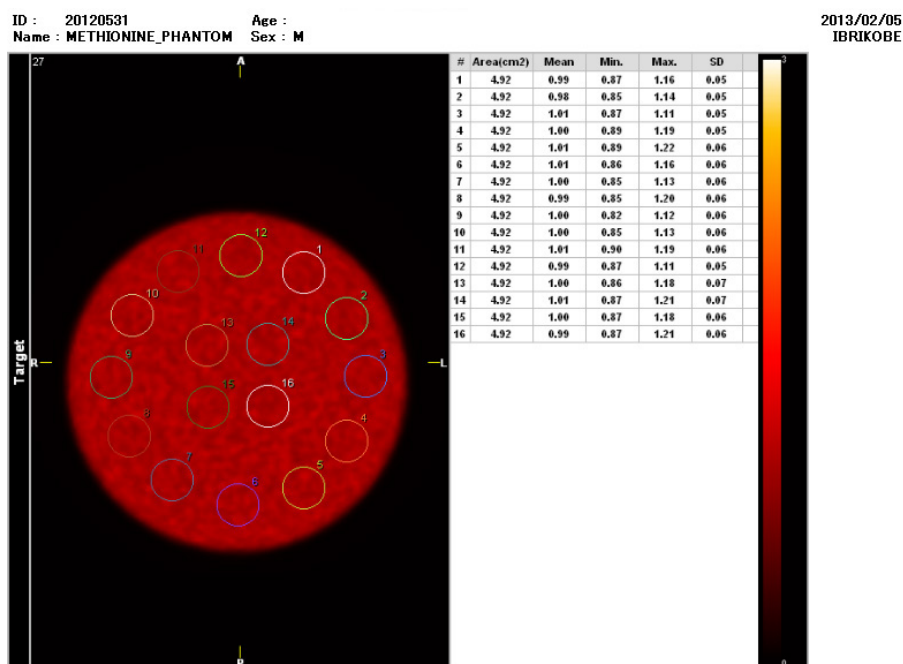


Figure 5: SUV 測定のための円形 ROI の設定位置

また、相対誤差の標準偏差 ($SD_{\Delta SUV_{mean}}$) は Eqn. 7 を用いて求める。

$$SD_{\Delta SUV_{mean}} = \sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (\Delta SUV_{mean,i})^2} \quad (7)$$

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、2012 年に実施した「 ^{11}C 標識メチオニンによる脳腫瘍 PET 検査の撮像方法に関するアンケート調査」を参考に定めたものである。

6.1. 視覚的評価

7.5 mm 径の陽性像が視認できることを目標とする。尚、7.5 mm 径の視認の可否は主観的評価となることから、複数人の判定者が合議して視認性を評価する。

また、横断面、矢状断面及び冠状断面の各画像について、視覚的に不均一なアーチファクトがないかを評価する。

6.2. 物理学的評価

以下について評価する。ここで、以下に示す評価基準 (1) は、bevacizumab の高度医療における画像評価の基準値 [11] であり、評価基準 (4) 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である。

- (1) 陽性像のコントラスト (%contrast) を評価する。各球体における %コントラストを算出し、7.5 mm 径の球体で 13% 以上の数値が得られることを目標とする。
- (2) 相対リカバリ係数 (RC_j) を評価する。10 mm 径ホット球における分解能 (FWHM) が 8 mm 以下となる、すなわち相対リカバリ係数が 0.45 よりも大きくなる [12, 13] 再構成条件であることを目標とする。⁵⁾
- (3) SUV (SUV_{TOT}) の精度を評価する。 SUV_{TOT} が 1.00 ± 0.05 以内 (0.95~1.05) であることを目標とする。また、SUVmean を得るために設定した周辺部の円形 ROI (12 個 × 3 スライス) と中央部の円形 ROI (4 個 × 3 スライス) の平均値を比較する。

⁵⁾ 予備実験によると、2.65 kBq/mL の低放射能濃度でも 10 mm 径のホット球は明瞭に描出可能であった。

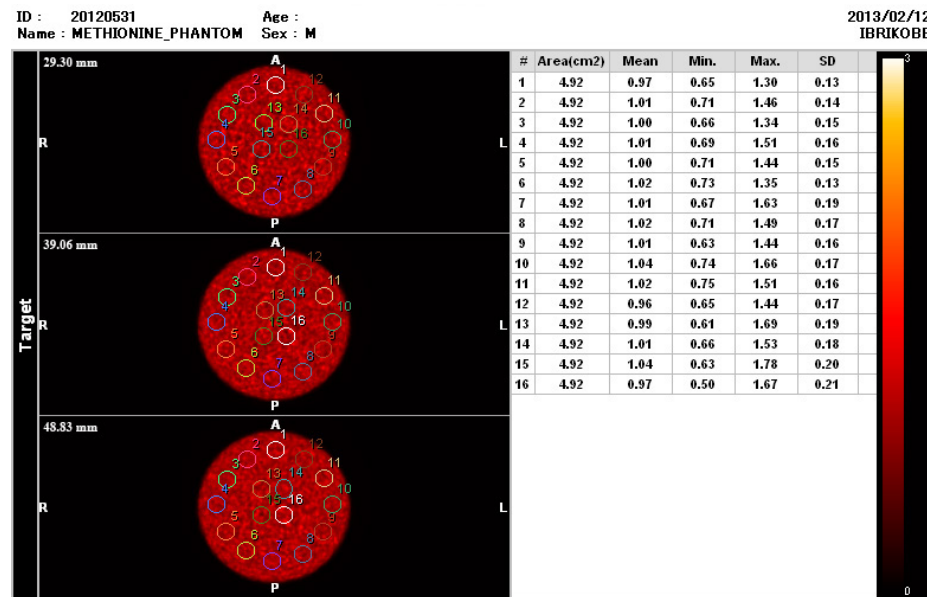


Figure 6: 3 スライスに設置した円形 ROI

ライス) を用いて、5%の有意水準で統計学的有意差が無いことを目標とする。

- (4) 均一性 (ΔSUV_{mean}) を評価する。BT 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 0.0249 以下であることを目標とする。ここで、 $SD_{\Delta SUV_{mean}}$ が 0.0249 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. 7)。

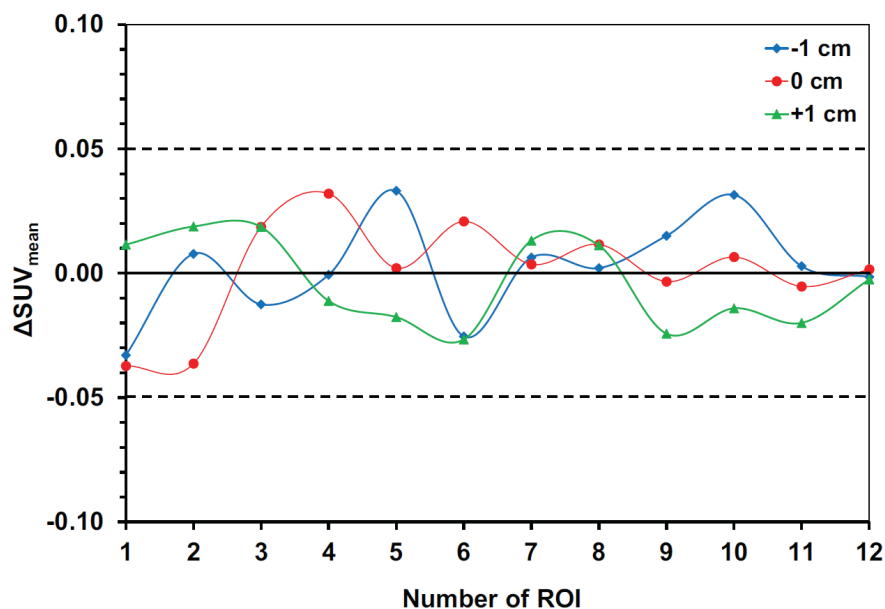


Figure 7: 各画像スライスにおける SUVmean の変動

7. その他の留意事項

7.1. 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)。

7.2. 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エネルギーを測定する。

7.2.1. 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。

7.2.2. 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、定期的に確認する必要がある。

7.2.3. 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%、 ^{11}C を用いた検査では約 3.5% 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、15 秒以内の精度で時刻合わせを行う。

7.3. 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。

7.3.1. 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。

7.3.2. 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、放射エネルギー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エネルギーを複数回測定し、減衰以上の大きな変動がなければファントム封入放射エネルギーとする。

7.3.3. 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。

7.4. 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] Langen KJ, Ziemons K, Kiwit JC, et al: 3- ^{123}I Iodo- α -methyltyrosine and [methyl- ^{11}C]-L-methionine uptake in cerebral gliomas: a comparative study using SPECT and PET. J Nucl Med. 1997; 38(4): 517–522. [§3.1](#)
- [2] Deloar HM, Fujiwara T, Nakamura T, et al: Estimation of internal absorbed dose of L-[methyl- ^{11}C]-methionine using whole-body positron emission tomography. Eur J Nucl Med. 1998; 25(6): 629–633. [§3.1](#)
- [3] Boellaard R: Standards for PET image acquisition and quantitative data analysis. J Nucl Med. 2009; 50(Suppl 1): 11S–20S. [§3.2](#)
- [4] Jaskowiak CJ, Bianco JA, Perlman SB, et al: Influence of reconstruction iterations on ^{18}F -FDG PET/CT standardized uptake values. J Nucl Med. 2005; 46(3): 424–428. [§3.6](#)
- [5] Panin VY, Kehren F, Michel C, et al: Fully 3-D PET reconstruction with system matrix derived from point source measurements. IEEE Trans Med Imaging. 2006; 25(7): 907–921. [§3.6](#)
- [6] Yokoi T, Shinohara H, Onishi H: Performance evaluation of OSEM reconstruction algorithm incorporating three-dimensional distance-dependent resolution compensation for brain SPECT: A simulation study. Ann Nucl Med. 2002; 16(1): 11–18. [§3.6](#)
- [7] Zeng GL: Gibbs artifact reduction by nonnegativity constraint. J Nucl Med Technol. 2011; 39(3): 213–219. [§3.6](#)
- [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. [§3.6](#)
- [9] 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. [§3.6](#)
- [10] National Electrical Manufacturers Association (2011): PS 3.6-2011: Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM) Part 6: Data Dictionary. Rosslyn, Virginia: National Electrical Manufacturers Association. [3](#)
- [11] Kracht LW, Miletic H, Busch S, et al: Delineation of brain tumor extent with ^{11}C -L-methionine positron emission tomography: local comparison with stereotactic histopathology. Clin Cancer Res. 2004; 10(21): 7163–7170. [§6.2](#)
- [12] Prieto E, Marti-Climent JM, Arbizu J, et al: Evaluation of spatial resolution of a PET scanner through the simulation and experimental measurement of the recovery coefficient. Comput Biol Med. 2010; 40(1): 75–80. [2](#)
- [13] 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. [2](#)

付録 A. ^{11}C と ^{18}F 放射性薬剤における収集時間対応表

臨床研究で行われる ^{11}C -メチオニンを用いた脳腫瘍 PET 撮像の収集時間は、放射性同位元素の半減期が異なるため本ファントム試験の PET 収集時間に該当しない。ここでは、収集開始時の初期値が同等で ^{11}C で測定した雑音等価計数と ^{18}F で測定した雑音等価計数が同じとなる収集時間を示す。実際の PET 収集ではプロンプト同時計数と偶発同時計数しか実測できないため、以下に示す収集時間対応表は目安の収集時間である。

Table 3: ^{11}C と ^{18}F 放射性薬剤の収集時間対応表

収集時間 [min]			
^{11}C	^{18}F	^{11}C	^{18}F
1.00	0.99	21.00	15.77
2.00	1.95	22.00	16.30
3.00	2.88	23.00	16.82
4.00	3.78	24.00	17.32
5.00	4.67	25.00	17.81
6.00	5.52	26.00	18.28
7.00	6.36	27.00	18.73
8.00	7.16	28.00	19.18
9.00	7.95	29.00	19.61
10.00	8.71	30.00	20.02
11.00	9.45	31.00	20.42
12.00	10.17	32.00	20.81
13.00	10.87	33.00	21.19
14.00	11.55	34.00	21.56
15.00	12.21	35.00	21.91
16.00	12.85	36.00	22.26
17.00	13.47	37.00	22.59
18.00	14.07	38.00	22.91
19.00	14.65	39.00	23.23
20.00	15.22	40.00	23.53

履歴

ver	日付	説	明
1-5	2013.9	初版	日本核医学会 分子イメージング戦略会議
2-1	2016.3	第 2 版	視覚及び均一性評価の評価基準の改定
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